

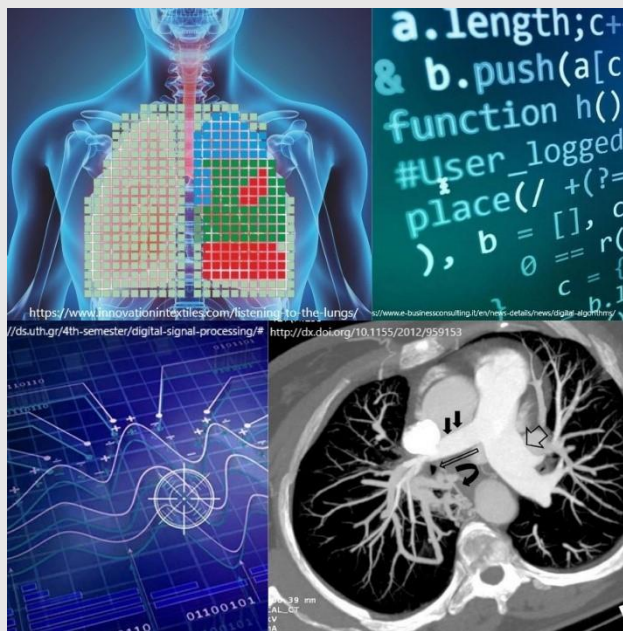


ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ - ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

ΠΜΣ: «ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ»

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

«ΔΥΣΧΕΡΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΑΓΓΕΙΩΝ ΣΕ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΕΣ ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΕΣ
ΠΝΕΥΜΟΝΙΚΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ ΚΑΙ ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΗΣ
ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΒΕΛΤΙΩΣΗ ΤΗΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ»



Ζέρβας Γεώργιος (21008)

Επιβλέπων Καθηγητής: ΓΚΛΩΤΣΟΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ

ΑΘΗΝΑ 2024



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ - ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

ΠΜΣ: «Σύγχρονες Εφαρμογές στην Ιατρική Απεικόνιση»

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**«Δυσχερής απεικόνιση αγγείων σε Υπολογιστικές Αγγειογραφίες
Πνευμονικών Αρτηριών και επίδραση τεχνικών ψηφιακής επεξεργασίας
για την βελτίωση της ποιότητας εικόνων»**

Ζέρβας Γεώργιος, ΑΜ: 21008

Επιβλέπων Καθηγητής: ΓΚΛΩΤΣΟΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ

ΑΘΗΝΑ 2024



UNIVERSITY OF WEST ATTICA
FACULTY OF HEALTH AND CARE SCIENCES
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL SCIENCES
DIVISION OF RADIOLOGY - RADIOTHERAPY

MSc: «Current Applications In Medical Imaging»

DISSERTATION – DIPLOMA THESIS

**«Difficult visualization of vessels in Computed Tomography
Pulmonary Angiography and effect of digital processing techniques
for image quality improvement»**

Zervas Georgios, Candidate Number: 21008

Supervisor: GKLOTSOS DIMITRIOS

ATHENS 2024

ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

Μέλη Εξεταστικής Επιτροπής συμπεριλαμβανομένου και του Εισηγητή.

Η μεταπτυχιακή διπλωματική εργασία εξετάστηκε επιτυχώς από την κάτωθι Εξεταστική Επιτροπή:

Α/Α	ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ	ΒΑΘΜΙΔΑ/ΙΔΙΟΤΗΤΑ	ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ
1	ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ ΓΚΛΩΤΣΟΣ	ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ	
2	ΣΠΥΡΙΔΩΝ ΚΩΣΤΟΠΟΥΛΟΣ	ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ	
3	ΕΜΜΑΝΟΥΗΛ ΑΘΑΝΑΣΙΑΔΗΣ	ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ	

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο κάτωθι υπογεγραμμένος **ΖΕΡΒΑΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ** του ΜΙΧΑΗΛ , με αριθμό μητρώου 21008 φοιτητής του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «**ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ**» του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών της Σχολής Υγείας και Πρόνοιας του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της μεταπτυχιακής εργασίας 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».

*Επιθυμώ την απαγόρευση πρόσβασης στο πλήρες κείμενο της εργασίας μου μέχρι..... και έπειτα από αίτηση μου στη Βιβλιοθήκη και έγκριση του επιβλέποντα καθηγητή.

Ο Δηλών



Ζέρβας Μιχ. Γεώργιος

* Ονοματεπώνυμο / Ιδιότητα / Ψηφιακή Υπογραφή Επιβλέποντα

* Εάν κάποιος επιθυμεί απαγόρευση πρόσβασης στην εργασία για χρονικό διάστημα 6-12 μηνών (embargo), θα πρέπει να υπογράψει ψηφιακά ο επιβλέπων καθηγητής, για να γνωστοποιεί ότι είναι ενημερωμένος και συναινεί. Οι λόγοι χρονικού αποκλεισμού πρόσβασης περιγράφονται αναλυτικά στις πολιτικές του Ι.Α. (σελ. 6):

<https://www.uniwa.gr/idrymatiko-apothesis-polynoi/>

***“Όσο πιο πολλά μαθαίνω,
τόσο πιο πολύ καταλαβαίνω πόσο λίγα ξέρω”***

Σωκράτης

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η επιλογή του ΠΜΣ «Σύγχρονες Εφαρμογές στην Ιατρική Απεικόνιση» αποτέλεσε κατάλληλη ευκαιρία για ανασκόπηση και μελέτη, ικανοποιώντας παράλληλα τη συνεχή ανάγκη για εμπάθυνση του γνωσιακού υποβάθρου της επιστήμης της οποίας έγινα γνώστης, στις προπτυχιακές σπουδές μου.

Η φοίτηση στο ΠΜΣ διέθετε όλα τα χαρακτηριστικά ενός απολαυστικού ταξιδιού και ως τέτοιο θα την θυμάμαι, πλήρως ικανοποιημένος, χαρούμενος και ευγνώμων για την ολοκλήρωσή του, η οποία επισφραγίζεται με την εκπόνηση και συγγραφή της παρούσας Μεταπτυχιακής Διπλωματικής Εργασίας...

Φτάνοντας στο τέλος, θα ήθελα να Ευχαριστήσω πρωτίστως την Οικογένειά μου για την υποστήριξη και αμέριστη συμπαράσταση που απλόχερα μου προσέφεραν όλο αυτό το διάστημα, και τότε και τώρα... Ευχαριστώ ιδιαιτέρως και τους φίλους που, μαζί τους, στάθηκαν πλάι μου σε κάθε βήμα, με υπομονή και επιμονή, νιώθοντας την αγωνία, τις δυσκολίες, την απογοήτευση, αλλά και κάθε ικανοποίηση ή χαρά μου... Ευχαριστώ επίσης Υπηρεσίες και Πρόσωπα του Γενικού Νοσοκομείου Κέρκυρας, για την διάθεση των δεδομένων, και όλους όσους συνέβαλαν με οποιονδήποτε άλλο τρόπο στην διεξαγωγή αυτής της έρευνας... Ένα μεγάλο “Ευχαριστώ” οφείλω βεβαίως στην Επιτροπή Ηθικής και Δεοντολογίας της Έρευνας και σε όλη την κοινότητα και τους συντελεστές του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, κυρίως όμως του Τομέα Ακτινολογίας - Ακτινοθεραπείας και του Τμήματος Βιοιατρικών Επιστημών, για όλες τις προσπάθειες που κάνουν, τη συνδρομή και το ενδιαφέρον τους... Τέλος, θα ήθελα να Ευχαριστήσω θερμά τα μέλη της Εξεταστικής Επιτροπής που θα «υποδεχτούν» και θα «παραλάβουν» αυτή τη δουλειά...

Ξεχωριστές και συνάμα βαθιές “Ευχαριστίες” επιθυμώ να εκφράσω προς τον Επιβλέποντα Καθηγητή μου, Κο Δημήτρη Θ. Γκλώτσο, Καθηγητή του Τμήματος Μηχανικών Βιοιατρικής του ΠΑ.Δ.Α., για την άρτια Επιστημονική του Καθοδήγηση, αλλά και για την αμέριστη συμπαράσταση και ηθική υποστήριξη, που μου προσέφερε απρόσκοπτα, άμεσα και ευχάριστα!!!

Δημήτρη (θα μου επιτρέψεις)... Σε ΕΥΧΑΡΙΣΤΩ Για Όλα...!!!!

Την Μεταπτυχιακή αυτή Διπλωματική Εργασία, αφιερώνω στους Γονείς μου, και σε εκείνους που ήταν εκεί για να μοιραστούν τα συναισθήματά μου.....!!!!!! Σας Ευχαριστώ Όλους από Καρδιάς...

Κέρκυρα, 20 Ιουνίου 2024

Γιώργος Μιχ. Ζέρβας

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ	2
DISSERTATION – DIPLOMA THESIS	3
ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ.....	4
ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ	5
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	7
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ.....	8
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	11
ABSTRACT	13
ΑΝΤΙ ΠΡΟΛΟΓΟΥ.....	15
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	17
ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	22
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΔΙΛΛΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΔΥΣΧΕΡΕΙΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ	22
1.1 - ΠΑΘΟΛΟΓΙΚΕΣ ΚΑΙ ΑΝΑΤΟΜΙΚΕΣ ΚΑΤΑΣΤΑΣΕΙΣ	22
1.2 - ΣΦΑΛΜΑΤΑ.....	23
1.2.1 - ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΤΕΧΝΙΚΗΣ ΦΥΣΕΩΣ.....	23
1.2.1.1 - Σφάλματα Μερικού Όγκου	24
1.2.1.2 - Σφάλματα Σκλήρυνσης Δέσμης.....	24
1.2.1.3 - Μειωμένη Σκιαγραφική Ενίσχυση	25
1.2.2 - ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΣΧΕΤΙΖΟΜΕΝΑ ΜΕ ΤΟΝ ΑΣΘΕΝΗ	26
1.2.2.1 - Θόρυβος.....	26
1.2.2.2 - Σφάλματα Κίνησης	26
1.2.2.3 - Σφάλματα Ροής	28
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΨΗΦΙΑΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΕΙΚΟΝΑΣ.....	36
2.1 - ΜΟΡΦΕΣ ΨΗΦΙΑΚΗΣ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ	36
2.1.1 - ΤΕΧΝΗΤΗ ΝΟΗΜΟΣΥΝΗ (ΤΝ)	37
2.1.2 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΝΑΣΥΣΤΑΣΗΣ ΟΓΚΟΥ.....	38
2.1.3 - ΕΛΕΓΧΟΣ ΤΗΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ	39
2.2 - ΤΕΧΝΙΚΗ ΤΟΥ ΠΑΡΑΘΥΡΟΥ	41
2.3 - ΤΕΧΝΙΚΗ CLΑΗΕ	44
2.3.1 - ΓΕΝΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ	44
2.3.2 - ΣΥΝΤΑΞΗ ΚΑΙ ΒΑΣΙΚΗ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΠΟΙΗΣΗ	46
2.3.2.1 - ClipLimit - Contrast Enhancement Limit.....	46
2.3.2.2 - NumTiles - Number Of Tiles	47
2.3.2.3 - Distribution - Desired Histogram Shape	47

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	48
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ	48
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	54
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΣΥΖΗΤΗΣΗ.....	64
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	73
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α΄ - ΣΥΜΠΛΗΡΩΜΑΤΙΚΕΣ ΓΝΩΣΕΙΣ	75
Α1 - ΓΝΩΣΕΙΣ ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ	75
Α1.1 - ΤΟ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΓΕΝΙΚΑ.....	75
Α1.2 - ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΩΝ ΠΝΕΥΜΟΝΙΚΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ	77
Α1.3 - ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΩΝ ΠΝΕΥΜΟΝΙΚΩΝ ΦΛΕΒΩΝ	79
Α1.4 - ΒΑΣΙΚΗ ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ.....	80
Α1.5 - ΔΟΜΗ ΤΩΝ ΑΙΜΟΦΟΡΩΝ ΑΓΓΕΙΩΝ	81
Α2 - ΓΝΩΣΕΙΣ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ	83
Α2.1 - ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΟΥ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ	83
Α2.2 - ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΑ ΤΟΥ ΑΙΜΑΤΟΣ.....	83
Α2.2.1 - ΠΝΕΥΜΟΝΙΚΗ ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΑ.....	84
Α2.2.2 - ΣΥΣΤΗΜΑΤΙΚΗ ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΑ	85
Α2.3 - ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΩΝ ΑΓΓΕΙΩΝ	87
Α2.3.1 - Ο ΡΟΛΟΣ ΤΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΚΗΣ ΠΙΕΣΗΣ.....	88
Α2.4 - ΚΑΡΔΙΑΚΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ	89
Α2.4.1 - ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΚΥΚΛΟΣ	91
Α3 - ΠΑΘΟΛΟΓΙΑ ΤΟΥ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ	93
Α3.1 - ΠΑΘΗΣΕΙΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ	93
Α3.2 - ΠΑΘΗΣΕΙΣ ΤΩΝ ΑΓΓΕΙΩΝ	96
Α3.2.1 - ΠΝΕΥΜΟΝΙΚΗ ΕΜΒΟΛΗ (ΠΕ). ΣΤΟΙΧΕΙΩΔΗΣ ΠΡΟΣΕΓΓΙΣΗ	98
Α3.2.1.1 - Επιδημιολογικά Στοιχεία.....	98
Α3.2.1.2 - Προδιαθεσικοί Παράγοντες (Παράγοντες Κινδύνου).....	99
Α3.2.1.3 - Αιτιοπαθογένεση - Παθοφυσιολογία	100
Α3.2.1.4 - Κλινική Εικόνα - Κλινική Πιθανότητα.....	101
Α3.2.1.5 - Διαγνωστική Προσέγγιση - Δοκιμασίες Ελέγχου	102
Α3.2.1.6 - Κατηγοριοποίηση ΠΕ - Γενικά Χαρακτηριστικά	109
Α3.2.1.7 - Διαστρωμάτωση Κινδύνου - Θεραπευτική Αντιμετώπιση	111
Α4 - ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΗΣ ΠΝΕΥΜΟΝΙΚΗΣ ΕΜΒΟΛΗΣ (ΣΤΡΑ).....	115
Α4.1 - ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ - ΚΥΡΙΑ ΣΗΜΕΙΑ ΣΤΡΑ.....	115
Α4.2 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΣΚΑΝΔΑΛΙΣΜΟΥ (TRIGGERING) ΣΤΗΝ ΣΤΡΑ	116
Α4.3 - ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΗΣ ΠΕ.....	118

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β' - ΕΡΩΤΗΜΑΤΟΛΟΓΙΟ	121
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ' - ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ	132
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Δ' - ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	134
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ε' - ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ & ΑΚΡΩΝΥΜΙΑ	135
ΛΙΣΤΑ ΑΝΑΦΟΡΩΝ.....	139
ΠΡΟΤΕΙΝΟΜΕΝΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	150
ΚΕΝΗ ΣΕΛΙΔΑ	154
ΚΕΝΗ ΣΕΛΙΔΑ	155

ΔΥΣΧΕΡΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΑΓΓΕΙΩΝ ΣΕ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΕΣ ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΕΣ ΠΝΕΥΜΟΝΙΚΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ ΚΑΙ ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΗΣ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΒΕΛΤΙΩΣΗ ΤΗΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Οι Υπολογιστικές Αγγειογραφίες των Πνευμονικών Αρτηριών (Computed Tomography Pulmonary Angiography or Angiogram, CTPA) αποτελούν, εδώ και αρκετά χρόνια, το “gold standard” στη διερεύνηση της Πνευμονικής Εμβολής (ΠΕ), χάρη στην σημαντικότερη εξέλιξη που παρουσίασαν τα αντίστοιχα απεικονιστικά συστήματα. Στον αντίποδα, τεχνικά σφάλματα και απεικονιστικές αστοχίες θα μας υπενθυμίζουν πάντα τους αστάθμητους παράγοντες αλλά και τις φυσικές και φυσιολογικές ιδιότητες της ίδιας της ύπαρξης και της ζωής. Έτσι προκύπτει, σχεδόν πάντοτε, αφενός μία διαρκής συνεκτίμηση πολλών παραμέτρων για την λήψη σωστών αποφάσεων σε κάθε απεικόνιση και αφετέρου μια συνεχής προσπάθεια για βελτίωση των αποτελεσμάτων και των τεχνικών εν γένει.

Στις CTPA, πολλές είναι οι παθολογικές καταστάσεις που μπορεί να μιμηθούν την ΠΕ, που συνήθως αποτελεί και το κύριο ζητούμενο. Επίσης, η παρουσία τεχνικών σφαλμάτων, ακόμα και από τον ίδιο τον ασθενή, μπορούν να μειώσουν την ποιότητα της απεικόνισης και να δυσχεράνουν τη διάγνωση, ή σπάνια να οδηγήσουν τον ακτινοδιαγνώστη σε λάθος συμπεράσματα.

Η ρύθμιση του παραθύρου απεικόνισης της έντασης των ανατομικών δομών, συνέβαλλε σχεδόν εξ' αρχής στην οπτική βελτίωση των εικόνων και στην προσπάθεια εξακρίβωσης ή ανίχνευσης μη εμφανών ΠΕ. Η CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization, Οριοθετημένη Αντίθεση Προσαρμόσιμης Ισοστάθμισης Ιστογράμματος) είναι επίσης μία τεχνική ψηφιακής επεξεργασίας εικόνων, που έχει χρησιμοποιηθεί αρκετά, με πολύ καλά αποτελέσματα σε αρκετές περιπτώσεις, για την ενίσχυση της αντίθεσης των εικόνων και τη βελτίωση του οπτικού αποτελέσματος. Αυτός ήταν και ο λόγος που επιλέχθηκε να μελετηθεί η συγκεκριμένη τεχνική στις περιπτώσεις CTPA.

Για το σκοπό αυτό, μελετήθηκαν εικόνες 25 ασθενών με υποψία ΠΕ, που διενεργήθηκαν σε διάστημα περίπου δύο ετών στο Γενικό Νοσοκομείο Κέρκυρας και στην πλειονότητά τους δεν είχε επιτευχθεί η βέλτιστη ποιότητα απεικόνισης. Η επεξεργασία τους πραγματοποιήθηκε με τη βοήθεια του λογισμικού MATLAB (MathWorks®, © 1994-2023 The MathWorks, Inc.), στο οποίο και εφαρμόστηκε ο αλγόριθμος της τεχνικής, σε τρία βασικά

στάδια, ένα για κάθε παράμετρο που επιλέχθηκε να χρησιμοποιηθεί. Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης δεν μοιάζουν ενθαρρυντικά προς το παρόν, καθώς παρατηρείται μη ικανοποιητική ενίσχυση της αντίθεσης των Πνευμονικών Αρτηριών (ΠΑ), συνοδευόμενη από αύξηση του θορύβου των εικόνων.

Η άποψη αυτή επιβεβαιώνεται και από μια ολιγάριθμη ομάδα Ιατρών Ακτινοδιαγνωστικής, που μέσω ενός σχετικού ερωτηματολογίου τους ζητήθηκε να καταγράψουν μια αρχική εκτίμηση για την απόδοση της CLAHE. Παρόλα αυτά, πρόκειται για μία πολλά υποσχόμενη τεχνική που διατηρεί αυξημένο το ερευνητικό ενδιαφέρον, καθώς με περαιτέρω βελτιώσεις ή διορθώσεις ενδέχεται να παρουσιάσει σαφώς καλύτερα αποτελέσματα.

Λέξεις – Κλειδιά: Τεχνικά Σφάλματα, Ψηφιακή Επεξεργασία, Απεικονιστικό Παράθυρο, Ενίσχυση Αντίθεσης, Τροποποίηση Ιστογράμματος, CTPA, CLAHE.

DIFFICULT VISUALIZATION OF VESSELS IN COMPUTED TOMOGRAPHY PULMONARY ANGIOGRAPHY AND EFFECT OF DIGITAL PROCESSING TECHNIQUES FOR IMAGE QUALITY IMPROVEMENT

ABSTRACT

Computed Tomography Pulmonary Angiography (CTPA) have been, for several years, the "gold standard" in the investigation of Pulmonary Embolism (PE), thanks to the significant development presented by the respective imaging systems. On the contrary, technical errors and illustrative failures will always remind us of the immeasurable factors but also the natural and physiological properties of existence and life itself. This results, almost always, on the one hand, in a constant consideration of many parameters for making the right decisions in each visualization and, on the other hand, in a continuous effort to improve the results and techniques in general.

In CTPA, there are many pathological conditions that can mimic PE, which is usually the main concern. Also, the presence of technical errors, even by the patient himself, can reduce the quality of the imaging and make the diagnosis difficult, or rarely lead the radiologist to wrong conclusions.

The adjustment of the intensity windowing for the visualization of the anatomical structures, contributed almost from the beginning to the visual improvement of the images and the attempt to ascertain or detect non-obvious PE. CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization) is also a digital image processing technique that has been already used, with very good results in several cases, to enhance the contrast of images and improve the visual effect. That is why this technique was chosen to be studied in cases of CTPA.

For this purpose, images of 25 patients with suspected PE, performed over a period of approximately two years at the Corfu General Hospital, were studied, as in the majority of them the optimal imaging quality had not been achieved. Their processing was carried out with MATLAB software (MathWorks®, © 1994-2023 The MathWorks, Inc.), in which the algorithm of the technique was applied, in three basic stages, one for each parameter chosen to be used. The results of the present study do not look encouraging at present, as it is observed an unsatisfactory contrast enhancement of the Pulmonary Arteries (PA), accompanied by an increase in image noise.

This opinion is also confirmed by a small group of Radiology Doctors, who, through a related

questionnaire, were asked to record an initial assessment of the performance of CLAHE. Nevertheless, this is a promising technique that maintains increased research interest, as with further improvements or corrections it may present significantly better results.

Keywords: Artifacts, Digital Processing, Intensity Windowing, Contrast Enhancement, Histogram Modification, CTPA, CLAHE.

ANTI ΠΡΟΛΟΓΟΥ...

Η ανακάλυψη των Ακτίνων-Χ, το 1895, αποτέλεσε την αρχή μιας πιθανώς ατελείωτης διαδρομής προς την απεικόνιση και κατανόηση της δομής και της λειτουργίας του ανθρωπίνου σώματος. Πολυάριθμοι σημαντικοί σταθμοί από τότε, έχουν καθορίσει τη γνώση και τις δυνατότητες που διαθέτει σήμερα η Ιατρική Απεικόνιση. Εξέχουσα θέση κατέχει η ανακάλυψη της Υπολογιστικής Τομογραφίας (CT) το 1971, μέσω της οποίας η έως τότε προβολική απεικόνιση, μετασχηματίστηκε σε εγκάρσια (σ.σ. απεικόνιση διατομής - crosssectional imaging). Χάρη σε αυτή την εξέλιξη, μπορούμε σήμερα να μιλάμε για τομογραφική απεικόνιση τριών διαστάσεων (3D), ανακατασκευή (άρα και απεικόνιση) πολλαπλών επιπέδων (MPR), προβολή μέγιστης και ελάχιστης έντασης (MIP & MinIP αντίστοιχα) και πολλά άλλα χρήσιμα εργαλεία, που προάγουν και διευκολύνουν υψηλή διαγνωστική ακρίβεια.

Η αλματώδης εξέλιξη της Υπολογιστικής Τομογραφίας, επιτεύχθηκε αναμφίβολα υποβοηθούμενη από την γενικότερη τεχνολογική πρόοδο σε όλες τις επιστήμες και ιδιαιτέρως από αυτήν της πληροφορικής. Η ραγδαία αύξηση της υπολογιστικής ισχύος και η ανάπτυξη νέων και ισχυρών αλγόριθμων ανακατασκευής εικόνας, έδωσαν μια σημαντική ώθηση στην CT απεικόνιση, έτσι όπως την γνωρίζουμε σήμερα, αλλά και με πολλές υποσχέσεις για το μέλλον.

Ταυτόχρονα, σημαντικές μηχανικές βελτιώσεις και καινοτομίες που εφαρμόστηκαν στα συστήματα των υπολογιστικών τομογράφων, έχουν επιτύχει πρωτοφανή μείωση του χρόνου σάρωσης. Σε συνδυασμό με τις αυτοματοποιημένες συσκευές έγχυσης και την ευρεία χρήση των Μέσων Σκιαγραφικής Αντίθεσης (ΜΣΑ), είναι πλέον δυνατός ο διαχωρισμός των σταδίων αιμάτωσης των οργάνων και η απεικόνισή τους σε διαφορετικές φάσεις ελέγχου, με συγκεκριμένους χρόνους από την έναρξη της έγχυσης (π.χ. πολυφασικές

μελέτες, Δυναμικές μελέτες με Σκιαγραφική Ενίσχυση - DCE).

Επιπλέον, μπορούμε να μελετήσουμε πλέον διεξοδικά την πρώτη διέλευση (first pass) του ΜΣΑ, μέσα στις αγγειακές δομές (κυρίως στις αρτηρίες) του ανθρωπίνου σώματος, χρησιμοποιώντας πρωτόκολλά για CT Αγγειογραφίες (CTA). Δεν είναι πια ακατόρθωτο ακόμα και να «ακολουθήσουμε» τη διαδρομή του ΜΣΑ, σαρώνοντας κατά μήκος των αγγείων, όπως για παράδειγμα στις Run-off CTA των κάτω άκρων.

Τέτοιες τεχνικές, αν και αποτελούν πλέον κομμάτι της καθημερινότητας ενός τμήματος Υπολογιστικής Τομογραφίας, απαιτούν εξειδικευμένη και πολύπλευρη γνώση και φυσικά επαρκή εμπειρία στο αντικείμενο. Ως δυναμικές μελέτες, είναι απόλυτα εξαρτώμενες από την κατάλληλη χρονική στιγμή της απεικόνισης και συνεπώς πιο ευαίσθητες σε αρκετούς αστάθμητους παράγοντες. Ως εκ τούτου, η ποιότητά τους και η διαγνωστική τους αξία, μπορεί να επηρεαστεί απροσδόκητα από αυτούς, όπως θα αναφερθεί στη συνέχεια. Η επανάληψη τους δε, είναι μια πολύπλοκη διαδικασία που κατά κανόνα θα πρέπει να αποφεύγεται, ενώ σε ορισμένες περιπτώσεις πιθανώς να είναι αδύνατη ή άνευ χρησιμότητας.

Για τους λόγους αυτούς, μελετώνται και αναπτύσσονται διαρκώς ιδέες και χειρισμοί, που θα μπορούσαν να εξαλείψουν, ή να περιορίσουν τουλάχιστον, τις αρνητικές επιδράσεις από τέτοιους παράγοντες. Βελτιώνοντας την ποιότητα της εικόνας, σε κάθε περίπτωση, αυξάνεται και η διαγνωστική ευχέρεια του Ακτινοδιαγνώστη Ιατρού, για ακριβή και λεπτομερή διάγνωση, προς όφελος του εξεταζόμενου - ασθενούς. Η αντίθεση αποτελεί μία από τις σημαντικότερες παραμέτρους που χαρακτηρίζει μια εικόνα και συνεισφέρει ιδιαίτερα στο οπτικό αποτέλεσμα αυτής.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Για την περίπτωση της CTPA (Computed Tomography Pulmonary Angiography or Angiogram, Υπολογιστική Αγγειογραφία Πνευμονικών Αρτηριών), είναι αρκετά σημαντικό να χρησιμοποιούνται κατάλληλες ρυθμίσεις του παραθύρου απεικόνισης. Μεγάλες εμβολές των Πνευμονικών Αρτηριών (ΠΑ ή PA) μπορούν μεν να ανιχνευτούν με το απεικονιστικό παράθυρο του μεσοθωρακίου (WW: ≈ 450 , WL: ≈ 50), αλλά μικρότερες ενδέχεται να επικαλύπτονται από πυκνή σκιαγραφική ουσία, ενδοαυλικά. Το λογισμικό των Αξονικών Τομογράφων, των σταθμών εργασίας και των PACS (Picture Archiving and Communication System, Σύστημα Αρχαιοθήκης και Επικοινωνίας Εικόνων, σ.σ. επικοινωνία = προβολή/διαχείριση) καθιστά την επιλογή του παραθύρου μια εύκολη διαδικασία. Έτσι, εκτός από το συμβατικό παράθυρο του μεσοθωρακίου, χρησιμοποιείται επίσης το πνευμονικό παράθυρο (WW: ≈ 1500 , WL: ≈ -650) και ειδικό παράθυρο για την ανάδειξη της Πνευμονικής Εμβολής (ΠΕ), με εύρος μεγαλύτερο του συμβατικού και ελαφρώς υψηλότερο κέντρο (WW: ≈ 700 , WL: ≈ 80). Το τελευταίο μπορεί να βοηθήσει επίσης στη διαφοροποίηση της ΠΕ από ένα σφάλμα ακαθόριστου σχήματος, αλλά και να αυξήσει την ευκρίνεια σφαλμάτων θορύβου και ροής. Προτείνονται τέλος στη βιβλιογραφία και αρκετά τροποποιημένα παράθυρα (π.χ. WW = MPA + 2SDPA και WL = WW/2 ή WW = 2MPA και WL = MPA/2, όπου MPA η μέση εξασθένηση και SDPA η τυπική απόκλιση), τα οποία περιέχουν διορθώσεις με βάση την εξασθένηση του στελέχους της ΠΑ (AHUJA ET AL., 2022; AVIRAM ET AL., 2004; BAE ET AL., 2005; BRINK ET AL., 1997; WITTRAM, 2007). Η πιθανή εξήγηση μπορεί να συνδέεται και με την διαπίστωση των Meaney et al. (1980), σύμφωνα με την οποία η ακριβής ανίχνευση μιας βλάβης, επιτυγχάνεται όταν η τυπική απόκλιση (Standard Deviation, SD) της εξασθένησής της, δεν υπερβαίνει τη διαφορά του μέσου όρου (mean) εξασθένησης βλάβης και περιβάλλουσας περιοχής.

Αντίστοιχα με την τεχνική του παραθύρου, πολλές τεχνικές ψηφιακής επεξεργασίας στοχεύουν στην βελτίωση της αντίθεσης των εικόνων και συνεπώς στην συνολική ποιοτική αναβάθμισή τους με περισσότερο ικανοποιητικά οπτικά αποτελέσματα. Για την τεχνική CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization), η βιβλιογραφία αριθμεί αρκετές μελέτες για την συνεισφορά της σε διάφορες περιπτώσεις ιατρικής απεικόνισης και τροφοδοτεί συχνά την επιστημονική κοινότητα με ενθαρρυντικά αποτελέσματα. Η CLAHE έχει αποδειχθεί επιτυχώς ως μια αποτελεσματική τεχνική για την επεξεργασία και βελτίωση ιατρικών εικόνων, με τους Pisano et al. (1998) να την προτείνουν για ανίχνευση ανωμαλιών σε πυκνές μαστογραφίες, ήδη από το 1998. Βελτιστοποιημένες εκδόσεις της (π.χ. LCM-CLAHE, Local Contrast Modification - CLAHE) και σωστή παραμετροποίηση, μπορούν να εξασφαλίσουν καλύτερη απεικόνιση των λεπτομερειών της μαστογραφίας και βέλτιστη ενίσχυση της αντίθεσης, διατηρώντας παράλληλα τις τοπικές πληροφορίες της αρχικής εικόνας (MOHAN AND RAVISHANKAR, 2013; PISANO ET AL., 1998; SASI AND JAYASREE, 2013). Επίσης, σε Οπτικές Τομογραφίες Συνοχής (OCT, Optical Coherence Tomography), φάνηκε ότι η συνολική της απόδοση ήταν σχετικά καλύτερη, συγκριτικά με άλλες τεχνικές, ενώ η RCLAHE (σ.σ. CLAHE με Distribution "rayleigh", βλ. Κεφ. 2.3) ήταν η μόνη μέθοδος που μπορούσε να ξεπεράσει τα ετερογενή σφάλματα υποβάθρου, ακόμη και όταν απαιτείται να απεικονιστεί περιοχή μεγαλύτερη από το FOV του συστήματος (YOUSEFI ET AL., 2013).

Εκτός από την επεξεργασία εικόνων, αξίζει να αναφερθεί ότι η τεχνική αυτή έχει αποδώσει τα επιθυμητά αποτελέσματα και κατά την χρήση της για βελτιστοποίηση χαρακτηριστικών σε υπερηχοτομογραφικά ιατρικά βίντεο. Η θετική της συνεισφορά έχει επισημανθεί επίσης σε μελέτη για αυτοματοποιημένη τμηματοποίηση του αρθρικού δίσκου της Κροταφογναθικής Διάρθρωσης (ΚΓΔ). Χρησιμοποιώντας μοντέλο βαθιάς μάθησης (Deep Learning, DL) σε εικόνες Μαγνητικής Τομογραφίας (Magnetic Resonance Imaging, MRI),

παρατηρήθηκε σημαντική βελτίωση στις μετρήσεις απόδοσης (pixel mean, pixel SD, brightness, contrast) και την λειτουργία του μοντέλου, βοηθώντας στην ακριβέστερη ερμηνεία των εικόνων MRI και στη λήψη καλύτερων αποφάσεων για τη διάγνωση και τη θεραπεία παθήσεων της ΚΓΔ. Η βελτιωμένη απόδοση μοντέλων DL, κατόπιν επεξεργασίας εικόνων MRI με CLAHE, έχει αναφερθεί και σε άλλες έρευνες. Στον αντίποδα, η εφαρμογή της σε πανοραμικές ακτινογραφίες σημείωσε αμελητέα επίδραση στην απόδοση μοντέλων DL ή δοκιμάστηκε ο συνδυασμός της με άλλες τεχνικές ψηφιακής επεξεργασίας (μείωση θορύβου, adaptive median filter, bilateral filter, morphological processing κ.α.) για καλύτερη απόδοση μοντέλων ή για ακτινολογικές εικόνες με βελτιωμένη απεικόνιση. Ως εκ τούτου, μπορεί η CLAHE να χρησιμοποιείται συχνά σε μελέτες μοντέλων DL για ιατρικές εικόνες, ωστόσο φαίνεται ότι δεν υπάρχει δυνατότητα γενίκευσης των μοντέλων DL, καθώς η αποτελεσματικότητά της μπορεί να εξαρτάται από τις απεικονιστικές μεθόδους και τα μοντέλα DL (FAN ET AL., 2019; HUANG ET AL., 2016; KUSHOL ET AL., 2019; SINGH, MUKUNDAN AND DE RYKE, 2019; YOSHIMI ET AL., 2023).

Βελτίωση της ποιότητας εικόνων με προεπεξεργασία έχει μελετηθεί σε τομές CT πνεύμονα, δίνοντας έτσι καλύτερα αποτελέσματα στην ανίχνευση οζιδίων από συστήματα υποβοηθούμενης διάγνωσης (Computer Aided Detection or Diagnosis, CAD), καθώς στους πνεύμονες περιέχονται αρκετές δομές που μπορούν να μιμηθούν όζους. Ανάμεσα σε πολλές τεχνικές ψηφιακής επεξεργασίας, η CLAHE είναι μία από αυτές που θεωρείται ότι μπορεί να συμβάλει στην καλύτερη απεικόνιση του πνεύμονα και των δομών του και συνεπώς στη βελτίωση της ανιχνευτικής ικανότητας των CAD και την εξαγωγή πιο αξιόπιστων διαγνώσεων, μειώνοντας τα ψευδώς θετικά αποτελέσματα και αυξάνοντας την ευαισθησία (VALENTE ET AL., 2016).

Επιπλέον, σε έρευνα για την επίδραση τεχνικών ισοστάθμισης ιστογράμματος, σε

έγχρωμες εικόνες SPECT (Single-photon Emission Computed Tomography) αιμάτωσης του μυοκαρδίου (Perfusion), η CLAHE σημείωσε αξιόλογα οπτικά αποτελέσματα, διατηρώντας την ακεραιότητα των δεδομένων. Λόγω μεγάλης διαφοράς στις τιμές έντασης (σ.σ. σε διαφορετικά pixel), η απλή HE (Histogram Equalization) αποτυγχάνει σε τέτοιους τύπους εικόνων (RGB), καθώς πάσχει από κορεσμό έντασης με συνέπεια την μη αποδεκτή απώλεια πληροφοριών. Αντιθέτως, η CLAHE (επέκτασή της σε κατάλληλο χρωματικό χώρο με στοιχεία φωτεινότητας Y και δύο χρωματικά κανάλια, Cb και Cr) βελτιώνει αποτελεσματικά την οπτική ερμηνεία, εξασφαλίζοντας έτσι πιο ακριβείς χειρισμούς στη μετέπειτα διαχείριση ασθενών (SASI AND JAYASREE, 2013).

Τέλος, σε μελέτη σύγκρισης της διαγνωστικής απόδοσης (χρόνος ερμηνείας και ποσοστά ανίχνευσης βλαβών) των συμβατικών παραθύρων με δύο τεχνικές βελτίωσης της αντίθεσης, CLAHE και MAHE (Multiscale Adaptive Histogram Equalization), παρατηρήθηκε μεταξύ άλλων, ότι ο χρόνος ερμηνείας των βελτιωμένων εικόνων ήταν στατιστικά σημαντικά μικρότερος (λόγω εμφάνισης λεπτομερών πληροφοριών όλων των ιστών ταυτόχρονα) από αυτόν του συμβατικού παραθύρου, όπως ήταν αναμενόμενο. Κατά τα άλλα, σημειώθηκε βελτιωμένη εμφάνιση και από τις δύο τεχνικές, τόσο σε παθολογικά ευρήματα (οστική βλάβη και πνευμονικό οζίδιο), όσο και σε ανατομικές δομές (πνευμονικοί βρόγχοι), έναντι συμβατικών παραθύρων και ανεξάρτητα από την μεταξύ τους απόδοση (π.χ. μεγέθυνση, παραμόρφωση), που δεν άπτεται της παρούσας μελέτης. Αρκετά συμπεράσματα σχετικά με την ευαισθησία και την ειδικότητα των δύο τεχνικών (θεωρώντας ως βασική αλήθεια τα ερμηνευτικά αποτελέσματα των συμβατικών παραθύρων), δεν αποδείχθηκαν στατιστικά σημαντικά, εξαιτίας των περιορισμών της συγκεκριμένης μελέτης. Παρόλα αυτά, δυο σημαντικές παρατηρήσεις για την τεχνική CLAHE ήταν η συνεισφορά της στην ανίχνευση μικρών όζων (< 1cm), λόγω της μεγέθυνσης που φαίνεται να προκαλεί, και η αδυναμία της

να τονίσει μικρές περιοχές με έντονες αντιθέσεις, κάτι που στο πολύ χαμηλής πυκνότητας πνευμονικό παρέγχυμα δημιουργεί διεύρυνση και ελαφρά παραμόρφωση σε όλες τις υπόλοιπες δομές του (π.χ. πνευμονικά αγγεία, οζώδεις θολερότητες - πυκνώσεις) με υψηλότερη πυκνότητα (JIN, FAYAD AND LAINE, 2001).

Από τα παραπάνω, προκύπτει σαφές ερευνητικό ενδιαφέρον για τις δυνατότητες και τη συμβολή της τεχνικής CLAHE, σε εικόνες προερχόμενες από διάφορα απεικονιστικά συστήματα και μεθόδους. Εκτός αυτού, η CLAHE φαίνεται ως μία πολλά υποσχόμενη τεχνική, που εμφανίζει διαρκώς τόσο καινούριες δυνατότητες, όσο και δικούς της μετασχηματισμούς και παραλλαγές, για να προσαρμόζεται στις τρέχουσες ανάγκες ή απαιτήσεις που προκύπτουν.

Και οι δυο παραπάνω συνθήκες, σε συνδυασμό, λειτούργησαν καθοριστικά για την επιλογή της μελέτης της συγκεκριμένης τεχνικής στην παρούσα ερευνητική εργασία. Ως εκ τούτου, θα επιχειρηθεί στο εξής να διερευνηθεί η επίδραση της CLAHE σε εικόνες CTPA με μειωμένη αντίθεση ή γενικότερα με περιορισμένη διαγνωστική αξία άλλης αιτιολογίας. Τα αποτελέσματα αναμένεται να αποτελέσουν μια αρχική εκτίμηση για το αν και κατά πόσο μπορεί αυτή η τεχνική, σε συνδυασμό και με την προσαρμογή του απλού παραθύρου, να βελτιώσει την απεικόνιση, σε τέτοιες περιπτώσεις.

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΔΙΛΗΜΜΑΤΑ ΚΑΙ ΔΥΣΧΕΡΕΙΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

Η επιβεβαίωση της οξείας ΠΕ στην CTPA δεν είναι πάντα μια εύκολη διαδικασία. Στα πλαίσια της απεικονιστικής διερεύνησης, θα πρέπει να εξετάζονται στην διαφορική διάγνωση (ΔΔ) αρκετές περιπτώσεις που μιμούνται την ΠΕ, μιας και τα απεικονιστικά τους χαρακτηριστικά είναι παρόμοια, ενώ τεχνικά σφάλματα μπορούν να περιορίσουν την διαγνωστική αξία και να υποβαθμίσουν το απεικονιστικό αποτέλεσμα.

1.1 - ΠΑΘΟΛΟΓΙΚΕΣ ΚΑΙ ΑΝΑΤΟΜΙΚΕΣ ΚΑΤΑΣΤΑΣΕΙΣ

Στη ΔΔ της οξείας ΠΕ, εντάσσονται αρχικά άλλες παθήσεις των αγγείων όπως όγκοι (π.χ. σάρκωμα πνευμονικής αρτηρίας) ή φλεγμονές (αγγειίτιδα Takayasu, IgG4-RD κ.α), το ενδοτοιχωματικό αιμάτωμα (Intramural Hematoma, IMH), σχετιζόμενο και με αορτικό διαχωρισμό τύπου A, οι μη θρομβωτικής αιτιολογίας εμβολές (βλ. Παράρτημα A3.2.1.3) ή οι χρόνιες εμβολές και ορισμένα σύνδρομα όπως το Behcet ή το Hughes - Stovin. Επίσης, καταστάσεις όπως παρουσία καθετήρων εντός της πνευμονικής αρτηρίας ή ακόμα και βλέννας σε γειτονικούς βρόγχους, μπορούν σε ορισμένες περιπτώσεις να παρερμηνευτούν ως ΠΕ. Παθολογικές καταστάσεις, που συνοδεύονται από μειωμένη/ασταθή καρδιακή παροχή (κλάσμα εξώθησης $\leq 35\%$, καρδιακή ανεπάρκεια, πνευμονική υπέρταση, αρρυθμίες, κολπική μαρμαρυγή) ή άλλες αιμοδυναμικές διαταραχές, μπορεί να αλλάξουν την κινητικότητα του ΜΣΑ και να προκαλέσουν μειωμένη σκιαγραφική ενίσχυση, παρά τη χρήση τεχνικών ανίχνευσης (triggering) του ΜΣΑ. Γνώση τέτοιων κλινικών πληροφοριών θεωρείται σημαντική, καθώς μπορούν να συμβάλλουν στην τροποποίηση του πρωτοκόλλου για την αντιμετώπιση τέτοιων προβλημάτων, με πιο καθυστερημένες σαρώσεις ή/και παρατεταμένη χορήγηση ΜΣΑ (AHUJA ET AL., 2022; AVIRAM ET AL., 2004; LEITMAN AND McDERMOTT, 2019; STEFANIDIS

ET AL., 2020). Ανατομικοί λόγοι που μπορεί να επηρεάσουν τη διαγνωστική ακρίβεια της CTPA, μπορεί να περιλαμβάνουν είτε εσφαλμένη αναγνώριση μη ενισχυμένων φλεβών ως αρτηρίες με έλλειμα πλήρωσης, είτε μη αληθή ελλείματα πλήρωσης κοντά σε διχασμούς αγγείων ή κοντά σε (διογκωμένους) λεμφαδένες συνδυαζόμενα και με φαινόμενα μερικού όγκου. Ανασυνθέσεις σε διαφορετικά επίπεδα (MPR) παρέχουν επιπλέον πληροφορίες, στην τελευταία περίπτωση (AVIRAM ET AL., 2004; D'SOUZA AND SILVERSTONE, 2024; LIU ET AL., 2020).

1.2 - ΣΦΑΛΜΑΤΑ

Οι καταστάσεις που αναφέρθηκαν μοιάζουν αναπόφευκτες και απαιτούν την προσοχή και την εγρήγορση του παρατηρητή, προκειμένου να εντοπιστούν. Ωστόσο, και άλλοι παράγοντες μπορούν να δημιουργήσουν μια σειρά από τεχνικά σφάλματα (artifacts), υποβαθμίζοντας την ποιότητα της εικόνας ή δίνοντας απεικονιστικά χαρακτηριστικά που προσομοιάζουν την ΠΕ, τα οποία και θα πρέπει να συμπεριλαμβάνονται στην διαφοροδιάγνωση. Τέτοια σφάλματα μπορεί να είναι τεχνικής φύσεως, να σχετίζονται με τον ασθενή ή ακόμα και να προέρχονται από συνδυασμό παραγόντων. Ως τέτοια, μπορούν σε ορισμένες περιπτώσεις να προλαμβάνονται ή να ελαχιστοποιούνται.

1.2.1 - ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΤΕΧΝΙΚΗΣ ΦΥΣΕΩΣ

Τα τεχνικά σφάλματα γενικότερα συνοδεύουν αναπόφευκτα τις απεικονιστικές εικόνες, στην πλειοψηφία των περιπτώσεων. Βεβαίως, υπάρχουν διαφοροποιήσεις ως προς το είδος και την έντασή τους, καθώς προκαλούνται με σύνθετους μηχανισμούς και εξαρτώνται από διάφορους παράγοντες. Η πλήρης εξάλειψή τους δεν είναι πάντα εφικτή ή μπορεί να προκαλεί ανεπιθύμητο κόστος (σε ακτινική επιβάρυνση, χρόνο κ.α.), οπότε σταθμίζοντας κάθε περίπτωση, θα πρέπει να προκύπτει ένας ικανοποιητικός συμβιβασμός στην ποιότητα της εικόνας, ώστε να μπορεί να εξυπηρετηθεί με ασφάλεια το κλινικό ερώτημα. Σε απεικονίσεις ΠΕ, είναι πολύ συνηθισμένα τα παρακάτω τεχνικά σφάλματα, είτε

σε μικρό, είτε σε μεγαλύτερο βαθμό:

1.2.1.1 - Σφάλματα Μερικού Όγκου

Τα σφάλματα μερικού όγκου (partial volume averaging artifact) συμβαίνουν όταν στο ίδιο ογκοστοιχείο (voxel) συμμετέχουν δομές με μεγάλη διαφορά στην πυκνότητά τους. Στην περίπτωση αυτή, η τιμή εξασθένησης που αποδίδεται υπολογιστικά στο καθοριζόμενο voxel, αποτελεί τον μέσο όρο που προκύπτει από τις επί μέρους δομές. Αναφέρθηκαν ήδη περιπτώσεις ανατομικών δομών (λεμφαδένες ή διχασμοί αγγείων), όπου συνδυαστικά με τα σφάλματα μερικού όγκου και σχετικά μεγάλο πάχος τομής (της τάξης των 5mm), μπορούν να αλλοιώσουν την αληθή απεικόνιση των αγγείων, προβάλλοντας ψευδή ελλείματα πλήρωσης ενδοαυλικά. Στους σύγχρονους τομογράφους, με πολύ μικρό πάχος τομής (slice thickness) έως και κάτω του ενός χιλιοστού, τέτοια φαινόμενα μπορούν να περιοριστούν ή να ελαχιστοποιηθούν (AHUJA ET AL., 2022).

1.2.1.2 - Σφάλματα Σκλήρυνσης Δέσμης

Τα σφάλματα σκλήρυνσης δέσμης (beam hardening) απεικονίζονται ως ακτινωτές ραβδώσεις (streak artifacts) γύρω από περιοχές υψηλής πυκνότητας, όπου διακόπτεται η ροή των φωτονίων λόγω μεγάλης και απότομης εξασθένησης. Συνηθέστερες αιτίες είναι η παρουσία μεταλλικών εμφυτευμάτων ή αντικειμένων, συμπαγών οστών (π.χ. σε αδυναμία τοποθέτησης άνω άκρων στο κεφάλι) ή ακόμα και μεγάλων συγκεντρώσεων σκιαγραφικής ουσίας. Στην CTPA είναι σχεδόν αναπόφευκτα, τουλάχιστον λόγω της παρουσίας σκιαγραφικού στις βραχιοκεφαλικές φλέβες και στην SVC (Superior Vena Cava, Άνω Κοίλη Φλέβα, ΑΚΦ). Στο επίπεδο των πνευμονικών αρτηριών, τα σφάλματα αυτά δυσχεραίνουν τη διάγνωση καθώς μπορεί να μιμηθούν την ΠΕ, ως απεικονιζόμενα ελλείματα πλήρωσης στον αυλό τους. Η ακριβής εντόπιση και η επέκταση εκτός αγγείων, η ασαφής μορφολογία των ορίων τους και η ακτινική τους προέλευση, είναι μερικοί λόγοι για να διακρίνονται από

αληθείς θρόμβους. Η χορήγηση φυσιολογικού ορού επίσης για την έκπλυση των φλεβών ή η κεφαλική σάρωση (η SVC έχει χάσει πλέον το σκιαγραφικό), θεωρητικά μπορεί να περιορίσει ή να εξαλείψει streak artifacts οφειλόμενα στο ΜΣΑ. Θα πρέπει πάντα όμως να συνεκτιμάται η πιθανότητα μη επαρκούς ενίσχυσης των ΠΑ (AHUJA ET AL., 2022; AVIRAM ET AL., 2004; D'SOUZA AND SILVERSTONE, 2024; MOORE ET AL., 2018).

1.2.1.3 - Μειωμένη Σκιαγραφική Ενίσχυση

Η ασφαλέστερη αξιολόγηση των ΠΑ σε μια CTPA, που μπορεί να περιλαμβάνει ακόμα και πληροφορίες για τμηματικούς και υποτμηματικούς κλάδους, επιτυγχάνεται με ομοιόμορφη και επαρκή σκιαγραφική αντίθεση και κατά συνέπεια υψηλό λόγο αντίθεσης προς θόρυβο (Contrast to Noise Ratio, CNR) των αγγείων. Φτωχή ή ανομοιογενής σκιαγραφική ενίσχυση, μπορεί να δώσει λανθασμένα την εντύπωση ΠΕ (ψευδώς θετική - False Positive, FP) ή και να υποκρύψει μια αληθινή ΠΕ (ψευδώς αρνητική - False Negative, FN). Η επιδιωκόμενη τιμή που εξασφαλίζει μια επαρκή σκιαγράφιση, ορίζεται κατ' ελάχιστο σε 200 - 250 HU (Hounsfield Units) και εξαρτάται βεβαίως από την περιεκτικότητα του ΜΣΑ σε ιώδιο και τον ρυθμό έγχυσης. Υπάρχουν περιπτώσεις όμως, όπου η απόκτηση ικανοποιητικής αντίθεσης αποτυγχάνει, όταν για διάφορους λόγους η ανάμειξη του αίματος με το σκιαγραφικό δεν είναι κατάλληλη. Ένας λόγος μπορεί να είναι ο χαμηλός ρυθμός έγχυσης ή/και η σημαντική αραίωση του σκιαγραφικού (κατάσταση της φλέβας χορήγησης, μέγεθος - θέση - αναντιστοιχία του φλεβοκαθετήρα, εξαγγείωση σκιαγραφικής ουσίας, σύνδρομο θωρακικής εξόδου κ.τ.λ.). Επίσης, πλημμελής εκτίμηση του scan delay ή λανθασμένη έναρξη της σάρωσης, λόγω αστοχίας της ROI (Region Of Interest) που επηρεάζεται από αναπνοή ή δεν έχει τοποθετηθεί κατάλληλα (βλ. Παράρτημα A4.2), μπορούν να οδηγήσουν σε μειωμένη σκιαγραφική ενίσχυση των ΠΑ, σε μικρό ή μεγάλο βαθμό (AHUJA ET AL., 2022; AVIRAM ET AL., 2004; CHATURVEDI ET AL., 2016; HENRY ET AL., 2019).

1.2.2 - ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΣΧΕΤΙΖΟΜΕΝΑ ΜΕ ΤΟΝ ΑΣΘΕΝΗ

Στην κατηγορία αυτή ανήκουν τεχνικά σφάλματα που προκαλούνται συνήθως ακούσια από τον ασθενή, εξαιτίας της κατάστασης ή των χαρακτηριστικών του. Εκτός από τα πλέον συνηθισμένα, που είναι ο θόρυβος και τα σφάλματα κίνησης, τα σφάλματα ροής είναι ιδιαίτερα σημαντικά για την διαδικασία της CTPA και θα αναφερθούν εκτενέστερα.

1.2.2.1 - Θόρυβος

Ο κβαντικός θόρυβος συνυπάρχει με κάθε απεικονιστική εικόνα καθώς οι πληροφορίες που την συνθέτουν προέρχονται από φαινόμενα με στατιστικό χαρακτήρα. Αυτό που αλλάζει κάθε φορά είναι το ποσοστό του θορύβου, από όπου προκύπτει και ο λόγος σήματος προς θόρυβο (Signal to Noise Ratio, SNR), που χαρακτηρίζει την εικόνα. Μεγάλη αύξηση του θορύβου και μείωση του SNR, οδηγεί σε υποβάθμιση της ποιότητας εικόνας και κατά συνέπεια προκαλεί δυσχέρειες στη σωστή ερμηνεία και διάγνωση. Τέτοιες καταστάσεις μπορεί να προκύψουν ακόμα και σε σάρωση υπέρβαρων ασθενών ή ασθενών με μεγάλες υπεζωκοτικές συλλογές. Μεγάλες εμβολές είναι δύσκολο να διαφύγουν της παρατήρησης, ωστόσο η εκτίμηση τμηματικών και υποτμηματικών αγγείων είναι ιδιαίτερα δυσχερής. Ως εκ τούτου, η συνολική τεκμηριωμένη διάγνωση μπορεί να είναι αμφίβολη ή λανθασμένη. Ανασυνθέσεις με μεγαλύτερο πάχος τομής περιορίζουν τον θόρυβο και μπορεί να φανούν χρήσιμες, ενώ αύξηση των kVp ή/και mAs (σ.σ. συνεπώς και της δόσης) μπορεί να βελτιώσουν επίσης το αποτέλεσμα (AHUJA ET AL., 2022).

1.2.2.2 - Σφάλματα Κίνησης

Τα σφάλματα κίνησης γενικότερα μπορεί να προκληθούν από οποιαδήποτε κίνηση του ασθενούς (αναπνοή, καρδιακή λειτουργία, ανησυχία, αδυναμία συνεργασίας) κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Αναγνωρίζονται εύκολα από τη θολερότητα των δομών και την παρατήρηση διπλών περιγραμμάτων. Στην CTPA, πρωτίστως οι αναπνευστικές κινήσεις (π.χ.

ασθενείς με δύσπνοια) μπορεί να προκαλέσουν διαγνωστικά διλήμματα ή λανθασμένη διάγνωση στο 3 - 4 % των περιπτώσεων. Συνδυαστικά με φαινόμενα μερικού όγκου, δύναται να προβάλλουν ψευδή ελλείματα πλήρωσης στις πνευμονικές αρτηρίες, προερχόμενα από συνυπολογισμό (averaging) των αγγείων με γειτονικό πνευμονικό ιστό (πολύ χαμηλής πυκνότητας λόγω του αέρα), που ανήκει σε άλλο ανατομικό επίπεδο και λόγω της κίνησης καταγράφεται στην τρέχουσα τομή. Στους σύγχρονους πολυτομικούς τομογράφους με μικρότερους χρόνους περιστροφής της λυχνίας και λεπτά πάχη τομής, τα φαινόμενα αυτά περιορίζονται αλλά εξακολουθούν να είναι υπαρκτά. Διαπιστώνονται ευκολότερα σε πνευμονικά παράθυρα παρατήρησης, με θολερότητα των αγγείων και απότομες εναλλαγές των περιγραμμάτων τους από τομή σε τομή. Η συγκράτηση της αναπνοής έως 20 sec από ασθενή με αναπνευστική υποστήριξη είναι συνήθως καλά ανεκτή, αν και πλέον ο χρόνος σάρωσης έχει μειωθεί αρκετά (≈ 3 sec έως ≈ 10 sec, σε 64-MDCT και 16-MDCT αντίστοιχα). Όμως, σε περίπτωση σοβαρής δύσπνοιας μικρές και ήρεμες αναπνοές κατά τη διάρκεια της σάρωσης διασφαλίζουν το ότι ο ασθενής δεν θα αναπνεύσει απότομα και έντονα την ώρα της σάρωσης. Ειδικά για τις αναπνευστικές κινήσεις, που είναι εντονότερες στις βάσεις των πνευμόνων, η κεφαλική σάρωση ενδεχομένως να έχει καλύτερα αποτελέσματα αλλά και η τεχνική μεγάλου pitch επιτρέπει γρήγορες σαρώσεις με ελεύθερη αναπνοή και ποιότητα ανάλογη των τυπικών (AHUJA ET AL., 2022; AVIRAM ET AL., 2004; MOORE ET AL., 2018; WITTRAM, 2007).

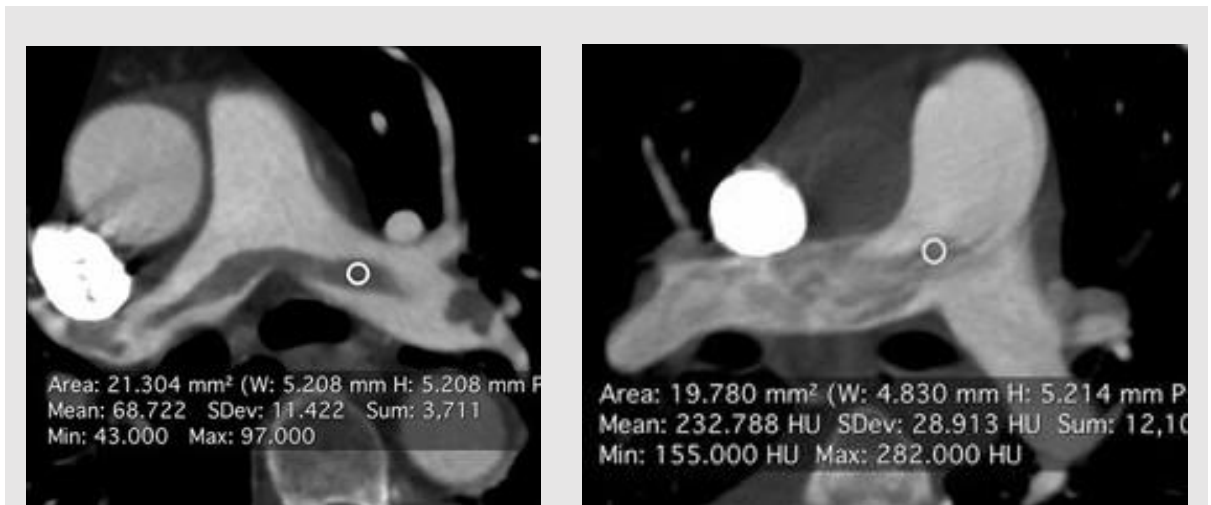
1.2.2.3 - Σφάλματα Ροής

Τα σφάλματα ροής οφείλονται στην ροή του αίματος μέσα στα αγγεία (ή στην διαταραχή της) και έχουν ως αποτέλεσμα την ελλιπή σκιαγράφησή τους. Μπορεί να οφείλονται σε παθολογικές και μη καταστάσεις, που αλλάζουν την κινητική του σκιαγραφικού. Επομένως, κάθε παράγοντας ή ασθένεια που επηρεάζει την ροή στις πνευμονικές αρτηρίες μπορεί να επηρεάσει τη διαγνωστική ακρίβεια μιας CTPA μελέτης (AHUJA ET AL., 2022; AVIRAM ET AL., 2004; HENRY ET AL., 2019; STEFANIDIS ET AL., 2020), ενώ σύμφωνα με τους Hutchinson et al. (2015) μπορεί να αποτελούν έως και το 11% περίπου των περιπτώσεων που έχουν αναφερθεί ως ΠΕ.

Πνευμονικές παθήσεις όπως η συμφόρηση, οι ατελεκτασίες και η απόφραξη αεραγωγών, προκαλούν τοπικά αυξημένες και ασύμμετρες πνευμονικές αγγειακές αντιστάσεις και μπορεί να ευθύνονται για τέτοια σφάλματα. Αιμοδυναμικές αλλαγές λόγω πνευμονικής υπέρτασης ή καρδιακής ανεπάρκειας (μείωση καρδιακής παροχής) και διαταραχές στη ροή του αίματος από ετερόπλευρη απόφραξη της ΠΑ (όγκοι ή διογκωμένοι λεμφαδένες), αορτοπνευμονικές διαφυγές (συγγενείς ή επίκτητες) ή κυκλοφορία Fontan (συνοπτικά: ανακατεύθυνση αίματος από την SVC και την IVC (Inferior Vena Cava, Κάτω Κοίλη Φλέβα, ΚΚΦ) απευθείας στις πνευμονικές αρτηρίες, παρακάμπτοντας την καρδιά π.χ. σε συγγενή ατρησία τριγλώχινας), μπορούν επίσης να οδηγήσουν σε ψευδώς θετική διάγνωση (AHUJA ET AL., 2022; AVIRAM ET AL., 2004; CHATURVEDI ET AL., 2016; COOKE, BLAKE AND WOOD, 2020; STEFANIDIS ET AL., 2020; WITTRAM, 2007).

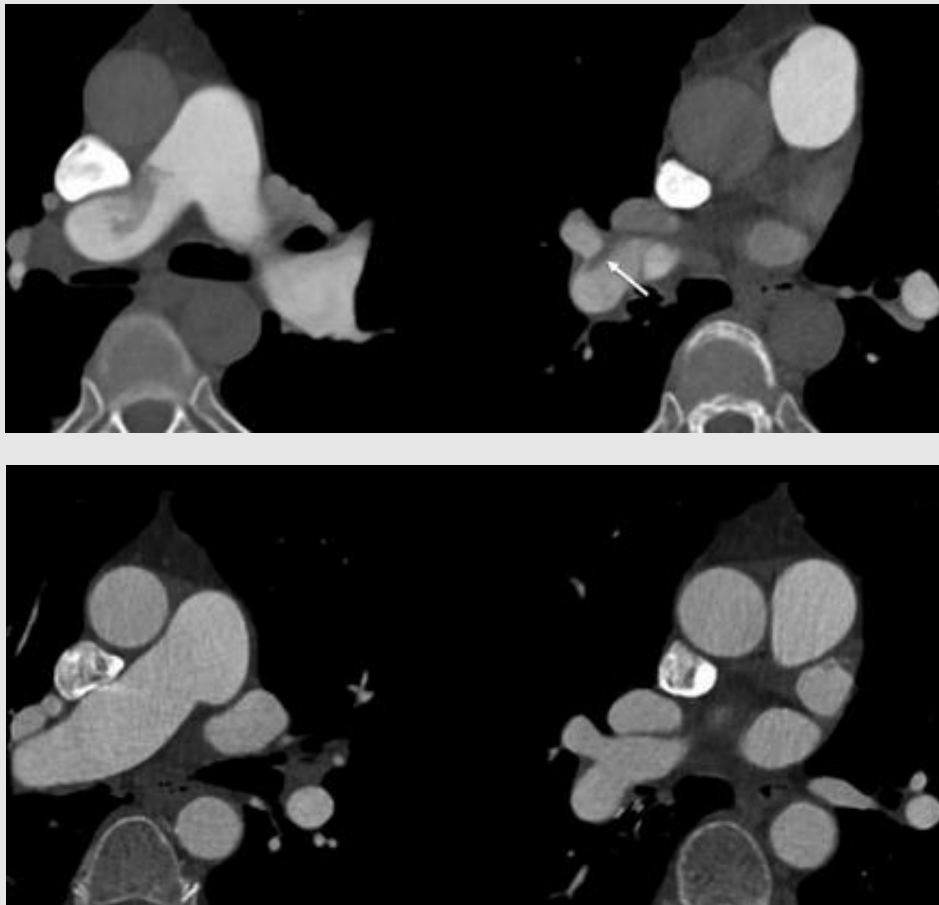
Όπως φαίνεται στις εικόνες 1 και 2, τέτοια σφάλματα έχουν χαρακτηριστικά στροβιλώδους και ταραχώδους ροής και μοιάζουν με την μορφή του καπνού (smoke - like), ενώ η αναγνώρισή τους είναι καθοριστικής σημασίας για την μείωση ψευδώς θετικών ΠΕ και την αποφυγή της επακόλουθης θεραπείας ή για την αποκάλυψη κρυμμένου θρόμβου στην

περιοχή, λόγω περιορισμένης ενίσχυσης.



Εικόνα 1: ΑΡΙΣΤΕΡΑ: ΠΕ σε άνδρα 71 ετών με δύσπνοια. Σαφή και καλά καθορισμένα ελλείματα πλήρωσης με εξασθένηση περίπου 69 HU (ROI), εντός του αναμενόμενου εύρους για οξεία ΠΕ. Η μόλις αρχόμενη ενίσχυση της αορτής είναι ένδειξη κατάλληλου χρόνου λήψης της σάρωσης. **ΔΕΞΙΑ:** Τεχνικό σφάλμα ροής (smoke-like) σε γυναίκα 46 ετών με καρδιακή ανεπάρκεια και δύσπνοια. Αρκετές γραμμοειδείς περιοχές με ασαφή όρια και σχετικά χαμηλότερη εξασθένηση, κυρίως στη δεξιά ΠΑ. Η μέση εξασθένηση (ROI) των 233 HU είναι πολύ υψηλότερη από την αναμενόμενη για μια πραγματική εμβολή. Η απουσία σκιαγραφικού στην αορτή υποδηλώνει ότι η σάρωση ξεκίνησε πολύ νωρίς, χωρίς να έχει επέλθει επαρκής ανάμειξη του ΜΣΑ (HENRY ET AL., 2019).

Μέτρηση των HU στην ROI, μπορεί να υποβοηθήσει τη διάγνωση όταν η εξασθένηση ξεπερνά τις 78 HU (mean \pm 3 SDs) ή 93 HU (mean \pm 4 SDs), που είναι η μέγιστη εξασθένηση για την οξεία ΠΕ (σύννηθες εύρος 30 - 60 HU). Η εξασθένηση στο σφάλμα παρουσιάζει μεγαλύτερη διακύμανση, ανάλογα με την ανάμειξη αίματος και σκιαγραφικού που έχει επιτευχθεί, ενώ συνήθως αποκτά μεγαλύτερες τιμές (100 - 500 HU). Επιπρόσθετα, τα όρια του σφάλματος είναι ασαφή και μη καθορισμένα, ενώ δεν μπορεί να συνδυάζεται με διάταση του αγγείου, σε αντίθεση με μια αληθή ΠΕ, η οποία παρουσιάζει ομαλά όρια και μπορεί να προκαλεί και διάταση στο αγγείο που εντοπίζεται.



Εικόνα 2: **ΕΠΑΝΩ:** Εικόνες CTPA (εγκάρσιο επίπεδο) με ασαφώς καθορισμένες περιοχές ελλειμάτων πλήρωσης εντός της δεξιάς ΠΑ (βέλος). Τα ασαφή περιθώρια και η ανομοιογενής εμφάνιση συνάδουν με σφάλμα ροής. **ΚΑΤΩ:** Καθυστερημένη CT απεικόνιση, την ίδια ημέρα. Απεικονίζεται ομοιογενής ενίσχυση των ΠΑ, επιβεβαιώνοντας ότι η αρχική εμφάνιση οφειλόταν σφάλμα (PASCOE ET AL., 2019).

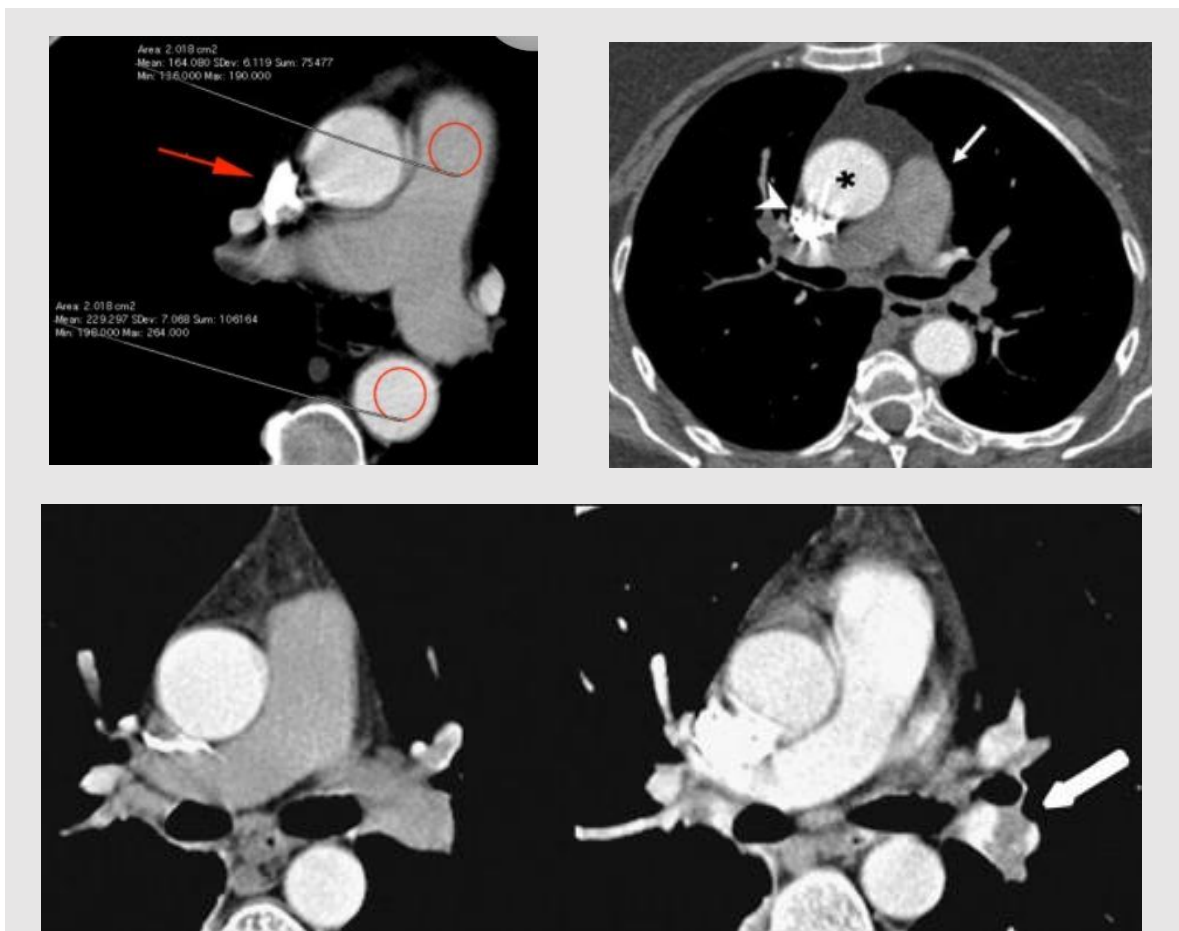
Όταν αυτά τα χαρακτηριστικά δεν επαρκούν για να τεκμηριώσουν την διάγνωση, επαναληπτική σάρωση της προσβεβλημένης περιοχής με αυξημένη καθυστέρηση ή/και παρατεταμένη έγχυση σκιαγραφικού, μπορεί να αποδείξει καθυστερημένη και ομοιόμορφα ενισχυμένη αιματική ροή, επιλύοντας το διαγνωστικό πρόβλημα (AHUJA ET AL., 2022; AVIRAM ET AL., 2004; HENRY ET AL., 2019; MOORE ET AL., 2018; PASCOE ET AL., 2019; STEFANIDIS ET AL., 2020; WITTRAM, 2007).

Σύμφωνα με τους Scialpi et al. (2016), ένα Split - Bolus, Single - Pass πρωτόκολλο CTPA, παρόλο που μοιάζει περίπλοκο, μπορεί επίσης να επιτύχει ικανοποιητική ενίσχυση, ισάξια

με το τυπικό πρωτόκολλο, και να φανεί χρήσιμο κυρίως στον περιορισμό σφαλμάτων ροής ή ψευδών ελλειμάτων, με σημαντική μείωση της δόσης σε ορισμένες περιπτώσεις (SCIALPI ET AL., 2016). Παρόλο που υπάρχουν διαφωνίες (Monti et al., 2021), η CT με χρήση διπλής ενέργειας (Dual Energy CT, DECT), μπορεί να είναι μια πολλά υποσχόμενη τεχνική που μπορεί να δώσει έμφαση στην απεικόνιση του ιωδίου (ΜΣΑ) των πνευμονικών αρτηριών, χωρίς να απαιτείται επαναληπτική σάρωση σε απεικονίσεις με μη ικανοποιητική αντίθεση και μάλιστα με χαμηλότερες δόσεις ακτινοβολίας και σκιαγραφικού (π.χ. μειωμένη νεφρική λειτουργία, συχνότερη μεταξύ ασθενών υψηλού κινδύνου ΠΕ). Οι Silva et al., συνέκριναν πρωτόκολλα CTPA με 20 ή 40 ml σκιαγραφικό με την ενίσχυση των αγγείων να καταγράφεται σε κάθε περίπτωση >250 HU. Έτσι, 20 ml ΜΣΑ φαίνεται επαρκές για την αξιολόγηση των ΠΑ σε κλινική υποψία οξείας ΠΕ (D'SOUZA AND SILVERSTONE, 2024; MOORE ET AL., 2018; ZANTONELLI ET AL., 2022).

Άλλη περίπτωση σφάλματος ροής είναι η παροδική διακοπή της αντίθεσης (Εικ. 3) σε τμήμα της πνευμονικής αρτηρίας (Transient Interruption of Contrast, TIC ή TCI). Σύμφωνα με τους Wittram and Yoo (2007), το TIC εμφανίζεται όταν τμήμα της πνευμονικής αρτηρίας απεικονίζεται με χαμηλή ενίσχυση, μεταξύ περιοχών αυξημένης εξασθένησης, εγγύς και περιφερικά από αυτό. Συμβαίνει φυσιολογικά σε βαθιά εισπνοή, όταν η ενδοθωρακική πίεση μειώνεται ξαφνικά και προκαλείται αύξηση της φλεβικής επιστροφής στη δεξιά καρδιά και στη συνέχεια στις πνευμονικές αρτηρίες (μηχανισμός θωρακοκοιλιακής αντλίας). Έτσι, το μη ενισχυμένο αίμα από την IVC αραιώνει η ακόμα και διακόπτει τη συνέχεια της σκιαγράφησης, όπως αρχικά περιέγραψαν οι Gosselin et al. (2004). Κατά τη διάρκεια του επακόλουθου χειρισμού Valsalva, η ενδοθωρακική πίεση αυξάνεται, μειώνοντας την εισροή ενισχυμένου αίματος από την SVC στη δεξιά καρδιά και τις πνευμονικές αρτηρίες. Επίσης, μπορεί τότε να παρατηρηθεί παροδική ροή σκιαγραφικού από τη δεξιά προς την αριστερή

καρδιά, όταν υπάρχει ανοιχτό ωοειδές τρήμα ή άλλη μεσοκοιλιακή επικοινωνία (βλ. Παράρτημα Α3.1). Όλοι αυτοί οι μηχανισμοί προκαλούν χαμηλή ενίσχυση των πνευμονικών αρτηριών και συνεπώς μειωμένη ποιότητα εικόνας και αυξημένη πιθανότητα ψευδώς θετικών ή ψευδώς αρνητικών διαγνώσεων ΠΕ, μιας και τοπική διακοπή της σκιαγράφησης μπορεί να μιμηθεί εμβολή ή εμβολή μπορεί να μην αναδειχθεί λόγω κακής σκιαγραφικής αντίθεσης (BERNABE-GARCIA ET AL., 2012; MANAVA ET AL., 2020; MORTIMER ET AL., 2011; SUDARSKI ET AL., 2019; WITTRAM AND YOO, 2007).



Εικόνα 3: ΕΠΑΝΩ ΑΡΙΣΤΕΡΑ: Περίπτωση ασθενούς με TIC και λόγο ενίσχυσης Ao/PA > 1. Να σημειωθεί η εισροή ΜΣΑ (βέλος) στην συμπιεσμένη/συνεπτυγμένη SVC (SUDARSKI ET AL., 2019). **ΕΠΑΝΩ ΔΕΞΙΑ:** Εγκάρσια τομή CTPA στο επίπεδο της δεξιάς ΠΑ με TIC βαθμού 1 σε γυναίκα 81 ετών. Οι ΠΑ (βέλος) παρουσιάζουν πυκνότητα 72 HU, ενώ η Αο (αστερίσκος) είναι σωστά ενισχυμένη και η SVC (κεφαλή βέλους) εξακολουθεί να παρέχει ΜΣΑ (BERNABE-GARCIA ET AL., 2012). **ΚΑΤΩ:** Γενικευμένη πολύ φτωχή (<100 HU) σκιαγραφική ενίσχυση των ΠΑ (**ΑΡΙΣΤΕΡΑ**) και άμεσα επαναλαμβανόμενη CTPA στον ίδιο ασθενή (**ΔΕΞΙΑ**), με βελτιωμένη σκιαγραφική ενίσχυση, που αναδεικνύει σαφή ΠΕ σε κλάδο της αριστερής ΠΑ (MORTIMER ET AL., 2011).

Είναι τεκμηριωμένο βιβλιογραφικά ότι, παρά την χρήση βελτιωμένων τεχνικών χορήγησης ΜΣΑ, η ενίσχυση (σκιαγραφική αντίθεση) των πνευμονικών αρτηριών μπορεί να μην είναι η βέλτιστη δυνατή και για την εμφάνιση του φαινομένου TIC, η πιο πιθανή εξήγηση θεωρείται ότι είναι οι ξαφνικές αλλαγές στην ενδοθωρακική πίεση. Το ενδιαφέρον επικεντρώνεται τώρα περισσότερο στην μελέτη εύρεσης της καταλληλότερης αναπνευστικής φάσης, για τον περιορισμό του φαινομένου, μεταξύ των οποίων είναι και το τέλος εκπνοής ή μια ήρεμη αναπνοή με χαλαρή συγκράτηση, προκειμένου να ελαχιστοποιηθούν οι ξαφνικές αλλαγές της ενδοθωρακικής πίεσης. Όμως, η επακόλουθη φτωχή απεικόνιση του κατώτερου πνευμονικού παρεγχύματος δημιουργεί αναπόφευκτα δυσκολία στην παροχή εναλλακτικής διάγνωσης και επομένως, η εκτέλεση CTPA σε εκπνοή, θα πρέπει πιθανώς να περιορίζεται σε περιπτώσεις αποτυχίας της εξέτασης με αναπνοή (MORTIMER ET AL., 2011; SUDARSKI ET AL., 2019).

Η συχνότητα εμφάνισης του TIC έχει αναφερθεί από 3 - 37% (12% σημαντικό και 2% σοβαρό με μη διαγνωστικά αποτελέσματα), με την μεγάλη διαφορά εμφάνισης να οφείλεται πιθανώς στους διαφορετικούς ορισμούς του TIC μεταξύ των μελετών, αλλά και στις διαφορετικές αναπνευστικές φάσης που έχουν χρησιμοποιηθεί (BERNABE-GARCIA ET AL., 2012; SUDARSKI ET AL., 2019; WITTRAM, 2007). Στις μελέτες των Gosselin et al. (2004) και Mortimer et al. (2011) για παράδειγμα χρησιμοποιήθηκε παρόμοια κλίμακα τριών βαθμίδων (Severe / Very poor <100 HU, Moderate / Poor 100 - 150 HU και Mild / Intermediate 150 - 200 HU) για την περιγραφή της σοβαρότητας του TIC, ενώ για τις ανάγκες της μελέτης των Bernabé-García et al. (2012), ακολουθήθηκε η διαβάθμιση που φαίνεται στον πίνακα 1. Γενικότερα, η υποψία τίθεται όταν υπάρχει υψηλή πυκνότητα στην αορτή και χαμηλότερη στις πνευμονικές αρτηρίες (ή μεταξύ διαφορετικών τμημάτων τους) ή τη δεξιά καρδιά, ενώ ταυτόχρονα ανιχνεύεται σκιαγραφική ενίσχυση στην (συμπιεσμένη/συνεπτυγμένη) SVC.

Αυτό μπορεί να εκφραστεί και με τον αορτο-πνευμονικό λόγο ενίσχυσης, που ισούται με πυκνότητα αορτής / πυκνότητα ΠΑ. Αν ο λόγος είναι >1 , με παρουσία σκιαγραφικού στην SVC, η εξέταση θεωρείται ότι εμφανίζει TIC (χωρίς σκιαγραφικό στην SVC, σημαίνει ανεπαρκής ενίσχυση για άλλους λόγους), ενώ αν ο λόγος είναι ≤ 1 , η εξέταση θεωρείται αποδεκτή (AHUJA ET AL., 2022; BERNABE-GARCIA ET AL., 2012; SUDARSKI ET AL., 2019).

Πίνακας 1: Κλίμακα υποκειμενικής βαθμολόγησης της βαρύτητας του φαινομένου TIC (BERNABE-GARCIA ET AL., 2012)	
Βαθμός	Περιγραφή του φαινομένου TIC
1	Σοβαρό, καθιστώντας την CTPA μη διαγνωστική
2	Σημαντικό, περιορίζει τη μελέτη, αλλά μπορεί τελικά να γίνει διάγνωση ΠΕ
3	Προφανές, χωρίς σημαντική μείωση στην ποιότητα της μελέτης
4	Ορατό, μικρές οπτικές διαφορές αλλά καμία επίδραση στη διαγνωστική ακρίβεια
5	Δεν είναι οπτικά εμφανές, ορίζεται μόνο από διαφορές μετρήσεων των HU, μεγαλύτερες των 10 HU

Όσον αφορά την συχνότητα εμφάνισης, συσχετιζόμενη με το είδος της αναπνευστικής φάσης που επιλέχθηκε, αυτή αναφέρθηκε 14% σε εκπνοή έναντι 29% σε εισπνοή, σύμφωνα με τους Mortimer et al. (2011). Οι Gutzeit et al. (2015) χρησιμοποίησαν τέσσερεις αναπνευστικές δοκιμασίες, δηλαδή εισπνοή με συγκράτηση, εκπνοή με συγκράτηση, Valsalva και Mueller, εκ των οποίων η τελευταία φαίνεται να παρουσιάζει την καλύτερη ενίσχυση για το σύνολο των τμημάτων των πνευμονικών αρτηριών. Στη μελέτη των Chen et al. (2008), έχει διερευνηθεί επίσης η σημασία της εκπνοής για πιθανή μείωση του TIC, αλλά μόνο μετά από μη διαγνωστικές εξετάσεις και χωρίς ιδιαίτερη υπεροχή στο γενικό πληθυσμό. Τέλος, στη μελέτη των Renne et al. (2014) βρέθηκε βελτιωμένη αντίθεση στις ΠΑ, μετά την επανάληψη μη διαγνωστικών CTPA και αλλαγή της αναπνευστικής οδηγίας από εισπνοή (με κράτημα της αναπνοής) σε ήρεμη αναπνοή, ενώ παρόμοια ήταν και τα αποτελέσματα των Wang et al. (2015), όπου με ελεύθερη αναπνοή και ROI στο δεξιό κόλπο

επιτεύχθηκε άριστη ενίσχυση των ΠΑ, ελάχιστη φλεβική πλήρωση και συνολικά καλή ποιότητα εικόνας ακόμη και με μειωμένες δόσεις ΜΣΑ (SUDARSKI ET AL., 2019).

Στα συμπεράσματα τέτοιων μελετών, έχει αναφερθεί επίσης ότι το φαινόμενο TIC είναι αρκετά συχνότερο (έως και 80% μη διαγνωστικές μελέτες) σε έγκυες λόγω αύξησης της ενδοκοιλιακής πίεσης και δυσανάλογα συχνότερο σε ασθενείς με χαμηλότερες τιμές πυκνότητας ΜΣΑ των ΠΑ, ενώ δείχνει σημαντική αρνητική συσχέτιση με την αύξηση της ηλικίας (πιο ήρεμες αναπνοές). Τέλος, φαίνεται ότι υπεραερισμός (με 2 - 3 βαθιές εισπνοές ή συμπληρωματικό οξυγόνο) πριν την εισπνοή ή συγκράτηση της αναπνοής μπορεί να είναι πιθανές αιτίες που επιδεινώνουν το TIC, αλλά και ότι σύντομη πρακτική εξάσκηση ακριβώς πριν την σάρωση, μπορούν επίσης να φανούν χρήσιμα για την συγκράτηση της αναπνοής στην επιθυμητή διάρκεια χωρίς στατιστικά σημαντική επίδραση ούτε στην επίπτωση ούτε και στην σοβαρότητα του TIC (BERNABE-GARCIA ET AL., 2012; SUDARSKI ET AL., 2019; WITTRAM, 2007; WITTRAM AND YOO, 2007).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΨΗΦΙΑΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΕΙΚΟΝΑΣ

Είναι κατανοητό και σαφές πλέον ότι η οξεία ΠΕ αποτελεί μια σοβαρή, επείγουσα και δυνητικά επικίνδυνη κατάσταση, που χρήζει άμεσης διάγνωσης και αντιμετώπισης. Επιπλέον, τα ψευδώς θετικά αποτελέσματα συνδέονται με αρνητικές επιπτώσεις λόγω της αντιπηκτικής / θρομβολυτικής αγωγής. Η CTPA διαδραματίζει σπουδαίο ρόλο στην διαχείριση τέτοιων περιστατικών, αν και σε κάποιες περιπτώσεις μπορεί να ελλοχεύει ο κίνδυνος εσφαλμένης εκτίμησης των ευρημάτων, συνηθέστερα εξαιτίας τεχνικών σφαλμάτων. Παρά του ότι αναφέρθηκαν ορισμένες τεχνικές ή προτάσεις για την βελτίωση της απεικόνισης, κατά περίπτωση, θα πρέπει να σημειωθεί ότι μπορεί να μην είναι επαρκείς ή ευρέως διαθέσιμες (π.χ. η DECT) και προσθέτουν επιπλέον επιβάρυνση στον εξεταζόμενο λόγω της ακτινοβολίας και του ΜΣΑ. Η ψηφιακή επεξεργασία της εικόνας, προκαλεί έναν αναστρέψιμο μετασχηματισμό των τιμών της μήτρας της εικόνας και αποσκοπεί στην βελτίωση της ποιότητας απεικόνισης, συμβάλλοντας και στην επίλυση ορισμένων διαγνωστικών προβλημάτων.

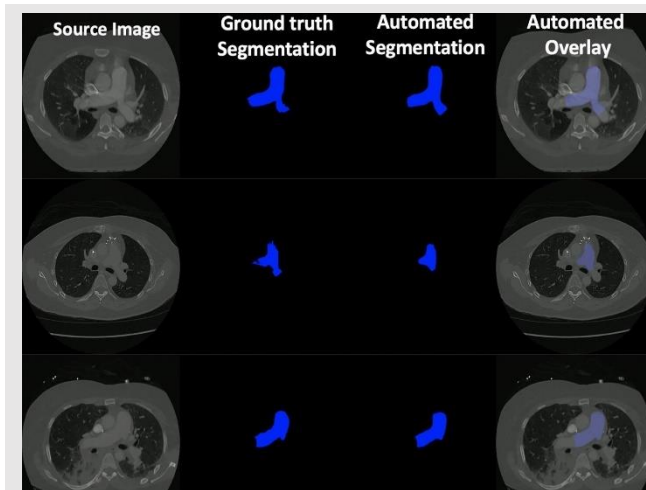
2.1 - ΜΟΡΦΕΣ ΨΗΦΙΑΚΗΣ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η δυνατότητα ψηφιακής επεξεργασίας των εικόνων, προσφέρει πλέον ολοένα και περισσότερα εργαλεία αφενός στη βελτίωση της ποιότητας απεικόνισης και αφετέρου στην επέκταση των δυνατοτήτων της. Η Τεχνητή Νοημοσύνη (TN) αποτελεί πλέον την κορυφαία έκφρασή της, όπως και τα προγενέστερα συστήματα CAD. Υπάρχουν βεβαίως πολλές άλλες μορφές ψηφιακής επεξεργασίας εικόνας, που χρόνια τώρα αποτελούν σπουδαία εργαλεία και βοηθήματα, παρέχοντας επιπλέον πληροφορίες στον ακτινοδιαγνώστη ιατρό, για ακριβέστερη και πληρέστερη διαγνωστική προσέγγιση μιας παθολογίας, εν προκειμένω της ΠΕ. Τεχνικές τρισδιάστατης αναπαράστασης και πολλές τεχνικές για την βελτίωση της εικόνας όπως η απεικονιστική κλίμακα του γκρι (απλό παράθυρο), μέθοδοι για την

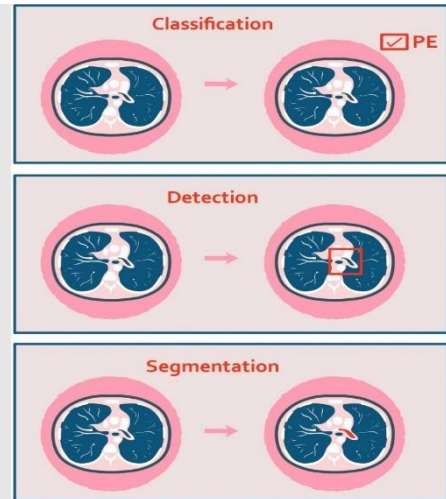
διαχείριση της αντίθεσης, έλεγχος του θορύβου και της ευκρίνειας (χαμηλοπερατά / υψηλοπερατά φίλτρα) ή άλλου τύπου παρεμβάσεις (μεγέθυνση, τμηματοποίηση, ευθυγράμμιση, σύντηξη/αφαίρεση κ.τ.λ.), αποτελούν ορισμένα αντιπροσωπευτικά παραδείγματα. Τέτοιες τεχνικές, ή ο συνδυασμός τους, μπορούν να βελτιώσουν τη διαγνωστική ακρίβεια των μεθόδων απεικόνισης, διασφαλίζοντας την ποιότητα και την εγκυρότητα της ερμηνείας των εικόνων (YOSHIMI ET AL., 2023).

2.1.1 - ΤΕΧΝΗΤΗ ΝΟΗΜΟΣΥΝΗ (ΤΝ)

Η ΤΝ πλέον, χρησιμοποιώντας μεθόδους DL, δέντρα αποφάσεων και εξελιγμένους αλγόριθμους, μπορεί να αξιολογήσει αντικειμενικά και σε ικανοποιητικό βαθμό την ενίσχυση των κύριων ΠΑ. Προκύπτουν έτσι χρήσιμα και αποδοτικά εργαλεία για τον έλεγχο του βαθμού ενίσχυσης των ΠΑ, όπως επίσης και για την τμηματοποίηση (segmentation) των κεντρικών τμημάτων τους ή άλλες λειτουργίες (Εικ. 4 & 5). Μπορούν δε να χρησιμοποιηθούν για την παρακολούθηση της επίδρασης αλλαγών, που εφαρμόζονται σε πρωτόκολλα CTPA, για σκοπούς βελτίωσης της ποιότητας ή θα μπορούσαν ακόμα και να ενσωματωθούν στην καθημερινή πρακτική, για να εντοπίζουν προοπτικά βελτίωση της αντίθεσης ή πιθανώς ανεπαρκή ενίσχυση. Εξέλιξη του αλγορίθμου πιθανώς θα μπορούσε να αντιμετωπίσει επιπλέον λόγους μη διαγνωστικών εξετάσεων, όπως για παράδειγμα τα σφάλματα κίνησης (HAHN ET AL., 2022; SOFFER ET AL., 2021).



Εικόνα 4: Αυτοματοποιημένη (αποτελεσματική και αντιπροσωπευτική) τμηματοποίηση της ΠΑ, χρησιμοποιώντας ένα συνεκτικό νευρωνικό δίκτυο (CNN): **ΕΠΑΝΩ** για streak artifact, **ΚΕΝΤΡΟ** για ανεπαρκή ενίσχυση ΠΑ και **ΚΑΤΩ** για ανωμαλίες του πνευμονικού παρεγχύματος (HAHN ET AL., 2022).



Εικόνα 5: Κύριες δυνατότητες της TN: **Ταξινόμηση** (παθολογική / με ΠΕ ή φυσιολογική / χωρίς ΠΕ), **Ανίχνευση** περαιτέρω μεμονωμένων εμβολών και **Τμηματοποίηση** από όρια των εμβόλων ανάλογα με τα pixel (SOFFER ET AL., 2021).

2.1.2 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΝΑΣΥΣΤΑΣΗΣ ΟΓΚΟΥ

Πρόκειται για μια μεγάλη ομάδα 2D και 3D τεχνικών ανασύνθεσης όγκου. Οι πιο χρήσιμες από αυτές, εξυπηρετούν την ανάλυση του εξεταζόμενου όγκου σε πολλαπλά επίπεδα (προεπιλεγμένα ή προσαρμοσμένα), ενώ άλλες εκτός από την εντύπωση που προκαλούν, στοχεύουν σε μια πολύ αντιπροσωπευτική, τρισδιάστατη ανασύσταση του εξεταζόμενου όγκου. Αναπαριστούν έτσι συνολικά και αποδίδουν με φιλικό και γνώριμο τρόπο (σ.σ. με την κατάλληλη παραμετροποίηση) τόσο τα απεικονιστικά χαρακτηριστικά όσο και τα παθολογικά ευρήματα. Μπορούν έτσι να παρέχουν πιο ακριβή ανάλυση για την έκταση της πνευμονικής εμβολής ή παρέχοντας επαρκή απεικόνιση λοξά προσανατολισμένων αρτηριών να διακρίνουν με σαφήνεια ενδοαυλικές ή περιαγγειακές ανωμαλίες, επιτρέποντας τον αποκλεισμό κεντρικής ΠΕ σε πολλές περιπτώσεις. Οι γνωστότερες από αυτές είναι οι ακόλουθες:

MPR: MultiPlanar Reconstruction (or Reformation), που περιλαμβάνουν και τις

Oblique MPRs και Curved MPRs

VRT: Volume Rendering Technique

SSD: Shaded Surface Display

MIP: Maximum Intensity Projection

MinIP: Minimum Intensity Projection

(REMY-JARDIN ET AL., 1995; WIKIBOOKS.ORG, 2021).

2.1.3 - ΕΛΕΓΧΟΣ ΤΗΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ

Η αντίθεση αναφέρεται στην διαφορά των τιμών φωτεινότητας (οπτικής πυκνότητας) μεταξύ διαφορετικών (γειτονικών) περιοχών ή αλλιώς στην ευκολία διάκρισης της περιοχής ενδιαφέροντος από το υπόβαθρο. Η αρχική αντίθεση μιας εικόνας προκύπτει κατά την διαδικασία της απεικόνισης, όπου τα πρωτογενή δεδομένα κάθε απεικονιστικού συστήματος (μήτρα εικόνας) μετατρέπονται σε εικόνα, μέσω μιας συγκεκριμένης συνάρτησης μεταφοράς. Οι παραθυρικές τεχνικές αποτελούν τέτοιες συναρτήσεις, ανάμεσα σε άλλες (απλή/βέλτιστη γραμμική και μη γραμμικές) και χρησιμοποιούνται για την προβολή της εικόνας με αυξημένη αντίθεση στο επιθυμητό εύρος τιμών. Η βελτιστοποίηση της αντίθεσης εν συνεχεία, είναι καθοριστικής σημασίας για επιτυχή ανάδειξη περισσότερων στοιχείων και λεπτομερειών της εικόνας.

Η ενίσχυση της αντίθεσης δηλαδή, είναι μια μέθοδος για την επέκταση της αντίθεσης των χαρακτηριστικών που ενδιαφέρουν, ώστε να καταλαμβάνουν μεγαλύτερο μέρος του εμφανιζόμενου εύρους γκρι αποχρώσεων, χωρίς παραμόρφωση άλλων χαρακτηριστικών και της συνολικής ποιότητας εικόνας. Οι τεχνικές αυτές επιτυγχάνουν το στόχο τους μέσω του προσδιορισμού μιας βέλτιστης συνάρτησης μεταφοράς, στην οποία το αρχικό επίπεδο γκρι (μήτρα) με την τελικά απεικονιζόμενη φωτεινότητα (εικόνα) θα συσχετίζονται με τέτοιο τρόπο, ώστε η αντίθεση γειτονικών δομών να μεγιστοποιείται (JIN, FAYAD AND LAINE, 2001).

Ως εκ τούτου, έχουν αναπτυχθεί πολλαπλές τεχνικές, που αυξάνουν/βελτιώνουν την αντίθεση, τροποποιώντας το ιστόγραμμα της εικόνας (Histogram Modification, HM), τη συχνότητα δηλαδή εμφάνισης των τιμών φωτεινότητας (τόνων του γκρι). Τέτοια τροποποίηση μπορεί να επιτευχθεί με δύο τρόπους, είτε με ισοστάθμιση ιστογράμματος (Histogram Equalization, HM-HE), είτε με συνάρτηση αθροιστικής κατανομής (Cumulative Distribution Function, HM-CDF).

Η ισοστάθμιση ιστογράμματος (HE ή GHE, Global Histogram Equalization) είναι μια από τις πιο δημοφιλείς μεθόδους που χρησιμοποιείται ευρέως για τη βελτίωση της αντίθεσης και τροποποιεί το ιστόγραμμα μιας εικόνας δίνοντας το επιθυμητό σχήμα με πιο ομοιόμορφη κατανομή. Οι περιοχές χαμηλής αντίθεσης σε μια εικόνα με στενό ιστόγραμμα επεκτείνονται, επιτυγχάνοντας έτσι βελτίωση της συνολικής αντίθεσης. Τα επίπεδα έντασης δηλαδή τροποποιούνται, ώστε οι κορυφές του να εκτείνονται και οι κοιλάτες να συμπιέζονται. Οι ιατρικές εικόνες όμως είναι μια από τις περιπτώσεις όπου οι τοπικές λεπτομέρειες ενδέχεται να είναι σημαντικότερες από την καθολική αντίθεση ή το χαρακτηριστικό που ενδιαφέρει να χρειάζεται τοπική βελτίωση. Μπορεί ακόμα και να προκληθεί υπερβολική βελτίωση, συνοδευόμενη από απώλεια τοπικών πληροφοριών και ανεπάρκεια ιατρικών λεπτομερειών για σωστή διάγνωση, έχοντας ως αποτέλεσμα τελικά την οπτική υποβάθμιση της εικόνας, ιδιαίτερα σε εικόνες χαμηλής αντίθεσης. Οπτική υποβάθμιση προκαλείται επίσης εξαιτίας της σημαντικής αλλαγής που υφίσταται η μέση φωτεινότητα της βελτιωμένης εικόνας, σε σχέση με την αρχική (μετατόπιση μέσης φωτεινότητας της εικόνας εισόδου), κατά την εφαρμογή της HE. Για να ξεπεραστούν αυτά τα εμπόδια, έχουν προταθεί πολλές τεχνικές που βασίζονται στην HE και αποτελούν παραλλαγές της. Φυσική επέκταση της GHE είναι η AHE (Adaptive Histogram Equalization, Προσαρμόσιμη Ισοστάθμιση Ιστογράμματος), η οποία χαρτογραφεί τις τιμές του γκρι των

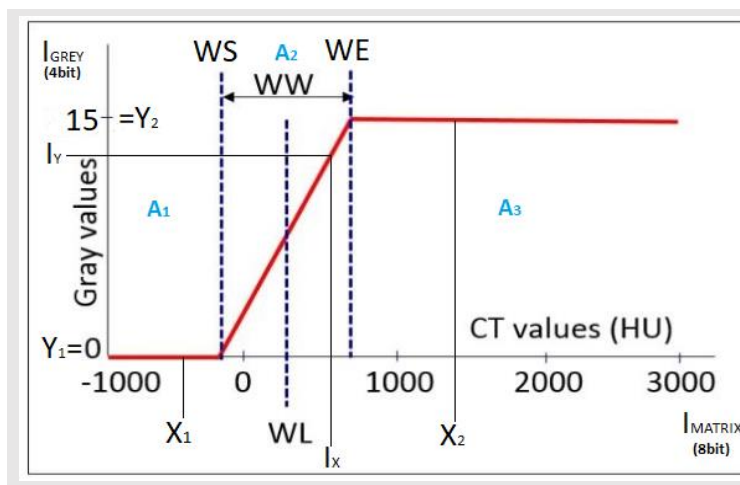
pixel χρησιμοποιώντας τα δεδομένα των γειτονικών ιστογραμμάτων και προκαλεί ανακατανομή της φωτεινότητας, για να τροποποιήσει την αντίθεση. Γι' αυτό θεωρείται ως κατάλληλη τεχνική για τη βελτίωση της αντίθεσης τοπικά και την απεικόνιση περισσότερων λεπτομερειών της εικόνας (JIN, FAYAD AND LAINE, 2001; LIM ET AL., 2013; MOHAN AND RAVISHANKAR, 2013; QI ET AL., 2021; REZA, 2004; SASI AND JAYASREE, 2013; ZENG ET AL., 2012).

2.2 - ΤΕΧΝΙΚΗ ΤΟΥ ΠΑΡΑΘΥΡΟΥ

Η τεχνική του **Παραθύρου** ή το **Intensity Windowing** (απλό/σπαστό/διπλό), αποτελεί μια βασική συνάρτηση μεταφοράς για την μετατροπή των απεικονιστικών δεδομένων σε εικόνα. Χρησιμοποιήθηκε αρχικά στον αξονικό τομογράφο, για τον οποίο και δημιουργήθηκε, αλλά πλέον η χρήση της είναι διαδεδομένη και αποτελεί χαρακτηριστικό όλων των ψηφιακών απεικονιστικών συστημάτων. Έχει τη δυνατότητα, πολύ αποτελεσματικά, να προβάλλει αρχικά την εικόνα με αυξημένη αντίθεση σε μια συγκεκριμένη περιοχή τιμών της μήτρας της (απλό παράθυρο). Το πνευμονικό παράθυρο για παράδειγμα, δίνει έμφαση στην απεικόνιση του πνευμονικού παρεγχύματος μη επιτρέποντας σε άλλες δομές (που η εξασθένησή τους διαφέρει) να απεικονιστούν ταυτόχρονα. Οι άλλοι τύποι παραθύρου χρησιμοποιούνται για την απεικόνιση δύο περιοχών εύρους τιμών, οι οποίες μπορεί να είναι γειτονικές μεταξύ τους στην κλίμακα Hounsfield (σπαστό παράθυρο) αλλά και όχι (διπλό παράθυρο). Για την λειτουργία και χρήση των παραθύρων, σημαντικές ρυθμιστικές παράμετροι είναι το εύρος ή πλάτος του (WW, Window Width) και το επίπεδο ή κέντρο του (WL, Window Level ή WC, Window Center), όπου καθορίζουν το εύρος και το κέντρο των απεικονιζόμενων τιμών, αντίστοιχα.

Στην Εικ. 6 αποτυπώνεται σχηματικά η λειτουργία του απλού παραθύρου, με την κόκκινη καμπύλη να αντιπροσωπεύει την γκρι τιμή που αντιστοιχεί σε κάθε αριθμό CT, κατά την εφαρμογή του παραθύρου. Οι τιμές αυτών των παραμέτρων προσαρμόζονται στην πιο

ωφέλιμη θέση για διάγνωση. Ανάλογα με τις τιμές WW και WL, η εικόνα προσαρμόζεται στην κλίμακα του γκρι (κόκκινη καμπύλη στη γραφική παράσταση της Εικ. 6), καθώς το επιλεγμένο εύρος αριθμών CT (π.χ -1000 HU έως 1000 HU) μετατρέπεται σε συγκεκριμένες τιμές του γκρι (π.χ. 0–255, σε σύστημα βάθους **8 bit**, που αντιστοιχεί σε $2^8=256$ αποχρώσεις), με ενίσχυση της αντίθεσης αλλά και παράλληλη μείωση των πληροφοριών εικόνας (απεικόνιση λιγότερων δομών).



Εικόνα 6 (τροποποιημένη):

Γραφική παράσταση συνάρτησης μεταφοράς (μετασχηματισμού των αριθμών CT σε τιμές φωτεινότητας pixel) του απλού παραθύρου και προσαρμογή των μεγεθών WW, WL, WS και WE. Συσχέτιση της τιμής I_Y (φωτεινότητα) με την τιμή I_X (HU) και με τα λοιπά μεγέθη - χαρακτηριστικά του απλού παραθύρου (ANAM ET AL., 2019; CAI ET AL., 2017).

Τα μεγέθη WW και WL, όπως φαίνεται και από το σχηματικό διάγραμμα της Εικ.6, καθορίζουν επίσης την αρχική τιμή WS (= Window Start) και την τελική τιμή WE (= Window End) του εύρους απεικόνισης ενός παραθύρου. Ομοίως, προκύπτουν και μαθηματικές σχέσεις, που υπολογίζουν την φωτεινότητα I_Y (τόνος γκρι) για κάθε τιμή I_X της μήτρας της εικόνας, που αντιπροσωπεύει βεβαίως μια συγκεκριμένη εξασθένιση (HU).

Υπολογισμός WS (= Window Start) και WE (= Window End)

Για τον υπολογισμό τους ισχύουν οι σχέσεις $WS=WL-WW/2$ και $WE=WL+WW/2$, από όπου προκύπτουν αντίστοιχα οι τιμές HU έναρξης (WS, ελάχιστη) και λήξης (WE, μέγιστη) που έχουν επιλεχθεί να απεικονιστούν, με χρήση παραθύρου εύρους WW και επιπέδου (κέντρου) WL. Για την ευκολότερη κατανόηση, δίνεται το ακόλουθο αριθμητικό παράδειγμα: παράθυρο εύρους 80 (WW=80) και κέντρου 50 (WL=50), σημαίνει ότι απεικονίζει τιμές από 10 (WS=50-80/2= 50-40) έως 90 HU (WE=50+80/2=50+40).

Υπολογισμός φωτεινότητας I_Y (τόνος γκρι) για μια συγκεκριμένη εξασθένιση - HU

Ο υπολογισμός της φωτεινότητας I_Y , για κάθε τιμή I_X της μήτρας της εικόνας, διαφέρει ανάλογα με την περιοχή τιμών I_X που εξετάζεται. Διακρίνονται έτσι (Εικ. 6) τρεις περιοχές με διαφορετική «συμπεριφορά» του παραθύρου, στην διαμόρφωση της I_Y τιμής:

η περιοχή A_1 , που περιλαμβάνει τιμές μικρότερες του WS ,

η περιοχή A_3 , για τιμές μεγαλύτερες του WE και

η περιοχή A_2 , που περιλαμβάνει τις τιμές μεταξύ του WS και του WE και αποτελεί ουσιαστικά το εύρος WW του παραθύρου.

Για τις περιοχές αυτές, αναλυτικότερα ισχύουν οι σχέσεις:

A) Περιοχή A_1 : Για $I_X = X_1 < WS$, $I_Y = Y_1 = 0$ (μαύρο)

B) Περιοχή A_2 : Για $WS \leq I_X \leq WE$, από τις ιδιότητες των όμοιων τριγώνων προκύπτει:

$$(WE - WS) / (I_X - WS) = (Y_2 - Y_1) / (I_Y - Y_1) \text{ και τελικά:}$$

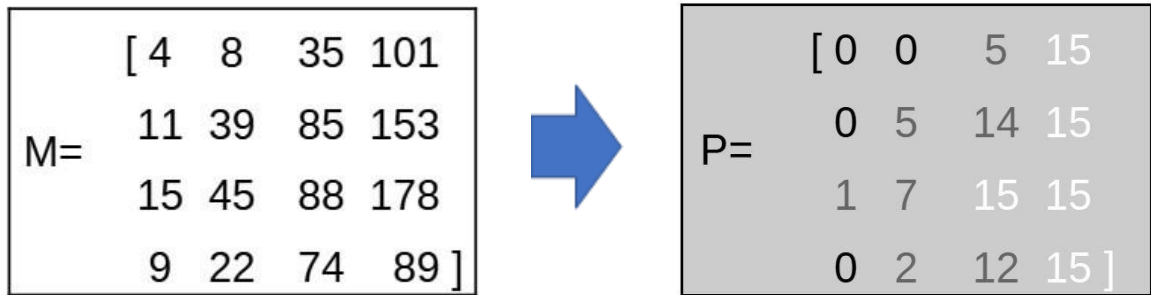
$$I_Y = (Y_2 - Y_1)(I_X - WS) / (WE - WS) + Y_1 \text{ (ενδιάμεσοι τόνοι γκρι)}$$

Γ) Περιοχή A_3 : Για $I_X = X_2 > WE$, $I_Y = Y_2 = 15$ (άσπρο)

(τιμή ανάλογα με το βάθος της εικόνας ή του μέσου προβολής, στο συγκεκριμένο παράδειγμα της Εικ. 6, διατίθεται βάθος **4 bit**, που αντιστοιχεί σε $2^4 = 16$ αποχρώσεις, συμπεριλαμβανομένου του 0).

(ANAM ET AL., 2019; CAI ET AL., 2017)

Για παράδειγμα, αν υποθέσουμε ότι διαθέτουμε την μήτρα εικόνας M , με την χρήση των παραπάνω μαθηματικών τύπων και για το παράθυρο του παραδείγματος ($WW=80$, $WL=50$), προκύπτει η εικόνα P ως ακολούθως:



Από τους πίνακες τιμών, προκύπτει εύκολα ότι με τη χρήση του απλού παραθύρου, το πλήθος των αποχρώσεων του γκρι μειώνεται, κάτι που συμβάλει τελικά στην αύξηση της αντίθεσης.

2.3 - ΤΕΧΝΙΚΗ CLAHE

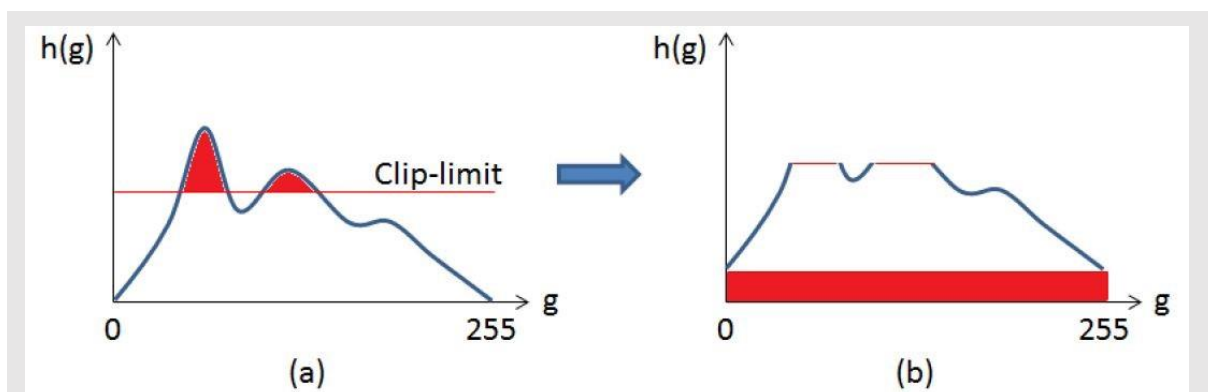
Η CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization, Οριοθετημένη Αντίθεση Προσαρμόσιμης Ισοστάθμισης Ιστογράμματος), αποτελεί ένα παράδειγμα τεχνικής τροποποίησης ιστογράμματος, που ανήκει στην κατηγορία των HM-HE τεχνικών. Με την κατάλληλη παραμετροποίηση έχει την δυνατότητα να βελτιώσει την αντίθεση της εικόνας, τροποποιώντας το ιστόγραμμα της, με ελεγχόμενη ισοστάθμιση. Αυτό αποτελεί το μεγάλο της πλεονέκτημα έναντι των συμβατικών τεχνικών ΑΗΕ, που εφαρμόζουν καθολική και οριζόντια ισοστάθμιση ιστογράμματος.

2.3.1 - ΓΕΝΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ

Όπως αναφέρθηκε, η ΑΗΕ χρησιμοποιεί την κατανομή τόνων του γκρι από γειτονικές περιοχές (γειτονικά pixel) για να αποδώσει έναν τόνο του γκρι σε κάθε pixel. Η βελτίωση της αντίθεσης που εφαρμόζεται σε ένα pixel είναι συνάρτηση των τιμών έντασης των pixel που το περιβάλλουν. Ο υπολογισμός αυτός θα πρέπει να επαναληφθεί τόσες φορές, όσες και τα pixel της εικόνας. Η ολοκλήρωση της διαδικασίας σε όλα τα pixel της εικόνας καθιστά αυτήν την τεχνική χρονοβόρα και πολύπλοκη υπολογιστικά, ώστε ακόμα και τροποποιημένη να μην μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε πραγματικό χρόνο. Ωστόσο, η απόδοσή της είναι τόσο ισχυρή που μπορεί να προκύψουν δύο μεγάλα προβλήματα, αυτό της σημαντικής ενίσχυσης του

θορύβου σε «επίπεδες» (ομοιογενείς) περιοχές της εικόνας και τα σφάλματα τύπου ομόκεντρων κύκλων ή «δαχτυλιδιών» (ring artifacts) σε ισχυρές ακμές. Για την αποφυγή αυτών των προβλημάτων, μπορεί εναλλακτικά να χρησιμοποιηθεί μια βελτιωμένη παραλλαγή της, η CLAHE, που διαθέτει μεγαλύτερη ευελιξία στην επιλογή της συνάρτησης για την τοπική διαμόρφωση του ιστογράμματος. Η CLAHE είναι ένας ειδικός τύπος προσαρμόσιμης ισοστάθμισης ιστογράμματος, που περιορίζει τη μέγιστη ρύθμιση αντίθεσης σε ένα οποιοδήποτε τοπικό ιστόγραμμα, συμβάλλοντας έτσι στη μείωση του ανεπιθύμητου θορύβου και των σφαλμάτων στις περιοχές των ακμών.

Αρχικά, η εικόνα εισόδου διαιρείται σε περιοχές και στη συνέχεια υπολογίζονται οι συναρτήσεις ισοστάθμισης αυτών των περιοχών. Για κάθε pixel, η συνάρτηση αντιστοίχισης λαμβάνεται με παρεμβολή τεσσάρων συναρτήσεων ισοστάθμισης των πλησιέστερων περιοχών. Στην CLAHE, η ποσότητα της αντίθεσης περιορίζεται από μια ρυθμιζόμενη παράμετρο γνωστή ως "επίπεδο αποκοπής" του ιστογράμματος. Το ιστόγραμμα κόβεται δηλαδή σε κάποιο όριο και στη συνέχεια εφαρμόζεται η ισοστάθμιση (Εικ. 7).



Εικόνα 7: Σχηματική απεικόνιση της ανακατανομής ιστογράμματος στην CLAHE, (α) Αρχικό ιστόγραμμα και (β) Ανακατανεμημένο ιστόγραμμα (HUANG ET AL., 2016).

Η CLAHE λειτουργεί επίσης σε μικρές περιοχές δεδομένων της εικόνας, που ονομάζονται πλακίδια (tiles), και όχι σε ολόκληρη την εικόνα, υπολογίζοντας τη συνάρτηση μετασχηματισμού της αντίθεσης για κάθε πλακίδιο χωριστά. Η αντίθεση κάθε πλακιδίου

ενισχύεται, έτσι ώστε το ιστόγραμμα της περιοχής εξόδου να ταιριάζει περίπου με το ιστόγραμμα που καθορίζεται από την τιμή κατανομής. Στη συνέχεια, τα γειτονικά πλακίδια που προκύπτουν, συνδυάζονται αδιάλειπτα χρησιμοποιώντας διγραμμική παρεμβολή για την εξάλειψη των τεχνητά επαγόμενων ορίων. Η αντίθεση, ειδικά σε ομοιογενείς περιοχές, μπορεί έτσι να περιοριστεί για να αποφευχθεί και η ενίσχυση τυχόν θορύβου που μπορεί να υπάρχει στην εικόνα (JIN, FAYAD AND LAINE, 2001; MATHWORKS.COM, N.D.; MOHAN AND RAVISHANKAR, 2013; REZA, 2004; SASI AND JAYASREE, 2013; ZENG ET AL., 2012).

2.3.2 - ΣΥΝΤΑΞΗ ΚΑΙ ΒΑΣΙΚΗ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΠΟΙΗΣΗ

Η εφαρμογή της τεχνικής CLAHE σε μια εικόνα I , έχει ως αποτέλεσμα μια ενισχυμένη εικόνα J και η βασική σύνταξη της εντολής σε εφαρμογές όπως το MATLAB ορίζεται ως ακολούθως:

$J = \text{adapthisteq}(I, 'clipLimit', 0.02, 'NumTiles', [8 \ 8], 'Distribution', 'rayleigh');$

Για την τροποποίηση του ιστογράμματος, φαίνεται ότι η εντολή χρησιμοποιεί διάφορες παραμέτρους, από την κατάλληλη ρύθμιση των οποίων προκύπτει το επιθυμητό αποτέλεσμα. Βεβαίως, υπάρχουν πολλαπλές παραλλαγές στην σύνταξή της και στις παραμέτρους που ελέγχει, ανάλογα με τον είδος της εικόνας που εφαρμόζεται (π.χ. Indexed Color Image, Truecolor (RGB) Image, Grayscale Image κ.τ.λ.) ή τα αποτελέσματα που είναι επιθυμητό να τονιστούν (π.χ. L channel, NBins, Range κ.α.). Οι βασικές παράμετροι όμως είναι τρεις: το clipLimit, το NumTiles και το Distribution ή τύπος κατανομής (του ιστογράμματος) και κλείνοντας, ακολουθεί μια σύντομη αναφορά στο ρόλο και το εύρος τιμών αυτών των βασικών παραμέτρων (MATHWORKS.COM, N.D.).

2.3.2.1 - ClipLimit - Contrast Enhancement Limit

Το ClipLimit είναι ένας συντελεστής που οριοθετεί την εφαρμοζόμενη αντίθεση, ο ρόλος του οποίου είναι να εμποδίζει τον υπερκορεσμό των εικόνων, ιδιαίτερα σε

ομοιογενείς περιοχές, με υψηλές κορυφές στο ιστόγραμμα του συγκεκριμένου τμήματος της εικόνας λόγω πολλών pixel που εμπίπτουν στο ίδιο εύρος τιμών φωτεινότητας. Χωρίς το όριο αυτό, λόγω της σημαντικής οριζόντιας ενίσχυσης της αντίθεσης, η ΑΗΕ θα μπορούσε για παράδειγμα να παράγει εικόνες, ενίοτε, χειρότερες από τις αρχικές.

Το ClipLimit είναι ένας δεκαδικός αριθμός που δύναται να λαμβάνει τιμές από το 0 έως το 1 και όσο μεγαλύτερος είναι, τόσο μεγαλύτερη είναι και η ενίσχυση της αντίθεσης που προκαλεί (MATHWORKS.COM, N.D.).

2.3.2.2 - NumTiles - Number Of Tiles

Πρόκειται για τον αριθμό των ορθογώνιων γειτονικών περιοχών στις οποίες η **adapthisteq** διαιρεί την εικόνα και προσδιορίζεται από δύο στοιχεία θετικών ακεραίων αριθμών, ≥ 2 . Χωρίζοντας για παράδειγμα την αρχική εικόνα σε M σειρές και N στήλες, η τιμή NumTiles είναι $[M \ N]$ και ο συνολικός αριθμός πλακιδίων είναι ίσος με $M*N$. Ο βέλτιστος αριθμός πλακιδίων εξαρτάται από τον τύπο της εικόνας εισόδου και προσδιορίζεται καλύτερα μέσω πειραματισμού, ενώ σαν προεπιλεγμένη τιμή έχει καθοριστεί το [8](MATHWORKS.COM, N.D.).

2.3.2.3 - Distribution - Desired Histogram Shape

Η παράμετρος Distribution καθορίζει το είδος της κατανομής του ιστογράμματος (επιθυμητή μορφή ιστογράμματος) που θα χρησιμοποιηθεί από την adapthisteq ως βάση για τη δημιουργία συνάρτησης μετασχηματισμού της αντίθεσης. Η κατανομή που επιλέγεται, εξαρτάται επίσης από τον τύπο της εικόνας εισόδου και μπορεί να είναι τριών διαφορετικών τύπων: α) η "uniform" για την δημιουργία ενός επίπεδου (ομοιόμορφου) ιστογράμματος, β) η "rayleigh" για ιστογράμματα κωδωνοειδούς μορφής και γ) η "exponential" για καμπυλωτά ιστογράμματα (MATHWORKS.COM, N.D.).

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ

Η ΕΡΕΥΝΑ

Πρόκειται για μια αναδρομική μελέτη σε υπολογιστικές αγγειογραφίες πνευμονικών αρτηριών, που έχουν διενεργηθεί στο Γενικό Νοσοκομείο Κέρκυρας. Μετά τη σύνταξη του απαραίτητου Ερευνητικού Πρωτοκόλλου, ακολούθησε αίτημα για άδεια χρήσης των ιατρικών δεδομένων αρχικά προς το Επιστημονικό και κατόπιν προς το Διοικητικό Συμβούλιο του Οργανισμού, το οποίο και χορήγησε την τελική έγκριση (ΑΡ. ΠΡΩΤ.: 1966/15.06.2023). Επιπρόσθετα, η μελέτη έχει εγκριθεί, κατόπιν σχετικής αίτησης, και από την Επιτροπή Ηθικής και Δεοντολογίας της Έρευνας του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής (ΑΡ. ΠΡΩΤ.: 68054/14.07.2023), όπως απαιτείται. Αμέσως μετά ακολούθησε η συλλογή και η επεξεργασία των δεδομένων.

ΠΛΗΘΥΣΜΟΣ - ΔΕΔΟΜΕΝΑ

Όλες οι εξετάσεις πραγματοποιήθηκαν στο ΓΝ Κέρκυρας, κατά το χρονικό διάστημα από 30.06.2021 έως και 31.12.2023, σε υπολογιστικό τομογράφο πολλαπλών (x64) ανιχνευτών (MDCT). Μεταξύ των 692 εξετάσεων που πραγματοποιήθηκαν κατά το αναφερόμενο χρονικό διάστημα, επιλέχθηκαν τομογραφίες 25 ασθενών (n=25, 3.61%, minHU=169, maxHU=696, meanHU=270, medianHU=245), που εξετάστηκαν στα πλαίσια κλινικής υποψίας για ΠΕ. Στην μελέτη περιλαμβάνονται τομογραφίες εξεταζόμενων και των δύο φύλλων, χωρίς να ληφθεί υπόψιν η ιατρική γνωμάτευση - αποτέλεσμα της εξέτασης.

Για τις ανάγκες της παρούσας μελέτης, ως κριτήριο για την επιλογή των εικόνων που συμπεριλήφθηκαν, ήταν η μη επίτευξη της βέλτιστης απεικόνισης των πνευμονικών αρτηριών, είτε λόγω μειωμένης σκιαγραφικής ενίσχυσης, είτε εξαιτίας της παρουσίας

σημαντικού τεχνικού σφάλματος, που μπορεί να κατέστησε δυσχερή την απεικόνιση και κατ' επέκταση την εκτίμηση του διαγνωστικού αποτελέσματος. Η αρχική επιλογή των εικόνων βασίστηκε στην οπτική τους αναγνώριση, ενώ για την περίπτωση της μειωμένης σκιαγραφικής ενίσχυσης ακολούθησε και επιβεβαίωση με τη χρήση μιας ROI, ελάχιστου εμβαδού 2mm^2 , εντός της περιοχής της κύριας πνευμονικής αρτηρίας (στέλεχος). Πρωτίστως, εντάχθηκαν στα προς μελέτη δεδομένα (inclusion criterion) εικόνες με χαμηλή ενίσχυση, που επιβεβαιώθηκαν με τιμές εξασθένισης κάτω των 250 HU (μέση τιμή των αναφερόμενων ελάχιστων αποδεκτών ορίων μέσης πυκνότητας βιβλιογραφικά). Εξετάσεις με ικανοποιητική αντίθεση (άνω των 300 HU), ανεξαρτήτως της παρουσίας ΠΕ ή όχι, γενικώς εξαιρέθηκαν (exclusion criterion). Ωστόσο, μικρός αριθμός από αυτές εντάχθηκε στα δεδομένα, είτε εξαιτίας κάποιου σημαντικού τεχνικού σφάλματος, είτε για λόγους ελέγχου.

ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

Όλες οι εξετάσεις έχουν πραγματοποιηθεί σε σύστημα Υπολογιστικού Τομογράφου Πολλαπλών Ανιχνευτών (MDCT) του κατασκευαστικού οίκου Siemens Healthineers AG ©2023, 64 σειρών ανιχνευτών. Για την εκτέλεση των εξετάσεων, χρησιμοποιήθηκε το πρωτόκολλο που εφαρμόζεται στο τμήμα, το οποίο συμμορφώνεται με τις απαιτήσεις της βιβλιογραφίας και της κατασκευάστριας εταιρίας. Το πρωτόκολλο περιλαμβάνει αρχικά απλή σάρωση του θώρακα, χωρίς τη χρήση ΜΣΑ. Στη συνέχεια, η βασική σάρωση για την αγγειογραφία των ΠΑ ενεργοποιείται με την τεχνική Bolus Tracking και όριο ενεργοποίησης τις 80 HU @120kV (βλ. Παράρτημα A4.2), κατόπιν ενδοφλέβιας (18G-3way) έγχυσης ιωδιούχου ΜΣΑ, ποσότητας $\approx 80\text{ ml}$ με ρυθμό 3,5 ml/sec (διακοπή έγχυσης με το πέρας της σάρωσης/αποφυγή χορήγησης περιττής ποσότητας ΜΣΑ), μέσω συσκευής αυτόματης έγχυσης. Και στις δύο σαρώσεις χρησιμοποιείται η ανιχνευτική διάταξη του συστήματος στο μέγιστο εύρος κάλυψης, δηλαδή $64 \times 0.6\text{ mm}$ ($=38,4\text{ mm}$), ενώ το Pitch είναι 0,8 στην αρχική

σάρωση και 1,5 στην αγγειογραφική. Οι σαρώσεις πραγματοποιούνται στα 90 kV (CARE kV Quality ref. mAs@120kV, σύστημα αυτόματου ελέγχου mAs) με 60 και 55 Effective mAs, αντίστοιχα, εξασφαλίζοντας όρια δόσης εντός των αποδεκτών Διαγνωστικών Επιπέδων Αναφοράς, ΔΕΑ (Diagnostic Reference Levels, DRLs). Η αναπνευστική φάση, για την απλή σάρωση, είναι σε βαθιά εισπνοή με συγκράτηση της αναπνοής, για την πλήρη έκπτυξη των πνευμόνων. Στην CTPA, προτιμάται η απλή συγκράτηση της αναπνοής (χωρίς βαθιά εισπνοή), για την αποφυγή των απότομων αλλαγών της ενδοθωρακικής πίεσης ή/και της εμφάνισης του φαινομένου TIC (βλ. Κεφ. 1.2.2.3). Η κατεύθυνση των σαρώσεων ακολουθεί την συνήθη πρακτική με φορά από τις πνευμονικές κορυφές προς τις βάσεις (κεφαλουραία). Λόγω του πολύ σύντομου πλέον χρόνου σάρωσης (≈ 4 sec), η ουροκεφαλική φορά δε φαίνεται να υπερέχει σημαντικά (βλ. Κεφ. 1.2 και Παράρτημα A4.2) για την αποφυγή τυχόν τεχνικών σφαλμάτων.

ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

Αρχικά, χρησιμοποιώντας τα κατάλληλα φίλτρα αναζήτησης στο σύστημα αρχειοθέτησης (PACS) του Νοσοκομείου, συγκεντρώθηκαν όλες οι περιπτώσεις CTPA εικόνων, για το αναφερόμενο χρονικό διάστημα, και έγινε εξαγωγή τους σε υπολογιστικό φύλλο (βιβλίο εργασίας), από όπου προκύπτει και το σύνολο των εν λόγω εξετάσεων ή άλλα στατιστικά/δημογραφικά δεδομένα. Στη συνέχεια, χρησιμοποιώντας τον συστημικό κωδικό κάθε εξέτασης, έγινε προβολή της στο σύστημα και επιλογή της κατάλληλης τομής για την απεικόνιση του στελέχους της ΠΑ, στο οποίο και μετρήθηκε μέσω ROI η μέση τιμή πυκνότητας (HU) που παρουσίαζε το αγγείο. Μέσω αυτής της διαδικασίας, επιλέχθηκαν όλα τα δεδομένα, όπως αναφέρονται στην αντίστοιχη ενότητα, που πληρούν τα κριτήρια για να συμπεριληφθούν στη μελέτη. Ακολούθησε η εξαγωγή τους σε μορφή *.dicom και η μεταφορά τους σε φορητή συσκευή αποθήκευσης (usb stick) για να επεξεργαστούν

περαιτέρω. Για την μετέπειτα ανάλυση και επεξεργασία, επιλέχθηκε να χρησιμοποιηθεί η εφαρμογή MATLAB (MathWorks®, © 1994-2023 The MathWorks, Inc.), η οποία αφενός υποστηρίζει τον ζητούμενο κώδικα προγραμματισμού και αφετέρου διαθέτει άδεια χρήσης για τις εκπαιδευτικές διαδικασίες του Πανεπιστημίου. Το πρώτο βήμα, εντός της εφαρμογής πλέον και πριν από οποιαδήποτε άλλη παρέμβαση, ήταν η προβολή των αρχικών εικόνων και ο έλεγχος της μορφής του ιστογράμματος, η οποία και αποτυπώθηκε, για να μπορεί να συγκριθεί. Οι εικόνες στην εφαρμογή MATLAB, διαθέτουν αυτομάτως την απαραίτητη ανωνυμοποίηση, ήδη από το αρχικό αυτό στάδιο. Στη συνέχεια, για κάθε εικόνα έγινε η απαραίτητη ανάγνωση (dicomread) και η εισαγωγή της, με μορφή πίνακα πλέον, στον χώρο εργασίας της εφαρμογής (workspace), όπου και ήταν δυνατή η εφαρμογή της τεχνικής CLAHE, με τη γνωστή πια σύνταξη:

```
J = adapthisteq(I,'clipLimit',0.03,'NumTiles',[8 8],'Distribution','rayleigh');
```

Το πρώτο πράγμα που κρίθηκε σκόπιμο να ελεγχθεί, ήταν η παράμετρος **'Distribution'** (βλ. Κεφ. 2.3.2.3), έτσι ώστε να επιλεγθεί η καλύτερη μορφή ιστογράμματος που θα ταίριαζε στο συγκεκριμένο τύπο εικόνων και θα παρήγαγε ταυτόχρονα την πιο αποδοτική βελτίωση στην αντίθεση των εικόνων. Για το σκοπό αυτό, πραγματοποιήθηκαν δοκιμές σε όλες τις διαθέσιμες εικόνες, διατηρώντας σταθερές τις υπόλοιπες παραμέτρους της συνάρτησης CLAHE (**'clipLimit'** και **'NumTiles'**), σε μια ικανοποιητική τιμή ώστε να γίνονται αντιληπτά τα αποτελέσματα των δοκιμών μεταξύ των διαφορετικών τύπων κατανομής (**'uniform'**, **'rayleigh'** και **'exponential'**) που ελέγχθηκαν. Μετά από την επιλογή της βέλτιστης κατανομής, ακολουθήθηκε παρόμοια διαδικασία για τον καθορισμό της παραμέτρου **'NumTiles'** (βλ. Κεφ. 2.3.2.2), που θα παρείχε την πιο αποτελεσματική και πιο ομοιογενή βελτίωση, στις εικόνες ενδιαφέροντος. Έτσι, διατηρήθηκε σταθερή η κατανομή που προέκυψε καλύτερη στην πρώτη σειρά δοκιμών και διατηρήθηκε επίσης σταθερή η

παράμετρος **'clipLimit'** σε μία μέση τιμή, ώστε να μπορεί να φανεί η επίδραση της παραμέτρου **'NumTiles'** και να επιλεγθεί η καλύτερη δυνατή για τις συγκεκριμένες εικόνες.

Έχοντας πλέον επιλέξει ως βάση την κατάλληλη μορφή ιστογράμματος που πρέπει να χρησιμοποιηθεί και τον πιο ενδεδειγμένο αριθμό πλακιδίων όπου θα χωριστεί η εικόνα, απομένει να ρυθμιστεί πλέον η σημαντικότερη ίσως παράμετρος της συνάρτησης, το **'clipLimit'**, που καθορίζει την ένταση ή αλλιώς το όριο της εφαρμοζόμενης αντίθεσης (βλ. Κεφ. 2.3.2.1). Γι' αυτό και η παράμετρος αυτή εξετάζεται τελευταία, ενώ προκάλεσε και τον μεγαλύτερο αριθμό δοκιμών, όχι μόνο λόγω της σημαντικότητάς της, αλλά και εξαιτίας του απεριόριστου πλήθους τιμών που μπορεί να δεχτεί, καθώς ο συντελεστής αυτός είναι δεκαδικός αριθμός με εύρος τιμών από το 0 έως το 1. Αρχικά, δοκιμάστηκε η επίδραση του συντελεστή με μεγαλύτερα βήματα τιμών, για να επιτευχθεί μία οπτικά αποδεκτή βελτίωση της αντίθεσης και στη συνέχεια το βήμα στις δοκιμές έγινε σταδιακά μικρότερο, ώστε επιτευχθεί η βέλτιστη δυνατή αντίθεση που μπόρεσε να αποδώσει η τεχνική.

Τα αποτελέσματα αποθηκεύτηκαν και ως ενιαία συγκριτική εικόνα αναγράφοντας τις παραμέτρους που χρησιμοποιήθηκαν σε κάθε δοκιμή, αλλά και ως μεμονωμένες εικόνες ανά ζεύγη, για να είναι διαθέσιμες και σε δεύτερο χρόνο. Τόσο από την ίδια τη διαδικασία των δοκιμών, όσο και από τη μελέτη των αποτελεσμάτων, εξήχθησαν συμπεράσματα για την εφαρμογή της τεχνικής CLAHE σε εικόνες CTPA.

Για την επαλήθευσή τους, κρίθηκε σκόπιμο ένα αντιπροσωπευτικό μέρος των αποτελεσμάτων να αποτυπωθεί σε ένα σύντομο ερωτηματολόγιο (Παράρτημα Β'), συνοδευόμενο από σχετικές ερωτήσεις, σε τέσσερις βασικές ενότητες. Στην πρώτη ενότητα παρατέθηκαν επεξεργασμένες εικόνες και οι συμμετέχοντες ερωτήθηκαν για τα αποτελέσματα εφαρμογής της CLAHE σχετικά με την ενίσχυση της αντίθεσης, που ήταν και το κύριο ζητούμενο από την εφαρμογή της τεχνικής. Στην δεύτερη ενότητα, οι ερωτηθέντες

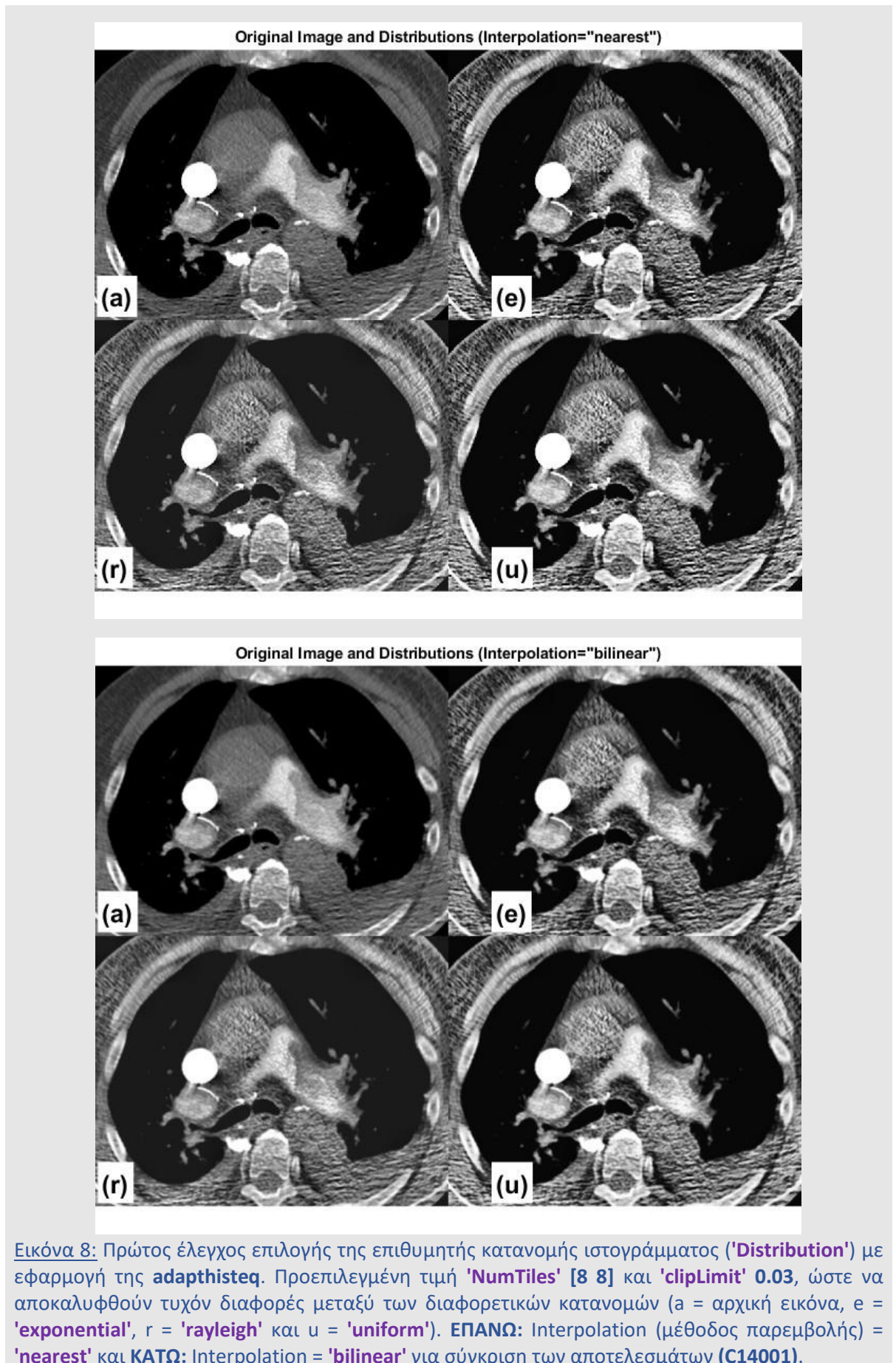
κατέθεσαν την άποψή τους σχετικά με τα αποτελέσματα και τις δυνατότητες της CLAHE για την οπτική βελτίωση των εικόνων σε περιπτώσεις τεχνικών σφαλμάτων. Στην επόμενη ενότητα τα ερωτήματα επικεντρώθηκαν στο θόρυβο της εικόνας, καθώς έχει αναφερθεί ότι η εφαρμογή της CLAHE μπορεί να συνδέεται και με αύξηση του θορύβου, σε ορισμένες περιπτώσεις. Οι δύο διαθέσιμες μέθοδοι παρεμβολής (bilinear και nearest) εξετάστηκαν συγκριτικά για την ίδια εικόνα, σχετικά με την αποτελεσματικότητά τους ως προς τα επίπεδα του θορύβου. Η τελευταία ενότητα περιείχε μερικές γενικές ερωτήσεις σχετικά με την τεχνική και μια συνολική αξιολόγησή της. Το ερωτηματολόγιο διανεμήθηκε σε μια μικρή ομάδα Ιατρών Ακτινοδιαγνωστικής, ώστε να καταγραφούν επίσης απόψεις των τελικών χρηστών των εικόνων και να αξιολογηθούν τα αποτελέσματα από τους αρμόδιους για το διαγνωστικό αποτέλεσμα. Το σύνολο των αποτελεσμάτων αναλύθηκε σε μια σύντομη συζήτηση, από την οποία προήλθαν και τα τελικά συμπεράσματα της έρευνας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Για την εφαρμογή της **adapthisteq** σχεδιάστηκε κατάλληλα ένα σενάριο (script) που περιείχε όλα τα απαραίτητα μέρη του κώδικα (ανάγνωση του αρχείου *.dcm, προβολή της εικόνας σε κατάλληλο παράθυρο, εφαρμογή του αλγορίθμου, προβολή ιστογραμμάτων κ.α.) για την περάτωση όλων των ελέγχων.

Αρχικά, ο πρώτος έλεγχος αφορούσε στην επιλογή της επιθυμητής κατανομής ιστογράμματος ('**Distribution**') και εφαρμόστηκε η **adapthisteq** με την προεπιλεγμένη τιμή '**NumTiles**' ([8 8]) και ένα '**clipLimit**' ικανό (0.03) να επισημάνει τυχόν διαφορές μεταξύ των κατανομών (Εικ. 8, Περίπτωση C14001). Διαπιστώθηκε έτσι ότι όλες οι κατανομές απέδιδαν παρόμοια αποτελέσματα, χωρίς σημαντικές οπτικές διαφορές. Τα ιστογράμματά τους παρουσίαζαν επίσης μεγάλη ομοιότητα, ώστε η ιδιαίτερη μορφή (εκθετική, κωδωνοειδής και επίπεδη) του καθενός να διακρίνεται οριακά. Αισθητή όμως ήταν συνήθως, η συνολική τους μετακίνηση προς τα δεξιά, με αυτό της '**exponential**' να παρουσιάζει την μικρότερη μετακίνηση και της '**rayleigh**' την μεγαλύτερη. Κοινή και ταυτόχρονα αναμενόμενη παρατήρηση σε όλα τα ιστογράμματα (συμπεριλαμβανομένου αυτού της αρχικής εικόνας) ήταν η παρουσία μιας ιδιαίτερα μεγάλης αιχμής στην ελάχιστη τιμή, κυρίως λόγω του υποβάθρου της εικόνας. Αυτό οδήγησε και στην σκέψη για περικοπή (crop) της εικόνας περιφερικά της περιοχής ενδιαφέροντος. Η ίδια αιχμή, πολύ μικρότερη πλέον, εξακολουθεί να παραμένει σε όλα τα ιστογράμματα και αντιστοιχεί πρωτίστως στο πολύ χαμηλής πυκνότητας πνευμονικό παρέγχυμα.

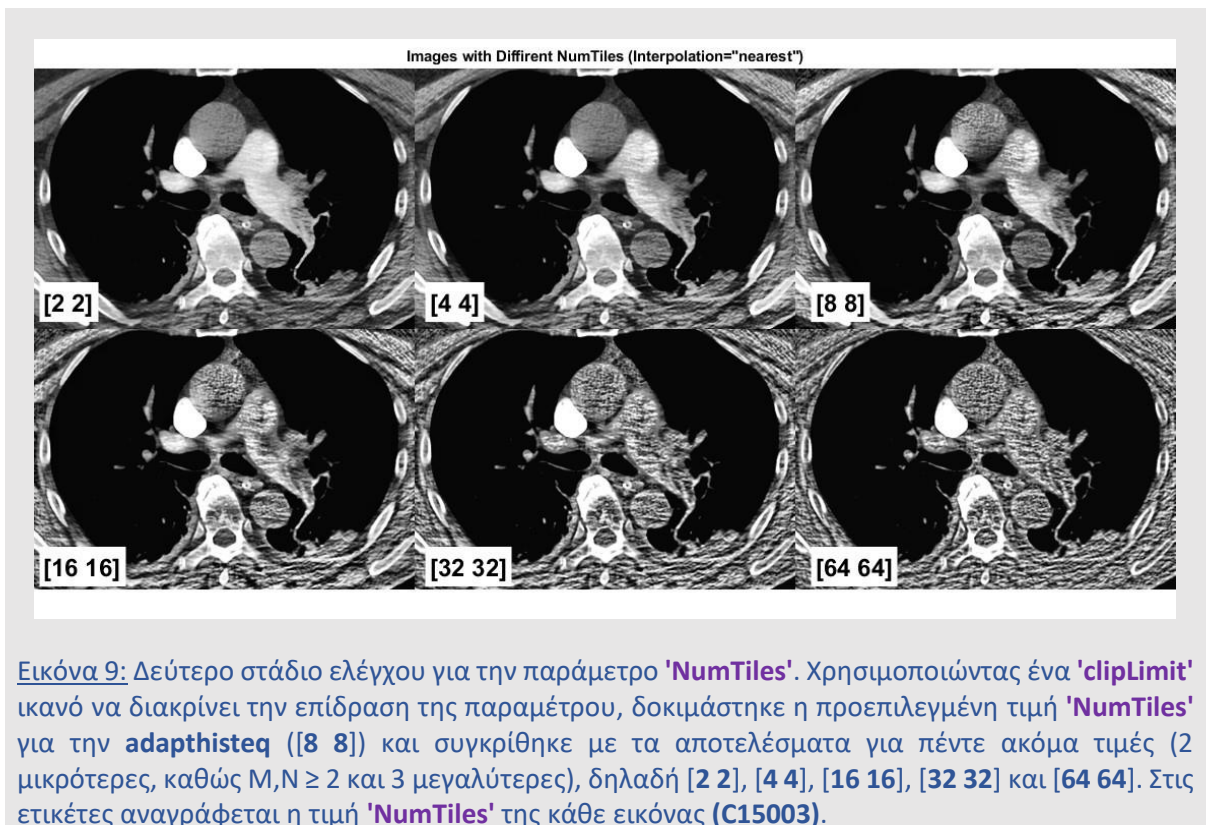
Στις δοκιμές εικόνων με και χωρίς περικοπή, τα οπτικά αποτελέσματα δεν διέφεραν σημαντικά μεταξύ τους. Αντιθέτως, η κλίμακα των ιστογραμμάτων άλλαζε κατά πολύ ($\approx 12,5 \cdot 10^4$), ώστε να αποτυπώνονται πιο αισθητά πλέον οι μορφές ή/και οι διαφορές τους.



Ως εκ τούτου, επιλέχθηκε ο έλεγχος να πραγματοποιηθεί με μια σχετική περικοπή των αρχικών εικόνων, ώστε και οι παραγόμενες εικόνες να ακολουθούν αυτήν την επιλογή. Μικρή διαφοροποίηση ως προς την καθαρότητα και την οξύτητά τους, παρουσίασαν οι εικόνες της **'exponential'** κατανομής, σε αντίθεση με τις υπόλοιπες δύο κατανομές, και ιδίως τη **'rayleigh'**, που έδειχναν μια ελαφρά θολερότητα. Γι' αυτό το λόγο και μόνο, η κατανομή **'exponential'** ήταν εκείνη που επιλέχθηκε να χρησιμοποιηθεί στη συνέχεια, για τον έλεγχο των υπολοίπων παραμέτρων. Για καλύτερο οπτικό αποτέλεσμα και αποφυγή “κοκκώδους” εικόνας, συνδυάστηκε με **'Interpolation'** (= παρεμβολή, μέθοδος για την εκτίμηση τιμών μεταξύ γνωστών σημείων δεδομένων) **'bilinear'**, όπου συγκριτικά με την **'nearest'** (χρησιμοποιείται κυρίως για ένα ή λίγα μόνο pixel σε εικόνες υψηλής μεγέθυνσης) παρουσιάζει μία πιο λεία και ομαλή (smooth) εικόνα. Και οι δύο μέθοδοι παρεμβολής, δεν επηρεάζουν τα δεδομένα του πίνακα της εικόνας.

Στο δεύτερο στάδιο ελέγχου που ακολούθησε, εξετάστηκε η επίδραση της παραμέτρου **'NumTiles'** στην συνολική βελτίωση της αντίθεσης της εικόνας (Εικ. 9, Περίπτωση C15003). Στον έλεγχο αυτό, χρησιμοποιώντας ένα **'clipLimit'** ικανό να διακρίνει την επίδραση της παραμέτρου, δοκιμάστηκε η προεπιλεγμένη **[8 8]** τιμή **'NumTiles'** για την **adapthisteq** και συγκρίθηκε με τα αποτελέσματα για πέντε ακόμα τιμές (2 μικρότερες, καθώς $M, N \geq 2$ και 3 μεγαλύτερες), δηλαδή **[2 2]**, **[4 4]**, **[16 16]**, **[32 32]** και **[64 64]**.

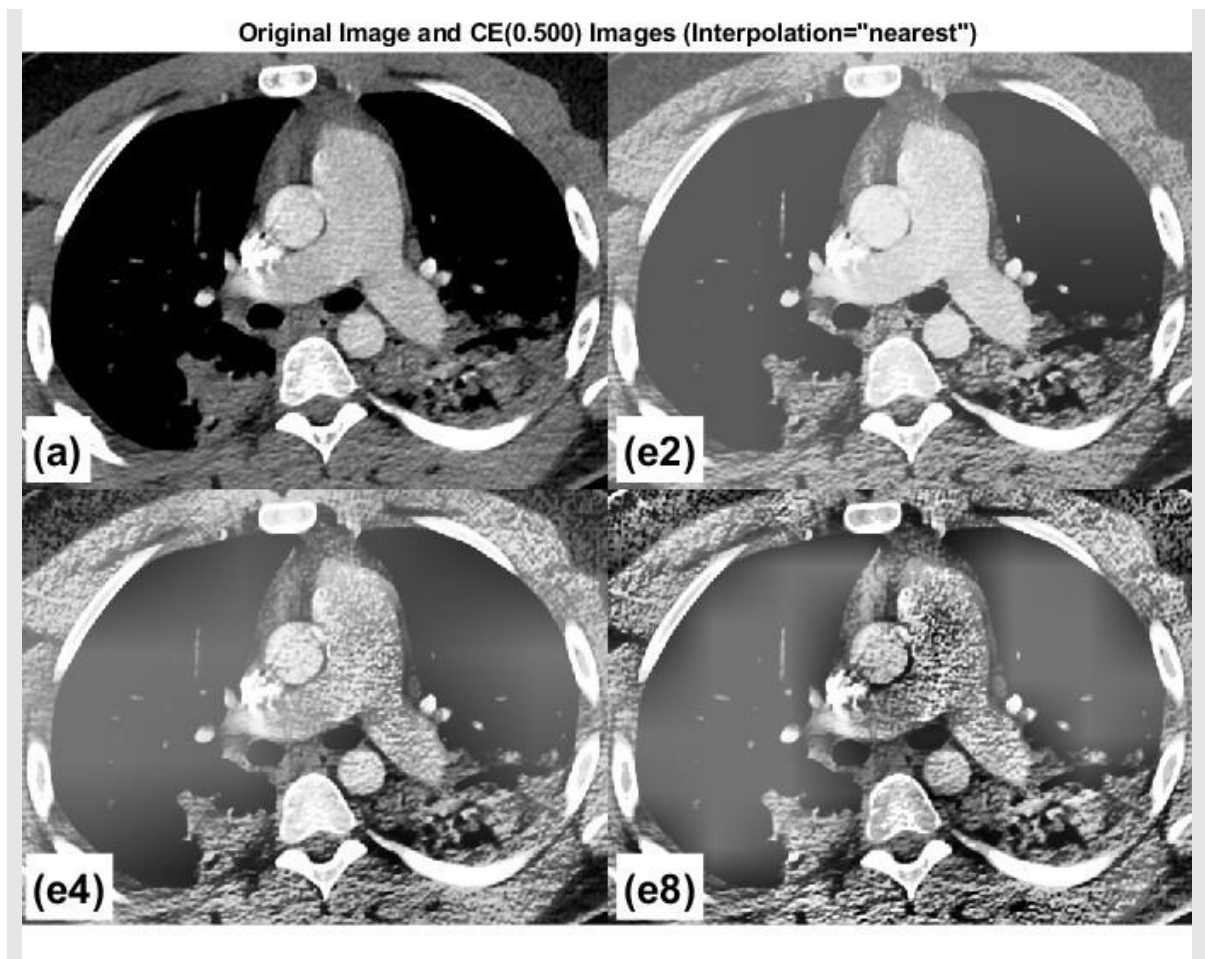
Σε όλους τους ελέγχους που πραγματοποιήθηκαν (Εικ. 9), αύξηση του **'NumTiles'** έδειξε ότι επηρεάζει αρνητικά και σε μεγάλο βαθμό την ποιότητα και την προβολή της εικόνας, ιδίως όταν η τιμή του ξεπερνούσε το **[8 8]**. Επιπλέον, αυξάνοντάς το από το **[2 2]** έως το **[8 8]**, παρατηρήθηκε προοδευτική ελάττωση της ποιότητας της εικόνας, με αυξημένο θόρυβο και ενδεχομένως με επιπλέον ενίσχυση τοπικών ανομοιογενειών, συμπεριλαμβανομένων αυτών εντός των ΠΑ από σφάλματα ροής και μη ικανοποιητική ανάμειξη του ΜΣΑ.



Εικόνα 9: Δεύτερο στάδιο ελέγχου για την παράμετρο **'NumTiles'**. Χρησιμοποιώντας ένα **'clipLimit'** ικανό να διακρίνει την επίδραση της παραμέτρου, δοκιμάστηκε η προεπιλεγμένη τιμή **'NumTiles'** για την **adapthisteq** ([8 8]) και συγκρίθηκε με τα αποτελέσματα για πέντε ακόμα τιμές (2 μικρότερες, καθώς $M, N \geq 2$ και 3 μεγαλύτερες), δηλαδή [2 2], [4 4], [16 16], [32 32] και [64 64]. Στις ετικέτες αναγράφεται η τιμή **'NumTiles'** της κάθε εικόνας (C15003).

Πολύ νωρίς λοιπόν, τα μεγάλα **'NumTiles'** ($M, N > 8$) αποφασίστηκε να εξαιρεθούν πλήρως από τους επόμενους ελέγχους, ενώ ως περισσότερο πιθανά για ποιοτικά αποδεκτό οπτικό αποτέλεσμα έδειξαν τα **'NumTiles'** [2 2] και [4 4]. Το [8 8] εξακολούθησε να συμμετέχει και στους μετέπειτα ελέγχους, προκειμένου να εξακριβωθεί η συμπεριφορά του και σε περισσότερα **'clipLimit'**, ακόμα και διαφορετικής τάξης. Ως εκ τούτου, πριν από τον τελικό έλεγχο της παραμέτρου **'clipLimit'**, μεσολάβησε ένα ενδιάμεσο στάδιο ελέγχου, προκειμένου να επιλεγεί η πιο αποδοτική τιμή του **'NumTiles'**, που θα συνόδευε τις τελικές δοκιμές (Εικ. 10, Περίπτωση C3003). Για το σκοπό αυτό, δοκιμάστηκαν μαζί τα πιθανά **'NumTiles'** και για τιμές **'clipLimit'** από μία τάξη μικρότερη (0.001) της προεπιλεγμένης τιμής ($=0.010$), έως και την ανώτερη τιμή που μπορεί να δεχτεί η παράμετρος (1.000). Το **'NumTiles'** που φάνηκε να διατηρεί οπτικά αποδεκτά αποτελέσματα, σε όλο το εύρος τιμών, ήταν το [2 2], οπότε και επιλέχθηκε ως το καταλληλότερο για την συνέχεια των δοκιμών και

τον έλεγχο της επίδρασης του **'clipLimit'**, ως αποκλειστικής πλέον παράμετρο διερεύνησης (Εικ. 10). Επιπλέον, πραγματοποιήθηκε επανέλεγχος για τα υψηλά **'NumTiles'** [16 16] και [32 32], με μικρό **'clipLimit'**, ώστε να επιβεβαιωθεί εκ νέου η απόφαση για την εξαίρεσή τους από τους μετέπειτα ελέγχους. Επιβεβαιώθηκε έτσι ότι τα δύο αυτά **'NumTiles'**, διατηρούσαν μια καλή απεικόνιση (οριακή υπεροχή άλλοτε του [16 16] και άλλοτε του [32 32]) μόνο σε πολύ μικρά όμως **'clipLimit'** (μία τάξη μικρότερη της προεπιλεγμένης), ωστόσο η επίδραση αυτή δεν φάνηκε να προσδίδει σημαντικά χρήσιμη ενίσχυση της αντίθεσης, σε σχέση με την αρχική εικόνα.



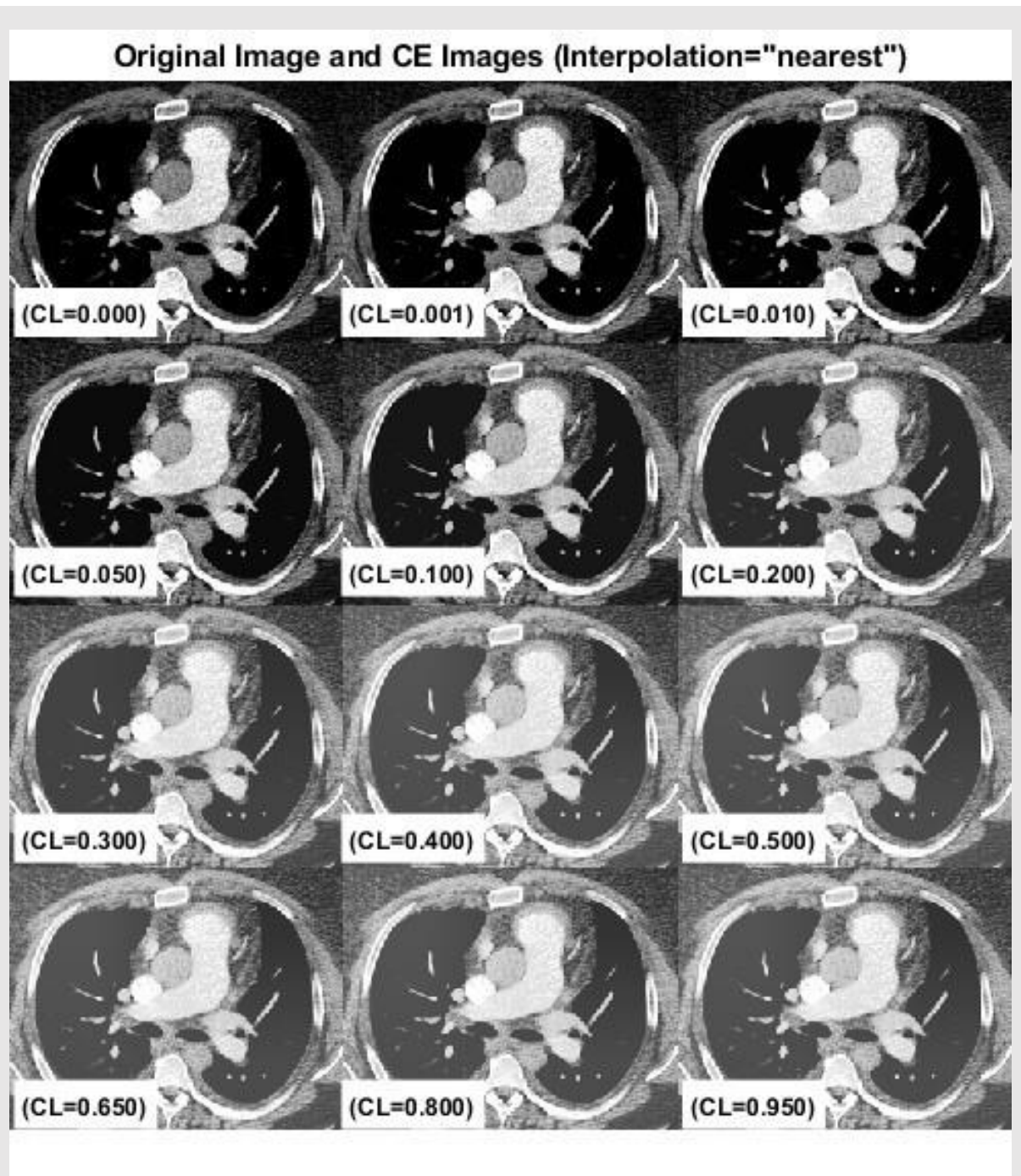
Εικόνα 10: Επιλογή της πιο αποδοτικής τιμής **'NumTiles'**, πριν από τον τελικό έλεγχο της παραμέτρου **'clipLimit'**. Δοκιμάστηκαν μαζί τα πιθανά **'NumTiles'** και για τιμές **'clipLimit'** από μία τάξη μικρότερη (0.001) της προεπιλεγμένης τιμής (=0.010), έως και την ανώτερη τιμή που μπορεί να δεχτεί η παράμετρος (1.000). Το **'NumTiles'** που φάνηκε να διατηρεί οπτικά αποδεκτά αποτελέσματα, σε όλο το εύρος τιμών, ήταν το [2 2], οπότε και επιλέχθηκε ως το καταλληλότερο για την συνέχεια των δοκιμών (C3003).

Περνώντας στον τελικό έλεγχο, έχουν επιλεγθεί πλέον η κατανομή **'exponential'** και το **'NumTiles'** [2 2], ως οι πιο κατάλληλες παράμετροι για την εφαρμογή της **CLAHE** στις εικόνες του συγκεκριμένου είδους. Έχοντας πλέον αυτές τις παραμέτρους δεδομένες και σταθερές, το μόνο που απομένει είναι να αποσαφηνιστεί ο ρόλος του **'clipLimit'** και κατ' επέκταση η συμπεριφορά της τεχνικής συνολικά, σε εικόνες CTPA. Μικρές τροποποιήσεις στην σύνταξη του αρχικού σεναρίου, έδωσαν την δυνατότητα απόκτησης πολλών εικόνων, με 11 διαφορετικά **'clipLimit'** (12 μαζί με το 0.000 που αντιστοιχεί στην αρχική εικόνα), ταυτόχρονα και συγκριτικά μεταξύ τους ("montage"). Έτσι θα μπορούσε να εντοπιστεί κάθε πιθανό εύρος τιμών (0.000 - 1.000), όπου η απόκριση της **adaphisteq** θα ήταν η πιο αποτελεσματική (Εικ. 11 και 12, Περίπτωση C17005). Παράλληλα, συγκριτικά ζεύγη εικόνων ("imshowpair"), της αρχικής με κάθε εικόνα που έδειχνε πιθανώς οπτικά βελτιωμένη στο "montage", χρησιμοποιήθηκαν, με μεγαλύτερες διαστάσεις πλέον, για την τελική εκτίμηση και επιβεβαίωση του αποτελέσματος.

Ο έλεγχος **'clipLimit'** συμπεριέλαβε την προεπιλεγμένη τιμή (CL=0.010) καθώς και μία τάξη μικρότερη αυτής (CL=0.001), όπως επίσης και τις τιμές CL=0.050, CL=0.100, CL=0.200, CL=0.300, CL=0.400, CL=0.500, CL=0.650, CL=0.800 και CL=0.950.

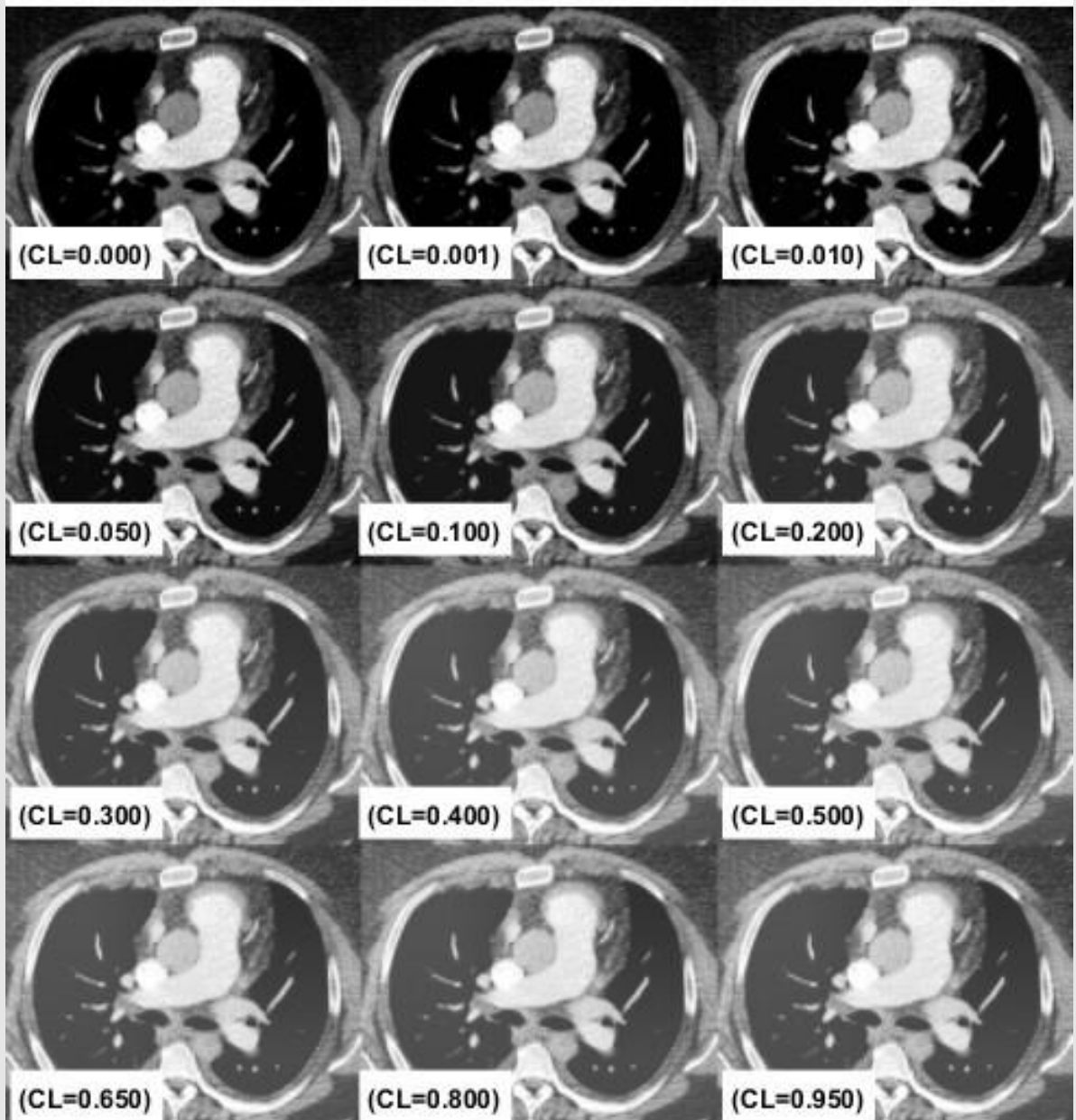
Στις εικόνες 11, 12 και 13 φαίνεται ολόκληρη η διαδικασία του τελικού ελέγχου και όλες οι επιμέρους εικόνες έχουν αναπαραχθεί από την ίδια αρχική, μεταβάλλοντας μόνο το **'clipLimit'** και για τις τιμές που έχουν αναφερθεί.

Οι εικόνες λαμβάνονται και με τα δύο διαθέσιμα είδη Interpolation, ώστε να αξιολογηθεί διεξοδικά και η συγκεκριμένη δυνατότητα μέχρι το πέρας των ελέγχων, αλλά και επειδή η **'nearest'** φαίνεται να αποδίδει καλύτερα για ένα ή λίγα pixel, κυρίως σε εικόνες υψηλής μεγέθυνσης, ενώ η **'bilinear'** χρησιμοποιείτε σε όλες τις άλλες περιπτώσεις. Και οι δύο μέθοδοι παρεμβολής, δεν επηρεάζουν τα δεδομένα του πίνακα της εικόνας.



Εικόνα 11: Τελικός έλεγχος, με κατανομή **'exponential'** και **'NumTiles' [2 2]**, ως οι πιο κατάλληλες παράμετροι για την εφαρμογή της **CLAHE**. Απόκτηση πολλών εικόνων, με 11 διαφορετικά **'clipLimit'** (12 μαζί με το 0.000 της αρχικής εικόνας), συγκριτικά μεταξύ τους ("montage"). Ο έλεγχος **'clipLimit'** συμπεριέλαβε την προεπιλεγμένη τιμή (**CL=0.010**), μία τάξη μικρότερη αυτής (**CL=0.001**), όπως επίσης και τις τιμές **CL=0.050**, **CL=0.100**, **CL=0.200**, **CL=0.300**, **CL=0.400**, **CL=0.500**, **CL=0.650**, **CL=0.800** και **CL=0.950**, που αναγράφονται και στις ετικέτες. Έτσι θα μπορούσε να εντοπιστεί κάθε πιθανό εύρος τιμών (0.000 - 1.000), όπου η απόκριση της **adapthisteq** θα ήταν η πιο αποτελεσματική. Στο συγκεκριμένο "montage" έχει χρησιμοποιηθεί ως μέθοδος παρεμβολής (Interpolation) **'nearest'**, ενώ ακολουθεί και η ίδια εικόνα με Interpolation **'bilinear'** για λόγους σύγκρισης (**C17005**).

Original Image and CE Images (Interpolation="bilinear")



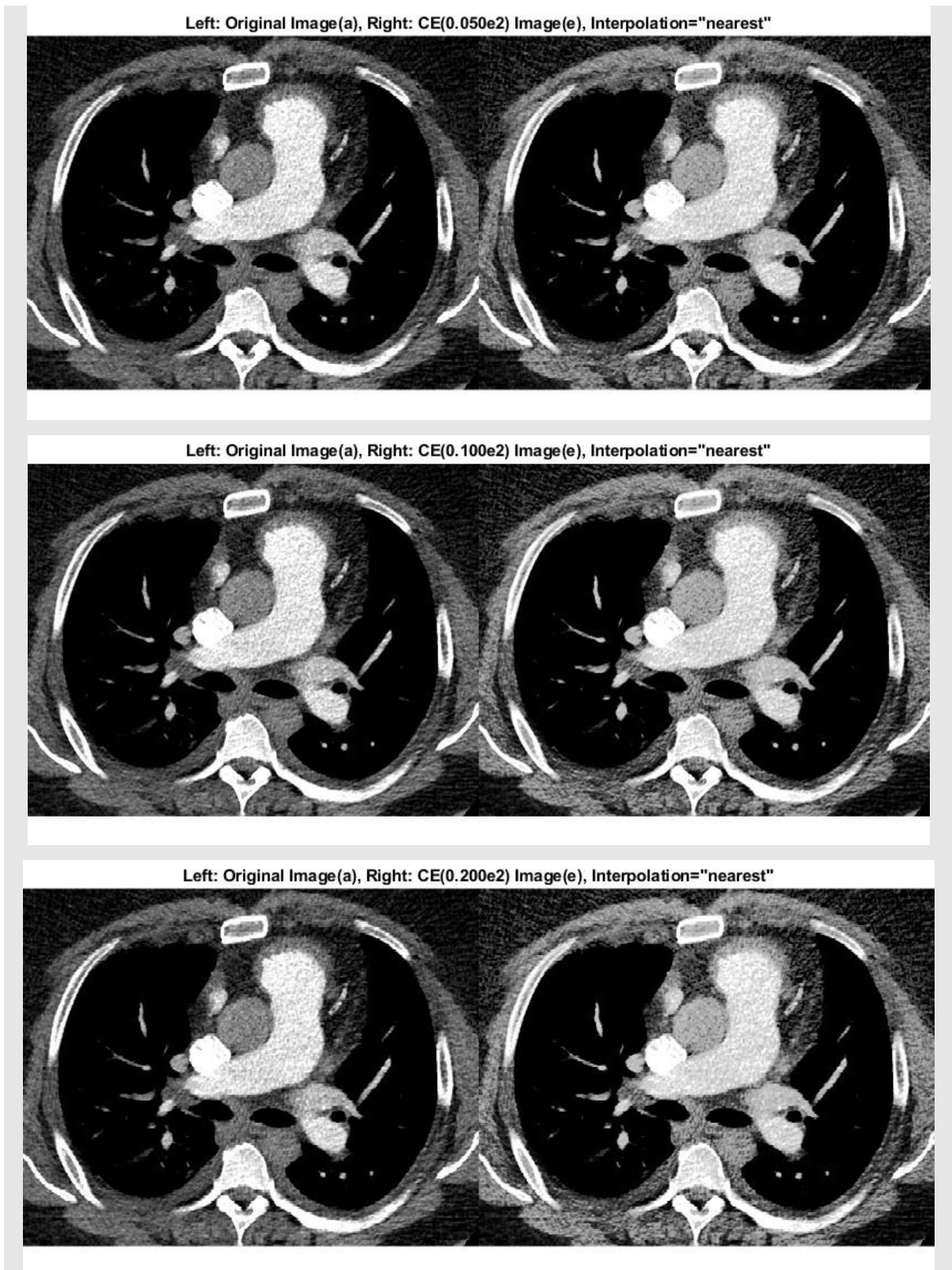
Εικόνα 12: Τελικός έλεγχος, με κατανομή **'exponential'** και **'NumTiles'** [2 2], ως οι πιο κατάλληλες παράμετροι για την εφαρμογή της **CLAHE**. Απόκτηση πολλών εικόνων, με 11 διαφορετικά **'clipLimit'** (12 μαζί με το 0.000 της αρχικής εικόνας), συγκριτικά μεταξύ τους ("montage"). Ο έλεγχος **'clipLimit'** συμπεριέλαβε την προεπιλεγμένη τιμή (**CL=0.010**), μία τάξη μικρότερη αυτής (**CL=0.001**), όπως επίσης και τις τιμές **CL=0.050**, **CL=0.100**, **CL=0.200**, **CL=0.300**, **CL=0.400**, **CL=0.500**, **CL=0.650**, **CL=0.800** και **CL=0.950**, που αναγράφονται και στις ετικέτες. Έτσι θα μπορούσε να εντοπιστεί κάθε πιθανό εύρος τιμών (0.000 - 1.000), όπου η απόκριση της **adaphstetq** θα ήταν η πιο αποτελεσματική. Στο συγκεκριμένο "montage" έχει χρησιμοποιηθεί ως μέθοδος παρεμβολής (Interpolation) **'bilinear'**, για λόγους σύγκρισης με την μέθοδο παρεμβολής **'nearest'** που προηγήθηκε για την ίδια περίπτωση (**C17005**).

Εξ αρχής, διακρίνεται μια υπεροχή της **'nearest'** όσον αφορά στην οξύτητα της εικόνας σε αντίθεση με μια μικρή θολερότητα που εμφανίζει η **'bilinear'** συνολικά στην εικόνα. Ταυτόχρονα όμως, η οξύτητα που παρουσιάζουν οι εικόνες της μεθόδου **'nearest'** φαίνεται να συνοδεύονται και με περισσότερο θόρυβο και κοκκώδη απεικόνιση, έναντι της λείας και πιο ομαλής (smooth) εικόνας της παρεμβολής **'bilinear'**.

Η πρώτη εκτίμηση φαίνεται να υποδεικνύει, αντίθετα με τις αρχικές προσδοκίες, μια σχετική ελάττωση της αντίθεσης και υποβάθμιση του οπτικού αποτελέσματος των εικόνων, που επιδεινώνεται μάλιστα αυξανόμενου του **'clipLimit'**. Μία συνολική θολερότητα ή/και επιβάρυνση του υποβάθρου που παρατηρείται στα υψηλά κυρίως **'clipLimit'** ($CL \geq 0.200$), φαίνεται να οφείλεται στο κοινό παράθυρο απεικόνισης όλων των εικόνων του “montage” και μοιάζει να υποχωρεί (όχι πλήρως) στις συγκριτικές εικόνες (“imshowpair”) που ακολουθούν (Εικ. 13, Περίπτωση C17005), για τα $CL=0.050$, $CL=0.100$ και $CL=0.200$, αλλά και στα υπόλοιπα ζεύγη εικόνων που μελετήθηκαν.

Εστιάζοντας πλέον στα ζεύγη εικόνων, η αρχική εκτίμηση για τα μη ικανοποιητικά οπτικά αποτελέσματα από την εφαρμογή της τεχνικής δείχνει να επιβεβαιώνεται, εξαιτίας του ότι:

- ◆ Σε σχετικά μικρά **'clipLimit'** ($CL \leq 0.100$), αν και η απεικόνιση συνολικά της εικόνας διατηρείται σε ικανοποιητικά επίπεδα, η ενίσχυση που παρατηρείται στις πνευμονικές αρτηρίες δεν είναι σημαντικά μεγαλύτερη, σε σύγκριση με την αρχική εικόνα (a).
- ◆ Σε μεσαία **'clipLimit'** ($0.200 \leq CL \leq 0.650$), παρά τη σχετική ενίσχυση των πνευμονικών αρτηριών, τα επίπεδα θορύβου αρχίζουν να αυξάνονται (στην πλειοψηφία των περιπτώσεων), ενώ πιθανές εσωτερικές ανομοιογένειες (π.χ. φαινόμενα ροής - ανεπαρκής ανάμειξη ΜΣΑ) φαίνεται να υπερτονίζονται ή να επεκτείνονται (μέγεθος-σχήμα). Παρατηρήθηκε ωστόσο, ότι σε κάποιες εικόνες η εφαρμογή της CLAHE έμοιαζε να είναι πιο



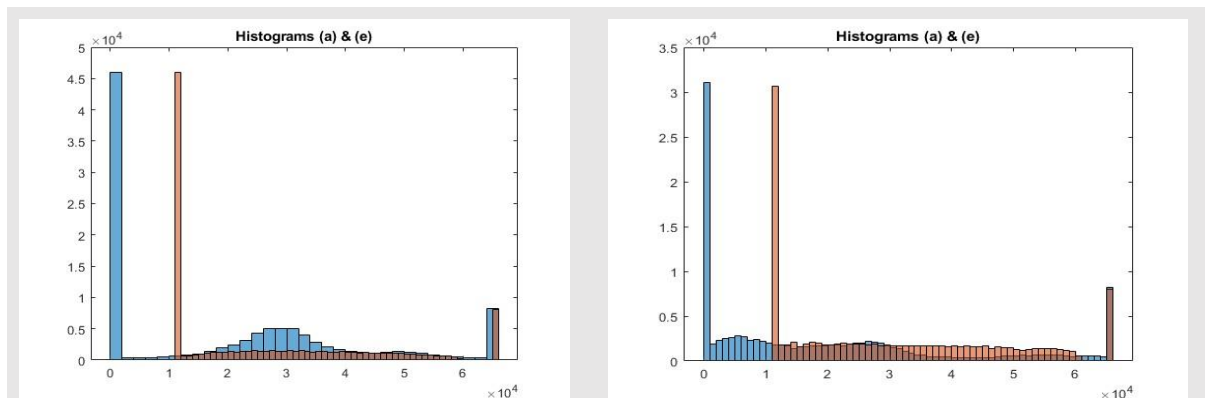
Εικόνα 13: Η συνολική θολερότητα ή/και επιβάρυνση υποβάθρου που παρατηρείται σε υψηλά κυρίως 'clipLimit' ($CL \geq 0.200$), φαίνεται να οφείλεται στο κοινό παράθυρο απεικόνισης όλων των εικόνων του "montage", ενώ μοιάζει να υποχωρεί (όχι πλήρως) στις συγκριτικές εικόνες "imshowpair" για τα $CL=0.050$, $CL=0.100$ και $CL=0.200$, αλλά και στα υπόλοιπα ζεύγη εικόνων που μελετήθηκαν (C17005).

αποδοτική, με καλύτερο οπτικό αποτέλεσμα (π.χ. C5003).

- ◆ Στα μεγάλα 'clipLimit' ($0.650 \leq CL \leq 0.950$), επιτεύχθηκε στην πλειοψηφία των περιπτώσεων μια ικανοποιητική αύξηση της αντίθεσης, με συνοδό σημαντική αύξηση του θορύβου όμως, τόσο εντός των πνευμονικών αρτηριών, όσο και στους γειτονικούς ιστούς. Οι περιπτώσεις ανομοιογενειών, αναδείχθηκαν επίσης ακόμη πιο έντονα. Γι' αυτούς τους λόγους κυρίως, οι περισσότερες απεικονίσεις δεν πλησίασαν αρκετά το ιδανικό και επιθυμητό οπτικό αποτέλεσμα και δεν ανέδειξαν σημαντικό όφελος για την ενίσχυση των πνευμονικών αρτηριών, έναντι της αρχικής εικόνας (a).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΣΥΖΗΤΗΣΗ

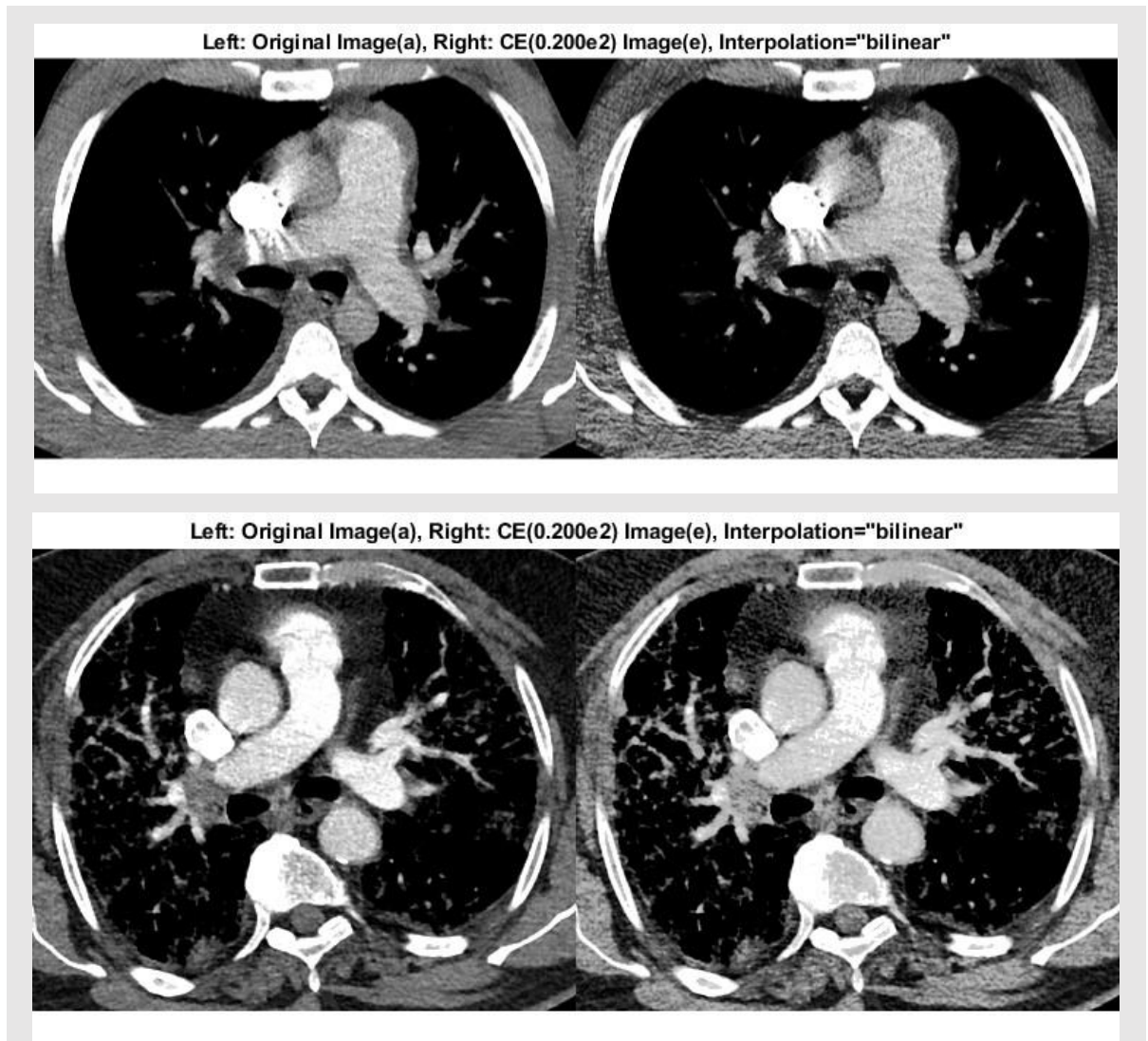
Συνοψίζοντας τις παρατηρήσεις που σημειώθηκαν, γίνεται αντιληπτό ότι η επεξεργασία των εικόνων με τον αλγόριθμο CLAHE δεν κατάφερε να συνεισφέρει σημαντικά στη βελτίωση της αντίθεσης εικόνων που παρουσίαζαν ελαττωμένη σκιαγραφική ενίσχυση στις πνευμονικές αρτηρίες. Αναζητώντας τις αιτίες για την αδυναμία αυτή, θα μπορούσε να ειπωθεί ότι η ήδη πολύ υψηλή ανάλυση των εικόνων Υπολογιστικής Τομογραφίας, παρά τη σημειούμενη χαμηλή ενίσχυση των ΠΑ, πιθανώς δεν επιτρέπει την περαιτέρω βελτίωση. Επιπλέον, κρίνεται σκόπιμο να αναφερθεί και μια γενικότερη αρχή, σύμφωνα με την οποία κάθε είδους ψηφιακή επεξεργασία δεν μπορεί να βελτιώσει ή/και να αποκαταστήσει σημαντικές ελλείψεις στα πρωτογενή δεδομένα. Ως εκ τούτου, όταν η “ενδογενής” αντίθεση απέχει σημαντικά από την ιδανική, είναι μάλλον αδύνατον να αποκατασταθεί σε ικανοποιητικό βαθμό με μια ψηφιακή τεχνική επεξεργασίας εικόνας.



Εικόνα 14: Ιστογράμματα δύο διαφορετικών αρχικών εικόνων με γαλάζιο χρώμα και συγκριτικά τα αντίστοιχα τροποποιημένα ιστογράμματα με πορτοκαλί χρώμα, με διαφορές στη μορφή τους. Προφανώς η εικόνα που αντιστοιχεί στο αριστερό ιστόγραμμα, διαθέτει εξαρχής υψηλότερη αντίθεση από την δεξιά. Το δεξιό αρχικό ιστόγραμμα μοιάζει πιο επίπεδο (ομοιόμορφο), συνεπώς και το τροποποιημένο με CLAHE ιστόγραμμα (πορτοκαλί), ακολουθεί το ίδιο μοτίβο. (C5003, C24003).

Παρατηρώντας στην εικόνα 14 τα ιστογράμματα δύο διαφορετικών αρχικών εικόνων (Περιπτώσεις C5003 & C24003) με γαλάζιο χρώμα, εντοπίζονται διαφορές στη μορφή τους και προφανώς η εικόνα που αντιστοιχεί στο αριστερό ιστόγραμμα, διαθέτει εξαρχής υψηλότερη αντίθεση από την δεξιά. Το δεξιό αρχικό ιστόγραμμα μοιάζει πιο επίπεδο

(ομοιόμορφο), συνεπώς και το τροποποιημένο με CLAHE ιστόγραμμα (πορτοκαλί), ακολουθεί το ίδιο μοτίβο. Η επεξεργασία των εικόνων έδειξε προφανώς το αναμενόμενο, ότι η CLAHE δηλαδή φαίνεται να είναι πιο αποδοτική στην αριστερή εικόνα, όπως φαίνεται και συγκριτικά παρακάτω (Εικ. 15).



Εικόνα 15: ΕΠΑΝΩ: Αρχική (αριστερά) και επεξεργασμένη (δεξιά) εικόνα των αριστερών ιστογραμμάτων της εικόνας 14. Παρατηρείται υψηλότερη αντίθεση στην επεξεργασμένη εικόνα (C5003). **ΚΑΤΩ:** Αρχική (αριστερά) και επεξεργασμένη (δεξιά) εικόνα των δεξιών ιστογραμμάτων της εικόνας 14. Παρατηρείται ελαττωμένη αντίθεση στην επεξεργασμένη εικόνα (C24003).

Εκτός των άλλων, θα πρέπει να αναφερθεί ότι πρόκειται για μια ιδιαίτερα πολύπλοκη ανατομική περιοχή, με πολλές δομές και σημαντικές διαφορές στην οπτική τους πυκνότητα (βλ. συντελεστές εξασθένησης, HU, CT Numbers), όπως το πνευμονικό παρέγχυμα (αέρας, πολύ χαμηλή πυκνότητα) ή αγγειακές δομές (με ΜΣΑ, πολύ υψηλή πυκνότητα).

Έχει γίνει τώρα κατανοητό και το ότι η τεχνική επιδρά στην εικόνα σε επίπεδο εικονοστοιχείων, όπως αναφέρθηκε νωρίτερα. Αν και κάτι τέτοιο φαίνεται να είναι ιδιαίτερα αποδοτικό, στην περίπτωση της CTPA δύναται να επιδεινώσει την απεικόνιση, εξαιτίας μικρών ή μεγαλύτερων σε έκταση τοπικών ανομοιογενειών, όπως τα σφάλματα ροής (φτωχή ανάμιξη του ΜΣΑ με το αίμα λόγω μη παρέλευσης ικανοποιητικού/επαρκούς χρόνου από την έγχυση έως την σάρωση) που παρατέθηκαν στο αντίστοιχο κεφάλαιο. Τέτοιες περιοχές, πιθανότατα λόγω της μειωμένης τους ενίσχυσης, φαίνεται να διαφοροποιούνται περισσότερο και να απεικονίζονται πιο έντονα, ενώ το επιθυμητό αποτέλεσμα θα ήταν να εξαλείφονται, επικαλυπτόμενα από την γενικότερη υψηλή αντίθεση που προκαλεί το ΜΣΑ στις πνευμονικές αρτηρίες.

Ένας από τους λόγους που συνετέλεσαν στην ανάπτυξη της **CLAHE** ήταν και η ανάγκη για την μείωση του ανεπιθύμητου θορύβου, που εισήγαγαν οι απλές τεχνικές ΑΗΕ, κατά περίπτωση (MOHAN AND RAVISHANKAR, 2013). Στο συγκεκριμένο τύπο εικόνων όμως, φαίνεται ο θόρυβος να εξακολουθεί να παραμένει υψηλός στην πλειοψηφία των περιπτώσεων, ιδίως σε εικόνες όπου παρατηρούνται εξ' αρχής σημαντικά επίπεδα θορύβου. Βεβαίως, είναι αναμενόμενο η τεχνική να μην μπορεί να απαλλάξει πλήρως μια εικόνα από τον αρχικό θόρυβο. Η περαιτέρω ενίσχυσή του όμως, σε καμία περίπτωση δεν μπορεί να είναι επιθυμητή και ευχάριστη.

Με αφορμή τα παραπάνω, θα μπορούσε ενδεχομένως να εξεταστεί το ενδεχόμενο συνδυασμού της τεχνικής CLAHE με άλλες τεχνικές ψηφιακής επεξεργασίας εικόνων, όπως για παράδειγμα φίλτρα για την ελάττωση του θορύβου ή/και την βελτίωση της ευκρίνειας (χαμηλοπερατά / υψιπερατά φίλτρα, αντίστοιχα). Παρόμοιοι συνδυαστικοί έλεγχοι έχουν ήδη εφαρμοστεί, άλλοτε για ακτινολογικές εικόνες με βελτιωμένη απεικόνιση και άλλοτε για καλύτερη απόδοση μοντέλων DL (HUANG ET AL., 2016; YOSHIMI ET AL., 2023).

Τεχνικές τμηματοποίησης (segmentation) για εντοπισμό και “απομόνωση” των πνευμονικών αρτηριών πριν την εφαρμογή της CLAHE ή μεγαλύτερη περικοπή (crop), ενδεχομένως να μπορούν επίσης να βελτιώσουν την απόδοσή της και το οπτικό αποτέλεσμα, με υψηλότερη και πιο ομοιογενή ενίσχυση της αντίθεσης.

Συνδυασμοί τεχνικών με την CLAHE, γνωστοί από το παρελθόν, θα μπορούσαν επίσης να μελετηθούν και στην περίπτωση των πνευμονικών αρτηριών, για να διαπιστωθεί αν και κατά πόσο δύναται να βελτιωθούν τα αποτελέσματα. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελεί η πρόταση των Mohan and Ravishankar (2013) για την **LCM-CLAHE** (Local Contrast Modification-CLAHE), κατά την επεξεργασία εικόνων μαστογραφίας, με σκοπό τη διατήρηση λεπτομερειών και τη μείωση της απώλειας σημαντικών τοπικών πληροφοριών, που παρατηρήθηκε εξαιτίας της μεγάλης ενίσχυσης από την συμβατική CLAHE.

Στην ίδια μελέτη των Mohan and Ravishankar (2013), η CLAHE δεν θεωρήθηκε ιδιαίτερα κατάλληλη τεχνική για την επεξεργασία μαστογραφιών που είχαν ως ζητούμενο την ανάδειξη σημαντικών λεπτομερειών. Ωστόσο, φαίνεται να χρησιμοποιείται συχνά, με βελτιωμένη απόδοση σε αρκετές περιπτώσεις, σε μελέτες μοντέλων DL ιατρικών εικόνων και θεωρείται ότι μπορεί να συμβάλει στην καλύτερη απεικόνιση του πνεύμονα, ανιχνεύοντας μικρούς όζους (< 1cm) ή και δομές που μπορούν να μμηθούν όζους, λόγω της μεγέθυνσης που φαίνεται να προκαλεί. Ταυτόχρονα, αδυνατεί να τονίσει μικρές περιοχές με έντονες αντιθέσεις. Αυτό αποτελεί μειονέκτημα στην απεικόνιση του πνεύμονα, καθώς δημιουργεί διεύρυνση και ελαφρά παραμόρφωση σε δομές με υψηλότερη πυκνότητα που βρίσκονται εντός του πολύ χαμηλής πυκνότητας πνευμονικού παρεγχύματος. Ως εκ τούτου, φαίνεται να μην υπάρχει δυνατότητα γενίκευσης για την αποτελεσματικότητά της, μιας και μπορεί να εξαρτάται από την απεικονιστική μέθοδο ή/και το μοντέλο DL (JIN, FAYAD AND LAINE, 2001; VALENTE ET AL., 2016; YOSHIMI ET AL., 2023).

Φαίνεται τώρα ότι τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης διαθέτουν κοινά σημεία με αποτελέσματα άλλων μελετών που απαντώνται στη βιβλιογραφία. Έτσι, προς το παρόν δεν μπορεί να αποκλειστεί η συνεισφορά της τεχνικής CLANE για την βελτίωση της απεικόνισης των ΠΑ σε Υπολογιστικές Αγγειογραφίες, αλλά ταυτόχρονα τα διαθέσιμα στοιχεία δεν επαρκούν για να τεκμηριώσουν και την απόλυτη χρησιμότητά της. Η ίδια η τεχνική και η απόδοσή της φαίνεται να εξαρτάται από πολλούς παράγοντες, πιθανότατα ακόμα και μεταξύ εικόνων ίδιας κατηγορίας.

Βεβαίως, και οι περιορισμοί της παρούσας μελέτης δεν επιτρέπουν, τουλάχιστον προς το παρόν, την παρατήρηση ιδιαίτερα σαφών και ασφαλών αποτελεσμάτων. Στους σημαντικότερους περιορισμούς θα μπορούσαν να ενταχθούν τόσο ο μικρός αριθμός των εικόνων που μελετήθηκαν συνολικά, όσο και ο περιορισμένος αριθμός περιπτώσεων για κάθε τύπο τεχνικού σφάλματος ή φτωχής απεικόνισης γενικότερα. Θα πρέπει να σημειωθεί επίσης ότι το σύνολο των εικόνων που μελετήθηκαν, προέρχεται από ένα σύστημα Υπολογιστικού Τομογράφου, με συγκεκριμένα χαρακτηριστικά και μεταδεδομένα στο Dicom Header της εικόνας [π.χ. DICOM Tag (0028,1103) Pixel Representation = 0, DICOM Tag (0028,1052) Rescale Intercept = -8192, DICOM Tag (0028,1053) Rescale Slope = 1, DICOM Tag (0028,1054) Rescale Type = HU, MATLAB® Integer Class = uint16 κ.α.]. Διαθέσιμες εικόνες, από σύστημα διαφορετικού κατασκευαστικού οίκου, κατά την αρχική τους επεξεργασία παρουσίασαν διαφοροποιημένη απεικόνιση. Διαπιστώθηκε τότε ότι διέθεταν διαφορετικά χαρακτηριστικά [π.χ. DICOM Tag (0028,1103) Pixel Representation = 1, DICOM Tag (0028,1052) Rescale Intercept = -1024, MATLAB® Integer Class = int16 κ.α.] και πιθανότατα θα έπρεπε να επεξεργαστούν με τροποποιημένο κώδικα (κυρίως ως προς την ανάγνωσή τους). Η σημαντικότερη διαφορά φαίνεται να ήταν η τάξη των δεδομένων (int16) στο λογισμικό επεξεργασίας MATLAB®, καθώς οι εικόνες αυτές διέθεταν μεν $2^{16} = 65536$

αποχρώσεις του γκρι όπως και του πρώτου συστήματος, αλλά οι τιμές τους κατανέμονταν σε διαφορετική κλίμακα, ήτοι από -2^{15} έως $2^{15}-1$, σε αντίθεση με του πρώτου συστήματος που οι τιμές κατανέμονταν από 0 έως $2^{16}-1$. Η παραπάνω συνθήκη, εικάζεται να είναι και ο λόγος όπου η εφαρμογή της CLAHE δεν απέδωσε τα αναμενόμενα αποτελέσματα στις εικόνες αυτού του συστήματος, εξαιτίας απώλειας της ακρίβειας κατά τη διαδικασία μετατροπής (ανάγνωσης) των εικόνων σε μεταβλητές (MATLAB®, Loss of Precision Due to Conversion), οπότε και εξαιρέθηκαν πρώιμα. Στους περιορισμούς της μελέτης, θα μπορούσε να αναφερθεί και το γεγονός ότι ελέγχθηκε διεξοδικά μόνο ο συνδυασμός '**Distribution**' και '**NumTiles**' που φάνηκε αρχικά ότι υπερτερεί, έναντι των υπολοίπων επιλογών. Δεν αποκλείεται ωστόσο, μεγαλύτερης έκτασης δοκιμές και σε διαφορετικούς συνδυασμούς παραμετροποίησης της **adaphisteq**, να αποδώσουν διαφορετικά ή/και καλύτερα.

Με σκοπό την διασταύρωση και την περαιτέρω τεκμηρίωση των αποτελεσμάτων, ζητήθηκε και η άποψη μιας μικρής ομάδας Ιατρών Ακτινοδιαγνωστικής και Τεχνολόγων Ακτινολόγων με σχετική εμπειρία στην Υπολογιστική Τομογραφία. Η συλλογή των αποτελεσμάτων αποτύπωσε απόψεις ανάλογες με τα αρχικά συμπεράσματα, ενώ φάνηκε ότι η τεχνική δεν ενθουσίασε ιδιαίτερα τους συμμετέχοντες. Το σύνολο των συμμετεχόντων εκτιμά ότι η τεχνική συνδέεται με αύξηση του θορύβου, σε μικρό ή μεγαλύτερο βαθμό, έναντι της αρχικής εικόνας. Επίσης, ιδιαίτερα μεγάλο ποσοστό φαίνεται να μην παρατηρεί ουσιαστική βελτίωση έναντι πιθανών τεχνικών σφαλμάτων, ενώ το 1/3 θεωρεί ότι ενδέχεται αυτά να επιδεινώνονται κιόλας. Ορισμένοι παρατηρητές διαπίστωσαν μικρές θετικές ενδείξεις για την αποτελεσματικότητα της τεχνικής, ωστόσο η συνολική άποψη που φαίνεται να επικρατεί είναι ότι δεν προσφέρει σημαντικά παραπάνω πληροφορίες και το αποτέλεσμα έχει επιδεινωθεί, ώστε να συνδράμει σε μια ασφαλή διάγνωση σε περιπτώσεις δυσχερούς απεικόνισης. Παρόλα αυτά, η πλειοψηφία θεωρεί ότι πρόκειται για μια πολλά υποσχόμενη

τεχνική, που θα μπορούσε υπό όρους, να συμβάλλει ουσιαστικά στην ενίσχυση της αντίθεσης Πνευμονικών Αρτηριών. Αξίζει να σημειωθεί, εκτός των άλλων, ότι η τεχνική ήταν ελάχιστα γνωστή στους ερωτηθέντες, όμως περίπου οι μισοί γνωρίζουν ότι μετά την εφαρμογή της τεχνικής CLAHE (και κάθε άλλης τεχνικής που τροποποιεί το ιστόγραμμα), δεν επιτρέπεται η μέτρηση πυκνότητας (CT Numbers - HU) σε δομές της εικόνας. Τέλος, αναφορικά με την επιλογή της μεθόδου παρεμβολής ('nearest' ή 'bilinear') οι απόψεις φαίνεται να διχάζονται, χωρίς να εξάγεται ένα σαφές αποτέλεσμα. Το σημείο αυτό του ερωτηματολογίου, για τεχνικούς λόγους που σχετίζονται με το μέγεθος και τη μεγέθυνση της εικόνας, ενδέχεται να μην έχει καταφέρει να αναδείξει επαρκώς την μικρή αλλά ειδοποιός διαφορά των δύο μεθόδων. Βεβαίως, ακόμα και οι συνθήκες προβολής και παρατήρησης (μέγεθος και χαρακτηριστικά των χρησιμοποιούμενων συσκευών θέασης, φωτισμός κ.τ.λ.), ενδέχεται να επηρεάζουν τα αποτελέσματα σε τέτοια ερωτήματα που απαιτούν λεπτομερή απεικόνιση με υψηλή ευκρίνεια. Η χρήση έντυπου ερωτηματολογίου, ειδικά στην περίπτωση αυτή, θεωρήθηκε ότι δεν θα μπορούσε να αποδώσει καλύτερα, γι' αυτό άλλωστε και δεν χρησιμοποιήθηκε.

Η πρώτη εκτίμηση της μικρής ομάδας Ιατρών Ακτινοδιαγνωστικής και Τεχνολόγων, φαίνεται να ταυτίζεται σε γενικές γραμμές με τα αποτελέσματα της μελέτης. Προς το παρόν τουλάχιστον, δεν μπορεί να αποδειχθεί ιδιαίτερη χρησιμότητα και σημαντικό όφελος από την εφαρμογή της CLAHE σε εικόνες CTPA. Παρόλα αυτά, αναγνωρίζεται η γενικότερη συνεισφορά και η ικανοποιητική αποτελεσματικότητα της μεθόδου για την βελτίωση της απεικόνισης, τουλάχιστον σε ορισμένες κατηγορίες εικόνων ή/και απεικονιστικών μεθόδων. Ως εκ τούτου, δεν μπορεί να αποκλειστεί και το ενδεχόμενο, στο μέλλον να παρατηρηθούν πιο αποδοτικά και πιο ικανοποιητικά αποτελέσματα, κατόπιν μιας διαφορετικής και περισσότερο ενδεδειγμένης προσέγγισης. Όλοι οι αναφερόμενοι περιορισμοί μπορεί να

αποτελέσουν νέα πεδία έρευνας και μελέτης και ευκαιρία για καινούρια γνώση και μάθηση. Ο γενικότερος περιορισμός της μεθόδου, που δεν επιτρέπει την μέτρηση πυκνότητας σε δομές εικόνων με τροποποιημένο ιστόγραμμα, δεν θα πρέπει να λειτουργεί αποτρεπτικά για την έρευνα, απλά θα πρέπει να σημειώνεται. Τυχόν απαραίτητες μετρήσεις πυκνότητας, μπορούν να εξακολουθήσουν να γίνονται με ευκολία στις αρχικές εικόνες.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η ιδανική απεικόνιση των Πνευμονικών Αρτηριών με Υπολογιστική Αγγειογραφία παραμένει πάντα μια πρόκληση. Το αυστηρό χρονικό περιθώριο για την αποκλειστική σκιαγράφιση των ΠΑ, είναι αυτό που την διαφοροποιεί κυρίως από παρόμοιες εξετάσεις. Με τα σύγχρονα συστήματα ΥΤ, τέτοιου είδους απεικόνιση καθίσταται πλέον δυνατή. Ωστόσο, ο κίνδυνος περιορισμού της διαγνωστικής αξίας και σπανιότερα αστοχίας της απεικόνισης είναι υπαρκτός. Τα τεχνικά σφάλματα μπορεί να είναι απρόβλεπτα ή ακόμα και να μην μπορεί να αποφευχθούν, ειδικά σε τόσο απαιτητικές διαδικασίες. Γι' αυτό θα πρέπει σε κάθε περίπτωση να είναι γνωστά, να αναγνωρίζονται εύκολα και να λαμβάνονται υπόψη στην τελική εκτίμηση. Συγχρόνως, ένα σύνολο τεχνικών και εργαλείων βρίσκονται στη διάθεση κάθε Ακτινοδιαγνώστη, ώστε να υποβοηθούν και να συμβάλουν σε ασφαλείς, ακριβείς και τεκμηριωμένες διαγνώσεις. Η απόδοση της CLAHE, γενικότερα σε ιατρικές εικόνες αλλά και κατά περίπτωση, έχει αποδειχθεί σε ικανοποιητικό βαθμό. Στην περίπτωση της Υπολογιστικής Αγγειογραφίας Πνευμονικών Αρτηριών, με δυσχέρειες στην απεικόνιση, η αρχική προσδοκία για βελτίωση της σκιαγράφισης και της οπτικής απεικόνισης κατόπιν επεξεργασίας με την τεχνική CLAHE, φαίνεται να μην επαληθεύεται σε ικανοποιητικό βαθμό, προς το παρόν τουλάχιστον. Πιθανότατα, η αρχική εκτίμηση για βελτιωμένα αποτελέσματα στηρίχθηκε, ατυχώς, στο ότι η τεχνική θα “αναγνώριζε” τις πνευμονικές αρτηρίες σαν μια ενιαία δομή και ένα σύνολο εικονοστοιχείων και θα επιδρούσε σε αυτό καθολικά. Θα πρέπει να είναι σαφές όμως ότι η τεχνική λειτουργεί σε κάθε εικονοστοιχείο χωριστά, όπως επίσης και το ότι οποιοδήποτε είδους ψηφιακή επεξεργασία εικόνων, δεν δύναται να αποκαθιστά πλήρως σφάλματα και ανεπάρκειες των πρωτογενών δεδομένων, τα οποία πολλές φορές σχετίζονται και με την δόση του εξεταζόμενου. Νέες ιδέες και πεδία έρευνας, ωστόσο, μπορούν να διατηρήσουν ψηλά το ενδιαφέρον για την CLAHE, έως ότου η επιστημονική

κοινότητα αποκτήσει μια σαφή και πλήρως τεκμηριωμένη άποψη, όπως και για κάθε άλλο ερώτημα. Είναι σαφές ότι η προσπάθεια αντιμετώπισης κάθε δυσχέρειας και βελτίωσης διαδικασιών και αποτελεσμάτων, δεν σταματάει και δεν θα πρέπει να σταματάει ποτέ, και αυτό κυρίως μέσω της παρατήρησης, της έρευνας και της μελέτης.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α΄ - ΣΥΜΠΛΗΡΩΜΑΤΙΚΕΣ ΓΝΩΣΕΙΣ

A1 - ΓΝΩΣΕΙΣ ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ

Η αορτή (Αο) και η πνευμονική αρτηρία (ΠΑ, ΡΑ), με τους δύο κύριους κλάδους της, αποτελούν τις μεγαλύτερες αρτηρίες του ανθρώπινου σώματος. Ξεκινώντας από διαφορετικά τμήματα της καρδιάς, διακλαδίζονται συνεχώς σε μικρότερους κλάδους και καταλήγουν στα πιο απομακρυσμένα σημεία της περιφέρειας του σώματος και των πνευμόνων, αντίστοιχα. Εκεί, αφού μετασχηματιστούν σε φλέβες, θα επιστρέψουν στην καρδιά, εξυπηρετώντας την κυκλοφορία του αίματος μέσα στο ανθρώπινο σώμα.

A1.1 - ΤΟ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΓΕΝΙΚΑ

Οι μεγάλες αρτηρίες και φλέβες, μαζί με τους μικρότερους κλάδους τους, αποτελούν τα αιμοφόρα αγγεία, στα οποία κυκλοφορεί το αίμα με τη συνδρομή της καρδιάς. Το σύνολο των δομών αυτών αποτελούν το καρδιαγγειακό σύστημα του ανθρώπινου οργανισμού. Η καρδιά είναι η βάση του συστήματος και αποτελεί την αφετηρία, αλλά και την κατάληξη, δύο επιμέρους αγγειακών δικτύων όπου το ένα αποτελεί συνέχεια του άλλου. Σχηματίζονται έτσι δύο αιματικές κυκλοφορίες (Εικ. Α01), που εξυπηρετούν διαφορετικές λειτουργικές ανάγκες, η πνευμονική (ή μικρή) κυκλοφορία και η συστηματική (ή μεγάλη) κυκλοφορία (RYAN, MCNICHOLAS AND EUSTACE, 2013; ΠΛΕΣΣΑΣ AND ΚΑΝΕΛΛΟΣ, 1997).



Εικόνα Α01: Σχηματική αναπαράσταση της Συστηματικής και της Πνευμονικής κυκλοφορίας.

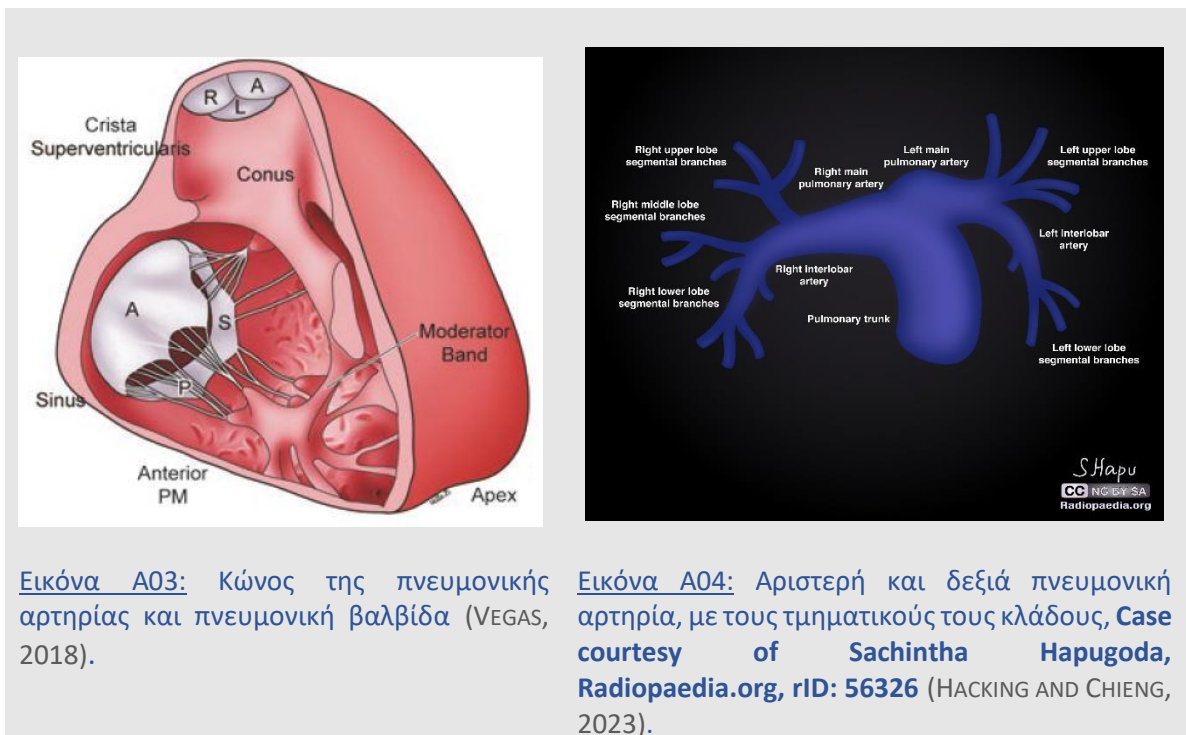
Από το δεξιό κόλπο το αίμα προωθείται στη δεξιά κοιλία για να ξεκινήσει η πνευμονική κυκλοφορία με την ΠΑ, που διακλαδιζόμενη θα διατρέξει τους πνεύμονες. Στη συνέχεια, οι πνευμονικές φλέβες, σχηματιζόμενες από μικρότερους κλάδους, θα επιστρέψουν στον αριστερό κόλπο. Το αίμα θα προωθηθεί στην αριστερή κοιλία, για την έναρξη της συστηματικής κυκλοφορίας. Η συστηματική κυκλοφορία, σαφώς μεγαλύτερη σε έκταση, περιλαμβάνει όλα τα συστήματα και όργανα του σώματος τα οποία και συνδέει κατάλληλα μεταξύ τους διασφαλίζοντας τη ροή του αίματος προς και από αυτά. Σχηματικά, ξεκινάει από την αριστερή κοιλία όπου το αίμα διοχετεύεται στην αορτή και στη συνέχεια, μέσω συνεχών διακλαδώσεων και πλήθος μικρότερων αρτηριών, καταλήγει στα τριχοειδή αγγεία των οργάνων. Μετά από αυτό το σημείο, ξεκινάει η επιστροφή προς την καρδιά, μέσω των ομώνυμων συνήθως φλεβών, οι οποίες θα συνενωθούν τελικά στην άνω (SVC) και κάτω (IVC) κοίλη φλέβα και θα διοχετεύσουν το αίμα στον δεξιό κόλπο, για την επανάληψη του κύκλου (RYAN, MCNICHOLAS AND EUSTACE, 2013; ΠΛΕΣΣΑΣ AND ΚΑΝΕΛΛΟΣ, 1997).

Στην πραγματικότητα, υπάρχει ακόμα μια μικρή σε έκταση, αλλά ιδιαίτερα σημαντική κυκλοφορία. Πρόκειται για την στεφανιαία κυκλοφορία (Εικ. Α02), η οποία εξυπηρετεί τις ανάγκες του μυοκαρδίου, της ίδιας δηλαδή της καρδιάς (RYAN, MCNICHOLAS AND EUSTACE, 2013; ΠΛΕΣΣΑΣ AND ΚΑΝΕΛΛΟΣ, 1997).



A1.2 - ANATOMIA ΤΩΝ ΠΝΕΥΜΟΝΙΚΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ

Οι ΠΑ, αριστερή και δεξιά, αρχικά ξεκινούν ως ενιαία δομή μικρού μεγέθους (μήκους περίπου 5 εκ. και διαμέτρου 2,4 - 3 εκ.), που καλείται στέλεχος της πνευμονικής αρτηρίας ή κύρια πνευμονική αρτηρία και αποτελεί τη συνέχεια της πνευμονικής βαλβίδας και κατ' επέκταση της δεξιάς κοιλίας. Για τη μετάπτωση της δεξιάς κοιλίας σε πνευμονική αρτηρία, αρχικά σχηματίζεται ο αρτηριακός κώνος ή κώνος της πνευμονικής αρτηρίας (Εικ. A03), στην κορυφή του οποίου βρίσκεται το αρτηριακό τρήμα, που περιέχει τα τρία μηννοειδή πέταλα ή γλωχίνες της πνευμονικής βαλβίδας (HACKING AND CHIENG, 2023).

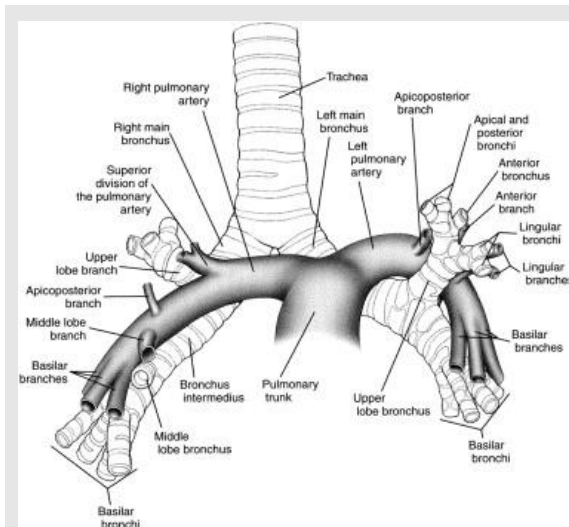


Εικόνα A03: Κώνος της πνευμονικής αρτηρίας και πνευμονική βαλβίδα (VEGAS, 2018).

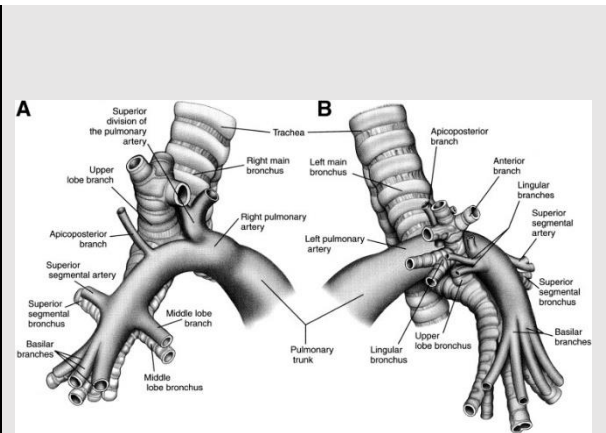
Εικόνα A04: Αριστερή και δεξιά πνευμονική αρτηρία, με τους τμηματικούς τους κλάδους, **Case courtesy of Sachintha Harugoda, Radiopaedia.org, rID: 56326** (HACKING AND CHIENG, 2023).

Καθώς το στέλεχος της ΠΑ ανεβαίνει προς τα πάνω, γυρίζει προς τα πίσω και αριστερά της ανιούσας αορτής, με την οποία και επενδύονται με κοινό περίβλημα του περισπλάχνιου πετάλου του περικαρδίου, που περιβάλλει την καρδιά και τις ρίζες των μεγάλων αρτηριών. Στο νοητό επίπεδο (επιπέδου του Ludwig) που χωρίζει το άνω από το κάτω (πρόσθιο, μέσο και οπίσθιο) μεσοθωράκιο, το στέλεχος της ΠΑ αναδύεται από το

ινώδες περικάρδιο και διχάζεται στη δεξιά και στην αριστερή ΠΑ, κάτω από την κοιλότητα του αορτικού τόξου, προσθίως του αριστερού κύριου βρόγχου και αριστερά από την τρόπιδα της τραχείας. Οι συνήθεις διάμετροι της δεξιάς και της αριστερής ΠΑ είναι περίπου 16 και 18 mm, με τα ανώτερα φυσιολογικά όρια να φτάνουν τα 20 και 22 mm, αντιστοίχως (HACKING AND CHIENG, 2016; RYAN, MCNICHOLAS AND EUSTACE, 2013).



Εικόνα A05: Προσθιοπίσθια άποψη των διακλαδώσεων της πνευμονικής αρτηρίας και συσχέτιση με το βρογχικό δέντρο, **Courtesy of Dr. Erino A. Rendina** (FRECHETTE AND DESLAURIERS, 2006).



Εικόνα A06: Πλάγια άποψη της δεξιάς (A) και της αριστερής (B) πνευμονικής αρτηρίας, **Courtesy of Dr. Erino A. Rendina** (FRECHETTE AND DESLAURIERS, 2006).

Η δεξιά ΠΑ (RPA), μακρύτερη από την αριστερή, πορεύεται κάτω από την τρόπιδα, σχεδόν κάθετα στη γραμμή που σχηματίζει το στέλεχος με την αριστερή πνευμονική αρτηρία και μεταξύ της άνω κοίλης φλέβας και του δεξιού κύριου βρόγχου, τον οποίο και εφίπτευει προσθίως. Κατευθυνόμενη προς τα δεξιά, σε μια σχεδόν οριζόντια διαδρομή κάτω από το αορτικό τόξο και την τρόπιδα και μπροστά από τον οισοφάγο και τον δεξιό κύριο βρόχο, θα διαιρεθεί, αμέσως πριν εισέλθει στον σύστοιχο πνεύμονα, στην άνω λοβιαία αρτηρία (διέρχεται προσθίως του ομώνυμου βρόγχου) για τον δεξιό άνω λοβό και στην ενδιάμεση αρτηρία (διέρχεται μαζί με τον ενδιάμεσο βρόχο) για τον δεξιό μέσο και κάτω λοβό. Σημειώνονται φυσιολογικές ανατομικές παραλλαγές στις διακλαδώσεις της RPA (HACKING AND YAP, 2023; RYAN, MCNICHOLAS AND EUSTACE, 2013).

Η αριστερή ΠΑ (LPA) είναι πιο κοντή από τη δεξιά και φαίνεται να αποτελεί την προς τα πίσω συνέχεια πνευμονικού στελέχους, μπροστά από την κατιούσα αορτή και τον αριστερό κύριο βρόγχο. Βρίσκεται ελαφρώς ψηλότερα από την δεξιά και στηρίζεται στην κοίλη επιφάνεια του αορτικού τόξου με τη βοήθεια του αρτηριακού συνδέσμου. Καμπυλώνεται πάνω και οπισθίως του άνω χείλους του αριστερού κύριου βρόγχου και οπισθίως αυτού εισέρχεται στην αριστερή πνευμονική πύλη, όπου και διαιρείται τελικά σε επιμέρους τμηματικές αρτηρίες, ακολουθώντας τους ομώνυμους βρόγχους. Οι φυσιολογικές ανατομικές παραλλαγές εδώ είναι πολύ περισσότερες από αυτές της RPA, συνήθως όμως (> 90% των περιπτώσεων) 3 - 5 κλάδοι της LPA συμμετέχουν στην αγγείωση του αριστερού άνω λοβού με διάφορους τρόπους, ενώ η ενδιάμεση αρτηρία, δίνει 1 – 2 κλάδους για το κορυφαίο τμήμα του αριστερού κάτω λοβού και καταλήγει σε δύο τμηματικούς κλάδους για τον υπόλοιπο λοβό (HACKING AND FURAJI, 2022; RYAN, MCNICHOLAS AND EUSTACE, 2013).

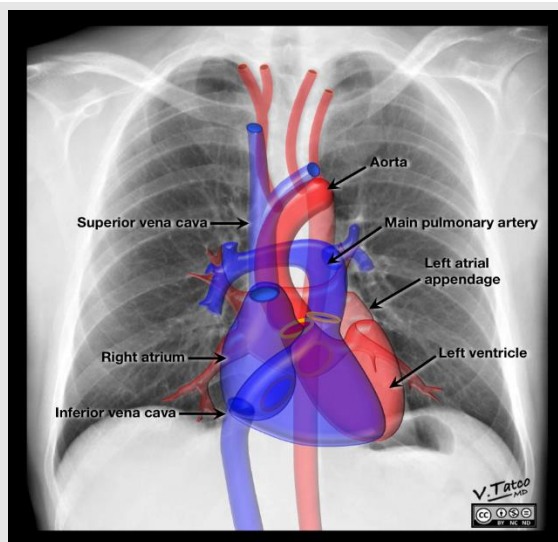
A1.3 - ANATOMIA ΤΩΝ ΠΝΕΥΜΟΝΙΚΩΝ ΦΛΕΒΩΝ

Συνήθως, είναι δύο για κάθε πνεύμονα, η άνω και η κάτω. Έτσι από τον άνω και μέσο λοβό του δεξιού πνεύμονα σχηματίζεται η δεξιά άνω πνευμονική φλέβα, ενώ από τον κάτω λοβό η δεξιά κάτω πνευμονική φλέβα. Στον αριστερό πνεύμονα, ο άνω λοβός δίνει την αριστερή άνω πνευμονική φλέβα και ο κάτω λοβός την αριστερή κάτω πνευμονική φλέβα. Οι πνευμονικές φλέβες, σε αντίθεση με τις πνευμονικές αρτηρίες, δεν ακολουθούν την πορεία των βρόγχων, αλλά κινούνται στα διατμηματικά διαφράγματα, πάνω και κάτω από τις λοξές μεσολόβιες σχισμές. Οι άνω πνευμονικές φλέβες ακολουθούν μια λοξή πορεία προς τα κάτω και έσω, ενώ οι κάτω πνευμονικές φλέβες αρχικά ακολουθούν οριζόντια πορεία και στη συνέχεια ανεβαίνουν σχεδόν κατακόρυφα προς τις πνευμονικές ρίζες, για να εισέλθουν στο μεσοθωράκιο μπροστά και κάτω από τις ΠΑ. Αυτό το τελικό τους τμήμα είναι κοντό, καλύπτεται από περικάρδιο και είναι αυτό με το οποίο εισέρχονται στον αριστερό κόλπο,

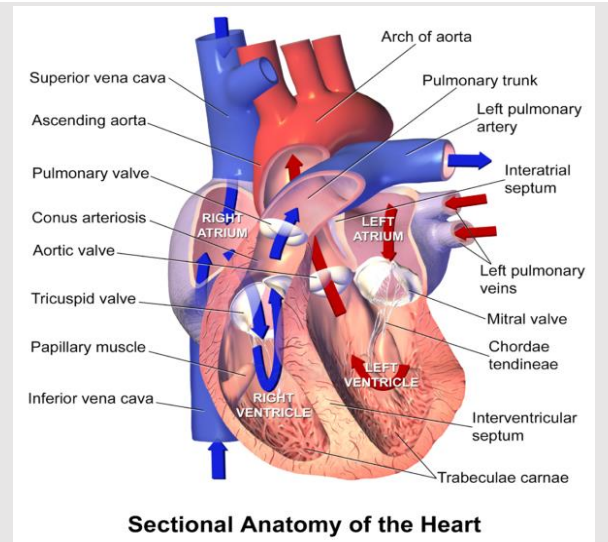
συνήθως οι αριστερές ελαφρώς υψηλότερα από τις δεξιές, ενώ σημειώνονται διάφορες ανατομικές παραλλαγές ακόμα και στον τρόπο εισόδου τους (KNIPE AND CHIENG, 2023; RYAN, MCNICHOLAS AND EUSTACE, 2013).

A1.4 - ΒΑΣΙΚΗ ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ

Η καρδιά είναι ένα κοίλο - μυώδες όργανο, διαστάσεων περίπου 12 x 8,5 x 6 cm και βάρους 255 - 310 gr, που βρίσκεται στο μέσο μεσοθωράκιο (Εικ. A07). Εντοπίζεται οπισθοστερνικά, με το ένα τρίτο του όγκου της δεξιά της μέσης γραμμής και τα δύο τρίτα αριστερά από τη μέση γραμμή, στον πλαγιοπλάγιο άξονα, ενώ ο επιμήκης άξονάς της κατευθύνεται από τον δεξιό ώμο προς το αριστερό υποχόνδριο και παρουσιάζει στροφή.



Εικόνα A07: Πρόσθια άποψη της θέσης της καρδιάς στο μεσοθωράκιο, **Case courtesy of Vincent Tatco, Radiopaedia.org, rID: 46331** (GAILLARD AND CHIENG, 2023).



Εικόνα A08: Τμηματική ανατομία της καρδιάς, **Case courtesy of Henry Knipe, Radiopaedia.org, rID: 26427** (GAILLARD AND CHIENG, 2023).

Έχει σχήμα πυραμίδας και περιβάλλεται από το περικάρδιο, εντός του οποίου σχηματίζεται η περικαρδιακή κοιλότητα που φυσιολογικά περιέχει μικρή ποσότητα (ορώδους) περικαρδιακού υγρού. Η θέση της μπορεί να επηρεάζεται από τον σωματότυπο, ανατομικές παραλλαγές (δεξιοκαρδία, πλήρης αναστροφή οργάνων κ.α.) ή διάφορες παθολογικές καταστάσεις (ANDERSON, RAZAVI AND TAYLOR, 2004; GAILLARD AND CHIENG, 2023; RYAN, MCNICHOLAS

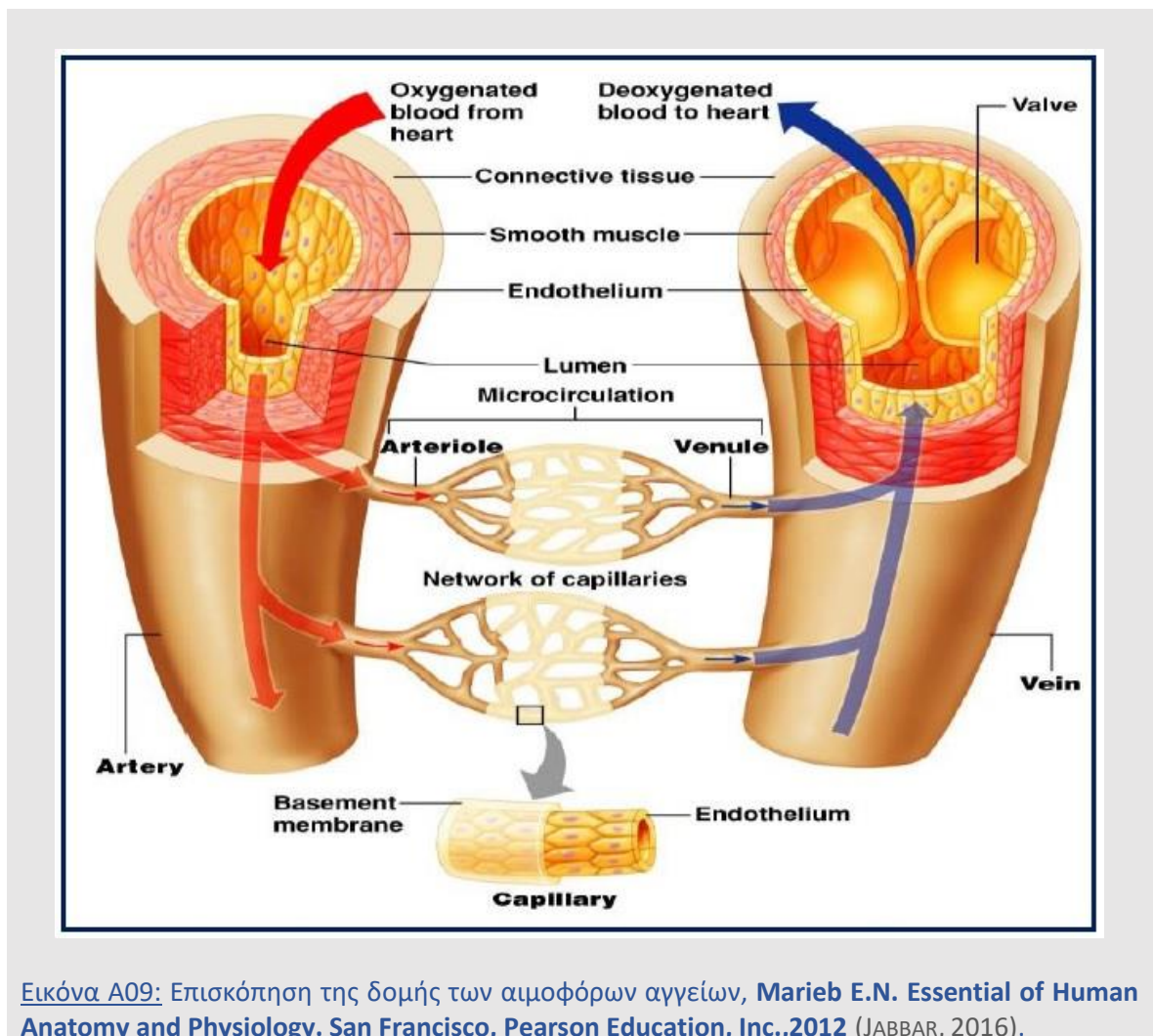
AND EUSTACE, 2013).

Αποτελείται από τέσσερις κοιλότητες (Εικ. Α08), τον αριστερό και δεξιό κόλπο (LA, RA) στο άνω μέρος και την αριστερή και δεξιά κοιλία (LV, RV) στο κάτω μέρος. Ο αριστερός κόλπος επικοινωνεί με την αριστερή κοιλία, μέσω της διγλώχινας ή μιτροειδούς βαλβίδας (MV), σχηματίζοντας το αριστερό μισό του οργάνου ή διαφορετικά την 'αριστερή καρδιά'. Ομοίως, και ο δεξιός κόλπος με την δεξιά κοιλία σχηματίζουν την 'δεξιά καρδιά', επικοινωνώντας μεταξύ τους με την τριγλώχινα βαλβίδα (TV). Η κάθε κοιλία διαθέτει επίσης μία μονής κατεύθυνσης μηνοειδή ή σιγμοειδή βαλβίδα, που παρεμβάλλεται μεταξύ αυτής και της αρτηρίας που τροφοδοτεί. Έτσι, η αριστερή κοιλία συνδέεται με την αορτή με την αορτική βαλβίδα (AV) και η δεξιά κοιλία με την πνευμονική αρτηρία μέσω της πνευμονικής βαλβίδας (PV). Οι κοιλότητες μεταξύ τους χωρίζονται με διαφράγματα (κολποκοιλιακό, μεσοκολπικό, μεσοκοιλιακό), τα οποία αποτυπώνονται και ως αυλακώσεις (κολποκοιλιακή ή στεφανιαία αύλακα, πρόσθια και οπίσθια μεσοκολπική αύλακα, πρόσθια και οπίσθια επιμήκης αύλακα) στην επιφάνειά της. (ANDERSON, RAZAVI AND TAYLOR, 2004; GAILLARD AND CHIENG, 2023; RYAN, MCNICHOLAS AND EUSTACE, 2013).

A1.5 - ΔΟΜΗ ΤΩΝ ΑΙΜΟΦΟΡΩΝ ΑΓΓΕΙΩΝ

Στο ανθρώπινο σώμα, απαντάται ένα εκτεταμένο δίκτυο αιμοφόρων αγγείων, αποτελούμενο από αρτηρίες, αρτηρίδια (μεταρτηρίδια), τριχοειδή αγγεία, φλεβίδια (μετατριχοειδικά φλεβίδια) και φλέβες. Κεντρικά, τα αγγεία είναι μεγαλύτερα σε διατομή, ενώ περιφερικά, το μέγεθός τους μικραίνει για να σχηματιστούν οι μικρότεροι κλάδοι τους, που ονομάζονται αρτηρίδια για τις αρτηρίες και φλεβίδια για τις φλέβες, αντίστοιχα. Τα τριχοειδή αγγεία είναι οι τελικοί σχηματισμοί τους, εξαιρετικά μικρών διαστάσεων που επικοινωνούν και συνενώνονται μεταξύ τους για να σχηματίζουν την τριχοειδική μονάδα, όπου το αρτηριακό δίκτυο μεταπίπτει σε φλεβικό ή το αντίστροφο. Το τοίχωμα των αγγείων

αποτελείται από τρεις χιτώνες, τον έσω χιτώνα (ενδοθήλιο), τον μέσο χιτώνα (λείες μυϊκές ίνες) και τον έξω χιτώνα (χαλαρός συνδετικός ιστός πλούσιος σε κολλαγόνο). Διαφοροποιήσεις εντοπίζονται στα τριχοειδή αγγεία, αλλά και μεταξύ αρτηριών και φλεβών εξαιτίας του εύρους ή της ειδικής λειτουργίας τους. Σε γενικές γραμμές, τα τοιχώματα των αρτηριών είναι παχύτερα και με μεγαλύτερη ελαστικότητα από αυτά των φλεβών. Αντιθέτως, ο αυλός των φλεβών είναι μεγαλύτερος από τον αυλό των αρτηριών και διαθέτει βαλβίδες που δεν επιτρέπουν την ανάστροφη ροή του αίματος (D'SOUZA AND WORSLEY, 2020; ΠΛΕΣΣΑΣ AND ΚΑΝΕΛΛΟΣ, 1997).



Εικόνα A09: Επισκόπηση της δομής των αιμοφόρων αγγείων, Marieb E.N. *Essential of Human Anatomy and Physiology*. San Francisco, Pearson Education, Inc., 2012 (JABBAR, 2016).

A2 - ΓΝΩΣΕΙΣ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ

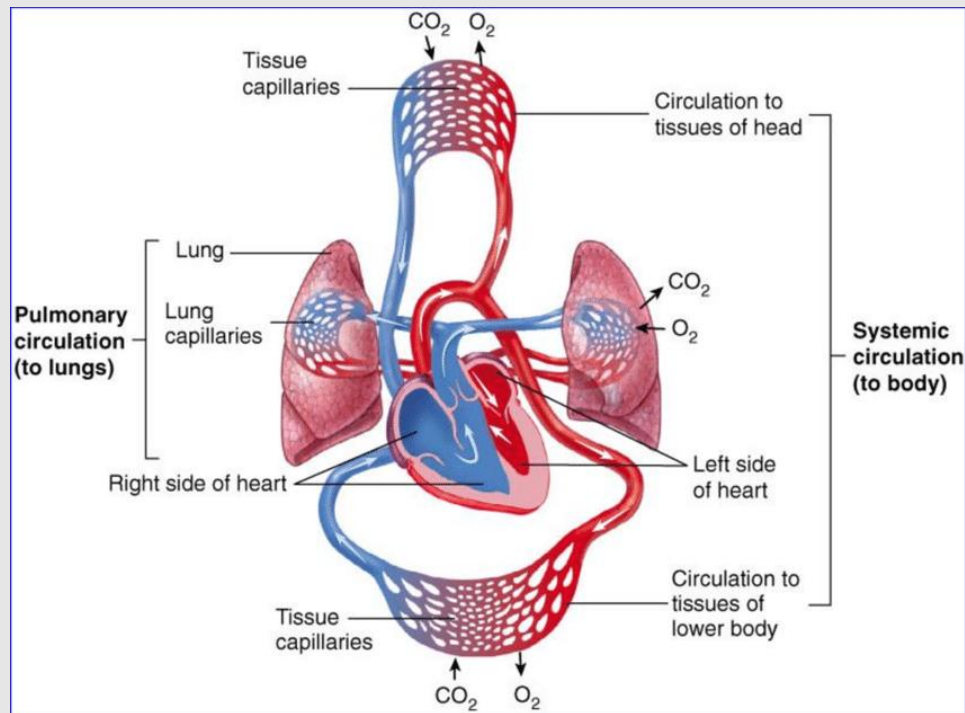
Ο ρόλος του καρδιαγγειακού συστήματος είναι πρωταρχικής σημασίας για την ομοιόσταση του οργανισμού και την διατήρηση της ζωής. Η δυναμική αυτή ισορροπία διασφαλίζει σταθερές συνθήκες στον εξωκυττάριο και μεσοκυττάριο χώρο και επιτυγχάνεται μέσω της συνεχούς ανανέωσης των υγρών (JABBAR, 2016; ΠΛΕΣΣΑΣ AND ΚΑΝΕΛΛΟΣ, 1997). Το ίδιο σημαντική για την κυτταρική λειτουργία είναι και η συνεχής παροχή οξυγόνου (O_2) και άλλων θρεπτικών συστατικών, απαραίτητα για την παραγωγή ενέργειας και τις ανάγκες του κυττάρου και κατ' επέκταση του οργανισμού. Η απρόσκοπτη κυκλοφορία του αίματος μέσα στο ανθρώπινο σώμα, εξυπηρετεί ταυτόχρονα τις δύο αυτές ανάγκες και πραγματοποιείται μέσω του καρδιαγγειακού συστήματος (ΠΛΕΣΣΑΣ AND ΚΑΝΕΛΛΟΣ, 1997).

A2.1 - ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΟΥ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Για τη μεταφορά του αίματος σε όλα τα όργανα και τους ιστούς, το καρδιαγγειακό σύστημα αποτελείται από ένα εκτεταμένο δίκτυο αγγείων, σε ρόλο «αγωγών» αίματος, και φυσικά την καρδιά, την κινητήρια δύναμη του συστήματος, που θα μπορούσε να παρομοιαστεί με «αντλία». Τα αγγεία και η καρδιά διαθέτουν πολύπλοκους μηχανισμούς και ιδιαίτερα χαρακτηριστικά, ώστε να επιτελούν το τόσο σπουδαίο έργο τους. Προκειμένου να πραγματοποιηθούν όλες οι αναγκαίες λειτουργίες, αναπτύσσονται δύο επιμέρους αιματικές κυκλοφορίες, η πνευμονική και η συστηματική κυκλοφορία.

A2.2 - ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΑ ΤΟΥ ΑΙΜΑΤΟΣ

Παρόλο που οι δύο αιματικές κυκλοφορίες φαινομενικά είναι ανεξάρτητες και εκτελούν διαφορετικές λειτουργίες, τελικά συνδέονται κυκλικά μεταξύ τους. Η κάθε μία αποτελεί τη συνέχεια της άλλης και το αίμα που παραλαμβάνει η μια από την άλλη, συνεχίζει την πορεία του για να ολοκληρώσει την αποστολή του.



Εικόνα Α10: Συστηματική και Πνευμονική κυκλοφορία, **Marieb E.N. and Hoehn K. Anatomy and physiology. San Francisco, Pearson Education Inc., 2011** (JABBAR, 2016).

A2.2.1 - ΠΝΕΥΜΟΝΙΚΗ ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΑ

Η πνευμονική κυκλοφορία, ονομάζεται και μικρή κυκλοφορία και εκτείνεται αποκλειστικά στην περιοχή των πνευμόνων. Συνοπτικά, αρχίζει με τις πνευμονικές αρτηρίες, διατρέχει τους πνεύμονες και ολοκληρώνεται με τις πνευμονικές φλέβες (Εικ. Α01 & Α08). Το αίμα που τροφοδοτούνται οι ΠΑ από την δεξιά κοιλία της καρδιάς είναι μη οξυγονωμένο (φλεβικό αίμα), καθώς είναι εκείνο που έχει επιστρέψει από την συστηματική κυκλοφορία, έχοντας εναποθέσει το οξυγόνο του στα κύτταρα, για να εκτελέσουν τις ζωτικές τους λειτουργίες. Ταυτόχρονα, οι χημικές αντιδράσεις και οξειδώσεις που λαμβάνουν χώρα, παράγουν διοξείδιο του άνθρακα, το οποίο για να αποβληθεί, δεσμεύεται τελικά στο φλεβικό αίμα και στη συνέχεια εισέρχεται στην πνευμονική κυκλοφορία. Το φλεβικό αίμα θα οδηγηθεί σταδιακά στα πνευμονικά αρτηρίδια και στα πνευμονικά τριχοειδή των πνευμονικών κυψελίδων. Εκεί, με τη συνδρομή του αναπνευστικού συστήματος

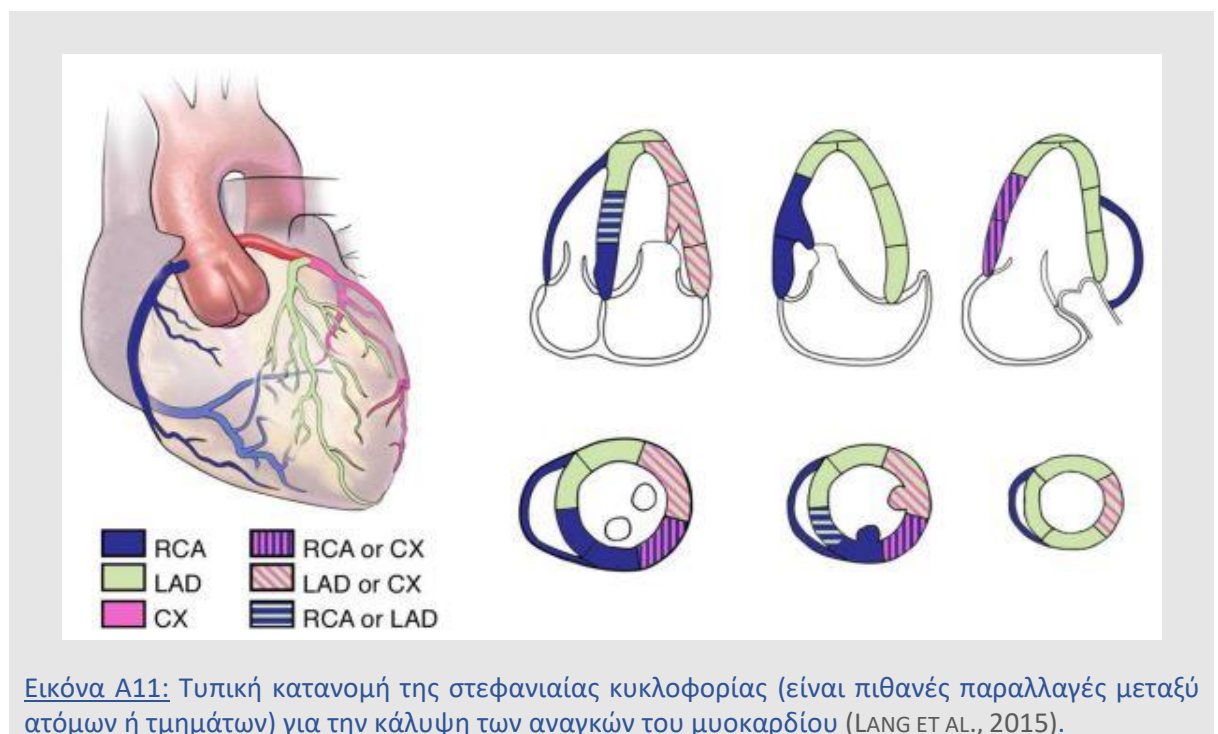
(αναπνευστικά - τελικά βρογχιόλια, πνευμονικά λοβίδια, βρογχιόλια, βρόγχοι, τραχεία) θα πραγματοποιηθεί ανταλλαγή - διάχυση των αερίων του αίματος. Θα γίνει δηλαδή η απαραίτητη πρόσληψη οξυγόνου, ενώ το διοξείδιο θα αποβληθεί από το αίμα και θα διαφύγει από τον οργανισμό κατά την εκπνοή. Στη συνέχεια το οξυγονωμένο αίμα θα ολοκληρώσει τη διαδρομή του προς την καρδιά, μέσω του φλεβικού πλέον δικτύου (Εικ. Α10), έτοιμο να ακολουθήσει την συστηματική κυκλοφορία (JABBAR, 2016; ΠΛΕΣΣΑΣ AND ΚΑΝΕΛΛΟΣ, 1997).

A2.2.2 - ΣΥΣΤΗΜΑΤΙΚΗ ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΑ

Η συστηματική (αναφέρεται και ως μεγάλη, συστημική ή σωματική) κυκλοφορία είναι η μεγαλύτερη κυκλοφορία στο σώμα, καθώς μεγαλύτεροι ή μικρότεροι σχηματισμοί της (αγγεία και τριχοειδή), απαντώνται στην πραγματικότητα παντού. Ο τρόπος δικτύωσης αποσκοπεί όχι μόνο στην παροχή αίματος σε κάθε σημείο του σώματος, αλλά και στην επιλεκτική μεταφορά του μεταξύ συγκεκριμένων οργάνων και με προκαθορισμένη σειρά. Η συστηματική κυκλοφορία αρχίζει με την αορτή, που εκφύεται από την αριστερή κοιλία της καρδιάς (Εικ. Α01 & Α08). Σε όλο το μήκος της εκφύονται μικρότεροι κλάδοι, που θα αιματώσουν τελικά τον κορμό, την κεφαλή, τον τράχηλο και τα άνω άκρα. Με τον διχασμό της, θα προκύψουν και οι κλάδοι για την πύελο και τα κάτω άκρα. Το αίμα θα φτάσει έτσι μέχρι τα τριχοειδή αγγεία όλου του σώματος, για να μεταφέρει στους τελικούς αποδέκτες το απαραίτητο οξυγόνο, θρεπτικά συστατικά και άλλες σημαντικές ουσίες, όπως για παράδειγμα τις ορμόνες, ενώ θα παραλάβει όλα τα άχρηστα προϊόντα του μεταβολισμού των κυττάρων, μεταξύ των οποίων και το διοξείδιο του άνθρακα, για να το ελευθερώσει τελικά στο περιβάλλον, μέσω της πνευμονικής κυκλοφορίας. Τώρα, μπορεί πλέον να αρχίσει σταδιακά η επιστροφή του αίματος στην καρδιά, με τον τελικό σχηματισμό του συστήματος της άνω και κάτω κοίλης φλέβας. Σε αυτό το σημείο, το σύστημα της πυλαίας φλέβας

αποτελεί ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα επιλεκτικής μεταφοράς του αίματος σε ένα όργανο. Το αίμα κυρίως από το λεπτό και το παχύ έντερο, δεν κατευθύνεται άμεσα στην ΚΚΦ, αλλά συγκεντρώνεται στην πυλαία φλέβα για να διέλθει πρώτα από το ήπαρ, ένα πολύ σημαντικό όργανο για τον μεταβολισμό. Στη συνέχεια θα εισέλθει ξανά στην ΚΚΦ για να ολοκληρώσει τη διαδρομή του και να ακολουθήσει εκ νέου την πνευμονική κυκλοφορία (JABBAR, 2016; ΠΛΕΣΣΑΣ AND ΚΑΝΕΛΛΟΣ, 1997).

Όπως όλα τα όργανα, έτσι και η ίδια η καρδιά έχει ανάγκη, και μάλιστα αυξημένη, συνεχούς παροχής αίματος για να επιτελέσει το έργο της. Η ροή του αίματος προς το μυοκάρδιο αποτελεί το 4% της συνολικής καρδιακής παροχής, όταν το βάρος του αντιστοιχεί περίπου στο 0,4% του βάρους του σώματος (ΠΛΕΣΣΑΣ AND ΚΑΝΕΛΛΟΣ, 1997).



Ως εκ τούτου, η ροή του αίματος προς την καρδιά δεν εξυπηρετείται από την συστηματική κυκλοφορία, αλλά από μια μικρή και ξεχωριστή κυκλοφορία, την στεφανιαία κυκλοφορία (Εικ. A11), όπου με τον ίδιο τρόπο, εξυπηρετεί αποκλειστικά και μόνο τις

ανάγκες του μυοκαρδίου.

A2.3 - ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΩΝ ΑΓΓΕΙΩΝ

Παρά το ότι η λειτουργία του καρδιαγγειακού συστήματος περιγράφεται αρκετά συνοπτικά για τις ανάγκες της παρούσας εργασίας, αναμφισβήτητα πρόκειται για ένα πολύ περίπλοκο και ταυτόχρονα σπουδαίο σύστημα. Η δομή των αγγείων είναι τέτοια, ώστε να πραγματοποιούν το έργο τους και ταυτόχρονα να είναι ανθεκτικά. Σύμφωνα με μια γενική παραδοχή, οι αρτηρίες απομακρύνουν το αίμα από την καρδιά, ενώ οι φλέβες το προσάγουν σε αυτήν. Άλλη μια συνθήκη είναι ότι συνήθως οι αρτηρίες περιέχουν αρτηριακό (οξυγονωμένο) και οι φλέβες φλεβικό (μη οξυγονωμένο) αίμα, κάτι που δεν ισχύει όμως στην περίπτωση της πνευμονικής κυκλοφορίας. Οι πνευμονικές αρτηρίες μεταφέρουν μη οξυγονωμένο αίμα και οι πνευμονικές φλέβες οξυγονωμένο. Το ίδιο συμβαίνει και με τις ομφαλικές αρτηρίες και φλέβες στην εμβρυϊκή κυκλοφορία (JABBAR, 2016; ΠΛΕΣΣΑΣ AND ΚΑΝΕΛΛΟΣ, 1997).

Το αίμα εντός των αρτηριών κινείται και μεταφέρεται κατά κύματα (ώσεις) και με υψηλές πιέσεις που προκαλεί η συστολή των καρδιακών κοιλιών. Αρχικά δηλαδή παρατηρείται στροβιλώδης ροή, η οποία στη συνέχεια μετατρέπεται σε ομαλή ροή, χωρίς να πραγματοποιείται μίξη ή ανταλλαγή του αίματος. Χαρακτηριστική είναι και η παρουσία σφυγμού στις μεγάλες (επιτολής) αρτηρίες. Έτσι εξηγείται και η διαφορά στο πάχος των τοιχωμάτων και στην αυξημένη ελαστικότητα που διαθέτουν, για να αντέχουν βεβαίως σε τέτοιες συνθήκες. Μέχρι τα αρτηρίδια οι πιέσεις εξομαλύνονται ως ένα βαθμό και η διαλείπουσα πίεση μετατρέπεται πλέον σε σταθερή (όπως και η ροή). Στα αρτηρίδια όμως παρατηρούνται οι μεγαλύτερες αγγειακές αντιστάσεις στην ροή του αίματος και η τελική ρύθμιση της πίεσης. Στην πραγματικότητα, πρόκειται για έναν πολύ σύνθετο μηχανισμό (βλ. τοπικοί μεταβολίτες, αυτόνομο νευρικό σύστημα, αγγειοσυστολή, αγγειοδιαστολή,

κατεχολαμίνες, αγγειοτασίνη κ.α.), που διασφαλίζει την ορθή κατανομή της καρδιακής παροχής, ανάλογα με τις ανάγκες του ιστού ή του οργάνου, και συμβάλλει στην ανταλλαγή των συστατικών του αίματος στα τριχοειδή αγγεία (η πίεση κατά την είσοδο του αίματος είναι πλέον χαμηλή, περίπου στα 35 mmHg). Τα αρτηρίδια λοιπόν μπορούν να χαρακτηριστούν και ως αγγεία αντιστάσεων, σε αντίθεση με τις φλέβες που αντιπροσωπεύουν τα αγγεία χωρητικότητας, μιας και κάθε στιγμή συγκεντρώνουν συνολικά (μαζί με τους φλεβώδεις κόλπους του εγκεφάλου) εντός του αυλού τους, περίπου το 65 - 75% της συνολικής ποσότητας του αίματος. Οι πιέσεις στις φλέβες είναι κατά πολύ χαμηλότερες και ξεκινούν από τα 15 mmHg στην έξοδο των τριχοειδών αγγείων, φτάνοντας στον δεξιό κόλπο με 0 mmHg. Έτσι, καθίσταται αδύνατη η επιστροφή του αίματος στην καρδιά και ειδικά σε όρθια στάση του σώματος, όπου θα πρέπει να ξεπεραστούν οι υδροστατική πίεση και η βαρύτητα. Σημαντικό ρόλο εδώ έχει βεβαίως η αντλητική λειτουργία της καρδιάς, αλλά και η παρουσία βαλβίδων μονής κατεύθυνσης στον αυλό των φλεβών, οι οποίες με την κίνησή τους δεν επιτρέπουν την προς τα πίσω παλινδρόμηση του αίματος. Η σύσπαση των σκελετικών μυών και οι αναπνευστικές κινήσεις του διαφράγματος (θωρακοκοιλιακή αντλία, ενδοθωρακική - ενδοκοιλιακή πίεση, εισπνοή - εκπνοή) υποβοηθούν το έργο της επιστροφής του αίματος στην καρδιά, καθώς η πίεση παραμένει πάντα υψηλότερη από την πλευρά των αρτηριών (ΠΛΕΣΣΑΣ AND ΚΑΝΕΛΛΟΣ, 1997).

A2.3.1 - Ο ΡΟΛΟΣ ΤΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΚΗΣ ΠΙΕΣΗΣ

Η αυξημένη πίεση που προκαλεί η διάταση των αρτηριών, από τον όγκο του εξωθούμενου αίματος, χρησιμεύει για να υπερνικηθούν οι αντιστάσεις που αναπτύσσονται στα αγγεία, ανάλογα με τη γλοιότητα του αίματος και το μήκος τους και αντιστρόφως ανάλογα με το εύρος τους. Η μεταφορά του αίματος λοιπόν μέχρι τα τριχοειδή αγγεία επιτυγχάνεται μέσω της αρτηριακής πίεσης. Η αρτηριακή πίεση αναφέρεται συνήθως στην

πίεση που δημιουργείται στην αορτή εξαιτίας της συστολής της αριστερής κοιλίας, η οποία όμως σταδιακά μειώνεται καθώς το αίμα ρέει προς τα περιφερικά αγγεία και ξεκινά η φάση της διαστολής της αριστερής κοιλίας. Η πρώτη τιμή ονομάζεται συστολική αρτηριακή πίεση (Σ.Π.), ενώ η δεύτερη διαστολική αρτηριακή πίεση (Δ.Π.) και έχει χαμηλότερη τιμή. Η Σ.Π. φυσιολογικά κυμαίνεται από 90 - 155 mmHg και η Δ.Π. από 60 - 95 mmHg, αλλά μπορεί και να διαφοροποιηθεί ανάλογα με την ηλικία. Όταν η αρτηριακή πίεση της αορτής μειωθεί περίπου στα 80 mmHg, τότε νέα συστολή θα προωθήσει καινούριο αίμα στην αορτή. Η πνευμονική κυκλοφορία, χαρακτηρίζεται από χαμηλότερες αγγειακές αντιστάσεις στην αιματική της ροή, καθώς τα αγγεία της είναι μικρότερα σε μήκος, με μεγαλύτερο αυλό και περισσότερο διατάσιμα, συγκριτικά με αυτά της συστηματικής κυκλοφορίας. Ως εκ τούτου, οι πιέσεις που απαιτούνται για την αιματική ροή είναι μικρότερες. Γι' αυτό και αποτελεί ένα σύστημα χαμηλών αντιστάσεων και χαμηλής πίεσης, με την συστολική πίεση στα 20 - 22 mmHg, την διαστολική κοντά στα 5 mmHg και την μέση πίεση στα 14 mmHg (JABBAR, 2016; ΠΛΕΣΣΑΣ AND ΚΑΝΕΛΛΟΣ, 1997).

A2.4 - ΚΑΡΔΙΑΚΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ

Η λειτουργία της καρδιάς είναι εκείνη που θέτει σε λειτουργία όλο το καρδιαγγειακό σύστημα προκαλώντας, αδιάλειπτα και περιοδικά, την αρχική εξώθηση του αίματος προς τις αιματικές κυκλοφορίες, με τη συστολή των δύο κοιλιών της. Ως αποτέλεσμα, ο εξωθούμενος όγκος αίματος (Συστολικός Όγκος αίματος ή Συστολική Παροχή) σε κάθε συστολή, προκαλεί διάταση των ελαστικών τοιχωμάτων των μεγάλων αρτηριών (αορτής και πνευμονικών) και κατά συνέπεια αύξηση της πίεσης εντός του αυλού τους. Ο συστολικός όγκος δεν θα πρέπει να συγχέεται με τον ESV, που αντιστοιχεί σε μια μικρή ποσότητα αίματος που παραμένει στη καρδιακή κοιλία και μετά το τέλος της συστολής. Η μέση αρτηριακή πίεση (Μ.Α.Π.) είναι το γινόμενο της καρδιακής παροχής (CO) επί τις περιφερικές αγγειακές αντιστάσεις (PR) και

αποτυπώνεται μαθηματικά στον Πίνακα Α1, μαζί με άλλες σημαντικές σχέσεις και έννοιες για την κατανόηση της καρδιακής λειτουργίας (JABBAR, 2016; LANG ET AL., 2015; ΠΛΕΣΣΑΣ AND ΚΑΝΕΛΛΟΣ, 1997).

Πίνακας Α1: Σημαντικές παράμετροι της Καρδιακής Λειτουργίας	
Μέγεθος	Όπου:
MAP = CO x PR	MAP = Μ.Α.Π. CO = Cardiac Output (= Καρδιακή Παροχή, όγκος αίματος/min) PR = Peripheral Resistance (= περιφερικές αγγειακές αντιστάσεις)
CO = HR x SV	HR = Heart Rate (= Καρδιακή Συχνότητα / Καρδιακός Ρυθμός) SV = Stroke Volume (= Συστολικός Όγκος Αίματος)
SV = EDV-ESV	EDV = End Diastolic Volume (= Όγκος αίματος κοιλίας στο Τέλος Διαστολής, ακριβώς πριν τη συστολή) ESV = End Systolic Volume (= Όγκος αίματος κοιλίας στο Τέλος Συστολής, ο όγκος που παραμένει στην κοιλία μετά τη συστολή)
EF% = 100% x (EDV-ESV)/EDV	EF = Ejection Fraction (= Κλάσμα Εξώθησης)

Η καρδιακή παροχή, σε κατάσταση ηρεμίας και κατακεκλιμένη θέση, υπολογίζεται περίπου σε 5 Lt/min και διαφοροποιείται (μεταβολή της HR, μεταβολή του SV ή και τα δύο) ανάλογα με τις απαιτήσεις ιστών και οργάνων σε αίμα. Το κλάσμα εξώθησης (EF%) αντιστοιχεί στο επί τοις 100 ποσοστό του διαστολικού όγκου που εξωθείται κατά τη διάρκεια μίας συστολής και ισούται με τον συστολικό όγκο (SV=EDV-ESV) προς τον τελικό διαστολικό όγκο (EDV).

Πίνακας Α2: Φυσιολογικές Τιμές Κλάσματος Εξωθήσεως				
	Φυσιολογικό	Ήπια	Μέτρια	Σοβαρά
LVEF(%)	Εύρος	Παθολογικό	Παθολογικό	Παθολογικό
Άνδρες	52-72	41-51	30-40	<30
Γυναίκες	54-74	41-53	30-40	<30
RVEF(%)	Φυσιολογικό Εύρος		Παθολογικό Κατώφλι	
	44-71		<44-45	
		Μέση Τιμή ± SD: 58 ± 6.5		

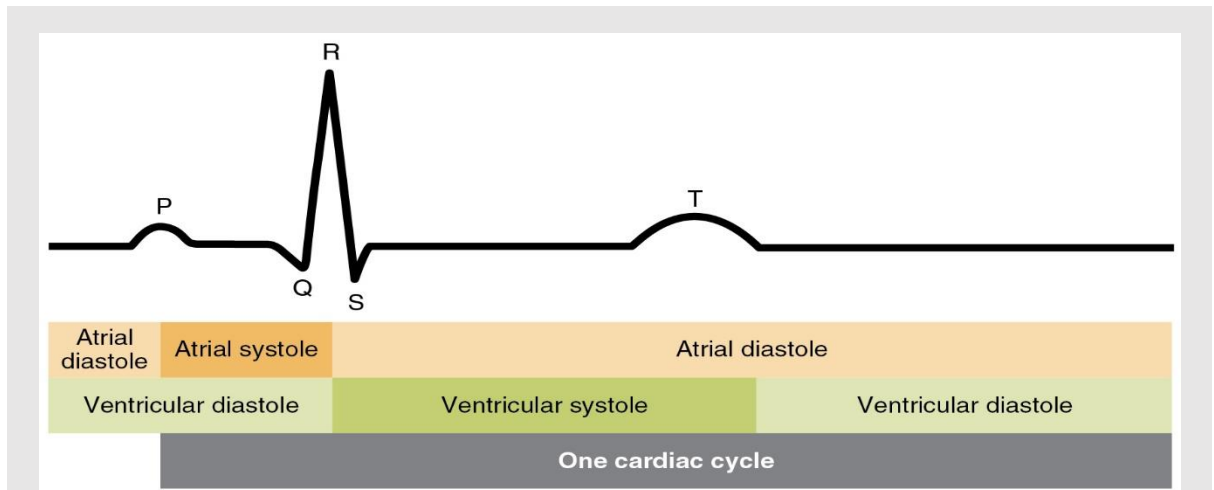
Το EF είναι διαφορετικό από την καρδιακή παροχή και δεν επηρεάζεται ιδιαίτερα από την ηλικία ή τη σωματική διάπλαση. Αποτελεί δείκτη για την λειτουργία του μυοκαρδίου της κοιλίας, ενώ σημαντικές αποκλίσεις από τις φυσιολογικές τιμές μπορεί και να υποδηλώνουν διαταραχή της αιμοδυναμικής σταθερότητας ή/και καρδιακή ανεπάρκεια. Οι φυσιολογικές τιμές αποτυπώνονται με μικρή διαφοροποίηση για άνδρες και γυναίκες στον Πίνακα A2 (LANG ET AL., 2015; VEGAS, 2018).

A2.4.1 - ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΚΥΚΛΟΣ

Τα φαινόμενα που συνοπτικά περιγράφονται παραπάνω συμβαίνουν αδιάκοπα, περιοδικά και πλήρως συγχρονισμένα, στα πλαίσια του καρδιακού κύκλου. Ο καρδιακός κύκλος περιλαμβάνει μια αλληλουχία των φάσεων συστολής και διαστολής της καρδιάς, μαζί με τις επιμέρους φάσεις τους. Τα ερεθίσματα (ηλεκτρικές διεγέρσεις) παράγονται και μεταφέρονται από το ερεθισματογωγό μυοκάρδιο (βλ. φλεβόκομβος, κολποκοιλιακός κόμβος, δεμάτιο του His, ίνες του Purkinje κ.τ.λ.) προς το συσταλτό μυοκάρδιο, το τμήμα εκείνο που εκτελεί μηχανικά τις κινήσεις. Αρχικά, συστέλλονται ταυτόχρονα οι δύο κόλποι που διαθέτουν και τον φλεβόκομβο (πρωτεύον βηματοδότης) και στη συνέχεια το ερέθισμα μεταφέρεται στις κοιλίες. Με σπουδαίο μηχανισμό το ηλεκτροδιεγερτικό αυτό σύστημα, εξασφαλίζει ικανό χρόνο για την πλήρη και αποτελεσματική πλήρωση των κοιλιών, πριν από τη συστολή τους και συντονίζει με εξαιρετική ακρίβεια κάθε ενέργεια του κύκλου αυτού. Τα φαινόμενα βέβαια που ακολουθούν των διεγέρσεων λαμβάνουν χώρα ανεξάρτητα. Νέα διέγερση των κόλπων από το φλεβόκομβο, θα σημάνει και την έναρξη νέου καρδιακού κύκλου.

Οι φάσεις αυτές του καρδιακού κύκλου είναι διακριτές στο ηλεκτροκαρδιογράφημα (Εικ. A12) και υπάρχει μία σχετική αλληλοεπικάλυψη μεταξύ αυτών. Η διαστολή των κόλπων επικαλύπτεται με την συστολή των κοιλιών της προηγούμενης διέγερσης και την διαστολή

των κοιλιών που θα ακολουθήσει. Η διαστολική φάση των κοιλιών (ταχεία πλήρωση, διάσπαση και τελο-διαστολική πλήρωση) αντιπροσωπεύει και την διαστολική φάση της καρδιάς γενικότερα και διαρκεί παραπάνω από το μισό του καρδιακού κύκλου (0,48 sec έναντι 0,32 sec που διαρκεί η συστολή).



Εικόνα A12: Σχέση Καρδιακού Κύκλου και ΗΚΓ: Αρχικά, τόσο οι κόλποι όσο και οι κοιλίες χαλαρώνουν (διαστολή). Το κύμα P αντιπροσωπεύει την εκπόλωση των κόλπων και ακολουθείται από κοιλιακή συστολή (συστολή). Η κοιλιακή συστολή εκτείνεται μέχρι το σύμπλεγμα QRS, οπότε οι κόλποι χαλαρώνουν. Το σύμπλεγμα QRS αντιπροσωπεύει την εκπόλωση των κοιλιών και ακολουθείται από κοιλιακή συστολή. Το κύμα T αντιπροσωπεύει την επαναπόλωση των κοιλιών και σηματοδοτεί την έναρξη της κοιλιακής χαλάρωσης (BIGA ET AL., 2021).

Καρδιακή συχνότητα ή καρδιακός ρυθμός (HR) ονομάζεται ο αριθμός των συστολών (κτύπων - σφύξεων) της καρδιάς ανά λεπτό (bpm ή BPM = beats per minute). Για τους προαναφερόμενους χρόνους συστολής και διαστολής, προκύπτει ένας καρδιακός ρυθμός 75 BPM, που αποτελεί έναν φυσιολογικό ρυθμό (φυσιολογικό εύρος 50 - 100 BPM) σε κατάσταση ηρεμίας. Ο HR επηρεάζεται από πολλούς παράγοντες (π.χ. ηλικία, φύλο, σωματότυπο, θέση, φυσική κατάσταση, κόπωση, ψυχολογική φόρτιση, θερμοκρασία), μεταβάλλεται εύκολα και ρυθμίζεται με τη συμμετοχή και την επίδραση του συμπαθητικού (+++) και παρασυμπαθητικού (---) Αυτόνομου Νευρικού Συστήματος (BIGA ET AL., 2021; JABBAR, 2016; ΠΛΕΣΣΑΣ AND ΚΑΝΕΛΛΟΣ, 1997).

A3 - ΠΑΘΟΛΟΓΙΑ ΤΟΥ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Η παθολογία που απαντάται γενικότερα στο καρδιαγγειακό σύστημα, είναι προφανώς εκτεταμένη αλλά και βαρύνουσας σημασίας, καθώς συνήθως επηρεάζει άμεσα το σύνολο των οργάνων και συστημάτων. Ένα μεγάλο μέρος της, αφορά σε παθήσεις της ίδιας της καρδιάς, ενώ εξίσου ευρύ είναι και το φάσμα που εκτείνεται στα αγγεία, οποιουδήποτε μεγέθους, ανάμεσα στις οποίες είναι και η εμβολή των Πνευμονικών Αρτηριών (ΠΕ, Πνευμονική Εμβολή).

A3.1 - ΠΑΘΗΣΕΙΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ

Στην καρδία, εκτός από τις απλές ανατομικές παραλλαγές άνευ ή μικρής κλινικής σημασίας, παρατηρούνται επίσης νοσήματα κάθε κατηγορίας, όπως συγγενείς καρδιοπάθειες, βαλβιδοπάθειες, φλεγμονές και όγκοι ή παθήσεις του καρδιακού μυός (μυοκαρδιοπάθειες) και του περικαρδίου, όπως διηθητικοί όγκοι μεσοθωρακίου/θωρακικού τοιχώματος, περικαρδιακές μεταστάσεις μαστού και πνεύμονα, πνευμοπερικάρδιο ή αιμοπερικάρδιο, περικαρδιακές κύστες, περικαρδιακές συλλογές διάφορων αιτιολογιών και περικαρδίτιδες συνήθως σε οξεία μορφή (ορώδης, ινώδης, πυώδης, αιμορραγική) ή λοιμώδους αιτιολογίας στα 2/3 των περιπτώσεων. Η συμπιεστική περικαρδίτιδα (εξαιτίας οποιασδήποτε περικαρδιακής συλλογής σε βάθος χρόνου μερικών μηνών έως αρκετά χρόνια) αναπτύσσει ινώδη συνδετικό ιστό με πάχυνση του περικαρδίου και ασβεστώσεις, περιορίζοντας την διαστολική πλήρωση των κοιλιών, με συμπτώματα καρδιακής ανεπάρκειας. Καθώς η διαχωριστική γραμμή μεταξύ μιας ήπιας ανατομικής παραλλαγής και μιας συγγενούς καρδιοπάθειας δεν είναι πάντα σαφής, ένα κριτήριο για την διαφοροποίησή τους θα μπορούσε να αποτελεί η παρουσία ή μη συμπτωμάτων, στην πλειοψηφία των περιπτώσεων (GAILLARD AND CHIENG, 2023; JONES AND CHIENG, 2023).

Οι συγγενείς καρδιοπάθειες, ανάλογα με το αν προκαλούν ή όχι μειωμένα επίπεδα οξυγόνου στο αίμα και κυάνωση του δέρματος, ταξινομούνται σε:

➤ **Κυανωτικές**, με συνηθέστερα παραδείγματα:

- ◆ Τετραλογία του Fallot - TOF (7-10%)
- ◆ Μετάθεση μεγάλων αρτηριών - TGA (7%)
- ◆ Ατρησία τριγλώχινας (1%) ή μιτροειδούς βαλβίδας, και

➤ **Μη κυανωτικές**, με συχνότερη εμφάνιση:

- ◆ Μεσοκοιλιακή επικοινωνία - VSD (40%)
- ◆ Μεσοκολπική επικοινωνία - ASD (10%)
- ◆ Ανοιχτός βοτάλειος πόρος - PDA (7%)
- ◆ Στένωση του ισθμού της αορτής (βλ. Κεφ. 1.4 και 1.6) ή της αορτικής βαλβίδας

Ένα είδος μεσοκολπικής επικοινωνίας είναι και το ανοιχτό ωοειδές τρήμα (Patent Foramen Ovale, PFO), μια ανατομική παραλλαγή του μεσοκολπικού διαφράγματος στην οποία το ωοειδές τρήμα δεν κλείνει μετά τη γέννηση και έχει ως αποτέλεσμα μικρή μεσοκολπική επικοινωνία. Τα παραπάνω παραδείγματα αποτελούν ένα μικρό μόνο μέρος των συγγενών καρδιοπαθειών και η συχνότητα εμφάνισης αναφέρεται στο σύνολό τους (GAILLARD AND SHARMA, 2022; GAILLARD AND YAP, 2023).

Ορισμένες βαλβιδοπάθειες συγγενούς αιτιολογίας αναφέρθηκαν ήδη στα πλαίσια των συγγενών καρδιοπαθειών. Οι βαλβιδοπάθειες όμως μπορεί να αποτελούν και παθήσεις μη συγγενούς αιτιολογίας (αμυλοείδωση, σαρκοείδωση, ενδοκαρδίτιδες, ρευματικές καρδιοπάθειες, επιδράσεις φαρμάκων ή ακτινοβολίας κ.α.) και αναφέρονται σε δυσλειτουργία (όπως στένωση, ανεπάρκεια, παλινδρόμηση) οποιασδήποτε καρδιακής βαλβίδας (αορτικής, πνευμονικής, μιτροειδούς, τριγλώχινας) ή συνδυασμού τους. Γνωστές βαλβιδοπάθειες είναι και η διγλώχινια (συγγενούς ή μη αιτιολογίας) ή τετραγλώχινια αορτική

βαλβίδα, όπου η αορτική βαλβίδα αποτελείται από δύο ή τέσσερα πέταλα (γλωχίνες) αντίστοιχα, έναντι των τριών φυσιολογικών (SHARMA AND FORTIN, 2018).

Η εμφάνιση πρωτοπαθών όγκων στην καρδιά δεν είναι ιδιαίτερα συχνή, καθώς στις περισσότερες περιπτώσεις πρόκειται για μεταστάσεις ή για όγκους του μεσοθωρακίου και του πνεύμονα που επεκτείνονται, κατά συνέχεια ιστού, στο περικάρδιο ή/και την καρδιά. Επίσης, περίπου το 70% του συνόλου τους αφορά σε καλοήθεις μορφές, ενώ στο 30% πρόκειται για κακοήθεις καρδιακούς όγκους. Ο συχνότερος καλοήθεις όγκος στους ενήλικες είναι το μύξωμα, που απαντάται σε ποσοστό άνω του 50%. Άλλοι όγκοι σε αυτή την κατηγορία είναι το θηλώδες ινοελάστωμα, το λίπωμα, το ραβδομύωμα συχνότερα στα παιδιά, το καρδιακό ίνωμα, αιμαγγείωμα και το περικαρδιακό τεράτωμα. Στις κακοήθεις περιπτώσεις, τα αγγειοσαρκώματα αποτελούν τους πλέον συχνούς πρωτοπαθείς όγκους. Περιλαμβάνονται επίσης άλλοι όγκοι όπως για παράδειγμα το ινοσάρκωμα και το λιποσάρκωμα, το οστεοσάρκωμα (3-9%), το λειομυοσάρκωμα, το περικαρδιακό μεσοθηλίωμα ή τα καρδιακά λεμφώματα (GAILLARD AND YAP, 2022).

Καρδιομυοπάθειες όπως διατακτική, υπερτροφική, περιοριστική και άλλες μη ταξινομημένες, περιλαμβάνουν πολυάριθμους υποτύπους και πρόκειται για παθήσεις του μυοκαρδίου, συνήθως σοβαρές, που επιφέρουν δυσλειτουργία κυρίως της καρδιάς (πρωτοπαθείς καρδιομυοπάθειες) ή και άλλων οργάνων (δευτεροπαθείς) ταυτόχρονα (WEERAKKODY AND BELL, 2021).

Εκτός από τις μη ισχαιμικές καρδιομυοπάθειες, πολύ σοβαρή δυσλειτουργία αποτελεί και η ισχαιμική καρδιομυοπάθεια (ICM), αν και δεν ταξινομείται ούτε αναφέρεται ως τέτοια (AHA 2006 και ESC 2008), ενώ δεν υπάρχει και γενικά αποδεκτός ακριβής ορισμός της νόσου. Χαρακτηρίζεται από έκπτωση ή απώλεια της συσταλτικής ικανότητας του μυοκαρδίου, με μέτρια έως σοβαρά μειωμένο LVEF, και οφείλεται σε παρατεταμένη

ισχαιμία ή/και έμφραγμα του μυοκαρδίου (MI, STEMI, NSTEMI). Κύρια αιτία εμφράγματος και ισχαιμίας του μυοκαρδίου (Οξύ Στεφανιαίο Σύνδρομο - ΟΣΣ, Acute Coronary syndrome - ACS) είναι η στεφανιαία νόσος (ΣΝ, Coronary Artery Disease - CAD) με ρήξη αθηρωματικής πλάκας λόγω αθηροσκλήρωσης. Συνεπώς, οι παράγοντες κινδύνου για τις τρεις αυτές καταστάσεις δε διαφέρουν σημαντικά και περιλαμβάνουν μεταξύ άλλων την υπέρταση, δυσλιπιδαιμίες και σακχαρώδη διαβήτη, το κάπνισμα, την παχυσαρκία, οικογενειακό ιστορικό, το ανδρικό φύλο, διατροφικές συνήθειες και τρόπο ζωής (FEGER, 2021; FEGER AND FOSTER, 2022; KUOK AND FEGER, 2023).

Η γνώση βασικών παθολογικών καταστάσεων της καρδιάς είναι σημαντική και χρήσιμη, ιδίως όταν αυτή συνδυάζεται με διαταραχές της αιμοδυναμικής σταθερότητας (αρτηριακής πίεσης, HR, EF% κ.τ.λ.) ή/και καρδιακή ανεπάρκεια. Τέτοιες καταστάσεις μπορούν να επηρεάσουν τις αγγειογραφίες των ΠΑ, που ως δυναμικές εξετάσεις, εξαρτώνται άμεσα από τη λειτουργία της καρδιάς. Ως εκ τούτου, ο τεχνολόγος ακτινολόγος με την κατάλληλη γνώση και ενημέρωση, έχει τη δυνατότητα να συνεκτιμά τέτοιους παράγοντες ή/και να παρεμβαίνει τροποποιώντας κατάλληλα το εξεταστικό πρωτόκολλο, για την επίτευξη του βέλτιστου διαγνωστικού αποτελέσματος και όταν αυτό είναι εφικτό.

A3.2 - ΠΑΘΗΣΕΙΣ ΤΩΝ ΑΓΓΕΙΩΝ

Η αθηροσκλήρωση των αρτηριών, αναφέρθηκε νωρίτερα ως αιτία πρόκλησης της στεφανιαίας νόσου, αλλά αποτελεί ίσως την πιο κοινή πάθηση όλων των μεγάλων (αορτής καρωτίδων, λαγόνιων) και μεσαίων (στεφανιαίων, νεφρικών, μεσεντέριων, εγκεφαλικών) αρτηριών. Αποτελεί τη συνηθέστερη μορφή αρτηριοσκλήρωσης (άλλες μορφές είναι: ασβεστοποιός σκλήρυνση κατά Mönckeberg και υαλώδης ή υπερπλαστική αρτηριοσκλήρωση μικρών αρτηριών και αρτηριδίων) και χαρακτηρίζεται από πάχυνση και σκλήρυνση του αρτηριακού τοιχώματος με συνοδό απώλεια της ελαστικότητας και στένωση

του αυλού του, για διάφορους λόγους. Στην αθηροσκλήρωση για παράδειγμα, συμβαίνει εξαιτίας του σχηματισμού αθηρωματικών πλακών, από εναπόθεση χοληστερίνης, λιπιδίων και ασβεστίου, ενώ και άλλοι παράγοντες (π.χ. υπέρταση, κάπνισμα, σακχαρώδης διαβήτης) δρουν επιβαρυντικά. Η κατάσταση αυτή δυνητικά μπορεί να οδηγήσει σε σοβαρότερες επιπλοκές, προκαλώντας είτε ανευρυσματική διάταση των αγγείων (π.χ. αορτής, λαγόνιας ή ιγνυακής αρτηρίας), είτε ισχαιμία ή έμφραγμα σε οποιοδήποτε σημείο (Οξύ Στεφανιαίο Σύνδρομο - ΟΣΣ, Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο - ΑΕΕ, νεφρικές ή μεσεντέριες αρτηρίες, περιφερική αρτηριακή νόσο - PAD κ.α.) λόγω στένωσης, πλήρους απόφραξης ή περιφερικής εμβολής (D'SOUZA AND SHAH, 2022).

Η (ιδιοπαθής) ινομώδης δυσπλασία, μη φλεγμονώδους και μη αθηρωματικής αιτιολογίας, επίσης προκαλεί υπερπλασία των τοιχωμάτων και στένωση μικρών και μεσαίων αρτηριών, συνηθέστερα των νεφρικών και των έσω καρωτίδων (D'SOUZA AND YAP, 2022). Πιθανές είναι και οι συγγενείς ανωμαλίες των αγγείων, όπως όγκοι (βλ. συγγενές αιμαγγείωμα) και δυσπλασίες όπως το διπλό αορτικό τόξο, η διπλή ΚΚΦ ή η ΑΚΦ στα αριστερά (D'SOUZA AND BELL, 2021).

Από τις παθήσεις των αγγείων δεν απουσιάζουν οι κληρονομικές διαταραχές των αγγειακών τοιχωμάτων ή οι φλεγμονές τους (αγγειίτιδες, αρτηρίτιδα Takayasu κυρίως στην αορτή, οζώδης πολυαρτηρίτιδα συνήθως στις νεφρικές κ.τ.λ.) και οι όγκοι, καλοήθεις (π.χ. αιμαγγείωμα, λεμφαγγείωμα) και κακοήθεις (π.χ. αγγειοσάρκωμα). Πολυάριθμα αγγειακά σύνδρομα μπορεί να κάνουν την εμφάνισή τους (σύνδρομο υποκλοπής υποκλειδίου αρτηρίας, σύνδρομο άνω θωρακικού στομίου ή σύνδρομο θωρακικής εξόδου), ευτυχώς κάποια από αυτά σπάνια (D'SOUZA AND TATCO, 2017; D'SOUZA, 2019; LEITMAN AND McDERMOTT, 2019; SHARMA, 2021).

Στα αγγεία απαντώνται επίσης σοβαρότατες παθήσεις, οι οποίες μπορούν ανά πάσα

στιγμή να θέσουν σε κίνδυνο την ανθρώπινη ζωή, ενώ η ιατρική παρέμβαση και φροντίδα, δυστυχώς, δεν έχει πάντα τα επιθυμητά αποτελέσματα. Σε αυτές εντάσσονται βεβαίως οι αρτηριοφλεβώδεις δυσπλασίες (AVMs). Πρόκειται για ανώμαλες διακλαδώσεις με άμεση επικοινωνία μεταξύ αρτηριών και φλεβών, χωρίς την παρεμβολή των τριχοειδών αγγείων. Οι τροφοφόρες αρτηρίες δηλαδή, μεταπίπτουν κατευθείαν σε αποχετευτικές φλέβες που δεν αντέχουν την πίεση. Διαταράσσεται έτσι η ροή του αίματος και η παροχή του οξυγόνου στους γειτονικούς ιστούς (υποξαιμία). Οι επιπλοκές εξαρτώνται από την ανατομική θέση και το βαθμό ανάπτυξης της δυσπλασίας, ενώ σε κάθε περίπτωση, η πιθανή τοπική ρήξη με αιμορραγία μπορεί να απειλήσει τη ζωή (SCHIMMEL ET AL., 2021).

Ο διαχωρισμός του τοιχώματος, το ενδοτοιχωματικό αιμάτωμα (IMH) και το διατριαινόν αθηρωματικό έλκος (PAU), αποτελούν επίσης καταστάσεις ιδιαίτερα σοβαρές και απειλητικές για τη ζωή (στην αορτή συνιστούν και το οξύ αορτικό σύνδρομο, ενώ σύμφωνα με ορισμένους συγγραφείς περιλαμβάνεται ο σοβαρός τραυματισμός και η ρήξη ασταθούς ανευρύσματος). Πιο συνηθισμένη όμως παθολογία βαρύνουσας σημασίας αποτελεί η φλεβική θρομβοεμβολή (Venous ThromboEmbolic, VTE) και η εμβολή αρτηριών και συχνότερα των ΠΑ (D'SOUZA AND SILVERSTONE, 2024; JONES AND LIAO, 2023).

A3.2.1 - ΠΝΕΥΜΟΝΙΚΗ ΕΜΒΟΛΗ (ΠΕ). ΣΤΟΙΧΕΙΩΔΗΣ ΠΡΟΣΕΓΓΙΣΗ

A3.2.1.1 - Επιδημιολογικά Στοιχεία

Η ΠΕ και η εν τω βάθει φλεβική θρόμβωση (Deep Vein Thrombosis, DVT), αποτελούν εκδηλώσεις μιας ευρύτερης ομάδας καρδιαγγειακών παθήσεων, της φλεβικής θρομβοεμβολής (Venous ThromboEmbolic, VTE). Η VTE αποτελεί παγκοσμίως το τρίτο πιο συχνό οξύ καρδιαγγειακό σύνδρομο, μετά από το έμφραγμα του μυοκαρδίου και το εγκεφαλικό επεισόδιο (KONSTANTINIDES ET AL., 2019; MOORE ET AL., 2018; OPTIMAL STRATEGIES FOR THE DIAGNOSIS OF ACUTE PULMONARY EMBOLISM: A HEALTH TECHNOLOGY ASSESSMENT — PROJECT

PROTOCOL, 2016; RIGHINI, ROBERT-EBADI AND LE GAL, 2017; TURETZ ET AL., 2018). Σε επιδημιολογικές μελέτες, τα ετήσια ποσοστά επίπτωσης για την ΠΕ κυμαίνονται από 39 - 115 ανά 100.000 πληθυσμού, ενώ για την DVT αντίστοιχα κυμαίνονται από 53 - 162, με το μεγαλύτερο ποσοστό να καταγράφεται σε ηλικίες άνω των 80 ετών. Στην ΠΕ μπορεί να οφείλονται έως και 300.000 θάνατοι ετησίως στις ΗΠΑ, γεγονός που την κατατάσσει υψηλά στις αιτίες καρδιαγγειακής θνησιμότητας. Στην Ευρώπη το 2004, σε έξι χώρες συνολικού πληθυσμού 454.400.000, υπολογίστηκε (βάσει επιδημιολογικού μοντέλου) ότι πάνω από 370.000 θάνατοι συσχετιζόνταν με VTE. Το 34% των ασθενών πέθανε ξαφνικά ή εντός λίγων ωρών από το οξύ συμβάν, πριν από τη λήψη ή την επίδραση θεραπείας. Στους υπόλοιπους ασθενείς (66%), ο θάνατος (59% διαγνώστηκε μετά το θάνατο και μόλις το 7% διαγνώστηκε σωστά με ΠΕ πριν) προήλθε από οξεία ΠΕ (KONSTANTINIDES ET AL., 2019).

Από τις αναλύσεις τάσης, σε παγκόσμιο επίπεδο για περίοδο 15 ετών (1998 - 2012), παρατηρείται αύξηση των ποσοστών επίπτωσης της ΠΕ, αλλά μείωση των ποσοστών θνησιμότητας. Αυτό μπορεί να οφείλεται στην αυξημένη χρήση πιο αποτελεσματικών θεραπειών και παρεμβάσεων ή/και στην καλύτερη τήρηση των κατευθυντήριων οδηγιών, τα τελευταία χρόνια. Ωστόσο, η τάση προς υπερδιάγνωση της ΠΕ στη σύγχρονη εποχή, μπορεί με τη σειρά της να οδηγεί σε ψευδή μείωση των ποσοστών θνησιμότητας αυξάνοντας τον συνολικό αριθμό περιπτώσεων ΠΕ (KONSTANTINIDES ET AL., 2019; RIGHINI, ROBERT-EBADI AND LE GAL, 2017; TURETZ ET AL., 2018).

A3.2.1.2 - Προδιαθεσικοί Παράγοντες (Παράγοντες Κινδύνου)

Η ΠΕ σχετίζεται με παράγοντες κινδύνου που συνήθως αφορούν στην ύπαρξη ή τη δημιουργία θρόμβων (θρόμβωση είναι η πήξη του αίματος), κυρίως εντός των φλεβών και περισσότερο στα κάτω άκρα. Τέτοιοι παράγοντες δρουν επιβαρυντικά και αυξάνουν την πιθανότητα εμφάνισης. Η τριάδα του Virchow, περιγράφει τις προϋποθέσεις που προωθούν

ή υποβοηθούν την εμφάνιση θρομβώσεων. Τις συνθήκες αυτές συνιστούν: α) η διαταραχή της ροής (μειωμένη ταχύτητα, στάση) του αίματος, β) η υπερπηκτικότητα του αίματος (επίκτητη ή γενετική προδιάθεση, θρομβοφιλίες κ.α.) και γ) διαταραχή της αρχιτεκτονικής (βλάβη ή τραυματισμός ενδοθηλίου) του τοιχώματος του αγγείου. Η παρουσία δύο τουλάχιστον τέτοιων παραγόντων ταυτόχρονα, καθιστά δυνατή την ανάπτυξη θρομβώσεων και σε αυτούς συνήθως αναζητούνται οι βαθύτερες πιθανές αιτίες τέτοιων καταστάσεων (GAILLARD AND BELL, 2021; KUSHNER ET AL., 2022).

Ως εκ τούτου, η εκδήλωση ενός επεισοδίου πνευμονικής εμβολής μπορεί να προκληθεί επί εδάφους DVT (ή άλλης VTE) και από πρωτοπαθείς καταστάσεις υπερπηκτικότητας του αίματος (πρωτεϊνικές διαταραχές - ανεπάρκειες, παράγοντας V Leiden κ.α.), λήψη ορισμένων φαρμάκων (π.χ. από του στόματος αντισυλληπτικά, χημειοθεραπείες), καταστάσεις παχυσαρκίας ή εγκυμοσύνης, πρόσφατο χειρουργείο ή/και παρατεταμένη ακινησία και ασθένειες όπως οι κακοήθειες (και το πολλαπλούν μυέλωμα), ο Ιός Ανθρώπινης Ανοσοανεπάρκειας (Human Immunodeficiency Virus, HIV), κάποια φλεβικά ανευρύσματα (π.χ. ιγνυακό), και πρόσφατα η COVID-19. Αξίζει να σημειωθεί ότι πολλαπλοί παράγοντες μπορεί να λειτουργήσουν αθροιστικά, αυξάνοντας την πιθανότητα ΠΕ περισσότερο από ό,τι κάθε παράγοντας χωριστά (CORRIGAN, PRUCNAL AND KABRHEL, 2016; D'SOUZA AND SILVERSTONE, 2024; KONSTANTINIDES ET AL., 2019).

A3.2.1.3 - Αιτιοπαθογένεση - Παθοφυσιολογία

Η πνευμονική εμβολή χαρακτηρίζεται από απόφραξη του συστήματος των πνευμονικών αρτηριών, εξαιτίας εμβόλου που έφτασε ως εκεί και δεν μπορεί πια (λόγω του μεγέθους του) να διέλθει από αυτές. Μπορεί να είναι θρομβωτικής ή μη αιτιολογίας (όχι συχνά). Στις εμβολές μη θρομβωτικής αιτιολογίας περιλαμβάνονται περιπτώσεις όπως εμβολή από αέριο (αέρας, διοξείδιο του άνθρακα, άζωτο, ήλιο), από λίπος, αμνιακό υγρό,

ιατρογενή αίτια (καθετήρες, ραδιενεργές πηγές βραχυθεραπείας), από όγκους ή μολυσματικούς παράγοντες (παρασιτική, σηπτική, Hydatid) και από σωματίδια υλικών (ταλκ, τσιμέντου - PMMA, ιωδιούχου ελαίου, βαρίου, υδραργύρου). Στην πλειοψηφία των περιπτώσεων όμως, το έμβολο είναι θρομβωτικής προέλευσης (D'SOUZA AND SILVERSTONE, 2024; LEITMAN AND McDERMOTT, 2019). Μικρής έκτασης ΠΕ μπορεί συχνά να λυθεί αυτόματα, μεγαλύτερη όμως μπορεί να προκαλέσει από σοβαρή (ξαφνική και επίμονη) πνευμονική υπέρταση έως ανεπάρκεια της δεξιάς κοιλίας, βλάβη του μυοκαρδίου, αιμοδυναμική αστάθεια, και σπάνια (λιγότερο από 10%) συγκοπή ή κυκλοφορική καταπληξία (shock), ακόμα και ξαφνικό θάνατο (CORRIGAN, PRUCNAL AND KABRHEL, 2016; RIGHINI, ROBERT-EBADI AND LE GAL, 2017).

A3.2.1.4 - Κλινική Εικόνα - Κλινική Πιθανότητα

Η κλινική εικόνα ενός ασθενούς συντίθεται από δύο επιμέρους τμήματα, το ατομικό ιατρικό ιστορικό και την κλινική εξέταση. Από τη λήψη του ιστορικού, μπορεί να διαπιστωθεί αν ο ασθενής ανήκει σε κάποια από τις παραπάνω ομάδες και αντιμετωπίζει επιβαρυντικούς παράγοντες για την πρόκληση εμβολής. Στην κλινική εξέταση θα πρέπει να ελέγχεται η παρουσία συμπτωμάτων παρόμοια με αυτά της DVT (ασύμμετρο οίδημα κάτω άκρων, προεξέχοντα παράπλευρα επιφανειακά αγγεία, ευαισθησία κατά την ψηλάφηση του εν τω βάθει φλεβικού δικτύου) και επιπλέον δύσπνοια, πλευριτικό θωρακικό άλγος, ταχυκαρδία ή αιμόπτυση (D'SOUZA AND SILVERSTONE, 2024; RIGHINI, ROBERT-EBADI AND LE GAL, 2017). Βέβαια, τα συμπτώματα αυτά όταν αξιολογούνται μόνα τους, είναι μη ειδικά (έχουν χαμηλή ευαισθησία και ειδικότητα), καθώς μπορούν να εμφανίζονται και σε πολλές άλλες κοινές ασθένειες. Ως εκ τούτου, η κλινική υποψία τίθεται αρχικά συνυπολογίζοντας πληροφορίες από το ιστορικό, αλλά και από την κλινική εξέταση του ασθενούς (συμπτώματα ή σημεία). Στη συνέχεια εκτιμάται η κλινική πιθανότητα (pretest probability) υποβοηθούμενη από κανόνες κλινικής

απόφασης (Clinical Decision Rules - CDRs) ή κανόνες πρόβλεψης (prediction rules), που έχουν σχεδιαστεί και εγκριθεί για το σκοπό αυτό. Στους πιο συνηθισμένους ανήκουν οι τριών επιπέδων κλίμακες (χαμηλή, μέτρια ή ενδιάμεση και υψηλή) βαθμολογούμενων κριτηρίων Wells score (μπορεί να εφαρμοστεί και ως δύο επιπέδων) και η αναθεωρημένη Geneva score, ενώ και τα κριτήρια YEARS (δύο επιπέδων, ΠΕ απίθανη ή ΠΕ πιθανή), ως απλά και αποτελεσματικά, μπορεί να είναι επίσης χρήσιμα στην κλινική πρακτική. Τέλος, έχουν ενσωματωθεί στις οδηγίες διάγνωσης ΠΕ τα κριτήρια αποκλεισμού της (Pulmonary Embolism Rule-out Criteria, PERC), που σχεδιάστηκαν για τον εντοπισμό ασθενών, με τόσο χαμηλή κλινική πιθανότητα ΠΕ, στους οποίους δεν απαιτείται περαιτέρω διερεύνηση. Αποτελούνται από οκτώ μεταβλητές σημαντικής συσχέτισης με την απουσία ΠΕ (ηλικία < 50 έτη, HR < 100 bpm, SaO₂ > 94%, χωρίς ετερόπλευρο πρήξιμο ποδιών, χωρίς αιμόπτυση, χωρίς πρόσφατο τραύμα ή χειρουργική επέμβαση, χωρίς ιστορικό VTE, χωρίς χρήση ορμονών από το στόμα) και αν πληρούνται όλα αυτά τα κριτήρια, τότε η ΠΕ δεν θα πρέπει να διερευνηθεί περαιτέρω (αναφερόμενο ψευδώς αρνητικό ποσοστό < 1% στη μελέτη επικύρωσης, χαμηλότερο από το όριο δοκιμής < 2%), σε ασθενείς χαμηλής κλινικής πιθανότητας. Η ευαισθησία του κανόνα PERC είναι 96% έως 100% και η ειδικότητα είναι 15% έως 27%. Οι κανόνες κλινικής απόφασης και η εκτιμώμενη κλινική πιθανότητα, μπορούν να χρησιμεύσουν συμπληρωματικά και στη διαστρωμάτωση του κινδύνου της ΠΕ (CORRIGAN, PRUCNAL AND KABRHEL, 2016; D'SOUZA AND SILVERSTONE, 2024; HOWARD, 2019; RIGHINI, ROBERT-EBADI AND LE GAL, 2017).

A3.2.1.5 - Διαγνωστική Προσέγγιση - Δοκιμασίες Ελέγχου

Μετά τον υπολογισμό της κλινικής πιθανότητας εμφάνισης ΠΕ και ανάλογα με το αποτέλεσμα, θα πρέπει να εκκινήσει η διαγνωστική διαδικασία. Συνοπτικά, αυτή περιλαμβάνει την παραπομπή για CTPA, για ασθενείς με υψηλή κλινική πιθανότητα ΠΕ σε κλίμακα (σχήμα) τριών επιπέδων ή πιθανής ΠΕ σε κλίμακα δύο επιπέδων. Σε ασθενείς

χαμηλής ή μέσης (σχήμα τριών επιπέδων) κλινικής πιθανότητας (ή απίθανης ΠΕ σε σχήμα δύο επιπέδων), προς αποκλεισμό της ΠΕ αποφεύγοντας τη διενέργειά CTPA, μεσολαβεί ο εργαστηριακός έλεγχος του Δ - Διμερούς (D - Dimer) από τη διάσπαση του ινώδους στο πλάσμα. Η ποσοτική μέθοδος ELISA έχει την υψηλότερη ευαισθησία ($\geq 95\%$) και ειδικότητα $\approx 40\%$. Με τη μέθοδο VIDAS[®], ο κίνδυνος θρομβοεμβολικού επεισοδίου σε διάρκεια τριών μηνών (πρότυπο αναφοράς με αποδεκτό όριο των σύγχρονων διαγνωστικών στρατηγικών $\approx 2\%$), βρέθηκε πολύ κάτω του 1%, σε ασθενείς που δεν έλαβαν θεραπεία μετά από αρνητικό αποτέλεσμα ελέγχου D - Dimer, για αποκλεισμό ΠΕ. Τα φυσιολογικά επίπεδα D-Dimer, διαθέτοντας υψηλή αρνητική προγνωστική αξία, μπορούν να αποκλείσουν με ασφάλεια την ΠΕ (και την DVT) χωρίς περαιτέρω έλεγχο, στο 30% των επειγόντων περιστατικών, με χαμηλή ή ενδιάμεση κλινική πιθανότητα (ή ΠΕ απίθανη). Ως εκ τούτου, ο συνδυασμός εκτίμησης της κλινικής πιθανότητας και αποδοτικού προσδιορισμού D-Dimer στις στρατηγικές διάγνωσης, αποτελεί ένα αποτελεσματικό ανάχωμα, που επιτρέπει με μη επεμβατικό και οικονομικό τρόπο, σε 1 από τους 3 εξωτερικούς ασθενείς να αποφύγει την απεικονιστική διαδικασία (CTPA) και τους επαγόμενους κινδύνους (ακτινοβολία, χρήση ΜΣΑ, υπερδιάγνωση, υπερθεραπεία).

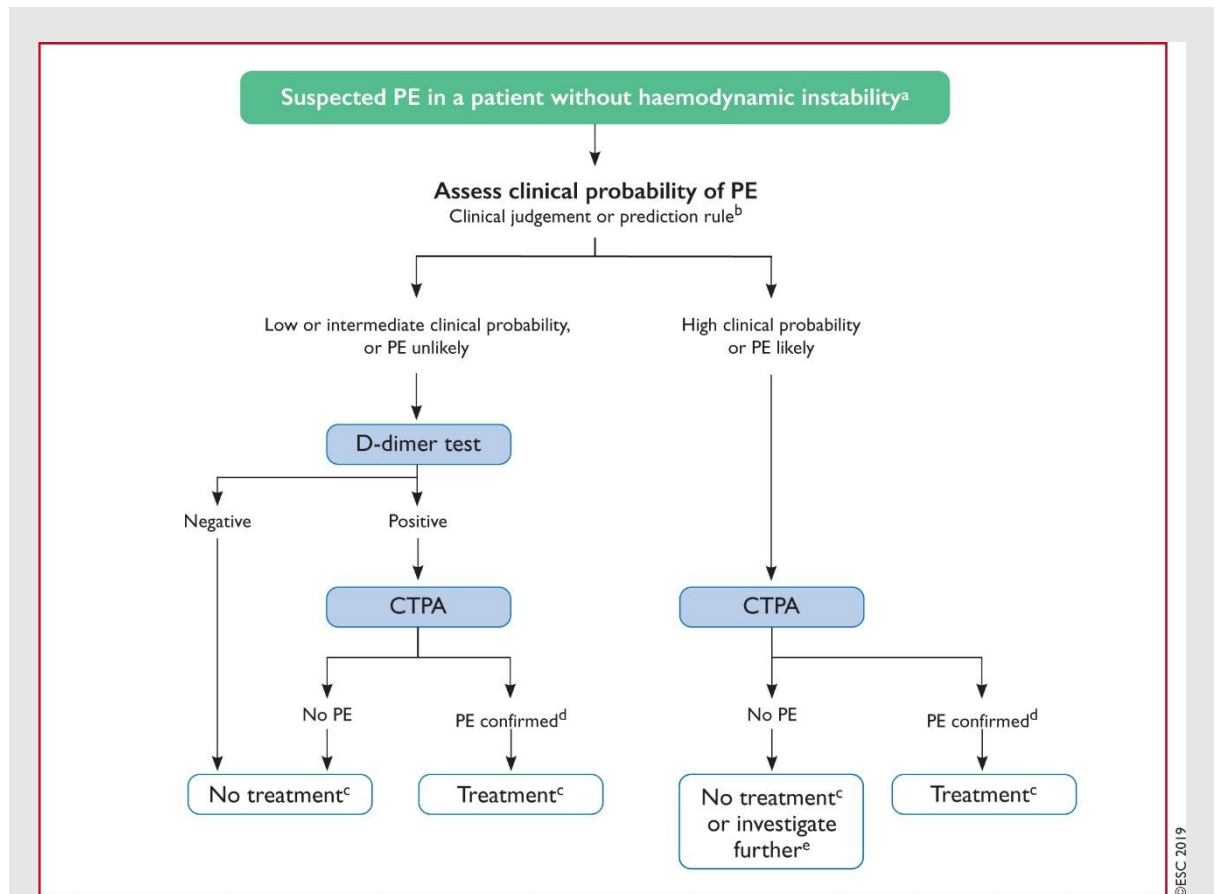
Ωστόσο, δύο σημαντικές παράμετροι αναφορικά με τον έλεγχο D - Dimer θα πρέπει να εκτιμώνται. Καθώς διατίθενται αρκετές μέθοδοι ποσοτικού προσδιορισμού του, με διαφορετικά χαρακτηριστικά και διαφορετική ευαισθησία, ο κλινικός ιατρός θα πρέπει να γνωρίζει την απόδοση της μεθόδου που χρησιμοποιεί το νοσοκομείο και εφαρμόστηκε στον ασθενή (μέτρηση D-Dimer με μέθοδο μέτριας ευαισθησίας, θα πρέπει να περιορίζεται σε ασθενείς με χαμηλή κλινική πιθανότητα ή απίθανη ΠΕ, ενώ πολύ ευαίσθητες δοκιμασίες μπορούν να χρησιμοποιηθούν και σε ασθενείς με μέτρια κλινική πιθανότητα). Επιπλέον, τα αυξημένα επίπεδα D-Dimer, λόγω χαμηλής ειδικότητας ($\approx 40 - 50\%$, συχνά αυξημένα σε

καρκίνο, σε νοσηλευόμενους, σε σοβαρή λοίμωξη, φλεγμονή, ΧΝΑ, προηγούμενη VTE ή δρεπανοκυτταρική αναιμία, σε σοβαρό τραύμα ή χειρουργική επέμβαση τον τελευταίο μήνα, σε ηλικιωμένους άνω των 80 ετών, σε εγκυμοσύνη ιδιαίτερα γ' τριμήνου) και χαμηλής θετικής προγνωστικής αξίας, δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την επιβεβαίωση της ΠΕ και απαιτείται περαιτέρω διερεύνηση.

Ιδιαίτερο και αυξανόμενο ενδιαφέρον παρουσιάζει όμως η χρήση προοδευτικών φυσιολογικών τιμών D-Dimer, προσαρμοσμένες στην ηλικία, καθώς μπορεί να βελτιώσει την απόδοση του ελέγχου στους ηλικιωμένους. Το βέλτιστο όριο έχει καθοριστεί ως η ηλικία του ασθενούς πολλαπλασιαζόμενη επί 10, για ασθενείς άνω των 50 ετών και το συνηθισμένο φυσιολογικό όριο ($< 500 \mu\text{g/Lt}$), για ασθενείς κάτω των 50 ετών. Το όριο αυτό έχει επικυρωθεί σε αναδρομική και σε πολυκεντρική, προοπτική μελέτη, έχει επιβεβαιωθεί η ασφαλής χρήση του και έχει αυξήσει τον αριθμό των ασθενών, στους οποίους η ΠΕ μπορεί να αποκλειστεί, από 6,4 σε 30%, χωρίς επιπλέον ψευδώς αρνητικά ευρήματα (HOWARD, 2019; KONSTANTINIDES ET AL., 2019; RIGHINI ET AL., 2014; RIGHINI, ROBERT-EBADI AND LE GAL, 2017).

Η παραπάνω διαγνωστική προσέγγιση περιγράφεται σχηματικά (Εικ. A13) και εφαρμόζεται σε ασθενείς που δεν παρουσιάζουν σημεία αιμοδυναμικής αστάθειας. Αντίστοιχα, υπάρχουν διαγνωστικές στρατηγικές για ασθενείς με αιμοδυναμική αστάθεια [καρδιακή ανακοπή ή αποφρακτικό σοκ (συστολική ΑΠ $< 90 \text{ mmHg}$ ή ΑΠ $\geq 90 \text{ mmHg}$ μέσω *ινότροπης - αγγειοσυσταλτικής υποστήριξης με επαρκή κατάσταση πλήρωσης και υποαιμάτωση τελικού οργάνου, με διαταραχή επιπέδου συνείδησης, ολιγουρία ή ανουρία, πάγωμα δέρματος/άκρων κ.α.) ή επίμονη υπόταση (συστολική ΑΠ $< 90 \text{ mmHg}$ ή πτώση της συστολικής ΑΠ $\geq 40 \text{ mmHg}$ για > 15 λεπτά, που δεν οφείλεται σε δυσλειτουργία LV, νεοεμφανιζόμενη αρρυθμία, μειωμένο όγκο αίματος ή σηψαιμία)], για περιπτώσεις εγκυμοσύνης ή μετέπειτα παρακολούθησης κ.α.. Βεβαίως, οι διαγνωστικές διαδικασίες για*

την διερεύνηση ύποπτης ΠΕ, μπορεί να διαφοροποιούνται, καθώς εξαρτώνται από την διαθεσιμότητα ή/και την τεχνογνωσία των μεθόδων που χρησιμοποιούνται στα διάφορα νοσοκομεία (D'SOUZA AND SILVERSTONE, 2024; KONSTANTINIDES ET AL., 2019; KUCHER AND GOLDHABER, 2005).



Εικόνα A13: Διαγνωστικός αλγόριθμος (σχηματικά) για αιμοδυναμικά σταθερούς ασθενείς με υποψία ΠΕ (KONSTANTINIDES ET AL., 2019).

^aΗ προτεινόμενη στρατηγική τροποποιείται σε εγκυμονούσες γυναίκες με υποψία οξείας ΠΕ.

^bΔύο σχήματα ταξινόμησης, τριών επιπέδων και δύο επιπέδων.

^cΗ θεραπεία αναφέρεται σε αντιπηκτική αγωγή για ΠΕ.

^dΗ CTPA θεωρείται διαγνωστική για ΠΕ εάν εμφανίζει ΠΕ σε τμηματικό ή εγγύτερο επίπεδο.

^eΣε αρνητική CTPA ασθενών υψηλής κλινικής πιθανότητας, μπορεί να εξεταστεί το ενδεχόμενο περαιτέρω απεικονιστικής διερεύνησης, πριν την αναστολή της ειδικής θεραπείας.

Στις περισσότερες περιπτώσεις, φαίνεται η CTPA να αποτελεί τη μέθοδο εκλογής για τη διάγνωση της ΠΕ, κάτι που οφείλεται κατά πολύ και στις τεχνολογικές βελτιώσεις των τελευταίων ετών. Με ευαισθησία 83 - 90% και ειδικότητα > 95% (PIOPED II - Prospective

Investigation of Pulmonary Embolism Diagnosis - II), επιτρέπει την επαρκή ανάδειξη των πνευμονικών αρτηριών ακόμα και σε υποτμηματικό επίπεδο (βλ. subsegmental pulmonary embolism - SSPE ή isolated SSPE). Ως εκ τούτου μπορεί να αποκλείσει με ασφάλεια την ΠΕ σε ασθενείς με χαμηλή ή ενδιάμεση κλινική πιθανότητα ΠΕ, αλλά παραμένει αμφιλεγόμενο αν ασθενείς με αρνητική CTPA και υψηλή κλινική πιθανότητα, θα πρέπει να διερευνώνται περαιτέρω (βέβαια, σε υψηλή κλινική πιθανότητα ή θετικό D - Dimer, λιγότερο από το όριο του 2% των ασθενών με αρνητική CTPA, διαγνώστηκε με ΠΕ στους τρεις μήνες). Άλλα στοιχεία της μελέτης σχετίζονται με την προγνωστική αξία της μεθόδου:

- ◆ Με χαμηλή, ενδιάμεση ή υψηλή κλινική πιθανότητα ΠΕ, αρνητική CTPA είχε αρνητική προγνωστική αξία 96%, 89% και 60%, αντίστοιχα.
- ◆ Η θετική προγνωστική αξία θετικής CTPA ήταν υψηλή (92 - 96%) σε ασθενείς με ενδιάμεση ή υψηλή κλινική πιθανότητα, αλλά πολύ χαμηλότερο (58%) σε ασθενείς με χαμηλή κλινική πιθανότητα.

απ' όπου και προκύπτει ότι σε περίπτωση ασυμφωνίας μεταξύ της κλινικής κρίσης και του αποτελέσματος CTPA, θα πρέπει να εξετάζεται το ενδεχόμενο περαιτέρω ελέγχου (CORRIGAN, PRUCNAL AND KABRHEL, 2016; KONSTANTINIDES ET AL., 2019; RIGHINI, ROBERT-EBADI AND LE GAL, 2017; ZANTONELLI ET AL., 2022).

Πέρα από την CTPA, άλλες μέθοδοι απεικόνισης μπορούν να χρησιμοποιηθούν παράλληλα συμπληρώνοντας τη διαγνωστική προσέγγιση ή να χρησιμοποιηθούν σε περιπτώσεις αντενδείξεων. Μεταξύ αυτών:

- ✓ Η απλή ακτινογραφία θώρακος (δ/δ για αποκλεισμό άλλων παθήσεων με κοινά συμπτώματα όπως πνευμονία ή πνευμοθώρακας).
- ✓ Υπερηχοκαρδιογραφικές τεχνικές (π.χ. ΤΤΕ, ΤΕΕ για δ/δ της οξείας δύσπνοιας ή σε αιμοδυναμικά ασταθείς ασθενείς απουσία υπερηχοκαρδιογραφικών σημείων

δυσλειτουργίας της δεξιάς κοιλίας, πρακτικά αποκλείει την ΠΕ ως αιτία αιμοδυναμικής αστάθειας και μπορεί να αποκαλύψει άλλη αιτία του σοκ, όπως οξεία βαλβιδική δυσλειτουργία ή διαχωρισμό αορτής).

- ✓ Το υπερηχογράφημα φλεβών κάτω άκρων είναι το κύριο διαγνωστικό εργαλείο για την DVT (ευαισθησία > 90% και ειδικότητα \approx 95%, επί συμπτωμάτων), που συναντάται στο 30 - 50% των ασθενών με ΠΕ.
- ✓ Το σπινθηρογράφημα πνευμόνων αερισμού - αιμάτωσης (V/Q) είναι μια καθιερωμένη και μη επεμβατική τεχνική, που επιτρέπει την έμμεση διάγνωση της οξείας ΠΕ, μέσω αναντιστοιχίας (mismatching) της αιμάτωσης και του αερισμού (φυσιολογική αιμάτωση αποκλείει αποτελεσματικά την ΠΕ, χωρίς απεικόνιση αερισμού). Ο αερισμός δηλαδή αναμένεται φυσιολογικός στα τμήματα που παρουσίασαν έλλειμα αιμάτωσης, σύμφωνα με τα κριτήρια PIOPED (Prospective Investigation On Pulmonary Embolism Diagnosis). Στην πιο πρόσφατη και απλοποιημένη αναθεώρησή τους, τα αποτελέσματα του V/Q σπινθηρογραφήματος ταξινομούνται πλέον σε τρεις κατηγορίες: φυσιολογικό (υψηλή αρνητική προγνωστική αξία, αποκλεισμός ΠΕ, διακοπή αντιπηκτικής αγωγής), υψηλής πιθανότητας (δύο ή περισσότερα τριγωνικά ελλείματα αιμάτωσης, με φυσιολογικό αερισμό στα ίδια τμήματα, θετική προγνωστική αξία \approx 90%, συνήθως επιβεβαίωση ΠΕ) και μη διαγνωστικό. Το υψηλό ποσοστό των μη διαγνωστικών αποτελεσμάτων (\approx 50 - 65%) και η αδυναμία παροχής εναλλακτικής διάγνωσης, είναι οι κύριοι λόγοι που το σπινθηρογράφημα V/Q έχει αντικατασταθεί από την CTPA, ως εξέταση εκλογής για την διάγνωση της ΠΕ, ενώ παραμένει σημαντική διαγνωστική επιλογή σε περιπτώσεις αντενδείξεων ή μη διαθεσιμότητας της CTPA και για λόγους ακτινοπροστασίας (νεαροί ασθενείς, εγκυμοσύνη), καθώς προκαλεί μικρότερη ακτινική επιβάρυνση. Με την πιο σύγχρονη SPECT τεχνική (τομογραφική - τρισδιάστατη απεικόνιση) το ποσοστό των μη

διαγνωστικών αποτελεσμάτων μπορεί να μειωθεί σε μόλις 0-5% και συνιστάται ως εξέταση εκλογής, όταν είναι διαθέσιμη, από την Ευρωπαϊκή Ένωση Πυρηνικής Ιατρικής. Καθώς όμως οι κλινικές αποδείξεις είναι περιορισμένες, θα πρέπει αρχικά να ενσωματωθεί σε διαγνωστικές προσεγγίσεις, η ασφάλεια των οποίων θα επιβεβαιωθεί προοπτικά σε μελέτη αποτελεσμάτων. Το SPECT V/Q θα αποτελεί τότε μια πολύ ενδιαφέρουσα εναλλακτική επιλογή, στις ίδιες περιπτώσεις με το απλό σπινθηρογράφημα V/Q.

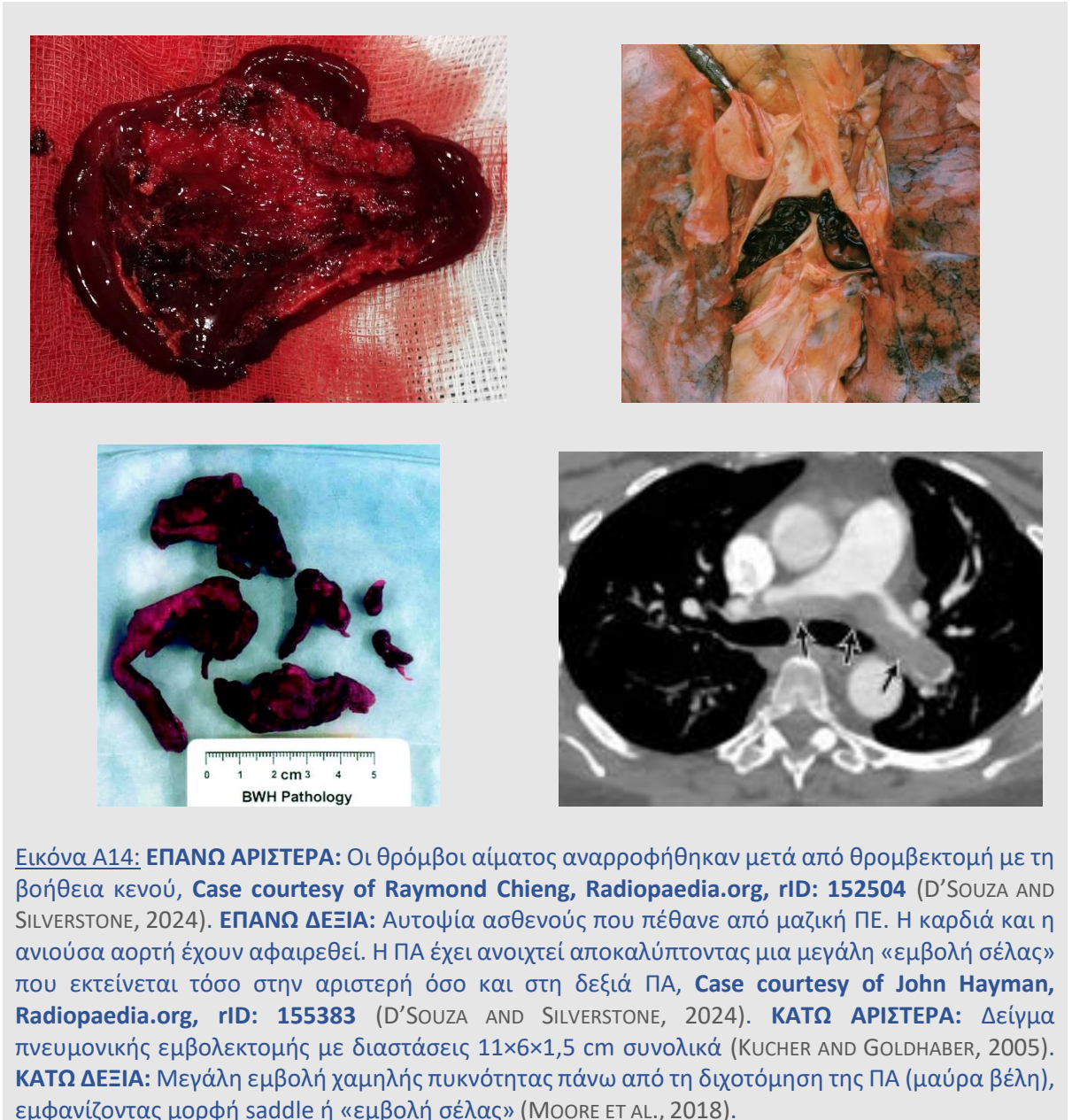
- ✓ Η “συμβατική” αγγειογραφία των πνευμονικών αρτηριών αποτέλεσε για πολλά χρόνια το «χρυσό πρότυπο» για τη διάγνωση ή τον αποκλεισμό της οξείας ΠΕ, πριν αντικατασταθεί από την λιγότερο επεμβατική, αλλά ισάξια διαγνωστικά CTPA. Παρά την υψηλή διακριτική ικανότητα της μεθόδου (1 - 2 mm σε υποτμηματικές αρτηρίες), η υποκειμενικότητα του παρατηρητή και ο κίνδυνος επιπλοκών (θνησιμότητα: 0,5% κυρίως σε ασθενείς με αιμοδυναμική αστάθεια ή αναπνευστική ανεπάρκεια, μείζονες μη θανατηφόρες επιπλοκές: 1%, δευτερεύουσες επιπλοκές: 5%) που έχουν αναφερθεί, αποτελούσαν σημαντικούς ανασταλτικούς παράγοντες.
- ✓ Η μαγνητική αγγειογραφία πνευμονικών αρτηριών (MRPA) μοιάζει πολλά υποσχόμενη μέθοδος, αν και προς το παρόν η ευαισθησία της κρίνεται χαμηλή (75 – 78%) και η ειδικότητά της κυμαίνεται από 80 - 99%. Είναι επίσης χρονοβόρα και παρατηρήθηκε τεχνικά ανεπαρκής σε ένα μεγάλο ποσοστό (25 - 30%) ασθενών, ενώ η διαθεσιμότητά της (ιδίως σε επείγουσα βάση) είναι επίσης χαμηλή. Οι λόγοι αυτοί καθιστούν αδύνατη την χρήση της ως εξέταση ρουτίνας για την διερεύνηση ΠΕ, αλλά μπορεί να εξετάζεται ως εναλλακτική μέθοδος από τμήματα που διαθέτουν εμπειρία και εφόσον υπάρχουν αντενδείξεις στις προτιμώμενες μεθόδους. Μεταξύ των πεδίων έρευνας, βρίσκεται και η αξιολόγηση του ασφαλούς αποκλεισμού της ΠΕ χρησιμοποιώντας μια αρνητική MRPA,

σε συνδυασμό με αρνητικό (απουσία εγγύς DVT) υπερηχογράφημα φλεβών κάτω άκρου (CORRIGAN, PRUCNAL AND KABRHEL, 2016; D'SOUZA AND SILVERSTONE, 2024; HOWARD, 2019; KONSTANTINIDES ET AL., 2019; LEITMAN AND McDERMOTT, 2019; MOORE ET AL., 2018; RIGHINI, ROBERT-EBADI AND LE GAL, 2017).

A3.2.1.6 - Κατηγοριοποίηση ΠΕ - Γενικά Χαρακτηριστικά

Μια ΠΕ μπορεί να ταξινομηθεί με διάφορους τρόπους. Έτσι αρχικά μπορεί να χαρακτηριστεί, ανάλογα με την αιμοδυναμική κατάσταση του αρρώστου, σε:

- ❖ Υψηλού κινδύνου (γνωστή και ως μαζική), συνήθως οξεία πνευμονική εμβολή με σημεία αιμοδυναμικής αστάθειας ή επίμονη και βαθιά βραδυκαρδία (HR < 40 bpm με σημεία υποαιμάτωσης τελικού οργάνου). Φέρει υψηλά ποσοστά θνησιμότητας ($\geq 15\%$), παρά τις προόδους στη διάγνωση και τη θεραπεία.
- ❖ Ενδιάμεσου κινδύνου (ή υπομαζική), οξεία πνευμονική εμβολή με ενδείξεις νέκρωσης του μυοκαρδίου (π.χ. αύξηση της τροπονίνης) ή καταπόνησης (δυσλειτουργίας) της δεξιάς κοιλίας (π.χ. RV/LV diameter ratio > 0.9 on CT, βιοδείκτες, ηλεκτροκαρδιογραφικές, υπερηχοκαρδιογραφικές, εργαστηριακές ενδείξεις κ.τ.λ.), χωρίς συστολική αρτηριακή υπόταση ή άλλο σημείο αιμοδυναμικής αστάθειας, και
- ❖ Χαμηλού κινδύνου, χωρίς κλινικούς, απεικονιστικούς και εργαστηριακούς δείκτες σοβαρότητας ή άλλους επιβαρυντικούς παράγοντες (CORRIGAN, PRUCNAL AND KABRHEL, 2016; D'SOUZA AND SILVERSTONE, 2024; HOWARD, 2019; KONSTANTINIDES ET AL., 2019; KUCHER AND GOLDHABER, 2005; RIGHINI, ROBERT-EBADI AND LE GAL, 2017; ZANTONELLI ET AL., 2022).



Εικόνα A14: ΕΠΑΝΩ ΑΡΙΣΤΕΡΑ: Οι θρόμβοι αίματος αναρροφήθηκαν μετά από θρομβεκτομή με τη βοήθεια κενού, **Case courtesy of Raymond Chieng, Radiopaedia.org, rID: 152504** (D'SOUZA AND SILVERSTONE, 2024). **ΕΠΑΝΩ ΔΕΞΙΑ:** Αυτοψία ασθενούς που πέθανε από μαζική ΠΕ. Η καρδιά και η ανιούσα αορτή έχουν αφαιρεθεί. Η ΠΑ έχει ανοιχτεί αποκαλύπτοντας μια μεγάλη «εμβολή σέλας» που εκτείνεται τόσο στην αριστερή όσο και στη δεξιά ΠΑ, **Case courtesy of John Hayman, Radiopaedia.org, rID: 155383** (D'SOUZA AND SILVERSTONE, 2024). **ΚΑΤΩ ΑΡΙΣΤΕΡΑ:** Δείγμα πνευμονικής εμβολεκτομής με διαστάσεις 11×6×1,5 cm συνολικά (KUCHER AND GOLDBABER, 2005). **ΚΑΤΩ ΔΕΞΙΑ:** Μεγάλη εμβολή χαμηλής πυκνότητας πάνω από τη διχοτόμηση της ΠΑ (μαύρα βέλη), εμφανίζοντας μορφή saddle ή «εμβολή σέλας» (MOORE ET AL., 2018).

Μπορεί να χαρακτηριστεί και ως συμπτωματική ή ασυμπτωματική, ανάλογα με την παρουσία ή απουσία συμπτωμάτων, αντίστοιχα (CORRIGAN, PRUCNAL AND KABRHEL, 2016; D'SOUZA AND SILVERSTONE, 2024). Όσον αφορά το σημείο εντόπισης, περιγράφεται ως «εμβολή σέλας» (saddle) όταν εντοπίζεται στο διχασμό του στελέχους και εκτείνεται στην αριστερή και δεξιά ΠΑ. Μικρότερης έκτασης ΠΕ, αναφέρεται ως λοβιαία, τμηματική ή υποτμηματική, ανάλογα με το επίπεδο της αρτηρίας που εντοπίζεται. Τέλος, ανάλογα με τη χρονική στιγμή εμφάνισης, χαρακτηρίζεται ως οξεία, υποξεία ή χρόνια (D'SOUZA AND SILVERSTONE, 2024).

A3.2.1.7 - Διαστρωμάτωση Κινδύνου - Θεραπευτική Αντιμετώπιση

Αφού τεθεί η διάγνωση και να γίνει περιγραφή της έκτασης και των επιμέρους χαρακτηριστικών της ΠΕ, θα πρέπει υποχρεωτικά να εκτιμηθεί ο κίνδυνος που απορρέει για τον ασθενή, και να ακολουθήσει η ενδεδειγμένη θεραπευτική προσέγγιση. Η σοβαρότητα της ΠΕ μπορεί να διαφέρει κατά πολύ από ασθενή σε ασθενή, συνεπώς διαστρωμάτωση κινδύνου είναι πρωταρχικής σημασίας. Στον πίνακα που ακολουθεί περιγράφεται η διαστρωμάτωση του κινδύνου ανάλογα με τα κλινικά συμπτώματα και την παρουσία ή όχι αιμοδυναμικής αστάθειας.

Πίνακας Α3: Ταξινόμηση της σοβαρότητας της πνευμονικής εμβολής και του κινδύνου πρόωρου (ενδονοσοκομειακού ή 30 ημερών) θανάτου.

Early mortality risk		Indicators of risk			
		Haemodynamic instability ^a	Clinical parameters of PE severity and/or comorbidity: PESI class III–V or sPESI ≥1	RV dysfunction on TTE or CTPA ^b	Elevated cardiac troponin levels ^c
High		+	(+) ^d	+	(+)
Intermediate	Intermediate–high	-	+ ^e	+	+
	Intermediate–low	-	+ ^e	One (or none) positive	
Low		-	-	-	Assesment optional; if assessed, negative

^aΜία κλινική παρουσίαση.
^bΠρογνωστικά απεικονιστικά ευρήματα (TTE ή CTPA).
^cΜελέτες επιπλέον εργαστηριακών βιοδεικτών (NT-proBNP ≥600 ng/L, H-FABP ≥6 ng/ml ή κοπεπτίνη ≥24 pmol/L).
^dΑιμοδυναμική αστάθεια, με επιβεβαιωμένη ΠΕ (CTPA) και/ή ενδείξεις δυσλειτουργίας της RV στην TTE, αρκεί για την κατάταξη στην κατηγορία ΠΕ υψηλού κινδύνου.
^eΔυσλειτουργία RV σε TTE ή CTPA ή αυξημένα επίπεδα καρδιακών βιοδεικτών, σε PESI I-II ή sPESI 0 ταξινομούνται στην κατηγορία ενδιάμεσου κινδύνου (KONSTANTINIDES ET AL., 2019).

©ESC 2019

Κατά την αρχική διαστρωμάτωση, η παρουσία αιμοδυναμικής αστάθειας (μαζική ΠΕ), προφανώς και υποδηλώνει υψηλό κίνδυνο πρόωρου θανάτου. Χωρίς αιμοδυναμική αστάθεια (υπομαζική ΠΕ και χαμηλού κινδύνου ΠΕ), οι ασθενείς ταξινομούνται στις επιπλέον κατηγορίες ενδιάμεσου (προς υψηλού ή προς χαμηλού) και χαμηλού κινδύνου. Για την

προχωρημένη αυτή διαστρωμάτωση, συνεκτιμάται το σύνολο των κλινικοεργαστηριακών ευρημάτων (που αφορούν κυρίως την δυσλειτουργία της δεξιάς κοιλίας) και η παρουσία συννοσηρότητας ή άλλων επιβαρυντικών καταστάσεων, με κλινικές βαθμολογίες του επικυρωμένου δείκτη PESI (Pulmonary Embolism Severity Index, Δείκτης Σοβαρότητας Πνευμονικής Εμβολής) ή της απλοποιημένης του έκδοσης simplified PESI (sPESI), που εκτιμά τον κίνδυνο θανάτου 30 ημερών. Ως χαμηλού ρίσκου ταξινομούνται όσοι ασθενείς είναι αιμοδυναμικά σταθεροί, χωρίς ενδείξεις βλάβης τελικών οργάνων. Ιδανικά, αν δεν παρουσιάζουν κανένα επιπλέον παράγοντα κινδύνου (π.χ. υπόταση, υποξία, ιστορικό CAD, ενδείξεις δεξιάς καρδιακής καταπόνησης, υπολειπόμενη DVT), φαίνεται ότι δεν ωφελούνται περαιτέρω από τη νοσηλεία και μπορούν να πάρουν εξιτήριο με ασφάλεια μετά την έναρξη της αντιπηκτικής αγωγής. Σημειώνεται ότι σε ασθενείς υψηλής ή ενδιάμεσης κλινικής πιθανότητας, η αντιπηκτική αγωγή θα πρέπει να ξεκινά άμεσα στο τμήμα επειγόντων, αναμένοντας τα αποτελέσματα των διαγνωστικών εξετάσεων, ενώ σε υποτμηματική εμβολή, εκτός από τον κίνδυνο υποτροπής, θα πρέπει να συνυπολογίζεται και ο κίνδυνος αιμορραγίας (CORRIGAN, PRUCNAL AND KABRHEL, 2016; HOWARD, 2019; KONSTANTINIDES ET AL., 2019; ZANTONELLI ET AL., 2022).

Εκτός τα διάφορα σχήματα (υποδορίως, ενδοφλεβίως, από του στόματος) αντιπηκτικής αγωγής, που ενδείκνυται μόνο για ασθενείς χωρίς κίνδυνο ενεργούς αιμορραγίας, υπάρχει μια σειρά από άλλες θεραπευτικές επιλογές που στοχεύουν τόσο στην αντιμετώπιση επιπλοκών, όσο και στην διαχείριση του θρόμβου. Οι επιλογές αυτές προορίζονται κυρίως για ασθενείς ενδιάμεσου (βλάβη τελικού οργάνου αλλά αιμοδυναμικά σταθεροί, που διατρέχουν όμως κίνδυνο επιδείνωσης ή πρόωρου θανάτου) και υψηλού κινδύνου (ασθενείς με υπόταση, συγκοπή, βραδυκαρδία ή αδυναμία διατήρησης οξυγόνου). Ιδίως για τους υψηλού κινδύνου ασθενείς, συχνά απαιτείται επείγουσα παρέμβαση και

εισαγωγή στη μονάδα εντατικής θεραπείας. Η παροχή καρδιοαναπνευστικής υποστήριξης αποτελεί την αρχική θεραπευτική αντιμετώπιση, όταν η κατάσταση το απαιτεί. Επιπλέον, η φαρμακευτική θρομβόλυση αποτελεί μια πιο αποτελεσματική θεραπεία, σε σύγκριση κάποιες αντιπηκτικές αγωγές, με εγκεκριμένα σχήματα και δόσεις θρομβολυτικών παραγόντων, όμως υπάρχουν αντενδείξεις και σε αυτό το είδος θεραπείας, όπως και ο κίνδυνος επιπλοκών (9,9% σοβαρή αιμορραγία, 1,7% ενδοκράνια αιμορραγία). Σε ορισμένες περιπτώσεις μάλιστα, μεσαίου και υψηλού κινδύνου (με ή χωρίς καρδιακή ανακοπή), απαιτείται θρομβοεμβολεκτομή, χειρουργική αφαίρεση (μέση στερνοτομή) δηλαδή φρέσκων θρόμβων. Συνήθως αποτελεί λύση για ασθενείς (με μαζική ΠΕ) όπου η θρομβόλυση ήταν απόλυτη αντένδειξη ή απέτυχε. Η αποτελεσματικότητα αυξάνεται σε κέντρα που διαθέτουν εμπειρία και όταν πραγματοποιείται πριν την ανάπτυξη καρδιογενούς σοκ ή βλάβης τελικού οργάνου, αλλά η θνησιμότητα παραμένει σε υψηλά επίπεδα ($\approx 20\%$), λόγω της σοβαρότητας των περιστατικών που συμμετέχουν. Τόσο η λύση της θρομβόλυσης, όσο και αυτή της θρομβοεμβολεκτομής (ή συνδυασμού τους) μπορούν να πραγματοποιηθούν και διαδερμικά από τη μηριαία οδό, όπου η επαναιμάτωση (επανασηραγγοποίηση) του αγγείου πραγματοποιείται με τη χρήση διαφόρων τύπων καθετήρων (μηχανικό ή υπερηχητικό κατακερματισμό, αναρρόφηση, τοπική έγχυση θρομβολυτικών). Επιπλέον, ο καθετήρας έχει τη δυνατότητα να παρακολουθεί την πνευμονική αρτηριακή πίεση, για τον έλεγχο διακοπής της θεραπείας. Αν και πρόκειται για σχετικά νέα τεχνική, φαίνεται να είναι αποτελεσματική και με ελάχιστο κίνδυνο αιμορραγίας, συνήθως για ασθενείς με μεγάλα εγγύς έμβολα (π.χ. διχασμός του στελέχους της ΠΑ) ή θρόμβους διέλευσης. Τέλος, το φίλτρο κάτω κοίλης φλέβας, συνήθως τοποθετείται υπονεφρικά, υπό ακτινοσκοπική καθοδήγηση από επεμβατικούς ακτινολόγους για την πρόληψη της ΠΕ, αποτρέποντας μηχανικά τους φλεβικούς θρόμβους να φτάσουν στην πνευμονική κυκλοφορία. Τοποθετείται σε ασθενείς

με VTE (ή με υψηλό κίνδυνο εμφάνισης VTE) όταν η αντιπηκτική αγωγή αντενδείκνυται πλήρως ή οι ασθενείς δεν συμμορφώνονται με αυτήν, σε περιπτώσεις υποτροπής ΠΕ (παρά την επαρκή αντιπηκτική αγωγή) ή σε περιπτώσεις θρόμβου διέλευσης (πλωτός θρόμβος) και μπορεί να είναι προσωρινό ή μόνιμο. Οι αντενδείξεις είναι σπάνιες και περιλαμβάνουν την σηπτική εμβολή, την πλήρη θρόμβωση της ΚΚΦ ή το μέγεθός της (πολύ μικρή ή πολύ μεγάλη) να μην επιτρέπει την τοποθέτηση (CORRIGAN, PRUCNAL AND KABRHEL, 2016; D'SOUZA AND SILVERSTONE, 2024; HOWARD, 2019; KONSTANTINIDES ET AL., 2019).

A4 - ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΗΣ ΠΝΕΥΜΟΝΙΚΗΣ ΕΜΒΟΛΗΣ (CTPA)

Η ΠΕ στην οξεία της μορφή, συνήθως αποτελεί σοβαρή και επείγουσα κατάσταση, η οποία μπορεί και να είναι απειλητική για τη ζωή του αρρώστου και συνεπώς χρήζει άμεσης αντιμετώπισης. Για την επιβεβαίωση της διάγνωσης, η σύγχρονη αξονική τομογραφία αποτελεί πλέον την μέθοδο εκλογής, με ειδικό πρωτόκολλο αγγειογραφικής απεικόνισης των ΠΑ και εξαιρετική ανάλυση που επιτρέπει την ανίχνευση ακόμη και μικρών θρόμβων σε υποτμηματικούς κλάδους τους. Το πρωτόκολλο αυτό είναι γνωστό ως CTPA (Computed Tomography Pulmonary Angiography) και αποτελεί, επί το πλείστον, αναπόσπαστο κομμάτι της διαχείρισης τέτοιων περιστατικών. Στην CTPA, οι ΠΕ απεικονίζονται ως ελλείματα πλήρωσης (σκιαγράφησης) εντός του αυλού των ενισχυμένων με ΜΣΑ πνευμονικών αρτηριών, πιο συχνά σε σημεία διχασμού ή στένωσης. Γι' αυτό και η λήψη δεδομένων την κατάλληλη στιγμή είναι πρωταρχικής σημασίας για την επιτυχία της. (CORRIGAN, PRUCNAL AND KABRHEL, 2016; HOWARD, 2019; KAMR ET AL., 2020; MOORE ET AL., 2018).

A4.1 - ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ - ΚΥΡΙΑ ΣΗΜΕΙΑ CTPA

Η εφαρμογή του πρωτοκόλλου της CTPA, έχει ως στόχο την ανάδειξη των πνευμονικών αρτηριών, με υψηλή αντίθεση, χάριν της ενδοφλέβιας χρήσης ΜΣΑ και των ιδιοτήτων που το συνοδεύουν (υψηλός ατομικός αριθμός κ.τ.λ.). Η επίτευξη υψηλής σκιαγραφικής ενίσχυσης των πνευμονικών αρτηριών, σε συνδυασμό με την κατάλληλη χρονική στιγμή απόκτησης των δεδομένων (σάρωση), αποτελεί το κλειδί για ένα άρτιο απεικονιστικό αποτέλεσμα. Οι αυτόματες συσκευές έγχυσης, εγγυόνται πλέον την αποτελεσματική χορήγηση του ΜΣΑ, υπό μορφή bolus (= εφάπαξ χορήγηση σχετικά μεγάλης δόσης σε σύντομο χρόνο), οποιαδήποτε στιγμή απαιτείται (λίγο πριν ή ακόμα και κατά τη διάρκεια της σάρωσης). Ο προσδιορισμός της κατάλληλης χρονικής στιγμής για τη σάρωση επιτυγχάνεται με χρήση ενός προκαθορισμένου σημείου ελέγχου - περιοχή ενδιαφέροντος

(ROI), όπου το λογισμικό παρακολουθεί την αύξηση της σκιαγραφικής ενίσχυσης (ως αύξηση των HU ή CT numbers). Θα πρέπει να σημειωθεί ωστόσο, ότι γνωστές αλλεργικές αντιδράσεις στο ιωδιούχο σκιαγραφικό και η Χρόνια Νεφρική Ανεπάρκεια (ΧΝΑ) με GFR <30% αποτελούν απόλυτες αντενδείξεις για την πραγματοποίηση της εξέτασης. Άλλες αντενδείξεις μπορεί να αποτελέσουν η εγκυμοσύνη και η αδυναμία συνεργασίας του ασθενούς (KONSTANTINIDES ET AL., 2019; MOORE ET AL., 2018).

A4.2 - ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΣΚΑΝΔΑΛΙΣΜΟΥ (TRIGGERING) ΣΤΗΝ CTPA

Εφόσον δεν υπάρχει κάποια απόλυτη ή σχετική αντένδειξη για την πραγματοποίηση της εξέτασης, μπορούν να χρησιμοποιηθούν δύο τεχνικές, με καθορισμό ROI, για την εκκίνηση της σάρωσης (σ.σ. σκανδαλισμός - triggering) την κατάλληλη χρονική στιγμή και τη λήψη δεδομένων:

- ❑ Στην τεχνική **Test Bolus**, χορηγείται δοκιμαστικά μια μικρή ποσότητα σκιαγραφικού (της τάξης των 20 ml) και λαμβάνονται επαναλαμβανόμενες εικόνες (χαμηλής δόσης και ποιότητας, αλλά ικανές για να υπολογιστούν οι HU) στο επίπεδο που βρίσκεται η ROI. Από τη ROI λαμβάνονται οι τιμές HU και δημιουργείται ένα διάγραμμα της ενίσχυσης σε συνάρτηση με το χρόνο (sec) που αυτή επιτυγχάνεται. Στο σημείο μέγιστης ενίσχυσης, αντιστοιχεί και ο βέλτιστος χρόνος σάρωσης, οπότε υπολογίζεται (με τις απαραίτητες διορθώσεις) η απαιτούμενη καθυστέρηση (scan delay) από την χορήγηση της διαγνωστικής ποσότητας.
- ❑ Η τεχνική **Bolus Tracking** χρησιμοποιεί επίσης ROI και επαναλαμβανόμενες εικόνες στο επίπεδο αναφοράς, με την διαφορά ότι δεν χορηγείται δοκιμαστική δόση σκιαγραφικού. Στην περίπτωση αυτή χορηγείται εξ' αρχής η διαγνωστική δόση, ενώ μέσω του λογισμικού ή/και του χρήστη, καθορίζεται ένα κατώφλι (Threshold) HU, όπου όταν επιτευχθεί αυτό στη ROI, η σάρωση ενεργοποιείται αυτόματα. Βεβαίως, η διαδικασία αυτή

παρακολουθείται από τον χρήστη σε πραγματικό χρόνο (με τις εικόνες χαμηλής ποιότητας), ενώ παρέχεται και η δυνατότητα άμεσης χειροκίνητης ενεργοποίησης.

Κατά τα λοιπά χαρακτηριστικά, δεν υπάρχουν ουσιώδεις διαφορές και οι βασικές παράμετροι συνοψίζονται στον πίνακα A4 που ακολουθεί (AVIRAM ET AL., 2004; KAMR ET AL., 2020; MOORE ET AL., 2018; MURPHY AND SILVERSTONE, 2023; LEITMAN AND MCDERMOTT, 2019; WITTRAM, 2007).

Πίνακας A4: Σύνοψη Βασικών Παραμέτρων Πρωτοκόλλου CTPA

Θέση ασθενούς:	Ύπτια, με τα άνω άκρα ανασηκωμένα πίσω από το κεφάλι, είσοδος με το κεφάλι (HFS, Head First Supine).
SPR:	Προσθιοπίσθιο (AP, Anterior - Posterior), από τις κορυφές των πνευμόνων μέχρι το διάφραγμα.
Σάρωση χωρίς ΜΣΑ:	Ανάλογα με την προτίμηση του Ακτινοδιαγνώστη ή/και το προσαρμοσμένο κλινικό ερώτημα. Διευκολύνει την αναγνώριση αποτιτανώσεων σε λεμφαδένες ή θρόμβους και παρέχει επιπλέον πληροφορίες όταν συμμετέχουν στην δ/δ και άλλες (π.χ. ΙΜΗ) παθολογίες.
Εύρος Σάρωσης:	Από τις κορυφές των πνευμόνων μέχρι το διάφραγμα. Ουραία (Head to Feet) / Κεφαλικά (Feet to Head).
Κατεύθυνση σάρωσης:	Κεφαλικά απεικονίζονται καλύτερα οι κάτω λοβοί και μειώνονται τα streak artifacts από την SVC.
Αναπνευστική φάση:	Διακοπή αναπνοής (με ή χωρίς προηγηθείσα βαθιά εισπνοή).
Ειδικές παράμετροι:	Δοκιμαστική χορήγηση 20 ml ΜΣΑ (+10 ml φυσιολογικού ορού) στην Test Bolus τεχνική.
ROI:	Κατώφλι 100 HU (στην ROI) για αυτόματη ενεργοποίηση της σάρωσης στην Bolus Tracking τεχνική. Κάτω από το επίπεδο της τρόπιδας, στο στέλεχος της πνευμονικής αρτηρίας (και για δοκιμαστική και για διαγνωστική σάρωση). Η τοποθέτηση θα πρέπει να γίνεται σε σωστό σημείο και ταυτόχρονα να μην επηρεάζεται από ακούσιες κινήσεις (καρδιά, αναπνοή).
Ποσότητα ΜΣΑ:	≈ 60 ml (περιεκτικότητας 350 - 400 mg/ml συνήθως) ακολουθούμενο από 100 ml φυσιολογικού ορού, με του ίδιο ρυθμό έγχυσης (flow rate).
Ρυθμός έγχυσης:	Υψηλός (3.5 - 5.5 ml/sec), κατά προτίμηση μέσω 18G φλεβοκαθετήρα (πράσινος), κεντρικά στο άνω άκρο.
Καθυστέρηση σάρωσης:	Η ελάχιστη απαιτούμενη (από το σύστημα) στην Bolus Tracking τεχνική. Η καθυστέρηση που υπολογίζεται μέσω της δοκιμαστικής διαδικασίας στην Test Bolus τεχνική.

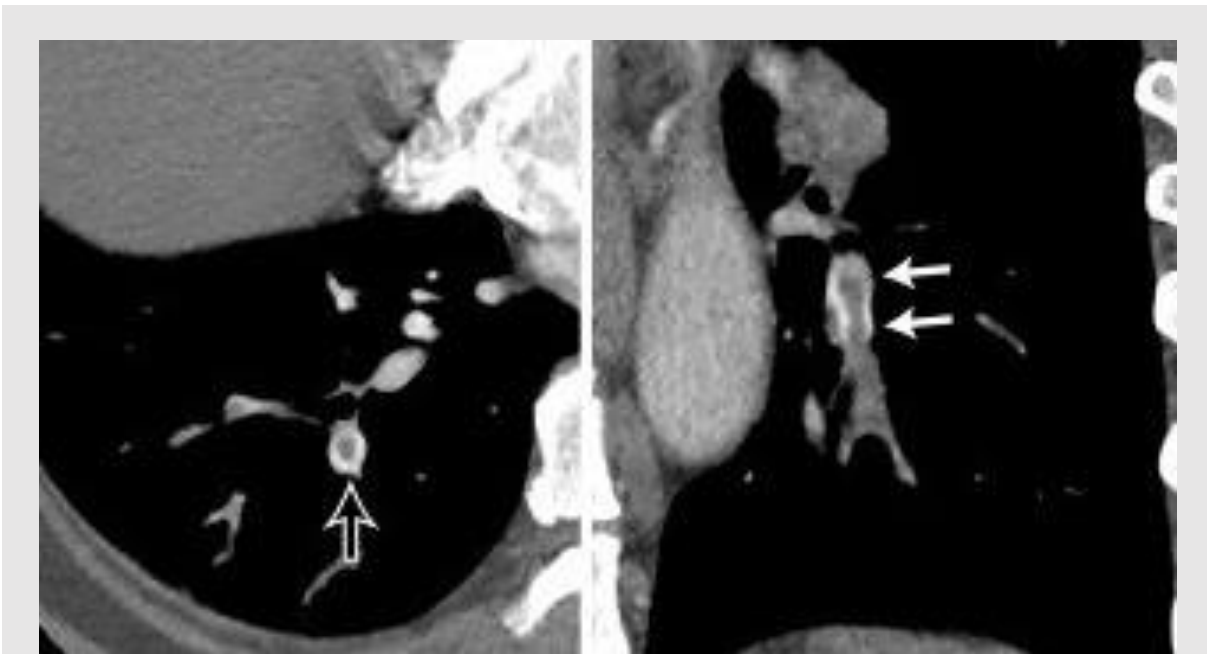
Τύπος σάρωσης:	Spiral (Helical).
Παράγοντες έκθεσης:	Καθορίζονται στα πρωτόκολλα, ανάλογα με τα χαρακτηριστικά του διαθέσιμου συστήματος, το λογισμικό, τις επιλογές αυτόματης έκθεσης ή/και ρύθμισης δόσης (AEC, SPR, Auto Kv, Auto mA), τις προτιμήσεις του παρατηρητή, τον ασθενή κ.τ.λ.
Ανασυνθέσεις:	Σε εγκάρσιο επίπεδο, λεπτές τομές. Συνήθως 1 – 1,25 mm. MPR κυρίως σε μετωπιαίο και σε οβελιαίο επίπεδο. MIP μπορεί να βοηθήσει σε αρκετές περιπτώσεις τον ακτινοδιαγνώστη. Διατίθεται επίσης η δυνατότητα 3D (VRT) ανακατασκευής των πνευμονικών αρτηριών και των κλάδων τους, εάν κρίνεται σκόπιμο.
Επισημάνσεις/συστάσεις:	Αποφυγή αυτόματων παραγγελμάτων (οδηγίες, αναπνοή κ.τ.λ.) για ελαχιστοποίηση της ελάχιστης απαιτούμενης καθυστέρησης σάρωσης του συστήματος (Diagnostic Delay).

A4.3 - ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΗΣ ΠΕ

Η εξέταση θεωρείται επιτυχημένη όταν οι πνευμονικές αρτηρίες απεικονιστούν με ικανοποιητική ενίσχυση, με μια μέση πυκνότητα (mean) από 210 - 300 HU. Η τιμή των 250 HU, θεωρείται κοινώς αποδεκτή (στρογγυλή ROI τουλάχιστον στο 50% του αυλού της κύριας πνευμονικής αρτηρίας). Ιδανικά, η ενίσχυση των πνευμονικών αρτηριών θα πρέπει να συνοδεύεται από μη ενίσχυση της αορτής, συνθήκη που συνηγορεί υπέρ του σωστού χρόνου απόκτησης δεδομένων. Σπάνια, οξεία πνευμονική εμβολή μπορεί να ανιχνευθεί ως αυξημένη πυκνότητα ενδοαυλικά, σε CT θώρακος χωρίς σκιαγραφικό. Σε πολύ πρώιμη σάρωση ενδέχεται να μην έχει επιτευχθεί επαρκής ενίσχυση των αγγείων, ενώ καθυστέρηση με σκιαγράφιση της αορτής καθιστά δυσκολότερη τη διάκριση αρτηριακών και φλεβικών πνευμονικών κλάδων (D'SOUZA AND SILVERSTONE, 2024; HAHN ET AL., 2022; MURPHY AND SILVERSTONE, 2023; WITTRAM, 2007).

Θεωρητικά, η ελάχιστη πυκνότητα εντός του αγγείου, που απαιτείται για την διάκριση οξείας και χρόνιας ΠΕ, είναι 93 HU και 211 HU, αντίστοιχα. Επίσης, τα απεικονιστικά χαρακτηριστικά των ευρημάτων διαφοροποιούνται σε οξείες ή χρόνιες καταστάσεις, οπότε

και μπορούν να καθοδηγήσουν περαιτέρω τον παρατηρητή (ακτινοδιαγνώστη) για τον ακριβή προσδιορισμό της παθολογίας. Στην οξεία ΠΕ ο θρόμβος παρατηρείται συνήθως στο κέντρο του αυλού, σχηματίζει οξεία γωνία με το αγγείο και δεν προκαλεί πάντα την πλήρη απόφραξη του. Καθώς ένα λεπτό στρώμα σκιαγραφικού περιβάλλει το θρόμβο, δημιουργούνται χαρακτηριστικά απεικονιστικά σημεία, ανάλογα με τον προσανατολισμό της τομής του αγγείου (Εικ. Α15). Το έλλειμα πλήρωσης σχηματίζει το **“polo mint sign”** σε τομές κάθετα στη ροή του αγγείου, επειδή η απεικόνιση (κεντρικά ο υπόπυκνος θρόμβος και περιφερικά του ένα υπέρπυκνο χείλος λόγω της σκιαγραφικής ουσίας) μοιάζει με τις χαρακτηριστικές καραμέλες μέντας του Ηνωμένου Βασιλείου. Το **“railway track sign”** προκαλείται υπό τις ίδιες συνθήκες, αλλά αναφέρεται σε επίπεδο παράλληλο με το αγγείο, επειδή τότε η απεικόνιση μοιάζει με σιδηροδρομικές γραμμές. Μπορεί να συνυπάρχει και διεύρυνση του αυλού του αγγείου. Στη χρόνια ΠΕ ο θρόμβος βρίσκεται στην περιφέρεια του



Εικόνα Α15: **ΑΡΙΣΤΕΡΑ:** Το έλλειμα πλήρωσης σχηματίζει το **“polo mint sign”** σε τομές κάθετα στη ροή του αγγείου, με απεικόνιση υπόπυκνου θρόμβου κεντρικά και ένα υπέρπυκνο χείλος (λόγω της σκιαγραφικής ουσίας) περιφερικά (μαύρο βέλος). Μοιάζει με τις χαρακτηριστικές καραμέλες μέντας του Ηνωμένου Βασιλείου, από όπου παίρνει και το όνομά του. Το **“railway track sign”** προκαλείται υπό τις ίδιες συνθήκες, αλλά αναφέρεται σε επίπεδο παράλληλο με το αγγείο, επειδή τότε η απεικόνιση (λευκά βέλη) μοιάζει με σιδηροδρομικές γραμμές (MOORE ET AL., 2018).

αυλού σχηματίζοντας αμβλεία γωνία με το τοίχωμα του αγγείου και προκαλεί πλήρη ή μερική απόφραξη του. Μπορεί να έχει τη μορφή σακοειδούς ελλείματος και να συνοδεύεται από επιπλέον χαρακτηριστικά όπως ασβεστοποίηση ή ανομοιογένεια του θρόμβου. Έμμεσα ευρήματα όπως ασβεστώσεις ή διάταση αγγείων, μη ειδικές αλλοιώσεις του πνευμονικού παρεγχύματος (εικόνα μωσαϊκού, θαμβής υάλου, ινώδη στοιχεία κ.τ.λ.) και ενδείξεις (διάταση πνευμονικών αρτηριών, διάταση/υπερτροφία δεξιάς κοιλίας) πνευμονικής υπέρτασης, μπορεί συνδυαστικά να θέσουν την υποψία χρόνιας ΠΕ (D D'SOUZA AND SILVERSTONE, 2024; LIU ET AL., 2020; MOORE ET AL., 2018; WITTRAM, 2007).

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β' - ΕΡΩΤΗΜΑΤΟΛΟΓΙΟ



Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE-adapthisteq) ☞

Ερωτηματολόγιο αποτύπωσης των εντυπώσεων από την εφαρμογή της τεχνικής **CLAHE** (ΑΝΤΙΘΕΣΗ ΟΡΙΟΘΕΤΗΜΕΝΗΣ ΠΡΟΑΣΑΡΜΟΣΤΙΚΗΣ ΙΣΟΣΤΑΘΜΙΣΗΣ ΙΣΤΟΓΡΑΜΜΑΤΟΣ) σε εικόνες Υπολογιστικής Αγγειογραφίας Πνευμονικών Αρτηριών (CTPA).

* Απαιτείται

Δήλωση Συναίνεσης - Επαγγελματική Ιδιότητα

1

Αυτό το σύντομο ερωτηματολόγιο έχει συνταχθεί στα πλαίσια της Διπλωματικής μου Εργασίας με αντικείμενο μελέτης την ΨΗΦΙΑΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΜΕ ΤΗΝ ΤΕΧΝΙΚΗ CLAHE, ΣΕ ΕΙΚΟΝΕΣ CTPA ΠΟΥ ΤΥΓΧΑΝΟΥΝ ΔΥΣΧΕΡΟΥΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ, στο ΠΜΣ "Σύγχρονες Εφαρμογές στην Ιατρική Απεικόνιση" του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής (ΠΑ.Δ.Α.). Απευθύνεται πρωτίστως σε **ΑΚΤΙΝΟΔΙΑΓΝΩΣΤΕΣ ΙΑΤΡΟΥΣ**, που θέτουν ιατρική διάγνωση και αποτελούν τους πλέον κατάλληλους για την ποιοτική και οπτική αξιολόγηση των ιατρικών εικόνων. Επιπλέον, χρήστες απεικονιστικών συστημάτων (**Τεχνολόγοι Ακτινολογίας - Ακτινοθεραπείας** και **Βοηθοί Ραδιολογίας - Ακτινολογίας**) με σχετική εμπειρία στην Υπολογιστική Τομογραφία, μπορούν επίσης να αποστείλουν απαντήσεις. Το ερωτηματολόγιο θα υποδέχεται **ΑΝΩΝΥΜΑ** τις απαντήσεις σας μέχρι την **Κυριακή, 03 Μαρτίου 2024 - 23:45:00**. Σκοπός του είναι να αποτυπώσει μια αρχική εκτίμηση για τα αποτελέσματα εφαρμογής της μεθόδου σε εικόνες CTPA. Τονίζεται ότι η συμμετοχή σας είναι εθελοντική, ενώ διατηρείτε το δικαίωμα υπαναχώρησης, εάν το θελήσετε και μέχρι την δημοσίευση των αποτελεσμάτων. Ο χρόνος που απαιτείται για να το συμπληρώσετε, υπολογίζεται περίπου στα 10 min. Κανένα οικονομικό ή άλλο είδους όφελος ή κόστος δεν αναμένεται για τους συμμετέχοντες. Η διεξαγωγή της έρευνας πληροί όλες τις προϋποθέσεις και έχει λάβει την τελική έγκριση από την Ε.Η.Δ.Ε. του Πανεπιστημίου. Ωστόσο, για οποιαδήποτε πληροφορία ή διαφωνία μπορείτε να επικοινωνήσετε στα παρακάτω e-mail:

- Ζέρβας Γεώργιος (Μεταπτυχιακός Φοιτητής ΠΑ.Δ.Α.): biomed_rad21008@uniwa.gr
- Γκλώτσος Δημήτριος (Επιβλέπων Καθηγητής): dimglo@uniwa.gr

Για να συνεχίσετε, θα πρέπει να αποδεχθείτε τα παραπάνω: *

- Δεν Αποδέχομαι
- Αποδοχή και Συνέχεια

2

Επιλέξτε την Επαγγελματική σας Ιδιότητα: *

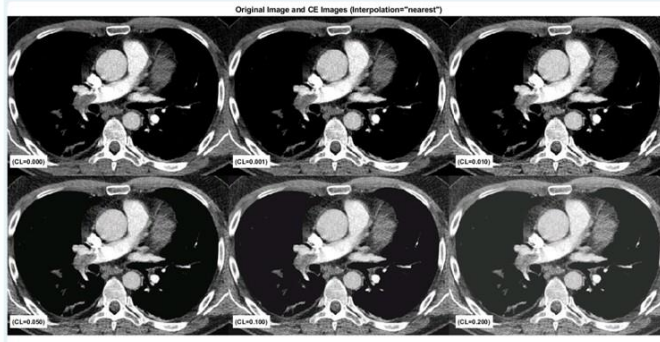
- Ιατρός Ακτινοδιαγνώστης
- Τεχνολόγος Ακτινολογίας - Ακτινοθεραπείας
- Βοηθός Ραδιολογίας - Ακτινολογίας
- Άλλο

Ενίσχυση Αντίθεσης

3

Στην εικόνα φαίνονται τα αποτελέσματα εφαρμογής της CLAHE, για διάφορες "εντάσεις", συγκριτικά με την αρχική εικόνα (CL=0.000). Θεωρείτε ότι κάποιο από τα αναφερόμενα ClipLimit (CL) ενισχύει επαρκώς την αντίθεση των πνευμονικών αρτηριών και βελτιώνει οπτικά το απεικονιστικό αποτέλεσμα; Αν ναι, ποιο θα προτιμούσατε περισσότερο; (C18a) *

Η ενίσχυση της αρχικής εικόνας στις ΠΑ βρίσκεται εντός του κατώτερου αποδεκτού εύρους απεικόνισης, 275 HU. Οι υπόλοιπες παράμετροι έχουν επιλεγεί κατόπιν ελέγχων και θεωρήθηκαν ως οι καταλληλότερες για το είδος των εικόνων.



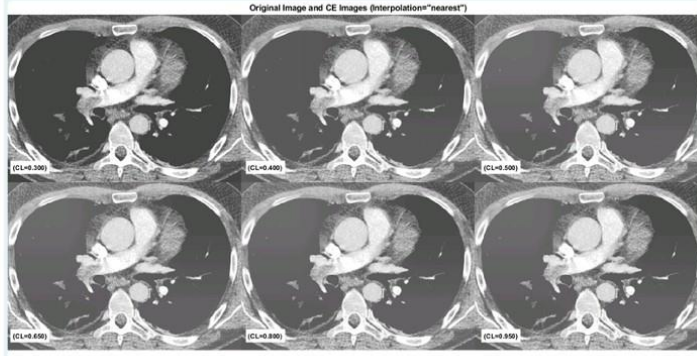
Επιλέξτε το πολύ 3 επιλογές.

- CL=0.000 (αρχική εικόνα, **ΧΩΡΙΣ** εφαρμογή της CLAHE)
- CL=0.001
- CL=0.010
- CL=0.050
- CL=0.100
- CL=0.200
- Κανένα από τα παραπάνω

4

Η ερώτηση αποτελεί συνέχεια της προηγούμενης, με **υψηλότερα ClipLimit (CL)**. Θεωρείτε ίσως ότι κάποιο από αυτά ενισχύει επαρκώς την αντίθεση των πνευμονικών αρτηριών και βελτιώνει οπτικά το απεικονιστικό αποτέλεσμα; Αν ναι, ποιο θα προτιμούσατε περισσότερο; (C18b) *

Η ενίσχυση της αρχικής εικόνας στις ΠΑ βρίσκεται εντός του κατώτερου αποδεκτού εύρους απεικόνισης, 275 HU. Οι υπόλοιπες παράμετροι έχουν επιλεγεί κατόπιν ελέγχων και θεωρήθηκαν ως οι καταλληλότερες για το είδος των εικόνων. Μια συνολική επιβάρυνση του υποβάθρου - θάμπωμα που παρατηρείται στις εικόνες με υψηλό CL, οφείλεται στο κοινό παράθυρο απεικόνισης και μπορεί να βελτιωθεί με ρύθμιση του παραθύρου κάθε εικόνας χωριστά.



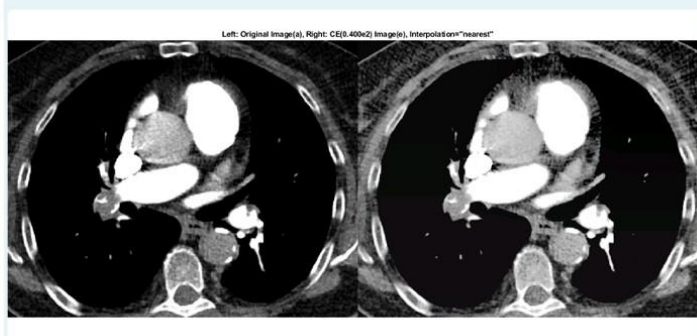
Επιλέξτε το πολύ 3 επιλογές.

- CL=0.300
- CL=0.400
- CL=0.500
- CL=0.650
- CL=0.800
- CL=0.950
- Κανένα από τα παραπάνω

5

Παρακάτω φαίνεται ένα ακόμα παράδειγμα εφαρμογής της CLAHE (δεξιά εικόνα) συγκριτικά με την αρχική εικόνα (αριστερά) με το **ClipLimit (CL)** να έχει οριστεί σε **0.4**, ενώ οι υπόλοιπες παράμετροι έχουν επιλεγεί κατόπιν ελέγχων και θεωρήθηκαν ως οι καταλληλότερες για το είδος των εικόνων. Θεωρείτε ότι η **ενισχυμένη εικόνα (δεξιά)** θα μπορούσε να προσφέρει παραπάνω πληροφορίες και να υποβοηθήσει την αποτύπωση μιας ασφαλούς και τεκμηριωμένης ιατρικής διάγνωσης σε περιπτώσεις διερεύνησης ΠΕ; (C25) *

(Στην αρχική εικόνα έχει επιτευχθεί πολύ υψηλή αντίθεση στις ΠΑ (696 HU), αλλά χρησιμοποιείται για να αναδειχθεί η συμπεριφορά της CLAHE στην απεικόνιση της ΠΕ)



6

Τα ελλείματα σκιαγράφησης (όπως αυτά προκύπτουν και από τον λοιπό απεικονιστικό έλεγχο) θα μπορούσαν να αποδοθούν σε σφάλματα ροής (παρατεταμένη παραμονή του ΜΣΑ στις δεξιές καρδιακές κοιλότητες). Ωστόσο, συνυπάρχει **ισχυρή υπόνοια ανάπτυξης Θρόμβου** στο τοίχωμα της ΔΕ Πνευμονικής Αρτηρίας. Θεωρείται ότι η ενισχυμένη εικόνα (δεξιά) διαθέτει επαρκή ενίσχυση των Πνευμονικών Αρτηριών για να αποσαφηνίσει ένα τέτοιο ερώτημα; *

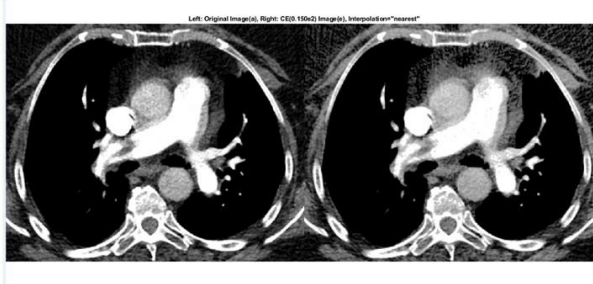


- Ναι, η αντίθεση είναι βελτιωμένη και τα ελλείματα πλήρωσης απεικονίζονται ευκρινώς
- Όχι, το οπτικό αποτέλεσμα έχει επιδεινωθεί και τα ελλείματα πλήρωσης φαίνεται να επεκτείνονται ή να απεικονίζονται με ασαφή όρια

Τεχνικά Σφάλματα - Artifacts

7

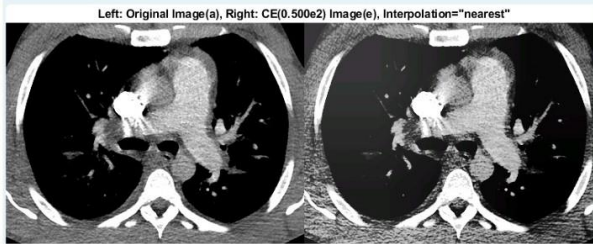
Πως θα αξιολογούσατε τα οπτικά αποτελέσματα εφαρμογής της CLAHE, αναφορικά με την απεικόνιση των διαφόρων τεχνικών σφαλμάτων (π.χ. κινητικά ή streak artifacts - beam hardening); (C23) *



- Θεωρώ ότι τα τεχνικά σφάλματα μειώνονται αρκετά.
- Θεωρώ ότι τα τεχνικά σφάλματα μειώνονται ελάχιστα.
- Θεωρώ ότι τα τεχνικά σφάλματα ενισχύονται.
- Θεωρώ ότι δεν υπάρχει διαφορά στην απεικόνιση.

8

Πως θα αξιολογούσατε τα οπτικά αποτελέσματα εφαρμογής της CLAHE, αναφορικά με την απεικόνιση των διαφόρων τεχνικών σφαλμάτων (π.χ. κινητικά ή streak artifacts - beam hardening); (C05) *



- Θεωρώ ότι τα τεχνικά σφάλματα μειώνονται αρκετά.
- Θεωρώ ότι τα τεχνικά σφάλματα μειώνονται ελάχιστα.
- Θεωρώ ότι τα τεχνικά σφάλματα ενισχύονται.
- Θεωρώ ότι δεν υπάρχει διαφορά στην απεικόνιση.

9

Πως θα αξιολογούσατε τα οπτικά αποτελέσματα εφαρμογής της CLAHE, αναφορικά με την απεικόνιση των διαφόρων τεχνικών σφαλμάτων (π.χ. κινητικά ή streak artifacts - beam hardening); (C21) *

Left: Original Image(a), Right: CE(0.100e2) Image(e), Interpolation="nearest"

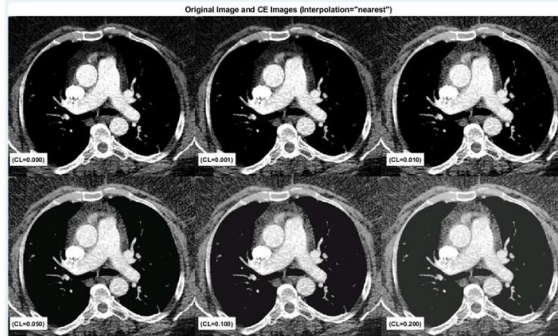


- Θεωρώ ότι τα τεχνικά σφάλματα μειώνονται αρκετά.
- Θεωρώ ότι τα τεχνικά σφάλματα μειώνονται ελάχιστα.
- Θεωρώ ότι τα τεχνικά σφάλματα ενισχύονται.
- Θεωρώ ότι δεν υπάρχει διαφορά στην απεικόνιση.

Θόρυβος Εικόνας

10

Παράλληλα με την αύξηση της αντίθεσης, η εφαρμογή της **CLAHE** συνδέεται πιθανώς και με την αύξηση του θορύβου της εικόνας. Μπορείτε να διαπιστώσετε τέτοια φαινόμενα κατά την εφαρμογή της τεχνικής clahe στις παρακάτω εικόνες; (C22a) *

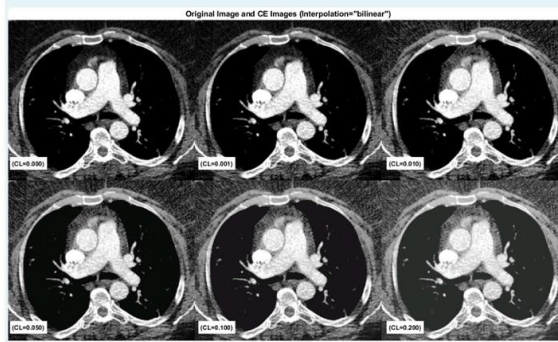


- Ναι, υπάρχει αυξημένος θόρυβος στις εικόνες.
- Ναι, παρατηρείται μικρή αύξηση του θορύβου.
- Όχι, τα επίπεδα θορύβου παραμένουν ίδια με αυτά της αρχικής εικόνας.

11

Η προηγούμενη εικόνα συνδυάζεται τώρα με Interpolation "bilinear". Αν επρόκειτο να χρησιμοποιήσετε την τεχνική CLAHE ως βοήθημα για καλύτερα οπτικά αποτελέσματα, συμφωνείτε ότι η μέθοδος "bilinear" φαίνεται να παρουσιάζει μία πιο λεία και ομαλή (smooth) εικόνα, μειώνοντας τον θόρυβο (συγκριτικά με την εικόνα της ερώτησης 10); (C22a) *

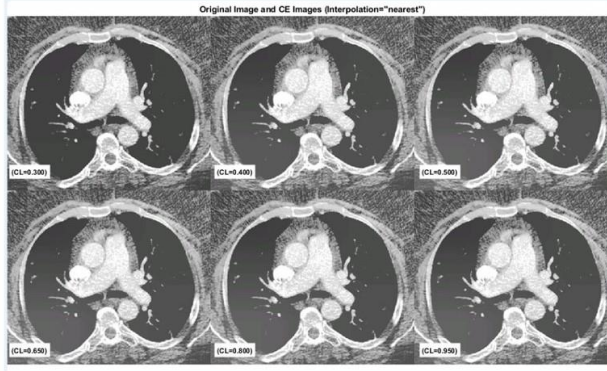
Interpolation = παρεμβολή, μέθοδος για την εκτίμηση τιμών μεταξύ γνωστών σημείων δεδομένων. Η "nearest" αποδίδει καλύτερα για ένα ή λίγα μόνο pixel, κυρίως σε εικόνες υψηλής μεγέθυνσης. Η "bilinear" χρησιμοποιείται για όλες τις άλλες περιπτώσεις. Και οι δύο μέθοδοι παρεμβολής, δεν επηρεάζουν τα δεδομένα του πίνακα της εικόνας.



- Ναι, συμφωνώ. Με Interpolation "bilinear" παρατηρείται οπτική βελτίωση στις εικόνες (είναι πιο smooth και με λιγότερο θόρυβο).
- Όχι, διαφωνώ. Και στις δύο μεθόδους παρεμβολής τα επίπεδα θορύβου παραμένουν ίδια (με παρόμοια κοκκώδη απεικόνιση).

12

Παράλληλα με την αύξηση της αντίθεσης, η εφαρμογή της **CLAHE** συνδέεται πιθανώς και με την αύξηση του θορύβου της εικόνας. Μπορείτε να διαπιστώσετε τέτοια φαινόμενα κατά την εφαρμογή της τεχνικής clahe στις παρακάτω εικόνες; (C22b) *

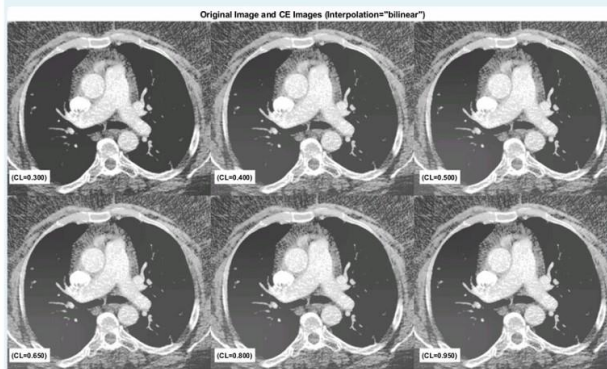


- Ναι, υπάρχει αυξημένος θόρυβος στις εικόνες.
- Ναι, παρατηρείται μικρή αύξηση του θορύβου.
- Όχι, τα επίπεδα θορύβου παραμένουν ίδια με αυτά της αρχικής εικόνας.

13

Η προηγούμενη εικόνα συνδυάζεται τώρα με Interpolation "bilinear". Αν επρόκειτο να χρησιμοποιήσετε την τεχνική CLAHE ως βοήθημα για καλύτερα οπτικά αποτελέσματα, συμφωνείτε ότι η μέθοδος "bilinear" φαίνεται να παρουσιάζει μία πιο λεία και ομαλή (smooth) εικόνα, μειώνοντας τον θόρυβο (συγκριτικά με την εικόνα της ερώτησης 12); (C22b) *

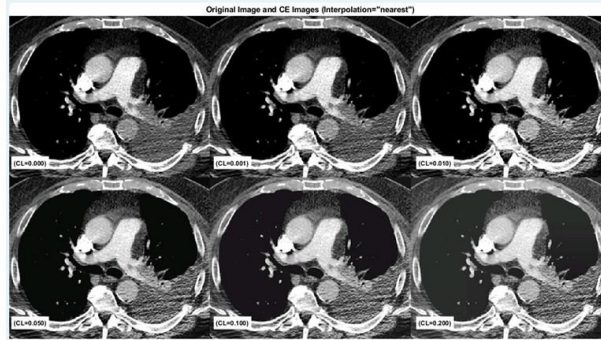
Interpolation = παρεμβολή, μέθοδος για την εκτίμηση τιμών μεταξύ γνωστών σημείων δεδομένων. Η "nearest" αποδίδει καλύτερα για ένα ή λίγα μόνο pixels, κυρίως σε εικόνες υψηλής μεγέθυνσης. Η "bilinear" χρησιμοποιείται για όλες τις άλλες περιπτώσεις. Και οι δύο μέθοδοι παρεμβολής, δεν επηρεάζουν τα δεδομένα του πίνακα της εικόνας.



- Ναι, συμφωνώ. Με Interpolation "**bilinear**" παρατηρείται οπτική βελτίωση στις εικόνες (είναι πιο smooth και με λιγότερο θόρυβο).
- Όχι, διαφωνώ. Και στις δύο μεθόδους παρεμβολής τα επίπεδα θορύβου παραμένουν ίδια (με παρόμοια κοκκώδη απεικόνιση).

14

Παράλληλα με την αύξηση της αντίθεσης, η εφαρμογή της **CLAHE** συνδέεται πιθανώς και με την αύξηση του θορύβου της εικόνας. Μπορείτε να διαπιστώσετε τέτοια φαινόμενα κατά την εφαρμογή της τεχνικής clahe στις παρακάτω εικόνες; (C20a) *

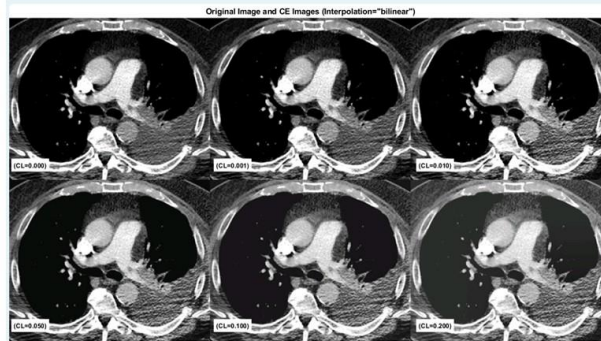


- Ναι, υπάρχει αυξημένος θόρυβος στις εικόνες.
- Ναι, παρατηρείται μικρή αύξηση του θορύβου.
- Όχι, τα επίπεδα θορύβου παραμένουν ίδια με αυτά της αρχικής εικόνας.

15

Η προηγούμενη εικόνα συνδυάζεται τώρα με Interpolation "bilinear". Αν επρόκειτο να χρησιμοποιήσετε την τεχνική CLAHE ως βοήθημα για καλύτερα οπτικά αποτελέσματα, συμφωνείτε ότι η μέθοδος "bilinear" φαίνεται να παρουσιάζει μία πιο λεία και ομαλή (smooth) εικόνα, μειώνοντας τον θόρυβο (συγκριτικά με την εικόνα της ερώτησης 14); (C20a) *

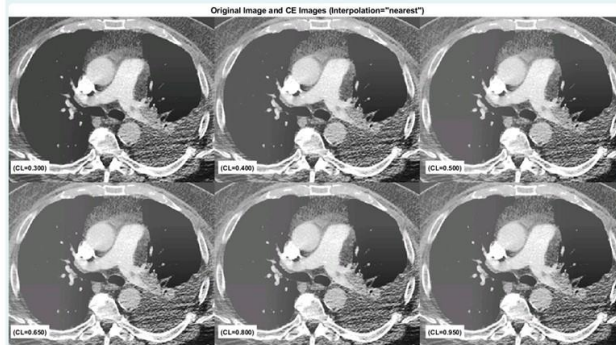
Interpolation = παρεμβολή, μέθοδος για την εκτίμηση τιμών μεταξύ γνωστών σημείων δεδομένων. Η "nearest" αποδίδει καλύτερα για ένα ή λίγα μόνο pixel, κυρίως σε εικόνες υψηλής μεγέθυνσης. Η "bilinear" χρησιμοποιείται για όλες τις άλλες περιπτώσεις. Και οι δύο μέθοδοι παρεμβολής, δεν επηρεάζουν τα δεδομένα του πίνακα της εικόνας.



- Ναι, συμφωνώ. Με Interpolation "bilinear" παρατηρείται οπτική βελτίωση στις εικόνες (είναι πιο smooth και με λιγότερο θόρυβο).
- Όχι, διαφωνώ. Και στις δύο μεθόδους παρεμβολής τα επίπεδα θορύβου παραμένουν ίδια (με παρόμοια κοκκώδη απεικόνιση).

16

Παράλληλα με την αύξηση της αντίθεσης, η εφαρμογή της **CLAHE** συνδέεται πιθανώς και με την αύξηση του θορύβου της εικόνας. Μπορείτε να διαπιστώσετε τέτοια φαινόμενα κατά την εφαρμογή της τεχνικής clahe στις παρακάτω εικόνες; (C20b) *

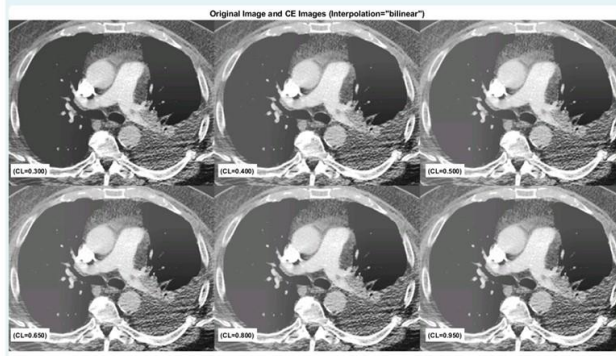


- Ναι, υπάρχει αυξημένος θόρυβος στις εικόνες.
- Ναι, παρατηρείται μικρή αύξηση του θορύβου.
- Όχι, τα επίπεδα θορύβου παραμένουν ίδια με αυτά της αρχικής εικόνας.

17

Η προηγούμενη εικόνα συνδυάζεται τώρα με Interpolation "bilinear". Αν επρόκειτο να χρησιμοποιήσετε την τεχνική CLAHE ως βοήθημα για καλύτερα οπτικά αποτελέσματα, συμφωνείτε ότι η μέθοδος "bilinear" φαίνεται να παρουσιάζει μία πιο λεία και ομαλή (smooth) εικόνα, μειώνοντας τον θόρυβο (συγκριτικά με την εικόνα της ερώτησης 16); (C20b) *

Interpolation = παρεμβολή, μέθοδος για την εκτίμηση τιμών μεταξύ γνωστών σημείων δεδομένων.
 Η "nearest" αποδίδει καλύτερα για ένα ή λίγα μόνο ρικελ, κυρίως σε εικόνες υψηλής μεγέθυνσης.
 Η "bilinear" χρησιμοποιείτε για όλες τις άλλες περιπτώσεις.
 Και οι δύο μέθοδοι παρεμβολής, δεν επηρεάζουν τα δεδομένα του πίνακα της εικόνας.



- Ναι, συμφωνώ. Με Interpolation "**bilinear**" παρατηρείται οπτική βελτίωση στις εικόνες (είναι πιο smooth και με λιγότερο θόρυβο).
- Όχι, διαφωνώ. Και στις δύο μεθόδους παρεμβολής τα επίπεδα θορύβου παραμένουν ίδια (με παρόμοια κοκκώδη απεικόνιση).

Λοιπά Χαρακτηριστικά - Συνολική Αξιολόγηση

18

Γνωρίζετε ότι η τεχνική CLAHE έχει χρησιμοποιηθεί αρκετά σε ιατρικές εικόνες, ιδίως στη μαστογραφία, για την ενίσχυση της αντίθεσης και τη βελτίωση του οπτικού αποτελέσματος που παρουσιάζουν; *

- Ναι, το γνωρίζω
- Όχι, δεν το γνωρίζω

19

Γνωρίζετε ότι μετά την εφαρμογή της τεχνικής CLAHE (και κάθε άλλης τεχνικής που επηρεάζει το ιστόγραμμα), **δεν επιτρέπεται η μέτρηση πυκνότητας (CT Numbers - HU) σε δομές της εικόνας;** *

Η τεχνική CLAHE, για να ενισχύσει την αντίθεση της εικόνας (όπως και άλλες τεχνικές ψηφιακής επεξεργασίας), τροποποιεί το ιστόγραμμά της (HM - Histogram Modification) με βάση την Ισοστάθμιση (HE - Histogram Equalization).

- Ναι, βεβαίως
- Όχι, δεν το γνωρίζω

20

Θεωρείτε ότι πρόκειται για μια πολλά υποσχόμενη τεχνική, που αν διερευνηθεί εκτενώς θα μπορούσε, υπό όρους, να συμβάλει ουσιαστικά στην ενίσχυση της αντίθεσης Πνευμονικών Αρτηριών, όταν αυτή για διάφορους λόγους υστερεί (π.χ. κακός χρονισμός, τεχνικά σφάλματα κ.τ.λ.); *

- Ναι, η τεχνική μοιάζει ενδιαφέρουσα και ενδεχομένως θα μπορούσε να συμβάλει σε ένα καλό οπτικό αποτέλεσμα, με τις κατάλληλες βελτιώσεις.
- Όχι, η τεχνική δεν προσφέρει κάποια ιδιαίτερη βελτίωση των αποτελεσμάτων, ενώ μικρές βελτιώσεις στην αντίθεση μπορούν να επιτευχθούν με τη χρήση της τεχνικής του παραθύρου (Windowing).

21

Πως θα αξιολογούσατε συνολικά την επίδραση του τεχνικής CLAHE, όσον αφορά στην βελτίωση της αντίθεσης σε περιπτώσεις απεικόνισης των πνευμονικών αρτηριών; *



Αυτό το περιεχόμενο δεν δημιουργήθηκε και δεν προσυπογράφεται από τη Microsoft. Τα δεδομένα που υποβάλλετε θα αποσταλούν στον κάτοχο της φόρμας.



ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ' - ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

- Εικόνα 1:** Απεικόνιση πραγματικής ΠΕ συγκριτικά με τεχνικό σφάλμα ροής (Henry et al., 2019).
- Εικόνα 2:** Τεχνικά σφάλματα ροής και επαναληπτική απεικόνιση για την αποσαφήνισή τους (Pascoe et al., 2019).
- Εικόνα 3:** Παραδείγματα τεχνικών σφαλμάτων (TIC και μειωμένης σκιαγραφικής ενίσχυσης των PA (Mortimer et al., 2011).
- Εικόνα 4:** Παράδειγμα τμηματοποίησης της ΠΑ με CNN, συνελκτικό νευρωνικό δίκτυο (Hahn et al., 2022).
- Εικόνα 5:** Κύριες δυνατότητες της Τεχνητής Νοημοσύνης (Soffer et al., 2021).
- Εικόνα 6:** Γραφική παράσταση συνάρτησης μεταφοράς του απλού παραθύρου (Anam et al., 2019; Cai et al., 2017).
- Εικόνα 7:** Σχηματική απεικόνιση της ανακατανομής ιστογράμματος στην CLAHE (Huang et al., 2016).
- Εικόνα 8:** Πρώτος έλεγχος επιλογής της επιθυμητής κατανομής ιστογράμματος της `adapthisteq` για δύο μεθόδους παρεμβολής (C14001).
- Εικόνα 9:** Δεύτερο στάδιο ελέγχου για την παράμετρο 'NumTiles' για την `adapthisteq` (C15003).
- Εικόνα 10:** Επιλογή της πιο αποδοτικής τιμής 'NumTiles', πριν από τον τελικό έλεγχο της παραμέτρου 'clipLimit' (C3003).
- Εικόνα 11:** Τελικός έλεγχος για την εφαρμογή της CLAHE σε "montage" εικόνων με μέθοδο παρεμβολής 'nearest' (C17005).
- Εικόνα 12:** Τελικός έλεγχος για την εφαρμογή της CLAHE σε "montage" εικόνων με μέθοδο παρεμβολής 'bilinear' (C17005).
- Εικόνα 13:** Εφαρμογή της CLAHE σε συγκριτικές εικόνες "imshowpair" με μέθοδο παρεμβολής 'nearest' (C17005).
- Εικόνα 14:** Αρχικά και τροποποιημένα ιστογράμματα δύο διαφορετικών εικόνων (C5003, C24003).
- Εικόνα 15:** Αρχικές και επεξεργασμένες εικόνες των ιστογραμμάτων της εικόνας 14 (C5003, C24003).

ΕΙΚΟΝΕΣ ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΟΣ:

- Εικόνα A01:** Σχηματική αναπαράσταση της Συστηματικής και της Πνευμονικής κυκλοφορίας.
- Εικόνα A02:** Σχηματική αναπαράσταση της Στεφανιαίας κυκλοφορίας.
- Εικόνα A03:** Κώνος της πνευμονικής αρτηρίας και πνευμονική βαλβίδα (Vegas, 2018).
- Εικόνα A04:** Αριστερή και δεξιά πνευμονική αρτηρία, με τους τμηματικούς τους κλάδους, Case courtesy of Sachintha Harugoda, Radiopaedia.org, rID: 56326 (Hacking and Chieng, 2023).
- Εικόνα A05:** Προσθιοπίσθια άποψη των διακλαδώσεων της πνευμονικής αρτηρίας και συσχέτιση με το βρογχικό δέντρο, Courtesy of Dr. Erino A. Rendina (Fréchette and Deslauriers, 2006).
- Εικόνα A06:** Πλάγια άποψη της δεξιάς (A) και της αριστερής (B) πνευμονικής αρτηρίας, Courtesy of Dr. Erino A. Rendina (Fréchette and Deslauriers, 2006).
- Εικόνα A07:** Πρόσθια άποψη της θέσης της καρδιάς στο μεσοθωράκιο, Case courtesy of Vincent Tatco, Radiopaedia.org, rID: 46331 (Gaillard and Chieng, 2023).
- Εικόνα A08:** Τμηματική ανατομία της καρδιάς, Case courtesy of Henry Knipe, Radiopaedia.org, rID: 26427 (Gaillard and Chieng, 2023).
- Εικόνα A09:** Επισκόπηση της δομής των αιμοφόρων αγγείων, Marieb E.N. Essential of Human Anatomy and Physiology. San Francisco, Pearson Education, Inc., 2012 (Jabbar, 2016).
- Εικόνα A10:** Συστηματική και Πνευμονική κυκλοφορία, Marieb E.N. and Hoehn K. Anatomy and physiology. San Francisco, Pearson Education Inc., 2011 (Jabbar, 2016).
- Εικόνα A11:** Τυπική κατανομή της στεφανιαίας κυκλοφορίας (είναι πιθανές παραλλαγές μεταξύ ατόμων ή τμημάτων) για την κάλυψη των αναγκών του μυοκαρδίου (Lang et al., 2015).
- Εικόνα A12:** Σχέση Καρδιακού Κύκλου και ΗΚΓ (Biga et al., 2021).
- Εικόνα A13:** Διαγνωστικός αλγόριθμος (σχηματικά) για αιμοδυναμικά σταθερούς ασθενείς με υποψία ΠΕ (Konstantinides et al., 2019).
- Εικόνα A14:** Δείγματα θρόμβων σε συνθήκες πραγματικής προβολής, προερχόμενα από σοβαρές περιπτώσεις ΠΕ (D'Souza and Silverstone, 2024; Kucher and Goldhaber, 2005; Moore et al., 2018).
- Εικόνα A15:** Χαρακτηριστικά σημεία “polo mint sign” και “railway track sign” απεικόνισης της οξείας ΠΕ (Moore et al., 2018).

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Δ' - ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1: Κλίμακα υποκειμενικής βαθμολόγησης βαρύτητας του φαινομένου TIC.

ΠΙΝΑΚΕΣ ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΟΣ:

Πίνακας A1: Σημαντικές παράμετροι της Καρδιακής Λειτουργίας.

Πίνακας A2: Φυσιολογικές Τιμές Κλάσματος Εξωθήσεως.

Πίνακας A3: Ταξινόμηση της σοβαρότητας της πνευμονικής εμβολής και του κινδύνου πρόωρου (ενδονοσοκομειακού ή 30 ημερών) θανάτου.

Πίνακας A4: Σύνοψη Βασικών Παραμέτρων Πρωτοκόλλου CTRA.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ε' - ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ & ΑΚΡΩΝΥΜΙΑ

3D:	3 Dimensional (= Τρισδιάστατη, σ.σ. Απεικόνιση)
AHE:	Adaptive Histogram Equalization (= Προσαρμόσιμη Ισοστάθμιση Ιστογράμματος)
Ao:	Aorta (= Αορτή)
AP:	Anterior – Posterior (= Προσθιοπίσθιο, ΠΟ)
ASD:	Atrial Septal Defect (= Μεσοκοιλιακή Επικοινωνία)
AV:	Aortic Valve (= Αορτική Βαλβίδα)
AVMs:	Arteriovenous Malformations (= Αρτηριοφλεβώδεις Δυσπλασίες)
BPM ή bpm:	Beats Per Minute (= Κτύποι - Σφύξεις Ανά Λεπτό)
CAD:	Computer-Aided Diagnosis or Detection (= Υπολογιστικά Υποβοηθούμενη Διάγνωση ή Ανίχνευση)
CDF:	Cumulative Distribution Function (= Συνάρτηση Αθροιστικής Κατανομής, σ.σ. μέθοδος τροποποίησης ιστογράμματος)
CDRs:	Clinical Decision Rules (= Κανόνες Κλινικής Απόφασης)
CLAHE:	Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (= Οριοθετημένη Αντίθεση Προσαρμόσιμης Ισοστάθμισης Ιστογράμματος)
CNR:	Contrast to Noise Ratio (= Λόγος Αντίθεσης προς Θόρυβο)
CO:	Cardiac Output (= Καρδιακή Παροχή)
CT:	Computed Tomography (= Υπολογιστική Τομογραφία)
CTA:	Computed Tomography Angiography (= Αγγειογραφία Υπολογιστικής Τομογραφίας)
CTPA:	Computed Tomography Pulmonary Angiography or Angiogram (= Υπολογιστική Αγγειογραφία Πνευμονικών Αρτηριών)
DCE:	Dynamic Contrast Enhanced (= Δυναμική, Ενισχυμένη με Σκιαγραφικό, σ.σ. ως γνώρισμα εξέτασης)
DECT:	Dual Energy CT (= Υπολογιστική Τομογραφία Διπλής Ενέργειας)
DVT:	Deep Vein Thrombosis (= εν τω Βάθει Φλεβική Θρόμβωση)
EDV:	End Diastolic Volume (= Τελοδιαστολικός Όγκος Αίματος)
EF:	Ejection Fraction (= Κλάσμα Εξώθησης, σ.σ. καρδιακής κοιλίας)

ESV:	End Systolic Volume (= Τελοσυστολικός Όγκος Αίματος)
FN:	False Negative (= Ψευδώς Αρνητική, σ.σ. τιμή - στατιστικός όρος)
FOV:	Field of View (= Πεδίο Απεικόνισης, σ.σ. μέγεθος)
FP:	False Positive (= Ψευδώς Θετική, σ.σ. τιμή - στατιστικός όρος)
HE ή GHE:	Histogram Equalization or Global Histogram Equalization (= Ισοστάθμιση Ιστογράμματος ή Καθολική Ισοστάθμιση Ιστογράμματος, σ.σ. μέθοδος τροποποίησης ιστογράμματος)
HFS:	Head First Supine (= Ύπτια θέση, Πρώτα το Κεφάλι, σ.σ. τρόπος τοποθέτησης)
HIV:	Human Immunodeficiency Virus (= Ιός Ανθρώπινης Ανοσοανεπάρκειας)
HM:	Histogram Modification (= Τροποποίηση Ιστογράμματος)
HR:	Καρδιακή συχνότητα ή καρδιακός ρυθμός (HR)
HU:	Hounsfield Unit (= Μονάδες Hounsfield, σ.σ. μέτρηση πυκνότητας στην CT)
IMH:	Intramural Hematoma (= Ενδοτοιχωματικό Αιμάτωμα)
IVC:	Inferior vena cava (= Κάτω Κοίλη Φλέβα, ΚΚΦ)
LA:	Left Atrium (= Αριστερός Κόλπος, σ.σ. καρδιακή κοιλότητα)
LPA:	Left Pulmonary Artery (= Αριστερή Πνευμονική Αρτηρία)
LV:	Left Ventricle (= Αριστερή Κοιλία, σ.σ. καρδιακή κοιλότητα)
LVEF:	Left Ventricle Ejection Fraction (= Κλάσμα Εξώθησης Αριστερής Κοιλίας, σ.σ. της καρδιάς)
MAHE:	Multiscale Adaptive Histogram Equalization (= Πολλαπλής Κλίμακας Προσαρμόσιμη Ισοστάθμιση Ιστογράμματος)
MinIP:	Minimum Intensity Projection (= Προβολή Ελάχιστης Έντασης, σ.σ. εικονοστοιχείων)
MIP:	Maximum Intensity Projection (= Προβολή Μέγιστης Έντασης)
MPR:	Multi Planar Reconstruction or Reformation (= Ανακατασκευή σε Πολλαπλά Επίπεδα, σ.σ. δεδομένων, εικόνων)
MRI:	Magnetic Resonance Imaging (= Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού, ΑΜΣ)
MRPA:	Magnetic Resonance Pulmonary Angiography (= Αγγειογραφία Πνευμονικών Αρτηριών με Μαγνητικό Συντονισμό)
MV:	Mitral (or Bicuspid) Valve (= Μιτροειδής ή Διγλώχινα Βαλβίδα)
OCT:	Optical Coherence Tomography (= Οπτική Υομογραφία Συνοχής)

PA:	Pulmonary Artery (= Πνευμονική Αρτηρία, ΠΑ)
PACS:	Picture Archiving and Communication System (= Σύστημα Αρχαιοθέτησης και Επικοινωνίας Εικόνων, σ.σ. επικοινωνία = προβολή/διαχείριση)
PAU:	Penetrating Atherosclerotic Ulcer (= Διατιτραίνον Αθηρωματικό Έλκος)
PDA:	Patent Ductus Arteriosus (= Ανοικτός Αρτηριακός Πόρος)
PE:	Pulmonary Embolism (= Πνευμονική Εμβολή, ΠΕ)
PERC:	Pulmonary Embolism Rule-out Criteria (= Κριτήρια Αποκλεισμού της Πνευμονικής Εμβολής)
PESI:	Pulmonary Embolism Severity Index (= Δείκτης Σοβαρότητας Πνευμονικής Εμβολής)
PIOPED:	Prospective Investigation On Pulmonary Embolism Diagnosis (= Προοπτική Διερεύνηση Διάγνωσης της Πνευμονικής Εμβολής)
PR:	Peripheral Resistance (= Περιφερικές Αντιστάσεις, σ.σ. των αγγείων)
PV:	Pulmonary or Pulmonic Valve (= Πνευμονική Βαλβίδα)
RA:	Right Atrium (= Δεξιός Κόλπος, σ.σ. καρδιακή κοιλότητα)
ROI:	Region Of Interest (= Περιοχή Ενδιφέροντος, σ.σ. σημείο ελέγχου μιας τιμής)
RPA:	Right Pulmonary Artery (= Δεξιά Πνευμονική Αρτηρία)
RV:	Right Ventricle (= Δεξιά Κοιλία, σ.σ. καρδιακή κοιλότητα)
RVEF:	Right Ventricle Ejection Fraction (= Κλάσμα Εξώθησης Δεξιάς Κοιλίας, σ.σ. της καρδιάς)
SD:	Standard Deviation (= Τυπική Απόκλιση)
SNR:	Signal to Noise Ratio (= Λόγος Σήματος προς Θόρυβο)
SPECT:	Single-photon Emission Computed Tomography (= Υπολογιστική Τομογραφία Εκπομπής Μονού Φωτονίου)
SPR:	Scan Projection Radiographs (= Προβολές/πλάνα Σχεδιασμού, Τοπογράμματα)
SSD:	Shaded Surface Display (= Απεικόνιση Επιφάνειας/Περιγράμματος με εφέ Σκιάς)
SV:	Stroke Volume (= Συστολικός Όγκος Αίματος)
SVC:	Superior Vena Cava (= Άνω Κοίλη Φλέβα, ΑΚΦ)
TEE:	TransEsophageal Echocardiography

TGA:	Transposition of the Great Arteries (= Μετάθεση των Μεγάλων Αρτηριών)
TIC ή TCI:	Transient Interruption of Contrast (= Παροδική Διακοπή Αντίθεσης, σ.σ της ενίσχυσης από το σκιαγραφικό μέσο)
TOF:	Tetralogy Of Fallot (= Τετραλογία Fallot)
TTE:	TransThoracic Echocardiography
TV:	Tricuspid Valve (= Τριγλώχινα βαλβίδα)
VRT:	Volume Rendering Technique (= Τεχνική Απόδοσης Όγκου)
VSD:	Ventricular Septal Defect (= Μεσοκοιλιακή Επικοινωνία)
VTE:	Venous ThromboEmbolism (= Φλεβική Θρομβοεμβολή)
WE:	Window End (= Τέλος Παραθύρου, σ.σ. τελική τιμή εύρους απεικόνισης)
WL ή WC:	Window Level or Center (= Επίπεδο ή Κέντρο Παραθύρου, σ.σ. απεικόνισης)
WS:	Window Start (= Αρχή Παραθύρου, σ.σ. αρχική τιμή εύρους απεικόνισης)
WW:	Window Width (= Εύρος Παραθύρου, σ.σ. απεικόνισης)
ΑΕΕ:	Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο
ΑΚΦ:	Άνω Κοίλη Φλέβα
Δ/Δ ή δ/δ:	Διαφορική Διάγνωση
ΚΓΔ:	Κροταφογναθική Διάρθρωση
ΚΚΦ:	Κάτω Κοίλη Φλέβα
Μ.Α.Π.:	Μέση Αρτηριακή Πίεση
ΜΣΑ:	Μέσο(α) Σκιαγραφικής Αντίθεσης
ΟΣΣ:	Οξύ Στεφανιαίο Σύνδρομο
ΠΑ:	Πνευμονική Αρτηρία
ΠΕ:	Πνευμονική Εμβολή
TN:	Τεχνητή Νοημοσύνη
ΧΝΑ:	Χρόνια Νεφρική Ανεπάρκεια

ΛΙΣΤΑ ΑΝΑΦΟΡΩΝ

- Ahuja, J., Palacio, D., Jo, N., Strange, C.D., Shroff, G.S., Truong, M.T. and Wu, C.C. (2022). Pitfalls in the imaging of pulmonary embolism. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, [online] 43(3), pp.221–229. doi:<https://doi.org/10.1053/j.sult.2022.01.004>
- Anam, C., Budi, W.S., Haryanto, F., Fujibuchi, T. and Dougherty, G. (2019). A Novel multiple-windows Blending of CT Images in red-green-blue (RGB) Color space: Phantoms Study. *Scientific Visualization*, [online] 11(5). doi:<https://doi.org/10.26583/sv.11.5.06>
- Anderson, R.H., Razavi, R. and Taylor, A.M. (2004). Cardiac anatomy revisited. *Journal of Anatomy*, [online] 205(3), pp.159–177. doi:<https://doi.org/10.1111/j.0021-8782.2004.00330.x>
- Aviram, G., Levy, G., Fishman, J.E., Blank, A. and Graif, M. (2004). Pitfalls in the diagnosis of acute pulmonary embolism on spiral computer tomography. *Current Problems in Diagnostic Radiology*, [online] 33(2), pp.74–84. doi:<https://doi.org/10.1016/j.cpradiol.2003.11.001>
- Bae, K.T., Mody, G.N., Balfe, D.M., Bhalla, S., Gierada, D.S., Gutierrez, F.R., Menias, C.O., Woodard, P.K., Goo, J.M. and Hildebolt, C.F. (2005). CT Depiction of Pulmonary emboli: Display Window Settings. *Radiology*, [online] 236(2), pp.677–684. doi:<https://doi.org/10.1148/radiol.2362041558>
- Bernabé-García, J.M., García-Espasa, C., Arenas-Jiménez, J., Sánchez-Payá, J., de la Hoz-Rosa, J. and Carreres-Polo, J.O. (2012). Has ‘Respiratory Coaching’ before Deep Inspiration an Impact on the Incidence of Transient Contrast Interruption during Pulmonary CT angiography?. *Insights into Imaging*, [online] 3(5), pp.505–511. doi:<https://doi.org/10.1007/s13244-012-0182-z>
- Biga, L.M., Dawson, S., Harwell, A., Hopkins, R., Kaufmann, J., LeMaster, M., Matern, P., Morrison-Graham, K., Quick, D. and Runyeon, J. (2021). *Cardiac Cycle (19.3)*. [online] open.oregonstate.edu. Available at: <https://open.oregonstate.edu/aandp/chapter/19-3-cardiac-cycle/> [Accessed 24 Nov. 2023]

Brink, J.A., Woodard, P.K., Horesh, L., Heiken, J.P., Glazer, H., Anderson, D.C., Wang, G. and Schwartz, D.M. (1997). Depiction of Pulmonary Emboli with Spiral CT: Optimization of Display Window Settings in a Porcine model. *Radiology*, [online] 204(3), pp.703–708. doi:<https://doi.org/10.1148/radiology.204.3.9280246>

Cai, K., Yang, R., Chen, H., Li, L., Zhou, J., Ou, S. and Liu, F. (2017). A Framework Combining Window width-level Adjustment and Gaussian filter-based multi-resolution for Automatic Whole Heart Segmentation. *Neurocomputing*, [online] 220, pp.138–150. doi:<https://doi.org/10.1016/j.neucom.2016.03.106>

Chaturvedi, A., Oppenheimer, D., Rajiah, P., Kaproth-Joslin, K.A. and Chaturvedi, A. (2016). Contrast Opacification on Thoracic CT angiography: Challenges and Solutions. *Insights into Imaging*, [online] 8(1), pp.127–140. doi:<https://doi.org/10.1007/s13244-016-0524-3>

Cooke, G.R., Blake, S.R. and Wood, E. (2020). Misdiagnosis of Pulmonary Embolism in a Fontan’s patient: When Standard Protocol CT Pulmonary Angiogram Is Inadequate. *Radiology Case Reports*, [online] 15(11), pp.2262–2265. doi:<https://doi.org/10.1016/j.radcr.2020.08.041>

Corrigan, D., Prucnal, C. and Kabrhel, C. (2016). Pulmonary embolism: the diagnosis, risk-stratification, Treatment and Disposition of Emergency Department Patients. *Clinical and Experimental Emergency Medicine*, [online] 3(3), pp.117–125. doi:<https://doi.org/10.15441/ceem.16.146>

D’Souza, D. (2019). Vascular Syndromes | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rid-2258>

D’Souza, D. and Bell, D.J. (2021). Congenital Vascular Anomalies | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rid-1167>

D’Souza, D. and Shah, V. (2022). Arteriosclerosis | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rid-931>

D’Souza, D. and Silverstone, L. (2024). Pulmonary Embolism | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rID-1937>

- D'Souza, D. and Tatco, V. (2017). Vascular Pathology | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rid-5393>
- D'Souza, D. and Worsley, C. (2020). Histology of Blood Vessels | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rID-5412>
- D'Souza, D. and Yap, J. (2022). Fibromuscular Dysplasia | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rid-3842>
- Fan, L., Zhang, F., Fan, H. and Zhang, C. (2019). Brief Review of Image Denoising Techniques. *Visual Computing for Industry, Biomedicine, and Art*, [online] 2(1). doi:<https://doi.org/10.1186/s42492-019-0016-7>
- Feger, J. (2021). Myocardial Ischaemia | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rid-83435>
- Feger, J. and Foster, T. (2022). Ischaemic Cardiomyopathy | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rID-94429>
- Fréchette, É. and Deslauriers, J. (2006). Surgical Anatomy of the Bronchial Tree and Pulmonary Artery. *Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery*, [online] 18(2), pp.77–84. doi:<https://doi.org/10.1053/j.semtcvs.2006.06.002>
- Gaillard, F. and Bell, D.J. (2021). Virchow Triad | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rID-7113>
- Gaillard, F. and Chieng, R. (2023). Heart | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rID-7366>
- Gaillard, F. and Sharma, R. (2022). Atrial Septal Defect | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rID-6294>
- Gaillard, F. and Yap, J. (2022). Primary Cardiac Tumors | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rID-9031>
- Gaillard, F. and Yap, J. (2023). Congenital Cardiovascular Anomalies | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rID-1159>

- Gosselin, M.V., Rassner, U.A., Thieszen, S.L., Phillips, J. and Oki, A. (2004). Contrast Dynamics during CT Pulmonary Angiogram: Analysis of an Inspiration Associated Artifact. *Journal of Thoracic Imaging*, [online] 19(1), p.1. Available at: <https://journals.lww.com/thoracicimaging/pages/articleviewer.aspx?year=2004&issue=01000&article=00001&type=Fulltext> [Accessed 13 Jun. 2023]
- Hacking, C. and Chieng, R. (2023). Pulmonary Trunk | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rID-49256>
- Hacking, C. and Furaiji, H. (2022). Left Pulmonary Artery | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rID-49331>
- Hacking, C. and Yap, J. (2023). Right Pulmonary Artery | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rID-49441>
- Hahn, L.D., Hall, K., Alebdi, T., Kligerman, S.J. and Hsiao, A. (2022). Automated Deep Learning Analysis for Quality Improvement of CT Pulmonary Angiography. *Radiology: Artificial Intelligence*, [online] 4(2). doi:<https://doi.org/10.1148/ryai.210162>
- Henry, T.S., Hammer, M.M., Little, B.P., Jensen, L.E., Kligerman, S.J., Kanne, J.P. and Mann, H. (2019). Smoke: How to Differentiate Flow-related Artifacts from Pathology on Thoracic Computed Tomographic Angiography. *Journal of Thoracic Imaging*, [online] 34(5), pp.W109–W120. doi:<https://doi.org/10.1097/rti.0000000000000429>
- Howard, L. (2019). Acute Pulmonary Embolism. *Clinical Medicine*, [online] 19(3), pp.243–247. doi:<https://doi.org/10.7861/clinmedicine.19-3-247>
- Huang, R., Dung, L., Chu, C.-F. and Wu, Y.-Y. (2016). Noise Removal and Contrast Enhancement for X-Ray Images. *Journal of Biomedical Engineering and Medical Imaging*, [online] 3(1), pp.56–56. doi:<https://doi.org/10.14738/jbemi.31.1893>
- Jabbar, A.S. (2016). *Introduction to Human Physiology*. Amman, Jordan: Dar Wael Publishing and Distribution

- Jin, Y., Fayad, L. and Laine, A. (2001). Contrast Enhancement by Multiscale Adaptive Histogram equalization. *CiteSeer X (The Pennsylvania State University)*, [online] 4478. doi:<https://doi.org/10.1117/12.449705>
- Jones, J. and Chieng, R. (2023). Pericardium | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rID-16559>
- Jones, J. and Liao, A. (2023). Acute Aortic Syndrome | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rID-12392>
- Kamr, W.H., El-Tantawy, A.M., Harraz, M.M. and Tawfik, A.I. (2020). Pulmonary embolism: Low Dose Contrast MSCT Pulmonary Angiography with Modified Test Bolus Technique. *European Journal of Radiology Open*, [online] 7, p.100254. doi:<https://doi.org/10.1016/j.ejro.2020.100254>
- Knipe, H. and Chieng, R. (2023). Pulmonary Veins | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rID-27396>
- Konstantinides, S.V., Meyer, G., Becattini, C., Bueno, H., Geersing, G.-J., Harjola, V.-P., Huisman, M.V., Humbert, M., Jennings, C.S., Jiménez, D., Kucher, N., Lang, I.M., Lankeit, M., Lorusso, R., Mazzolai, L., Meneveau, N., Ní Áinle, F., Prandoni, P., Pruszczyk, P. and Righini, M. (2019). 2019 ESC Guidelines for the Diagnosis and Management of Acute Pulmonary Embolism Developed in Collaboration with the European Respiratory Society (ERS). *European Heart Journal*, [online] 41(4). doi:<https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehz405>
- Kucher, N. and Goldhaber, S.Z. (2005). Management of Massive Pulmonary Embolism. *Circulation*, [online] 112(2). doi:<https://doi.org/10.1161/circulationaha.105.551374>
- Kuok, Y. and Feger, J. (2023). Myocardial Infarction | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rID-14484>
- Kushner, A., West, W.P., Khan Suheb, M.Z. and Pillarisetty, L.S. (2022). *Virchow Triad*. [online] Treasure Island (FL): StatPearls Publishing LLC. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30969519/> [Accessed 1 May 2023]

Kushol, R., Raihan, M.N., Salekin, M.S. and Rahman, A.A. (2019). Contrast Enhancement of Medical X-Ray Image Using Morphological Operators with Optimal Structuring Element. *ArXiv*, [online] abs/1905.08545. doi:<https://doi.org/10.48550/arXiv.1905.08545>

Lang, R.M., Badano, L.P., Mor-Avi, V., Afilalo, J., Armstrong, A., Ernande, L., Flachskampf, F.A., Foster, E., Goldstein, S.A., Kuznetsova, T., Lancellotti, P., Muraru, D., Picard, M.H., Rietzschel, E.R., Rudski, L., Spencer, K.T., Tsang, W. and Voigt, J.-U. (2015). Recommendations for Cardiac Chamber Quantification by Echocardiography in Adults: An Update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. *European Heart Journal - Cardiovascular Imaging*, [online] 16(3), pp.233–271. doi:<https://doi.org/10.1093/ehjci/jev014>

Leitman, E.M. and McDermott, S. (2019). Pulmonary arteries: Imaging of Pulmonary Embolism and beyond. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*, [online] 9(S1), pp.S37–S58. doi:<https://doi.org/10.21037/cdt.2018.08.05>

Lim, S.H., Mat Isa, N.A., Ooi, C.H. and Toh, K.K.V. (2013). A New Histogram Equalization Method for Digital Image Enhancement and Brightness Preservation. *Signal, Image and Video Processing*, [online] 9(3), pp.675–689. doi:<https://doi.org/10.1007/s11760-013-0500-z>

Liu, M., Tao, X.C., Zhai, Z., Ma, Z., Zhu, L. and Luo, J. (2020). The Filling Defect of Pulmonary artery, an Imaging Finding What We Should Know. *Pulmonary Circulation*, [online] 10(1), pp.1–9. doi:<https://doi.org/10.1177/2045894020910687>

Manava, P., Galster, M., Schoen, M., Ficker, J., Lell, M.M., Adamus, R. and Bruch, M. (2020). Improving Contrast Enhancement in Pulmonary CTA: the Value of Breathing Maneuvers. *European Journal of Radiology Open*, [online] 7, p.100280. doi:<https://doi.org/10.1016/j.ejro.2020.100280>

mathworks.com. (n.d.). *Contrast - Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) - MATLAB Adaphisteq*. [online] Available at: <https://www.mathworks.com/help/images/ref/adaphisteq.html> [Accessed 1 Nov. 2023]

Meaney, T.F., U. Raudkivi, McIntyre, W.J., Gallagher, J.S., Haaga, J.R., Havrilla, T. and Reich, N.E. (1980). Detection of low-contrast Lesions in Computed Body tomography: an

Experimental Study of Simulated lesions. *Radiology*, [online] 134(1).

doi:<https://doi.org/10.1148/radiology.134.1.7350595>

Mohan, S. and Ravishankar, M. (2013). Optimized Histogram Based Contrast Limited Enhancement for Mammogram Images. *ACEEE Int. J. on Information Technology*, [online] 3(1). doi:<https://doi.org/01.IJIT.3.1.1115>

Monti, C.B., Zanardo, M., Cozzi, A., Schiaffino, S., Spagnolo, P., Secchi, F., De Cecco, C.N. and Sardanelli, F. (2021). Dual-energy CT Performance in Acute Pulmonary embolism: a meta-analysis. *European Radiology*, [online] 31, pp.6248–6258.

doi:<https://doi.org/10.1007/s00330-020-07633-8>

Moore, A.J.E., Wachsmann, J., Chamrathy, M.R., Panjikanan, L., Tanabe, Y. and Rajiah, P. (2018). Imaging of Acute Pulmonary embolism: an Update. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*, [online] 8(3), pp.225–243. doi:<https://doi.org/10.21037/cdt.2017.12.01>

Mortimer, A.M., Singh, R.K., Hughes, J., Greenwood, R. and Hamilton, M.C.K. (2011). Use of Expiratory CT Pulmonary Angiography to Reduce Inspiration and breath-hold Associated artefact: Contrast Dynamics and Implications for Scan Protocol. *Clinical Radiology*, [online] 66(12), pp.1159–1166. doi:<https://doi.org/10.1016/j.crad.2011.06.012>

Murphy, A. and Silverstone, L. (2023). CT Pulmonary Angiogram (protocol) | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rid-69560>

Optimal Strategies for the Diagnosis of Acute Pulmonary Embolism: a Health Technology Assessment — Project Protocol. (2016). [online] *PubMed*. Ottawa (ON): Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health. Available at:

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27831677/> [Accessed 2 Jun. 2023]

Pascoe, H.M., Pascoe, D., McCusker, M.W. and Heinze, S.B. (2019). Turbulent Flow Artefact Mimicking Central Pulmonary Emboli in Pulmonary hypertension: a Report of Two Cases. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology*, [online] 63(4), pp.481–483.

doi:<https://doi.org/10.1111/1754-9485.12893>

Pisano, E.D., Zong, S., Hemminger, B.M., DeLuca, M., Johnston, R.E., Muller, K., Braeuning, M.P. and Pizer, S.M. (1998). Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization Image

Processing to Improve the Detection of Simulated Spiculations in Dense Mammograms.

Journal of Digital Imaging, [online] 11(4), pp.193–200.

doi:<https://doi.org/10.1007/bf03178082>

Πλέσσας, Σ.Τ. and Κανέλλος, Ε. (1997). *Φυσιολογία του Ανθρώπου 1*. 2nd ed. Αθήνα:

Εκδόσεις Φάρμακον - Τύπος

Qi, Y., Yang, Z., Sun, W., Lou, M., Lian, J., Zhao, W., Deng, X. and Ma, Y. (2021). A

Comprehensive Overview of Image Enhancement Techniques. *Archives of Computational Methods in Engineering*, [online] 29(1), pp.583–607. doi:<https://doi.org/10.1007/s11831-021-09587-6>

Remy-Jardin, M., Remy, J., Cauvain, O., Petyt, L., Wannebroucq, J. and Beregi, J.P. (1995).

Diagnosis of Central Pulmonary Embolism with Helical CT: Role of two-dimensional

Multiplanar reformations. *American Journal of Roentgenology*, [online] 165(5), pp.1131–1138. doi:<https://doi.org/10.2214/ajr.165.5.7572490>

Reza, A.M. (2004). Realization of the Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization

(CLAHE) for Real-Time Image Enhancement. *The Journal of VLSI Signal Processing-Systems for Signal, Image, and Video Technology*, [online] 38(1), pp.35–44.

doi:<https://doi.org/10.1023/b:vlsi.0000028532.53893.82>

Righini, M., Es, J.V., Exter, P.L.D., Roy, P.-M., Verschuren, F., Ghuysen, A., Rutschmann, O.T.,

Sanchez, O., Jaffrelot, M., Trinh-Duc, A., Gall, C.L., Moustafa, F., Principe, A., Houten, A.A.V., Wolde, M.T., Douma, R.A., Hazelaar, G., Erkens, P.M.G., Kralingen, K.W.V. and

Grootenboers, M.J.J.H. (2014). Age-Adjusted D-Dimer Cutoff Levels to Rule out Pulmonary Embolism: the ADJUST-PE Study. *JAMA*, [online] 311(11), pp.1117–1124.

doi:<https://doi.org/10.1001/jama.2014.2135>

Righini, M., Robert-Ebadi, H. and Le Gal, G. (2017). Diagnosis of Acute Pulmonary Embolism.

Journal of Thrombosis and Haemostasis, [online] 15(7), pp.1251–1261.

doi:<https://doi.org/10.1111/jth.13694>

Ryan, S., McNicholas, M. and Eustace, S.J. (2013). *Απεικονιστική Ανατομική*. GR ed.

Translated by Δ. Δρακόπουλος. Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Κωνσταντάρας

- Sasi, N.M. and Jayasree, V.K. (2013). Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization for Qualitative Enhancement of Myocardial Perfusion Images. *Engineering*, [online] 05(10), pp.326–331. doi:<https://doi.org/10.4236/eng.2013.510b066>
- Schimmel, K., Ali, M.K., Tan, S.Y., Teng, J., Do, H.M., Steinberg, G.K., Stevenson, D.A. and Spiekerkoetter, E. (2021). Arteriovenous Malformations—Current Understanding of the Pathogenesis with Implications for Treatment. *International Journal of Molecular Sciences*, [online] 22(16), p.9037. doi:<https://doi.org/10.3390/ijms22169037>
- Scialpi, M., Rebonato, A., Cagini, L., Brunese, L., Pisciolli, I., Pierotti, L., Bellantonio, L., D’Andrea, A. and Rotondo, A. (2016). Split-Bolus Single-Pass Multidetector-Row CT Protocol for Diagnosis of Acute Pulmonary Embolism. *Iranian Journal of Radiology*, [online] 13(1). doi:<https://doi.org/10.5812/iranjradiol.19844>
- Sharma, R. (2021). Revised International Chapel Hill Consensus Conference Nomenclature of Vasculitides | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rid-46030>
- Sharma, R. and Fortin, F. (2018). Valvular Heart Disease | Radiology Reference Article. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rid-57550>
- Singh, P., Mukundan, R. and De Ryke, R. (2019). Feature Enhancement in Medical Ultrasound Videos Using Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization. *Journal of Digital Imaging*, [online] 33(1), pp.273–285. doi:<https://doi.org/10.1007/s10278-019-00211-5>
- Soffer, S., Klang, E., Shimon, O., Barash, Y., Cahan, N., Greenspan, H. and Konen, E. (2021). Deep Learning for Pulmonary Embolism Detection on Computed Tomography Pulmonary angiogram: a Systematic Review and meta-analysis. *Scientific Reports*, [online] 11(1). doi:<https://doi.org/10.1038/s41598-021-95249-3>
- Stefanidis, K., Green, J., Konstantelou, E. and Robbie, H. (2020). Flow artefact mimicking pulmonary embolism in pulmonary hypertension. *BMJ Case Reports*, [online] 13(2), p.e234652. doi:<https://doi.org/10.1136/bcr-2020-234652>

- Sudarski, S., Haubenreisser, H., Henzler, T., Reischauer, C., Kolokythas, O., Matoori, S., Herzog, B.A., Schönberg, S.O. and Gutzeit, A. (2019). Incidence of Transient Interruption of Contrast (TIC) - a Retrospective single-centre Analysis in CT Pulmonary Angiography Exams Acquired during Inspiratory breath-hold with the Breathing command: 'Please Inspire gently!' *PLoS One*, [online] 14(1), p.e0210473.
doi:<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0210473>
- Turetz, M., Sideris, A., Friedman, O., Tripathi, N. and Horowitz, J. (2018). Epidemiology, Pathophysiology, and Natural History of Pulmonary Embolism. *Seminars in Interventional Radiology*, [online] 35(02), pp.92–98. doi:<https://doi.org/10.1055/s-0038-1642036>
- Valente, I.R.S., Cortez, P.C., Neto, E.C., Soares, J.M., de Albuquerque, V.H.C. and Tavares, J.M.R.S. (2016). Automatic 3D Pulmonary Nodule Detection in CT images: a Survey. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, [online] 124, pp.91–107.
doi:<https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2015.10.006>
- Vegas, A. (2018). *Perioperative Two-Dimensional Transesophageal Echocardiography*. 2nd ed. [online] Cham: Springer International Publishing. doi:<https://doi.org/10.1007/978-3-319-60902-7>
- Weerakkody, Y. and Bell, D.J. (2021). Cardiomyopathy (WHO/ISFC 1995 classification) | Radiology Reference Article. *Radiopaedia*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rID-7408>
- wikibooks.org. (2021). *Basic Physics of Nuclear Medicine/Three-Dimensional Visualization Techniques - Wikibooks, Open Books for an Open World*. [online] Available at: https://en.wikibooks.org/wiki/Basic_Physics_of_Nuclear_Medicine/Three-Dimensional_Visualization_Techniques [Accessed 14 Jul. 2023]
- Wittram, C. (2007). How I Do It: CT Pulmonary Angiography. *American Journal of Roentgenology*, [online] 188(5), pp.1255–1261. doi:<https://doi.org/10.2214/ajr.06.1104>
- Wittram, C. and Yoo, A.J. (2007). Transient Interruption of Contrast on CT Pulmonary angiography: Proof of Mechanism. *Journal of Thoracic Imaging*, [online] 22(2), pp.125–129. doi:<https://doi.org/10.1097/01.rti.0000213566.78785.26>

Yoshimi, Y., Mine, Y., Ito, S., Takeda, S., Okazaki, S., Nakamoto, T., Nagasaki, T., Kakimoto, N., Murayama, T. and Tanimoto, K. (2023). Image Preprocessing with Contrast-limited Adaptive Histogram Equalization Improves the Segmentation Performance of Deep Learning for the Articular Disk of the Temporomandibular Joint on Magnetic Resonance Images. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*. [online] doi:<https://doi.org/10.1016/j.oooo.2023.01.016>

Yousefi, S., Qin, J., Zhi, Z. and Wang, R.K. (2013). Uniform Enhancement of Optical micro-angiography Images Using Rayleigh contrast-limited Adaptive Histogram Equalization. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, [online] 3(1), pp.5–17. doi:<https://doi.org/10.3978/j.issn.2223-4292.2013.01.01>

Zantonelli, G., Cozzi, D., Bindi, A., Cavigli, E., Moroni, C., Luvarà, S., Grazzini, G., Danti, G., Granata, V. and Miele, V. (2022). Acute Pulmonary Embolism: Prognostic Role of Computed Tomography Pulmonary Angiography (CTPA). *Tomography*, [online] 8(1), pp.529–539. doi:<https://doi.org/10.3390/tomography8010042>

Zeng, M., Li, Y. and Meng, Q. (2009). Region-based Weighted Histogram and Its Application to Image Contrast Enhancement. In: *2009 International Conference on Mechatronics and Automation*. [online] pp.988–993. doi:<https://doi.org/10.1109/ICMA.2009.5246348>

ΠΡΟΤΕΙΝΟΜΕΝΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Aldosari, S., Jansen, S. and Sun, Z. (2019). Optimization of Computed Tomography Pulmonary Angiography Protocols Using 3D Printed Model with Simulation of Pulmonary Embolism. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, [online] 9(1), pp.53–62. doi:<https://doi.org/10.21037/qims.2018.09.15>
- Alobeidi, H., Alshamari, M., Widell, J., Eriksson, T. and Lidén, M. (2020). Minimizing Contrast Media Dose in CT Pulmonary Angiography with high-pitch Technique. *The British Journal of Radiology*, [online] 93(1111), p.20190995. doi:<https://doi.org/10.1259/bjr.20190995>
- An, J., Nam, Y., Cho, H., Chang, J., Kim, D.-K. and Lee, K.S. (2022). Acute Pulmonary Embolism and Chronic Thromboembolic Pulmonary Hypertension: Clinical and Serial CT Pulmonary Angiographic Features. *Journal of Korean Medical Science*, [online] 37(10). doi:<https://doi.org/10.3346/jkms.2022.37.e76>
- Arenas-Jiménez, J., Bernabé-García, J. and García-Espasa, C. (2013). Re: Use of Expiratory CT Pulmonary Angiography to Reduce Inspiration and breath-hold Associated artefact: Contrast Dynamics and Implications for Scan Protocol. *Clinical Radiology*, [online] 68(2), p.e98. doi:<https://doi.org/10.1016/j.crad.2012.09.005>
- Ayesa, S. (2023). Pulmonary Arteries on CTPA. *Radiopaedia.org*. [online] doi:<https://doi.org/10.53347/rid-168458>
- Betts, J.G., Young, K.A., Wise, J.A., Johnson, E., Poe, B., Kruse, D.H., Korol, O., Johnson, J.E., Womble, M. and DeSaix, P. (2022). *Anatomy and Physiology 2e*. [online] Houston, Texas: OpenStax Rice University. Available at: <https://openstax.org/details/books/anatomy-and-physiology-2e> [Accessed 11 Apr. 2023]
- Chen, Y.H., Velayudhan, V., Weltman, D.I., Balsam, D., Patel, N., Draves, K.A., Robinson, K.A. and Vu, T.H. (2008). Waiting to exhale: Salvaging the Nondiagnostic CT Pulmonary Angiogram by Using Expiratory Imaging to Improve Contrast Dynamics. *Emergency Radiology*, [online] 15(3), pp.161–169. doi:<https://doi.org/10.1007/s10140-007-0695-9>

Fajar, A., Sarno, R., Fatichah, C. and Fahmi, A. (2022). Reconstructing and resizing 3D images from DICOM files. *Journal of King Saud University Computer and Information Sciences*, [online] 34(6, Part B), pp.3517–3526. doi:<https://doi.org/10.1016/j.jksuci.2020.12.004>

Gutzeit, A., Froehlich, J.M., Wälti, S., Roos, J.E., Meissnitzer, M., Hergan, K., von Weymarn, C., Czell, D., Goyen, M. and Reischauer, C. (2015). Suction/Inspiration against Resistance or Standardized Mueller Maneuver : a New Breathing Technique to Improve Contrast Density within the Pulmonary artery: a Pilot CT Study. *European Radiology*, [online] 25(11), pp.3133–3142. doi:<https://doi.org/10.1007/s00330-015-3735-y>

Hamilton, M.C.K., Mortimer, A.M. and Hughes, J. (2013). Re: Use of Expiratory CT Pulmonary Angiography to Reduce Inspiration and breath-hold Associated artefact: Contrast Dynamics and Implications for Scan protocol. a Reply. *Clinical Radiology*, [online] 68(2), pp.e99–e100. doi:<https://doi.org/10.1016/j.crad.2012.10.015>

Hutchinson, B.D., Bruzzi, J.F. and Navin, P. (2016). Reply to ‘Overdiagnosis versus Misdiagnosis of Pulmonary Embolism’. *American Journal of Roentgenology*, [online] 206(4), pp.W60–W60. doi:<https://doi.org/10.2214/ajr.15.15915>

Hutchinson, B.D., Navin, P., Marom, E.M., Truong, M.T. and Bruzzi, J.F. (2015). Overdiagnosis of Pulmonary Embolism by Pulmonary CT Angiography. *American Journal of Roentgenology*, [online] 205(2), pp.271–277. doi:<https://doi.org/10.2214/ajr.14.13938>

Kline, J.A., Nordenholz, K.E., Courtney, D.M., Kabrhel, C., Jones, A.E., Rondina, M.T., Diercks, D.B., Klinger, J.R. and Hernandez, J. (2014). Treatment of Submassive Pulmonary Embolism with Tenecteplase or placebo: Cardiopulmonary Outcomes at 3 months: Multicenter double-blind, placebo-controlled Randomized Trial. *Journal of Thrombosis and Haemostasis*, [online] 12(4), pp.459–468. doi:<https://doi.org/10.1111/jth.12521>

Kosaraju, A., Goyal, A., Grigorova, Y. and Makaryus, A.N. (2023). Left Ventricular Ejection Fraction. *StatPearls Publishing*. [online] Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29083812/> [Accessed Jan. 2023]

Pasrija, C., Kronfli, A., Rouse, M., Raithel, M., Bittle, G.J., Pousatis, S., Ghoreishi, M., Gammie, J.S., Griffith, B.P., Sanchez, P.G. and Kon, Z.N. (2018). Outcomes after Surgical Pulmonary Embolectomy for Acute Submassive and Massive Pulmonary embolism: a single-

- center Experience. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, [online] 155(3), pp.1095-1106.e2. doi:<https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2017.10.139>
- Renne, J., Falck, C. von, Ringe, K.I., Raatschen, H.-J., Wacker, F. and Shin, H.-O. (2014). CT Angiography for Pulmonary Embolism detection: the Effect of Breathing on Pulmonary Artery Enhancement Using a 64-row Detector System. *Acta Radiologica*, [online] 55(8), pp.932–937. doi:<https://doi.org/10.1177/0284185113507712>
- Ridge, C.A., McDermott, S., Freyne, B.J., Brennan, D.J., Collins, C.D. and Skehan, S.J. (2009). Pulmonary Embolism in Pregnancy: Comparison of Pulmonary CT Angiography and Lung Scintigraphy. *American Journal of Roentgenology*, [online] 193(5), pp.1223–1227. doi:<https://doi.org/10.2214/ajr.09.2360>
- Sevransky, J. (2009). Clinical Assessment of Hemodynamically Unstable Patients. *Current Opinion in Critical Care*, [online] 15(3), pp.234–238. doi:<https://doi.org/10.1097/mcc.0b013e32832b70e5>
- Tan, S. and Haramati, L.B. (2016). Overdiagnosis versus Misdiagnosis of Pulmonary Embolism. *American Journal of Roentgenology*, [online] 206(4), pp.W59–W59. doi:<https://doi.org/10.2214/ajr.15.15769>
- Tatco, V.R. and Piedad, H.H. (2010). The Validity of Hyperdense Lumen Sign in non-contrast Chest CT Scans in the Detection of Pulmonary Thromboembolism. *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, [online] 27(3), pp.433–440. doi:<https://doi.org/10.1007/s10554-010-9673-5>
- Wang, M., Li, W., Lun-Hou, D., Li, J. and Zhai, R. (2015). Optimizing Computed Tomography Pulmonary Angiography Using Right Atrium Bolus Monitoring Combined with Spontaneous Respiration. *European Radiology*, [online] 25(9), pp.2541–2546. doi:<https://doi.org/10.1007/s00330-015-3664-9>
- Wong, H.Y.F. and Lee, K.H. (2017). The IVC contrast level sign. *Abdominal Radiology*, [online] 42(12), pp.2962–2963. doi:<https://doi.org/10.1007/s00261-017-1233-1>

Worster, A., Smith, C., Silver, S. and Brown, M.D. (2007). Thrombolytic Therapy for Submassive Pulmonary Embolism? *Annals of Emergency Medicine*, [online] 50(1), pp.78–84. doi:<https://doi.org/10.1016/j.annemergmed.2007.01.002>

ΚΕΝΗ ΣΕΛΙΔΑ

ΚΕΝΗ ΣΕΛΙΔΑ