



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ & ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ
Π.Μ.Σ «ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ»

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΜΕΛΕΤΗ ΑΓΓΕΙΩΝ ΜΕ ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ: ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ, ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ

ΜΙΚΕΡΟΖΙ ΕΝΔΟΚΙΑ (20002)

ΜΕΛΗ ΣΥΜΒΟΥΛΕΥΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ

Μπάκας Αθανάσιος

(Διδακτικό Ερευνητικό Προσωπικό-Αναπληρωτής Καθηγητής)

Παπαβασιλείου Περικλής (Διδακτικό Ερευνητικό Προσωπικό - Επίκουρος Καθηγητής)

Οικονόμου Γεωργία (Διδακτικό Ερευνητικό Προσωπικό-Αναπληρώτρια Καθηγήτρια)

ΑΘΗΝΑ, ΙΑΝΟΥΑΡΙΟΣ 2024



UNIVERSITY OF WEST ATTICA
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL SCIENCES
DIVISION OF RADIOLOGY AND RADIOTHERAPY
CONTEMPORARY APPLICATIONS OF MEDICAL DEPICTION

POSTGRADUATE THESIS

**STUDY OF VESSELS USING COMPUTED TOMOGRAPHY; PROTOCOLS,
DOSIMETRY**

MIKEROZI EVDOKIA (20002)

Bakas Athanasios

ATHENS, JANUARY 2024

Πρακτικό της Εξεταστικής Επιτροπής για την κρίση της μεταπτυχιακής
διπλωματικής εργασίας

Μελέτη Αγγείων με Αξονική τομογραφία: Πρωτόκολλα, δοσιμετρία

ΜΙΚΕΡΟΖΗ ΕΥΔΟΚΙΑ

A.M. 20002

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

Όνοματεπώνυμο	Βαθμίδα	Ιδιότητα	Ψηφιακή Υπογραφή
1. Μπάκας Αθανάσιος	Αναπληρωτής Καθηγητής	Επιβλέπων	
2. Παπαβασιλείου Περικλής	Επίκουρος Καθηγητής	Εξεταστής	
3. Οικονόμου Γεωργία	Αναπληρώτρια Καθηγήτρια	Εξετάστρια	

Δήλωση συγγραφέα μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας

Η κάτωθι υπογεγραμμένη ΜΙΚΕΡΟΖΗ ΕΥΔΟΚΙΑ του ΧΑΡΑΛΑΜΠΟΥ με αριθμό μητρώου(ΑΜ) 20002 φοιτήτριας του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «Σύγχρονες Εφαρμογές στην Ιατρική Απεικόνιση» του Τομέα Ακτινολογίας-Ακτινοθεραπείας του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών, της Σχολής Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας, του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω ότι:

«Είμαι συγγραφέας της μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας με τίτλο «Μελέτη αγγείων με Αξονική Τομογραφία: πρωτόκολλα, δοσιμετρία» 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 την αίτηση μου στη Βιβλιοθήκη και έγκριση του επιβλέποντα καθηγητή.

Η Δηλούσα,

Μικερόζη Ευδοκία.



ΜΕΛΕΤΗ ΑΓΓΕΙΩΝ ΜΕ ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ: ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ, ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ

Περίληψη

Η παρούσα διπλωματική εργασία με τίτλο «Μελέτη αγγείων με αξονική τομογραφία: πρωτόκολλα, δοσιμετρία» κάνει αναφορά στις εξετάσεις αξονικής αγγειογραφίας για την μελέτη αρτηριών και φλεβών.

Ο σκοπός αυτής της εργασίας είναι η ανάδειξη της σπουδαιότητας της συγκεκριμένης μεθόδου ιατρικής απεικόνισης και η παρουσίαση διαφόρων τεχνικών και πρωτοκόλλων αξονικής αγγειογραφίας.

Επιπρόσθετα, γίνεται αναφορά στην έκθεση σε ακτινοβολία κατά τη διενέργεια των εξετάσεων αυτών και στους τρόπους μείωσης της δόσης προς τον εξεταζόμενο.

Λέξεις κλειδιά: ct angiography, CTA protocols, ct angiography techniques

STUDY OF VESSELS USING COMPUTED TOMOGRAPHY; PROTOCOLS, DOSIMETRY

Abstract

The present diploma thesis entitled "Study of vessels using Computed Tomography; protocols, dosimetry" refers to Computed Tomography angiography examinations for the study of arteries and veins. The purpose of this paper is to highlight the importance of this method of medical imaging and to present various CT angiography techniques and protocols. In addition, reference is made to the radiation exposure due to these examinations and the ways to reduce the dose to the examinee.

Keywords: ct angiography, CTA protocols, ct angiography techniques

Ευχαριστίες

Ολοκληρώνοντας τον κύκλο σπουδών μου στο μεταπτυχιακό πρόγραμμα «Σύγχρονες Εφαρμογές στην Ιατρική Απεικόνιση» καθώς και τη διπλωματική μου εργασία, θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου σε όλους όσους συνέβαλαν στην εκπλήρωση του στόχου μου.

Πρωτίστως, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή μου κύριο Μπάκα Αθανάσιο για την συμβολή του με σκοπό τη διεκπεραίωση αυτής της διπλωματικής εργασίας.

Τέλος, ευχαριστώ θερμά την οικογένειά μου για την ψυχολογική και ηθική υποστήριξη που μου προσφέρει τόσα χρόνια!

Περιεχόμενα

Δήλωση συγγραφέα μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας	5
Περίληψη	6
Abstract.....	7
Ευχαριστίες	8
Κατάλογος Εικόνων.....	10
Κατάλογος Πινάκων.....	11
Κατάλογος Συμβόλων και Συντομογραφιών	12
Εισαγωγή.....	15
Κεφάλαιο 1^ο Εισαγωγή στις βασικές έννοιες της Υπολογιστικής Τομογραφίας	17
1.1. Βασικές έννοιες & εξέλιξη της Υπολογιστικής Τομογραφίας	18
1.2. Παράμετροι σάρωσης και ανακατασκευής Αξονικής τομογραφίας.....	20
1.2.1. Pitch ή Βήμα σάρωσης	22
1.3. Αλγόριθμοι φίλτρου ανακατασκευής	23
1.4. Ανάλυση εικόνας.....	24
Κεφάλαιο 2^ο Βασικά στοιχεία Ανατομίας & Ανατομία αγγείων	27
2.1. Αιμοφόρα αγγεία	27
2.2. Μικρή & Μεγάλη Κυκλοφορία	29
2.3. Εγκεφαλικές Αρτηρίες& Φλέβες.....	30
2.4. Αρτηριακή & Φλεβική παροχή κορμού.....	33
2.5. Άνω άκρο & ανατομία αγγείων	35
2.6. Κάτω άκρο&ανατομία αγγείων	36
Κεφάλαιο 3^ο Αξονική Αγγειογραφία	41
3.1. Εξετάσεις Αξονικής Αγγειογραφίας.....	41
3.1.1. Σαρώσεις προ σκιαγραφικού.	41
3.1.2. Μήκος σάρωσης.....	42
3.2. Διάρκεια σάρωσης και διατήρηση αναπνοής.....	42
3.3. Ηλεκτροκαρδιογραφικός συντονισμός.....	43
3.3.1. Prospective Electrocardiogram Triggering (Prospective ECG triggering) – Προοπτικός ηλεκτροκαρδιογραφικός συντονισμός.....	44
3.3.2. Retrospective Electrocardiogram gating (Retrospective ECG) – Αναδρομικός ηλεκτροκαρδιογραφικός συντονισμός.....	46
3.3.3. Διαμόρφωση δόσης μέσω ηλεκτροκαρδιογραφήματος.....	50
3.4. Εικόνα Αξονικής Αγγειογραφίας & σκιαγραφικά μέσα	51
3.4.1. Απαιτήσεις έγχυσης μέσου σκιαγραφικής αντίθεσης στην CTA.....	51
3.4.2. Ενδοφλέβια χορήγηση σκιαγραφικού.....	52

3.5.	Εικόνα Αξονικής Αγγειογραφίας & μετεπεξεργασία	53
3.5.1.	Μετεπεξεργασία εικόνας & Βελτίωση εικόνας	53
3.6.	Πρωτόκολλα Αξονικής Αγγειογραφίας	58
3.7.	Αξονική αγγειογραφία Κεφαλής & Τραχήλου	60
3.8.	Πρωτόκολλο αξονικής αγγειογραφίας Θωρακικής αορτής	65
3.9.	Πρωτόκολλο αξονικής αγγειογραφίας Ανιούσας αορτής	67
3.10.	Πρωτόκολλα αξονικής αγγειογραφίας για απεικόνιση άνω άκρων	68
3.11.	Πρωτόκολλα αξονικής αγγειογραφίας αορτής και λαγόνιων αρτηριών	72
3.12.	Πρωτόκολλα απεικόνισης νεφρικών αρτηριών	75
3.13.	Πρωτόκολλα αξονικής αγγειογραφίας για απεικόνιση κάτω άκρων	76
3.14.	Πρωτόκολλα αξονικής Στεφανιογραφίας	79
3.15.	Αξονική αγγειογραφία Πνευμονικών αρτηριών	90
Κεφάλαιο 4^ο Δόση & δοσιμετρία		93
4.1	Δόση και δείκτες δόσης στην Αξονική αγγειογραφία	93
4.2	Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς	97
4.3	Παράμετροι που επηρεάζουν τη δόση της ακτινοβολίας	99
4.3.1	Τεχνικές μείωσης της δόσης με βάση τη μέθοδο ανακατασκευής	101
4.3.2	Τεχνικές μείωσης της δόσης τροποποιώντας τις παραμέτρους σάρωσης.	102
4.3.3.	Μείωση δόσης & Υ.Τ. δύο πηγών εκπομπής ακτίνων-Χ	105
4.3.4.	Δόση & Ηλεκτροκαρδιογραφικός συντονισμός	105
4.4.	Κίνδυνοι έκθεσης στην ακτινοβολία	106
Συζήτηση-Συμπεράσματα		110
Βιβλιογραφία		112

Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 2.6.1.	Αρτηρίες ανθρώπινου σώματος	38
Εικόνα 2.6.2.	Φλέβες ανθρώπινου σώματος.....	39
Εικόνα 3.10.1.	Τοπόγραμμα αξονικής αγγειογραφίας άνω άκρου	70
Εικόνα 3.10.2.	Εικόνες αξονικής αγγειογραφίας και ψηφιακής αφαιρετικής αγγειογραφίας.....	72
Εικόνα 3.13.1.	Εικόνα χαρακτηριστικών πρωτοκόλλου απεικόνισης και σκιαγραφικού μέσου με καθυστέρηση σάρωσης και υπολογισμό χρόνου σάρωσης.....	77
Εικόνα 3.13.2	Εικόνες αξονικής αγγειογραφίας κάτω άκρων	78
Εικόνα 3.14.1	Εικόνες με και χωρίς εναπόθεση ασβεστίου	88
Εικόνα 3.14.2.	Εικόνες αξονικής στεφανιογραφίας	89

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 3.6.1. Πρωτόκολλα εξετάσεων αξονικής αγγειογραφίας	60
Πίνακας 3.7.1. Ενδεικτικά Πρωτόκολλα για απεικόνιση ενδοκρανιακών αγγείων σε διάφορους τύπους σαρωτών.....	63
Πίνακας 3.7.2. Ενδεικτικά Πρωτόκολλα για την απεικόνιση των Καρωτίδων για διαφορετικούς τύπους σαρωτών.....	64
Πίνακας 3.7.3. Παράδειγμα πρωτόκολλων αγγειογραφιών κεφαλής & τραχήλου σε τομογράφο 64MSCT	65
Πίνακας 3.8.1. Ενδεικτικός πίνακας παραμέτρων CTA θωρακικής αορτής για σαρωτές διαφόρων τύπων	66
Πίνακας 3.8.2. Παράδειγμα πρωτόκολλων για απεικόνιση Θωρακικής αορτής σε τομογράφο 64MSCT	67
Πίνακας 3.9.1. Παράδειγμα πρωτόκολλου για απεικόνιση Ανιούσης αορτής σε τομογράφο 64MSCT.....	68
Πίνακας 3.10.1. Πρωτόκολλο Αξονικής αγγειογραφίας Άνω άκρων για τομογράφο 64MSCT	71
Πίνακας 3.11.1. Παράδειγμα πρωτόκολλου αξονικής αγγειογραφίας Κοιλιακής αορτής & αρτηριών κάτω άκρων για τομογράφο 64MSCT.....	73
Πίνακας 3.11.2. Παράδειγμα πρωτόκολλου Αξονικής αγγειογραφίας Θωρακοκοιλιακής & κοιλιακής αορτής για τομογράφο 64MSCT	74
Πίνακας 3.11.3. Ενδεικτικά Πρωτόκολλα απεικόνισης Αορτής για σαρωτές διαφορετικών τύπων	74
Πίνακας 3.12.1. Παράδειγμα πρωτόκολλου αξονικής αγγειογραφίας νεφρικών αρτηριών για τομογράφο 64MSCT.....	76
Πίνακας 3.13.3 Παράμετροι απεικόνισης αρτηριών Κάτω Άκρων με αξονική αγγειογραφία.....	78
Πίνακας 3.15.1. Αορτή – Πνευμονική Εμβολή – Στεφανιαίες Αρτηρίες (feed/ περιστροφή και βήμα τραπέζιου εξαρτώνται από τον καρδιακό ρυθμό).....	90
Πίνακας 3.15.1. Πρωτόκολλο Αξονικής αγγειογραφίας Πνευμονικών αρτηριών για τομογράφο 64MSCT	91
Πίνακας 4.1.1: Ορισμοί συσχετιζόμενοι με την δόση της ακτινοβολίας	94

Κατάλογος Συμβόλων και Συντομογραφιών

Συντομογραφίες στην αγγλική γλώσσα

2D	Two dimensional
3D	Three dimensional
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
ATCM	Automatic tube current modulation
ATCM	Automatic Tube Current Modulation
AVF	Arteriovenous fistula
AVM	Arteriovenous malformation
CABG	Coronary artery bypass grafting
cMPR	Curved MPR
CNR	Contrast to Noise Ratio
CTA	Computed Tomography Angiography
CTDI _{vol}	Volume CT dose index (mGy)
CTDI _w	Weighted CT dose index
CTP	Computed tomography perfusion.
CTPA	CT pulmonary angiography
CTV	Computed Tomography Venography
DECT	Dual Energy Computed Tomography
DLP	Dose-length product
DRL	Diagnostic reference level
DSCT	Dual Source Computed Tomography
E	Effective dose (mSv)
ECG	Electrocardiogram
EVAR	EndoVascular Repair
F	Filter
G	Gauge
Gy	Grays
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements – Διεθνής Επιτροπή Μονάδων και Μετρήσεων Ακτινοβολίας
kV	Kilovolt (tube voltage)
L	Scan length (cm)
LCE	Low Contrast Enhanced
mAs	Milliampere second (tube current-time product)
MIMVR	Minimally Invasive Mitral Valve Replacement
MIP	Maximum-Intensity Projections
mm	millimetre
MPR	MultiPlanarReconstruction/reformation
MRA	Magnetic Resonance Angiography
MSCT	MultiSlice Computed Tomography

N	Number of active detector rows
NCCT	Non-contrast computed tomography
P	Pitch
PACS	Picture archiving and communication system
RCG	Retrospective Electrocardiogram gating
RI	Reconstruction Interval
ROI	Region Of Interest
RT	Rotation time (s)
SAH	Subarachnoid hemorrhage
SC	Slice collimation (mm)
SFOV	Scan field of view
SHR	Super high resolution
SI	International System of Units-Διεθνές Σύστημα Μονάδων
SSR	Surface Shaded Rendering
ST	Slice thickness
Sv	Sieverts
SW	Slice Width
T (s)	Time or Scan duration (s)
TAVI	Transcatheter Aortic Valve Implantation
TAVR	Transcatheter Aortic Valve Replacement
TF	Table feed per rotation
TS	Table speed (mm/s)
U	Tube voltage
VM	Virtual Monoenergetic
VR	Volume Rendering
VRT	Volume Rendering Technique

Συνομογραφίες στην Ελληνική γλώσσα

AEE	Αιμορραγικό Εγκεφαλικό Επεισόδιο
ΔΕΑ	Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς
ΙΕΕ	Ισχαμικό Εγκεφαλικό Επεισόδιο
κ.α.	και άλλα
κ.λπ.	και λοιπά
κ.ο.κ.	και ούτω καθεξής
Μ.Σ.Α.	Μέσο Σκιαγραφικής Αντίθεσης
π.χ.	παραδείγματος χάρη
Σ.Μ.	Σκιαγραφικό Μέσο
Υ.Τ.	Υπολογιστική Τομογραφία
Χ.Δ.Ι	Χωρική Διακριτική Ικανότητα
χιλ.	χιλιοστά

Εισαγωγή

Η συγκεκριμένη διπλωματική εργασία πραγματεύεται το αντικείμενο της Υπολογιστικής Τομογραφίας και την εφαρμογή της στη μελέτη των αγγείων. Η αγγειογραφία με χρήση αξονικών τομογράφων είναι πλέον μια από τις πιο σημαντικές και αξιόπιστες διαγνωστικές μεθόδους τόσο για την εκτίμηση της ανατομίας των αγγείων όσο και της λειτουργικότητας αυτών. Η αξονική αγγειογραφία, ως ένα αξιόπιστο και μη επεμβατικό εργαλείο για τη διάγνωση φυσιολογικών και παθολογικών καταστάσεων των αιμοφόρων αγγείων, επιτρέπει την λεπτομερή απεικόνιση αρτηριακών και φλεβικών παραλλαγών. Αυτό είναι ζωτικής σημασίας για την επιλογή της κατάλληλης χειρουργικής και θεραπευτικής αντιμετώπισης σε έναν ασθενή και τη μείωση επιπλοκών, όπως η ισχαιμία και το έμφραγμα. Μέσω αυτής της εξέτασης καθίσταται δυνατή η διάγνωση διαφόρων παθολογικών καταστάσεων π.χ. αιμορραγίας, εγκεφαλικού αιματώματος, ανευρύσματος, αρτηριοφλεβώδους δυσπλασίας (AVM), αρτηριοφλεβώδους επικοινωνίας (AVF), όγκου, εγκεφαλικού ισχαιμικού επεισοδίου, στένωσης αγγείων κ.α. Η σπουδαιότητα της συγκεκριμένης απεικονιστικής μεθόδου όσο και η ενδιαφέρουσα ιατρική οπτική πλευρά του θέματος είναι πολύ μεγάλη, καθώς είναι μια τεχνική με μεγάλα ποσοστά ακρίβειας, με εικόνες εξαιρετικής ανάλυσης, η οποία συνεχώς εξελίσσεται.

Συγκεκριμένα, στο κεφάλαιο^{1ο} γίνεται μια γενική αναφορά στην Υπολογιστική τομογραφία και σε βασικές έννοιες και αρχές που την διέπουν.

Στο κεφάλαιο^{2ο} παρουσιάζεται η ανατομία των μεγαλύτερων και σημαντικότερων αγγείων του ανθρώπινου σώματος, τα οποία μελετώνται συχνότερα με αξονική αγγειογραφία.

Το κεφάλαιο^{3ο}, περιέχει πληροφορίες για τις διάφορες εξετάσεις αξονικής αγγειογραφίας που πραγματοποιούνται συχνότερα. Πιο συγκεκριμένα, αναφέρονται διάφορα πρωτοκολλά αξονικής αγγειογραφίας ανάλογα με την ανατομική περιοχή που μελετάται

καθώς και λεπτομέρειες για την διεξαγωγή των εξετάσεων για τη μελέτη των αγγείων με αξονική τομογραφία (προετοιμασία εξεταζόμενου, απαιτήσεις κ.λπ.).

Το 4^ο κεφάλαιο αφορά τη δοσιμετρία στις αξονικές αγγειογραφίες και παρουσιάζονται διάφοροι τεχνικές μείωσης της δόσης ακτινοβολήσης κατά τη διενέργεια αυτών των εξετάσεων.

Κεφάλαιο 1^ο Εισαγωγή στις βασικές έννοιες της Υπολογιστικής Τομογραφίας

Η Υπολογιστική Τομογραφία ή Αξονική Τομογραφία έχει συμβάλλει τα μέγιστα μέχρι σήμερα στην απεικόνιση του ανθρώπινου σώματος. Η αξονική αγγειογραφία ή Computed Tomography Angiography (CTA) είναι μια τεχνική απεικόνισης που χρησιμοποιεί ενδοφλέβια χορήγηση ουσίας σκιαγραφικής αντίθεσης, στις περισσότερες περιπτώσεις ιωδιούχου σκευάσματος, για τη δημιουργία τρισδιάστατων εικόνων των αιμοφόρων αγγείων από διάφορα μέρη του σώματος με υψηλή ποιότητα και καθιστά ορατή τη ροή του αίματος μέσα σε αυτά. Η απεικόνιση αγγείων με Υπολογιστική Τομογραφία κατέστη δυνατή για πρώτη φορά στις αρχές της δεκαετίας του χίλια εννιακόσια ενενήντα με σπειροειδή ή ελικοειδή σάρωση, η οποία συνδύαζε ταυτόχρονη, συνεχή περιστροφή της συστοιχίας λυχνίας-ανιχνευτών, μέσα σε μια κατασκευή που ονομάζεται ικρίωμα- στο έξης gantry) και κίνηση της εξεταστικής τράπεζας. Στις τεχνικές που προηγήθηκαν ανήκει και αυτή που αφορούσε τη λήψη εικόνων τομή-τομή με τους συμβατικούς αξονικούς τομογράφους. Οι νέες τεχνικές σάρωσης επέτρεψαν την ταχύτατη απεικόνιση περιοχών του ανθρώπινου σώματος και κατ' επέκταση την απεικόνιση ενδοφλέβιας χορηγηθείσας ουσίας σκιαγραφικής αντίθεσης καθώς αυτή χορηγείται και διέρχεται μέσα από μια συγκεκριμένη αγγειακή περιοχή. Επιπρόσθετα, παρέχονται εικόνες τριών διαστάσεων με υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα, επιτρέποντας την αξιολόγηση τόσο του αυλού και του τοιχώματος ενός αγγείου, όσο και γειτονικών δομών. Ακόμα, η αξονική αγγειογραφία δύναται να αξιοποιήσει την αρτηριακή φάση για την απεικόνιση των αρτηριών και την πυλαία-φλεβική φάση για την απεικόνιση των φλεβών. Για πολλά έτη αποτέλεσε ειδική εξέταση μέχρι την εξέλιξη της τεχνολογίας των σαρωτών.¹ Με την πάροδο των ετών όμως, η CTA κατέστη μέθοδος εκλογής για την απεικόνιση αγγείων όπως παραδείγματος χάρη της αορτής, των πνευμονικών αρτηριών, των καρωτίδων, των νεφρικών αρτηριών, των σπλαχνικών

αρτηριών, καθώς ακόμα και για το εξάγωνο του Willis αλλά και τις στεφανιαίες αρτηρίες, σε ουκ ολίγες περιπτώσεις. Ειδικά σε επείγουσες καταστάσεις, όπως είναι οξεία αορτικά σύνδρομα, αγγειακό τραύμα, εσωτερική αιμορραγία, κρίσιμη ισχαιμία άκρων, θρόμβωση και εμβολή, η CTA είναι ζωτικής σημασίας για τον έλεγχο της κατάστασης, τον σχεδιασμό θεραπείας και την πορεία της υγείας του ασθενούς.

1.1. Βασικές έννοιες & εξέλιξη της Υπολογιστικής Τομογραφίας

Η υπολογιστική τομογραφία είναι μια μέθοδος απεικόνισης, η οποία χρησιμοποιεί ακτινοβολία-Χ. Διαθέτει συνήθως μία πηγή εκπομπής ακτινών-Χ, η οποία περιστρέφεται γύρω από τον εξεταζόμενο. Η δέσμη των ακτινών αυτών απορροφάται κατά ένα μέρος από το ανθρώπινο σώμα και εξέρχεται από αυτό προς διαφορετικές κατευθύνσεις. Η εξασθένιση των ακτινών-Χ, ακολουθώντας πολλαπλές διαδρομές μέσα στο σώμα, χρησιμοποιείται από ένα μαθηματικό πρότυπο ανακατασκευής εικόνας για να υπολογίσει την τοπική εξασθένιση κάθε σημείου του όγκου σάρωσης. Τα δεδομένα αυτά αποτελούν τα ακατέργαστα δεδομένα της σάρωσης, τα λεγόμενα και ως CT raw data. Οι συντελεστές εξασθένισης συλλέγονται και τελικά ορίζουν τον αριθμό CT ή αλλιώς CT number της μήτρας της εικόνας.² Το στάδιο της ανακατασκευής μιας εικόνας Υ.Τ., ουσιαστικά, αφορά τη δισδιάστατη ανασύνθεση της κατανομής του συντελεστή εξασθένισης μ σε μονάδες Hounsfield (HU) και το σύνολο των ληφθέντων προβολών για κάθε επιμέρους τομή. Όλα αυτά τα δεδομένα, μέσω πολυσύνθετων μαθηματικών αλγορίθμων, συλλέγονται και μετατρέπονται σε διαβαθμίσεις του γκρι που έχουν ως τελικό αποτέλεσμα μια δισδιάστατη εικόνα. Ένα πρότυπο που χρησιμοποιείται ευρέως στα περισσότερα συστήματα Υ.Τ. είναι η λεγόμενη τεχνική της διηθημένης οπισθοπροβολής, αλλά πλέον υπάρχουν και άλλες τεχνικές. Η εξέλιξη των μαθηματικών μεθόδων ανακατασκευής εικόνας στην Υ.Τ. έφερε νέες

τεχνικές υπολογισμού των συντελεστών εξασθένησης διαφορετικών μονοπατιών απορρόφησης ακτίνων-Χ που λαμβάνονται ως σύνολο δεδομένων.

Μεγάλα άλματα συντελέστηκαν, επίσης, με την καταγραφή πολλών βημάτων-τομών σε κάθε περιστροφή του συστήματος-MSCT, που είναι: η μεγαλύτερη γεωμετρική κάλυψη, ο μικρότερος χρόνος εξέτασης και η υψηλή Χ.Δ.Ι. κατά τον άξονα ζ.³ Εισήλθαν στην αγορά συστήματα που διαθέτουν από οκτώ έως τριακόσιες είκοσι σειρές ανιχνευτών κ.λπ. και χρόνους περιστροφής μικρότερους των δέκα δευτερολέπτων. Ακόμα, κατέστη δυνατή και η απόκτηση εικόνας ισοτροπικής ανάλυσης της τάξης υποχιλιοστού για πολύ μεγάλους όγκους και σε μόλις ελάχιστα δευτερόλεπτα.⁴ Οι MSCT αποτελούνται από πολλαπλές σειρές ανιχνευτικών διατάξεων και μπορούν να συλλεχθούν περισσότερες από μία εικόνες ανά περιστροφή της λυχνίας ακτίνων-Χ, ανάλογα με τη διαμόρφωση του ανιχνευτή. Το πάχος μιας μεμονωμένης σειράς ανιχνευτή αντιπροσωπεύει το ελάχιστο πάχος τομής για τους περισσότερους σαρωτές. Οι αξονικοί τομογράφοι που χρησιμοποιούνται περισσότερο στην κλινική πράξη διαθέτουν από εξήντα τέσσερις έως τριακόσιες είκοσι σειρές ανιχνευτών.

Ο όρος "διαμόρφωση ανιχνευτή" αναφέρεται στον αριθμό των καναλιών και το ενεργό πλάτος της σειράς ανιχνευτών (π.χ. $16 \times 1,25$ mm). Ευθυγράμμιση δέσμης σημαίνει το πλάτος της δέσμης ακτίνων-Χ ή ο αριθμός των καναλιών πολλαπλασιασμένος επί το ενεργό πλάτος της σειράς του ανιχνευτή. Ένας Υ.Τ., για παράδειγμα, εξήντα τεσσάρων τομών, υποδηλώνεται ότι διαθέτει εξήντα τέσσερα κανάλια ανιχνευτών επί 1,25 mm πλάτος σειράς άρα ισούται με ογδόντα mm και εξήντα κανάλια δεδομένων επί 0,625 mm πλάτος σειράς ισούται με σαράντα mm. Το βήμα σάρωσης αναφέρεται στην ταχύτητα του τραπέζιου ανά περιστροφή διαιρεμένη με το συνολικό πλάτος της ευθυγραμμισμένης δέσμης και αναφέρεται ως pitch.⁵ Πλέον, στην παγκόσμια αγορά είναι διαθέσιμα

συστήματα Υ.Τ. που περιλαμβάνουν δύο λυχνίες ακτινοβολήσης. Οι τομογράφοι αυτοί διαθέτουν δύο ανεξάρτητες διατάξεις, αποτελούμενες η καθεμία από μια λυχνία και το σύστημα ανιχνευτών, που βρίσκονται μεταξύ τους σε γωνία ενενήντα μοιρών. Οι τομογράφοι δύο λυχνιών έχουν ακόμα πιο μικρό χρόνο σάρωσης σε σχέση με τους MDCT, αυξημένη ισχύ, γεγονός που επιτρέπει βέλτιστη απεικόνιση, ακόμα και σε περιπτώσεις παχύσαρκων εξεταζόμενων, καθώς επίσης και ταχεία σάρωση μεγάλου όγκου. Επίσης, λόγω των δύο ενεργειακών φασμάτων, είναι εφικτό να διαχωριστούν απεικονιστικά δύο δομές ανασυνθέτοντας δύο διαφορετικές εικόνες π.χ. για νερό και ιώδιο.⁶ Δίδεται δηλαδή, η δυνατότητα προσδιορισμού του ατομικού αριθμού του απεικονιζόμενου υλικού και, ως εκ τούτου, η ανασύνθεση του ώστε να παρέχεται λεπτομερέστερος προσδιορισμός του ιστού. Για παράδειγμα, δύναται να προσδιοριστεί η ποσότητα ιωδιούχου μέσου σκιαγραφικής αντίθεσης σε έναν δεδομένο όγκο του ιστού ή να βελτιωθεί η ανίχνευση μικρών μαζών. Το σήμα ιωδίου μπορεί να κατασταλεί ή ακόμα και να αφαιρεθεί (π.χ. εικονικές μη ενισχυμένες εικόνες). Μεταξύ των πιο σημαντικών μεθόδων ανακατασκευής εικόνων CT διπλής ενέργειας είναι οι χάρτες ιωδίου για ανάλυση αιμάτωσης, οι εικονικές μη ενισχυμένες εικόνες, οι εικονικές χωρίς ασβέστιο ή εικονικές μονοενεργειακές εικόνες.⁷

1.2. Παράμετροι σάρωσης και ανακατασκευής Αξονικής τομογραφίας

Στην αξονική τομογραφία και κατ' επέκταση και στην αξονική αγγειογραφία υπάρχουν κάποιες παράμετροι, οι οποίες διαδραματίζουν σημαίνοντα ρόλο για τη διενέργεια και μετέπειτα επεξεργασία μιας εξέτασης. Οι πιο σημαντικές παράμετροι σάρωσης και ανακατασκευής συνοψίζονται παρακάτω. Οι ακόλουθες παράμετροι που περιγράφονται καθορίζουν την απόκτηση δεδομένων των εικόνων.

- Αριθμός ενεργών σειρών ανιχνευτή (N): συνήθως από μία έως τριακόσιες είκοσι.

- Τομή Διαφραγμάτων (SC) ή ονομαστικό πάχος διατομής. Εκφράζεται σε χιλιοστά (mm).
- Χρόνος περιστροφής (RT). Εκφράζεται σε δευτερόλεπτα (sec).
- Τροφοδοσία τραπεζιού ανά περιστροφή (TF). Υπολογίζεται από τον μαθηματικό τύπο:
 $N \times SC \times P$.
- Συντελεστής βήματος εξεταστικού τραπεζιού (P). Υπολογίζεται από τον μαθηματικό τύπο: $P = TF / (N \times C)$.

$$\text{Pitch Factor} = \frac{\text{Feed/Rot}}{N \text{ row} \times \text{Slice collimation}}$$

- Μήκος σάρωσης (L). Εκφράζεται σε εκατοστά (cm) και υπολογίζεται από τον μαθηματικό τύπο: $T \times TS = T \times N \times SC \times P / RT$.
- Τάση λυχνίας (U), που ονομάζεται επίσης ρύθμιση kVp (80, 90, 100, 120, 130, ή 140 kVp).
- Φορτίο/Ρεύμα λυχνίας (I x t), που ονομάζεται επίσης ρύθμιση mAs.
- SFOV - οπτικό πεδίο σάρωσης (καθορίζει την περιοχή από την οποία λαμβάνονται δεδομένα) .
- Ταχύτητα τραπεζιού TS. Εκφράζεται σε mm/s και υπολογίζεται από τον μαθηματικό τύπο: TF / RT .
- Διάρκεια σάρωσης (T). Εκφράζεται σε δευτερόλεπτα (second) και υπολογίζεται από τον μαθηματικό τύπο: $\text{χρόνος σάρωσης} = L / TS = L \times RT / [N \times SC \times P]$.
- Ρεύμα λυχνίας $\text{mA} = \frac{\text{effective mAs}}{\text{Rot. Time}} \times \text{Pitch Factor}$.
- Μέγεθος μήτρας εικόνας- Matrix (συνήθως 512x512, 768x768 ή 1.024x1024 επίσης σε ορισμένους σαρωτές)
- FOV - Οπτικό πεδίο (μικρότερο ή ίσο με SFOV)
- F - Φίλτρο ανασύνθεσης (πυρήνας φίλτρου, καθορίζει την ανάλυση xy)
- SW - Πλάτος διατομής. Εκφράζεται σε χιλιοστά (mm). Ορίζει το πραγματικό πάχος τομής και καθορίζει την ανάλυση z.
- RI - διάστημα ανακατασκευής. Εκφράζεται σε χιλιοστά (mm).
- CNR - Λόγος αντίθεσης προς θόρυβο. Υπολογίζεται από τον μαθηματικό τύπο:
 $(CT \text{ αγγείου} - CT \text{ μαλακός ιστός}) / \text{Θόρυβος}$.⁸

1.2.1. Pitch ή Βήμα σάρωσης.

Για την κατανόηση του όρου βήμα σάρωσης ακολουθούν δύο παραδείγματα για δύο συστήματα Υ.Τ. μίας σειράς ανιχνευτών και δεκαέξι σειρών αντίστοιχα.

Σε μονοτομικό Υ.Τ το βήμα σάρωσης ισούται με τη μετατόπιση του τραπεζιού ανά περιστροφή, διαιρούμενο προς το εύρος διαφράγματος.

π.χ.: αν το εύρος διαφράγματος ανιχνευτή ισούται με πέντε mm, η εξεταστική τράπεζα μετακινείται πέντε mm ανά περιστροφή, τότε βήμα ισούται με ένα.

Σε Υ.Τ. δεκαέξι σειρών ανιχνευτών υπάρχουν οι εξής διαφοροποιήσεις:

- Τροφοδοσία/Περιστροφή: την κίνηση του τραπεζιού ανά περιστροφή
- Volume Pitch: η κίνηση του τραπεζιού ανά περιστροφή διά το εύρος ανιχνευτή μόνης φέτας.

π.χ.: αν το εύρος ανιχνευτή μόνης τομής ισούται με 1,5 mm, και η εξεταστική τράπεζα μετακινείται είκοσι τέσσερα mm ανά περιστροφή, τότε το Volume Pitch ισούται με δεκαέξι.

Στην περίπτωση που το Pitch ισούται με ένα δεν υπάρχει επικάλυψη των δεδομένων. Pitch μικρότερο από ένα οδηγεί σε επικαλυπτόμενα δεδομένα (απαραίτητο για την αξονική αγγειογραφία καρδιάς) και οδηγεί σε υψηλότερη έκθεση σε ακτινοβολία.

Pitch μεγαλύτερο από ένα έχει ως αποτέλεσμα κενά μεταξύ του συνόλου δεδομένων.

Pitch Factor ή Συντελεστής βήματος σάρωσης ορίζεται ως η κίνηση του τραπεζιού ανά περιστροφή διά το εύρος ανιχνευτή π.χ.: αν το εύρος τομής ανιχνευτή ισούται με 16 x 1,5 mm, η εξεταστική τράπεζα μετακινείται είκοσι τέσσερα mm ανά περιστροφή και, τότε, ο συντελεστής βήματος ισούται με τον αριθμό ένα.

Σε πολλά συστήματα, το pitch δεν επιλέγεται από τον τεχνολόγο αλλά μέσω του λογισμικού προσαρμόζεται ανάλογα μόλις καθοριστούν οι παράμετροι σάρωσης όπως το

εύρος σάρωσης, ο χρόνος σάρωσης, το εύρος τομής ανιχνευτή και ο χρόνος περιστροφής. Η παράμετρος Pitch Factor μπορεί να προσαρμοστεί κατά βούληση.

1.3. Αλγόριθμοι φίλτρου ανακατασκευής

Η ανακατασκευή της εικόνας μια αξονικής τομογραφίας αποτελεί αναπόσπαστο μέρος της διαδικασίας. Η τελική εικόνα προς γνωμάτευση είναι αποτέλεσμα των εργαλείων ανακατασκευής και όχι τα ίδια τα ακατέργαστα δεδομένα (rowdata) που λαμβάνουν οι ανιχνευτές. Υπάρχουν τρεις βασικές κατηγορίες φίλτρων ανακατασκευής. Αυτές είναι: η φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή, η ανακατασκευή που μειώνει το θόρυβο και οι επαναληπτικοί αλγόριθμοι ανακατασκευής. [Beisteretal 2012, Obmannetal 2016, McLeavyetal 2021]

Το λογισμικό ενός Υ.Τ. παρέχει τη δυνατότητα στην καρτέλα εργασίας ανασυνθέσεων, να οριστούν έως και τρεις εργασίες ανακατασκευής φίλτρου της εικόνας με διαφορετικές παραμέτρους, είτε πριν είτε μετά την απόκτηση των δεδομένων. Υπάρχουν διαφορετικοί τύποι αλγορίθμων ανακατασκευής ανάλογα με την εταιρεία κατασκευής του αξονικού τομογράφου και η κάθε εταιρεία χρησιμοποιεί διαφορετικές ονομασίες για αυτά.

Τα φίλτρα εικόνας χρειάζονται επειδή η πυκνότητα HU ενός συγκεκριμένου εικονοστοιχείου δεν είναι μια διακριτή τιμή αλλά μια εκτίμηση κατά κάποιον τρόπο της καμπύλης Gauss. Για να βελτιωθεί η εκτίμηση της πυκνότητας HU ενός συγκεκριμένου voxel, γίνεται κοινή χρήση δεδομένων από γειτονικά voxel. Ο τύπος του φίλτρου καθορίζεται από τον βαθμό στον οποίο χρησιμοποιούνται δεδομένα από γειτονικά voxel. Ένα ευκρινές φίλτρο χρησιμοποιεί λίγα δεδομένα από γειτονικά voxel με αποτέλεσμα η εικόνα να είναι ευκρινής και με θόρυβο. Αυτά τα φίλτρα χρησιμοποιούνται για την ενίσχυση των ανατομικώνπαρυφών. Τα λεία φίλτρα χρησιμοποιούν περισσότερες

πληροφορίες από γειτονικά voxel και χρησιμοποιούνται για τη μείωση του θορύβου της εικόνας. Αυτά τα φίλτρα έχουν ως αποτέλεσμα πιο λείες άκρες. Τα μεσαία φίλτρα είναι πιο ομαλά (smooth) και χρησιμοποιούνται περισσότερο στην καθημερινή πρακτική.

Η ευκρίνεια της εικόνας ορίζεται από τους αριθμούς αυτούς— όσο μεγαλύτερος είναι ο αριθμός, τόσο πιο ευκρινής είναι η εικόνα. Όσο μικρότερος είναι ο αριθμός, τόσο πιο ομαλή είναι η εικόνα.

Παρακάτω αναφέρονται τέσσερα παραδείγματα ειδών φίλτρων που χρησιμοποιήθηκαν ευρέως για τις διάφορες εξετάσεις αξονικής τομογραφίας.

PFO: Για να μειωθούν οι ψευδοεικόνες που προκύπτουν από την σκλήρυνση της δέσμης στις εικόνες της κεφαλής, ιδιαίτερα στη βάση του κρανίου, χρησιμοποιείται το φίλτρο βελτιστοποίησης οπίσθιου βόθρου.

ASA: Το φίλτρο Advanced Smoothing Algorithm (ASA) μειώνει τον θόρυβο στους μαλακούς ιστούς ενώ διατηρούνται οι ακμές με υψηλή αντίθεση.

LCE: Το φίλτρο βελτίωσης χαμηλής αντίθεσης (LCE) ενισχύει την ανιχνευσιμότητα χαμηλής αντίθεσης. Μειώνει το θόρυβο της εικόνας.

HCE: Το φίλτρο βελτίωσης υψηλής αντίθεσης (HCE) ενισχύει την ανιχνευσιμότητα υψηλής αντίθεσης. Αυξάνει την ευκρίνεια της εικόνας.⁹

1.4. Ανάλυση εικόνας

Στην Υ.Τ., το μέγεθος των εικονοστοιχείων στο επίπεδο xy και η διεύθυνση z πρέπει να προσαρμοστεί στη διαθέσιμη χωρική ανάλυση. Για σαρωτές πολλαπλών σειρών ανιχνευτών, οι παράμετροι σάρωσης επιλέγονται έτσι ώστε η χωρική ανάλυση στο επίπεδο xy να είναι παρόμοια με την ανάλυση στην κατεύθυνση z (ισότροπη ανάλυση) και τα voxel πρέπει, επίσης, να είναι ισότροπα (δηλ. να έχουν κυβικό σχήμα). Για το σκοπό αυτό, η

ανακατασκευή θα πρέπει να επιλεγεί ανάλογα με το μέγεθος των εικονοστοιχείων.

Η χωρική ανάλυση στο επίπεδο απεικόνισης (επίπεδο xy) καθορίζεται από τα ειδικά χαρακτηριστικά κάθε σαρωτή αξονικής τομογραφίας και το φίλτρο ανακατασκευής που χρησιμοποιείται για την ανακατασκευή εικόνων από τα προβολικά δεδομένα. Ο πυρήνας του φίλτρου καθορίζει την αντιστάθμιση μεταξύ χωρικής ανάλυσης και θορύβου εικόνας. Η μέγιστη χωρική ανάλυση που μπορεί να δημιουργηθεί εξαρτάται από τη γεωμετρία του σαρωτή και αυξάνεται, για παράδειγμα, για μικρότερα στοιχεία ανιχνευτή ή τεχνικές όπως το ιπτάμενο εστιακό σημείο. Όσον αφορά την αξονική αγγειογραφία, ο θόρυβος της εικόνας αποτελεί περιοριστικό παράγοντα. Ως εκ τούτου, οι πυρήνες φίλτρων μέτριας εξομάλυνσης προτιμώνται για τις περισσότερες εφαρμογές.

Με τους σαρωτές πολλαπλών σειρών ανιχνευτών, το πάχος τομής γίνεται ανεξάρτητο από την επιλογή εύρους διαμόρφωσης ανιχνευτή. Η μόνη προϋπόθεση είναι το SW να είναι μεγαλύτερο ή ίσο του SC . Αυτό σημαίνει ότι η χωρική ανάλυση στην κατεύθυνση z μπορεί εύκολα να μειωθεί εάν είχε επιλεγεί λεπτή ευθυγράμμιση για τη σάρωση. Ωστόσο, η επιλογή πολύ λεπτής τομής μπορεί να αλλοιώσει την ανάλυση του άξονα z μετά την απόκτηση της σάρωσης. Οι διάφοροι κατασκευαστές έχουν υιοθετήσει διαφορετικές προσεγγίσεις για την πρακτική εφαρμογή αυτής της αρχής. Ορισμένοι τομογράφοι επιτρέπουν τη συνεχή επιλογή SW , άλλοι επιτρέπουν πολλαπλάσια του επιλεγμένου πλάτους διατομής.

Η χρονική ανάλυση περιγράφεται από το παράθυρο της χρονικής απόκτησης των δεδομένων, τη χρονική περίοδο από την οποία λαμβάνεται δείγμα δεδομένων για την ανακατασκευή μιας εικόνας. Εάν τα ακατέργαστα δεδομένα σταθμίζονται πριν από την ανακατασκευή, η χρονική ανάλυση ορίζεται συχνά σε αναλογία με τη χωρική ανάλυση ως το πλήρες πλάτος στο μισό μέγιστο της συνάρτησης χρονικής στάθμισης. Η χρονική

ανάλυση σχετίζεται άμεσα με την ταχύτητα περιστροφής της λυχνίας. Οι περισσότεροι σαρωτές έχουν χρόνο περιστροφής λυχνίας μικρότερο των τριακοσίων τριάντα ms. Για παράδειγμα, η μισή περιστροφή της λυχνίας επαρκεί για την απεικόνιση της καρδιάς με αποτέλεσμα η χρονική ανάλυση των περισσότερων σαρωτών να είναι μικρότερη των εκατόν εξήντα ms. Ωστόσο με ειδικούς αλγόριθμους ανακατασκευής, η χρονική ανάλυση μπορεί να μειωθεί κατά το ήμισυ. Η χρονική ανάλυση είναι μέγιστης σημασίας σε εξετάσεις όπως η αξονική στεφανιογραφία και η απεικόνιση της καρδιάς λόγω των ταχέως κινούμενων αγγείων.¹⁰

Σε αυτό το κεφάλαιο θα γίνει αναφορά της βασικής ανατομίας των αγγείων του ανθρώπινου σώματος καθώς και των σημαντικότερων από αυτά.

2.1. Αιμοφόρα αγγεία

Το σύστημα μεταφοράς του αίματος στο ανθρώπινο σώμα συνοπτικά περιλαμβάνει τις παρακάτω δομές:

- α) την καρδιά, η οποία είναι το κυριότερο τμήμα του αιμοφόρου συστήματος,
- β) τις αρτηρίες, οι οποίες μεταφέρουν το αίμα από την καρδιά προς την περιφέρεια (απαγωγά αγγεία), και τα αρτηρίδια,
- γ) τις φλέβες, οι οποίες επαναφέρουν το αίμα στην καρδιά (προσαγωγά αγγεία) και τα φλεβίδια,
- δ) τα τριχοειδή, τα οποία επιτρέπουν την ανταλλαγή ουσιών στους ιστούς και παρεμβάλλονται μεταξύ αρτηριών και φλεβών.

Οι αρτηρίες χαρακτηρίζονται ως ελαστικού και μυϊκού τύπου αγγεία, μέσω των οποίων το αίμα οδεύει από την καρδιά, είτε προς τους πνεύμονες για οξυγόνωση (φλεβικό αίμα), είτε οξυγονωμένο προς όλους τους ιστούς (αρτηριακό αίμα). Αναφορικά, έχουν παχύτερα τοιχώματα, μικρότερη εσωτερική διάμετρο από τις φλέβες και περισσότερο μυϊκό ιστό. Το αίμα διοχετεύεται στις αρτηρίες των κοιλιών με κάθε συστολή. Τα τοιχώματά τους διευρύνονται με την πίεση του εισερχόμενου αίματος και η διεύρυνση αυτή ονομάζεται σφυγμός. Κάθε παλμός της καρδιάς προκαλεί ένα σφυγμό στις αρτηρίες, με αποτέλεσμα να έχουν τον ίδιο ρυθμό οι σφυγμοί των αρτηριών και οι παλμοί της καρδιάς. Ο σφυγμός αυτός ανιχνεύεται στον καρπό του χεριού, καθώς και σε άλλα σημεία του σώματος.

Το αίμα προωθείται στο εσωτερικό των αρτηριών και με τις συσπάσεις των τοιχωμάτων τους, επειδή κινείται με μεγαλύτερη ταχύτητα, εμφανίζει μεγαλύτερη πίεση απ' ό τι στις φλέβες. Όσον αφορά τα αρτηρίδια, αυτά είναι διακλαδώσεις των αρτηριών, μικρότερων διαστάσεων.

Η αορτή και η πνευμονική αρτηρία αποτελούν τις δύο μεγαλύτερες αρτηρίες του σώματος. Οι υπόλοιπες αρτηρίες είναι διακλαδώσεις των παραπάνω αρτηριών. Η πνευμονική αρτηρία διακρίνεται σε δεξιά και αριστερή πνευμονική. Μέσω των πνευμονικών αρτηριών το φλεβικό αίμα μεταφέρεται από τη δεξιά κοιλία στους πνεύμονες.

Η αορτή έχει ως αρχή την αριστερή κοιλία της καρδιάς και το οξυγονωμένο αίμα μεταφέρεται μέσω αυτής στις υπόλοιπες αρτηρίες του σώματος. Διακρίνεται σε ανιούσα αορτή, αορτικό τόξο, κατιούσα θωρακική αορτή και κοιλιακή αορτή.

Όσον αφορά τις φλέβες, αυτές είναι περισσότερες από τις αρτηρίες και δεν εμφανίζουν σφυγμό. Έχουν βαλβίδες που επιτρέπουν μονόδρομη πορεία στο αίμα ώστε να οδεύει προς την καρδιά. Τα φλεβίδια αποτελούν διακλαδώσεις των φλεβών μικρότερων διαστάσεων που επαναφέρουν το αίμα στην καρδιά. Τέλος, χαρακτηρίζονται ως δεξαμενές αίματος λόγω του γεγονότος ότι τα δύο τρίτα της συνολικής ποσότητας αίματος βρίσκεται στις φλέβες και στα φλεβίδια κάθε στιγμή.

Ένα ακόμα σημαντικό μέρος του αιμοφόρου συστήματος είναι τα τριχοειδή. Αυτά αριθμητικά είναι πολύ περισσότερα και πολύ λεπτότερα από όλα τα αιμοφόρα αγγεία με εσωτερική διάμετρο όση περίπου κι ένα ερυθρό αιμοσφαίριο. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τη δυνατότητα κυκλοφορίας μόνο ενός ερυθρού αιμοσφαιρίου μέσα σε αυτά. Παρεμβάλλονται μεταξύ αρτηριών και φλεβών και διαδραματίζουν πολύ σημαντικό ρόλο στη λειτουργία του κυκλοφορικού συστήματος και του οργανισμού γενικότερα. Μέσω των τοιχωμάτων τους, τα οποία συνίστανται από στρώμα επιθηλιακών κυττάρων μιας μόνο

στιβάδας, το ενδοθήλιο, γίνεται η ανταλλαγή των ουσιών ανάμεσα στο αίμα και στους ιστούς, καθώς και η ανταλλαγή του οξυγόνου και του διοξειδίου του άνθρακα. Τα τοιχώματα των τριχοειδών επιτρέπουν, επίσης, στα λεμφοκύτταρα να τα διαπερνούν και να συμβάλλουν όπου είναι απαραίτητο στην άμυνα του οργανισμού.¹¹

2.2. Μικρή & Μεγάλη Κυκλοφορία

Οι δύο σημαίνουσες κυκλοφορικές οδοί του αίματος είναι η πνευμονική κυκλοφορία και η συστηματική κυκλοφορία. Κατά την Μικρή ή πνευμονική κυκλοφορία, αίμα από όλες τις περιοχές του σώματος συγκεντρώνεται αρχικά στο δεξιό κόλπο της καρδιάς και στη συνέχεια περνά στη δεξιά κοιλία, η οποία συστέλλεται και το διοχετεύει στην πνευμονική αρτηρία, η οποία είναι η μόνη αρτηρία που μεταφέρει μη οξυγονωμένο αίμα. Μέσω της αρτηρίας αυτής, η οποία στη συνέχεια διακλαδίζεται, το αίμα φτάνει στους πνεύμονες. Πραγματοποιείται η ανταλλαγή αερίων, κατά την οποία το αίμα παραλαμβάνει το οξυγόνο και αποβάλλει το διοξείδιο του άνθρακα. Στη συνέχεια, το οξυγονωμένο αίμα, μέσω των πνευμονικών φλεβών, επιστρέφει στον αριστερό κόλπο της καρδιάς. Από τον αριστερό κόλπο περνά στην αριστερή κοιλία και στη συνέχεια στην αορτή, απ' όπου ξεκινά η μεγάλη κυκλοφορία του αίματος.

Στη μεγάλη ή συστηματική κυκλοφορία συμμετέχουν όλες οι κατηγορίες αιμοφόρων αγγείων. Τα μεγάλα αγγεία που συμμετέχουν είναι η αορτή, η άνω και η κάτω κοίλη φλέβα. Οι αρτηρίες μεταφέρουν το αίμα από την αριστερή κοιλία της καρδιάς προς το υπόλοιπο σώμα και οι φλέβες το επαναπροωθούν στο δεξιό κόλπο της καρδιάς. Οι άνω και κάτω κοίλες φλέβες συλλέγουν το αίμα καθώς επιστρέφει απ' όλα τα σημεία του σώματος και το επαναφέρουν στο δεξιό κόλπο της καρδιάς. Εδώ, αίμα από την αριστερή κοιλία της καρδιάς, μέσω της αορτής και των διακλαδώσεών της, κατευθύνεται προς όλα τα σημεία του σώματος. Στα τριχοειδή αγγεία γίνεται η ανταλλαγή μεταξύ των χρήσιμων συστατικών

(οξυγόνο, υδατάνθρακες, ορμόνες κτλ.) και των άχρηστων ή τοξικών ουσιών που παράγονται με τον κυτταρικό μεταβολισμό (ουρία, διοξείδιο του άνθρακα κτλ.). Το αίμα, με τις ουσίες που πρέπει να αποβληθούν, περνά στα λεπτά φλεβικά αγγεία και με την άνω και κάτω κοίλη φλέβα επανέρχεται στο δεξιό κόλπο της καρδιάς.

Οι νεφροί και το ήπαρ συμμετέχουν, επίσης, στη μεγάλη κυκλοφορία διότι αίμα φτάνει στους νεφρούς μέσω της δεξιάς και αριστερής νεφρικής αρτηρίας. Αποβάλλονται τοξικές ουσίες όπως η ουρία, καθώς και η περίσσεια του νερού. Στη συνέχεια, αίμα απάγεται από τους νεφρούς με τις νεφρικές φλέβες, οι οποίες συνδέονται με τις κύριες φλέβες.

Όσον αφορά το ήπαρ, εκεί, αίμα φτάνει μέσω της ηπατικής αρτηρίας που το τροφοδοτεί με οξυγονωμένο αίμα και μέσω της πυλαίας φλέβα που διοχετεύεται αίμα από το στομάχι, το έντερο, τον σπλήνα, το πάγκρεας και τη χοληδόχο κύστη. Το αίμα αυτό είναι πλούσιο σε ουσίες που έχουν παραληφθεί από τα όργανα αυτά. Στη συνέχεια οι ουσίες αυτές διοχετεύονται στην κυκλοφορία μέσω της ηπατικής φλέβας.

Η μεταφορά θρεπτικών συστατικών στους ιστούς της καρδιάς και η απομάκρυνση των άχρηστων προϊόντων του μεταβολισμού από αυτούς γίνεται με τη στεφανιαία κυκλοφορία. Αυτή περιλαμβάνει δύο μεγάλα αγγεία, τις στεφανιαίες αρτηρίες, οι οποίες ξεκινούν από την αορτή και στην συνέχεια κατευθύνονται σε καθεμία από τις πλευρές της καρδιάς. Αυτές, μέσω τριχοειδών, συνδέονται με τις στεφανιαίες φλέβες, οι οποίες μεταφέρουν το αίμα στο δεξιό κόλπο της καρδιάς.¹²

2.3. Εγκεφαλικές Αρτηρίες & Φλέβες

Η αξονική αγγειογραφία χρησιμοποιείται ευρέως για τον έλεγχο των εγκεφαλικών αρτηριών και φλεβών, ειδικά σε καταστάσεις όπως η υπαραχνοειδής αιμορραγία (SAH) και το E.A.E ή I.E.E. Η διάμετρος, η θέση, ο αριθμός ανευρυσμάτων και η παρουσία ή μη

θρόμβων μπορούν να αναδειχθούν με την CTA. Η ευαισθησία και η ειδικότητα της συγκεκριμένης μεθόδου απεικόνισης είναι πολύ υψηλές, όπως σε καταστάσεις ενδοκρανιακής δυσπλασίας. Η συχνότερη αιτία ενδοκρανιακής αιμορραγίας είναι η ρήξη ενδοκρανιακών ανευρυσμάτων ή η αρτηριοφλεβώδης δυσπλασία. Το ενδοκρανιακό ανεύρυσμα ανιχνεύεται σπάνια και μπορεί να αποβεί μοιραίο για την ζωή του ατόμου. Υπάρχουν τα μικρά ανευρύσματα με διάμετρο κάτω από δέκα χιλιοστά, τα μεγάλα με διάμετρο έως εικοσιπέντε χιλιοστά και γιγάντια διαμέτρου πάνω από εικοσιπέντε χιλ. . Τα πιο συχνά ανευρύσματα εντοπίζονται σε διακλάδωση των αρτηριών, συνήθως στην πρόσθια κυκλοφορία και σπανιότερα στην οπίσθια κυκλοφορία από το διχασμό της βασικής αρτηρίας. Η δημιουργία τους οφείλεται σε ποικίλους παράγοντες όπως γενετικούς ή περιβαλλοντικούς παράγοντες (κάπνισμα, κατανάλωση αλκοόλ, αρτηριακή υπέρταση, λήψη αντισυλληπτικών). Συνήθως, αντιμετωπίζονται είτε από νευροχειρουργούς, είτε ενδοαγγειακά από επεμβατικούς ακτινολόγους.¹³

Φυσιολογικά, στον εγκέφαλο συναντώνται μεγάλες αρτηρίες, αρτηρίδια, τριχοειδή, φλεβίδια και φλέβες. Τα αγγεία χωρίζονται σε δύο μεγάλες κατηγορίες που είναι τα εξωπαρεγχυματικά και τα ενδοπαρεγχυματικά εγκεφαλικά αιμοφόρα αγγεία. Τα εξωπαρεγχυματικά αγγεία περιλαμβάνουν τις κύριες αρτηρίες τροφοδοσίας, τις εξωτερικές κρανιακές φλέβες και τις παρεγχυματικές φλέβες.

Το φλεβικό σύστημα του εγκεφάλου αποτελεί το μεγαλύτερο κυκλοφορικό σύστημα μέσα στην κρανιακή κοιλότητα. Διακρίνεται σε επιφανειακό και εν τω βάθει φλεβικό σύστημα. Το επιφανειακό φλεβικό σύστημα διοχετεύει τις φλοιώδεις επιφάνειες και των δύο εγκεφαλικών ημισφαιρίων. Οι επιφανειακές φλέβες διοχετεύουν κυρίως τέσσερις περιοχές, ανάλογα με την εντόπισή τους: τον άνω οβελιαίο κόλπο, τον σφηνοβρεγματικό κόλπο και τον σηραγγώδη κόλπο, τον κάτω οβελιαίο κόλπος και τη φλέβα του Γαληνού.

Το εν τω βάθει σύστημα περιλαμβάνει βαθιές φλοιώδεις φλέβες παροχέτευσης, τον πλάγιο κόλπο, τον ευθύ κόλπο και τον σιγμοειδή κόλπο, που σχετίζονται με την αιμάτωση των κεντρικών δομών των ημισφαιρίων, των βασικών γαγγλίων, της επίφυσης και του θαλάμου. Και τα δύο συστήματα εισρέουν στις έσω σφαγίτιδες φλέβες. Το αποξυγονωμένο αίμα από τον εγκέφαλο, την κεφαλή και τον τράχηλο τελικά παροχετεύεται σε μία από τις τρεις σφαγίτιδες φλέβες (έξω, έσω ή πρόσθια). Το φλεβικό αίμα του εγκεφάλου και των μηνίγγων παροχετεύεται στους φλεβικούς κόλπους της σκληράς μήνιγγας, οι οποίοι παροχετεύονται στην έσω σφαγίτιδα φλέβα. Το αίμα από το τριχωτό της κεφαλής και το πρόσωπο ρέει στις φλέβες που συνοδεύουν τις αρτηρίες του τριχωτού της κεφαλής και του προσώπου, οι οποίες τελικά παροχετεύονται στην έξω σφαγίτιδα φλέβα. Το φλεβικό αίμα του τραχήλου παροχετεύεται στην πρόσθια σφαγίτιδα φλέβα. Τόσο η έξω σφαγίτιδα, όσο και η πρόσθια σφαγίτιδα φλέβα παροχετεύονται στην υποκλείδια φλέβα. Η έσω σφαγίτιδα συγχωνεύεται με την υποκλείδια φλέβα για να σχηματίσει τη βραχιοκεφαλική φλέβα. Η αριστερή και η δεξιά βραχιοκεφαλική φλέβα ενώνονται, δημιουργώντας την άνω κοίλη φλέβα.¹⁴

Η αρτηριακή παροχή αίματος στον εγκέφαλο και το νωτιαίο μυελό πραγματοποιείται από τις έσω καρωτιδικές αρτηρίες, που είναι στη διακλάδωση των κοινών καρωτιδικών αρτηριών, και τις σπονδυλικές αρτηρίες. Οι σπονδυλικές αρτηρίες προέρχονται από τις υποκλείδιες αρτηρίες. Αυτές μαζί με τις δέκα μυελικές αρτηρίες που προέρχονται από τμηματικούς κλάδους της αορτής παρέχουν την πρωτογενή αγγείωση του νωτιαίου μυελού. Αυτές οι αρτηρίες ενώνονται για να σχηματίσουν την πρόσθια και την οπίσθια σπονδυλική αρτηρία. Σε περίπτωση απόφραξης κάποιας μυελικής αρτηρίας ή ρήξης, η παροχή αίματος σε συγκεκριμένα μέρη του νωτιαίου μυελού μπορεί να διακυβευτεί.

Οι δύο κύριες εγκεφαλικές αρτηρίες είναι η πρόσθια και η μέση εγκεφαλική αρτηρία. Η δεξιά και η αριστερή σπονδυλική αρτηρία ενώνονται στο επίπεδο της γέφυρας στην επιφάνεια του εγκεφαλικού στελέχους και σχηματίζουν τη βασική αρτηρία. Η βασική αρτηρία ενώνει την παροχή αίματος από τις έσω καρωτίδες σε έναν αρτηριακό εξάγωνο ή δακτύλιο στη βάση του εγκεφάλου που ονομάζεται κύκλος Willis. Στον κύκλο αυτόν εμφανίζονται οι οπίσθιες εγκεφαλικές αρτηρίες καθώς και δύο μικρές αρτηρίες γεφύρωσης, η πρόσθια και η οπίσθια αναστομωτική αρτηρία. Μεταξύ των πιο σημαντικών αρτηριών είναι, επίσης, η οπίσθια κάτω παρεγκεφαλιδική αρτηρία και η πρόσθια κάτω παρεγκεφαλιδική αρτηρία, οι οποίες τροφοδοτούν διακριτές περιοχές του μυελού και της γέφυρας.¹⁵

2.4. Αρτηριακή & Φλεβική παροχή κορμού

Η αορτή είναι η μεγαλύτερη και κυριότερη αρτηρία του ανθρώπινου σώματος. Μεταφέρει το αίμα στη συστηματική κυκλοφορία μετά την εξώθηση από την αριστερή κοιλία της καρδιάς. Εκτείνεται από την αορτική βαλβίδα της αριστερής κοιλίας μέχρι το διχασμό των λαγονίων αρτηριών στο επίπεδο του τέταρτου οσφυϊκού σπονδύλου. Διακρίνεται ανάλογα με το επίπεδο και τη θέση στην οποία βρίσκεται στην θωρακική και την κοιλιακή αορτή και έπειτα διακλαδίζεται. Η θωρακική αορτή αποτελείται από την ανιούσα αορτή, το αορτικό τόξο και την κατιούσα αορτή. Η ανιούσα αορτή δίνει ως κλάδους τις στεφανιαίες αρτηρίες. Η κατιούσα θωρακική αορτή ακολουθεί καθοδική πορεία από το θώρακα στους τελευταίους θωρακικούς σπονδύλους και συνεχίζει ως κοιλιακή αορτή. Η κοιλιακή αορτή καταλήγει καθώς διχάζεται στις κοινές λαγόνιες αρτηρίες, οι οποίες στη συνέχεια παρέχουν αρτηριακή αιμάτωση στη λεκάνη και τα κάτω άκρα.¹⁶ Οι φλέβες του κορμού συγκλίνουν από τον θώρακα, την κοιλιά και τη λεκάνη προς την

καρδιά. Το μη οξυγονωμένο αίμα από τον θώρακα παροχετεύεται τελικά στην άνω κοίλη φλέβα. Οι κύριοι κλάδοι της άνω κοίλης φλέβας είναι η άζυγος φλέβα, οι πνευμονικές φλέβες και οι καρδιακές φλέβες. Το φλεβικό αίμα από την κοιλιά και τη λεκάνη παροχετεύεται από την κάτω κοίλη φλέβα. Η άνω κοίλη φλέβα συλλέγει το αίμα της κεφαλής, του τραχήλου, των άνω άκρων και σπλάγχχνων του θώρακα. Αρχή της αποτελεί η συμβολή των δύο ανώνυμων φλεβών και τελικά εκβάλλει στο άνω τοίχωμα του δεξιού κόλπου της καρδιάς. Η άζυγος φλέβα εκβάλλεται, επίσης, στην άνω κοίλη φλέβα.

Η κάτω κοίλη φλέβα αθροίζει το αίμα από τα δύο κάτω άκρα, από τα τοιχώματα και τα σπλάγχχνα της κοιλιάς και της πυέλου και από το κάτω μέρος του νωτιαίου μυελού και των μηνίγγων του. Σχηματίζεται μέσα στο κύτος της κοιλιάς από τη συμβολή της δεξιάς και της αριστερής κοινής λαγόνιας φλέβας. Η κοινή λαγόνια φλέβα (δεξιά και αριστερή) σχηματίζεται από τη συμβολή της σύστοιχης έξω με τη σύστοιχη έσω λαγόνια φλέβα. Η δεξιά και αριστερή κοινή λαγόνια σχηματίζουν τη κάτω κοίλη φλέβα. Η έσω λαγόνια φλέβα δέχεται το αίμα από τα τοιχώματα και τα σπλάγχχνα της πυέλου και από το περίνεο. Η έξω λαγόνια φλέβα αποτελεί τη συνέχεια της μηριαίας φλέβας μέσα στην πύελο. Αθροίζει το αίμα από ολόκληρο το σύστοιχο κάτω άκρο και από την κάτω μοίρα του σύστοιχου ημιμόριου του πρόσθιου κοιλιακού τοιχώματος. Ενώνεται με την σύστοιχη έσω λαγόνια φλέβα και σχηματίζει την κοινή λαγόνια φλέβα. Η μηριαία φλέβα αποτελεί τη συνέχεια της ιγνυακής φλέβας και εκτείνεται από το τρήμα του μεγάλου προσαγωγού μέχρι τον αγγειακό χώρο, όπου μεταβαίνει στην έξω λαγόνια φλέβα. Η ιγνυακή φλέβα εκβάλλει στη μηριαία φλέβα, στο όριο του τρήματος του μεγάλου προσαγωγού μυ.

2.5. Άνω άκρο & ανατομία αγγείων

Η παροχή του αίματος στο άνω άκρο μέσω των αρτηριών ξεκινά από την υποκλείδια αρτηρία, η οποία στα αριστερά αναδύεται από το αορτικό τόξο και στα δεξιά από τη βραχιόνια αρτηρία. Η υποκλείδια αρτηρία διακλαδίζεται σε πέντε μικρότερες προτού καταλήξει ως μασχαλιαία αρτηρία στο πλάγιο χείλος της πρώτης πλευράς. Η μασχαλιαία αρτηρία διακλαδίζεται και αυτή σε άλλες μικρότερες αρτηρίες. Συνέχεια της μασχαλιαίας αρτηρίας είναι η βραχιόνια αρτηρία στο πλάγιο χείλος του μείζονος μυός. Η βραχιόνια αρτηρία διαιρείται στην κερκιδική και στην ωλένια αρτηρία.. Η κερκιδική αρτηρία δίνει τρεις κλάδους ενώ η κάθε ωλένια διακλαδίζεται σε πέντε μέρη. Η κοινή μεσόστη αρτηρία αναδύεται από την ωλένια αρτηρία και διακλαδίζεται σε πρόσθιες και οπίσθιες μεσόστεες αρτηρίες. Το επιπολής και το εν τω βάθει παλαμιαίο τόξο σχηματίζονται από τη συνεισφορά της κερκιδικής και της ωλένιας αρτηρίας.¹⁷

Η δομή των φλεβών στο άνω άκρο είναι παρόμοια με αυτή των αρτηριών. Με μυϊκές συσπάσεις προωθούν το αίμα πίσω προς την καρδιά και διακρίνονται σε επιφανειακές ή επιπολής και σε εν τω βάθει φλέβες. Αίμα από τα δάκτυλα παροχετεύεται προς την καρδιά. Τα δύο συστήματα φλεβικής παροχέτευσης συνδέονται μέσω των διατιτρώσεων φλεβών. Οι διατιτρώσεις φλέβες τελικά παροχετεύονται στις εν τω βάθει φλέβες σε όλο το άνω άκρο. Οι επιφανειακές φλέβες προκύπτουν από το ραχιαίο φλεβικό δίκτυο του χεριού. Το ραχιαίο φλεβικό τόξο παροχετεύεται στις κεφαλικές και τις βασιλικές φλέβες. Οι κεφαλικές και οι βασιλικές φλέβες είναι οι κύριες επιπολής φλέβες του άνω άκρου. Η κεφαλική φλέβα παροχετεύει κυρίως την έξω πλευρά του άνω άκρου ενώ η βασιλική φλέβα παροχετεύει την έσω πλευρά. Καθώς οι κεφαλικές και οι βασιλικές φλέβες καταλήγουν προς τον οπίσθιο βόθρο, οι δύο φλέβες θα συνδεθούν με μια φλέβα που ονομάζεται μεσαία αγκωνιαία φλέβα. Η μέση αγκωνιαία φλέβα έχει σύνδεση με την

κεφαλική φλέβα (μέση κεφαλική φλέβα) και σύνδεση με τη βασιλική φλέβα (μέση βασιλική φλέβα). Καθώς οι φλέβες ανεβαίνουν στον βραχίονα, καταλήγουν πίσω στη βραχιόνιο φλέβα, στη μασχαλιαία φλέβα ή στην υποκλείδια φλέβα. Η κεφαλική φλέβα διεισδύει στη εν τω βάθει περιτονία γύρω από την περιοχή της μασχάλης για να καταλήξει στην υποκλείδια φλέβα. Η βασιλική φλέβα παροχετεύεται είτε στη βραχιόνιο, είτε στη μασχαλιαία φλέβα.

Υπάρχει ένα φλεβικό εν τω βάθει και ένα επιπολής παλαμιαίο τόξο που παροχετεύεται στις ωλένιες και τις κερκιδικές φλέβες. Η κύρια παροχέτευση της άκρας χειρός και του αντιβραχίου κατευθύνεται προς τις ωλένιες και τις κερκιδικές φλέβες. Αυτές οι φλέβες εντοπίζονται σε ζεύγη γύρω από τις αντίστοιχες αρτηρίες τους.¹⁸

2.6. Κάτω άκρο&ανατομία αγγείων

Η αορτή, μετά το ύψος της κοιλιακής αορτής, διχάζεται στις κοινές λαγόνιες αρτηρίες. Αυτές διακρίνονται σε έξω και έσω λαγόνιες αρτηρίες. Η έξω λαγόνιος αρτηρία γίνεται η κοινή μηριαία αρτηρία καθώς περνά κάτω από τον βουβωνικό σύνδεσμο. Από το τελικό τμήμα της έξω λαγόνιας αρτηρίας εκφύεται η εν τω βάθει κάτω επιγάστρια αρτηρία και η εν τω βάθει περισπώμενη λαγόνια αρτηρία.

Η επιπολής κάτω επιγάστρια, η επιπολής περισπώμενη λαγόνια αρτηρία και η επιπολής και η εν τω βάθει έξω αιδοική εκφύονται από την πρόσθια επιφάνεια της εγγύς μοίρας της μηριαίας αρτηρίας. Η εν τω βάθει μηριαία αρτηρία διακλαδίζεται και καταλήγει στις διατιτρώσες αρτηρίες στον μηρό.

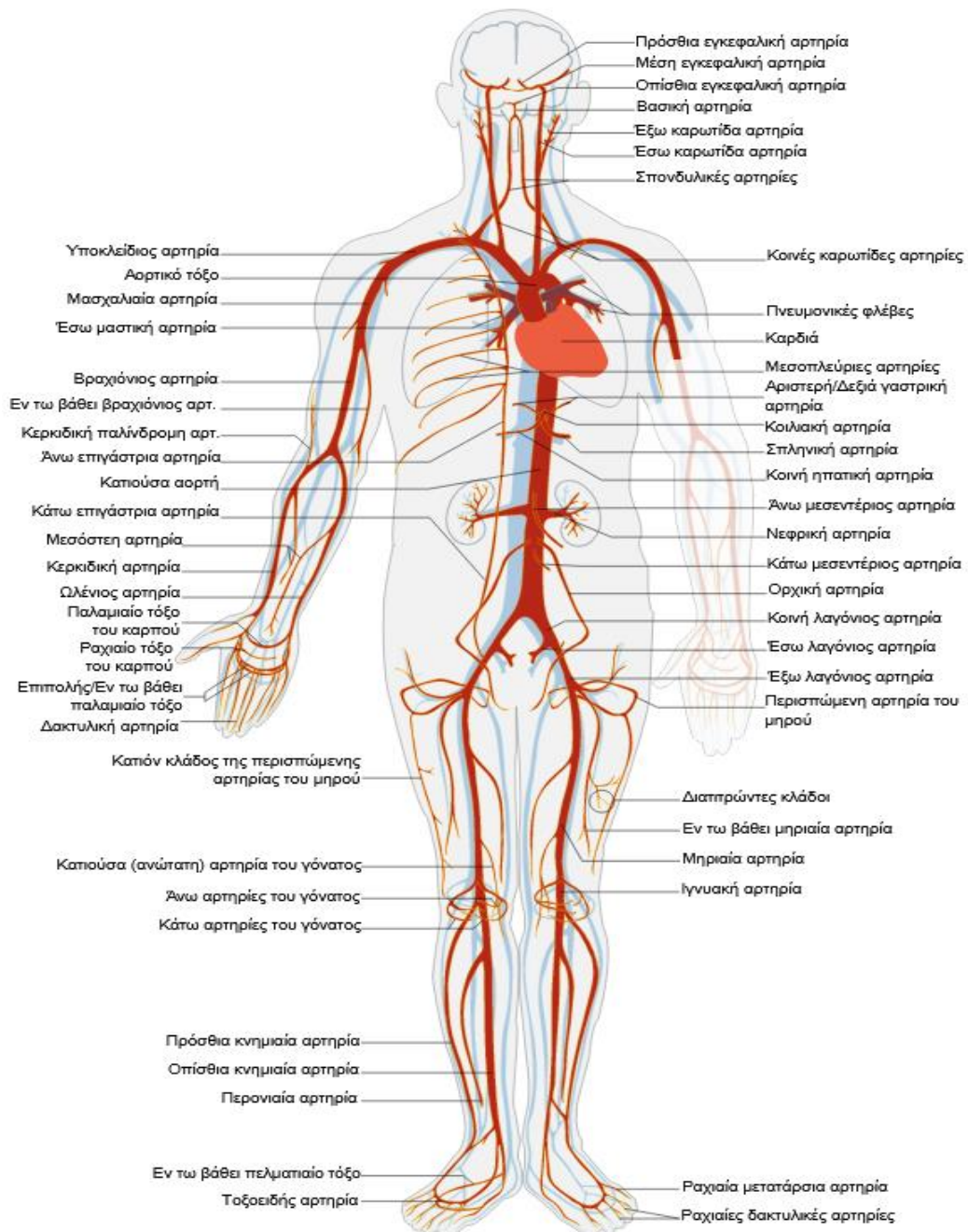
Η ιγνυακή αρτηρία αποτελεί συνέχεια της μηριαίας αρτηρίας. Διασχίζει πορεία από το τέλος του πόρου των προσαγωγών μέχρι το διχασμό στο κατώτερο όριο του ιγνυακού μυός. Βρίσκεται βαθιά στον ιγνυακό βόθρο κοντά στον αρθρικό θυλάκα και διακλαδίζεται

στην πρόσθια και οπίσθια κνημιαία αρτηρία.

Η ιγνυακή αρτηρία διακλαδίζεται συνήθως σε μια πρόσθια και μία οπίσθια κνημιαία αρτηρία. Η περνιαία αρτηρία είναι ο μεγαλύτερος και σημαντικότερος κλάδος της οπίσθιας κνημιαίας αρτηρίας. Αυτές οι αρτηρίες βρίσκονται στο οπίσθιο διαμέρισμα του κάτω άκρου. Παρόλα αυτά, υπάρχουν τουλάχιστον ακόμα δέκα διαφορετικές αλλά σπανιότατες εκδοχές διακλάδωσης της ιγνυακής αρτηρίας..

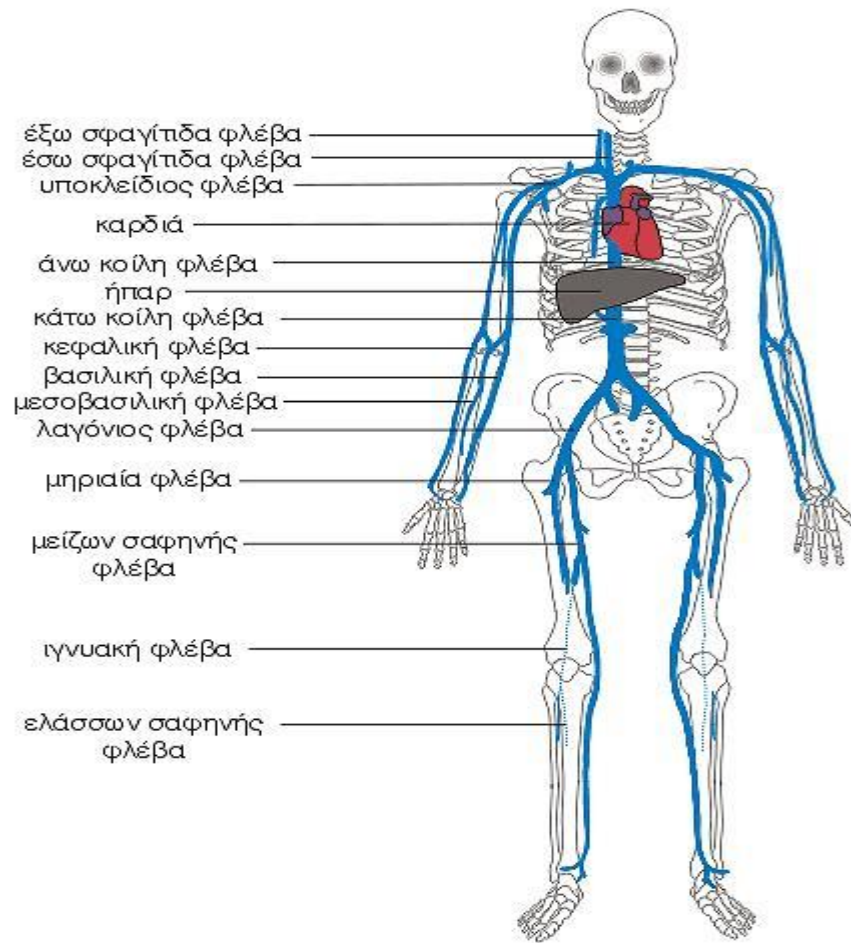
Όσον αφορά το πρόσθιο διαμέρισμα της κνήμης, η πρόσθια κνημιαία αρτηρία διέρχεται σε αυτό μέσω του μεσόστεου υμένα και μεταπίπτει στη ραχιαία αρτηρία καθώς διασχίζει τον αστράγαλο.

Στο φλεβικό σύστημα των κάτω άκρων περιλαμβάνονται οι επιπολής, οι εν τω βάθει και οι διατιτρώσες φλέβες. Το επιπολής φλεβικό δίκτυο περιλαμβάνει την μείζων και ελάσσων σαφηνή φλέβα, καθώς και ένα δίκτυο φλεβών κάτω από το δέρμα, το οποίο παροχετεύει το αίμα από το κάτω άκρο και τον υποδόριο κυτταρολιπώδη ιστό. Το εν τω βάθει φλεβικό σύστημα περιλαμβάνει τις κνημιαίες και περνιαίες φλέβες καθώς και τις υποκνημίδιες και γαστροκνήμιες φλέβες. Οι φλέβες της γαστροκνημίας συμβάλουν για να σχηματίσουν την ιγνυακή φλέβα. Η ιγνυακή φλέβα μπορεί να επικοινωνεί, είτε μέσω κλάδων, είτε απευθείας με την εν τω βάθει μηριαία φλέβα. Το φλεβικό δίκτυο των έσω λαγονίων φλεβών εκβάλλει στις έξω λαγόνιες φλέβες, οι οποίες ενώνονται για να σχηματίσουν τις κοινές λαγόνιες φλέβες, οι οποίες με την σειρά τους ενώνονται για να σχηματίσουν την κάτω κοίλη φλέβα. Στην έσω λαγονία φλέβα εκβάλουν τοιχωματικοί και σπλαχνικοί κλάδοι, οι οποίοι διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο σε περίπτωση απόφραξης του άξονα κοινής λαγονίου και κάτω κοίλης φλέβας.¹⁹



Εικόνα 2.6.1. Αρτηρίες ανθρώπινου σώματος

Αρτηρία (2022) Wikipedia. Wikimedia Foundation. Διαθέσιμη στο: <https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%91%CF%81%CF%84%CE%B7%CF%81%CE%AF%CE%B1>. (Πρόσβαση: Νοέμβριος 9, 2022).



Εικόνα 2.6.2. Φλέβες ανθρώπινου σώματος

Πηγή: Ποντίκης, Χ. *Φλέβες του σώματος*, Care.gr . Διαθέσιμη στο: <https://www.care.gr/post/60/fleves-tou-somatos> (Πρόσβαση: Νοέμβριος 16, 2022).

Κεφάλαιο 3^ο Αξονική Αγγειογραφία

3.1. Εξετάσεις Αξονικής Αγγειογραφίας

Μια εξέταση αξονικής αγγειογραφίας εκτελείται κατόπιν αιτήματος ιατρού (ηλεκτρονικό ή χειρόγραφο παραπεμπτικό) και εφόσον κριθεί ιατρικά απαραίτητη. Οι εξεταζόμενοι πριν από οποιαδήποτε εξέταση ακολουθούν ορισμένες οδηγίες που αφορούν την προετοιμασία εξεταζόμενου. Συνήθως, συνιστάται νηστεία λίγων ωρών αναλόγως με το είδος της εξέτασης. Ένα σύντομο ιατρικό ιστορικό θα πρέπει να λαμβάνεται για κάθε εξεταζόμενο πριν από την εξέταση για εντοπισμό αντενδείξεων στην ενδοφλέβια χορήγηση ιωδιούχου Μ.Σ.Α.. Ειδική προετοιμασία απαιτείται σε περίπτωση γνωστής νεφρικής δυσλειτουργίας ή όπου μπορεί να υπάρξει κίνδυνος από τη χορήγηση σκιαγραφικού μέσου π.χ. άτομα με γνωστές αλλεργικές αντιδράσεις. Αξίζει να σημειωθεί ότι αντενδείκνυται η χορήγηση θετικού σκιαγραφικού μέσου από του στόματος, ιδιαίτερα σε περιπτώσεις κατά τις οποίες η CTA πραγματοποιείται ως μέρος μιας άλλης εξέτασης, για παράδειγμα, διφασικής Υ.Τ. ήπατος. Η πιθανότητα εγκυμοσύνης σε γυναίκες αναπαραγωγικής ηλικίας θα πρέπει να εξακριβώνεται με λήψη ιατρικού ιστορικού ή/και τεστ εγκυμοσύνης σύμφωνα με τις πολιτικές των τοπικών μονάδων απεικόνισης λόγω ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Οι θηλάζουσες χρήζει να ενημερώνονται ότι η συσσώρευση ιωδίου στο μητρικό γάλα είναι πολύ χαμηλή ώστε να διακοπεί ο θηλασμός.

3.1.1. Σαρώσεις προ σκιαγραφικού.

Οι σαρώσεις πριν τη χορήγηση μέσου σκιαγραφικής αντίθεσης δεν είναι υποχρεωτικές αλλά μπορεί να είναι χρήσιμες π.χ. σε εξεταζόμενους με υποψία αιμορραγίας ή με διατοιχωματικό αιμάτωμα. Στις περισσότερες περιπτώσεις, ωστόσο, οι σαρώσεις προ σκιαγραφικού μέσου προσφέρουν μειωμένες πρόσθετες πληροφορίες συγκριτικά με αυτές

μετά τη χορήγηση σκιαγραφικού. Παρόλα αυτά, μπορεί να είναι απαραίτητες για τον προσδιορισμό του εύρους σάρωσης. Για παράδειγμα, η σάρωση προ σκιαγραφικού της αορτής ή των άνω κοιλιακών αρτηριών μπορούν να συμβάλλουν στη διατήρηση του, όσο το δυνατόν μικρότερου, εύρους σάρωσης.

3.1.2. Μήκος σάρωσης.

Η επιλογή του μήκους σάρωσης για CTA με τομογράφους παλαιότερης τεχνολογίας κάτω των δεκαέξι τομών είναι κρίσιμη για τη χωρική ανάλυση. Αυτό όμως δεν αποτελεί πρόβλημα στους MSCT. Ωστόσο, η διατήρηση του μήκους σάρωσης στο ελάχιστο μειώνει το χρόνο σάρωσης, επιτρέποντας μικρότερο πάχος ανιχνευτών και επομένως καλύτερη χωρική ανάλυση. Συνεπώς, μειώνονται τεχνικά σφάλματα που σχετίζονται με την κίνηση, όσο και απαιτήσεις που αφορούν τα Μ.Σ.Α αλλά και η δόση του εξεταζόμενου.

Η κεφαλική ή ουραία διεύθυνση της σάρωσης (in/out) συνήθως προσδιορίζεται στο σκανογράφημα ή scanogram ή scout(ανάλογα με την εταιρεία). Το μήκος της σάρωσης μπορεί να διαιρεθεί σε δύο μέρη εάν η διάρκεια της σάρωσης είναι πολύ μεγάλη, όπως για παράδειγμα σε εξετάσεις θωρακικής και κοιλιακής αορτής, συνήθως σε σαρωτές κάτω των δεκαέξι τομών.

3.2. Διάρκεια σάρωσης και διατήρηση αναπνοής

Η συγκράτηση της αναπνοής δεν είναι απαραίτητη σε όλες τις εξετάσεις αξονικής αγγειογραφίας. Πριν τις εξετάσεις που απαιτούν συγκράτηση αναπνοής, είναι χρήσιμο να εκτελεσθούν από τον εξεταζόμενο δοκιμαστικές εισπνοές και εκπνοές. Αυτό σε συνδυασμό με την ενημέρωση του εξεταζόμενου για την όλη διαδικασία της εξέτασης συμβάλλουν τα μέγιστα στην επιτυχία μιας εξέτασης CTA. Επίσης, άλλη μια χρήσιμη τεχνική που ακολουθείται αρκετές φορές από τους Τεχνολόγους των τμημάτων Υ.Τ. είναι η

παρακολούθηση της κίνησης της κοιλιακής χώρας σε κρίσιμους εξεταζόμενους. Οι οδηγίες επαναλαμβάνονται σε περίπτωση κίνησης κατά τη συγκράτηση της αναπνοής και αν ο εξεταζόμενος δεν μπορεί να συνεργαστεί, η διάρκεια της σάρωσης πρέπει να μειωθεί. Αυτό είναι εφικτό για τις περισσότερες εξετάσεις, με σημαντικό μειονέκτημα τη δυσκολία ή και αδυναμία αξιολόγησης μικρότερων αγγείων λόγω υποχρεωτικά μεγαλύτερου πάχους τομής ή εύρους ανιχνευτών. Αν τίποτα από τα ανωτέρω δεν δύναται να εφαρμοστεί, προτιμάται ο ασθενής να αναπνέει ρηχά ενώ σαρώνεται το τμήμα που είναι λιγότερο ευαίσθητο σε κίνηση. Αυτό είναι ιδιαίτερα σημαντικό σε ασθενείς με υποψία πνευμονικής εμβολής.. Ωστόσο, αυτή είναι μια κλασσική τεχνική για παλαιότερα συστήματα και μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε εξετάσεις κοιλιακής αορτής και νεφρικών αρτηριών ως τρόπος μείωσης του πάχους τομής.

Σε τομογράφους δεκαέξι σειρών ανιχνευτών, η διάρκεια σάρωσης είναι μικρή (λιγότερο από δεκαπέντε δεύτερα), γεγονός που καθιστά εφικτό στην πλειονότητα των εξεταζόμενων να κρατήσουν την αναπνοή τους και είναι επαρκείς για τη διενέργεια αρκετών εξετάσεων CTA. Σε τομογράφους εξήντα τεσσάρων σειρών ανιχνευτών και άνω, η διάρκεια της σάρωσης είναι ακόμα μικρότερη. Συνιστάται είτε η καθυστέρηση έναρξης σάρωσης από την άφιξη του μέσου σκιαγραφικής αντίθεσης στην περιοχή ενδιαφέροντος, είτε η μείωση της ταχύτητας σάρωσης για να σκιαγραφηθούν πλήρως και τα απομακρυσμένα τμήματα των αγγείων της εξέτασης.²⁰

3.3. Ηλεκτροκαρδιογραφικός συντονισμός.

Οι αξονικές αγγειογραφίες πραγματοποιούνται είτε με ηλεκτροκαρδιογραφικό συντονισμό (ECGGATING) , είτε χωρίς. Με τον ΗΚΓ συντονισμό εκτελείται μια σάρωση κατά τη διάρκεια ενός συγκεκριμένου τμήματος του καρδιακού κύκλου. Συχνά αυτή η τεχνική αξιοποιείται για τη λήψη σαρώσεων υψηλής ποιότητας χωρίς ψευδοεικόνες.²¹

Η καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς αποτελείται από κύματα που ονομάζονται P, Q, R, S, T και μερικές φορές U. Το πρώτο, ή κύμα P, προκαλείται από την εκπόλωση των κόλπων, η ηλεκτρική μεταβολή των οποίων προκαλεί τη συστολή των κόλπων. Τα κύματα Q, R και S (σύμπλεγμα QRS) αντιστοιχούν στην εκπόλωση των κοιλιών. Το κύμα T αντιστοιχεί στην επαναπόλωση των κοιλιών. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα παρέχει χρήσιμες πληροφορίες σχετικά με τη διάδοση του ηλεκτρικού σήματος στα διάφορα τμήματα της καρδιάς.

Στην αξονική αγγειογραφία χρησιμοποιούνται δύο τρόποι ΗΚΓ συντονισμού: ο προοπτικός και ο αναδρομικός συντονισμός. Στον πρώτο τρόπο, η λυχνία ακτίνων-Χ ενεργοποιείται μόνο κατά τη διάρκεια προεπιλεγμένων καρδιακών φάσεων και να απενεργοποιείται ενδιάμεσα των φάσεων αυτών. Με την τεχνική αυτή μειώνεται σημαντικά η ακτινοβολία αλλά φέρει μειονέκτημα την αδυναμία δυναμικών αναλύσεων. Επίσης, χρησιμοποιείται για τη μέτρηση ασβεστίου και για εγκάρσια σάρωση. Αντίθετα, η αναδρομική ενεργοποίηση χρησιμοποιείται για εξετάσεις ελικοειδούς σάρωσης. Σε αυτήν την περίπτωση, η λυχνία ακτίνων-Χ είναι ενεργοποιημένη καθ' όλη τη διάρκεια της σάρωσης με αποτέλεσμα τη συνεχή ακτινοβολία. Στη συνέχεια επιλέγονται οι φάσεις που θα ανακατασκευαστούν μετά τη σάρωση (αναδρομικά). Αυτή η μέθοδος αποδίδει μεγαλύτερη δόση ακτινοβολίας αλλά επιτρέπει δυναμικές αναλύσεις, καθώς παρέχονται δεδομένα από όλα τα φυσιολογικά χρονικά σημεία της εξέτασης.²²

3.3.1. Prospective Electrocardiogram Triggering (Prospective ECG triggering) – Προοπτικός ηλεκτροκαρδιογραφικός συντονισμός.

Ο προοπτικός ηλεκτροκαρδιογραφικός συντονισμός είναι μια τεχνική που χρησιμοποιείται στην αξονική τομογραφία, κυρίως στην αξονική αγγειογραφία καρδιάς (CCTA), για τη λήψη

εικόνων της καρδιάς και των στεφανιαίων αρτηριών με ελάχιστη έκθεση σε ακτινοβολία, διασφαλίζοντας παράλληλα υψηλή ποιότητα εικόνας. Χρησιμοποιείται για τη διαδοχική λήψη πολλαπλών ταυτόχρονων τομών (ίσο με τον αριθμό των ενεργών σειρών ανιχνευτών). Το λογισμικό του Υ.Τ. χρησιμοποιεί το σήμα ΗΚΓ για να ενεργοποιήσει τη λήψη εικόνας ειδικά κατά τη διάρκεια μιας προκαθορισμένης φάσης του καρδιακού κύκλου, συνήθως κατά τη διάρκεια της διαστολής. Σε αυτή τη φάση, η καρδιά βρίσκεται σε ηρεμία, με ελάχιστη κίνηση και η κίνηση της στεφανιαίας αρτηρίας είναι μειωμένη. Η χρονική ανάλυση βελτιώνεται με τεχνική μερικής σάρωσης. Η σάρωση ενεργοποιείται μόνο κατά τη διάρκεια του χρονικού παραθύρου λήψης, το οποίο προσδιορίζεται μετέπειτα από τον χρήστη.

Ο σαρωτής λαμβάνει δεδομένα ενός ή μερικών καρδιακών παλμών κατά τη διάρκεια της φάσης ενεργοποίησης. Αυτό συνήθως αντιστοιχεί σε σχετικά σύντομο χρόνο απόκτησης, σε αντίθεση με τη συνεχή σάρωση σε άλλες λειτουργίες. Από το ΗΚΓ προκύπτει μια πιθανή ενεργοποίηση για την έναρξη της σάρωσης σε χρόνο που μπορεί να επιλέξει ο χρήστης μετά το προηγούμενο κύμα R ή πριν από την επόμενη αιχμή R. Αυτή η καθυστέρηση ορίζεται ότι συμπίπτει με την τελοδιαστολική φάση του καρδιακού κύκλου. Συνήθως, επιλέγεται ένα ποσοστό της τάξεως από σαράντα ως ογδόντα τοις εκατό του διαστήματος RR. Λόγω περιορισμών στους χρόνους του κύκλου σάρωσης (κίνηση του τραπεζιού), κάθε επόμενος καρδιακός παλμός χρησιμοποιείται για τη λήψη δεδομένων. Το βήμα της τράπεζας πρέπει να είναι όμοιο με το εύρος διαφραγμάτων ή ελαφρώς μικρότερο για επικαλυπτόμενα τμήματα. Οι τυπικές τεχνικές μερικής σάρωσης απαιτούν δεδομένα από μισή περιστροφή της λυχνίας. Με τις σύγχρονες γεωμετρίες, η γωνία της δέσμης αντιστοιχεί σε γωνία εξήντα μοιρών. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα μια χρονική ανάλυση που ανέρχεται σε περίπου 65% έως 70% του χρόνου περιστροφής. Ορισμένοι κατασκευαστές

προσφέρουν βελτιστοποιημένη ανακατασκευή με επανασύνδεση των δεδομένων της δέσμης βεντάλιας σε παράλληλη γεωμετρία δέσμης και χρησιμοποιώντας μειωμένο οπτικό πεδίο. Κατά συνέπεια, η χρονική ανάλυση κυμαίνεται μεταξύ περίπου 330 ms για χρόνο περιστροφής 0,5 δευτερολέπτων και παραδοσιακής μερικής ανακατασκευής και 175 ms για χρόνο περιστροφής 0,33 δευτερολέπτων και βελτιστοποιημένης ανακατασκευής. Η χορήγηση β-αναστολέων συνιστάται για να παραταθεί όσο το δυνατόν περισσότερο η διαστολή, προκειμένου να διασφαλιστεί ότι δεν εμφανίζεται καμία κίνηση εντός του χρονικού παραθύρου πρόσκτησης των δεδομένων. Για μια εγκάρσια λήψη, ο σαρωτής αποκτά μια εγκάρσια τομή κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού παλμού, επανατοποθετεί τον εξεταζόμενο κατά τον επόμενο καρδιακό παλμό και αποκτά μια άλλη εγκάρσια τομή στον επόμενο καρδιακό παλμό. Αυτό εκτείνεται σε πολλούς καρδιακούς παλμούς σε Υ.Τ εξήντα τεσσάρων τομών ή μπορεί να επιτευχθεί σε έναν μόνο καρδιακό παλμό με ανιχνευτή ευρείας περιοχής.²³

3.3.2. Retrospective Electrocardiogram gating (Retrospective ECG) – Αναδρομικός ηλεκτροκαρδιογραφικός συντονισμός

Κατά τη διάρκεια μιας εξέτασης αξονικής τομογραφίας με αναδρομικό ηλεκτροκαρδιογραφικό συντονισμό, καταγράφεται συνεχώς ένα σήμα ΗΚΓ. Το σήμα αυτό αντιπροσωπεύει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς με την πάροδο του χρόνου. Ταυτόχρονα, το σύστημα απεικόνισης καταγράφει μια σειρά εικόνων ή τομών. Αυτές οι εικόνες λαμβάνονται συνήθως σε συνεχή λειτουργία, πράγμα που σημαίνει ότι λαμβάνονται χωρίς να λαμβάνεται υπόψη η φάση του καρδιακού κύκλου.

Αφού ολοκληρωθεί η σάρωση, οι ληφθείσες εικόνες ταξινομούνται ή αναδρομικά προσαρμόζονται με βάση τις πληροφορίες στο σήμα ΗΚΓ. Το σήμα ΗΚΓ παρέχει ακριβείς

χρονικές πληροφορίες για διάφορες φάσεις του καρδιακού κύκλου, συμπεριλαμβανομένης της διαστολής (όταν η καρδιά είναι σε ηρεμία) και της συστολής (όταν η καρδιά συσπάται).

Οι εικόνες ανακατασκευάζονται ή ταξινομούνται σε συγκεκριμένες φάσεις του καρδιακού κύκλου, συνήθως χρησιμοποιώντας διάφορους αλγόριθμους. Κάνοντας αυτό, οι εικόνες που αντιστοιχούν στην ίδια φάση του καρδιακού κύκλου μπορούν να ομαδοποιηθούν.

Οι ανακατασκευασμένες εικόνες μπορούν να επιλεγούν για περαιτέρω ανάλυση ή διαγνωστικούς σκοπούς. Επιλέγοντας εικόνες από συγκεκριμένες φάσεις του καρδιακού κύκλου, οι κλινικοί γιατροί μπορούν να λάβουν εικόνες της καρδιάς και των αγγείων χωρίς κίνηση, μειώνοντας το θάμπωμα που προκαλείται από την καρδιακή κίνηση.

Ο αναδρομικός ΗΚΓ συντονισμός είναι ιδιαίτερα χρήσιμος για την απεικόνιση της καρδιάς, καθώς επιτρέπει την αξιολόγηση της λειτουργίας της, την αξιολόγηση των στεφανιαίων αρτηριών και την ανίχνευση καρδιακών παθήσεων. Με το συγχρονισμό της λήψης εικόνας με τον καρδιακό κύκλο, είναι δυνατό να ληφθούν εικόνες που αποδίδουν με ακρίβεια τη δομή και τη λειτουργία της καρδιάς σε διάφορα σημεία του κύκλου, κάτι που είναι πολύτιμο για τη διάγνωση και τον σχεδιασμό της θεραπείας.

Οι εικόνες ανακατασκευάζονται από ένα παράθυρο χρονικής απόκτησης που μπορεί να επιλεγεί αναδρομικά σε οποιαδήποτε αυθαίρετη θέση εντός του διαστήματος RR. Προκειμένου να ληφθούν αρκετά δεδομένα προβολών ώστε να είναι δυνατή η ανακατασκευή μιας εικόνας κατά τη διάρκεια αυτού του παραθύρου λήψης, απαιτείται υπερδειγματοληψία με χαμηλό συντελεστή βήματος ($P = 0,2$ έως $0,3$). Σε υψηλότερους καρδιακούς παλμούς, μπορεί να επιλεγεί υψηλότερος συντελεστής. Με υψηλότερη χρονική ανάλυση, το παράθυρο χρονικής πρόσκτησης στενεύει σε σχέση με το διάστημα RR. Αυτό σημαίνει ότι ένα ακόμα μικρότερο ποσοστό του συνολικού όγκου δεδομένων συνεισφέρει σε οποιαδήποτε δεδομένη εικόνα. Με άλλα λόγια, όσο υψηλότερη είναι η χρονική

ανάλυση, τόσο μικρότερη είναι η χρονική απόδοση δόσης της τεχνικής. Το πλάτος του χρονικού παραθύρου λήψης καθορίζεται από τον χρόνο περιστροφής της λυχνίας και τον αριθμό των καρδιακών κύκλων που χρησιμοποιούνται για την ανακατασκευή δεδομένων. Στην ανακατασκευή μιας τομής, χρησιμοποιείται μόνο ένας καρδιακός κύκλος για την ανακατασκευή δεδομένων χρησιμοποιώντας τεχνική μερικής σάρωσης. Στην ανακατασκευή πολλαπλών τομών, πολλαπλοί καρδιακοί παλμοί συνεισφέρουν δεδομένα με μερική ανακατασκευή της σάρωσης. Υπό την πιο ιδανική προϋπόθεση ότι κάθε καρδιακός παλμός συνεισφέρει διαφορετικό τμήμα αυτών των δεδομένων, η χρονική ανάλυση με την ανακατασκευή πολλαπλών τομών μπορεί να μειωθεί κατά τρόπο που συμπίπτει με τον αριθμό των τομών που χρησιμοποιούνται. Ωστόσο, αυτό εξαρτάται από τον καρδιακό ρυθμό. Στην ανακατασκευή πολλαπλών τομών, υπάρχουν ευνοϊκοί και δυσμενείς καρδιακοί παλμοί και η χρονική ανάλυση ποικίλλει μεταξύ των υψηλότερων τιμών που ορίζονται από τον αριθμό των τομών και των χαμηλότερων τιμών που ορίζονται από την ανακατασκευή μιας τομής. Οι προσαρμοστικές τεχνικές ανακατασκευής πολλαπλών τομών βελτιστοποιούν αυτόματα τον αριθμό των τομών και παρέχουν πάντα την υψηλότερη χρονική ανάλυση στη δεδομένη καρδιακή συχνότητα, συντελεστή βήματος και χρόνο περιστροφής. Δεδομένου ότι η θέση των δυσμενών καρδιακών παλμών ποικίλλει ανάλογα με το χρόνο περιστροφής και μερικές φορές μπορεί να επιτευχθεί καλύτερη χρονική ανάλυση εάν μειωθεί ο χρόνος περιστροφής, χρησιμοποιούνται περισσότερες τομές για ανακατασκευή. Οι περισσότερες εταιρείες κατασκευής επιτρέπουν στον χρήστη να επιλέξει τον χρόνο περιστροφής χειροκίνητα, ενώ άλλες προτείνουν αυτόματα έναν βέλτιστο χρόνο περιστροφής ανάλογα με το εύρος των συχνοτήτων που καταγράφονται κατά τη διάρκεια μιας δοκιμαστικής περιόδου εισπνοής. Προβλήματα προκύπτουν εάν η καρδιακή συχνότητα αποκλίνει ουσιαστικά από το εύρος πριν τη σάρωση και ο επιλεγμένος χρόνος περιστροφής δεν είναι

πλέον ο βέλτιστος. Επιπλέον, πολλά προβλήματα προκύπτουν εάν η θέση της καρδιάς δεν είναι ακριβώς ίδια κατά τη διάρκεια των διαφόρων καρδιακών κύκλων που χρησιμοποιούνται για την ανακατασκευή των εικόνων.

Με συστήματα διπλής πηγής, στα οποία δύο λυχνίες περιστρέφονται με τριακόσια τριάντα ms, ο αποτελεσματικός χρόνος περιστροφής μειώνεται στα 165 ms. Με τέτοια ταχύτητα, η ανακατασκευή είναι πάντα δυνατή και αποδίδει σταθερή χρονική ανάλυση μικρότερη από ενενήντα ms ανεξάρτητα από τον καρδιακό ρυθμό. Για τους περισσότερους εξεταζόμενους, αυτό πιθανότατα σημαίνει ότι δεν είναι απαραίτητη πλέον η χορήγηση β-αναστολέων. Ακόμη και με αυτά τα συστήματα, η αύξηση της χρονικής ανάλυσης οδηγεί σε σημαντική μείωση της δόσης, εκτός εάν η δόση μειωθεί κατά τη διάρκεια εκείνων των φάσεων του καρδιακού κύκλου που δεν χρησιμοποιούνται για τη δημιουργία εικόνων.

Η RCG με ελικοειδή Υ.Τ. μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την διακοπή ή αλλιώς το πάγωμα της κίνησης, είτε από τη ρίζα της αορτής στην CTA είτε για αξονική στεφανιογραφία. Δεν απαιτείται για την αξιολόγηση της κατιούσας αορτής και δεν θα πρέπει να χρησιμοποιείται, καθώς έχει εγγενώς υψηλότερη δόση ακτινοβολίας από την ελικοειδή σάρωση χωρίς ηλεκτροκαρδιογραφικό συντονισμό. Όταν χρησιμοποιείται RCG, η ανακατασκευή εικόνας χρησιμοποιεί μόνο τα δεδομένα που αποκτήθηκαν κατά τη διάρκεια ενός σύντομου τμήματος του καρδιακού κύκλου. Τα δεδομένα στη συνέχεια υποβάλλονται σε επεξεργασία για να συσχετιστούν με το ΗΚΓ και να εκχωρηθεί η καρδιακή φάση σε κάθε τμήμα των ανακατασκευασμένων δεδομένων. Για την απεικόνιση των στεφανιαίων αγγείων, ολόκληρη η κυκλοφορία μπορεί να απεικονιστεί σε τέσσερα έως οκτώ δευτερόλεπτα χρησιμοποιώντας σαρωτές σειράς εξήντα τεσσάρων σειρών ανιχνευτών. Η ποιότητα της εικόνας υποβαθμίζεται από το θάμπωμα-θόλωμα λόγω των ταχέων καρδιακών παλμών και των ψευδοεικόνων εσφαλμένης καταχώρισης δευτερογενώς λόγω της μεταβλητότητας του

καρδιακού ρυθμού και της αρρυθμίας. Για συστήματα ακτίνων Χ μίας πηγής, οι β-αναστολείς θα πρέπει να χρησιμοποιούνται για τη μείωση του καρδιακού ρυθμού, ανάλογα με την ανοχή των εξεταζόμενων. Οι αλγόριθμοι αντιστάθμισης κίνησης επιτρέπουν πιο σταθερή ποιότητα εικόνας.

3.3.3. Διαμόρφωση δόσης μέσω ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Η διαμόρφωση δόσης ΗΚΓ, που συχνά αναφέρεται ως ρύθμιση δόσης που προκαλείται από ΗΚΓ ή απλώς διαμόρφωση δόσης, είναι μια τεχνική που χρησιμοποιείται στην απεικόνιση με υπολογιστική τομογραφία (CT) για τη μείωση της έκθεσης σε ακτινοβολία του ασθενούς, διατηρώντας παράλληλα την ποιότητα της εικόνας. Αποτελεί μία από τις στρατηγικές μείωσης της δόσης ακτινοβολίας στην ιατρική απεικόνιση. Αυτή η τεχνική χρησιμοποιείται συνήθως στην αξονική αγγειογραφία καρδιάς (CCTA) αλλά και σε άλλες εξετάσεις. Είναι μια τεχνική που μειώνει την τιμή των mA κατά τη διάρκεια προκαθορισμένων φάσεων του καρδιακού κύκλου που δεν χρησιμοποιούνται για την ανακατασκευή εικόνων. Συνήθως, η ρύθμιση των mA μειώνεται στο είκοσι τοις εκατό της αρχικής της τιμής ώστε να είναι ικανοποιητική η ποιότητα των εικόνων. Όσο μικρότερο είναι το τμήμα του διαστήματος RR στο οποίο η δόση είναι σε υψηλά επίπεδα, τόσο καλύτερη είναι η ακτινοπροστασία λόγω της διαμόρφωσης της δόσης μέσω του ΗΚΓ.

Οι κατασκευαστές διαφέρουν ως προς τον τρόπο με τον οποίο έχουν εφαρμόσει την τεχνική αυτή. Ωστόσο, η ρύθμιση της δόσης του ΗΚΓ λειτουργεί καλύτερα για χαμηλούς καρδιακούς παλμούς, επειδή το σχετικά αυξημένο μήκος της διαστολής θα επιτρέψει τη μείωση της δόσης κατά τη διάρκεια μεγαλύτερων τμημάτων του καρδιακού κύκλου. Με τους συμβατικούς σαρωτές, απαιτούνται χαμηλοί καρδιακοί παλμοί (συνήθως <60 bpm) για να είναι αποτελεσματική η ρύθμιση της δόσης. Στα συστήματα διπλής πηγής, η διαμόρφωση δόσης μέσω ΗΚΓ μπορεί να λειτουργήσει και σε υψηλότερους καρδιακούς παλμούς και έχει

επιφέρει μείωση της δόσης κατά το ήμισυ σε τομογράφους εκατό είκοσι οκτώ τομών. Τέλος, επί απουσίας αντενδείξεων δύναται να χορηγηθούν νιτρώδη ώστε να επιτευχθεί αγγειοδιαστολή και να βελτιωθεί η ποιότητα της τελικής εικόνας.²⁴

3.4. Εικόνα Αξονικής Αγγειογραφίας & σκιαγραφικά μέσα

Για την λήψη εικόνων CTA, είναι σημαντικό να ρυθμιστούν κατάλληλα το βήμα και η ταχύτητα της εξεταστικής τράπεζας σε συνδυασμό με την πρώτη κυκλοφορία του μέσου σκιαγραφικής αντίθεσης στην ανατομική περιοχή ενδιαφέροντος. Σε ελικοειδείς σαρώσεις, με βήμα και ταχύτητα τραπεζιού πολύ υψηλά, ο βλωμός του Σ.Μ. προσπερνάται και δεν αποκτούνται δεδομένα κατά την πλήρωση των αγγείων με μέγιστη σκιαγραφική ενίσχυση. Επομένως, ο συγχρονισμός σε μια σάρωση CTA είναι υψίστης σημασίας, έτσι ώστε τα δεδομένα να λαμβάνονται ταυτοχρόνως με τη μέγιστη σκιαγραφική ενίσχυση των αγγείων. Παράγοντες όπως ο όγκος του σκιαγραφικού, η ωσμωτικότητα, η συγκέντρωση ιωδίου, το ιζώδες, ο ρυθμός έγχυσης και η χρήση έκπλυσης φυσιολογικού ορού είναι, επίσης, σημαντικές παράμετροι.

3.4.1. Απαιτήσεις έγχυσης μέσου σκιαγραφικής αντίθεσης στην CTA.

Η CTA απαιτεί υψηλή αναλογία αντίθεσης προς θόρυβο για την απεικόνιση των αγγείων. Αυτό επιτυγχάνεται με ταχεία χορήγηση Μ.Σ.Α., υψηλή συγκέντρωση ιωδίου (350–400 mg/mL) μέσω φλεβοκαθετήρα (20 ή 18 G) χρησιμοποιώντας εγχυτές και τυποποιημένα πρωτόκολλα πολλαπλών φάσεων. Η σκιαγραφική εξασθένιση στα αγγεία είναι προϊόν του ρυθμού έγχυσης ιωδίου, της διάρκειας της χορήγησης, των kVp και της φλεβικής επιστροφής. Η αύξηση του ρυθμού έγχυσης οδηγεί σε ταχύτερη συγκέντρωση Μ.Σ.Α στην αορτή και υψηλότερη αιχμή ενίσχυσης της αορτής. Με τους σύγχρονους σαρωτές, ρυθμός

έγχυσης τέσσερα ως πέντε mL ανά sec είναι αρκετός για την επίτευξη εξαιρετικής αρτηριακής ενίσχυσης για τις περισσότερες εξετάσεις.

Η σκιαγραφική ενίσχυση (peak HU) είναι ανάλογη με τον ρυθμό έγχυσης και η διάρκεια της σκιαγραφικής ενίσχυσης με το μήκος της έγχυσης. Η αύξηση του ρυθμού έγχυσης οδηγεί σε ταχύτερη συγκέντρωση σκιαγραφικού στην αορτή, αυξάνοντας τη μέγιστη ενίσχυση της. Ωστόσο, για σταθερό όγκο σκιαγραφικού, αυτό μειώνει τη διάρκεια της έγχυσης και με τη σειρά του μειώνει το διαθέσιμο χρονικό διάστημα για την απόκτηση της σάρωσης. Η φλεβική απεικόνιση δεν απαιτεί τόσο υψηλό ρυθμό έγχυσης Μ.Σ.Α.

Οι εγχυτές χρησιμοποιούνται συνήθως για να διασφαλίσουν ομοιόμορφο και υψηλό ρυθμό έγχυσης. Η τεχνική έκπλυσης με φυσιολογικό ορό είναι χρήσιμη ώστε να ωθήσει τον εναπομείναντα βλωμό του σκιαγραφικού προς τον κεντρικό όγκο αίματος. Επίσης, συμβάλλει στη μείωση τεχνικών σφαλμάτων από την πυκνή αντίθεση στις κεντρικές φλέβες, την άνω κοίλη φλέβα και τον δεξιό κόλπο, γεγονός που είναι ιδιαίτερα σημαντικό στην αξονική στεφανιογραφία και τη CTA Θώρακος. Ο ρυθμός έγχυσης πρέπει να επιλέγεται συναρτήσει του βάρους (κιλών) του εξεταζόμενου για να ταιριάζει με την αυξανόμενη φλεβική επιστροφή, η οποία είναι σημαντική για την επίτευξη διαγνωστικής εικόνας.²⁵

3.4.2. Ενδοφλέβια χορήγηση σκιαγραφικού.

Η ενδοφλέβια χορήγηση σκιαγραφικού είναι εφικτή μέσω τριών μεθόδων:

α) Τεχνική σταθερής καθυστέρησης σάρωσης (15-45 δευτερόλεπτα).

β) Τεχνική δοκιμαστικής έγχυσης – Test bolus.

γ) Τεχνική αυτοματοποιημένης παρακολούθησης άφιξης βλωμού–Bolus Tracking (Smart Prep, CARE Bolus, and SureStart).

Για να διασφαλιστεί ο σωστός χρόνος άφιξης του Σ.Μ. στο αγγείο ενδιαφέροντος, οι σαρωτές χρησιμοποιούν είτε μια μικρή δοκιμασία/τεστ bolus, είτε ένα λογισμικό αυτόματης παρακολούθησης του σκιαγραφικού. Με το τεστ bolus, εγχέεται μικρή ποσότητα σκιαγραφικού και λαμβάνονται σαρώσεις μονής τομής χαμηλής δόσης ακτινοβολίας για να χρονομετρηθεί η άφιξη του Σ.Μ. σε μια περιοχή ενδιαφέροντος (ROI) που σχεδιάζεται πάνω σε ένα αγγείο. Η ROI μπορεί να σχεδιαστεί σε διαφορετικές θέσεις ανάλογα με την αγγειακή περιοχή που απεικονίζεται και μελετάται. Στη συνέχεια, λαμβάνεται μια σάρωση CTA με την πλήρη δόση του Σ.Μ. με καθυστέρηση της έναρξης της σάρωσης όπως προσδιορίζεται από το τεστ bolus.

Η δεύτερη, πιο κοινή, προσέγγιση είναι η αυτόματη παρακολούθηση της κύριας άφιξης σκιαγραφικού με επακόλουθη αυτόματη έναρξη της σάρωσης-Bolus Tracking. Αυτή η «παρακολούθηση βλωμού» επιτυγχάνεται ξεκινώντας την κύρια έγχυση σκιαγραφικού με τον σαρωτή να πραγματοποιεί διακοπτόμενες σαρώσεις χαμηλής δόσης ακτινοβολίας. Όταν το Σ.Μ. φτάσει σε ένα προκαθορισμένο κατώφλι, η εξεταστική τράπεζα μετακινείται αυτόματα στην αρχική θέση και ξεκινά η σάρωση CTA. ²⁶

3.5. Εικόνα Αξονικής Αγγειογραφίας & μετεπεξεργασία

Τα τελευταία χρόνια, υπήρξε γενικότερα ραγδαία πρόοδος στην τεχνολογία της υπολογιστικής τομογραφίας και ταυτοχρόνως και στο λογισμικό μετεπεξεργασίας της εικόνας της Υ.Τ. Πολλές τεχνικές μετεπεξεργασίας είναι διαθέσιμες προς τον χρήστη ώστε να βελτιώσουν και να ενισχύσουν την ποιότητα της εικόνας.

3.5.1. Μετεπεξεργασία εικόνας & Βελτίωση εικόνας

Το λογισμικό πρόγραμμα ενός υπολογιστή Υ.Τ. διαθέτει πολλά εργαλεία για επεξεργασία εξετάσεων, τα οποία παρέχουν τη δυνατότητα μη επεμβατικής αξιολόγησης των αγγείων

με τη χρήση δισδιάστατων (2D) και τρισδιάστατων (3D) τεχνικών μετεπεξεργασίας. Μερικά από αυτά τα εργαλεία είναι οι πολυεπίπεδες ανασυνθέσεις (MPRs), οι προβολές μέγιστης έντασης (MIPs), η προβολή όγκου (VR) και η προβολή φωτοσκιασμένης επιφάνειας (SS). Τα ογκομετρικά δεδομένα που λαμβάνονται είναι ιστροπικά και αυτό καθιστά δυνατές πολυεπίπεδες ανασυνθέσεις εικόνων υψηλής ποιότητας. Η μετεπεξεργασία εικόνας, αρχικά, εξαρτάται από την ανακατασκευή των υπό-χιλιοστών τομών σε παχύτερες. Αυτό μειώνει τον θόρυβο και τον αριθμό των εικόνων και, λόγω της λήψης ιστροπικών εικονοστοιχείων, επιτρέπει τη δημιουργία εικόνων VRT και MPR που στη συνέχεια μεταφέρονται στο αρχείο εικόνων και στο σύστημα επικοινωνίας (PACS). Η χρήση αυτών των εργαλείων είναι σημαντική διότι δίνεται η δυνατότητα να επαληθεύονται ανωμαλίες ή παθολογίες σε πολλά επίπεδα, συνεισφέροντας με αυτόν τον τρόπο σε μια πιο ακριβή διάγνωση. Άλλα εργαλεία μετεπεξεργασίας είναι ο υπολογισμός όγκου, απόστασης, εμβαδού, η μεγέθυνση εικόνας, η μέτρηση πυκνοτήτων χρησιμοποιώντας διαφορετικούς αλγόριθμους ανακατασκευής κ.α. Αυτή η διαδραστική μελέτη των αγγείων, των οστών κ.λπ. είναι πολύ σημαντική π.χ. για το πλάνο ενός χειρουργείου.²⁷

Η Volume Rendering Technique (VRT) ή Τρισδιάστατη VRT (3D VRT) τεχνική χρησιμοποιεί σκίαση και χρωματική κωδικοποίηση για να παρουσιάσει τις ανατομικές δομές τρισδιάστατα. Είναι χρήσιμη, μεταξύ άλλων, για αξιολόγηση των αγγείων ή στεντ σε αυτά, εντοπισμό ανευρυσμάτων και παρακολούθηση των μοσχευμάτων περιφερικής παράκαμψης. Παρόλα αυτά, δεν θα πρέπει να χρησιμοποιείται για διάγνωση, καθώς η εικόνα μπορεί να εμπεριέχει τεχνικά σφάλματα, θόρυβο κ.λπ. που να οδηγούν σε ψευδή ευρήματα.

Η πολυεπίπεδη ανακατασκευή (MPR) είναι μια τεχνική που αναλύονται επίπεδα εικόνας πάχους μιας τομής. Η μονάδα πυκνότητας Hounsfield των voxel σε αυτό το επιλεγμένο

επίπεδο εμφανίζεται στην οθόνη. Το λοξό MPR είναι το πιο ευαίσθητο για την εύρεση και τον χαρακτηρισμό βλαβών. Το MPR χρησιμοποιείται για περαιτέρω ανάλυση και επιβεβαίωση μιας υπό διερεύνηση δομής. Οι προβολές μέγιστης έντασης (MIP) έχουν πάχος πολλαπλών φετών. Οι δομές μπορούν να προβληθούν σε οποιοδήποτε επιλεγμένο επίπεδο. Το πάχος της ανακατασκευής επιλέγεται από τον χρήστη. Η μέγιστη ένταση ή το πιο φωτεινό ρικελ οποιαδήποτε εντός του επιλεγμένου πάχους προβάλλεται προς τα εμπρός και εμφανίζεται στην οθόνη. Η ακριβής θέση αυτής της έντασης εντός του πάχους είναι άγνωστη. Το MIP είναι η πιο πρακτική μέθοδος πλοήγησης μέσα από μικρές δομές και αρτηρίες, επειδή τα μεγαλύτερα τμήματα οπτικοποιούνται στην οθόνη ταυτόχρονα. Ωστόσο, καθώς αυξάνεται το πάχος του MIP, η ευαισθησία για την ανίχνευση μιας βλάβης μειώνεται. Το Thin MIP είναι μια τεχνική όπου το επιλεγμένο πάχος είναι πολύ κοντά στο πάχος της δομής ενδιαφέροντος και είναι η πιο πρακτική μέθοδος μετανάλυσης και πλοήγησης στο σύνολο δεδομένων, διατηρώντας παράλληλα επαρκή ευαισθησία για την εύρεση περιοχών που απαιτούν περαιτέρω διερεύνηση.

Το Curved MPR προβάλλει μια ενιαία γραμμή πυκνοτήτων σε οποιοδήποτε επίπεδο ή επίπεδα που επιλέγει ο χρήστης από όλο το σύνολο δεδομένων και τα εμφανίζει στην οθόνη σε ένα επίπεδο. Αυτή η τεχνική είναι χρήσιμη αρκεί ο χρήστης να γνωρίζει την πιθανότητα εμφάνισης τεχνικών σφαλμάτων και ψευδοεικόνων στην εικόνα.²⁸

Βέβαια, η βελτίωση της ποιότητας της εικόνας Υ.Τ. δεν αφορά μόνο την μετεπεξεργασία της αλλά κυρίως διάφορες παραμέτρους απόκτησης της π.χ. αυξάνοντας την ταχύτητα σάρωσης και μειώνοντας το πάχος τομής. Η βέλτιστη ποιότητα της εικόνας της εξαρτάται από δύο παράγοντες: το πρωτόκολλο αγγειογραφίας (πρωτόκολλο σάρωσης, πρωτόκολλο έγχυσης μέσου σκιαγραφικής αντίθεσης, μέθοδοι ανακατασκευής εικόνας) και τεχνική οπτικοποίησης δεδομένων (μεταεπεξεργασία εικόνας).²⁹

Πλέον, οι σαρωτές προσφέρουν υψηλή ανάλυση λόγω του μειωμένου μεγέθους ανιχνευτή και του μεγέθους εστιακού σημείου, το οποίο μπορεί να οπτικοποιήσει μικρά αγγεία. Επιπρόσθετα, είναι εφικτή η καλύτερη ανακατασκευή εικόνας π.χ. με μέγεθος μήτρας 1024 × 1024 pixels ή και μεγαλύτερο, αν και ο θόρυβος της εικόνας γίνεται πιο έντονος σε σύγκριση με τις συμβατικές εικόνες CT λόγω της σχετικής έλλειψης προσπίπτοντων φωτονίων σε μικρούς ανιχνευτές.³⁰

Αυτές οι βελτιώσεις των συστημάτων απεικόνισης διαδραμάτισαν καθοριστικό ρόλο ταυτόχρονα για σημαντική μείωση της έκθεσης της δόσης ακτινοβολίας και για βελτίωση της χρονικής ανάλυσης στη CTA.³¹

Εν συνεχεία, στις βελτιώσεις της εικόνας και της επεξεργασίας της CTA, συγκαταλέγεται και η CTA διπλής ενέργειας με λογισμικό αφαίρεσης οστών. Είναι ένα σπουδαίο εργαλείο που συμβάλλει σημαντικά με πρόσθετες ανατομικές πληροφορίες που σχετίζονται με την ενεργειακή εξάρτηση των διαφορών εξασθένησης των ιστών. Η σύσταση του ιστού μπορεί να προσδιοριστεί μέσω μετεπεξεργασίας εικόνων που συλλέγονται σε δύο ενέργειες ή μέσω απευθείας ανάλυσης από τα ακατέργαστα δεδομένα CT που λαμβάνονται ταυτόχρονα σε ξεχωριστές ενέργειες. Υπάρχουν πολλές διαφορετικές προσεγγίσεις για την απόκτηση δεδομένων διπλής ενέργειας. Η αργή μεταγωγή kV χρησιμοποιεί δύο περιστροφές σε διαφορετικές τιμές kV, αλλά δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί για CTA. Η CT διπλής πηγής πραγματοποιείται κλινικά, με κάθε λυχνία να λειτουργεί σε διαφορετικό kV και να λαμβάνει δεδομένα σε απόσταση ενενήντα μοιρών. Κάθε λυχνία μπορεί να λειτουργεί με διαφορετικά ρεύματα για να εξισορροπεί τον θόρυβο μεταξύ των διαφορετικών ενεργειών. Τόσο η αργή μεταγωγή kV όσο και η διπλή πηγή χρησιμοποιούν ανασύνθεση βάσει εικόνας. Για ανασυνθέσεις από ακατέργαστα δεδομένα, κάθε προβολή πρέπει να λαμβάνεται και στις δύο ενέργειες ταυτόχρονα. Η γρήγορη εναλλαγή kV

επιτρέπει την αλλαγή της ενέργειας για κάθε γειτονική προβολή που προσεγγίζει την ταυτόχρονη λήψη και έχει τη δυνατότητα χαρακτηρισμού της τομής. Ένας φασματικά ευαίσθητος ανιχνευτής, χρησιμοποιεί διαφορετικά υλικά ανιχνευτή για να διαχωρίσει διαφορετικά επίπεδα ενέργειας από κάθε στρώμα. Αυτό παρέχει ταυτόχρονη απόκτηση κάθε προβολής, αλλά αμφισβητείται από κακή διάκριση ενέργειας. Οι ενεργειακά ευαίσθητοι ανιχνευτές μέτρησης φωτονίων είναι αρκετά γρήγοροι για να προσδιορίσουν την ενέργεια κάθε φωτονίου που απορροφάται επιτρέποντας την πραγματική ταυτόχρονη απεικόνιση πολλαπλών ενεργειών.

Το λογισμικό αφαίρεσης οστών είναι ιδιαίτερα χρήσιμο σε νευροαγγειακά περιστατικά και τον διαχωρισμό αρτηριών. Για εξετάσεις εγκεφάλου, αυτό επιτυγχάνεται μέσω αφαίρεσης εικόνων χρησιμοποιώντας δύο ελικοειδείς σαρώσεις ή σάρωση μεγάλου όγκου. Η CT διπλής ενέργειας μπορεί να βελτιώσει τους τρέχοντες αλγόριθμους αφαίρεσης οστού. Σε εξετάσεις εγκεφάλου και άκρων, η πλήρης αφαίρεση οστού συμβάλλει σημαντικά στη διάγνωση. Τυχόν ατέλειες ή υπολείμματα της διαδικασίας αυτής αφαιρούνται χειροκίνητα με τα εργαλεία μετεπεξεργασίας. Αυτό απαιτεί προσοχή, δεξιότητα με αποτέλεσμα να είναι επιρρεπές σε ανθρώπινο λάθος. Τέλος, η αξονική τομογραφία διπλής ενέργειας είναι χρήσιμη και σε περιπτώσεις τεχνικών σφαλμάτων ενίσχυσης ή σκλήρυνσης δέσμης, τα οποία μπορεί αποκρύπτουν πληροφορίες ή στενώσεις.³²

Οι σαρωτές CT διπλής πηγής παρέχουν τη μέγιστη διαθέσιμη χρονική ανάλυση, καθώς η χρονική ανάλυση είναι ίση με το ένα τέταρτο του χρόνου περιστροφής του gantry. Αυτό αντιστοιχεί σε εξήντα έξι χιλιοστά του δευτερολέπτου (ms) στους σαρωτές τρίτης γενιάς. Η μεγιστοποίηση της χρονικής ανάλυσης χρησιμεύει για ταχέως κινούμενες δομές (π.χ. καρδιακή κίνηση) ή σε εξεταζόμενους με δυσκολία συνεργασίας (π.χ. ασθενείς με τραύμα ή κακή αναπνοή).³³

3.6. Πρωτόκολλα Αξονικής Αγγειογραφίας

Ένα τυπικό πρωτόκολλο αξονικής αγγειογραφίας περιλαμβάνει συνήθως τρεις φάσεις. Αυτές είναι η φάση χωρίς Μ.Σ.Α., η αρτηριακή φάση μετά χορήγησης Μ.Σ.Α. και η καθυστερημένη φάση. Η σάρωση χωρίς σκιαγραφικό είναι χρήσιμη σε πολλές περιπτώσεις, όπως για παράδειγμα σε ασθενείς με υποψία οξέος αορτικού συνδρόμου, για ανάδειξη αιματώματος ή αιμορραγίας, ασβεστώσεων ή τη διαρροή μοσχεύματος. Σε κάθε περίπτωση, συνιστάται η δόση ακτινοβολίας στη σάρωση χωρίς Μ.Σ.Α. να διατηρείται χαμηλή. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί με χρήση μεγαλύτερου εύρους ανιχνευτών, χαμηλών kVp και ταυτόχρονα μειωμένης έντασης ρεύματος λυχνίας.

Η απεικόνιση της αρτηριακής φάσης θεωρείται η πιο κρίσιμη και στόχος είναι να επιτευχθεί πολύ υψηλός λόγος αντίθεσης προς θόρυβο (CNR) και μέγιστη χωρική ανάλυση για την απεικόνιση μικρών αρτηριακών κλάδων. Η σάρωση καθυστερημένης φάσης είναι χρήσιμη για την αξιολόγηση των δομών αργής πλήρωσης και της φλεβικής κυκλοφορίας. Ο χρόνος μιας καθυστερημένης σάρωσης ποικίλλει ανάλογα με την ανατομία του εξεταζόμενου και την περιοχή ενδιαφέροντος. Σε νευροαγγειακά περιστατικά, οι καθυστερημένες εικόνες πραγματοποιούνται αμέσως μετά την ολοκλήρωση της αρτηριακής φάσης. Στην απεικόνιση του κορμού, η καθυστέρηση δύο λεπτών είναι συνήθης τακτική, εκτός από την απεικόνιση της καρδιάς και της μεσεντέριας αρτηρίας(πυλαία φλέβα ενενήντα sec). Στις εξετάσεις κάτω άκρων, συνήθως οι καθυστερημένες φάσεις λαμβάνονται ώστε ακόμα και αγγεία μικρότερων διαστάσεων να απεικονισθούν επαρκώς.

Τα kV κυμαίνονται από εκατόν είκοσι ως εκατόν πενήντα σε όλα τα πρωτόκολλα και τα mA ρυθμίζονται ανάλογα με τον τύπο του σαρωτή και το μέγεθος του εξεταζόμενου. Σε περιπτώσεις μεγάλωσμων εξεταζόμενων, μπορεί να χρειάζονται υψηλότερα mA. Το βήμα

διαμορφώνεται αναλόγως (1–1,5), με μικρά κενά διαστήματα (0,75–1 mm) μεταξύ των φετών. Σε αντίθεση με την CTA καρδιάς, όπου η επικάλυψη τομών είναι υποχρεωτική, η CTA περιφερικών αγγείων δεν απαιτεί επικαλυπτόμενες τομές εικόνας. Παρακάτω ακολουθούν επιγραμματικά πρωτόκολλα αξονικής αγγειογραφίας και ενδεικτικοί πίνακες στοιχείων και παραμέτρων για εξετάσεις αξονικής αγγειογραφίας (Πίνακας 3.6.1).³⁴

- Αξονική αγγειογραφία Κεφαλής-Τραχήλου
- Αξονική αγγειογραφία Θωρακικής Αορτής
- Αξονική αγγειογραφία Κοιλιακής Αορτής
- Αξονική αγγειογραφία Λαγόνιων αρτηριών
- Αξονική αγγειογραφία κάτω άκρων
- Αξονική αγγειογραφία άνω άκρων
- Αξονική αγγειογραφία Πνευμονικών αγγείων
- Αξονική Στεφανιογραφία
- Αξονική αγγειογραφία Νεφρικών αγγείων.

Πίνακας 3.6.1.Πρωτόκολλα εξετάσεων αξονικής αγγειογραφίας

Είδος εξέτασης	Μ.Σ.Α.	Ρυθμός έγχυσης	Bolus tracking ROI&thresh old	Πάχος τομής	Πεδίο σάρωσης
Καρωτίδες, σπονδυλική, υποκλείδια και μασγαλαία	75ml	5ml/s	Αορτικό τόξο 180HU	0.75mm	Κάτω από το αορτικό τόξο έως την κεφαλή
Θωρακική αορτή (όχι ανιούσα)	100ml	3ml/s	Αορτικό τόξο 180HU	0.75mm(διατομή) & 1-2 mm	Πάνω από το αορτικό τόξο έως κάτω από τη διχοτόμηση έσω & έξω λαγόνιας αρτηρίας
Ανιούσα αορτή(σάρωση με ΗΚΓ συντονισμό)	100ml	3ml/s	Αορτικό τόξο 180HU	0.75mm	Πάνω από το αορτικό τόξο μέχρι το ύψος των επινεφριδίων
Αορτομηριαία με απορροή(CTA κάτω άκρων)	125ml	3ml/s	Κατιούσα αορτή 180HU	≤1 mm	Άνωθεν διαφράγματος έως τα άκρα πόδια
Θωρακική & κοιλιακή αορτή μεun-off	125ml	3ml/s	Αορτικό τόξο 180HU	≤1 mm	Άνωθεν κορυφών θώρακα έως τα άκρα πόδια
CTάνω άκρων αρτηριακή	100ml	4ml/s	Αορτικό τόξο180HU	≤1 mm	Αορτικό τόξο συμπεριλαμβανομένου του άνω άκρου
CT Πνευμονικής εμβολής	75ml	5ml/s	Πνευμονική αρτηρία 80HU	0.75mm	Από κορυφές θώρακα έως κάτω από το διάφραγμα
Κοιλιακής αορτή	100ml	3ml/s	Κατιούσα αορτή 180HU	0.5 mm (αν χρησιμοποιείται MMS)	Πάνω από το διάφραγμα έως κάτω από τη διχοτόμηση έσω &έξω λαγόνιας αρτηρίας
Νεκρικές αρτηρίες	100ml(CRI -) 40ml(CRI+)	3ml/s	Κατιούσα αορτή 180HU	≤1 mm	Άνωθεν νεφρών έως τα λαγόνια. Συμπεριλαμβάνονται μόνο οι νεφροί. (CRI-) (CRI+)

Πηγή: Pelberg, R. and Mazur, W. (2011) "Protocols," in *Vascular CT Angiography manual*. London: Springer-Verlag, pp. 38. Διαθέσιμο στο: https://doi.org/10.1007/978-1-84996-260-5_4

3.7. Αξονική αγγειογραφία Κεφαλής & Τραχήλου

Η απεικόνιση των ενδοκρανιακών αγγείων με Υ.Τ βασίζεται στην πλήρωση αυτών με Μ.Σ.Α χωρίς ταυτόχρονη σκιαγράφιση του εγκεφαλικού παρεγχύματος. Μετά από ενδοφλέβια χορήγηση ιωδιούχου σκιαγραφικού, με συγκεκριμένο χρόνο για την απεικόνιση της αρτηριακής φάσης των ενδοκράνιων αγγείων, λαμβάνονται τομές ταχείες, πολύ μικρού πάχους. Το πεδίο σάρωσης πρέπει να περιλαμβάνει από τον άτλαντα, μέχρι την κορυφή

του τριχωτού της κεφαλής, καθώς και όλα τα ενδοκρανιακά αγγεία όπως π.χ. την οπίσθια κάτω παρεγκεφαλιδική αρτηρία, η οποία μπορεί να έχει εξωκρανιακή προέλευση στο δεκαοχτώ τοις εκατό των περιπτώσεων.

Η αξονική αγγειογραφία για απεικόνιση των εξωκράνιων αγγείων, όπως είναι οι καρωτίδες, πρέπει να καλύπτει ένα πεδίο απεικόνισης από το επίπεδο του στέρνου με το αορτικό τόξο για την ανάδειξη υπεράριθμων αορτικών κλάδων αλλά και τη βάση του κρανίου και το εξάγωνο του Willis. Σε περίπτωση στένωσης καρωτίδας, ο φλεβοκαθετήρας πρέπει να τοποθετείται στο αντίθετο χέρι από αυτήν για την αποφυγή τεχνικών σφαλμάτων. Επίσης, πρέπει να γίνεται τροποποίηση του FOV σύμφωνα με το ζητούμενο π.χ. εάν ζητείται μόνο αξονική αγγειογραφία εγκεφάλου ή καρωτίδων. Επίσης, ζητείται από τον εξεταζόμενο να παραμείνει ακίνητος καθ' όλη τη διάρκεια της εξέτασης καθώς και να μην καταπίνει.

Η τεχνική αυτοματοποιημένης παρακολούθησης του Σ.Μ χρησιμοποιείται συχνά για να διασφαλιστεί ο συγχρονισμός της έγχυσης με τη σάρωση και η μέγιστη σκιαγραφική ενίσχυση. Μαρκάρεται η περιοχή ROI χειροκίνητα από τον τεχνολόγο στην ανιούσα αορτή και όταν επιτευχθεί ένα προκαθορισμένο όριο τιμής εξασθένησης-κατώφλι π.χ. πενήντα ως εκατό HU, αλλά μπορεί να διαφέρει μεταξύ των διαφόρων τομογράφων, ξεκινά η απόκτηση δεδομένων.³⁵ Μετά το πέρας της εξέτασης, οι εικόνες ανασυνθέτονται συνήθως και στα τρία επίπεδα, επεξεργάζονται και επιλέγεται το «παράθυρο» των εικόνων που είναι θεμελιώδες για την εμφάνιση ή την απόκρυψη ευρημάτων. Τα μικρά αγγεία, κυρίως κάτω από μισό mm μπορεί επίσης να αποτελέσουν πρόβλημα στη διάγνωση.

Όσον αφορά την αξονική φλεβογραφία, εκτελείται χρησιμοποιώντας παρόμοια τεχνική όπως στην CTA, αλλά η λήψη εικόνας πραγματοποιείται με μικρή καθυστέρηση ώστε να πληρωθούν οι φλέβες με σκιαγραφικό. Συνήθως, χρησιμοποιείται Μ.Σ.Α. εβδομήντα πέντε

ως εκατό mL, με ρυθμό έγχυσης τρία mL/s και με καθυστέρηση σάρωσης σαράντα πέντε δευτερολέπτων. Σαρώνεται όλη η περιοχή του εγκεφαλικού κρανίου μέχρι τον άτλαντα κεφαλουραία. Η μεταεπεξεργασία, όπως και στην CTA, περιλαμβάνει ανασυνθέσεις MPR και MIP, καθώς και εικόνες απόδοσης όγκου (VR). Επιπρόσθετα, τομογράφοι κωνικής δέσμης τριακοσίων είκοσι σειρών έχουν χρησιμοποιηθεί για τη δημιουργία εικόνων CTA τεσσάρων διαστάσεων με ανάλυση χρόνου. Οι εικόνες 4D CTA λαμβάνονται με παρόμοιο τρόπο με αυτόν της 3D, δηλαδή χορηγείται Μ.Σ.Α μη ιονικό, ακολουθούμενη από μια δυναμική σάρωση. Αυτό αποτελείται από μία μάσκα δεδομένων και έναν αριθμό δυναμικών τόμων. Με κάθε περιστροφή των ανιχνευτικών διατάξεων καλύπτεται ολόκληρο το κρανίο. Μετά την σάρωση και αφαίρεση του όγκου της μάσκας από τους δυναμικούς όγκους, το λογισμικό του σαρωτή δημιουργεί ανακατασκευές με χρονική επίλυση (MIP ή VR), για παράδειγμα, μεσοδιαστήματα ενός δευτερολέπτου, που απεικονίζουν αρτηριακές, τριχοειδείς και φλεβικές εικόνες.³⁶ Επίσης, η CTperfusion επιτρέπει τη διαφοροποίηση του ισχαιμικού εγκεφαλικού ιστού που μπορεί να διασωθεί (το μισοφέγγαρο) από τον εγκέφαλο που έχει υποστεί μη αναστρέψιμη βλάβη (τον πυρήνα του εμφράγματος). Αυτό είναι χρήσιμο κατά την αξιολόγηση ενός ασθενούς για θεραπεία (θρομβόλυση ή ανάκτηση θρόμβου).

Παρακάτω συνοψίζονται οι σημαντικότερες παράμετροι για τα πρωτόκολλα αξονικής αγγειογραφίας της κεφαλής και του τραχήλου για σαρωτές διαφόρων τύπων (Πίνακας 3.7.1., Πίνακας **Σφάλμα! Δεν υπάρχει κείμενο καθορισμένου στυλ στο έγγραφο..**).

Πίνακας 3.7.1.Ενδεικτικά Πρωτόκολλα για απεικόνιση ενδοκρανιακών αγγείων σε διάφορους τύπους σαρωτών

Σαρωτές	Τύπος σάρωσης	Voltage [kV] A	Voltage [kV] B	[mAs] A	[mAs] B	Coll. [mm]	Χρόνος περ. [s]	Pitch	Επίπεδα ανασυνθέσεων	ST [mm]	RI [mm]
16-σ.α*	ελικοειδής	80		93		16 x 0.7	0.8	1.50	axial/cor/sag	3.0	3.0
32-σ.α	ελικοειδής	80		93		32 x 0.7	0.8	1.50	axial/cor/sag	3.0	3.0
64-σ.α	ελικοειδής	90		82		64 x 0.6	0.33	1.50	axial/cor/sag	3.0	3.0
128-σ.α	ελικοειδής	90		95		128 x 0.6	0.3	1.50	axial/cor/sag	3.0	3.0
Δύο λυχνιών 128	ελικοειδής	100		123		128 x 0.6	0.28	0.60	axial/cor	4.0	4.0
Δύο λυχνιών 128	Ελικοειδής διπλής ενέργειας	80	140Sn	178	98	64 x 0.6	0.5	0.70	axial/cor	4.0	4.0
Δύο λυχνιών 192	ελικοειδής	90		133		128 x 0.6	0.25	0.60	axial/cor	4.0	4.0
Δύο λυχνιών 192	Ελικοειδής διπλής ενέργειας	80	150Sn	100	67	64 x 0.6	0.25	0.70	axial/cor	4.0	4.0

Πηγή: Unknown (2021) *CT angiography, Radiology Key*. Διαθέσιμο στο: <https://radiologykey.com/ct-angiography-2/> (Πρόσβαση: Νοέμβριος 10, 2022).

σ.α: σειρές ανιχνευτών

Πίνακας Σφάλμα! Δεν υπάρχει κείμενο καθορισμένου στυλ στο έγγραφο.. Ενδεικτικά Πρωτόκολλα για την απεικόνιση των Καρωτίδων για διαφορετικούς τύπους σαρωτών

Σαρωτές	Τύπος σάρωσης	Voltage [kV] A	Voltage [kV] B	[mAs] A	[mAs] B	Coll. [mm]	Χρόνος περ. [s]	Pitch	Επίπεδα ανασυνθέσεων	ST [mm]	RI [mm]
16-σ.α.	ελικοειδής	110		110		16 x 0.7	0.8	1.20	sag/cor/axial	3.0	3.0
32-σ.α.	ελικοειδής	110		110		32 x 0.7	0.8	1.20	sag/cor/axial	3.0	3.0
64-σ.α.	ελικοειδής	100		113		64 x 0.6	0.33	1.20	sag/cor/axial	3.0	3.0
128-σ.α.	ελικοειδής	100		130		64 x 0.6	0.3	1.20	sag/cor/axial	3.0	3.0
Δύο λυχνίων 128	ελικοειδής	120		84		128 x 0.6	0.28	1.20	axial/cor	3.0	3.0
Δύο λυχνίων 128	Ελικοειδής διπλής ενέργειας	100	140Sn	83	83	128 x 0.6	0.28	0.70	axial/cor	3.0	3.0
Δύο λυχνίων 192	ελικοειδής	120		84		128 x 0.6	0.25	1.20	axial/cor	3.0	3.0
Δύο λυχνίων 192	Ελικοειδής διπλής ενέργειας	90	150Sn	90	69	192 x 0.6	0.25	0.70	axial/cor	3.0	3.0

Πηγή: (2021) *CT angiography, Radiology Key*. Διαθέσιμο στο: <https://radiologykey.com/ct-angiography-2/> (Πρόσβαση: Νοέμβριος 10, 2022).

Πίνακας 3.7.3. Παράδειγμα πρωτόκολλων αγγειογραφιών κεφαλής & τραχήλου σε τομογράφο 64MSCT

ΕΞΕΤΑΣΗ	ΕΞΑΓΩΝΟΥ WILLIS	ΦΛΕΒΩΝ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ	ΚΑΡΩΤΙΔΩΝ
ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ	ύπτια - χέρια κάτω	ύπτια - χέρια κάτω	ύπτια - χέρια κάτω
ΠΕΡΙΟΧΗ ΣΑΡΩΣΗΣ	μεσότητα τραχήλου - κυρτό	μεσότητα τραχήλου - κυρτό	αορτικό τόξο - κυρτό
ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗ ΣΑΡΩΣΗΣ	out	out	out
ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΟ IV	ml (4.5ml/sec)	ml (4.5ml/sec)	ml (4.5ml/sec)
PER OS	ml (4.5ml/sec)	όχι	ml (4.5ml/sec)
BOLUS TRACKING	locator στην αρχή της σάρωσης, threshold 190, delay 5sec	όχι	Locator στην αρχή της σάρωσης, threshold 190, delay 5sec
ΦΑΣΕΙΣ ΣΑΡΩΣΗΣ	bolustracking	-	bolustracking
mAs	240	240	240
kV	120	120	120
COLLIMATION	64X0.625	64X0.625	64X0.625
ROTATION TIME	0.5	0.5	0.5
PITCH	0.703	0.703	0.703
ΤΟΜΗ/ΑΝΑΣΥΝΘΕΣΗ	2/1 overlapping	2/1 overlapping	1/0.5 overlapping
ΦΙΛΤΡΟ	SMOOTH A	SMOOTH A	SMOOTH A

Πηγή: ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΚΩΝ ΕΞΕΤΑΣΕΩΝ ΑΞΟΝΙΚΟΥ & ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ. ΙΠΠΟΚΡΑΤΕΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ ΤΜΗΜΑ ΑΚΤΙΝΟΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ. Διαθέσιμο στο: https://ippokratio.com/HTML/lab_protocol_angio.html (Πρόσβαση: Ιανουάριος 23, 2023).

3.8. Πρωτόκολλο αξονικής αγγειογραφίας Θωρακικής αορτής

Στις συνήθεις ενδείξεις για CTA θωρακικής αορτής περιλαμβάνονται ανευρύσματα θωρακικής αορτής ή και κοιλιακής αορτής, διατομή αορτής, άτυπο θωρακικό άλγος, συγγενείς παθήσεις αορτής, παθήσεις άνω κοίλης φλέβα, κάτω κοίλης φλέβας και υποψία πνευμονικής εμβολής. Το πεδίο απεικόνισης αυτής της εξέτασης εκτείνεται από το αορτικό τόξο ή την κορυφή του θώρακα έως και τη διχοτόμηση των λαγόνιων αρτηριών. Ο εξεταζόμενος τοποθετείται σε ύπτια θέση με τα χέρια σε ανάταση πίσω από το κεφάλι. Χορηγούνται συνήθως εκατό ml Μ.Σ.Α. με συγκέντρωση ιωδίου τριάντα έως τριάντα επτά τοις εκατό, ταχύτητα τρία έως τεσεράμισι ml ανά δευτερόλεπτο, χρησιμοποιώντας bolus

tracking με ROI τοποθετημένη στο επίπεδο του αορτικού τόξου. Η σάρωση ξεκινά όταν η αντίθεση στο αορτικό τόξο φτάσει ένα καθορισμένο κατώφλι HU, περίπου 180-190 HU. Το πάχος τομής κυμαίνεται ένα με δύο χιλ. για τη μείωση της ακτινοβολίας ή και μικρότερο για τη βελτίωση της χωρικής ανάλυσης του άξονα Z. Προτείνεται αναδρομικός ΗΚΓ συντονισμός για να αποφευχθούν τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης, καθώς αυτή η περιοχή της αορτής κινείται.³⁷ Βέβαια, η καταλληλότερη τεχνική ECG-gating εξαρτάται από τον τύπο του σαρωτή, τον καρδιακό ρυθμό και την κανονικότητα του ρυθμού και την ανάγκη μείωσης της δόσης ακτινοβολίας. Γενικά, εάν ο καρδιακός ρυθμός είναι κανονικός και μικρότερος των εξήντα πέντε bpm χρησιμοποιείται προοπτική τεχνική, και εάν ο καρδιακός ρυθμός είναι ακανόνιστος ή μεγαλύτερος των εξήντα πέντε bpm χρησιμοποιείται αναδρομική τεχνική, πιθανώς με ΗΚΓ ρύθμιση δόσης, ή σε περιπτώσεις βαλβιδικής αξιολόγησης, διατομής ανιούσας αορτής, μετεγχειρητικές επιπλοκές της ανιούσας αορτής ή κινητική μελέτη της καρδιάς.

Πίνακας 3.8.1. Ενδεικτικός πίνακας παραμέτρων CTA θωρακικής αορτής για σαρωτές διαφόρων τύπων

CM	4 MDCT	16 MDCT	64 MDCT	128 MDCT	Δύο λυχνιών
kVp	120	120	120	120	120-120
mAs	120-180	120-180	120-180 (ρύθμιση δόσης)	120-180 (ρύθμιση δόσης)	120-180 (ρύθμιση δόσης)
Collimation	4 x 2.5 mm	16 x 1.2 mm	64 x 0.6 mm	128 x 0.6 mm	32-64 x 0.6 mm x 2
S.t/RI (mm)	3 1.5-2	1 και 3 0.5-1	1 και 3 0.5-1	0.5-1 και 3 0.4	0.5-1 και 3 0.4
Rec. dataset	Εγκάρσια: 1 χιλ. με φίλτρα μεσαίας ομαλής περιέλιξης (τρισιδιάστατη αξιολόγηση αγγείων) Εγκάρσια & Στεφανιαία: 3 χιλ. με φίλτρα λείας περιέλιξης (μελέτη μεσοθωρακίου και αγγείων) Εγκάρσια 1,5 χιλ. με φίλτρα αιχμηρής περιέλιξης (αξιολόγηση πνευμονικού παρεγχύματος)				
ECG-gating	No	RECG	Prospective retrospective	Prospective retrospective	Prospective retrospective

Πηγή: (2021) *CT angiography, Radiology Key*. Διαθέσιμο στο: <https://radiologykey.com/ct-angiography-2/> (Πρόσβαση: Νοέμβριος 10, 2022).

Πίνακας 3.8.2. Παράδειγμα πρωτόκολλων για απεικόνιση Θωρακικής αορτής σε τομογράφο 64MST

ΕΞΕΤΑΣΗ	ΘΩΡΑΚΙΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ	ΑΝΩΚΗΛΗΣ ΦΛΕΒΑΣ
ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ	ύπτια - χέρια πάνω	ύπτια χέρια κάτω
ΠΕΡΙΟΧΗ ΣΑΡΩΣΗΣ	μεσότητα τραχήλου - σκέλη διαφράγματος	-
ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗΣΑΡΩΣΗΣ	in	-
ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΟ IV	ml (4.5ml/sec)	--
PER OS	ml (4.5ml/sec)	-
BOLUS TRACKING	locator στην αρχή της σάρωσης, threshold 190, delay 5sec	
ΦΑΣΕΙΣ ΣΑΡΩΣΗΣ	bolustracking	-
mAs	240	240
kV	120	120
COLLIMATION	64X0.625	64X0.625
ROTATION TIME	0.5	0.5
PITCH	0.703	0.703
ΤΟΜΗ/ΑΝΑΣΥΝΘΕΣΗ	2/1 overlapping	2/1 overlapping
ΦΙΛΤΡΟ	SHARP C	SHARP C

Πηγή: ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΚΩΝ ΕΞΕΤΑΣΕΩΝ ΑΞΟΝΙΚΟΥ & ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ. ΙΠΠΟΚΡΑΤΕΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ ΤΜΗΜΑ ΑΚΤΙΝΟΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ. Διαθέσιμο στο: https://ippokratio.com/HTML/lab_protocol_angio.html (Πρόσβαση: Ιανουάριος 23, 2023)

3.9. Πρωτόκολλο αξονικής αγγειογραφίας Ανιούσας αορτής

Η ΣΤΑνιούσας αορτής ενδείκνυται συνήθως σε ανεύρυσμα ανιούσας αορτής, διατομή ή συγγενή νόσο αορτής. Το FOV ξεκινά μερικά εκατοστά πάνω από το αορτικό τόξο ή την κορυφή του θώρακα και τελειώνει συνήθως στο ύψος των επινεφριδίων. Συνήθως, χρησιμοποιούνται β-αναστολείς για μείωση του καρδιακού ρυθμού καθώς είναι απαραίτητη η χρήση ΗΚΓ. Για το λόγο αυτό, χρησιμοποιείται η αναδρομικός συντονισμός με ελικοειδή σάρωση. Χορηγούνται εκατό ml Σ.Μ., πυκνότητας τριάντα πέντε έως τριάντα επτά τοις εκατό, με ρυθμό έγχυσης συνήθως τρία έως πέντε ml ανά δευτερόλεπτο. Χρησιμοποιείται παρακολούθηση βλωμού με περιοχή ενδιαφέροντος στο επίπεδο του

αορτικού τόξου. Το κατώφλι ορίζεται στα 180-190 HU. Αυτό το πρωτόκολλο εκτελείται με παρόμοιο τρόπο όπως η CCTA, καθώς ο αναδρομικός ΗΚΓ συντονισμός χρησιμοποιείται για την εξάλειψη της κίνησης της ανιούσας αορτής. Χρησιμοποιείται πάχος τομής ένα ως δύο χιλ. ή και λεπτότερων αν χρειαστεί, όπως 0,75 χιλ. Δύναται να χρησιμοποιηθούν καθυστερημένες σαρώσεις (δύο λεπτά μετά την έγχυση) για καλύτερη απεικόνιση σημείων καθυστερημένης πλήρωσης, αργών ενδοδιαρρών ή εξαγγείωσης σκιαγραφικού από ρήξη.

Πίνακας 3.9.1. Παράδειγμα πρωτόκολλου για απεικόνιση Ανιούσης αορτής σε τομογράφο 64MSCT

ΕΞΕΤΑΣΗ	ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΞΟΥ ΚΑΡΩΤΙΔΩΝ	ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΞΟΥ ΥΠΟΚΛΕΙΔΙΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ
ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ	ύπτια - χέρια κάτω	ύπτια - χέρια πάνω
ΠΕΡΙΟΧΗ ΣΑΡΩΣΗΣ	αορτικό τόξο - κυρτό	αορτικό τόξο - κάτω γνάθος
ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗ ΣΑΡΩΣΗΣ	out	out
ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΟ IV	ml (4.5ml/sec)	ml (4.5ml/sec)
PER OS	ml (4.5ml/sec)	ml (4.5ml/sec)
BOLUS TRACKING	locator στην αρχή της σάρωσης, threshold 190, delay 5sec	locator στην αρχή της σάρωσης, threshold 190, delay 5sec
ΦΑΣΕΙΣ ΣΑΡΩΣΗΣ	bolustracking	bolustracking
mAs	240	240
kV	120	120
COLLIMATION	64X0.625	64X0.625
ROTATION TIME	0.5	0.5
PITCH	0.703	0.703
ΤΟΜΗ/ΑΝΑΣΥΝΘΕΣΗ	1/0.5 overlapping	2/1 overlapping
ΦΙΛΤΡΟ	SMOOTH A	SHARP C

Πηγή: ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΚΩΝ ΕΞΕΤΑΣΕΩΝ ΑΞΟΝΙΚΟΥ & ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ. ΙΠΠΟΚΡΑΤΕΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ ΤΜΗΜΑ ΑΚΤΙΝΟΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ. Διαθέσιμο στο: https://ippokratio.com/HTML/lab_protocol_angio.html (Πρόσβαση: Ιανουάριος 23, 2023)

3.10. Πρωτόκολλα αξονικής αγγειογραφίας για απεικόνιση άνω άκρων

Η ψηφιακή αγγειογραφία αποτέλεσε για πολλά έτη μέθοδο εκλογής για την απεικόνιση του άνω άκρου. Παρόλα αυτά, η CTA τείνει να την αντικαταστήσει χάρη της μη επεμβατικής φύσης και της εξαιρετικής χωρικής και χρονικής της ανάλυσης. Επιπλέον, παρέχει χρήσιμες πληροφορίες για τους μαλακούς ιστούς και την ανατομία της περιοχής

εξέτασης. Προτιμάται σε περιπτώσεις, κυρίως επείγουσες, για αξιολόγηση τραύματος ή παρουσία θρόμβου λόγω της διαθεσιμότητας και ταχύτητάς της. Σε μη επείγουσες περιπτώσεις, όπως π.χ. σε συγγενείς ανωμαλίες, προτιμάται η MRA. Δύο ακόμα καθοριστικοί παράγοντες επιλογής αυτής ως μέθοδο απεικόνισης είναι η δυνατότητα ταυτόχρονης αξιολόγησης οστού-αγγείων αλλά και η φιλικότερη διαδικασία για τον εξεταζόμενο σε σύγκριση με την μαγνητική τομογραφία. Ο εξεταζόμενος τοποθετείται σε ύπτια θέση με τον προσβεβλημένο βραχίονα σε ανάταση πίσω από το κεφάλι, την παλάμη στραμμένη προς τα πάνω και τα δάχτυλα τεντωμένα και ισιωμένα κατά το δυνατόν. Σπανιότερα, τοποθετείται σε πρηνή θέση με το προσβεβλημένο άνω άκρο υψωμένο πάνω από το κεφάλι ή σε ύπτια θέση με το βραχίονα πλάι του ασθενούς, εάν υπάρχει περιορισμός της κινητικότητας του χεριού, όπως σε τραύμα. Η ενδοφλέβια πρόσβαση, συνήθως, τοποθετείται στον έτερο βραχίονα για την εξάλειψη της σκλήρυνσης της δέσμης και τεχνικών σφαλμάτων λόγω υπολειπόμενης φλεβικής σκιαγράφησης στον βραχίονα. Εάν πρέπει να αξιολογηθούν συγκριτικά τα άνω άκρα, πρέπει να χρησιμοποιηθεί κεντρική φλεβική πρόσβαση. Το εξεταζόμενο άκρο ακινητοποιείται χρησιμοποιώντας μαξιλάρια ή σφήνες και αφαιρούνται όλα τα μεταλλικά αντικείμενα όπως δαχτυλίδια κ.λπ. Για την αξιολόγηση του συνδρόμου θωρακικής εξόδου, η σάρωση του άκρου πρέπει να εκτελείται με τον βραχίονα απαγόμενο 130°-150° σε έξω στροφή και το κεφάλι στραμμένο προς την ίδια πλευρά για προσομοίωση των στοιχείων των ελιγμών Adson και Wright, ακολουθούμενη από σάρωση της θωρακικής εξόδου σε ουδέτερο θέση.³⁸ Όσον αφορά την CTVάνω άκρων, ενδείκνυται για έλεγχο των μασχालιαίων, υποκλείδιων και ωλένιων φλεβών. Χορηγούνται συνήθως εκατό ml M.Σ.Α, συγκέντρωσης 35-37%, με ρυθμό έγχυσης δύο ml/s. Τοποθετείται ενδοφλέβια πρόσβαση στο χέρι της πληγείσας πλευράς. Για αμφοτερόπλευρη φλεβική απεικόνιση, χορηγούνται και στα δύο χέρια ταυτόχρονα με

καθετήρα επέκτασης Υ. Εδώ η σάρωση μπορεί να ξεκινήσει σχεδόν αμέσως. Το σύνηθες πάχος τομής είναι ένα χιλ. ή και μικρότερο.³⁹

Οι τρέχοντες σαρωτές MDCT 128 τομών παρέχουν υψηλή χωρική και χρονική ανάλυση και επιτρέπουν εξαιρετικές MPR, 3D VR και MIP ανασυνθέσεις.

Πλέον, είναι διαθέσιμες τεχνικές, όπως η δυναμική CTA και η SHR-CTA. Τα SHR-CTA είναι συστήματα με ανιχνευτικά στοιχεία 0,25 χιλ. . Μέσω αλγόριθμων ανακατασκευής βαθιάς μάθησης λαμβάνονται ανακατασκευασμένες εικόνες με υψηλά μεγέθη μήτρας (έως 2048 × 2048) και η ποιότητα τους είναι ακόμα πιο βελτιωμένη. Επιπρόσθετα, η δυναμική αξονική αγγειογραφία δίνει τη δυνατότητα για αξιολόγηση τόσο της ανατομίας όσο και της λειτουργίας των αγγείων με σάρωση υπό του ενός δευτερολέπτου και δυνατότητα επιλογής καθυστέρησης μεταξύ των τομών. Είναι χρήσιμη για την αξιολόγηση των αγγειακών δυσπλασιών καθώς επιτρέπει την απεικόνιση της βλάβης στην καλύτερη αγγειακή φάση.⁴⁰



Εικόνα 3.10.1.Τοπόγραμμα αξονικής αγγειογραφίας άνω άκρου

Τοπόγραμμα εικόνας (A) που δείχνει την πιο κοινή τοποθέτηση ενός εξεταζόμενου και τα επίπεδα παρακολούθησης βλωμού για CTA άνω άκρου (τα δάχτυλα δεν μπορούσαν να ισιωθούν λόγω συσπάσεων). Αντιπροσωπευτικές εικόνες τομής παρακολούθησης βλωμού που δείχνουν θέση για χειροκίνητη έναρξη σκιαγράφησης στον βραχίονα (B) και έναρξη σάρωσης κατά την σκιαγραφική ενίσχυση της βραχιόνιας αρτηρίας ή την αυτόματη έναρξη στο αορτικό τόξο (C).

Πηγή: Madhuripan, N. *et al.* (2017) "Computed tomography angiography of the extremities in emergencies," *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, 38(4), pp. 357–369. Διαθέσιμο στο: <https://doi.org/10.1053/j.sult.2017.03.001>.

Πίνακας Σφάλμα! Δεν υπάρχει κείμενο καθορισμένου στυλ στο έγγραφο. Πρωτόκολλο Αξονικής

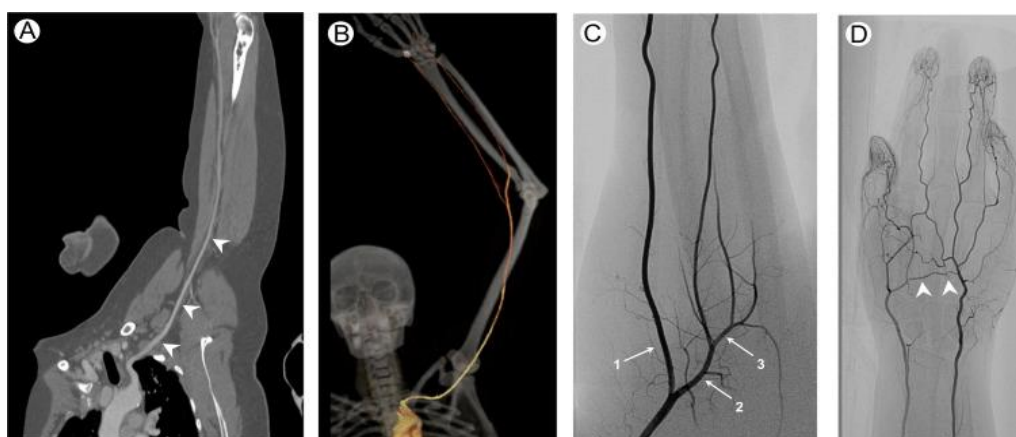
αγγειογραφίας Άνω άκρων για τομογράφο 64MSCT

ΕΞΕΤΑΣΗ	ΑΡΤΗΡΙΩΝ ΑΝΩ ΑΚΡΩΝ	ΦΛΕΒΩΝ ΑΚΡΩΝ
ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ	ύπτια - χέρια πάνω	Ύπτια (ανάλογα περιοχή ενδιαφέροντος ορθά ή ανάποδα)
ΠΕΡΙΟΧΗ ΣΑΡΩΣΗΣ	αορτικό τόξο - άκρα δάκτυλα	-
ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗ ΣΑΡΩΣΗΣ	out	-
ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΟ IV	ml (4.5ml/sec)	-
BOLUS TRACKING	locator στην αρχή της σάρωσης, threshold 190, delay 5sec	-
ΦΑΣΕΙΣ ΣΑΡΩΣΗΣ	bolustracking	-
mAs	240	240
kV	120	120
COLLIMATION	64X0.625	64X0.625
ROTATION TIME	0.5	0,5
PITCH	0.703	0.703
ΤΟΜΗ/ΑΝΑΣΥΝΘΕΣΗ	2/1 overlapping	2/1 overlapping
ΦΙΛΤΡΟ	SHARP C	SHARP C

Πηγή: ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΚΩΝ ΕΞΕΤΑΣΕΩΝ ΑΞΟΝΙΚΟΥ & ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ. ΙΠΠΟΚΡΑΤΕΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ ΤΜΗΜΑ ΑΚΤΙΝΟΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ. Διαθέσιμο στο: https://ippokratio.com/HTML/lab_protocol_angio.html (Πρόσβαση: Ιανουάριος 23, 2023).

Η περιοχή που σαρώνεται ξεκινά από το αορτικό τόξο μέχρι το επίπεδο των δακτύλων. Συνήθως, χρησιμοποιούνται εκατό με εκατόν είκοσι kVr από το αορτικό τόξο έως τον αγκώνα και στη συνέχεια ογδόντα ή εκατό kVr με μικρότερο FOV από τον αγκώνα έως τα δάκτυλα για την αύξηση του λόγου αντίθεσης προς θόρυβο. Σε άλλη πρακτική, χρησιμοποιούνται εκατό kVr για ολόκληρο το άνω άκρο και ανακατασκευάζεται μικρότερο FOV από τα αποκτηθέντα δεδομένα. Λαμβάνεται μια αρχική εικόνα τοπογράμματος για τον καθορισμό του μήκους σάρωσης και του πεδίου απεικόνισης. Οι σαρώσεις χωρίς σκιαγραφικό δύναται να παραλειφθούν καθώς η πιθανότητα διάχυτης ασβεστοποιημένης πλάκας είναι χαμηλή στο άνω άκρο. Η καθυστέρηση της σάρωσης προσδιορίζεται είτε με αυτόματη ενεργοποίηση που έχει ρυθμιστεί στα εκατόν ογδόντα HU εντός του αορτικού τόξου, είτε με χειροκίνητη έναρξη σάρωσης κατά την εμφάνιση σκιαγραφικού στη

βραχιόνια αρτηρία στο μέσο του βραχίονα (Εικ. 3.10.1). Χορηγούνται περίπου εκατό με εκατόν είκοσι ΜΙ Μ.Σ.Α. με ρυθμό ως πέντε mL/s και στη συνέχεια σαράντα mL φυσιολογικού ορού με ρυθμό τέσσερα mL/s. Η ποσότητα χορήγησης του Μ.Σ.Α. ποικίλλει ανάλογα με το βάρος του ασθενούς και το μήκος σάρωσης. Ο βραχίονας αξιολογείται και με καθυστερημένες λήψεις ώστε να σκιαγραφηθούν και αγγεία χαμηλότερης ροής. Οι εικόνες που λαμβάνονται ανασυντίθενται με τις τεχνικές MIP, MPR, VR. Σε εικόνες MIP, χρησιμοποιείται και τεχνική αφαίρεσης του οστού για καλύτερη επισκόπηση των αγγείων και εντοπισμό βλαβών. Επίσης, μέσω της τεχνικής 3DVR, αγγεία και άλλες δομές αποδίδονται τρισδιάστατα με υψηλή ακρίβεια.⁴¹



Εικόνα 3.10.2. Εικόνες αξονικής αγγειογραφίας (Α,Β) και ψηφιακής αφαιρετικής αγγειογραφίας (Γ,Δ)

Εικόνες Αρτηριών άνω άκρου: (Α) Εικόνες ανασυνθέσεων CTA αριστερού άνω άκρου που απεικονίζουν την αριστερή υποκλείδια, τη μασχαλιαία και τη βραχιόνια αρτηρία (κεφαλές βελών). (Β) Προβολές ανασύνθεσης VR με τα αγγεία του αριστερού άνω άκρου από το αορτικό τόξο μέχρι τα παλαμιαία τόξα. Συχνά η ενδιάμεση αρτηρία και τα παλαμιαία τόξα δεν απεικονίζονται ικανοποιητικά στο MIP ή στο VR όπως φαίνεται εδώ. (C&D) Εικόνες DSA με απεικόνιση αρτηριών αντιβραχίου και άκρας χερός. (C) 1-κερκιδική αρτηρία, 2-ωλένια αρτηρία και 3-κοινή μεσόστη αρτηρία που προέρχεται από την ωλένια αρτηρία. Οι αιχμές βελών στο (D) δείχνουν το επιφανειακό παλαμιαίο τόξο από την συμβολή κερκιδικής και ωλένιας αρτηρίας. Τα μικρότερα αγγεία συχνά οριοθετούνται πολύ καλύτερα σε ένα DSA σε σύγκριση με ένα CTA.

Πηγή: Madhuriyan, N. *et al.* (2017) "Computed tomography angiography of the extremities in emergencies," *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, 38(4), pp. 357–369. Διαθέσιμη στο: <https://doi.org/10.1053/j.sult.2017.03.001>.

3.11. Πρωτόκολλα αξονικής αγγειογραφίας αορτής και λαγόνιων αρτηριών

Η εξέταση αυτή ενδείκνυται σε περιπτώσεις ανευρύσματος κοιλιακής αορτής, νόσου περιφερικών αγγείων, άλγους, αιμωδιών ή αδυναμίας κάτω άκρων, στεντ, περιφερικών ανευρυσμάτων, προεγχειρητικού ελέγχου και μετεγχειρητικής αξιολόγησης μοσχευμάτων

παράκαμψης κάτω άκρων. Το FOV ξεκινά πάνω από το διάφραγμα και εκτείνεται έως τα κάτω άκρα, ανάλογα με το κλινικό ερώτημα. Χορηγούνται εκατό με εκατόν είκοσι πέντε ml Μ.Σ.Α, συγκέντρωσης ως τριάντα επτά τοις εκατό, με ρυθμό χορήγησης ως πέντε ml/s. Χρησιμοποιείται bolus tracking με ROI στην κατιούσα θωρακική αορτή πάνω από το διάφραγμα με κατώφλι 180-190 HU και πάχος τομής συνήθως μικρότερο του ενός χιλ. Καθυστερημένη σάρωση συνιστάται εάν στη αρχική σάρωση δεν σκιαγραφούνται επαρκώς τα αγγεία κάτω από τα γόνατα. Αυτή η τεχνική μπορεί είναι κρίσιμη για την επιτυχία της συνολικής εξέτασης.

Πίνακας 3.11.1. Παράδειγμα πρωτοκόλλου αξονικής αγγειογραφίας Κοιλιακής αορτής & αρτηριών κάτω άκρων για τομογράφο 64MSCT

ΕΞΕΤΑΣΗ	ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ & ΑΡΤΗΡΙΩΝ Κ.Α.	ΟΛΙΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ & ΑΡΤΗΡΙΩΝ ΚΑ
ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ	ύπτια ανάποδα - χέρια πάνω	ύπτια ανάποδα - χέρια πάνω
ΠΕΡΙΟΧΗ ΣΑΡΩΣΗΣ	σκέλη διαφράγματος - άκρα δάκτυλα	μεσότητα τραχήλου - άκρα δάκτυλα
ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗ ΣΑΡΩΣΗΣ	out	out
ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΟ IV	ml (4.5ml/sec)	ml (4.5ml/sec)
PER OS	ml (4.5ml/sec)	ml (4.5ml/sec)
BOLUS TRACKING	locator στην αρχή της σάρωσης, threshold 190, delay 5sec	locator στην αρχή της σάρωσης, threshold 190, delay 5sec
ΦΑΣΕΙΣ ΣΑΡΩΣΗΣ	bolustracking	bolustracking
mAs	240	240
kV	120	120
COLLIMATION	64X0.625	64X0.625
ROTATION TIME	0.5	0.5
PITCH	0.703	0.703
ΤΟΜΗ/ΑΝΑΣΥΝΘΕΣΗ	2/1 overlapping	2/1 overlapping
ΦΙΛΤΡΟ	SHARP C	SHARP C

Πηγή: ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΚΩΝ ΕΞΕΤΑΣΕΩΝ ΑΞΟΝΙΚΟΥ & ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ. ΙΠΠΟΚΡΑΤΕΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ ΤΜΗΜΑ ΑΚΤΙΝΟΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ. Διαθέσιμο στο: https://ippokratratio.com/HTML/lab_protocol_angio.html (Πρόσβαση: Ιανουάριος 23, 2023)

Πίνακας 3.11.2. Παράδειγμα πρωτόκολλου Αξονικής αγγειογραφίας Θωρακοκοιλιακής & κοιλιακής αορτής για τομογράφο 64MSCT

ΕΞΕΤΑΣΗ	ΘΩΡΑΚΟΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ	ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ
ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ	ύπτια - χέρια πάνω	ύπτια - χέρια πάνω
ΠΕΡΙΟΧΗ ΣΑΡΩΣΗΣ	μεσότητα τραχήλου - ηβική σύμφυση	σκέλη διαφράγματος - ηβική σύμφυση
ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗ ΣΑΡΩΣΗΣ	in	in
ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΟ IV	ml (4.5ml/sec)	55ml (4.5ml/sec)
PER OS	ml (4.5ml/sec)	50ml (4.5ml/sec)
BOLUS TRACKING	locator στην αρχή της σάρωσης, threshold 190, delay 5sec	locator στην αρχή της σάρωσης, threshold 190, delay 5sec
ΦΑΣΕΙΣ ΣΑΡΩΣΗΣ	bolustracking	bolustracking
mAs	240	240
kV	120	120
COLLIMATION	64X0.625	64X0.625
ROTATION TIME	0.5	0.5
PITCH	0.703	0.703
ΤΟΜΗ/ΑΝΑΣΥΝΘΕΣΗ	2/1 overlapping	2/1 overlapping
ΦΙΛΤΡΟ	SHARP C	SHARP C

Πηγή: ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΚΩΝ ΕΞΕΤΑΣΕΩΝ ΑΞΟΝΙΚΟΥ & ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ. ΙΠΠΟΚΡΑΤΕΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ ΤΜΗΜΑ ΑΚΤΙΝΟΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ. Διαθέσιμο στο: https://ippokratio.com/HTML/lab_protocol_angio.html (Πρόσβαση: Ιανουάριος 23, 2023)

Πίνακας Σφάλμα! Δεν υπάρχει κείμενο καθορισμένου στυλ στο έγγραφο. Ενδεικτικές παράμετροι απεικόνισης Αορτής για σαρωτές διαφορετικών τύπων

Τύποι σαρωτών	Τρόπος σάρωσης	kV A	[kV B	[mAs] A	mAs B	Coll. [mm]	Rot. Time [s]	Pitch	Επίπεδα ανασυνθέσεων	Π.Τ [mm]	Δ.Α [mm]
16-σ.α.	ελικοειδής	110		57		16 x 0.7	0.8	1.50	sag/cor/axial	5.0	5.0
32-σ.α.	ελικοειδής	110		57		32 x 0.7	0.8	1.50	sag/cor/axial	5.0	5.0
64-σ.α.	ελικοειδής	100		62		64 x 0.6	0.33	1.50	sag/cor/axial	5.0	5.0
128σ.α.	ελικοειδής	100		72		64 x 0.6	0.3	1.50	sag/cor/axial	5.0	5.0
Δύο λυχνιών 128σ.α.	ελικοειδής	100		112		128 x 0.6	0.28	2.20	axialoblique	3.0	3.0
Δύο λυχνιών 128σ.α.	Ελικοειδής διπλής ενέργειας	100	140Sn	95	74	128 x 0.6	0.33	0.70	axia/oblique	3.0	3.0
Δύο λυχνιών 192σ.α.	ελικοειδής	80		174		192 x 0.6	0.25	1.90	axial/oblique	3.0	3.0
Δύο λυχνιών 192σ.α.	Ελικοειδής διπλής ενέργειας	90	150Sn	95	59	192 x 0.6	0.25	0.70	axial/oblique	3.0	3.0

3.12. Πρωτόκολλα απεικόνισης νεφρικών αρτηριών

Η αξονική αγγειογραφία για την απεικόνιση των νεφρών και των αγγείων τους εφαρμόζεται για την αξιολόγηση στένωσης των νεφρικών αρτηριών, σε νεφρικές παθήσεις οφειλόμενες σε σύνδρομο της αορτής, σε υποψηφίους δότες νεφρών και για αξιολόγηση νεφρικών μορφωμάτων σε πιθανή χειρουργική επέμβαση. Τα βασικά πλεονεκτήματα της μεθόδου έναντι της ψηφιακής αγγειογραφίας είναι ότι ως τεχνική είναι αναίμακτη χωρίς πιθανότητα τραυματισμού αγγείων και ανώδυνη. Επίσης, ο χρόνος εξέτασης είναι μικρότερος, ως διαδικασία είναι σύντομη, η έκθεση σε ακτινοβολία για το προσωπικό είναι λιγότερη, δεν απαιτεί μετεγχειρητική παρακολούθηση και συχνά μπορεί έχει χαμηλότερο κόστος.

Η προετοιμασία του εξεταζόμενου περιλαμβάνει αρχικά τη λήψη ιστορικού, όπως σε κάθε εξέταση CTA, για τον εντοπισμό αλλεργιών στο ιώδιο, νεφρικής δυσλειτουργίας, καρδιακών παθήσεων και άσθματος. Εξεταζόμενοι με ιστορικό αλλεργίας στο ιώδιο ή με προηγούμενη αναφυλακτική αντίδραση συνιστάται να λαμβάνουν προφυλακτική φαρμακευτική αγωγή με στεροειδή. Πριν την εξέταση ο εξεταζόμενος λαμβάνει από του στόματος συνολικά εφτακόσια πενήντα mL νερό ως αρνητικό σκιαγραφικό. Για την αποφυγή τεχνικών σφαλμάτων ραβδώσεων δεν χορηγούνται θετικά σκιαγραφικά από το στόμα. Οι εξεταζόμενοι λαμβάνουν οδηγίες για συγκράτηση της αναπνοής. Τοποθετείται φλεβοκαθετήρας, κατά προτίμηση 20G σε φλέβα του βραχιονίου για ενδοφλέβια χορήγηση M.Σ.Α και η σάρωση εκτελείται κατά τη μέγιστη αρτηριακή ενίσχυση. Απαιτούνται υψηλοί ρυθμοί έγχυσης έως και πέντε mL/s και συνήθως εκατόν πενήντα mL M.Σ.Α. Μη ιονικά M.Σ.Α χρησιμοποιούνται αποκλειστικά για την πρόληψη πιθανής παρενέργειας, ναυτίας

και κίνησης του εξεταζόμενου που μπορεί να εμφανιστεί μετά τη χορήγηση ιονικού σκιαγραφικού. Η έναρξη σάρωσης προσδιορίζεται από τις τεχνικές που αναφέρθηκαν στο κεφ. 3.4.2. Προσδιορίζονται το μήκος σάρωσης, το pitch και όλες οι σχετικές παράμετροι σάρωσης. Συνήθως, το μήκος σάρωσης κυμαίνεται από είκοσι ως τριάντα εκατοστά για την απεικόνιση των κύριων νεφρικών αρτηριών ή και βοηθητικών τους για έναν εξεταζόμενο μεσαίων σωματικών διαστάσεων. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί στενότερη ευθυγράμμιση ή μικρότερη ταχύτητα τραπέζιού ανάλογα με τις απαιτήσεις της εξέτασης.⁴²

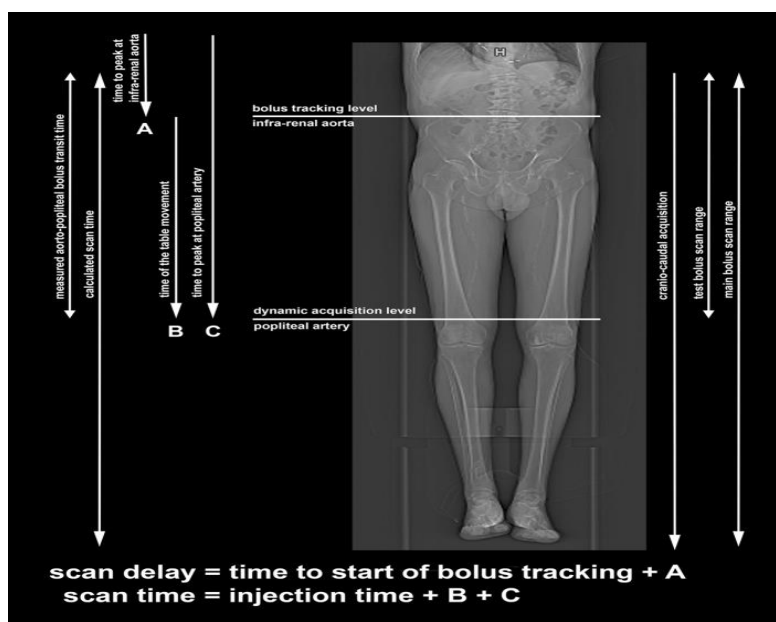
Πίνακας 3.12.1. Παράδειγμα παραμέτρων αξονικής αγγειογραφίας νεφρικών & σπλαχνικών αρτηριών για τομογράφο 64MSCT

ΕΞΕΤΑΣΗ	ΝΕΦΡΙΚΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ	ΣΠΛΑΧΝΙΚΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ
ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ	ύπτια - χέρια πάνω	ύπτια - χέρια πάνω
ΠΕΡΙΟΧΗ ΣΑΡΩΣΗΣ	σκέλη διαφράγματος - κάτω πόλος νεφρών	σκέλη διαφράγματος-ηβική σύμφυση
ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗ ΣΑΡΩΣΗΣ	in	in
ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΟ IV	55ml (4.5ml/sec)	55ml (4.5ml/sec)
PER OS	50-75ml (4.5ml/sec)	50-75ml (4.5ml/sec)
BOLUS TRACKING	locator στην αρχή της σάρωσης, threshold 190, delay 5sec	locator στην αρχή της σάρωσης, threshold 190, delay 5sec
ΦΑΣΕΙΣ ΣΑΡΩΣΗΣ	Bolus tracking	Bolus tracking
mAs	240	240
kV	120	120
COLLIMATION	64X0.625	64X0.625
ROTATION TIME	0.5	0.5
PITCH	0.703	0.703
ΤΟΜΗ/ΑΝΑΣΥΝΘΕΣΗ	2/1 overlapping	2/1 overlapping
ΦΙΛΤΡΟ	SHARP C	SHARP C

Πηγή: ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΚΩΝ ΕΞΕΤΑΣΕΩΝ ΑΞΟΝΙΚΟΥ & ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ. ΙΠΠΟΚΡΑΤΕΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ ΤΜΗΜΑ ΑΚΤΙΝΟΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ. Available at: https://ippokratio.com/HTML/lab_protocol_angio.html (Accessed: January 23, 2023)

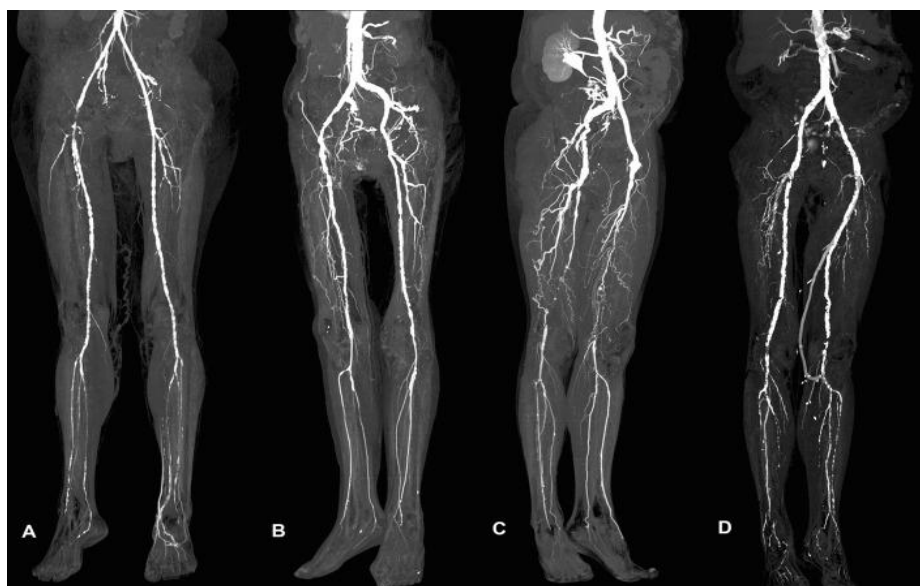
3.13. Πρωτόκολλα αξονικής αγγειογραφίας για απεικόνιση κάτω άκρων

Τα πρωτόκολλα απεικόνισης CTA για το κάτω άκρο ποικίλλουν ανάλογα με το κλινικό ερώτημα. Εκτελούνται γενικά τρεις φάσεις απεικόνισης: σάρωση προ Μ.Σ.Α., αρτηριακή φάση με χορήγηση Μ.Σ.Α. και φλεβική ή καθυστερημένη φάση. Το μήκος σάρωσης, οι ρυθμοί έγχυσης και οι χρόνοι καθυστέρησης προσαρμόζονται σύμφωνα με την κάθε κλινική περίπτωση ώστε πάντα να λαμβάνονται εικόνες μέγιστης σκιαγραφική ενίσχυσης. Αξιολογούνται η παρουσία ή μη αθηροσκλήρωσης, θρόμβου, τραύματος και αρτηριοφλεβίτιδας⁴³. Εκτελούνται στεφανιαίες και οβελιαίες MIP ανασυνθέσεις συνήθως ενάμιση και τριών χιλ.



Εικόνα 3.13.1. Εικόνα χαρακτηριστικών πρωτοκόλλου απεικόνισης και σκιαγραφικού μέσου με καθυστέρηση σάρωσης και υπολογισμό χρόνου σάρωσης

Χρησιμοποιήθηκε τεχνική *test bolus* ημι-χειροκίνητα δύο επιπέδων για τον προσδιορισμό του χρόνου άφιξης Μ.Σ.Α. στην αορτή-ιγνυακή, με 1^ο επίπεδο στην αορτή στο ύψος των νεφρών και το 2^ο επίπεδο ακριβώς πάνω από το γόνατο. Η παρακολούθηση, με ROI στην αορτή, ξεκίνησε 8 δευτερόλεπτα μετά τη χορήγηση Σ.Μ. Όταν εντοπίστηκε το όριο των 70 HU στο ROI, το τραπέζι μετακινήθηκε αυτόματα στο 2^ο επίπεδο πάνω από το γόνατο, όπου ξεκίνησε αμέσως μια δυναμική σάρωση. (A) χρόνος για τη μέγιστη σκιαγραφική ενίσχυση της αορτής στο ύψος των νεφρών. (B) χρόνος μετακίνησης του τραπεζιού. (C) χρόνος για τη μέγιστη σκιαγραφική ενίσχυση της ιγνυακής αρτηρίας. Καθυστέρηση σάρωσης=χρόνος έναρξης παρακολούθησης βλωμού +A. Χρόνος σάρωσης=χρόνος έγχυσης +B +C. Κεφαλουραία σάρωση. Πηγή: Horehledona, B. et al. (2018) "CT angiography in the lower extremity peripheral artery disease feasibility of an ultra-low volume Contrast Media Protocol," *CardioVascular and Interventional Radiology*, 41(11), pp. 1751–1764. Διαθέσιμο στο: <https://doi.org/10.1007/s00270-018-1979-z>. (Πρόσβαση: Νοέμβριος, 10 2023)



Εικόνα 3.13.2 Εικόνες αξονικής αγγειογραφίας κάτω άκρων

Προβολές MIP CTA κάτω άκρων μετά την αφαίρεση του οστού. (Α) Δεξιά απόφραξη SFA σε γυναίκα 46 ετών με συμπτώματα Rutherford I. (Β) Σημαντική στένωση δεξιάς CIA σε γυναίκα ασθενή 57 ετών με μεταστατικό Ca τραχήλου της μήτρας, που παραπέμπεται για CTA με υποψία θρομβοεμβολικής εστίας στις περιφερικές αρτηρίες. Πολλαπλές αλλαγές αγγειακού διαμετρήματος CIA και SFA είναι ορατές αμφίπλευρα. (C) 64χρονος άνδρας ασθενής με αριστερό ανεύρυσμα CFA (6,8 × 4,6 cm), αποφραγμένο αριστερό μηροϊγονικόόbyrass και αμφοτερόπλευρη απόφραξη SFA συμπεριλαμβανομένου του εγγύς PA (επίπεδο P1). (D.) Ράδερφορντ III συμπτώματα σε 66χρονο άρρενα ασθενή από στένωση της αριστερής μηροϊγονικής παράκαμψης στο επίπεδο της περιφερικής αναστόμωσης και της πλήρους απόφραξης του δεξιού SFA. Κοινή μηριαία αρτηρία CFA, κοινή λαγόνια αρτηρία CIA, επιφανειακή μηριαία αρτηρία SFA, έξω λαγόνια αρτηρία EIA, ιγνυακή αρτηρία PA. Πηγή: Horehledova, B. et al. (2018) "CT angiography in the lower extremity peripheral artery disease feasibility of an ultra-low volume Contrast Media Protocol," *CardioVascular and Interventional Radiology*, 41(11), pp. 1751–1764. Διαθέσιμο σε: <https://doi.org/10.1007/s00270-018-1979-z>. (Πρόσβαση: Νοέμβριος, 10 2023).

Πίνακας 3.13.3 Παράμετροι απεικόνισης αρτηριών Κάτω Άκρων με αξονική αγγειογραφία

ΕΞΕΤΑΣΗ	ΑΡΤΗΡΙΕΣ ΚΑΤΩ ΑΚΡΩΝ	ΦΛΕΒΕΣ ΚΑΤΩ ΑΚΡΩΝ
ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ	ύπτια ανάποδα - χέρια πάνω	ύπτια ανάποδα - χέρια πάνω
ΠΕΡΙΟΧΗ ΣΑΡΩΣΗΣ	ομφαλός - άκρα δάκτυλα	ομφαλός - άκρα δάκτυλα
ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗ ΣΑΡΩΣΗΣ	out	out
ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΟ IV	ml (4.5ml/sec)	120cc
PER OS	ml (4.5ml/sec)	-
BOLUS TRACKING	locator στην αρχή της σάρωσης, threshold 190, delay 5sec	
ΦΑΣΕΙΣ ΣΑΡΩΣΗΣ	bolustracking	
mAs	240	
kV	120	100
COLLIMATION	64X0.625	64X0.625
ROTATION TIME	0.5	0.9 SEC
PITCH	0.703	0.984:1
ΤΟΜΗ/ΑΝΑΣΥΝΘΕΣΗ	2.5mm AXIAL – STANDARD, BONE ALGORITHM	0.625mm/1.25mm AXIAL- STANDARD

Πηγή: ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΚΩΝ ΕΞΕΤΑΣΕΩΝ ΑΞΟΝΙΚΟΥ & ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ. ΙΠΠΟΚΡΑΤΕΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ ΤΜΗΜΑ ΑΚΤΙΝΟΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ. Διαθέσιμο στο : https://ippokratio.com/HTML/lab_protocol_angio.html (Accessed: January 23, 2023)

3.14. Πρωτόκολλα αξονικής Στεφανιογραφίας

Η αξονική στεφανιογραφία ή CCTA ως απεικονιστική μέθοδος υπερτερεί έναντι άλλων μεθόδων. Μέσω αυτής είναι εφικτά: ο χαρακτηρισμός της αθηρωματικής πλάκας στα αρχικά της στάδια (λιπώδης και ινώδης), η πρόβλεψη συνδρόμων των στεφανιαίων αγγείων από τον τύπο και την κατανομή της πλάκας κ.α. .

Η αξονική στεφανιογραφία αντενδείκνυται σε ορισμένες περιπτώσεις, ωστόσο εάν είναι κλινικά απαραίτητη, μπορεί να επιδιωχθεί σε κάποιες από αυτές. Οι αντενδείξεις περιλαμβάνουν γνωστό ιστορικό σοβαρής και/ή αναφυλακτικής αντίδρασης στο σκιαγραφικό μέσο, αδυναμία συνεργασίας, εγκυμοσύνη, κλινική αστάθεια (π.χ. οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου) και νεφρική δυσλειτουργία όπως ορίζεται από τα τοπικά πρωτόκολλα. Ειδικότερα, όσον αφορά την εγκυμοσύνη, η αξονική στεφανιογραφία μπορεί να πραγματοποιηθεί ανάλογα με την κρισιμότητα της περίπτωσης. Πάντα θα πρέπει να εξετάζεται η σχέση οφέλους-κινδύνου μιας εξέτασης και όπου κρίνεται να εφαρμόζονται εναλλακτικές μέθοδοι απεικόνισης. Εκτός από τις παραπάνω αντενδείξεις, υπάρχουν και άλλοι παράγοντες που μπορεί να επηρεάσουν τη διαγνωστική ακρίβεια της CCTA. Αυτοί οι παράγοντες αναφέρονται συνοπτικά παρακάτω:

παχυσαρκία, δυσκολία συνεργασίας σε εντολές συγκράτησης της αναπνοής, ακινησία του σώματος κατά την διαδικασία της εξέτασης, αδυναμία άρσης ενός ή και των δύο χεριών ή τοποθέτησης σε ύπτια θέση για την σάρωση, αντένδειξη στους β-αναστολείς σε παρουσία αυξημένου καρδιακού ρυθμού και χωρίς εναλλακτικά φάρμακα διαθέσιμα για την επίτευξη του επιθυμητού καρδιακού ρυθμού, μεταβολές καρδιακού ρυθμού και αρρυθμία και αντένδειξη στη νιτρογλυκερίνη.

Ειδικότερα, για παχύσαρκους εξεταζόμενους, ποικίλουν οι περιορισμοί σάρωσης και τα όρια βάρους ανάλογα με την κάθε κατασκευαστική εταιρεία. Στην αγορά υπάρχουν σαρωτές κατάλληλοι για εξεταζόμενους έως και τετρακόσια πενήντα κιλά, με λειτουργίες ειδικά προσαρμοσμένες για τη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας σε αυτήν την περίπτωση. Ωστόσο, η ποιότητα της εικόνας για την αξιολόγηση των στεφανιαίων αγγείων σε τέτοιους εξεταζόμενους δεν επαρκεί πάντα ακόμα και με τη μέγιστη απόδοση του σαρωτή. Σε κάθε περίπτωση, την τελική ευθύνη για την επιτυχία της εξέτασης φέρει ο θεράπων ιατρός που θα αξιολογήσει όλους τους παράγοντες καταλλήλως.

Σε περιπτώσεις παιδιατρικών περιστατικών, όπου δεν είναι δυνατή η συνεργασία του μικρού εξεταζόμενου, είναι πιθανή η εξέταση υπό αναισθησία. Οι σαρωτές με δυνατότητα λήψης υψηλού βήματος σάρωσης επιτρέπουν τη λήψη εικόνας χωρίς κράτημα της αναπνοής για ορισμένες ενδείξεις. Σε τέτοιες περιπτώσεις πρέπει να λαμβάνεται υπόψη τόσο ο απεικονιστικός κίνδυνος όσο και ο κίνδυνος αναισθησίας για την καταλληλότητα και αναγκαιότητα της CCTA.

Θα πρέπει να χρησιμοποιούνται σαρωτές με γρήγορη περιστροφή λυχνίας και μεγάλο εύρος ανιχνευτών π.χ. τομογράφοι εξήντα τεσσάρων τομών και άνω. Συνιστώνται επίσης, εγχυτές διπλής κεφαλής που επιτρέπουν διφασικά ή τριφασικά πρωτόκολλα έγχυσης με υψηλούς ρυθμούς έγχυσης (4–7 cc/sec), παρόλο που συνήθως επαρκούν και οι εγχυτές μίας κεφαλής.

Οδηγίες πριν την εξέταση

Η επιτυχία της εξέτασης εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από την τήρηση ορισμένων οδηγιών. Οι οδηγίες αυτές είναι χρήσιμο να δίνονται στον εξεταζόμενο κατόπιν προγραμματισμού του ραντεβού για την εξέταση. Ένα τυπικό σύνολο οδηγιών ακολουθεί παρακάτω:

- Νηστεία για τρεις-τέσσερις ώρες πριν από την εξέταση.
- λήψη νερού ή καθαρών υγρών χωρίς καφεΐνη μέχρι την ώρα της εξέτασης (καλή ενυδάτωση για προστασία νεφρών, για ευκολία φλεβικής πρόσβασης και για αποφυγή υπότασης μετά τη διαδικασία).
- Χωρίς λήψη προϊόντων καφεΐνης π.χ. καφέ, τσάι, ενεργειακά ποτά, χάπια αδυνατίσματος κ.α. για δώδεκα ώρες πριν από την εξέταση διότι προκαλούν αύξηση των παλμών.
- Λήψη όλων των τακτικών φαρμάκων την ημέρα της εξέτασης, ειδικά φάρμακα για την αρτηριακή πίεση.
- Λήψη αντιαλλεργικών φαρμάκων στο σκιαγραφικό μέσο όπως συνταγογραφείται από το θεράποντα ιατρό.
- αναστολή μετφορμίνης για τουλάχιστον σαράντα οκτώ ώρες μετά τη χορήγηση σκιαγραφικού. Η ίδια η μετφορμίνη δεν είναι νεφροτοξική, αλλά αποβάλλεται αποκλειστικά από τους νεφρούς. Εάν η νεφρική ανεπάρκεια καταβυθίζεται από ιωδιούχο σκιαγραφικό, μπορεί να προκληθεί τοξική συσσώρευση μετφορμίνης, η οποία μπορεί να προκαλέσει γαλακτική οξέωση. Δεν υπάρχουν στοιχεία που να αποδεικνύουν ότι η

παρακράτηση της μετφορμίνης πριν από τη διαδικασία σκιαγραφικού είναι προστατευτική, αν και αυτή η προσέγγιση έχει υιοθετηθεί από ορισμένους στο παρελθόν.

- Σε περιπτώσεις παιδιατρικών εξεταζόμενων υπό αναισθησία, θα πρέπει να ακολουθούνται οι εκάστοτε εθνικές και ευρωπαϊκές κατευθυντήριες οδηγίες σύμφωνα με την καθοδήγηση αναισθησιολόγου. Θα πρέπει να γίνεται ενημέρωση για πιθανή χορήγηση φαρμάκων πριν από τη διαδικασία (π.χ. β-αναστολείς και νιτρογλυκερίνη) προκειμένου να αποφευχθεί εκνευρισμός ή ανησυχία του εξεταζόμενου και των συνοδών, καθώς ενδέχεται να μην γνωρίζουν ότι είναι πιθανό να χορηγηθεί φάρμακο.

Στις περισσότερες περιπτώσεις, ανάλογα με τους ευρωπαϊκούς και εθνικούς κανονισμούς, απαιτείται υπογεγραμμένο έντυπο ή ηλεκτρονικό αρχείο συναίνεσης του εξεταζόμενου πριν από την εκτέλεση της CCTA. Ένα έντυπο συγκατάθεσης, πρέπει να εξηγεί με απλά λόγια τη διαδικασία και τον ευλόγως αναμενόμενο κίνδυνο για τον εξεταζόμενο.

Ενδοφλέβια πρόσβαση

Η ενδοφλέβια έγχυση εξαρτάται από το πρωτόκολλο της κάθε μονάδας/απεικονιστικού εργαστηρίου και πρέπει να διαπιστώνεται πάντα η επαρκής ροή πριν από τη χορήγηση. Για φυσιολογικούς ή μικρόσωμους εξεταζόμενους συνήθως επαρκεί ένας καθετήρας 20G, για ένα μέσο ενήλικα χρησιμοποιείται συνήθως 18G για την επίτευξη ταχέων ρυθμών έγχυσης (4–7cc/sec), ενώ σε παιδιατρικούς ασθενείς, χρησιμοποιείται φλεβοκαθετήρας 22G. Επιπλέον, διατίθενται καθετήρες υψηλής ροής, οι οποίοι προσφέρουν τη δυνατότητα χρήσης μικρότερης οπής διατηρώντας παράλληλα υψηλούς ρυθμούς έγχυσης. Προτιμάται το δεξιό αντιβράχιο και μετά το αριστερό (περισσότερα τεχνικά σφάλματα εξαιτίας του βλωμού που περνά μέσα από την αριστερή βραχιοκεφαλική φλέβα). Οι φλέβες των άκρων χειρών θα πρέπει να αποφεύγονται διότι είναι μικρότερες και ενέχουν τον κίνδυνο να σπάσουν κατά τη χορήγηση Σ.Μ., εκτός εάν δεν είναι εφικτή άλλη πρόσβαση. Σε τέτοια περίπτωση, χρησιμοποιείται φλεβοκαθετήρας 20G ή μικρότερος και πιο αργοί ρυθμοί έγχυσης. Οι κεντρικές γραμμές δεν θα πρέπει να χρησιμοποιούνται, εκτός εάν υπάρχει ειδική σύσταση.

Προφύλαξη νεφρών

Για τη διασφάλιση της νεφρικής λειτουργίας του εξεταζόμενου είναι απαραίτητη η μέτρηση κάποιων βιοχημικών ουσιών π.χ. του εκτιμώμενου ρυθμού σπειραματικής

διήθησης (GFR), της ουρίας και της κρεατινίνης. Η νεφρική δυσλειτουργία αποτελεί σχετική αντένδειξη για τη CCTA. Ο κίνδυνος είναι υψηλότερος σε ηλικιωμένους, σε ασθενείς με χαμηλό ΔΜΣ, σε καρδιοπαθείς, σε άτομα με σακχαρώδη διαβήτη, σε αφυδατωμένους εξεταζόμενους και σε υπάρχουσα πάθηση που μειώνει τη νεφρική ροή αίματος (υπόταση, χρήση μη στεροειδών αντιφλεγμονωδών). Οι εξεταζόμενοι που θεωρείται ότι διατρέχουν αυξημένο κίνδυνο λόγω βασικής νεφρικής ανεπάρκειας μπορεί να ωφεληθούν από προληπτικά μέτρα. Συνιστάται η χρήση τοπικών πρωτοκόλλων για ενυδάτωση πριν από την εξέταση. Αντένδειξη για ενυδάτωση αποτελούν ασθενείς με μειωμένη λειτουργία της αριστερής κοιλίας. Επιπλέον, σε ασθενείς με κίνδυνο νεφρικής ανεπάρκειας συνιστώνται:

- εναλλακτική μέθοδος απεικόνισης, όπως το stress test, που δεν απαιτεί ιωδιούχο Σ.Μ.
- Ισορροπημένη ενυδάτωση
- Λιγότερος όγκος και συχνότητα χορήγησης σκιαγραφικού (αποφυγή επανάληψης έγχυσης εντός 72 ωρών)
- Αποφυγή υψηλών οσμωτικών μέσων. Συνιστώνται ισο-ωσμωτικοί ή χαμηλοί ωσμωτικοί παράγοντες ανάλογα με την προτίμηση και τη διαθεσιμότητα του κέντρου διεξαγωγής της εξέτασης
- Αποφυγή νεφροτοξικών φάρμακων για σαράντα οκτώ ώρες πριν από τη χορήγηση σκιαγραφικού, συμπεριλαμβανομένων των μη στεροειδών αντιφλεγμονωδών φαρμάκων (ΜΣΑΦ)
- Αξιολόγηση πιθανότητας χορήγησης σκιαγραφικού σε ασθενείς σε κίνδυνο σύμφωνα με τις σχετικές δημοσιευμένες οδηγίες.

Έλεγχος καρδιακού ρυθμού

Γενικά, η ποιότητα και επιτυχία της εξέτασης εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από τη διατήρηση χαμηλού και κανονικού καρδιακού ρυθμού κατά τη διάρκεια της σάρωσης. Το ποσοστό μείωσης του καρδιακού ρυθμού ποικίλλει ανάλογα με τη χρονική ανάλυση του σαρωτή, τη μέθοδο λήψης εικόνας και την ένδειξη για απεικόνιση. Ο έλεγχος των καρδιακών παλμών και η διατήρησή τους σε χαμηλά επίπεδα παρέχουν επίσης τη δυνατότητα σαρώσεων με μείωση της δόσης που είναι ανέφικτο σε υψηλότερους καρδιακούς παλμούς. Για την διενέργεια μιας CCTA, συνήθως είναι κατάλληλος ένας καρδιακός ρυθμός της τάξεως των εξήντα bpm. Ωστόσο, ανάλογα με τις παραμέτρους του σαρωτή, μπορεί να είναι επιτυχημένη και σάρωση με υψηλότερο καρδιακό ρυθμό.

Οι β-αναστολείς χρησιμοποιούνται, ως επί το πλείστον, ως φάρμακα για την επίτευξη βραχυπρόθεσμης μείωσης του καρδιακού ρυθμού στις εξετάσεις CCTA. Τα πρωτόκολλα εξέτασης περιλαμβάνουν χορήγηση αυτών από του στόματος, ενδοφλεβίως ή χορήγηση του φαρμάκου και τις δύο οδούς. Η χορήγηση τους εξαρτάται από την πολιτική του κάθε τμήματος/μονάδας απεικόνισης. Συχνότερα, χορηγούνται β-αναστολείς από του στόματος πριν από τη CCTA και έπειτα συμπληρωματική ενδοφλέβια χορήγηση β-αναστολέα εάν οι καρδιακοί παλμοί δεν είναι στο επιθυμητό επίπεδο πριν από τη λήψη εικόνας. Αρκετά συχνά χρησιμοποιείται, επίσης, η μετοπρολόλη λόγω της αποδεδειγμένης ασφάλειας και του χαμηλού κόστους της. Εξεταζόμενοι με καρδιακούς παλμούς μικρότερους των εξήντα bpm συνήθως δεν χρειάζονται β-αναστολείς. Επίσης, συχνά προτείνεται η λήψη εικοσιτετράωρης αγωγής κατόπιν οδηγιών καρδιολόγου.

Τα πρωτόκολλα που χρησιμοποιούν μόνο ενδοφλεβίως β-αναστολείς μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να συντομεύσουν τον συνολικό χρόνο προετοιμασίας με αποτελεσματικότητα και ασφάλεια, ακόμη και σε υψηλές δόσεις. Αφού ο ασθενής τοποθετηθεί σε καρδιακό μόνιτορ, χορηγούνται ενδοφλεβίως πέντε mg μετοπρολόλης ως αρχική δόση και για πέντε λεπτά παρακολουθείται η απόκριση του καρδιακού ρυθμού μέχρι την επίτευξη του επιθυμητού καρδιακού ρυθμού, συνήθως μέχρι τη μέγιστη δόση των είκοσι ως είκοσι πέντε mg.

Η χορήγηση από του στόματος β-αναστολέων έχει παρατηρηθεί ότι μπορεί να επιφέρει παρατεταμένες παρενέργειες. Σε ασθενείς που βρίσκονται χρόνια υπό βήτα αποκλεισμό, μπορεί να χορηγηθούν συμπληρωματικοί β-αναστολείς από το στόμα ή IV.

Σε παιδιατρικά περιστατικά, μολονότι οι καρδιακοί παλμοί ηρεμίας είναι υψηλότεροι, αναφέρεται ικανοποιητική ανταπόκριση στα φαρμακευτικά σκευάσματα για τη μείωση τους. Χορηγούνται κατά προσέγγιση με βάση το βάρος. Επίσης, είναι σύνηθες να παρουσιάζεται σχετικά υψηλή καρδιακή και φλεβοκομβική αρρυθμία με τη συγκράτηση της αναπνοής. Η πρόωρη συγκράτηση της αναπνοής μπορεί να μειώσει την φλεβοκομβική αρρυθμία τη στιγμή της λήψης της εικόνας και να μειώσει τη δόση ακτινοβολίας, αλλά απαιτεί ελαφρώς μεγαλύτερο κράτημα της αναπνοής. Οι β-αναστολείς δεν πρέπει να χρησιμοποιούνται σε ασθενείς με ενεργό βρογχόσπασμο.

Νιτρώδη

Για την καλύτερη αξιολόγηση των στεφανιαίων αγγείων θα πρέπει να χορηγείται νιτρογλυκερίνη πριν από τη CCTA για να επιτευχθεί διαστολή των στεφανιαίων αγγείων και κατά συνέπεια καλύτερη απεικόνισή τους. Τα νιτρώδη προκαλούν άμεση αγγειοδιαστολή με τη χαλάρωση των λείων μυών των αγγείων. Συνήθως, χορηγούνται τετρακόσια έως οκτακόσια μg υπογλώσσιας νιτρογλυκερίνης, είτε ως υπογλώσσια δισκία, είτε ως δοσομετρημένο γλωσσικό σπρέι (συνήθως 1-2 δισκία ή 1-2 ψεκασμοί) πέντε λεπτά πριν από τη CCTA με δοσολογία 800 μg και προτιμάται μετρούμενος γλωσσικός ψεκασμός. Θα πρέπει να χορηγείται περίπου πέντε λεπτά πριν από τη σάρωση με σκιαγραφικό και διαρκεί μόνο για είκοσι έως τριάντα λεπτά.

Η χορήγηση νιτρωδών είναι ασφαλής για μείωση της αρτηριακής πίεσης στην ύπτια θέση, επί απουσίας σοβαρής υπότασης ή στένωσης της αορτής. Ως μειονέκτημα της χορήγησης νιτρογλυκερίνης αναφέρεται ο προσωρινός πονοκέφαλος λόγω της αγγειοδιασταλτικής της δράσης. Η χορήγηση νιτρογλυκερίνης αντενδίδνυται όταν έχει ληφθεί προσφάτως αναστολέας φωσφοδιεστεράσης (π.χ. σιλδεναφίλη, βαρδεναφίλη ή ταδαλαφίλη) για τη θεραπεία στυτικής δυσλειτουργίας ή πνευμονικής υπέρτασης. Η χρήση νιτρογλυκερίνης πρέπει να τεκμηριώνεται από τον τεχνολόγο και να αναφέρεται από τον ακτινοδιαγνώστη.

Τοποθέτηση εξεταζόμενου

Δύο παράγοντες που διαδραματίζουν καθοριστικό ρόλο για την ποιότητα της εικόνας μια εξέτασης CCTA είναι η σωστή τοποθέτηση του εξεταζόμενου και του ηλεκτροκαρδιογραφικού ηλεκτροδίου. Για την αποφυγή τεχνικών σφαλμάτων είναι σημαντικό να μην υπάρχουν υλικά υψηλής πυκνότητας π.χ. απαγωγές ΗΚΓ εντός του πεδίου σάρωσης. Επιπρόσθετα, χρησιμοποιώντας τις φωτεινές επικεντρώσεις του gantry, ο εξεταζόμενος τοποθετείται έτσι ώστε η καρδιά να βρίσκεται στο ισοκέντρο προσαρμόζοντας κατάλληλα το ύψος του τραπέζιου και την πλάγια θέση του ασθενούς στην εξεταστική τράπεζα με σκοπό τη βέλτιστη χωρική και χρονική ανάλυση. Είναι σημαντικό το σώμα του εξεταζόμενου να μην ακουμπάει το μηχάνημα κατά τη διάρκεια της σάρωσης διότι μπορεί υπάρξει κίνηση του σώματος, παράγοντας ψευδοεικόνες οι οποίες να μην είναι εφικτό να διορθωθούν μέσω μετεπεξεργασίας.

Οι εξεταζόμενοι προτιμάται, ως επί το πλείστον, να είναι σε ύπτια θέση, με τα χέρια σε ανάταση, για την απομάκρυνση του άνω άκρου από το πεδίο απεικόνισης και κατά

συνέπεια τεχνικών σφαλμάτων-ραβδώσεων και θορύβου από την εικόνα. Τα άνω άκρα πρέπει να τοποθετούνται όσο γίνεται πιο άνετα για να μην υπάρξει κόπωση, κίνηση κ.λπ., που μπορεί να οδηγήσει σε σφάλματα του ΗΚΓ. Η γραμμή της ενδοφλέβιας πρόσβασης πρέπει να παραμένει σε ευθεία, χωρίς συστροφές, για την εύκολη και ομαλή έγχυση του Σ.Μ.. Επίσης, συστήνεται ο εγχυτής και η ενδοφλέβια γραμμή να βρίσκονται από την πλευρά της κεφαλής του εξεταζόμενου για την αποφυγή πάλι τεχνικών σφαλμάτων. Συνιστάται μια δοκιμαστική μετακίνηση του ασθενούς μέσα από το gantry για τον έλεγχο της ομαλής διεξαγωγής της εξέτασης χωρίς προβλήματα, συστροφή ηλεκτροδίων κλπ. Τα ηλεκτρόδια θα πρέπει να μην διασχίζουν άσκοπα το εύρος σάρωσης για να αποφευχθεί η δημιουργία ραβδώσεων και ο θόρυβος της εικόνας. Ομοίως, κάθε άλλο καλώδιο, μέταλλο ή αδιαφανές υλικό πρέπει να αφαιρεθεί από το πεδίο σάρωσης.

Ο αριθμός και η θέση των ηλεκτροδίων εξαρτάται από τον τύπο και το σχεδιασμό του σαρωτή. Μπορεί να χρειαστεί καθαρισμός του δέρματος με οινόπνευμα και ξύρισμα στο σημείο της τοποθέτησης του ηλεκτροδίου για την ορθή τοποθέτηση του ηλεκτροδίου στο δέρμα του εξεταζόμενου.

Χορήγηση σκιαγραφικού μέσου

Οι εικόνες απαιτούν υψηλή σκιαγραφική αντίθεση άνω των διακοσίων πενήντα HU. Ως εκ τούτου, προτιμώνται σκευάσματα με υψηλές συγκεντρώσεις ιωδίου (300–400 mg ιωδίου/cc). Ο μέσος ρυθμός έγχυσης σε ενήλικες προτείνεται σε 5-7 cc/sec, αν και χαμηλότεροι ρυθμοί έγχυσης είναι εξίσου ικανοποιητικοί σε σαρώσεις χαμηλού kVp ανάλογα με το βάρος του ασθενή και τον φλεβοκαθετήρα. Επίσης, η θέρμανση του Μ.Σ.Α βελτιώνει το ιώδες και επιτρέπει υψηλότερους ρυθμούς έγχυσης σε χαμηλότερες πιέσεις έγχυσης. Ο συνολικός όγκος Μ.Σ.Α. είναι συνάρτηση του ρυθμού και της διάρκειας της έγχυσης. Η διάρκεια της χορήγησης πρέπει να είναι περίπου ίση με την εκτιμώμενη διάρκεια σάρωσης ή ελαφρώς μεγαλύτερη. Για πολύ σύντομες σαρώσεις, η διάρκεια της χορήγησης πρέπει να είναι τουλάχιστον δέκα δευτερόλεπτα. Σε ασθενείς με υψηλότερη καρδιακή παροχή, ο ρυθμός έγχυσης θα πρέπει να αυξηθεί ώστε η αρτηριακή σκιαγραφική ενίσχυση να παραμείνει υψηλή. Οι τυπικοί όγκοι σκιαγραφικού μέσου κυμαίνονται από πενήντα έως εκατόν είκοσι cc. Οι εγχυτές διπλής κεφαλής έχουν το πλεονέκτημα ότι επιτρέπουν η έγχυση σκιαγραφικού να ακολουθείται από έγχυση φυσιολογικού ορού ή σε

ορισμένες περιπτώσεις να ακολουθείται από ένα μείγμα σκιαγραφικού και φυσιολογικού ορού.

Ένα πρωτόκολλο δύο φάσεων αποτελείται από μια πρώτη έγχυση σκιαγραφικού με ρυθμό 5–7 cc/sec (ο όγκος εξαρτάται από τη διάρκεια της σάρωσης) και επακόλουθη έγχυση περίπου 40–50 cc φυσιολογικού ορού, συνήθως με τον ίδιο ρυθμό έγχυσης.

Σε παιδιατρικά περιστατικά, μπορούν να χρησιμοποιηθούν χαμηλοί ρυθμοί ροής μέσω μικρού φλεβοκαθετήρα π.χ. ένα cc/sec και όγκος σκιαγραφικού ενός έως δύο cc/kg ανάλογα με την περίπτωση. Για αποκλειστικά στεφανιαία απεικόνιση αρκεί ένα cc/kg, ενώ για περεταίρω αξιολόγηση άλλων ανατομικών δομών μπορεί να χρησιμοποιηθεί σκεύασμα με υψηλότερη συγκέντρωση (δύο cc/kg).

Για τον προσδιορισμό της άφιξης του ΣΜ από τη φλέβα στην αορτή χρησιμοποιείται είτε η τεχνική αυτόματης ανίχνευσης βλωμού, είτε η τεχνική δοκιμαστικής ανίχνευσης. Η τεχνική αυτόματης ανίχνευσης συνεπάγεται ημιαυτόματη ενεργοποίηση σάρωσης με παρακολούθηση της άφιξης του ΣΜ μέσω μιας ακολουθίας επαναλαμβανόμενων σαρώσεων μιας τομής σε προκαθορισμένο ανατομικό επίπεδο και αυτοματοποιημένης μέτρησης της εξασθένησης του ΣΜ σε μια περιοχή ενδιαφέροντος (ROI). Η σάρωση ενεργοποιείται όταν η εξασθένηση στην ROI υπερβαίνει ένα προκαθορισμένο όριο. Η ROI μπορεί να τοποθετηθεί στην ανιούσα αορτή, στην κατιούσα αορτή ή σε έναν καρδιακό θάλαμο, ανάλογα με τη γεωμετρία του σαρωτή, τον τρόπο σάρωσης και τις προτιμήσεις. Ο χρόνος καθυστέρησης μεταξύ της υπέρβασης του ορίου και της έναρξης της λήψης δεδομένων πρέπει να λαμβάνει υπόψη τις πιθανές οδηγίες ρύθμισης της θέσης του τραπέζιου και κράτησης της αναπνοής. Η τεχνική δοκιμαστικής ανίχνευσης αποτελείται από μια μικρή δοκιμαστική έγχυση, τυπικά δέκα μέχρι είκοσι cc σκιαγραφικού που ακολουθείται από φυσιολογικό ορό περίπου πενήντα cc, και τα δύο εγχέονται με τον αναμενόμενο ρυθμό έγχυσης για την επακόλουθη λήψη δεδομένων. Οι εικόνες της δοκιμής λαμβάνονται κατά τη διάρκεια μιας εισπνευστικής αναπνοής, με επαναλαμβανόμενες λήψεις μονής τομής σε ένα προκαθορισμένο ανατομικό επίπεδο π.χ. ανιούσα αορτή, κάθε ένα-δύο δευτερόλεπτα. Στη συνέχεια, δημιουργείται μια καμπύλη ενίσχυσης για τον προσδιορισμό του χρόνου άφιξης του ΣΜ στη μέγιστη συγκέντρωση. Συνήθως, στη συνέχεια προστίθενται δύο έως τέσσερα δευτερόλεπτα για τον υπολογισμό του συνολικού χρόνου καθυστέρησης πριν από τη λήψη δεδομένων, για να επιτραπεί η μέγιστη σκιαγραφική ενίσχυση στις στεφανιαίες αρτηρίες. Τα πλεονεκτήματα και τα

μειονεκτήματα καθώς και οι προτιμήσεις της κάθε μονάδας μπορεί να ευνοούν τη μία τεχνική έναντι της άλλης. Τα πλεονεκτήματα της τεχνικής δοκιμαστικής έγχυσης περιλαμβάνουν την ευκαιρία να εξοικειωθεί ο ασθενής με τις εντολές συγκράτησης της αναπνοής και την αίσθηση της έγχυσης σκιαγραφικού, τον εντοπισμό των επιπλοκών της αραίωσης σκιαγραφικού και τη διαπίστωση της επάρκειας της ενδοφλέβιας πρόσβασης. Αντίθετα, η τεχνική αυτόματης ανίχνευσης βλωμού προσφέρει τη δυνατότητα μείωσης της συνολικής δόσης σκιαγραφικού με την εξάλειψη του δοκιμαστικού βλωμού. Ωστόσο, προσθέτει πολυπλοκότητα στο πρωτόκολλο σάρωσης και μπορεί να είναι πηγή σφαλμάτων.⁴⁴

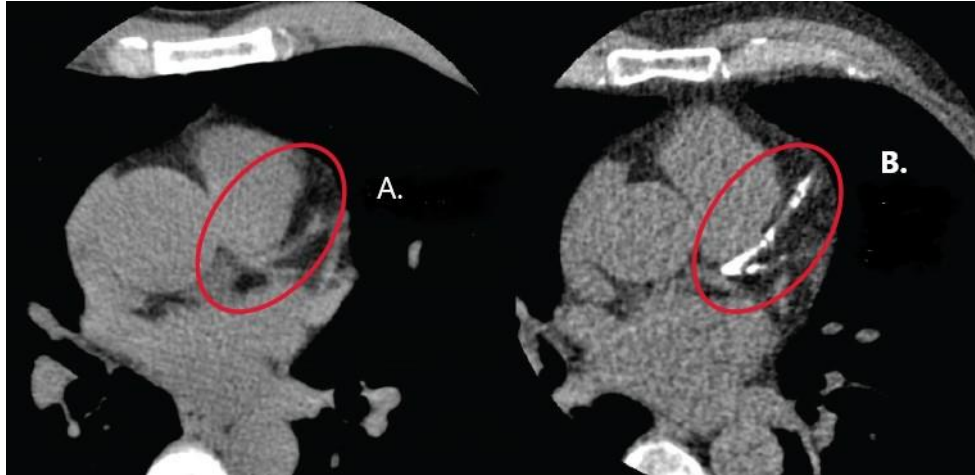
Επισκόπηση εικόνας

Η απεικόνιση ξεκινά συνήθως με τη λήψη μιας δυσδιάστατης εικόνας επισκόπησης προσθιοπίσθιας προβολής, γνωστή ως scout, torogram, torographic scout image κ.λπ. για τον υπολογισμό του εύρους σάρωσης. Γενικά το εύρος της σάρωσης στην CCTA αρχίζει από το επίπεδο του διχασμού της τραχείας ή στο μέσο επίπεδο της αριστερής κύριας πνευμονικής αρτηρίας και τελειώνει ακριβώς κάτω από το διάφραγμα, συνήθως δώδεκα έως δεκαπέντε cm σε μήκος.

Μέτρηση φορτίου ασβεστίου-Calcium score

Η μέτρηση του ασβεστίου στα στεφανιαία αγγεία αφορά μια σάρωση χωρίς χορήγηση σκιαγραφικού μέσου, συγχρονισμένη με ΗΚΓ για την ανίχνευση και τον ποσοτικό προσδιορισμό της εναπόθεσης ασβεστίου σε αυτά. Γενικά, θα πρέπει να χρησιμοποιείται ως πρώτη επιλογή ο Προοπτικός ΗΚΓ συντονισμός. Η βέλτιστη φάση του καρδιακού κύκλου εξαρτάται από τον καρδιακό ρυθμό που παρατηρείται κατά τη διάρκεια της δοκιμαστικής αναπνοής και τυπικά κυμαίνεται μεταξύ 65 και 80% του διαστήματος R-R. Επί παρουσίας εκτεταμένης ασβεστοποίησης των στεφανιαίων, η διεξαγωγή CCTA είναι αβέβαιη. Η ασβεστοποίηση των στεφανιαίων οδηγεί σε υψηλή εξασθένηση των ακτίνων X, η οποία είναι πιθανό να οδηγήσει σε artifacts μερικού μέσου όγκου και σε μη διαγνωστικές εικόνες. Ταυτόχρονα, η πιο εκτεταμένη στεφανιαία ασβεστοποίηση αυξάνει την πιθανότητα ο ασθενής να έχει αποφρακτική στεφανιαία νόσο. Για ασθενείς στους οποίους αναμένεται καλή ποιότητα εικόνας (κανονικός καρδιακός ρυθμός <60 bpm, χαμηλό έως μέτριο σωματικό βάρος και βέλτιστη συνεργασία), η CCTA μπορεί να δώσει χρήσιμες

πληροφορίες παρά την εκτεταμένη στεφανιαία ασβεστοποίηση. Η απόφαση για την διεξαγωγή της εξέτασης, παρουσία υψηλού ποσοστού ασβεστίου, εξαρτάται από τον παραπέμποντα και θεράποντα ιατρό. Το λογισμικό των τομογράφων επιτρέπει τη μέτρηση ασβεστίου ανά περιοχή και ανά στεφανιαίο αγγείο αφού καθοριστεί η περιοχή ενδιαφέροντος γύρω από κάθε απεικονιζόμενη σκληρυντική αθηρωματική αλλοίωση.



Εικόνα 3.14.1 Εικόνες με και χωρίς εναπόθεση ασβεστίου

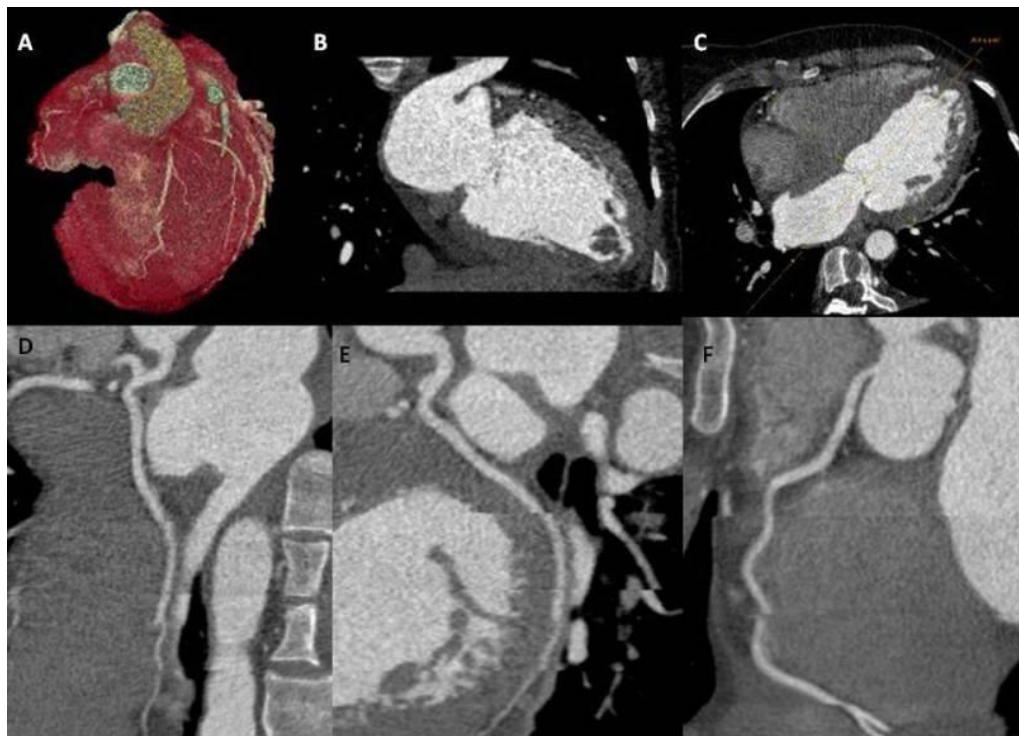
Εικόνες CT, (A) απουσία ασβεστίου στα στεφανιαία αγγεία και (B) με εναπόθεση ασβεστίου στεφανιαίας αρτηρίας στην αριστερή πρόσθια κατιούσα (LAD) και στην πρώτη διαγώνια (D1) αρτηρίες (B)

Η ανακατασκευή μισής σάρωσης θα πρέπει να χρησιμοποιείται ως προεπιλογή για όλες τις εξετάσεις CCTA. Το ανακατασκευασμένο οπτικό πεδίο θα πρέπει να μειωθεί για να μεγιστοποιηθεί ο αριθμός των pixels που αφιερώνονται στην απεικόνιση της καρδιάς, συνήθως ένα FOV 200–250 mm για μελέτες CTA στεφανιαίων αρτηριών.

- Εάν ενδιαφέρουν εξωκαρδιακές δομές, τότε θα πρέπει να ανακατασκευαστεί ένα δεύτερο σύνολο δεδομένων με μεγαλύτερο FOV (επίπεδο x-y).
- Οι εγκάρσιες εικόνες θα πρέπει να ανακατασκευάζονται με πάχος τομής <1,0 mm για τις περισσότερες μελέτες CCTA. Το ελάχιστο πάχος τομής (0,5–0,6 mm) θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψη για μελέτες που απαιτούν μέγιστη χωρική ανάλυση, εφόσον το επιτρέπει ο θόρυβος της εικόνας. Ένα παχύτερο πάχος τομής (1,0–1,5 mm) θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψη σε παχύσαρκους ασθενείς για να μειωθεί ο θόρυβος της εικόνας.
- Θα πρέπει να χρησιμοποιηθεί μια αύξηση κατά 50% του πάχους τομής.
- Για τους περισσότερους εξεταζόμενους, θα πρέπει να χρησιμοποιείται ημίσκληρο φίλτρο ανακατασκευής. Για περιπτώσεις που απαιτούν μέγιστη χωρική ανάλυση, μπορεί να χρησιμοποιηθεί ένα σκληρό φίλτρο για τη μείωση ή την αύξηση της ευκρίνειας των άκρων.

Για παχύσαρκους ασθενείς, μπορεί να χρησιμοποιηθεί ένα μαλακό φίλτρο για τη μείωση του θορύβου της εικόνας.

- Θα πρέπει να ανακατασκευαστεί επαρκής αριθμός φάσεων για να βρεθεί η βέλτιστη φάση του καρδιακού κύκλου (διάστημα R-R) με τη μικρότερη στεφανιαία κίνηση.
- Θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψη η ανακατασκευή πολλών τμημάτων, ειδικά σε υψηλότερους καρδιακούς παλμούς, για τη βελτίωση της χρονικής ανάλυσης και τη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας.
- Η επεξεργασία του ΗΚΓ θα πρέπει να χρησιμοποιείται για τη διόρθωση σφαλμάτων που εμφανίζονται κατά τη λήψη και για τον καθορισμό έκτοπων παλμών για αποκλεισμό ή ειδικό χειρισμό κατά την ανασύνθεση δεδομένων.



Σφάλμα! Δεν υπάρχει κείμενο καθορισμένου στυλ στο έγγραφο.Εικόνες αξονικής στεφανιογραφίας

Εικόνες CCTA, (A) αντιπροσωπεύει μια τρισδιάστατη απεικόνιση όγκου της καρδιάς, (C) λοξές εικόνες της καρδιάς, (B) στην κορυφή, πιθανώς με έναν ενδοκοιλοειδικό θρόμβο. Τα (D), (E) και (F) αντιπροσωπεύουν εικόνες πολυεπίπεδων ανασυνθέσεων της αριστερής πρόσθιας κατιούσας αρτηρίας (D), της αριστερής κυκλικής αρτηρίας (E) και της δεξιάς στεφανιαίας αρτηρίας (F) αντίστοιχα. Πηγή: Ramjattan NA, Lala V, Kousa O, et al. (2023) *Coronary CT Angiography*. StatPearls Treasure Island (FL). (Πρόσβαση: Νοέμβριος, 13 2023)

3.15. Αξονική αγγειογραφία Πνευμονικών αρτηριών

Η αξονική αγγειογραφία πνευμονικών αρτηριών-CTPA αποτελεί μέθοδο εκλογής για την απεικόνιση των πνευμονικών αρτηριών και έχει αντικαταστήσει την ψηφιακή αγγειογραφία με καθετηριασμό. Η CTPA έχει υψηλή ευαισθησία και ειδικότητα στην ανίχνευση πνευμονικής εμβολής. Μπορεί επίσης να παρέχει πληροφορίες σχετικά με το μέγεθος και τη θέση των θρόμβων στις πνευμονικές αρτηρίες. Συνήθως, μόνο ασθενείς με αντένδειξη για αξονική τομογραφία παραπέμπονται για άλλου είδους μέθοδο απεικόνισης. Η απόφαση για τη διενέργεια CTPA βασίζεται στην κλινική εικόνα και στην υποψία πνευμονικής εμβολής.

Η σάρωση γίνεται με συγκράτηση της αναπνοής σε ελάχιστα δευτερόλεπτα. Επίσης, μέσω των εργαλείων μετεπεξεργασίας π.χ.VR, δύναται να χαρακτηριστούν μικρές παράπλευρες αρτηρίες και αλλαγές σε ασθενείς με πνευμονική εμβολή ή στένωση πνευμονικής αρτηρίας. Οι εξεταζόμενοι διατηρούν νηστεία μερικών ωρών πριν από τη εξέταση. Πάντα με τη λήψη ιστορικού θα πρέπει να γνωστοποιούνται αλλεργίες στο σκιαγραφικό ή ιστορικό νεφρικών προβλημάτων.⁴⁵

Πίνακας 3.15.1. Αορτή – Πνευμονική Εμβολή – Στεφανιαίες Αρτηρίες (feed/ περιστροφή και βήμα τραπέζιού εξαρτώνται από τον καρδιακό ρυθμό)

Είδος σαρωτή	Τύπος σάρωσης	kV A	kV B	mAs A	mAs B	Εύρος ανιχνευτών [mm]	Rot. Time [s]	Βήμα	Επίπεδο ανασυνθέσεων	Π.Τ mm	ΔΑ mm
64-σ.α.	ελικοειδής	100		47		64 x 0.6	0.33	0.31	axial/coronal/sag	3.0	3.0
128-σ.α.	ελικοειδής	100		55		128 x 0.6	0.3	0.31	axial/coronal/sag	3.0	3.0
Δύο λυχνιών 128σ.α.	Ελικοειδής διπλής πηγής	120		320		128 x 0.6	0.28	3.20	axial/oblique	3.0	3.0
Δύο λυχνιών 192σ.α.	Ελικοειδής διπλής πηγής	100		288		192 x 0.6	0.25	3.20	axial/oblique	3.0	3.0

Πηγή: *CT angiography, Radiology Key*. Διαθέσιμο στο: <https://radiologykey.com/ct-angiography-2/> (Πρόσβαση: Νοέμβριος 8, 2022).

Πίνακας 3.15.2. Πρωτόκολλο Αξονικής αγγειογραφίας Πνευμονικών αρτηριών για τομογράφο 64MSCT

ΕΞΕΤΑΣΗ	ΠΝΕΥΜΟΝΙΚΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ
ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ	ύπτια - χέρια πάνω
ΠΕΡΙΟΧΗ ΣΑΡΩΣΗΣ	βάσεις πνευμόνων - κορυφές πνευμόνων
ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗ ΣΑΡΩΣΗΣ	out
ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΟ IV	ml (4.5ml/sec)
BOLUS TRACKING	locator στην αρχή της σάρωσης, threshold 190, delay 5sec
ΦΑΣΕΙΣ ΣΑΡΩΣΗΣ	bolustracking
mAs	240
kV	120
COLLIMATION	64X0.625
ROTATION TIME	0.5
PITCH	1.173
ΤΟΜΗ/ΑΝΑΣΥΝΘΕΣΗ	2/1 overlapping
ΦΙΛΤΡΟ	SHARP C

Πηγή: ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΚΩΝ ΕΞΕΤΑΣΕΩΝ ΑΞΟΝΙΚΟΥ & ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ. ΙΠΠΟΚΡΑΤΕΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ ΤΜΗΜΑ ΑΚΤΙΝΟΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ. Διαθέσιμο στο: https://ippokratia.com/HTML/lab_protocol_angio.html (Πρόσβαση: Ιανουάριος 23, 2023).

Κεφάλαιο 4^ο Δόση & δοσιμετρία

Μία από τις πιο σημαντικές ανησυχίες που αφορούν τις εξετάσεις αξονικής αγγειογραφίας παραμένει η σημαντικά υψηλή δόση ακτινοβολίας προς τον εξεταζόμενο και οι επιβλαβείς επιπτώσεις της ιονίζουσας ακτινοβολίας. Για το λόγο αυτό, όλες οι εξετάσεις CTA θα πρέπει να αιτιολογούνται και να βελτιστοποιούνται, ώστε να διασφαλίζεται ότι το όφελος του εξεταζόμενου υπερτερεί έναντι των πιθανών κινδύνων που προκαλούνται από την ακτινοβολία.

4.1 Δόση και δείκτες δόσης στην Αξονική αγγειογραφία

Η ανάγκη για μέτρηση και ποσοτικοποίηση της δόσης της ακτινοβολίας από τις πρακτικές που χρησιμοποιούν ακτινοβολία οδήγησαν στην παραμετροποίηση της δόσης ακτινοβολίας με σκοπό την εκτίμηση των επιπτώσεών της στους ιστούς. Οι παράμετροι δόσης συνοψίζονται παρακάτω και βασίζονται στους ορισμούς που δημοσιεύθηκαν από το ICRP και τη ICRU. Οι περισσότερες χώρες έχουν καθιερώσει διεθνώς στη νομοθεσία τους τέτοιες παραμέτρους για την ακτινοπροστασία. Οι μονάδες δόσης είναι μονάδες SI. Η έκθεση, η απορροφούμενη δόση, η ισοδύναμη δόση και η ενεργός δόση είναι όροι που χρησιμοποιούνται διεθνώς για να ποσοτικοποιήσουν την ακτινοβολία σε συσχέτιση με τις επιπτώσεις της στο ανθρώπινο σώμα.

Η δόση ενέργειας είναι η βασική φυσική παράμετρος στη δοσιμετρία της ακτινοβολίας. Περιγράφει τη μεταφορά ενέργειας από την ιονίζουσα ακτινοβολία σε διάφορα υλικά εκτός από τον αέρα. Η μονάδα είναι το gray(Gy) και αντιστοιχεί σε ένα joule ανά χιλιόγραμμο σωματικού βάρους (kg). Στην καθημερινή πρακτική, δεν είναι πάντοτε

εφικτό να προσδιοριστεί επακριβώς η δόση ενέργειας και συνήθως υπολογίζεται από τη δόση ιόντων με θάλαμο ιονισμού.

Πίνακας 4.1.1: Ορισμοί συσχετιζόμενοι με την δόση της ακτινοβολίας

Συντομογραφία	Ορισμός	Μαθηματικός Τύπος	Μονάδες μέτρησης
J	Έκθεση- Iondose	$J = \frac{dQ}{dm_L}$	C/kg
D	Απορροφούμενη Δόση	$D = \frac{dE}{dm}$	Gy
H	Ισοδύναμη Δόση	$H = D \cdot w_R$	Sv
E	Αποτελεσματική Δόση	$E = \sum_T w_T \cdot H_T$	Sv

Όπου: w_R = radiation weighting factor = συντελεστής στάθμισης ακτινοβολίας
 w_T = tissue weighting factor = συντελεστής στάθμισης ιστού

Πηγή: Shannoun, F. *et al.* (2008) "Radiation protection in Diagnostic Radiology," *DeutschesArzteblatt international* [Preprint]. Διαθέσιμο στο: <https://doi.org/10.3238/arztebl.2008.0041>. (Πρόσβαση: Νοέμβριος 2022)

Οι συντελεστές στάθμισης w_T που δημοσιεύθηκαν από το ICRP είναι μέσες τιμές για το συνολικό πληθυσμό, και για τα δύο φύλα με ηλικία από μηδέν ως εβδομήντα πέντε ετών.

Η ενεργότητα ορίζεται ως ο αριθμός των φορών ανά δευτερόλεπτο που ένα ραδιενεργό υλικό διασπάται και εκπέμπει ακτινοβολία. Η ακτινοβολία μπορεί να ποσοτικοποιηθεί με όρους σημαντικούς για το ανθρώπινο σώμα και με όρους που σχετίζονται με τις ίδιες τις ρυθμίσεις του μηχανήματος Υ.Τ. .

Η έκθεση είναι το μέτρο του ιονισμού που παράγεται στον αέρα από τις ακτίνες Χ ή τις ακτίνες-γ.

Η απορροφούμενη δόση είναι η ποσότητα ενέργειας ακτινοβολίας που απορροφάται σε μια δεδομένη μάζα ιστού.

Ισοδύναμη δόση είναι η ενέργεια ανά μονάδα μάζας πολλαπλασιαζόμενη με έναν συντελεστή προσαρμογής για τον τύπο ή την ποιότητα της ακτινοβολίας. Οι ακτίνες X για παράδειγμα έχουν συντελεστή ρύθμισης ακτινοβολίας 1, έτσι ώστε για τις ακτίνες-X, η απορροφούμενη δόση να ισούται με την ισοδύναμη δόση. Η μονάδα μέτρησης για την ισοδύναμη δόση είναι το sievert (Sv).

Η ενεργός δόση είναι το άθροισμα όλων των σταθμισμένων ισοδύναμων δόσεων σε όλα τα εκτεθειμένα όργανα και ιστούς του σώματος και μετράται σε Sv. Συγκρίνει τον κίνδυνο καρκίνου μιας μη ομοιόμορφης έκθεσης σε ιονίζουσα ακτινοβολία με τους κινδύνους που προκαλούνται από μια ομοιόμορφη έκθεση σε ολόκληρο το σώμα-ονομαστικός στοχαστικός κίνδυνος μετά την έκθεση σε ακτινοβολία.

Αποτελεσματική δόση = ισοδύναμη δόση × συντελεστής στάθμισης ιστού.

Ο παράγοντας στάθμισης ιστού είναι ειδικός για τον ιστό που ακτινοβολείται και αναπαρίσταται ως ένα κλάσμα έτσι ώστε η αποτελεσματική δόση να είναι ένα μέρος της ισοδύναμης δόσης και επομένως να είναι μόνο μια εκτίμηση δόσης.

Η αποτελεσματική δόση μπορεί επίσης να υπολογιστεί από την εξίσωση,

$$\text{effectivedose} = \text{DLP} \times k.$$

Αυτό βασίζεται σε μεγάλο βαθμό σε ευρήματα για τα θύματα των επιθέσεων με ατομική βόμβα στη Χιροσίμα και στο Ναγκασάκι του Ιδρύματος Έρευνας Επιπτώσεων Ακτινοβολίας (RERF). Με τη χρήση αυτής της παραμέτρου βελτιώνονται και συγκρίνονται ευκολότερα οι διάφορες πρακτικές που χρησιμοποιούν ακτινοβολία. Η σταθερά k σχετίζεται με την περιοχή του σώματος που σαρώνεται. Για το θώρακα, $k = 0,017$. Οι μονάδες του k είναι mSv/mSv·cm έτσι ώστε η αποτελεσματική δόση να εκφράζεται σε mSv.⁴⁶

Επιπρόσθετα, υπάρχουν δύο βασικοί δείκτες για τον υπολογισμό της δόσης από εξετάσεις υπολογιστικής τομογραφίας που αφορούν κατ' επέκταση και την αξονική αγγειογραφία. Αυτοί είναι: α) ο δείκτης δόσης όγκου - $CTDI_{vol}$ και β) το γινόμενο μήκους επί την δόση - DLP και συμβάλλουν στον καθορισμό ΔΕΑ στις εξετάσεις αξονικής τομογραφίας.

Ο $CTDI_{vol}$ παρέχει πληροφορίες σχετικά με την απαιτούμενη ποσότητα ακτινοβολίας και συμβάλλει στην αξιολόγηση της δόσης και των πρωτοκόλλων εξετάσεων αξονικής τομογραφίας. Μέσω του δείκτη αυτού, παρέχεται η δυνατότητα συγκριτικής αξιολόγησης των πρωτοκόλλων σε διάφορα τμήματα και διαφορετικούς τομογράφους. Από τα μειονεκτήματα του δείκτη αυτού είναι, ότι δεν λαμβάνεται υπόψη το μήκος σάρωσης και δεν αντιπροσωπεύει τον εκτιθέμενο σε ακτινοβολία όγκο. Το $CTDI_{vol}$ είναι ένα μέτρο της μέσης ακτινοβολίας εξόδου ανά τομή και εξαρτάται μόνο από τον τύπο του σαρωτή και τις παραμέτρους σάρωσης, όπως η τάση της λυχνίας ακτινών-Χ και το φορτίο της.

Το DLP είναι το προϊόν του $CTDI_{vol}$ και του μήκους σάρωσης. Αντιπροσωπεύει την ενσωματωμένη δόση κατά τη διάρκεια της έκθεσης και αντικατοπτρίζει τη συνολική έκθεση του εξεταζόμενου. Τα σύγχρονα συστήματα Υ.Τ. μειώνουν το χρόνο σάρωσης και τη δόση ακτινοβολίας του ασθενούς χωρίς να τίθεται σε κίνδυνο η ποιότητα της εικόνας λόγω της ικανότητάς τους να καλύπτουν μεγαλύτερο εύρος ανιχνευτή ανά περιστροφή. Το συνολικό DLP εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από την επιλογή της αρχικής και της τελικής θέσης της σάρωσης που καθορίζουν το μήκος σάρωσης και τον αριθμό των φάσεων. Αυτό σημαίνει ότι η αύξηση των δύο αυτών παραγόντων οδηγεί σε αύξηση του DLP. Ένας τεχνολόγος δύναται να τροποποιήσει αυτήν την παράμετρο και μάλιστα ευκολότερα από τις υπόλοιπες της εξέτασης. Επίσης, το μήκος σάρωσης πρέπει πάντα να διαμορφώνεται κατάλληλα και κατά περίπτωση για να αποφευχθεί η περιττή έκθεση.⁴⁷

Το DLP προκύπτει από την εξίσωση, $DLP = CTDI_w \times \text{μήκος σάρωσης}$ και έχει μονάδες mSv·cm. Αποτελεί, επίσης, έναν ειδικό όρο εκτίμησης δόσης συσχετιζόμενο με τον σαρωτή. Η δόση ακτινοβολίας μπορεί επίσης να ποσοτικοποιηθεί ως προς τα ειδικά χαρακτηριστικά και τις ρυθμίσεις του σαρωτή. Για να ποσοτικοποιηθεί η ειδική δόση ακτινοβολίας για τον σαρωτή CT, χρησιμοποιούνται οι όροι δείκτης δόσης CTDI, σταθμισμένος CTDI_w και CTDI_{vol}.

Ο δείκτης CTDI αποτελεί εκτίμηση της χορηγούμενης δόσης για δεδομένες και συγκεκριμένες παραμέτρους σάρωσης (kV, mAs, κ.λπ.).

Ο δείκτης CTDI_w αποτελεί το σταθμισμένο μέσο όρο του CTDI στα επίπεδα x και γ και υπολογίζεται από την εξίσωση: $CTDI_w = 2/3 CTDI_{\text{επιφάνειας}} + 1/3 CTDI_{\text{κέντρου}}$.

Οι μονάδες μέτρησης για CTDI και CTDI_w είναι το Gray σύμφωνα με το Διεθνές Σύστημα μονάδων (SI).

Τα CTDI και CTDI_w δεν λαμβάνουν υπόψη το μήκος σάρωσης (άξονας Z). Για το σκοπό αυτό, δημιουργήθηκε ο δείκτης CTDI_{vol} που λαμβάνει υπόψη τον άξονα Z. Ο δείκτης CTDI_{vol} υπολογίζεται από την εξίσωση: $CTDI_{vol} = CTDI_w / \text{pitch}$. Όποια μείωση του pitch φέρει ως αποτέλεσμα αύξηση του μήκους σάρωσης που συνεπάγεται αύξηση του CTDI_{vol}. Η μονάδα του CTDI_{vol} είναι επίσης Gy.⁴⁸

4.2 Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς

Όσον αφορά τις αξονικές αγγειογραφίες, ακόμη και όταν μια εξέταση CTA δικαιολογείται ιατρικά, είναι ζωτικής σημασίας να εφαρμόζονται πλάνα βελτιστοποίησης της δόσης στην κλινική πράξη. Η διαδικασία βελτιστοποίησης στοχεύει στην παροχή μιας κλινικά αποδεκτής ποιότητας εικόνας, διατηρώντας την αντίστοιχη δόση όσο χαμηλότερη είναι λογικά εφικτό. Αυτή είναι μια από τις βασικές αρχές ακτινοπροστασίας, γνωστή ως ALARA.

Είναι διαθέσιμες αρκετές πρακτικές οδηγίες για την καθιέρωση κουλτούρας ακτινοπροστασίας στα τμήματα αξονικής τομογραφίας. Παρόλα αυτά, οι έρευνες και οι μελέτες της επιστημονικής κοινότητας για τη δόση και τις επιπτώσεις από ακτινολογικές διαδικασίες είναι συνεχείς.

Οι ευρωπαϊκές χώρες έχουν θεσπίσει στην εθνική νομοθεσία τους νόμους και πρωτοκόλλα για την παρακολούθηση της δόσης των εξεταζόμενων κατά τις εξετάσεις υπολογιστικής τομογραφίας.

Τα διαγνωστικά επιπέδα αναφοράς- Δ.Ε.Α. (DRLs) είναι ένα εργαλείο για τη διαχείριση της δόσης των εξεταζόμενων κατά τη διάρκεια διαγνωστικών και επεμβατικών διαδικασιών. Τα Δ.Ε.Α ορίζονται ως «μια μορφή επιπέδου αναφοράς που εφαρμόζεται σε μια εύκολα μετρούμενη ποσότητα, συνήθως την απορροφούμενη δόση σε αέρα ή υλικό ισοδύναμου ιστού στην επιφάνεια ενός απλού τυπικού ομοιώματος ή ενός αντιπροσωπευτικού ασθενούς».

Στην Ελλάδα, οι Κανονισμοί Προστασίας από Ιοντίζουσες Ακτινοβολίες παρείχαν το νομικό πλαίσιο για τις έρευνες δόσης ασθενών (Π.Δ. 101, 2018). Σε αυτό το πλαίσιο, η Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (ΕΑΕΑ) παρείχε τα εθνικά Δ.Ε.Α. για τυπικές εξετάσεις αξονικής τομογραφίας. Ωστόσο, οι τιμές Δ.Ε.Α. για εξετάσεις CTA δεν έχουν ακόμη καθοριστεί. Για το λόγο αυτό, είναι κρίσιμο να δημιουργηθούν επίπεδα αναφοράς, τα οποία να αντικατοπτρίζουν με ακρίβεια την τρέχουσα πρακτική στα νοσοκομεία και τη δόση που λαμβάνουν οι ασθενείς με τελικό στόχο τη δημιουργία εθνικών ΔΕΑ για εξετάσεις CTA.

Ο σκοπός των ΔΕΑ είναι να επικυρώσουν στρατηγικές βελτιστοποίησης δόσης, να συμβάλλουν στην αποφυγή περιττών εκθέσεων ή στον εντοπισμό ασυνήθιστα υψηλών επιπέδων δόσης, διατηρώντας παράλληλα τη διαγνωστική ποιότητα των εικόνων (ICRP

135, 2017). Υποτίθεται ότι όσο εφαρμόζεται καλή πρακτική, δεν γίνεται υπέρβαση των ΔΕΑ για τις τυπικές διαδικασίες απεικόνισης. Μια τιμή ΔΕΑ θεωρείται ότι έχει «συνεπή υπέρβαση» κάθε φορά που η τοπική διάμεση τιμή μιας ποσότητας ΔΕΑ για ένα αντιπροσωπευτικό δείγμα ασθενών εντός ενός οριοθετημένου εύρους βαρών ή μεγεθών είναι μεγαλύτερη από την τιμή ΔΕΑ. Ο εντοπισμός τυχόν παραβάσεων της αρχής ALARA και δυσλειτουργίας των συστημάτων απεικόνισης είναι εφικτός μόνο μέσω των ΔΕΑ. Για το λόγο αυτό, πρέπει να πραγματοποιούνται συχνοί έλεγχοι και όπου απαιτείται η δόση ακτινοβολίας να αναθεωρηθεί και να βελτιστοποιηθεί. Σε περίπτωση συνεχούς υπέρβασης μιας τιμής ΔΕΑ, θα πρέπει να διενεργηθεί έρευνα άμεσα και, όπου ενδείκνυται, να εφαρμοστεί και να τεκμηριωθεί αναθεώρηση του πρωτοκόλλου.

Αξίζει να σημειωθεί ότι μόνο η εφαρμογή των ΔΕΑ δεν επαρκεί για τη βελτιστοποίηση της δόσης προς τον εξεταζόμενο. Με κατάλληλη μετεπεξεργασία μπορεί επίσης να μειωθεί η δόση του εξεταζόμενου διατηρώντας ταυτόχρονα αποδεκτή ποιότητα εικόνας. Βέβαια δεν είναι εύκολο πάντα να προσδιορίζεται η ορθή τιμή ΔΕΑ ή η βέλτιστη ποιότητα της εικόνας. Παρόλα αυτά, μια αποδεκτή τιμή ΔΕΑ δεν υποδηλώνει απαραίτητα κατάλληλη ποιότητα εικόνας ή ότι μια εξέταση πραγματοποιείται με τη βέλτιστη δόση ακτινοβολίας. Επίσης, σε περίπτωση εξετάσεων με επίπεδα ακτινοβολίας μικρότερα των εθνικών μέσων τιμών δόσης, θα πρέπει να διασφαλίζεται και η ποιότητα της εικόνας.

4.3 Παράμετροι που επηρεάζουν τη δόση της ακτινοβολίας

Οι παράγοντες που επηρεάζουν τη συνολική έκθεση του εξεταζόμενου στην ακτινοβολία είναι πολλοί. Αυτοί σχετίζονται με τον τύπο του σαρωτή π.χ. αν διαθέτει μία ή δύο λυχνίες, τη γεωμετρία σάρωσης, την περιστροφή της συστοιχίας λυχνίας-ανιχνευτών, την τάση της λυχνίας, το ρεύμα της, το εύρος σάρωσης, το χρόνο σάρωσης, τον ΗΚΓ συντονισμό, το

πάχος τομής, την επικάλυψη και το βήμα σάρωσης καθώς και τη μέθοδο ανακατασκευής π.χ. φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή, επαναληπτική ανακατασκευή.

Όλοι αυτοί οι παράγοντες πρέπει να βελτιστοποιούνται με στόχο την τήρηση της αρχής ακτινοπροστασίας ALARA. Παρακάτω συνοψίζονται κάποιοι βασικοί παράγοντες που μπορούν να επηρεάσουν τη δόση ακτινοβολίας στον εξεταζόμενο.

- Ρύθμιση τάσης (KV): η αύξηση της τάσης οδηγεί σε αύξηση της δόσης– η δόση αυξάνεται ανάλογα με το τετράγωνο των KV. Κατά συνέπεια η ρύθμιση των KV είναι ο πιο αποτελεσματικός τρόπος μείωσης της δόσης.
- Ρεύμα (mA): η αύξηση των mA οδηγεί σε αύξηση της δόσης αναλογικά. Ρυθμίζεται χειροκίνητα ή αυτόματα με τη διαμόρφωση ρεύματος λυχνίας ECG. Η διαμόρφωση δόσης του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ) θα μειώσει τη δόση σχεδόν στο μισό.
- Πάχος τομής: η μείωση του πάχους τομής οδηγεί σε αύξηση της δόσης διότι δημιουργούνται περισσότερες λεπτότερες τομές προς ακτινοβολήση. Άρα η ορθή επιλογή πάχους τομής μπορεί να μειώσει τη δόση κατά περίπτωση.
- Pitch: η μείωση του οδηγεί σε αύξηση της δόσης και επομένως και σε αύξηση του χρόνου σάρωσης.
- Χρόνος σάρωσης: Οποιαδήποτε παράμετρος συμβάλλει στην αύξηση του χρόνου σάρωσης, οδηγεί σε αύξηση της δόσης. Για την αποφυγή αυτού, ο χρόνος οφείλεται να διατηρείται ως ο ελάχιστος δυνατός.
- Πεδίο απεικόνισης: η αύξηση του επιλεγμένου FOV οδηγεί σε αύξηση της δόσης καθώς σαρώνεται μεγαλύτερη ανατομική περιοχή. Για το λόγο αυτό θα πρέπει να επιλέγεται προσεκτικά.
- Beam Focus: Όσο λιγότερη είναι η εστίαση της δέσμης τόσο μεγαλύτερη είναι η περιττή έκθεση σε ακτινοβολία του εξεταζόμενου.

- Σκέδαση: Όσο αυξάνει η σκέδαση τόσο μεγαλύτερη είναι η δόση για τον εξεταζόμενο.⁴⁹

4.3.1 Τεχνικές μείωσης της δόσης με βάση τη μέθοδο ανακατασκευής

Σύμφωνα με μελέτες, μεταξύ των διαφόρων μεθόδων ανακατασκευής, οι επαναληπτικές μέθοδοι ανακατασκευής βασισμένες σε ακατέργαστα δεδομένα έχουν τη δυνατότητα να μειώσουν τη δόση ακτινοβολίας περισσότερο από πενήντα τοις εκατό σε εξετάσεις CTA σώματος χωρίς υποβάθμιση της εικόνας. Συγκρίνοντας για παράδειγμα, τον επαναληπτικό αλγόριθμο ανακατασκευής IR με την οπισθοπροβολή-FBP έχει διαπιστωθεί ότι ο πρώτος υπερτερεί έναντι του δεύτερου ως προς τη ποιότητα εικόνας και τη διαγνωστική αξία. Σε άλλες μελέτες, συγκρίνοντας διαφορετικές κατασκευαστικές εταιρείες, διαπιστώθηκε επίσης περαιτέρω μείωση δόσης ακτινοβολίας με τον IR βασισμένο σε μοντέλο σε σύγκριση με τον υβριδικό IR και την FBP.⁵⁰

Επιπρόσθετα, σε σύστημα Υ.Τ. διπλής πηγής σε άλλη μελέτη, αναφέρθηκε μείωση της δόσης ακτινοβολίας είκοσι πέντε τοις εκατό (1,45 mSv) με τη χρήση προηγμένων μοντελοποιημένων αλγορίθμων επαναληπτικής ανακατασκευής (ADMIRE, ADMIRE 3 και ADMIRE 5).⁵¹

Η χρήση χαμηλών kVp σε συνδυασμό με ADMIRE IR είχε ως αποτέλεσμα μείωση της δόσης ακτινοβολίας κατά τριάντα επτά τοις εκατό.

Η τεχνολογία ανιχνευτή και η εφαρμογή IR παρέχουν, επίσης, τη δυνατότητα μείωσης της δόσης, αλλά απαιτούν σωστή προσαρμογή των τεχνικών παραμέτρων και των γνώσεων του τεχνολόγου Υ.Τ. .⁵²

Για παράδειγμα, σε αξονική στεφανιογραφία συνδυάζοντας τον αλγόριθμο IRT με ελικοειδή σάρωση υψηλού βήματος, τεχνική χαμηλής τάσης λυχνίας και ένα σκιαγραφικό χαμηλής συγκέντρωσης μπορεί να διατηρηθεί ικανοποιητική αντίθεση χωρίς να

επηρεαστεί η ποιότητα της εικόνας και να μειωθεί σημαντικά η δόση ακτινοβολίας.⁵³ Ο ορθός συνδυασμός των διαφόρων τεχνικών και των συστημάτων διπλής πηγής, έχει αναφερθεί ότι είχε ως αποτέλεσμα εξέταση CCTA με δόση ακτινοβολίας μικρότερη από ένα mSv.⁵⁴

Σε άλλη μελέτη, επίσης, αναφέρεται ότι εξέταση CTPA διπλής ενέργειας μίας πηγής με εξαιρετική διαγνωστική ποιότητα και δόση ακτινοβολίας αντίστοιχη με εκείνη μιας CTPA μονής ενέργειας λόγω της χρήσης IR.⁵⁵

4.3.2 Τεχνικές μείωσης της δόσης τροποποιώντας τις παραμέτρους σάρωσης.

Ποικίλες είναι οι στρατηγικές με σκοπό τη μείωση της δόσης ακτινοβολίας προς τον εξεταζόμενο. Από αυτές, κάποιες αφορούν την τροποποίηση των παραμέτρων έκθεσης όπως για παράδειγμα των kVp, των mAs κ.λπ.

Δύναται, κατά περίπτωση, οι παράμετροι σάρωσης όπως π.χ. τα mAs να τροποποιηθούν σύμφωνα με το μέγεθος και το βάρος του εξεταζόμενου.

Σημαντική μείωση της ενεργού δόσης έχει αναφερθεί σε πολλές μελέτες (Szucs-Farkasetal., 2008, Nymanetal., 2012, Mayoetal., 1995). Ωστόσο, θα πρέπει να σημειωθεί ότι οι Υ.Τ. μπορεί να λειτουργούν διαφορετικά με μειωμένη τάση λυχνίας απ' ότι με τη χρήση αυτόματης ρύθμισης τάσης-ATCM. Ένα λεπτότερο πλάτος δέσμης μπορεί να επιτρέψει μια πιο κατάλληλη ρύθμιση των mA μεταξύ των περιστροφών κατά τη χρήση του ATCM, με αποτέλεσμα μεγαλύτερη μείωση δόσης αλλά ταυτόχρονα μεγαλύτερη αύξηση θορύβου.

Ο σωματότυπος του εξεταζόμενου επηρεάζει άμεσα την ποιότητα της εικόνας και ενώ το ATCM παραμένει μη διαθέσιμο σε CT διπλής ενέργειας, θα πρέπει να πραγματοποιηθεί χειροκίνητη προσαρμογή της δόσης ανάλογα με τον ΔΜΣ.

Η τάση της λυχνίας καθορίζει τη διεισδυτικότητα των ακτίνων-Χ, την ποιότητα της εικόνας CTA και τη δόση ακτινοβολίας για τους εξεταζόμενους. Η επιλογή της κατάλληλης τάσης λυχνίας ανάλογα με το μέγεθος του εξεταζόμενου για τη μείωση της δόσης ακτινοβολίας και τη διασφάλιση της ποιότητας των εικόνων μελετάται διαρκώς από την επιστημονική κοινότητα. Ωστόσο, υπάρχει ένα όριο στο οποίο η τάση της λυχνίας μπορεί να μειωθεί χωρίς να μειωθεί η ποιότητα της εικόνας. Έχει παρατηρηθεί σημαντική υποβάθμιση της ποιότητας της εικόνας στα 80 kVp λόγω τεχνητής σκλήρυνσης της δέσμης από το Μ.Σ.Α. . Αυτό το τεχνικό σφάλμα μπορεί να βελτιωθεί μερικώς με τη μείωση της συγκέντρωσης του Μ.Σ.Α.⁵⁶

Η τεχνολογία kV-Assist χρησιμοποιεί αυτόματη επιλογή της βέλτιστης τιμής kV ανάλογα με την ανατομική περιοχή, το μέγεθος του εξεταζόμενου, την αρχική τιμή kV και τον αρχικό δείκτη θορύβου/mA. Επιλέγεται αυτόματα η χαμηλότερη τιμή CTDI που μπορεί να δημιουργηθεί για να δημιουργήσει το επιθυμητό επίπεδο ποιότητας εικόνας. Ο συνδυασμός τάσης λυχνίας και δείκτη ρεύματος/θορύβου λυχνίας, συνοδευόμενος από αυτόματη προσαρμογή του πλάτους του παραθύρου και του επιπέδου παραθύρου, μπορεί επιφέρει ικανοποιητικότερη ποιότητα εικόνας ανάλογη των κλινικών απαιτήσεων. Έτσι, ο συνδυασμός τάσης και ρεύματος είναι πιο εξατομικευμένος και η βέλτιστη τάση και ρεύμα μπορούν να επιλεγούν αυτόματα ανάλογα με τη μορφολογία του σώματος κάθε εξεταζόμενου, το μέγεθος της περιοχής ενδιαφέροντος και τη σύνθεση ιστού.⁵⁷

Εκτός από την ρύθμιση των kV της λυχνίας, μια άλλη στρατηγική μείωσης της δόσης που έχει χρησιμοποιηθεί είναι η μείωση του ρεύματος της λυχνίας. Παρόλα αυτά, ο συνδυασμός τροποποίησης του ρεύματος της λυχνίας με άλλες παραμέτρους όπως το βήμα της εξεταστικής τράπεζας είναι αρκετά πολύπλοκες διαδικασίες. Οι περισσότεροι Υ.Τ. δεν επιτρέπουν την ξεχωριστή αλλαγή αυτών των παραμέτρων και συχνά ενώ μπορεί να

υπάρχει η δυνατότητα να αλλάζουν, αν τροποποιηθεί ένα από αυτά, τροποποιείται ταυτόχρονα και το άλλο.⁵⁸

Ωστόσο, ο βέλτιστος συνδυασμός χαμηλής τάσης και ρεύματος λυχνίας σε σχέση με τον σωματότυπο και την ανατομική περιοχή δεν έχει ακόμη καθοριστεί και είναι ακόμα θέμα συνεχούς έρευνας.⁵⁹

Οι αναλογίες του σώματος των εξεταζόμενων, το πρωτόκολλο σάρωσης και το μήκος σάρωσης που επιλέγεται από τον τεχνολόγο μπορεί να οδηγήσουν σε υψηλότερες τιμές ρεύματος λυχνίας και μεγαλύτερες περιοχές ακτινοβολίας και κατά συνέπεια σε άσκοπα υψηλότερες δόσεις ακτινοβολίας στους εξεταζόμενους. Αυτά επιφέρουν διαφορές στη δόση ακτινοβολίας μεταξύ ίδιων εξετάσεων CTA που διεξάγονται από μηχανήματα διαφορετικών κατασκευαστικών εταιρειών.⁶⁰

Όσον αφορά όμως παραλλαγές στη δόση για την ίδια εξέταση ίδιου συστήματος ακτίνων-Χ, αυτό υποδεικνύει ότι η μείωση της δόσης είναι δυνατή και θα μπορούσε να επιτευχθεί με την ανάλυση των πρωτοκόλλων σάρωσης, τη βελτιστοποίηση των παραγόντων έκθεσης σχετικά με τις κλινικές συνθήκες και τη σύγκριση των δόσεων των ασθενών με άλλες δημοσιευμένες μελέτες. Σε κάθε περίπτωση, οι τεχνικές μείωσης της δόσης ακτινοβολίας πρέπει να εφαρμόζονται διατηρώντας τη διαγνωστική ποιότητα της ικανοποιητική.⁶¹

Επιπρόσθετα, σε άλλες μελέτες, η μέτρηση της διαμέτρου του σώματος παρουσιάστηκε ως πιο αντιπροσωπευτική παράμετρος για την εκτίμηση της δόσης με βάση το $CTDI_{vol}$ σε αντίθεση με το σωματικό βάρος που έχει χρησιμοποιηθεί ως δείκτης του σωματικού μεγέθους του εξεταζόμενου.⁶²

Γενικά, η δόση της ακτινοβολίας στην Υ.Τ. ποικίλλει με διαφορετικούς τρόπους ανάλογα με το μέγεθος του εξεταζόμενου λόγω διαφορών στη λειτουργία των αλγορίθμων διαμόρφωσης ρεύματος της λυχνίας, μεταξύ διαφορετικών προμηθευτών που

χρησιμοποιούν διαφορετικές παραμέτρους ποιότητας εικόνας για να βασίσουν τις προσαρμογές τους. Οι ρυθμίσεις των αυτόματων ρυθμίσεων ρεύματος λυχνίας σε ορισμένους σαρωτές CT που χρησιμοποιούν τον θόρυβο ως αναφορά ποιότητας εικόνας μπορεί να οδηγήσουν σε άσκοπα υψηλές δόσεις ακτινοβολίας για μεγάλους εξεταζόμενους.⁶³

Επιπρόσθετα, όσον αφορά τη διάρκεια και το μήκος σάρωσης, η συντόμευση της σάρωσης μειώνει τη δόση σε κάθε περίπτωση. Το μήκος σάρωσης πρέπει να προσαρμόζεται κατά περίπτωση σύμφωνα με το κλινικό ερώτημα και την ανατομία που μελετάται ώστε να μην υπάρχει περαιτέρω ακτινοβολία και άρα δόση προς τον εξεταζόμενο⁶⁴. Έχει αναφερθεί ως και εβδομήντα ένα τοις εκατό μείωση της δόσης μειώνοντας το μήκος σάρωσης, χωρίς υποδιάγνωση ή να παράλειψη οποιαδήποτε άλλης σημαντικής πληροφορίας.⁶⁵

4.3.3. Μείωση δόσης & Υ.Τ. δύο πηγών εκπομπής ακτίνων-Χ

Σε μελέτες έχει αναφερθεί σημαντική μείωση της έκθεσης χρησιμοποιώντας συστήματα διπλής λυχνίας με υψηλό pitch σε σύγκριση με χρήση συστημάτων μίας πηγής, ειδικά για την μελέτη της καρδιάς και των πνευμονικών αρτηριών⁶⁶ και σε περιπτώσεις με υψηλούς καρδιακούς παλμούς. Σε αυτά τα συστήματα διπλής πηγής επιτυγχάνεται μείωση της δόσης χωρίς υποβάθμιση της ποιότητας της εικόνας.⁶⁷

4.3.4. Δόση & Ηλεκτροκαρδιογραφικός συντονισμός

Ο ΗΚΓ συντονισμός έχει αναφερθεί σε πολλές μελέτες ως παράγοντας που επηρεάζει τη δόση προς τον εξεταζόμενο. Ο προοπτικός ΗΚΓ συντονισμός έχει εφαρμοστεί κυρίως στην αξονική στεφανιογραφία με σκοπό την χαμηλότερη δόση σε σύγκριση με τον αναδρομικό. Τόσο οι ελικοειδείς όσο και οι αξονικές σαρώσεις μειώνουν δραματικά τη δόση ακτινοβολίας του εξεταζόμενου.⁶⁸

4.4. Κίνδυνοι έκθεσης στην ακτινοβολία

Οι έρευνες σχετικά με τους κινδύνους που μπορεί να προκαλέσει η ακτινοβολία στους ιστούς είναι πολυάριθμες. Είναι γνωστό ότι η ακτινοβολία μπορεί να προκαλέσει βλάβη στο ανθρώπινο γονιδίωμα. Αυτές οι επιδράσεις είναι είτε άμεσες, είτε έμμεσες εξαιτίας της δημιουργίας ελεύθερων ριζών. Διακρίνονται οι οξείες και οι στοχαστικές ή χρόνιες επιδράσεις λόγω της ακτινοβολίας. Στις οξείες επιδράσεις που είναι δόσοεξαρτώμενες συγκαταλέγονται το ερύθημα, η ναυτία και ο έμετος. Οι μακροχρόνιες επιδράσεις σχετίζονται με την αθροιστική δόση ακτινοβολίας με την πάροδο του χρόνου και σε αυτές συγκαταλέγονται ο καρκίνος και ο καταρράκτης.

Η πιο αποδεκτή θεωρία, η γραμμική, αναφέρει ότι δεν υπάρχει όριο δόσης ακτινοβολίας-κατώφλι για πιθανή βλάβη από ακτινοβολία αλλά ο κίνδυνος για παρενέργειες αυξάνεται γραμμικά όσο αυξάνεται η δόση. Τα ταχέως διαιρούμενα κύτταρα είναι πιο ευαίσθητα στην ακτινοβολία και κατά συνέπεια ένα έμβρυο διατρέχει μεγαλύτερο κίνδυνο.⁶⁹

Σύμφωνα με προηγούμενες μελέτες υπάρχουν διακυμάνσεις στην έκθεση σε ακτινοβολία λόγω εγγενών διαφορών των αξονικών τομογράφων. Για παράδειγμα σε μια εξέταση CTP, η έκθεση σε ακτινοβολία είναι αμετάβλητη και εξαρτάται από το μηχάνημα Υ.Τ. καθώς και από τις ρυθμίσεις πρωτοκόλλου της εξέτασης.

Ωστόσο, το $CTDI_{vol}$ και το DLP δεν προορίζονται να αντλήσουν εκτιμήσεις του κινδύνου μεμονωμένων ασθενών, καθώς δεν περιλαμβάνουν την ακτινοευαισθησία των οργάνων. Είναι όμως χρήσιμοι δείκτες που μετρούν την ιονίζουσα ακτινοβολία που εκπέμπεται από τον σαρωτή και επομένως λειτουργούν ως μετρήσεις ποιοτικού ελέγχου, οι οποίες αντιπροσωπεύουν τιμές έκθεσης και όχι δόσεις ασθενών.

Όσον αφορά τις βραχυπρόθεσμες επιπτώσεις της ιονίζουσας ακτινοβολίας από εξετάσεις Υ.Τ., αυτές είναι σπάνιες ενώ οι μακροπρόθεσμες επιπτώσεις δεν είναι απολύτως γνωστές.

Στη μελέτη των Imanishi et al. αναφέρθηκαν τρεις περιπτώσεις τριχόπτωσης της κεφαλής σε σχήμα επιδέσμου σε ασθενείς που υποβλήθηκαν σε συνεχείς μελέτες CTP σε συνδυασμό με ψηφιακή αφαιρετική αγγειογραφία, αν και πρέπει να αναφερθεί ότι αυτοί οι ασθενείς υποβλήθηκαν σε πολλαπλές εξετάσεις.

Όσον αφορά τις μακροπρόθεσμες επιπτώσεις, η εκτίμηση για τον κίνδυνο θανατηφόρου καρκίνου λόγω έκθεσης σε ακτινοβολία είναι πέντε τοις εκατό ανά Sievert, αλλά η υπερβολική θνησιμότητα από καρκίνο εξαρτάται και από άλλους παράγοντες όπως η ηλικία των ασθενών και ο αποδιδόμενος κίνδυνος καρκίνου μειώνεται με την ηλικία.⁷⁰

Σοβαρές ανησυχίες σχετικά με τις επιβλαβείς επιπτώσεις της ιονίζουσας ακτινοβολίας εγείρονται, επίσης, λόγω της αύξησης του αριθμού των εξετάσεων αξονικής στεφανιογραφίας και πνευμονικών αγγείων τα τελευταία χρόνια. Η ακτινοβολήση του θώρακα κατά τη διάρκεια της CTPA οδηγεί σε αυξημένη δόση μαστού (Parkeretal., 2005), προκαλώντας ανησυχίες λόγω της αυξημένης ακτινοευαισθησίας του μαστού. Γεγονός πολύ κρίσιμο εάν οι εξεταζόμενοι είναι νεαρές γυναίκες σε αναπαραγωγική ηλικία.

Τα αποτελέσματά δείχνουν ότι αυτός ο κίνδυνος ανά έκθεση είναι σχετικά υψηλότερος αρχικά και αυξάνεται περίπου κατά 0,0026% κατά μέσο όρο ανά CTA που εκτελείται. Η CTA σε νεαρότερη ηλικία, η συχνότητα των εξετάσεων, τα μεγάλα χρονικά διαστήματα παρακολούθησης και οι άνδρες είναι οι κυριότεροι επιβαρυντικοί παράγοντες κινδύνου.

Τα δεδομένα της Μελέτης Διάρκειας Ζωής έδειξαν μια εξαιρετικά σημαντική δόση-απόκριση για όγκους του κεντρικού νευρικού συστήματος στους άνδρες, σε αντίθεση με τις γυναίκες που οι εκτιμήσεις κινδύνου τους ήταν κοντά στο μηδέν. Η έκθεση BEIR VII έδειξε ότι ο κίνδυνος καρκινογένεσης ήταν υψηλότερος όσο νωρίτερα εκτεθεί ένα άτομο σε ακτινοβολία.

Μια άλλη μελέτη έδειξε χαμηλό στοχαστικό κίνδυνο για εξετάσεις CTA εγκεφαλικών

αγγείων. Η αποτελεσματική δόση είναι πέντε φορές χαμηλότερη από αυτή στην ίδια εξέταση με DSA. Ομοίως, οι δόσεις οργάνων στην περιοχή της κύριας δέσμης στο CTA ήταν χαμηλότερες σε σύγκριση με το DSA. Ο στοχαστικός κίνδυνος αυξάνεται για τις εξετάσεις κεφαλής-τραχήλου, όπου υπάρχουν ακτινοευαίσθητες περιοχές π.χ. οφθαλμοί. Η συγκεκριμένη μελέτη έδειξε ότι μια διαδικασία CTA για αγγεία του τραχήλου επάγει τριάντα πέντε τοις εκατό υψηλότερο στοχαστικό κίνδυνο σε σύγκριση με την ίδια εξέταση με DSA. Οι απορροφούμενες δόσεις του θυρεοειδούς, του θύμου αδένος, του οισοφάγου και των πνευμόνων ήταν υψηλότερες με τη διαδικασία CTA από ότι με την DSA.

Έχει αναφερθεί ενεργός δόση 2,2–4,3 mSv για εξετάσεις τραχήλου με αξονικούς τομογράφους τεσσάρων τομών έως εξήντα τεσσάρων τομών.

Ο λόγος για αυτό είναι ότι η ενεργός δόση εξαρτάται από την περιοχή των ακτινοευαίσθητων οργάνων και το DLP εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τη διάρκεια της σάρωσης.

Επίσης, έχει αναφερθεί ασυνήθιστη τριχόπτωση που προκαλείται από την ακτινοβολία σε ασθενείς που υποβάλλονται σε πολλές διαγνωστικές εξετάσεις DSA και CTA εγκεφάλου σε σύντομο χρονικό διάστημα. Αυτή η μελέτη αποκαλύπτει ότι οι απορροφούμενες δόσεις στο δέρμα, τον εγκέφαλο, τους σιελογόνους αδένες και τα μάτια κατά τη διάρκεια των διαγνωστικών εξετάσεων CTA είναι χαμηλότερες από εκείνες για την DSA.⁷¹

Υπάρχουν αρκετοί περιορισμοί/παρατηρήσεις που πρέπει να ληφθούν υπόψη. Η ανίχνευση ανευρύσματος στην CTA μπορεί να οδηγήσει σε ψηφιακή αφαιρετική αγγειογραφία για επιβεβαίωση, η οποία έχει υψηλότερη δόση ακτινοβολίας σε σύγκριση με την CTA και αυξάνει τον κίνδυνο ακτινοβολίας.

Ορισμένοι πληθυσμοί και άτομα μπορεί να είναι πιο ακτινοευαίσθητα και να έχουν μεγαλύτερη τάση να αναπτύξουν καρκίνο μετά την έκθεση σε ακτινοβολία. Κατά την

αξιολόγηση του κινδύνου ανάπτυξης καρκίνου που προκαλείται από την ακτινοβολία, είναι σημαντικό να λαμβάνεται υπόψη η διακύμανση των δόσεων ακτινοβολίας από κάθε έκθεση. Η αποτελεσματική δόση Υ.Τ. εξαρτάται από το μέγεθος του ασθενούς, τις παραμέτρους απεικόνισης (μήκος σάρωσης, τάση λυχνίας, χρόνος σάρωσης, ρεύμα λυχνίας) και την τεχνολογία σαρωτή. Στην αξιολόγηση των εγκεφαλικών αγγείων, έχουν αναφερθεί ενεργές δόσεις 0,66-1,9 mSV για CTA.

Χρησιμοποιώντας νεότερες τεχνολογίες όπως την CTA διπλής ενέργειας και εργαλεία όπως η επαναληπτική ανακατασκευή, οι δόσεις ακτινοβολίας μειώνονται σημαντικά .

Παρόλα αυτά, η συσχέτιση μεταξύ της έκθεσης σε δόση ακτινοβολίας από διαγνωστικές απεικονιστικές εξετάσεις και της ογκογένεσης παραμένει ασαφής. Για αυτό το λόγο θα πρέπει πάντα να ελέγχεται η αναγκαιότητα της σάρωσης.

Σε κάθε περίπτωση, η απόφαση για διενέργεια μιας εξέτασης CTA θα πρέπει να λαμβάνεται συνυπολογίζοντας τον κίνδυνο και το όφελος του κάθε εξεταζόμενου μεμονωμένα. Η απόφαση αυτή οφείλει να αντισταθμίζει τα πλεονεκτήματα της απεικόνισης με στόχο την αποτελεσματική, ασφαλή θεραπεία, αποτρέποντας νοσηρότητα και θνησιμότητα. Τέλος, θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψη η αθροιστική έκθεση του εξεταζόμενου σε ακτινοβολία από το παρελθόν (αλλά και το προβλεπόμενο μέλλον).⁷²

Συζήτηση-Συμπεράσματα

Η απεικόνιση των αγγείων με χρήση υπολογιστικής τομογραφίας αποτελεί αδιαμφισβήτη μια ισχυρή διαγνωστική μέθοδο, ειδικά για την ανίχνευση διαφόρων αγγειακών ανωμαλιών και παθήσεων. Ως μη επεμβατική τεχνική, πλεονεκτεί έναντι της συμβατικής ψηφιακής αγγειογραφίας και κατέχει ολοένα και σημαντικότερη θέση στην καθημερινή ακτινολογική πρακτική. Αποτελεί ραγδαίως εξελισσόμενη απεικονιστική μέθοδο με πολλαπλούς τομείς εφαρμογής. Για το λόγο αυτό η συζήτηση της επιστημονικής κοινότητας γύρω από αυτή είναι συνεχής. Οι παραλλαγές των πρωτοκόλλων για κάθε εξέταση είναι πολλές και σχετίζεται κατά κύριο λόγο με την εταιρεία κατασκευής και τον τύπο του σαρωτή. Κάθε τμήμα μπορεί να διαθέτει τα δικά του διαφοροποιημένα πρωτόκολλα ανάλογα με τις απαιτήσεις των ιατρών και της καθημερινής πρακτικής.

Παρόλα αυτά, είναι απαραίτητο να διεξαχθούν περισσότερες μελέτες και έρευνες για τον υπολογισμό της δόσης της ακτινοβολίας που προέρχεται από εξετάσεις αξονικής αγγειογραφίας με σκοπό την ακτινοπροστασία των εξεταζόμενων. Επίσης, χρήζουν συνεχούς βελτίωσης τόσο τα πρωτόκολλα εξέτασης, όσο και οι πρακτικές των επαγγελματιών τεχνολόγων και ακτινολόγων που σχετίζονται με την διεξαγωγή της εξέτασης. Σε καμία περίπτωση, οι επαγγελματίες δεν θα πρέπει να εφησυχάζουν και τα πρωτόκολλα εξέτασης θα πρέπει να τροποποιούνται κατά περίπτωση και κατά εξεταζόμενο. Επίσης, είναι σημαντικό σε κάθε περίπτωση το μήκος σάρωσης να είναι το μικρότερο δυνατό και να σαρώνεται, όσο είναι εφικτό, μόνο η ανατομική περιοχή που φέρει το κλινικό ερώτημα για μείωση της δόσης.

Η χρήση πολυφασικών πρωτοκόλλων Υ.Τ. πρέπει να είναι συνετή, ιδιαίτερα για νέους σε ηλικία εξεταζόμενους λόγω του αυξημένου κινδύνου τους από την ιονίζουσα ακτινοβολία. Επιπρόσθετα, απαιτούνται αναθεωρημένα και ολοκληρωμένα ΔΕΑ για όλες τις εξετάσεις

CTA καθώς αυτά θα βελτιστοποιήσουν την ακτινοπροστασία σε εθνικό επίπεδο και παρέχουν πραγματικές τιμές αναφοράς για την παρακολούθηση της δόσης.

Βιβλιογραφία

- ¹Bertolini, G. (2020). CT angiography and Vascular Anomalies. *Advances in Small Animal Care*,1, 49-74. doi:10.1016/j.yasa.2020.07.005
- ²Rubin, G.D. and Rofsky, N.M. (2009). *CT and MR Angiography : Comprehensive Vascular Assessment*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health.
- ³Δρεβελέγκας Α. κα (2012) Κλινική Ακτινολογία. Κωνσταντάρια Ιατρικές Εκδόσεις. Αθήνα. Σελ11-13
- ⁴ Rubin, G.D. and Rofsky, N.M. (2009). *CT and MR Angiography : Comprehensive Vascular Assessment*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health
- ⁵ Ramalho, J. & Castillo, M., 2014. *Vascular imaging of the central nervous system: Physical principles, clinical applications, and emerging techniques*, Hoboken, NJ: Wiley Blackwell.
- ⁶ Δρεβελέγκας Α. κα (2012) Κλινική Ακτινολογία. Κωνσταντάρια Ιατρικές Εκδόσεις. Αθήνα. Σελ11-13
- ⁷ Albrecht, M.H. et al., (2019). Review of clinical applications for virtual monoenergetic dual-energy CT. *Radiology*, 293(2), pp.260–271.
- ⁸ Rubin, G.D. and Rofsky, N.M. (2009). *CT and MR Angiography : Comprehensive Vascular Assessment*. Philadelphia: WoltersKluwerHealth. pp.3-10.
- ⁹Pelberg, R. and Mazur, W. (2011) “Vascular CT Angiography manual.” Available at: <https://doi.org/10.1007/978-1-84996-260-5>.
- ¹⁰Pelberg, R. and Mazur, W. (2011) “Vascular CT Angiography manual.” pp. 15-16. Available at: <https://doi.org/10.1007/978-1-84996-260-5>.
- ¹¹ Καμάς, Α. (2012) “Το αγγειακό (κυκλοφορικό) σύστημα,” in *Μαθήματα Ανατομικής*. Αθήνα: ΒΗΤΑ Ιατρικές Εκδόσεις, σελ. 155–165.
- ¹²Matienzo, D., & Bordonì, B. (2022). Anatomy, Blood Flow. In *StatPearls*. StatPearls Publishing.
- ¹³ Bertolini, G. (2020). CT angiography and Vascular Anomalies. *Advances in Small Animal Care*,1, 49-74. doi:10.1016/j.yasa.2020.07.005
- ¹⁴ Chen, S. et al. (2015) “Venous system in acute brain injury: Mechanisms of pathophysiological change and function,” *Experimental Neurology*, 272, pp. 4–10. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.expneurol.2015.03.007>.
- ¹⁵ Purves D, et al. (2001) Neuroscience. 2nd edition. “The Blood Supply of the Brain and Spinal Cord,” Sunderland (MA): Sinauer Associates. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK11042/>
- ¹⁶ Collins, J.A. et al. (2014) “The anatomy of the aging aorta,” *Clinical Anatomy*, 27(3), pp. 463–466. Available at: <https://doi.org/10.1002/ca.22384>.
- ¹⁷ Madhuripan, N. et al. (2017) “Computed tomography angiography of the extremities in emergencies,” *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, 38(4), pp. 357–369. Available at: <https://doi.org/10.1053/j.sult.2017.03.001>.
- ¹⁸ Moore, K.L., et al. (2013) “Φλεβική παροχέτευση του Άνω Άκρου,” in *ΚΛΙΝΙΚΗ ΑΝΑΤΟΜΙΑ*. Broken Hill. σελ. 753-755,
- ¹⁹ ΠΑΠΑΪΩΑΝΝΟΥ ΑΣΗΜΙΝΑ. (2018) σε Μεταπτυχιακή διπλωματική Εργασία “Η ΣΗΜΑΣΙΑ ΤΗΣ ΥΠΕΡΧΟΓΡΑΦΙΚΗΣ ΔΙΕΡΕΥΝΗΣΗΣ ΩΣ ΕΞΕΤΑΣΗ ΠΡΟΛΗΨΗΣ ΓΙΑ ΤΗ ΔΙΑΓΝΩΣΗ ΧΡΟΝΙΑΣ ΦΛΕΒΙΚΗΣ ΑΝΕΠΑΡΚΕΙΑΣ ”.
- ²⁰ Rubin, G.D. and Rofsky, N.M. (2009). *CT and MR Angiography : Comprehensive Vascular Assessment*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health. pp.10-18.
- ²¹ Pierro, A. et al. (2018) “Ecg-gated CT angiography of the thoracic aorta: The importance of evaluating the coronary arteries,” *Clinical Radiology*, 73(11). Available at: <https://doi.org/10.1016/j.crad.2018.06.016>.
- ²²Pelberg, R. and Mazur, W. (2011) “Triggering,” in *Vascular CT Angiography manual*. London: Springer-Verlag, pp. 18–19.
- ²³ Kumamaru, K.K. et al. (2010). CT angiography: Current Technology and Clinical use. *Radiologic Clinics of North America* 48, pp.213–235. Available at: doi:10.1016/j.rcl.2010.02.006
- ²⁴ Rubin, G.D. and Rofsky, N.M. (2009). *CT and MR Angiography : Comprehensive Vascular Assessment*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health
- ²⁵Baliyan, V. et al. (2019) “Vascular computed tomography angiography technique and indications,” *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*, 9(S1). Available at: <https://doi.org/10.21037/cdt.2019.07.04>.
- ²⁶ Rodrigues, J.C.L. et al. (2012) “Intravenous contrast medium administration at 128 multidetector row CT pulmonary angiography: Bolus tracking versus test bolus and the implications for diagnostic quality and effective dose,” *Clinical Radiology*, 67(11), pp. 1053–1060. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.crad.2012.02.010>.

-
- ²⁷ Ramalho, J. & Castillo, M., (2014). *Vascular imaging of the central nervous system: Physical principles, clinical applications, and emerging techniques*, Hoboken, NJ: Wiley Blackwell.
- ²⁸ Pelberg, R. and Mazur, W. (2011) Post-Processing Techniques in "Vascular CT Angiography manual." pp 19-20.
- ²⁹ Lell, M.M. et al. (2006) "New techniques in CT angiography," *RadioGraphics*, 26(suppl_1). Available at: <https://doi.org/10.1148/rg.26si065508>.
- ³⁰ Fukushima, Y., et al. (2022). Evaluation of moyamoya disease in CT angiography using ultra-high-resolution computed tomography: Application of Deep Learning Reconstruction. *European Journal of Radiology*, 151, 110294. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2022.110294>
- ³¹ Jungmann, F., et al. (2017). Multidetector computed tomography angiography (MD-CTA) of coronary artery bypass grafts – update 2017. *RöFo - Fortschritte Auf Dem Gebiet Der Röntgenstrahlen Und Der Bildgebenden Verfahren*, 190(03), 237–249. Available at: <https://doi.org/10.1055/s-0043-120528>
- ³² Kumamaru, K.K. et al., 2010. CT angiography: Current Technology and Clinical use. *Radiologic Clinics of North America*, 48(2), pp.213–235.
- ³³ Murphy, D.J., Aghayev, A. & Steigner, M.L., 2018. Vascular CT and MRI: A Practical Guide to Imaging Protocols. *Insights into Imaging*, 9(2), pp.215–236.
- ³⁴ Baliyan, V. et al., 2019. Vascular computed tomography angiography technique and indications. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*, 9(S1).
- ³⁵ Ramalho, J. & Castillo, M., 2014. *Vascular imaging of the central nervous system: Physical principles, clinical applications, and emerging techniques*, Hoboken, NJ: Wiley Blackwell.
- ³⁶ Salomon, E.J. et al. (2009) "Dynamic CT angiography and CT perfusion employing a 320-detector row CT," *Clinical Neuroradiology*, 19(3), pp. 187–196. Available at: <https://doi.org/10.1007/s00062-009-9019-7>.
- ³⁷ Pelberg, R. and Mazur, W. (2011) Technical Aspects of Vascular CT Angiography in "Vascular CT Angiography manual." pp 19-20.
- ³⁸ Nagpal, P. et al. (2017) "Upper Extremity Runoff: Pearls and pitfalls in computed tomography angiography and magnetic resonance angiography," *Current Problems in Diagnostic Radiology*, 46(2), pp. 115–129. Available at: <https://doi.org/10.1067/j.cpradiol.2016.01.002>.
- ³⁹ Pelberg, R. and Mazur, W. (2011) Technical Aspects of Vascular CT Angiography in "Vascular CT Angiography manual." pp 42.
- ⁴⁰ Blum, A.G. et al. (2021) "CT angiography and MRI of hand vascular lesions: Technical considerations and spectrum of imaging findings," *Insights into Imaging*, 12(1). Available at: <https://doi.org/10.1186/s13244-020-00958-4>.
- ⁴¹ Bozlar, U. et al. (2013) "CT angiography of the upper extremity arterial system: Part 1—anatomy, technique, and use in trauma patients," *American Journal of Roentgenology*, 201(4), pp. 745–752. Available at: <https://doi.org/10.2214/ajr.13.11207>.
- ⁴² Smith, P.A. and Fishman, E.K. (1998) "Three-dimensional CT angiography: Renal applications," *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, 19(5), pp. 413–424. Available at: [https://doi.org/10.1016/s0887-2171\(98\)90018-x](https://doi.org/10.1016/s0887-2171(98)90018-x).
- ⁴³ Cook, T.S., (2016). Computed tomography angiography of the lower extremities. *Radiologic Clinics of North America* 54, pp.115–130. Available at: [doi:10.1016/j.rcl.2015.08.001](https://doi.org/10.1016/j.rcl.2015.08.001)
- ⁴⁴ Abbara, S. et al. (2016) "SCCT guidelines for the performance and acquisition of coronary computed tomographic angiography: A report of the society of cardiovascular computed tomography guidelines committee," *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 10(6), pp. 435–449. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.jcct.2016.10.002>.
- ⁴⁵ Kumamaru, K.K. et al., 2010. CT angiography: Current Technology and Clinical use. *Radiologic Clinics of North America*, 48(2), pp.213–235
- ⁴⁶ Shannoun, F. et al. (2008) "Radiation protection in Diagnostic Radiology," *Deutsches Ärzteblatt international* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.3238/arztebl.2008.0041>.
- ⁴⁷ Metaxas, V.I., et al. (2022) Patient dose in CT Angiography Examinations: An Institutional Survey. *Radiation Physics and Chemistry* 195, 110083. Available at: [doi:10.1016/j.radphyschem.2022.110083](https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2022.110083)
- ⁴⁸ Pelberg, R. and Mazur, W. (2011) "Vascular CT Angiography manual." Available at: <https://doi.org/10.1007/978-1-84996-260-5>.
- ⁴⁹ Pelberg, R. and Mazur, W. (2011) "Vascular CT Angiography manual." Available at: <https://doi.org/10.1007/978-1-84996-260-5>.
- ⁵⁰ Willemink, M.J. and Noël, P.B. (2018) "The evolution of image reconstruction for CT—from filtered back projection to artificial intelligence," *European Radiology*, 29(5), pp. 2185–2195. Available at: <https://doi.org/10.1007/s00330-018-5810-7>.

- ⁵¹Winkelmann, M.T. *et al.* (2021) 'Effects of radiation dose reduction on diagnostic performance of 3rd generation dual source CT pulmonary angiography', *European Journal of Radiology*, 134, p. 109426. doi:10.1016/j.ejrad.2020.109426.
- ⁵²Winklehner, A. *et al.* (2011) "Raw data-based iterative reconstruction in body CTA: Evaluation of radiation dose saving potential," *European Radiology*, 21(12), pp. 2521–2526. Available at: <https://doi.org/10.1007/s00330-011-2227-y>.
- ⁵³ Zheng, M. *et al.* (2015) "Low-concentration contrast medium for 128-slice dual-source CT coronary angiography at a very low radiation dose using prospectively ECG-triggered high-pitch spiral acquisition," *Academic Radiology*, 22(2), pp. 195–202. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.acra.2014.07.025>.
- ⁵⁴ Abbara, S. *et al.* (2016) "SCCT guidelines for the performance and acquisition of coronary computed tomographic angiography: A report of the society of cardiovascular computed tomography guidelines committee," *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 10(6), pp. 435–449. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.jcct.2016.10.002>.
- ⁵⁵Ohana, M. *et al.* (2015) 'Iterative Reconstruction in single source dual-energy CT pulmonary angiography: Is it sufficient to achieve a radiation dose as low as state-of-the-art single-energy CTPA?', *European Journal of Radiology*, 84(11), pp. 2314–2320. doi:10.1016/j.ejrad.2015.07.010.
- ⁵⁶Szucs-Farkas, Z. *et al.* (2008) 'Patient exposure and image quality of low-dose pulmonary computed tomography angiography', *Investigative Radiology*, 43(12), pp. 871–876. doi:10.1097/rli.0b013e3181875e86.
- ⁵⁷ Zhang, T., *et al.* (2021) "Comparison of the image quality and radiation dose of different scanning modes in head-neck CT angiography". *Dentomaxillofacial Radiology*, 50, 20200428. Available at: doi:10.1259/dmfr.20200428
- ⁵⁸Treier, R. *et al.* (2010) 'Patient doses in CT examinations in Switzerland: Implementation of National Diagnostic Reference Levels', *Radiation Protection Dosimetry*, 142(2–4), pp. 244–254. doi:10.1093/rpd/ncq279.
- ⁵⁹Alkadhi, H. and Schindera, S.T. (2011) "State of the art low-dose CT angiography of the body," *European Journal of Radiology*, 80(1), pp. 36–40. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2010.12.099>.
- ⁶⁰Litmanovich, D.E. *et al.* (2014) 'Dose reduction in cardiothoracic CT: Review of currently available methods', *RadioGraphics*, 34(6), pp. 1469–1489. doi:10.1148/rg.346140084.
- ⁶¹Raman, S.P. *et al.* (2013) 'CT dose reduction applications: Available tools on the latest generation of CT Scanners', *Journal of the American College of Radiology*, 10(1), pp. 37–41. doi:10.1016/j.jacr.2012.06.025.
- ⁶²Kayun, Z. *et al.* (2021) 'Radiation doses and size-specific dose estimate from CT brain examinations according to head sizes in a tertiary hospital in Malaysia', *Radiation Physics and Chemistry*, 189, p. 109694. doi:10.1016/j.radphyschem.2021.109694.
- ⁶³Vañó, E. *et al.* (2017) 'ICRP publication 135: Diagnostic Reference Levels in medical imaging', *Annals of the ICRP*, 46(1), pp. 1–144. doi:10.1177/0146645317717209.
- ⁶⁴Begano, D., Söderberg, M. and Bolejko, A. (2020) 'To use or not use patient shielding on pregnant women undergoing CT pulmonary angiography: A phantom study', *Radiation Protection Dosimetry*, 189(4), pp. 458–465. doi:10.1093/rpd/ncaa059.
- ⁶⁵Shahir, K. *et al.* (2015) 'Reduced z-axis technique for CT pulmonary angiography in pregnancy—validation for practical use and dose reduction', *Emergency Radiology*, 22(6), pp. 651–656. doi:10.1007/s10140-015-1340-7.
- ⁶⁶ De Zordo, T. *et al.* (2011) "Comparison of image quality and radiation dose of different pulmonary CTA protocols on a 128-SLICE CT: High-pitch dual source CT, dual energy CT and conventional spiral CT," *European Radiology*, 22(2), pp. 279–286. Available at: <https://doi.org/10.1007/s00330-011-2251-y>.
- ⁶⁷ Wang, M. *et al.* (2009) "Dose performance and image quality: Dual source CT versus single source CT in cardiac CT angiography," *European Journal of Radiology*, 72(3), pp. 396–400. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2008.08.010>.
- ⁶⁸ Kumamaru, K.K. *et al.* (2010). CT angiography: Current Technology and Clinical use. *Radiologic Clinics of North America* 48, pp.213–235. Available at: doi:10.1016/j.rcl.2010.02.006
- ⁶⁹ Pelberg, R. and Mazur, W. (2011) "Vascular CT Angiography manual." pp 32-33. Available at: <https://doi.org/10.1007/978-1-84996-260-5>.
- ⁷⁰ Zensen, S. *et al.* (2020) "Radiation exposure of computed tomography imaging for the assessment of Acute Stroke," *Neuroradiology*, 63(4), pp. 511–518. Available at: <https://doi.org/10.1007/s00234-020-02548-z>.
- ⁷¹ Manninen, A.-L. *et al.* (2012) "A comparison of radiation exposure between diagnostic CTA and DSA examinations of cerebral and cervicocerebral vessels," *American Journal of Neuroradiology*, 33(11), pp. 2038–2042. Available at: <https://doi.org/10.3174/ajnr.a3123>.

⁷² Malhotra, A. *et al.* (2019) “Risk of radiation-induced cancer from computed tomography angiography use in imaging surveillance for unruptured cerebral aneurysms,” *Stroke*, 50(1), pp. 76–82. Available at: <https://doi.org/10.1161/strokeaha.118.022454>.