



**ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ**

**ΔΙΑΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΑΚΟ ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ
ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ-ΑΚΤΙΝΟΦΥΣΙΚΗ**

**ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΑΣΘΕΝΩΝ ΚΑΙ ΠΡΟΣΩΠΙΚΟΥ
ΣΕ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΥΨΗΛΗΣ ΔΟΣΗΣ**

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

**ΣΗΜΑΝΤΗΡΑΚΗΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ
ΦΥΣΙΚΟΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ – ΑΚΤΙΝΟΦΥΣΙΚΟΣ**

**ΑΘΗΝΑ
ΟΚΤΩΒΡΙΟΣ 2014**

Επιβλέπων

κ. Δημητρίου Π., Ομότιμος Καθηγητής, Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής Ιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ

Τριμελής Συμβουλευτική Επιτροπή

κ. Γεωργίου Ε., Καθηγητής, Διευθυντής Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής Ιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ

κ. Δημητρίου Π., Ομότιμος Καθηγητής, Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής Ιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ

κ. Καραϊσκος Π., Επίκουρος Καθηγητής, Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής Ιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ

Επταμελής Εξεταστική Επιτροπή

κ. Γεωργίου Ε., Καθηγητής, Διευθυντής Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής Ιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ

κ. Δημητρίου Π., Ομότιμος Καθηγητής, Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής Ιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ

κ. Γιακουμάκης Ε., Αναπληρωτής Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής Ιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ

κ. Καραϊσκος Π., Αναπληρωτής Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής Ιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ

κ. Σεϊμένης Ι., Αναπληρωτής Καθηγητής Τμήματος Ιατρικής ΔΠΘ

κ. Παντελής Ε., Επίκουρος Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής Ιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ

κ. Παπαγιάννης Π., Επίκουρος Καθηγητής, Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής Ιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

Πρόλογος	7
Βιογραφικό σημείωμα	9
Δημοσιεύσεις και ανακοινώσεις στα πλαίσια της διατριβής	12
I. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	13
II. ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	
1. ΑΞΟΝΙΚΗ (ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ) ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ	17
1.1. Ιστορική αναδρομή	17
1.2. Αρχές λειτουργίας	19
1.3. Μέθοδοι συλλογής δεδομένων	20
1.3.1. Είδη σάρωσης	21
1.4. Συστήματα μονής τομής και πολλαπλών τομών	22
1.5. Παράγοντες που επηρεάζουν τη δοσιμετρική συμπεριφορά των συστημάτων	24
1.5.1. Παραγωγή και διαμόρφωση της δέσμης ακτίνων-Χ	24
1.5.2. Σχεδιασμός των κλινικών πρωτοκόλλων	24
1.5.3. Γεωμετρική ευαισθησία	25
1.5.4. Φαινόμενο «over-ranging»	26
1.5.5. Αυτόματη διαμόρφωση των mA	27
1.6. Δοσιμετρία στην αξονική τομογραφία	28
1.6.1. Ο δείκτης δόσης αξονικής τομογραφίας (CTDI)	28
1.6.2. Μετρήσεις δόσης σε ομοίωμα	29
1.6.3. Εκτίμηση της δόσης στον εξεταζόμενο	31
1.6.4. Δοσιμετρία σε συστήματα κωνικής δέσμης	32
1.7. ΔΕΑ στην αξονική τομογραφία	34
2. ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΗ ΚΑΡΔΙΟΛΟΓΙΑ	35
2.1. Εισαγωγή	35
2.2. Ακτινολογικά συστήματα στην επεμβατική καρδιολογία	36
2.2.1. Παραγωγή και διαμόρφωση της δέσμης ακτίνων-Χ	36
2.2.2. Σύστημα σχηματισμού εικόνας	38
2.2.3. Βραχίονας τύπου C-arm – Ονοματολογία προβολών	40
2.2.4. Μέθοδοι λήψης εικόνας: Ακτινοσκόπηση και καταγραφή (CINE)	41
2.2.5. Αυτόματο σύστημα έκθεσης	42
2.2.6. Μεγέθυνση εικόνας	42
2.3. Δοσιμετρικά μεγέθη στην επεμβατική καρδιολογία	43
2.3.1. Γινόμενο Δόσης-Επιφάνειας (Dose-Area Product – DAP)	43
2.3.2. Kerma στο σημείο αναφοράς επεμβατικής ακτινολογίας	44
2.4. Εκτίμηση της δόσης στον εξεταζόμενο	44
2.4.1. Εκτίμηση της ενεργού δόσης	45
2.4.2. Εκτίμηση της δόσης στο δέρμα	45
2.5. ΔΕΑ στην επεμβατική καρδιολογία	45

III. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

3. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	47
3.1. Αξονική τομογραφία	47
3.1.1. Συλλογή δοσιμετρικών μεγεθών	48
3.1.2. Μετρήσεις δόσης σε ομοίωμα	49
3.1.3. Ανάλυση του συνολικού δείγματος	50
3.2. Επεμβατική καρδιολογία	51
3.2.1. Μετρήσεις σε συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας	51
3.2.2. Συλλογή δοσιμετρικών δεδομένων από κλινικές διαδικασίες	54
3.2.3. Ανάλυση αποτελεσμάτων	55
3.2.4. Υπολογισμός ενεργού δόσης στον εξεταζόμενο	55
4. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	57
4.1. Αξονική τομογραφία	57
4.1.1. Κατανομές συχνοτήτων των δοσιμετρικών μεγεθών – στατιστική ανάλυση	57
4.1.2. Διακύμανση των CTDI _{vol} και DLP μεταξύ αξονικών τομογράφων ίδιου τύπου	59
4.1.3. Σύγκριση συστημάτων σε σχέση με τον αριθμό τομών	61
4.1.4. Σύγκριση συστημάτων με και χωρίς σύστημα διαμόρφωσης των mA	62
4.1.5. Ενεργός δόση στον εξεταζόμενο	64
4.1.6. Προτεινόμενα Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς	64
4.2. Επεμβατική καρδιολογία	66
4.2.1. Μετρήσεις δόσης σε συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας	66
4.2.2. Ακρίβεια μετρητών KAP	67
4.2.3. Σύγκριση συστημάτων σε σχέση με το είδος ανιχνευτή	68
4.2.4. Δεδομένα κλινικών διαδικασιών	69
4.2.5. Υπολογισμός ενεργού δόσης στον εξεταζόμενο	70
4.2.6. Προτεινόμενα Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς	72
5. ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ	73
5.1. Αξονική τομογραφία	73
5.2. Επεμβατική καρδιολογία	76
6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	78
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α – ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΓΡΑΦΗΜΑΤΩΝ	81
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β – ΕΞΟΜΟΙΩΣΗ ΠΡΟΒΟΛΩΝ ΜΕ ΤΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ PCXMC 2.0	91
ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΕΛΛΗΝΙΚΗ	97
ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΑΓΓΛΙΚΗ (ABSTRACT)	101
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	103

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η παρούσα εργασία εκπονήθηκε στο εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Αθηνών, σε συνεργασία με το τμήμα Αδειών και Ελέγχων της Ελληνικής Επιτροπής Ατομικής Ενέργειας. Αισθάνομαι την ανάγκη να ευχαριστήσω όλους όσους συντέλεσαν στην ολοκλήρωση αυτής της προσπάθειας.

Αρχικά θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα μου, Ομότιμο Καθηγητή του Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής, κ. Παναγιώτη Δημητρίου, για την πολύτιμη καθοδήγηση που μου παρείχε όλα αυτά τα χρόνια. Επίσης, ευχαριστώ πολύ τα υπόλοιπα μέλη της Συμβουλευτικής Επιτροπής, τον Καθηγητή και Διευθυντή του Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής κ. Ε. Γεωργίου και τον Αναπληρωτή Καθηγητή του Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής κ. Π. Καραϊσκό για την υποστήριξή τους.

Ευχαριστώ θερμά την Διευθύντρια Αδειών και Ελέγχων, κα Β. Καμενοπούλου, καθώς και όλους τους συναδέλφους και φίλους στην Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας και ιδιαίτερα τον κ. Κ. Χουρδάκη, Υπεύθυνο του Τμήματος Αδειών και Ελέγχων και τον κ. Σ. Οικονομίδη για τις πολύτιμες συμβουλές, το ενδιαφέρον τους και την άψογη συνεργασία, όχι μόνο κατά την περίοδο πραγματοποίησης της διατριβής, αλλά και συνολικά στα έντεκα έτη κατά τα οποία έχω την τιμή να εργάζομαι στην Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας.

Οφείλω να ευχαριστήσω για την πολύτιμη βοήθεια που μου παρείχαν, τους συναδέλφους Ακτινοφυσικούς, τους Ιατρούς, τους τεχνολόγους και το υπόλοιπο προσωπικό των ιδρυμάτων τα οποία συμμετείχαν στις μετρήσεις και τη συλλογή δεδομένων που πραγματοποιήθηκαν κατά την διατριβή. Επίσης θέλω να ευχαριστήσω την κα Α. Ντάλλες και την κα Μ. Νικολούτσου για την βοήθειά τους σε θέματα διαδικασιών και γραμματείας και για την ευελιξία τους.

Κλείνοντας, θα ήθελα να εκφράσω την ευγνωμοσύνη μου στην μητέρα μου για όλα έχει κάνει για εμένα και τα τρία αδέλφια μου κάτω από εξαιρετικά δύσκολες συνθήκες, εκφράζοντας επίσης την πεποίθηση ότι το αποτέλεσμα τη δικαίωσε. Τέλος, θέλω με πάρα πολύ αγάπη να αφιερώσω αυτή τη προσπάθεια στην Χριστίνα και στον μικρούλη που σύντομα θα μπει στη ζωή μας.

Βιογραφικό σημείωμα

Προσωπικά στοιχεία

Ημερομηνία γέννησης : 21 Δεκεμβρίου 1974
Τόπος γέννησης : Αθήνα
Διεύθυνση κατοικίας : Πελοποννήσου 52, 15341 Αγ. Παρασκευή, Αττική
Τηλέφωνα επικοινωνίας : +30 210 650 6766 , κινητό : +30 694 807 6734
E-mail : gsim@eeae.gr
Τομέας δραστηριότητας : Ιατρική φυσική - Ακτινοφυσική

Τίτλοι Σπουδών – Επαγγελματικοί Τίτλοι

2003 Άδεια άσκησης επαγγέλματος Φυσικού Ιατρικής – Ακτινοφυσικού
2003 Άδεια άσκησης επαγγέλματος Ακτινοφυσικού εκτός της περιοχής των ιοντιζουσών ακτινοβολιών
2003 MSc Ιατρικής Φυσικής - Ακτινοφυσικής, Πανεπιστήμιο Αθηνών, Ιατρική Σχολή, Διαπανεπιστημιακό πρόγραμμα σπουδών στην Ιατρική Φυσική - Ακτινοφυσική
2000 Άδεια διδασκαλίας Φυσικής σε Φροντιστήριο Μέσης Εκπαίδευσης
2000 Πτυχίο Φυσικής, Πανεπιστήμιο Αθηνών, Σχολή Θετικών Επιστημών

Επαγγελματική εμπειρία ως Ακτινοφυσικός

2003 – σήμερα Επιστημονικό προσωπικό στο Τμήμα Αδειών και Ελέγχων της Ελληνικής Επιτροπής Ατομικής Ενέργειας (Ε.Ε.Α.Ε)
2002 - 2003 Μαιευτικό και Χειρουργικό κέντρο «Μητέρα», τμήμα μέτρησης Οστικής Πυκνότητας. Συμμετοχή στη διενέργεια ελέγχων ασφαλούς λειτουργίας και ακτινοπροστασίας του Ακτινολογικού τμήματος
2001-2002 Πρακτική άσκηση για τη χορήγηση άδειας άσκησης επαγγέλματος Φυσικού Νοσοκομείων - Ακτινοφυσικού Ιατρικής στα τμήματα Ακτινοθεραπείας, Πυρηνικής Ιατρικής και Ακτινοδιάγνωσης, ΓΝΑ «Αρεταίειο»

Λοιπή επαγγελματική εμπειρία

1998 – 1999 Οργανισμός Τηλεπικοινωνιών Ελλάδος, συγκρότημα τηλεφωνικής εξυπηρέτησης Αθηνών (131)
1993 - 1994 Ταχυεστιατόριο Α. Μαρτίνου – Δ. Χριστοδουλόπουλου, εργασία ως μπουφετζής
1992 Δωδεκανησιακή Ανώνυμος Ναυτιλιακή Εταιρεία, εργασία ως καθαριστής μηχανής στο Ε/Γ-Ο/Γ «Πάτμος»

Διδακτική Εμπειρία

2005 - σήμερα Διεθνές Μετεκπαιδευτικό Πρόγραμμα στην Ακτινοπροστασία και την Ασφαλή Χρήση των Ραδιενεργών Πηγών του Διεθνούς Οργανισμού Ατομικής Ενέργειας και της ΕΕΑΕ, εισηγητής στα θέματα: «Accidents», «Radiology» και «Quality Assurance in Radiology»
2009 - 2011 Σεμινάρια της ΕΕΑΕ με θέμα την ακτινοπροστασία για εργαζόμενους μη ιατρούς στο χώρο της υγείας, διδασκαλία των μαθημάτων «Ακτινοπροστασία ασθενών στην ακτινολογία» και «Ακτινοπροστασία εργαζομένων στην ακτινολογία»

Διδακτική Εμπειρία (συνέχεια)

2006 - 2011	Ιδιωτικό Ινστιτούτο Επαγγελματικής Κατάρτισης «Σ.Β.Ι.Ε.», διδασκαλία των μαθημάτων «Ιατρική Φυσική – Ακτινοφυσική» και «Ιατρικές Συσκευές»
2003 - 2004	Σχολή Παθολογικής Νοσηλευτικής Ειδικότητας, ΓΝΠ «Τζάνειο», διδασκαλία του μαθήματος «Βιοφυσική - Ακτινοφυσική»
2001 - 2003	Φροντιστήριο Μέσης Εκπαίδευσης «Πολύτροπο», διδασκαλία Φυσικής Λυκείου

Λοιπές δραστηριότητες

2014 - σήμερα	Reviewer στο διεθνές επιστημονικό περιοδικό «Radiation Protection Dosimetry»
2004 - σήμερα	Εκπροσώπηση της Ελληνικής Επιτροπής Ατομικής Ενέργειας στον Μηχανισμό Πολιτικής Προστασίας της Ευρωπαϊκής Κοινότητας ως αναπληρωτής αρχηγός ομάδας αντιμετώπισης Χημικής, Βιολογικής, Ραδιολογικής και Πυρηνικής απειλής (CBRN detection & sampling)
2004	Συμμετοχή στο «Σχέδιο ειδικών δράσεων ασφάλειας αντιμετώπισης Χημικών, Βιολογικών, Ραδιολογικών και Πυρηνικών (ΧΒΡΠ) απειλών» της Γενικής Γραμματείας Πολιτικής Προστασίας κατά τη διάρκεια των Ολυμπιακών Αγώνων (Αθήνα 2004), ως επικεφαλής Ομάδας Ειδικής Επέμβασης της ΕΕΑΕ

Δημοσιεύσεις

- **G. Simantirakis**, C. J. Hourdakakis, Economides, I. Kaisas, M. Kalathaki, C. Koukorava, G. Manousaridis, C. Pafilis, P. Tritakis, S. Vogiatzi, V. Kamenopoulou and P. Dimitriou, "Diagnostic Reference Levels and Patient Doses in Computed Tomography Examinations in Greece", Radiation Protection Dosimetry, pp.1-6, doi:10.1093/rpd/ncu182, 2014
- **G. Simantirakis**, C. Koukorava, M. Kalathaki, C. Pafilis, I. Kaisas, S. Economides, C. J. Hourdakakis, V. Kamenopoulou, E. Georgiou, "Reference levels and patient doses in interventional cardiology procedures in Greece", Eur Radiol (2013) 23:2324–2332
- **G. Simantirakis**, C. J. Hourdakakis, S. Economides and P. Dimitriou, "Image Quality and Patient Dose in Computed Tomography Examinations in Greece", Radiation Protection Dosimetry vol. 147, No. 1-2, pp. 129-132, 2011
- M. Kalathaki, C. J. Hourdakakis, S. Economides, P. Tritakis, N. Kalyvas, **G. Simantirakis**, G. Manousaridis, I. Kaisas, and V. Kamenopoulou, "Comparison of Full Field Digital (FFD) and Computed Radiography (CR) mammography systems in Greece, Radiation Protection Dosimetry, vol. 147, No. 1-2, pp. 202-205, 2011
- C. Koukorava, E. Carinou, **G. Simantirakis**, T.G.Vrahliotis, E.Arhontakis, C. Tierris and P. Dimitriou, "Doses to operators during Interventional Radiology procedures - Focus on eye lens and extremity dosimetry", Radiation Protection Dosimetry vol.144, issue 1-4, pp. 482-486, 2010
- S. Economides, C.J. Hourdakakis, N. Kalivas, M. Kalathaki, **G. Simantirakis**, P. Tritakis, G. Manousaridis, S. Vogiatzi, P. Kipouros, A. Boziari and V. Kamenopoulou., "Performance of medical radiographic X-ray Systems in Greece for the time period 1998-2004", Physica Medica 23, pp. 107-114, 2007
- S. Economides, C.J. Hourdakakis, N. Kalivas, M. Kalathaki, **G. Simantirakis**, P. Tritakis, G. Manousaridis, S. Vogiatzi, P. Kipouros, A. Boziari and V. Kamenopoulou, "Image quality evaluation and patient dose assessment of medical fluoroscopic X-ray systems: a national study", Radiation Protection Dosimetry Advance Access published October 30, 2007

Ανακοινώσεις σε επιστημονικά συνέδρια και ημερίδες

- **G. Simantirakis**, C. Koukorava, M. Kalathaki, C. Pafilis, I. Kaisas, S. Economides, C. J. Hourdakakis, V. Kamenopoulou, E. Georgiou, "Establishing the Greek National Reference for Interventional Cardiology Procedures", International Conference on Radiological Protection in Health, 18 – 20 September 2013, Lisbon, Portugal
- **Γ. Σημαντηράκης**, «ΔΕΑ στην MDCT: Διεθνής βιβλιογραφία και τα πρώτα στοιχεία από την Ελλάδα», Ημερίδα της ΕΦΙΕ «Πολυτομικοί Αξονικοί Τομογράφοι: Τεχνολογία, Κλινικές Εφαρμογές, Δοσιμετρία και Ποιότητα Απεικόνισης», 13 Απριλίου 2013, Αθήνα
- **Γ. Σημαντηράκης**, «Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς στην Επεμβατική Ακτινολογία», Ημερίδα της ΕΦΙΕ «Ακτινοπροστασία στην Επεμβατική Ακτινολογία», 26 Ιανουαρίου 2013, Αθήνα
- **G. Simantirakis**, C.J. Hourdakakis, S. Economides, P. Dimitriou, "Image quality of CT scanners and patient dose from CT examinations in Greece", International Conference on Radiation Protection in Medicine, 1-3 September 2010, Varna, Bulgaria (electronic poster)
- M. Kalathaki, **G. Simantirakis**, S. Vogiatzi, G. Manousaridis, A. Boziari, S. Economides, I. Kaisas, C. Koukorava, M. Lamprinakou, A. Liossis, M. Nikolaou, C. Pafilis, P. Tritakis C. Hourdakakis, "National Diagnostic Reference Levels: the current status in Greece", 4th European IRPA Congress, 23 – 27 June 2014, Geneva, Switzerland (poster)
- Χ. Κουκοράβα, Μ. Καλαθάκη, **Γ. Σημαντηράκης**, Κ. Χουρδάκης, "Επίδραση του είδους ανιχνευτή στη μέτρηση του HVL στη μαστογραφία", 5ο Τακτικό Εθνικό Συνέδριο Μετρολογίας, 9-10 Μαΐου 2014, Αθήνα

Συνεχιζόμενη Εκπαίδευση (5 τελευταίων ετών)

- 8th European Conference on Medical Physics (ECMP2014), Athens, September 2014
- 5ο Τακτικό Εθνικό Συνέδριο Μετρολογίας, 9-10 Μαΐου 2014, Αθήνα
- European Civil Protection Programme, Community Mechanism Introduction Course, 20 - 24 January 2014, Split, Croatia
- International Conference on Radiological Protection in Health, 18 – 20 September 2013, Lisbon, Portugal
- Ημερίδα της ΕΦΙΕ «Πολυτομικοί Αξονικοί Τομογράφοι: Τεχνολογία, Κλινικές Εφαρμογές, Δοσιμετρία και Ποιότητα Απεικόνισης», 13 Απριλίου 2013, Αθήνα
- Ημερίδα της ΕΦΙΕ «Ακτινοπροστασία στην Επεμβατική Ακτινολογία», 26 Ιανουαρίου 2013, Αθήνα
- Workshop on European Population Doses from Medical Exposure (DDM2), 24 - 26 April 2012, Athens
- European Commission, European Training Course on Nuclear Emergency Management (TRANEM), 12 – 16 September 2011, Budapest, Hungary
- IAEA Group Training on Radiation Protection in Diagnostic and Interventional Radiology, 17-28 February 2010, Udine, Italy
- International Conference on Radiation Protection in Medicine, 1-3 September 2010, Varna, Bulgaria
- European Conference on Individual Monitoring of Ionizing Radiation, 8 – 12 March 2010, Athens

Δημοσιεύσεις και ανακοινώσεις στα πλαίσια της διατριβής

Στα πλαίσια της παρούσας διατριβής, πραγματοποιήθηκαν οι ακόλουθες δημοσιεύσεις σε διεθνή επιστημονικά περιοδικά:

- **G. Simantirakis**, C. J. Hourdakis, Economides, I. Kaisas, M. Kalathaki, C. Koukorava, G. Manousaridis, C. Pafilis, P. Tritakis, S. Vogiatzi, V. Kamenopoulou and P. Dimitriou, "Diagnostic Reference Levels and Patient Doses in Computed Tomography Examinations in Greece", Radiation Protection Dosimetry, pp.1-6, doi:10.1093/rpd/ncu182, 2014
- **G. Simantirakis**, C. Koukorava, M. Kalathaki, C. Pafilis, I. Kaisas, S. Economides, C. J. Hourdakis, V. Kamenopoulou, E. Georgiou, "Reference levels and patient doses in interventional cardiology procedures in Greece", Eur Radiol (2013) 23:2324–2332
- **G. Simantirakis**, C. J. Hourdakis, S. Economides and P. Dimitriou, "Image Quality and Patient Dose in Computed Tomography Examinations in Greece", Radiation Protection Dosimetry vol. 147, No. 1-2, pp. 129-132, 2011

Επίσης, πραγματοποιήθηκαν οι ακόλουθες ανακοινώσεις σε επιστημονικά συνέδρια ή ημερίδες:

- **G. Simantirakis**, C. Koukorava, M. Kalathaki, C. Pafilis, I. Kaisas, S. Economides, C. J. Hourdakis, V. Kamenopoulou, E. Georgiou, "Establishing the Greek National Reference for Interventional Cardiology Procedures", International Conference on Radiological Protection in Health, 18 – 20 September 2013, Lisbon, Portugal
- **Γ. Σημαντηράκης**, «ΔΕΑ στην MDCT: Διεθνής βιβλιογραφία και τα πρώτα στοιχεία από την Ελλάδα», Ημερίδα της ΕΦΙΕ «Πολυτομικοί Αξονικοί Τομογράφοι: Τεχνολογία, Κλινικές Εφαρμογές, Δοσιμετρία και Ποιότητα Απεικόνισης», 13 Απριλίου 2013, Αθήνα
- **Γ. Σημαντηράκης**, «Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς στην Επεμβατική Ακτινολογία», Ημερίδα της ΕΦΙΕ «Ακτινοπροστασία στην Επεμβατική Ακτινολογία», 26 Ιανουαρίου 2013, Αθήνα
- **G. Simantirakis**, C.J. Hourdakis, S. Economides, P. Dimitriou, "Image quality of CT scanners and patient dose from CT examinations in Greece", International Conference on Radiation Protection in Medicine, 1-3 September 2010, Varna, Bulgaria (electronic poster)

Ι. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Από το σύνολο των ακτινολογικών εφαρμογών αυτές που παρουσιάζουν ιδιαίτερο ενδιαφέρον λόγω της υψηλής ακτινικής επιβάρυνσης που επιφέρουν είναι οι εξετάσεις αξονικής (υπολογιστικής) τομογραφίας και οι διαδικασίες επεμβατικής ακτινολογίας και καρδιολογίας. Επιπλέον παράγοντες οι οποίοι τις καθιστούν αντικείμενο μελέτης είναι η αυξανόμενη συχνότητα πραγματοποίησής τους τα τελευταία χρόνια, οι νέες τεχνολογίες οι οποίες υιοθετούνται καθώς και οι συνεχώς αυξανόμενες κλινικές εφαρμογές των παραπάνω εξετάσεων.

Σε ότι αφορά την αξονική τομογραφία, την τελευταία δεκαετία παρατηρείται ραγδαία εξέλιξη νέων τεχνολογιών, με χαρακτηριστικό παράδειγμα την ανάπτυξη και χρήση αξονικών τομογράφων πολλαπλών τομών. Τα συστήματα αυτά έχουν τη δυνατότητα να πραγματοποιήσουν εξετάσεις οι οποίες δεν ήταν εφικτές στο παρελθόν (π.χ. αξονική στεφανιογραφία, εικονική κολονοσκόπηση κλπ) και να ολοκληρώσουν ακόμα και ολόσωμες σαρώσεις σε χρόνο της τάξης ελάχιστων δευτερολέπτων (Liang and Krugle 1996, Hu 1999, McCollough and Zink 1999). Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την σημαντική αύξηση της συχνότητας πραγματοποίησης εξετάσεων αξονικής τομογραφίας την τελευταία δεκαετία. Το γεγονός αυτό, σε συνδυασμό με την σημαντική ακτινική επιβάρυνση για τον εξεταζόμενο σε σύγκριση με τις υπόλοιπες ακτινοδιαγνωστικές εφαρμογές, έχουν καταστήσει την αξονική τομογραφία την ακτινολογική εφαρμογή με την μεγαλύτερη συνεισφορά στην συλλογική δόση στον πληθυσμό η οποία εκτιμάται στο 43 % παγκοσμίως (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation – UNSCEAR 2008 Report).

Το πεδίο της επεμβατικής καρδιολογίας έχει επίσης γνωρίσει ιδιαίτερη άνθιση τα τελευταία χρόνια. Πολλές διαδικασίες οι οποίες παλαιότερα δεν ήταν εφικτές ή απαιτούσαν χειρουργική επέμβαση, μπορούν πλέον να πραγματοποιηθούν με τη καθοδήγηση ακτίνων-Χ, χάρη στην ανάπτυξη εξειδικευμένων υλικών (π.χ. οδηγά σύρματα, καθετήρες, stent κλπ), στην εξέλιξη των ακτινολογικών συστημάτων που χρησιμοποιούνται και στις ολοένα αυξανόμενες ικανότητες των επεμβατικών καρδιολόγων και του εμπλεκόμενου προσωπικού (International Atomic Energy Agency - IAEA 2009). Κατά τις διαδικασίες γενικά απαιτείται σημαντικός χρόνος ακτινοσκόπησης και μεγάλος αριθμός ακτινογραφικών λήψεων (CINE), κατά τη διάρκεια των οποίων οι καρδιολόγοι και άλλα μέλη του προσωπικού παραμένουν εντός του ακτινολογικού θαλάμου και σε μικρές αποστάσεις από τον εξεταζόμενο και την πηγή ακτινοβολίας. Για τον λόγο αυτό, οι επεμβατικοί καρδιολόγοι και ακτινολόγοι εκτίθενται σε υψηλούς ρυθμούς δόσης (Vano 1998, Padovani 2001, Efstathopoulos 2003) και παρουσιάζουν τις υψηλότερες καταγεγραμμένες δόσεις από όλους τους επαγγελματικά εκτιθέμενους (Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας – ΕΕΑΕ 2010). Σημαντικές είναι επίσης οι δόσεις στον εξεταζόμενο (Betsou 1998, Lobotessi 2001, Vano 2001, Efstathopoulos 2003) και ιδιαίτερα στο δέρμα του, όπου σε ορισμένες περιπτώσεις είναι πιθανή η υπέρβαση του κατωφλίου δόσης για την εμφάνιση άμεσων αποτελεσμάτων όπως ερύθημα, νέκρωση κλπ (Stone 1998, Faulkner 2001, Vano 2001).

Τα παραπάνω αναδεικνύουν την ανάγκη για βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας στις εξετάσεις αξονικής τομογραφίας και στις διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας. Η Ευρωπαϊκή Επιτροπή, υιοθετώντας τα Διεθνή Πρότυπα Ασφάλειας (Basic Safety Standards –

BSS, 1996) της IAEA, εισήγαγε με την οδηγία 97/43/EURATOM την έννοια των Διαγνωστικών Επιπέδων Αναφοράς (ΔΕΑ), ως επίπεδα δόσης στις ιατρικές ακτινοδιαγνωστικές πράξεις, για εξετάσεις ομάδων ασθενών τυπικού μεγέθους ή τυπικών ομοιωμάτων για ευρέως οριζόμενους τύπους εξοπλισμού. Σύμφωνα με την οδηγία τα επίπεδα αυτά δεν θα πρέπει να υπερβαίνονται κατά τις τυπικές διαδικασίες όταν εφαρμόζεται ορθή και κανονική πρακτική όσον αφορά τη διαγνωστική και τις τεχνικές επιδόσεις. Τα ΔΕΑ συντελούν στη βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας βοηθώντας να αποφεύγονται οι περιττά υψηλές δόσεις στον ασθενή. Το σύστημα για τη χρήση διαγνωστικών επιπέδων αναφοράς περιλαμβάνει τον υπολογισμό των δόσεων που υφίσταται ο ασθενής ως μέρος του τακτικού προγράμματος διασφάλισης της ποιότητας. Η αναγκαιότητα υιοθέτησης ΔΕΑ σε εθνικό επίπεδο τονίζεται στην πρόσφατη αναθεώρηση των BSS (IAEA 2011) και στην τελευταία σχετική Ευρωπαϊκή οδηγία 2013/59/EURATOM.

Από τη θέσπισή τους και μετά τα ΔΕΑ έχουν υιοθετηθεί τόσο σε Ευρωπαϊκό (European Commission 2000, MSCT 2004) όσο και εθνικό επίπεδο (Swedish Radiation Protection Authority 2002, Shrimpton 2006, Treier 2006, IRSN 2014) από πολλές χώρες ως εργαλείο ακτινοπροστασίας για εξετάσεις αξονικής τομογραφίας, οι οποίες μπορούν ευκολότερα να χαρακτηριστούν ως «τυπικές διαδικασίες». Οι διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας αφενός δεν είναι πάντα αμιγώς διαγνωστικές, αφετέρου δεν μπορούν το ίδιο εύκολα να τυποποιηθούν, κυρίως λόγω των διαφορών τόσο στην ανατομία όσο και στην παθολογία μεταξύ των ασθενών. Παρόλα αυτά, η θέσπιση ΔΕΑ για αυτές τις διαδικασίες έχει διερευνηθεί στο παρελθόν (Marshall 2000, Vano 2001, Hart 2002, Neofotistou 2003, Kuon 2004, Brambilla 2004, Aroua 2004, Padovani 2008, IAEA 2009) και η αναγκαιότητά της τονίζεται ιδιαίτερα στην πρόσφατη αναθεώρηση των BSS.

Παρά τη αποδεδειγμένα μεγάλη τους αξία από πλευράς ακτινοπροστασίας, μέχρι πρότινος δεν είχαν θεσπιστεί ΔΕΑ σε εθνικό επίπεδο για τις εξετάσεις αξονικής τομογραφίας και τις διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας. Στόχος της παρούσας διατριβής είναι η συνεισφορά στη βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας εξεταζόμενων και προσωπικού κατά τις παραπάνω εφαρμογές, μέσω των εξής διαδικασιών:

- Συλλογής δοσιμετρικών μεγεθών και πραγματοποίησης μετρήσεων σε εθνικό επίπεδο με σκοπό τον προσδιορισμό τιμών ΔΕΑ για τις κυριότερες εξετάσεις αξονικής τομογραφίας και επεμβατικής καρδιολογίας
- Την εκτίμηση της ακτινικής επιβάρυνσης των ασθενών κατά την πραγματοποίηση των παραπάνω εξετάσεων
- Την επισήμανση μη βελτιστοποιημένων πρακτικών από πλευράς ακτινοπροστασίας κατά τη διενέργεια των παραπάνω εξετάσεων και την υποβολή εναλλακτικών προτάσεων με γνώμονα τον βέλτιστο συνδυασμό ακτινοπροστασίας και κλινικού αποτελέσματος

Η παρούσα διατριβή χωρίζεται στο Γενικό και στο Ειδικό μέρος. Στο Γενικό μέρος πραγματοποιείται:

- Σύνοψη των βασικών αρχών της αξονικής τομογραφίας και της επεμβατικής καρδιολογίας
- Περιγραφή των ακτινολογικών συστημάτων τα οποία χρησιμοποιούνται σε αυτές τις εφαρμογές
- Σύνοψη των δοσιμετρικών μεγεθών που χρησιμοποιούνται στις παραπάνω εφαρμογές

Στο ειδικό μέρος της διατριβής πραγματοποιείται:

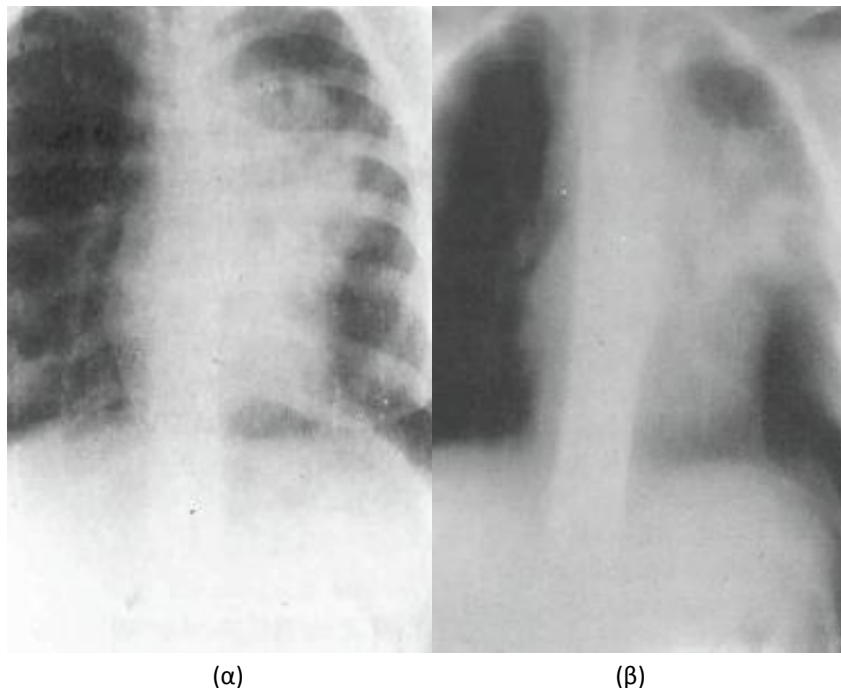
- Περιγραφή της μεθοδολογίας που ακολουθήθηκε κατά τη συλλογή δοσιμετρικών δεδομένων από εξετάσεις αξονικής τομογραφίας και επεμβατικής καρδιολογίας και κατά τις μετρήσεις δόσης στα αντίστοιχα συστήματα
- Περιγραφή της μεθοδολογίας που ακολουθήθηκε για την εκτίμηση της δόσης στον εξεταζόμενο κατά την διενέργεια των παραπάνω εξετάσεων
- Παρουσίαση των αποτελεσμάτων και στατιστική τους ανάλυση
- Παρουσίαση των προτεινόμενων τιμών ΔΕΑ για τις εξετάσεις αξονικής τομογραφίας και τις διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας
- Συζήτηση των αποτελεσμάτων, σύγκριση των προτεινόμενων τιμών ΔΕΑ με αντίστοιχες τιμές από την διεθνή βιβλιογραφία, εξαγωγή συμπερασμάτων για τις πρακτικές που ακολουθούνται και πραγματοποίηση συστάσεων με σκοπό την βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας εξεταζομένων και προσωπικού κατά τις παραπάνω διαδικασίες

II. ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1. ΑΞΟΝΙΚΗ (ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ) ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

1.1. Ιστορική αναδρομή

Στην κλασική ακτινογραφία η τρισδιάστατη ανθρώπινη ανατομία προβάλλεται πάνω στο ακτινογραφικό φιλμ και απεικονίζεται σε δύο διαστάσεις. Με αυτό τον τρόπο χάνεται η πληροφορία που αφορά την τρίτη διάσταση, δηλαδή το βάθος των διαφόρων οργάνων του ανθρώπινου σώματος. Επίσης, η δυνατότητα διάκρισης μεταξύ των διαφόρων ιστών είναι αρκετά περιορισμένη, αφού ο συντελεστής απορρόφησης δύο διαφορετικών υλικών πρέπει να διαφέρει κατά 10-20 % για να μπορέσουμε να δούμε σημαντική μεταβολή στην οπτική πυκνότητα του ακτινογραφικού φιλμ. Οι πρώτες προσπάθειες τομογραφικής απεικόνισης πραγματοποιήθηκαν περίπου το 1930, με τη δημιουργία το κλασσικού τομογράφου. Κατά την εξέταση αυτή πραγματοποιείτο ακτινοβολήση του ακτινολογικού φιλμ με ταυτόχρονη περιστροφή της λυχνίας γύρω από σταθερό άξονα. Το επίπεδο του εξεταζομένου το οποίο βρισκόταν πάνω στον άξονα περιστροφής μπορούσε να επιλεγεί και αποτελούσε το επίπεδο εστίασης. Το αποτέλεσμα της εξέτασης ήταν μία θολή εικόνα της ανατομίας, στην οποία οι δομές που βρίσκονταν στο επίπεδο εστίασης απεικονίζονταν πιο καθαρά από τις υπόλοιπες ανατομικές δομές (Εικόνα 1).



Εικόνα 1. Ακτινογραφία (α) και κλασσική τομογραφία (β) της ίδιας περιοχής

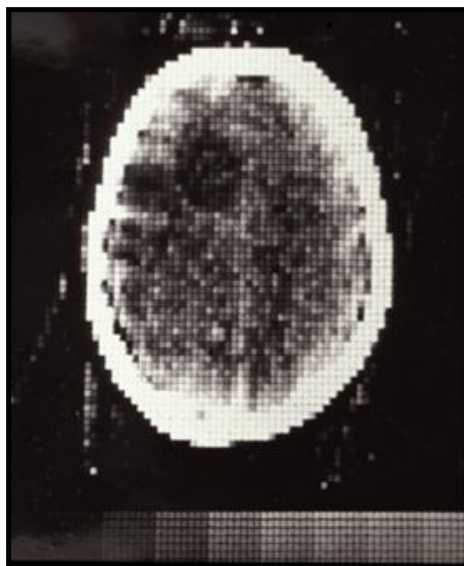
Ήδη από το 1917, ο Αυστριακός μαθηματικός J. Radon είχε αποδείξει αναλυτικά ότι είναι δυνατό να ανακατασκευαστούν αντικείμενα τριών διαστάσεων από πολλαπλές δυσδιάστατες προβολές τους, θέτοντας έτσι τις μαθηματικές βάσεις της υπολογιστικής τομογραφίας. Το 1961 και 1963 οι Oldendorf και Cormack αντίστοιχα, κατασκεύασαν εργαστηριακά μοντέλα συστημάτων υπολογιστικής τομογραφίας για ιατρικές εφαρμογές, αλλά δεν προχώρησαν στην κατασκευή κλινικών συστημάτων. Η πρώτη μονάδα διαγνωστικής υπολογιστικής τομογραφίας που μπήκε σε κλινική χρήση σχεδιάστηκε από

τον ερευνητή της Αγγλικής εταιρείας EMI Godfrey N. Hounsfield και κατασκευάστηκε από την EMI στις αρχές τις δεκαετίας του 1970 (Εικόνα 2).



Εικόνα 2. Ο G.N. Hounsfield και ο πρώτος αξονικός τομογράφος

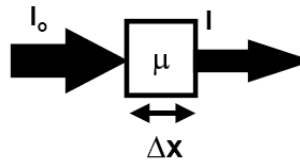
Η πρώτη εξέταση αξονικής τομογραφίας σε άνθρωπο πραγματοποιήθηκε την πρώτη Οκτωβρίου 1971 στο νοσοκομείο Atkinson Morley's του Λονδίνου. Η ασθενής ήταν μια γυναίκα με πιθανό εγκεφαλικό όγκο και το αποτέλεσμα της εξέτασης ήταν τομές που ανακατασκευάστηκαν σε πίνακα 80 x 80 (Εικόνα 3). Κάθε σάρωση διαρκούσε περίπου πέντε λεπτά, όσο περίπου διαρκούσε και η ανακατασκευή της εικόνας. Τα σύγχρονα συστήματα έχουν τη δυνατότητα ανακατασκευής σε πίνακα 1024 x 1024 με χρόνους σάρωσης και ανακατασκευής μικρότερους του δευτερολέπτου. Το 1979 οι Hounsfield και Cormack κέρδισαν από κοινού το βραβείο Νόμπελ Ιατρικής «για την ανάπτυξη της υπολογιστικά υποβοηθούμενης τομογραφίας».



Εικόνα 3. Η πρώτη ληφθείσα εικόνα αξονικής τομογραφίας

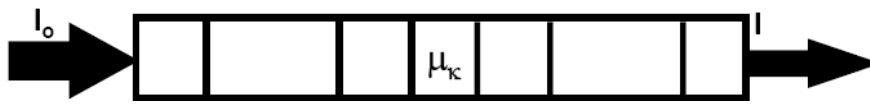
1.2. Αρχές λειτουργίας

Η τελική ένταση I μίας λεπτής μονοενεργειακής δέσμης ακτίνων Χ η οποία διέρχεται μέσα από ομοιογενές υλικό πάχους Δx με συντελεστή εξασθένησης μ έχοντας αρχική ένταση I_0 , δίνεται από τη σχέση:



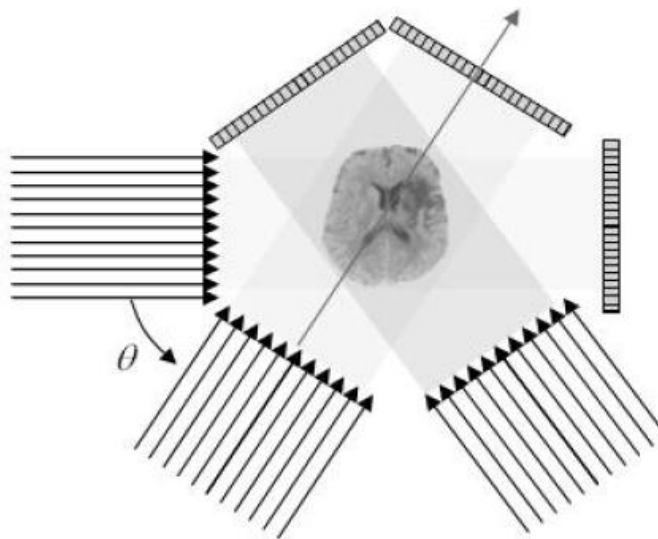
$$I = I_0 e^{-\mu \Delta x}$$

Αντίστοιχα, για μια λεπτή δέσμη που διέρχεται μέσα από ένα σύνθετο σώμα ισχύει:



$$I = I_0 e^{-\sum \mu_k \Delta x} \quad \text{ή} \quad I = I_0 e^{-\int \mu(x) dx} \quad \text{ή} \quad \int \mu(x) dx = \ln \frac{I_0}{I}$$

Το πρόβλημα της ανακατασκευής ενός αντικειμένου μπορεί να τεθεί ως η προσπάθεια υπολογισμού της συνάρτησης $\mu(x,y)$ που περιγράφει την κατανομή του (μέσου) συντελεστή εξασθένησης του αντικειμένου, από πολλαπλές προβολές (Εικόνα 4). Κατά τη διαδικασία αυτή η αρχική ένταση I_0 μπορεί να θεωρηθεί γνωστή (μέσω βαθμονόμησης του συστήματος εκπομπής) ενώ η εξερχόμενη ένταση I μπορεί να μετρηθεί με τη χρήση κατάλληλου συστήματος ανιχνευτών.



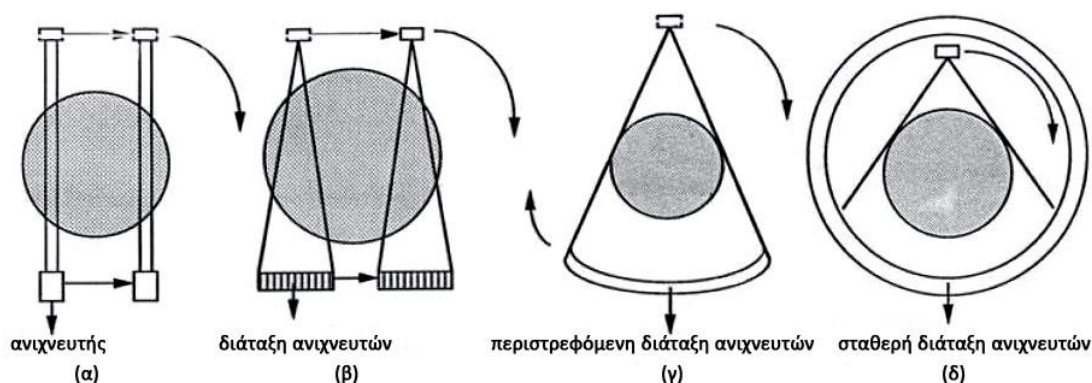
Εικόνα 4. Λήψη πολλαπλών προβολών για την απεικόνιση αντικειμένου

Κάθε τομή της περιοχής ενδιαφέροντος απεικονίζεται σε έναν πίνακα διαστάσεων $N \times N$. Σε κάθε κελί του πίνακα αντιστοιχίζεται μία απόχρωση του γκρι με βάση τον συντελεστή μ που υπολογίζεται για την αντίστοιχη περιοχή. Η πρώτη μέθοδος ανακατασκευής που χρησιμοποιήθηκε είναι η αλγεβρική μέθοδος, η οποία κάνει χρήση μεγάλου αριθμού επαναληπτικών πράξεων, η έναρξη των οποίων απαιτεί την ολοκλήρωση της καταγραφής του συνόλου των προβολών, κάτι που καθιστά τη μέθοδο πολύ χρονοβόρα. Για το λόγο

αυτό στα σύγχρονα συστήματα η αλγεβρική μέθοδος έχει αντικατασταθεί από την επονομαζόμενη «μέθοδο οπισθοπροβολής με φιλτράρισμα των προβολών». Επίσης, στα συστήματα τελευταίας τεχνολογίας υπάρχει η δυνατότητα συνδυασμού της μεθόδου οπισθοπροβολής με επαναληπτικούς αλγόριθμους. Η διαδικασία αυτή είναι πιο χρονοβόρα σε σχέση με την αποκλειστική χρήση οπισθοπροβολής, δίνει όμως τη δυνατότητα για εικόνες χαμηλότερου θορύβου σε κλινικά αποδεκτό χρόνο ανακατασκευής.

1.3. Μέθοδοι συλλογής δεδομένων

Οι διάφορες γενιές συστημάτων αξονικής τομογραφίας, καθορίζονται κυρίως από τη γεωμετρία σάρωσης για τη συλλογή των απαραίτητων δεδομένων εξασθένισης.

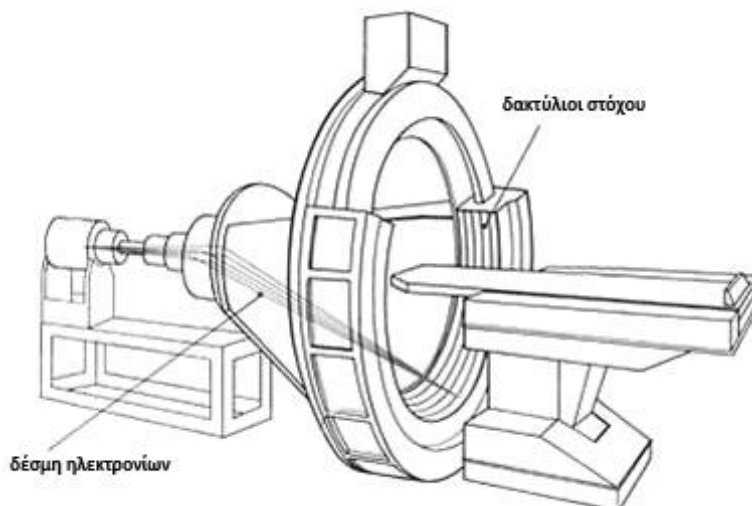


Εικόνα 5. Οι τέσσερις γενιές γεωμετρίας σάρωσης των συστημάτων αξονικής τομογραφίας

Στους αξονικούς πρώτης γενιάς (Εικόνα 5α), η πηγή εξέπεμπε μια λεπτή δέσμη ακτίνων-Χ δια μέσω του εξεταζόμενου προς το μοναδικό ανιχνευτή του συστήματος. Το σύστημα πηγής-ανιχνευτή εκτελούσε γραμμική κίνηση μέχρι να ολοκληρωθεί η προβολή και στη συνέχεια περιστρεφόταν κατά μία μοίρα και η διαδικασία επαναλαμβανόταν για την επόμενη προβολή. Η διάταξη ολοκλήρωνε την συνολική περιστροφή των 180 μοιρών σε περίπου πέντε λεπτά οπότε ξεκίναγε και ο αλγόριθμος της ανακατασκευής. Στα συστήματα δεύτερης γενιάς (Εικόνα 5β) γινόταν χρήση γραμμικής διάταξης ανιχνευτών και αποκλίνουσας δέσμης (βεντάλια), με αποτέλεσμα η διαδικασία να επιταχυνθεί σημαντικά και να κυμαίνεται σε περίπου τριάντα δευτερόλεπτα για μια σάρωση. Ακόμα μεγαλύτερη μείωση στους χρόνους σάρωσης επέφερε ο σχεδιασμός των συστημάτων τρίτης γενιάς (Εικόνα 5γ), ο οποίος είναι και ο επικρατέστερος στις μέρες μας. Η διάταξη των ανιχνευτών αποτελείται από εκατοντάδες στοιχεία τοξοειδώς τοποθετημένα και περιστρέφεται αντιδιαμετρικά της λυχνίας ακτίνων-Χ. Το εύρος της δέσμης καλύπτει όλη την περιοχή ενδιαφέροντος με αποτέλεσμα να μην απαιτείται πλέον γραμμική μετατόπιση παρά μόνο περιστροφή. Στους αξονικούς τέταρτης γενιάς (Εικόνα 5δ) η περιστρεφόμενη διάταξη ανιχνευτών αντικαταστάθηκε από σταθερή η οποία κάλυπτε όλο το δακτύλιο του συστήματος (360°).

Εκτός από τις παραπάνω διατάξεις, έχει επίσης αναπτυχθεί και μια πέμπτη γενιά συστημάτων, οι αξονικοί τομογράφοι δέσμης ηλεκτρονίων (Εικόνα 6). Στα συστήματα αυτά μια δέσμη ηλεκτρονίων επιταχύνεται και κατόπιν εστιάζεται προς ένα στόχο σε σχήμα δακτυλίου. Κατά την πρόσπτωση στον στόχο παράγεται ακτινοβολία-Χ η οποία διέρχεται από τον εξεταζόμενο και κατόπιν ανιχνεύεται από το σύστημα των ανιχνευτών το οποίο

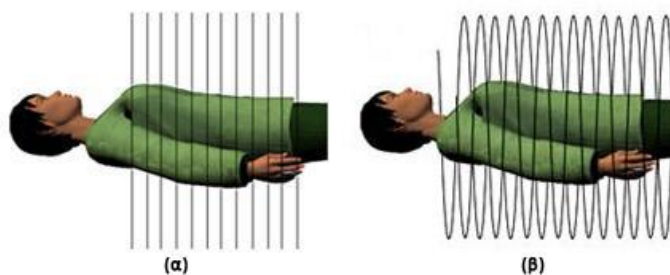
βρίσκεται αντιδιαμετρικά. Το σημείο εστίασης της δέσμης ηλεκτρονίων μπορεί να μεταβληθεί με τη χρήση ηλεκτρομαγνητών, προσομοιάζοντας έτσι μια περιστρεφόμενη πηγή ακτινοβολίας. Το γεγονός όμως της απουσίας μετακίνησης μηχανικών μερών καθιστά την περιστροφή της πηγής εντυπωσιακά ταχύτερη (περίπου δέκα φορές) σε σύγκριση με τους κλασσικούς αξονικούς τομογράφους. Για το λόγο αυτό τέτοια συστήματα χρησιμοποιούνται κυρίως σε καρδιακές εξετάσεις, αφού οι μικροί χρόνοι σάρωσης ελαχιστοποιούν την υποβάθμιση της εικόνας λόγω των κινήσεων της καρδιάς.



Εικόνα 6. Αξονικός τομογράφος δέσμης ηλεκτρονίων (5^{ης} γενιάς)

1.3.1. Είδη σάρωσης

Υπάρχουν τρεις διαφορετικοί τρόποι σάρωσης της περιοχής ενδιαφέροντος. Στην πρώτη περίπτωση η εξεταστική τράπεζα παραμένει ακίνητη κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσης. Μόλις ολοκληρωθεί η περιστροφή της λυχνίας και η λήψη των δεδομένων από τη συγκεκριμένη περιοχή, η τράπεζα μετακινείται στην επόμενη διαδοχική περιοχή ενδιαφέροντος και η διαδικασία επαναλαμβάνεται (Εικόνα 7α). Αυτό το είδος σάρωσης ονομάζεται αξονική σάρωση (axial) και ήταν ο αποκλειστικός τρόπος λειτουργίας των συστημάτων πρώτης και δεύτερης γενιάς. Στη δεύτερη περίπτωση πραγματοποιείται ταυτόχρονη περιστροφή της λυχνίας και μετακίνηση της τράπεζας, επομένως η περιοχή ενδιαφέροντος μετακινείται κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσης. Αυτό το είδος σάρωσης ονομάζεται ελικοειδής ή σπειροειδής σάρωση (helical/spiral) εξ αιτίας της φαινόμενης μετακίνησης της πηγής ακτίνων-X ως προς τον εξεταζόμενο (Εικόνα 7β). Η επιλογή της ελικοειδούς σάρωσης υπάρχει σε όλα τα σύγχρονα συστήματα τρίτης και τέταρτης γενιάς και δίνει τη δυνατότητα ταχύτερης σάρωσης της περιοχής ενδιαφέροντος.

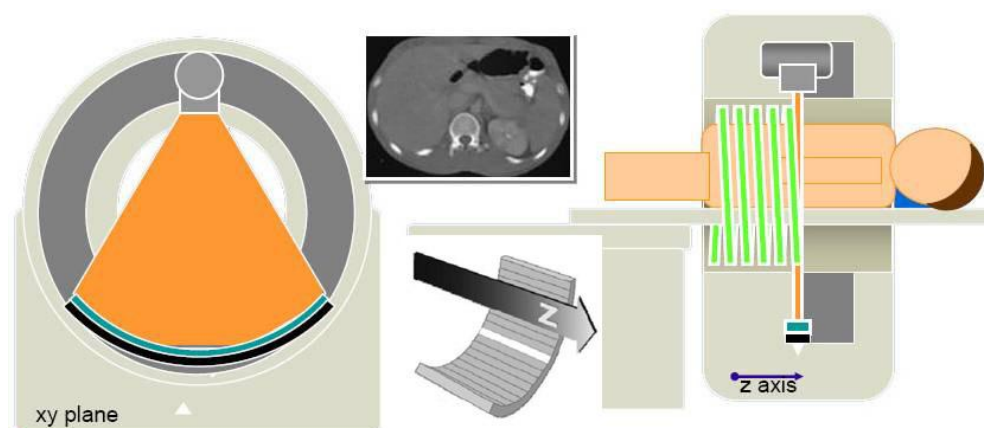


Εικόνα 7. Axial (α) και ελικοειδής σάρωση (β).

Υπάρχουν τέλος και περιπτώσεις κατά τις οποίες πραγματοποιούνται πολλαπλές ακτινοβολήσεις και λήψεις δεδομένων της ίδιας περιοχής χωρίς μετακίνηση του κρεβατιού. Αυτό το είδος σάρωσης ονομάζεται δυναμική σάρωση και πραγματοποιείται σε ειδικές εξετάσεις.

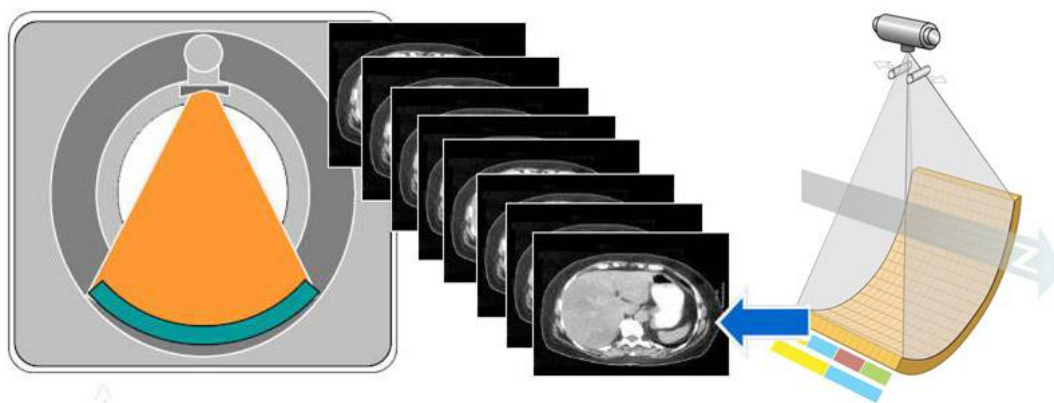
1.4. Συστήματα μονής τομής και πολλαπλών τομών

Όπως ήδη αναφέρθηκε, οι αξονικοί τομογράφοι κατηγοριοποιούνται σε γενιές, ανάλογα με τη μέθοδο συλλογής δεδομένων που χρησιμοποιούν. Στις μέρες μας υπάρχει μια επιπλέον κατηγοριοποίηση η οποία βασίζεται στον αριθμό τομών που το σύστημα μπορεί ταυτόχρονα να απεικονίσει έπειτα από μια περιστροφή της λυχνίας. Αν ως επίπεδο $x-y$ ορίσουμε το επίπεδο περιστροφής, τότε η εξεταστική τράπεζα και ο εξεταζόμενος κινούνται κατά μήκος του άξονα- z . Στα συστήματα *μονής τομής*, υπάρχει μία σειρά ανιχνευτών κατά μήκος του άξονα- z , με αποτέλεσμα τη δημιουργία μίας τομής ανά περιστροφή (Εικόνα 8). Η δέσμη ακτίνων- X δε, έχει σχήμα βεντάλιας.



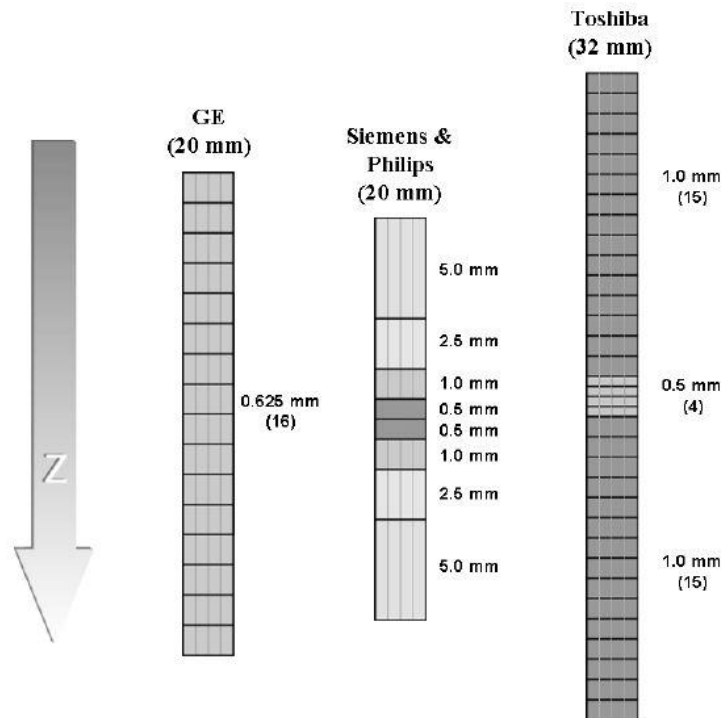
Εικόνα 8. Συστήματα μονής τομής

Την τελευταία εικοσαετία, η εξέλιξη της τεχνολογίας επέτρεψε την δημιουργία συστημάτων πολλαπλών τομών, τα οποία έχουν τη δυνατότητα απεικόνισης περισσότερων από μια τομές ανά (axial) περιστροφή. Στα συστήματα αυτά, υπάρχουν περισσότερες σειρές ανιχνευτών κατά μήκος του άξονα- z , με αποτέλεσμα την ταυτόχρονη δημιουργία περισσότερων τομών ανά περιστροφή (Εικόνα 9). Η δέσμη ακτίνων- X έχει πλέον μεγαλύτερο εύρος και μοιάζει περισσότερο με κώνο.



Εικόνα 9. Συστήματα πολλαπλών τομών

Ο αριθμός των τομών που ταυτόχρονα μπορεί να απεικονίσει ένα σύστημα δεν είναι απαραίτητα ίσος με τον αριθμό των σειρών ανιχνευτών που διαθέτει αλλά καθορίζεται από τον αριθμό των *καναλιών δεδομένων* (data channels) κατά μήκος του άξονα z. Τα δεδομένα από έναν ή περισσότερους ανιχνευτές συλλέγονται από ένα κανάλι δεδομένων και επεξεργάζονται. Ο αριθμός των ανιχνευτών που διαθέτει ένα σύστημα συγκεκριμένων τομών μπορεί να ποικίλει και εξαρτάται από τον κατασκευαστή (Εικόνα 10). Το μικρότερο πάχος τομής που μπορεί να απεικονίσει ένα σύστημα είναι ίσο με το συνολικό πάχος των ανιχνευτών που συνδυάζονται σε ένα κανάλι. Τα κανάλια δεδομένων επίσης μπορούν να συνδυαστούν μεταξύ τους ώστε να απεικονιστούν τομές μεγαλύτερου πάχους.



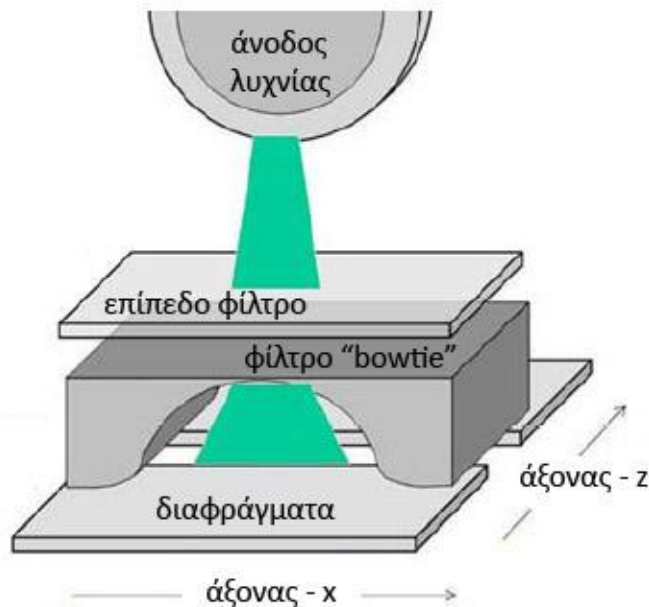
Εικόνα 10. Γεωμετρία ανιχνευτών σε συστήματα τεσσάρων τομών διαφόρων κατασκευαστών (AAPM 2008)

Οι αξονικοί τομογράφοι πολλαπλών τομών που έχουν κατασκευαστεί μέχρι σήμερα μπορούν να απεικονίσουν ταυτόχρονα μέχρι και 256 τομές και ακολουθούν τη γεωμετρία των συστημάτων τρίτης γενιάς, δηλαδή η διάταξη των ανιχνευτών περιστρέφεται αντιδιαμετρικά της λυχνίας. Η ανάπτυξή τους έχει επιφέρει σημαντικές αλλαγές στην κλινική χρήση της αξονικής τομογραφίας, όπως για παράδειγμα σημαντική αύξηση δυναμικών εξετάσεων, αγγειογραφικές και καρδιολογικές εξετάσεις, απεικόνιση αιμάτωσης εγκεφάλου κλπ. Η εξέλιξη αυτή δε σχετίζεται μόνο με την ανάπτυξη της τεχνολογίας των ανιχνευτών, αλλά και άλλων σημαντικών υποσυστημάτων όπως τα συστήματα επεξεργασίας δεδομένων, ο σχεδιασμός της λυχνίας ακτίνων-X και άλλων (Wambersie 2008). Ωστόσο, τα νέα χαρακτηριστικά των συστημάτων αυτών απαιτούν προσεκτική μελέτη και αξιολόγηση ώστε η χρήση τους να γίνεται με τρόπο που θα εξασφαλίζει το βέλτιστο συνδυασμό μεταξύ ποιότητας εικόνας και δόσης στον εξεταζόμενο. Για το λόγο αυτό ακολουθεί μια συνοπτική περιγραφή των σημαντικότερων παραγόντων τα οποία επηρεάζουν τη δοσιμετρική τους συμπεριφορά των μοντέρνων συστημάτων.

1.5. Παράγοντες που επηρεάζουν τη δοσιμετρική συμπεριφορά των συστημάτων

1.5.1. Παραγωγή και διαμόρφωση της δέσμης ακτίνων-Χ

Όπως σε κάθε σύστημα ακτίνων-Χ, έτσι και στους αξονικούς τομογράφους, η ένταση και το φάσμα της ακτινοβολίας εξαρτάται από την υψηλή τάση και το ρεύμα της λυχνίας, το υλικό και τη γωνία της ανόδου καθώς και από το φιλτράρισμα της δέσμης. Στους αξονικούς τομογράφους, εκτός από το επίπεδο φίλτρο το οποίο χρησιμοποιείται για την επιθυμητή σκλήρυνση της δέσμης, γίνεται χρήση και επιπλέον φίλτρων τύπου «bowtie» για την διαμόρφωση του προφίλ της δέσμης στο επίπεδο x-y. Τα σύγχρονα συστήματα διαθέτουν δύο ή τρία διαφορετικά τέτοια φίλτρα τα οποία προσαρμόζουν τη δέσμη ανάλογα με την περιοχή του σώματος (π.χ. κεφάλι ή κορμός) ή το μέγεθος του εξεταζόμενου (π.χ. παιδί ή ενήλικας). Η διαμόρφωση της δέσμης κατά τον άξονα - z γίνεται με τη χρήση επίπεδων διαφραγμάτων ανάλογα με το επιθυμητό εύρος της δέσμης (Εικόνα 11).



Εικόνα 11. Παραγωγή και διαμόρφωση της δέσμης ακτίνων-Χ

1.5.2. Σχεδιασμός των κλινικών πρωτοκόλλων

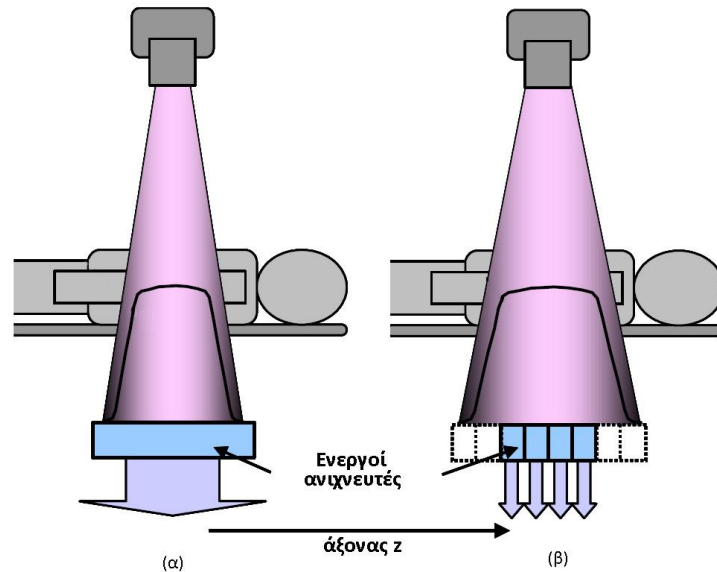
Οι βασικοί παράγοντες που καθορίζουν τη δόση στον εξεταζόμενο είναι οι παράμετροι εξέτασης, όπως kV, mAs, το πεδίο απεικόνισης (field of view – FOV) και το εύρος σάρωσης. Τα μοντέρνα συστήματα έχουν τη δυνατότητα σάρωσης μεγάλων περιοχών σε ελάχιστα δευτερόλεπτα με αυξημένα mAs λόγω της μεγάλης θερμοχωρητικότητας της λυχνίας, κάτι που θα μπορούσε να οδηγήσει σε αυξημένες δόσεις. Ένας ακόμα παράγοντας που μπορεί να επηρεάσει έμμεσα τη δόση είναι το πάχος της απεικονιζόμενης τομής. Υπάρχει τάση για απεικόνιση όλο και λεπτότερων τομών το οποίο συνεπάγεται ότι, για να διατηρηθεί ο θόρυβος της εικόνας σταθερός, θα πρέπει να χρησιμοποιηθούν υψηλότερες τιμές mAs. Τα παραπάνω αναδεικνύουν την ανάγκη για προσεκτικό σχεδιασμό των κλινικών πρωτοκόλλων σάρωσης ιδιαίτερα στα μοντέρνα συστήματα.

1.5.3. Γεωμετρική ευαισθησία

Μία σημαντική διαφορά μεταξύ μονοτομικών και πολυτομικών αξονικών τομογράφων έγκειται στην γεωμετρική ευαισθησία των ανιχνευτών τους. Αυτή διαχωρίζεται σε δύο κατηγορίες, την γεωμετρική ευαισθησία της επιφάνειας των ανιχνευτών και την γεωμετρική ευαισθησία κατά τον z-άξονα.

Η συνολική επιφάνεια των ανιχνευτών αποτελείται από τις ενεργές τους επιφάνειες και τα διάκενα μεταξύ τους. Στους πολυτομικούς τομογράφους τα διάκενα αυτά είναι περισσότερα αφού εκτείνονται και κατά το z-άξονα (Εικόνα 9, Εικόνα 10). Ως γεωμετρική ευαισθησία της επιφάνειας των ανιχνευτών ορίζεται το πηλίκο της ενεργού περιοχής των ανιχνευτών προς τη συνολική τους επιφάνεια. Όπως είναι προφανές, το πηλίκο αυτό μειώνεται όσο μεγαλώνει ο αριθμός των σειρών ανιχνευτών που συμμετέχουν στον σχηματισμό εικόνας. Μια τυπική τιμή μείωσης της γεωμετρικής αυτής ευαισθησίας από ένα διτομικό σύστημα σε σύστημα 16 τομών παραπλήσιου σχεδιασμού, είναι περίπου 6% (Lewis 2005). Σημαντικότερη όμως μπορεί να είναι η επίδραση της γεωμετρικής ευαισθησίας κατά τον z-άξονα.

Εξαιτίας των διαστάσεων της εστίας ακτίνων-X, το πεδίο ακτινοβολίας στα άκρα του παρουσιάζει μειωμένη ένταση, γνωστή ως παρασκιά. Στα μονοτομικά συστήματα η παρασκιά ανιχνεύεται μαζί με την υπόλοιπη δέσμη και συμμετέχει στο σχηματισμό εικόνας (Εικόνα 12α). Αν κάτι τέτοιο συνέβαινε και στα πολυτομικά συστήματα, οι περιφερειακοί ανιχνευτές που θα συνέλεγαν την παρασκιά θα δεχόντουσαν σήμα μικρότερης έντασης από τους κεντρικούς κάτι που θα προκαλούσε προβλήματα στο σχηματισμό εικόνας. Για το λόγο αυτό, οι κατευθυντήρες της δέσμης στα πολυτομικά συστήματα δημιουργούν πεδίο μεγαλύτερο από το εύρος των ενεργών ανιχνευτών έτσι ώστε αυτοί να ακτινοβολούνται ομοιόμορφα (Εικόνα 12β). Ως γεωμετρική ευαισθησία κατά τον z-άξονα ορίζεται το πηλίκο της επιφάνειας των ενεργών ανιχνευτών επί του z-άξονα προς την επιφάνεια που καλύπτει όλο το προφίλ της δέσμης ακτινοβολίας στον ίδιο άξονα (International Electrotechnical Commission - IEC 2001). Στα μονοτομικά συστήματα η γεωμετρική ευαισθησία είναι γενικά κοντά στο 100%. Τα πολυτομικά συστήματα χρησιμοποιούν γενικά προφίλ δέσμης με εύρος στο ήμισυ της μέγιστης έντασης (full width at half maximum – FWHM) κατά 2-3 mm μεγαλύτερο από το μήκος των ενεργών ανιχνευτών, ανεξάρτητα από το εύρος της δέσμης. Συνεπώς η γεωμετρική τους ευαισθησία είναι χειρότερη για μικρά εύρη δέσμης και βελτιώνεται όσο το πάχος της δέσμης μεγαλώνει. Για παράδειγμα, δημοφιλές σύστημα 16 τομών για ονομαστικό πάχος δέσμης 20 mm έχει γεωμετρική ευαισθησία 97% η οποία πέφτει στο 54% για πάχος δέσμης 1,25 mm (Keat 2004). Για δεδομένο πάχος απεικονιζόμενης τομής, όσο μεγαλύτερος ο αριθμός των τομών που απεικονίζει ταυτόχρονα ένα σύστημα τόσο βελτιώνεται η γεωμετρική ευαισθησία, λόγω του μεγαλύτερου εύρους δέσμης.

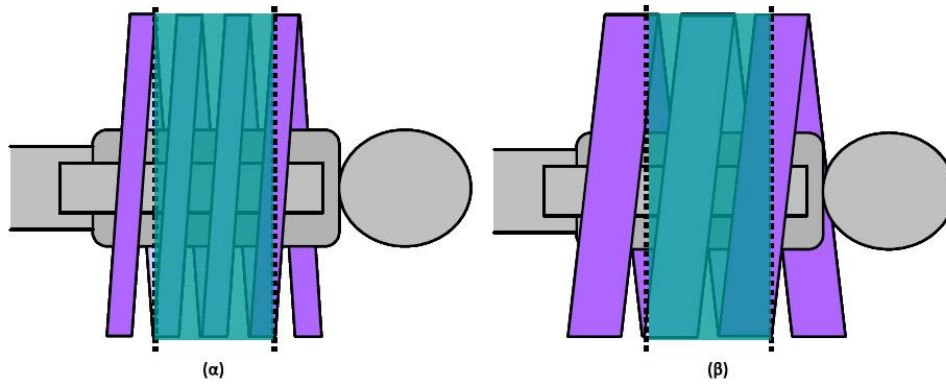


Εικόνα 12. Εύρος δέσμης σε μονοτομικά (α) και πολυτομικά (β) συστήματα

Η γεωμετρική ευαισθησία κατά τον z-άξονα στα πολυτομικά συστήματα, κυμαίνεται γενικά μεταξύ 80-98% για ονομαστικό εύρος δέσμης πάνω από 10 mm, μεταξύ 55-75% για εύρος δέσμης περίπου 5 mm και μπορεί να είναι κάτω από 25% για εύρος δέσμης μεταξύ 1-2 mm. Η διατήρηση του επίπεδου θορύβου και της ποιότητας εικόνας στα ίδια επίπεδα όταν η γεωμετρική ευαισθησία μειώνεται, συνεπάγεται αναγκαστική αντίστοιχη αύξηση των στοιχείων έκθεσης και επομένως της δόσης στον εξεταζόμενο.

1.5.4 Φαινόμενο «over-ranging»

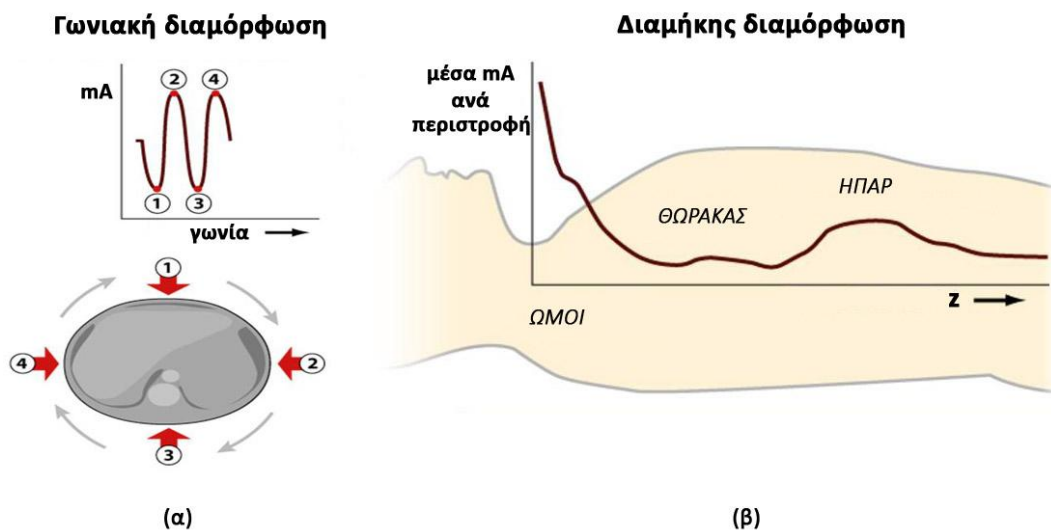
Κατά τις ελικοειδείς σαρώσεις απαιτείται η λήψη αριθμού δεδομένων έξω από τα όρια της περιοχής ενδιαφέροντος τα οποία χρησιμοποιούνται για την ανακατασκευή της πρώτης και τελευταίας τομής. Στα μονοτομικά συστήματα χρειάζεται γενικά μισή έως μία περιστροφή έξω από κάθε όριο της περιοχής ενδιαφέροντος, ενώ στα πολυτομικά ο αριθμός των πρόσθετων περιστροφών εξαρτάται από μέθοδο ανακατασκευής, το Pitch και το απεικονιζόμενο πάχος τομής. Για κάθε επιπλέον περιστροφή η επιπλέον ακτινική επιβάρυνση είναι μεγαλύτερη στους πολυτομικούς αξονικούς τομογράφους λόγω του μεγαλύτερου γενικά εύρους του πεδίου ακτινοβολίας κατά τον άξονα-z (Εικόνα 13). Το ποσοστό της αύξησης λόγω του φαινομένου αυτού το οποίο ονομάζεται «over-ranging», είναι μεγαλύτερο όταν η περιοχή ενδιαφέροντος είναι μικρή. Για παράδειγμα, για ονομαστικό εύρος πεδίου 20 mm με μία επιπλέον περιστροφή σε κάθε άκρη της περιοχής ενδιαφέροντος, η αύξηση στην ενεργό δόση είναι της τάξης του 10% για περιοχή 40 cm, ενώ ανεβαίνει σε περίπου 40% για περιοχή ενδιαφέροντος 10cm (Lewis 2005). Για το λόγο αυτό σάρωση μιας περιοχής είναι καλό να μη γίνεται με επιμέρους ακτινοβολήσεις αλλά με μια ενιαία σάρωση, όσο αυτό είναι εφικτό. Στην περίπτωση που είναι απαραίτητο να πραγματοποιηθούν σαρώσεις μικρών διαδοχικών περιοχών, είναι καλό να εξετάζεται η δυνατότητα πραγματοποίησής τους με axial σάρωση.



Εικόνα 13. Over-ranging σε μονοτομικά (α) και πολυτομικά (β) συστήματα

1.5.5. Αυτόματη διαμόρφωση των mA

Μέχρι πρότινος τα στοιχεία έκθεσης μιας εξέτασης (kV, mAs/περιστροφή, pitch, εύρος δέσμης κλπ) παρέμεναν σταθερά κατά τη διάρκεια της σάρωσης και ήταν αυτά που είχαν προεπιλεγεί κατά την προετοιμασία της. Τα τελευταία χρόνια όμως έχουν αναπτυχθεί τεχνικές διαμόρφωσης των mA κατά τη διάρκεια της σάρωσης, με σκοπό τη βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας των εξεταζομένων και την επίτευξη σταθερής ποιότητας εικόνας. Η γενική φιλοσοφία των τεχνικών αυτών στηρίζεται στην αυξομείωση του ρεύματος της λυχνίας με τρόπο που σχετίζεται με την απορρόφηση του εξεταζομένου τη δεδομένη χρονική στιγμή. Οι τεχνικές λεπτομέρειες αυτών των συστημάτων ποικίλουν ανάλογα με τον κατασκευαστή, αλλά γενικά στηρίζονται σε δεδομένα απορρόφησης που προκύπτουν από την ή τις ακτινογραφίες εντοπισμού (scan projection radiograph - SPR) ή και, σε πραγματικό χρόνο, δεδομένα απορρόφησης από τις περιστροφές που προηγήθηκαν. Η διαμόρφωση πραγματοποιείται σε 2 επίπεδα. Η γωνιακή διαμόρφωση αυξομειώνει τα mA για να ισοσταθμίσει τις διαφορές στην απορρόφηση σε ένα επίπεδο του εξεταζομένου, κυρίως λόγω του διαφορετικού πάχους (Εικόνα 14α). Η διαμήκης (κατά τον άξονα-z) διαμόρφωση αντισταθμίζει τις διαφορές στην απορρόφηση των διαφορετικών περιοχών σάρωσης στον εξεταζόμενο (Εικόνα 14β).



Εικόνα 14. Γωνιακή (α) και διαμήκης (β) αυτόματη διαμόρφωση των mA

Τα περισσότερα συστήματα κάνουν ταυτόχρονη χρήση των δύο παραπάνω τεχνικών διαμόρφωσης, με τελικό αποτέλεσμα αντίστοιχο με αυτό που παρουσιάζεται στην Εικόνα 15. Σημαντική για τη λειτουργία του συστήματος διαμόρφωσης των mA είναι η επιλογή της αντίστοιχης παραμέτρου αναφοράς. Το είδος της παραμέτρου αυτής (δείκτης θορύβου, mAs αναφοράς κλπ) εξαρτάται από τον κατασκευαστή και δίνει στον χρήστη την δυνατότητα να ορίσει μια τιμή αναφοράς που σχετίζεται με την ποιότητα εικόνας και τη δόση στον εξεταζόμενο. Μεταβολή της παραμέτρου από το χρήστη με σκοπό τη βελτίωση της ποιότητας εικόνας (μείωση θορύβου), συνεπάγεται αύξηση των mA σάρωσης και της δόσης στον εξεταζόμενο και το αντίστροφο.



Εικόνα 15. Τελική αυτόματη διαμόρφωση των mA

Τα τελευταία χρόνια έχουν αναπτυχθεί επιπλέον συστήματα διαμόρφωσης των παραμέτρων έκθεσης. Τα σημαντικότερα είναι το σύστημα διαμόρφωσης των mA με βάση το, σε πραγματικό χρόνο, ηλεκτροκαρδιογράφημα του εξεταζομένου το οποίο χρησιμοποιείται για μείωση της δόσης σε καρδιολογικές εξετάσεις, το σύστημα διαμόρφωσης για την προστασία ακτινοευαίσθητων οργάνων, το οποίο μειώνει τα mA του συστήματος όταν προς τη πλευρά της λυχνίας βρίσκονται όργανα όπως τα μάτια, το γυναικείο στήθος κλπ, καθώς και συστήματα τα οποία επιλέγουν αυτόματα τα βέλτιστα kV της σάρωσης, χωρίς βέβαια να υπάρχει αυξομείωση τους κατά τη διάρκεια των περιστροφών της λυχνίας.

1.6. Δοσιμετρία στην αξονική τομογραφία

1.6.1. Ο δείκτης δόσης αξονικής τομογραφίας (CTDI)

Ο κυριότερος περιγραφητής δόσης στην αξονική τομογραφία επινοήθηκε στις αρχές της δεκαετίας του 1980 (Shope 1981) και είναι ο δείκτης δόσης αξονικής τομογραφίας (Computed Tomography Dose Index - CTDI), ο οποίος στη γενική του μορφή ορίζεται για μια axial τομή ως εξής:

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz$$

όπου $D(z)$ το προφίλ της απορροφούμενης δόσης κατά τον άξονα $-z$, N ο αριθμός των ταυτόχρονα απεικονιζόμενων τομών κατά τη σάρωση (ή αριθμός των χρησιμοποιούμενων καναλιών δεδομένων) και T το πάχος των απεικονιζόμενων τομών (ή το εύρος που καλύπτει κάθε κανάλι δεδομένων κατά τον άξονα $-z$). Επομένως το γινόμενο NT είναι ίσο το

ονομαστικό εύρος της δέσμης ακτίνων – X. Η συνήθης μονάδα μέτρησης του CTDI είναι το mGy.

Το CTDI μετράται με την πραγματοποίηση μίας axial σάρωσης με μία περιστροφή της λυχνίας και υπολογίζεται διαιρώντας το ολοκλήρωμα της απορροφούμενης δόσης κατά τον άξονα – z με το ονομαστικό εύρος της δέσμης (IAEA 2007, Nagel 2000, European Commission 2000, Shope 1981). Το CTDI αντιπροσωπεύει μια εκτίμηση της μέσης απορροφούμενης δόσης στην κεντρική περιοχή του ακτινοβολούμενου όγκου από μία σειρά διαδοχικών περιστροφών και ακτινοβολήσεων (multiple scan average dose – MSAD). Το εύρος ολοκλήρωσης του CTDI το οποίο έχει επικρατήσει και χρησιμοποιείται σχεδόν κατά κανόνα είναι αυτό των 100 mm, επομένως το αντίστοιχο CTDI είναι:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{+50} D(z) dz$$

Η μέτρησή του πραγματοποιείται συνήθως με τη χρήση θαλάμων ιοντισμού τύπου «pencil» (Jucius and Kambic 1980) με ενεργό μήκος 100 mm και όγκο 3 cm³, το μέσο του οποίου τοποθετείται στο επίπεδο περιστροφής της λυχνίας και επομένως στο κέντρο της δέσμης ακτίνων – X. Η μέτρησή του μπορεί να πραγματοποιηθεί με το δοσίμετρο τοποθετημένο είτε στον αέρα στο κέντρο περιστροφής της λυχνίας, είτε μέσα σε κατάλληλο ομοίωμα. Το αποτέλεσμα της μέτρησης του CTDI στον αέρα ονομάζεται CTDI_{air} και είναι δείκτης της παροχής ακτινοβολίας του συστήματος. Ακολουθεί περιγραφή των μετρούμενων μεγεθών σε δοσιμετρικά ομοιώματα αξονικής τομογραφίας.

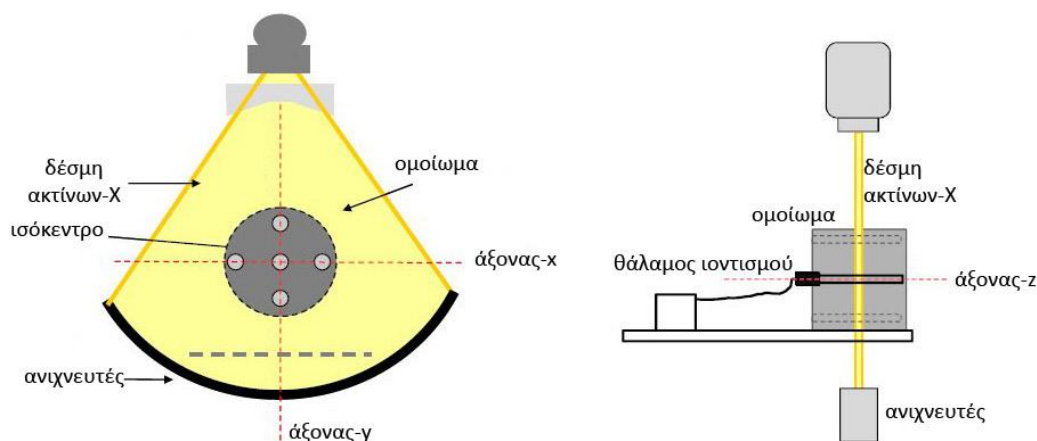
1.6.2. Μετρήσεις δόσης σε ομοίωμα

Δύο είναι τα ομοιώματα τα οποία χρησιμοποιούνται σε μετρήσεις δόσης στην αξονική τομογραφία. Είναι κατασκευασμένα από το υλικό PMMA (poly-methyl-methacrylate) και έχουν μήκος περίπου 150 mm. Το ομοίωμα το οποίο χρησιμοποιείται για τις εξετάσεις κεφαλιού και τις παιδιατρικές εξετάσεις έχει διάμετρο 16 cm ενώ το ομοίωμα που χρησιμοποιείται για τις εξετάσεις κορμού έχει διάμετρο 32 cm. Τα ομοιώματα έχουν οπές στο κέντρο και στην περιφέρεια (1 cm από την εξωτερική επιφάνεια) στις οποίες μπορεί να τοποθετηθεί ο pencil θάλαμος ιοντισμού.

Κατά τη διάρκεια μιας axial σάρωσης, η δόση στην περιφέρεια διαφέρει από τη δόση στην κεντρική περιοχή του εξεταζομένου ή του ομοιώματος. Το μέγεθος το οποίο χρησιμοποιείται για την εκτίμηση της μέσης δόσης στο επίπεδο σάρωσης από μία axial σάρωση, ονομάζεται σταθμισμένο CTDI (weighted CTDI – CTDI_w) (Leitz 1995, International Electrotechnical Commission – IEC 2002). Για τον υπολογισμό του, το ομοίωμα τοποθετείται στο κέντρο του πεδίου και πραγματοποιείται μέτρηση του CTDI₁₀₀ τόσο στο κέντρο όσο και στις τέσσερις περιφερειακές θέσεις του ομοιώματος (Εικόνα 16). Το CTDI_w δίνεται από τη σχέση:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}CTDI_p$$

όπου CTDI_c το CTDI₁₀₀ στο κέντρο του ομοιώματος και CTDI_p η μέση τιμή των αντίστοιχων τιμών στις τέσσερις περιφερειακές θέσεις. Η συνήθης μονάδα μέτρησης του CTDI_w είναι επίσης το mGy.



Εικόνα 16. Γεωμετρία δοσιμετρίας σε ομοίωμα

Για να εκτιμηθεί η δόση από ένα κλινικά χρησιμοποιούμενο πρωτόκολλο στο οποίο πραγματοποιούνται περισσότερες από μια διαδοχικές περιστροφές της λυχνίας, πρέπει απαραίτητα να ληφθούν υπόψη τυχόν επικαλύψεις ή κενά μεταξύ των διαδοχικών πεδίων ακτινοβολίας. Στην περίπτωση διαδοχικών axial σαρώσεων, το κατά πόσο αυτά δημιουργούνται καθορίζεται από την μετακίνηση του κρεβατιού (table increment – I) σε σχέση με το ονομαστικό εύρος της δέσμης (NT). Κενά δημιουργούνται όταν η μετακίνηση του κρεβατιού είναι μεγαλύτερη από το εύρος της δέσμης, ενώ στην αντίθετη περίπτωση υπάρχει επικάλυψη των διαδοχικών σαρώσεων. Στην περίπτωση ελικοειδούς σάρωσης, η κατάσταση περιγράφεται από τον επονομαζόμενο παράγοντα pitch (IEC 2002), ο οποίος ισούται με τον λόγο της μετακίνησης του κρεβατιού ανά περιστροφή προς το ονομαστικό εύρος της δέσμης, δηλαδή $pitch = I/(NT)$.

Το μέγεθος το οποίο χρησιμοποιείται για την εκτίμηση της μέσης δόσης στην ακτινοβολούμενη περιοχή από μια σειρά διαδοχικών axial σαρώσεων ή μια ελικοειδή σάρωση, ονομάζεται ογκομετρικό CTDI (volumetric CTDI – $CTDI_{vol}$) και υπολογίζεται ως εξής:

$$CTDI_{vol} = \frac{N \cdot T}{I} CTDI_w \quad \text{ή} \quad CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch}$$

Πρέπει εδώ να τονιστεί ότι το $CTDI_{vol}$ που υπολογίζεται με τα στοιχεία έκθεσης ενός πρωτοκόλλου σάρωσης, δεν είναι ίσο με τη δόση που δέχεται ο εξεταζόμενος στην περιοχή σάρωσης κατά την εφαρμογή του πρωτοκόλλου (McCollough 2011) για τους εξής κυρίως λόγους :

- Κατά τη μέτρηση του $CTDI_w$, ο θάλαμος ιοντισμού συλλέγει σήμα τόσο από την πρωτογενή δέσμη όσο και από σκεδαζόμενη ακτινοβολία. Η τελευταία όμως εκτείνεται σε μεγαλύτερο εύρος από το μήκος των 100 mm του θαλάμου, ακόμα και εκτός του ομοιώματος. Το φαινόμενο αυτό γίνεται ακόμα πιο σημαντικό όσο μεγαλώνει το εύρος τη δέσμης. Επομένως, το μετρούμενο $CTDI_w$ δεν είναι ίσο με τη μέση δόση στο επίπεδο σάρωσης του ομοιώματος από την axial σάρωση, αλλά αποτελεί μια υποεκτίμησή της.
- Τα χρησιμοποιούμενα ομοιώματα διαμέτρου 16 και 32 cm δεν ισοδυναμούν σε ότι αφορά την απορρόφηση ακτινοβολίας με τις αντίστοιχες ανατομικές περιοχές του εξεταζόμενου (κεφάλι και κορμός). Επομένως, ακόμα και αν ήταν εφικτή ή ακριβής εκτίμηση της δόσης στο ομοίωμα, αυτή δε θα ισοδυναμούσε με τη δόση στον εξεταζόμενο.

Ωστόσο, η χρήση του $CTDI_{vol}$ ως περιγραφητής δόσης στην αξονική τομογραφία έχει καθιερωθεί αφού είναι μέγεθος σχετικά εύκολα μετρήσιμο, το οποίο συνδέεται όπως θα δούμε με τη δόση στον εξεταζόμενο. Μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για τον ποιοτικό έλεγχο των αξονικών τομογράφων αλλά και ως μέγεθος αναφοράς για μελέτες σύγκρισης μεταξύ διαφορετικών πρωτοκόλλων ή συστημάτων και για τον προσδιορισμό Διαγνωστικών Επιπέδων Αναφοράς στην αξονική τομογραφία. Για τους λόγους αυτούς στα μοντέρνα συστήματα αξονικής τομογραφίας, η τιμή του $CTDI_{vol}$ υπολογίζεται αυτόματα και παρέχεται ως πληροφορία είτε πριν είτε και μετά το τέλος της εξέτασης σε ειδική αναφορά που δημιουργείται από το σύστημα (post-study data page).

Για να περιγραφεί πιο ολοκληρωμένα η συνολική αποδιδόμενη από την ακτινοβολία ενέργεια σε μια εξέταση αξονικής τομογραφίας, η απορροφούμενη δόση μπορεί να ολοκληρωθεί κατά μήκος της περιοχής σάρωσης. Το μέγεθος το οποίο προκύπτει ονομάζεται γινόμενο δόσης-μήκους (dose-length product – DLP) και δίνεται από τη σχέση:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot l$$

όπου l το μήκος σάρωσης στον εξεταζόμενο κατά τον άξονα – z. Εφόσον το l μετράται συνήθως σε cm οι μονάδες μέτρησης του DLP είναι mGy·cm. Με δεδομένο ότι το DLP αντικατοπτρίζει τη συνολική ενέργεια που απορροφάται από τον εξεταζόμενο, συνδέεται με το πιθανό βιολογικό αποτέλεσμα από την ακτινοβολία και την ενεργό δόση που αποδίδεται σε αυτόν. Για τον λόγο αυτόν το DLP επίσης υπολογίζεται και παρέχεται ως πληροφορία στους σύγχρονους αξονικούς τομογράφους. Τέλος, το DLP και το $CTDI_{vol}$ χρησιμοποιούνται ως τα δοσιμετρικά μεγέθη για τον καθορισμό των Διαγνωστικών Επιπέδων Αναφοράς στην αξονική τομογραφία.

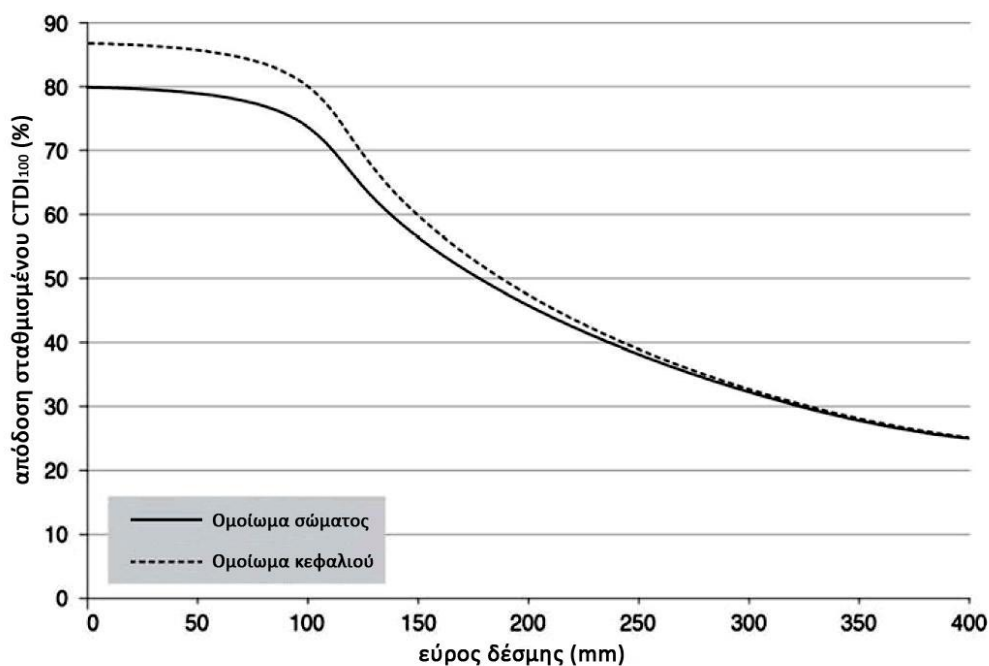
1.6.3. Εκτίμηση της δόσης στον εξεταζόμενο

Όπως ήδη αναφέρθηκε, η τιμή του $CTDI_{vol}$ από μια σάρωση δεν συμπίπτει με την απορροφούμενη δόση στη ακτινοβολούμενη περιοχή του εξεταζόμενου. Η τελευταία εξαρτάται από αρκετούς παράγοντες, μεταξύ των οποίων το μέγεθος και η σύσταση της υπό εξέταση περιοχής. Για την ακριβέστερη σε σχέση με το $CTDI_{vol}$ εκτίμηση της απορροφούμενης δόσης στον εξεταζόμενο, μπορεί να χρησιμοποιηθεί η παράμετρος γνωστή ως size specific dose estimate – SSDE (AAPM 2011). Το μέγεθος αυτό προκύπτει από πολλαπλασιασμό του $CTDI_{vol}$ με παράγοντες οι οποίοι εξαρτώνται από τις διαστάσεις της υπό εξέτασης περιοχής, όπως αυτές μετρώνται στις τομογραφικές εικόνες. Αξίζει να σημειωθεί ότι για σωματομετρικά χαρακτηριστικά τυπικών ενηλίκων εξεταζόμενων, το SSDE μπορεί να είναι δύο έως τρεις φορές υψηλότερο από το $CTDI_{vol}$.

Για την εκτίμηση της ενεργού δόσης στον εξεταζόμενο από εξέταση αξονικής τομογραφίας, είναι απαραίτητο να υπολογιστούν οι απορροφημένες δόσεις σε σειρά οργάνων του ανθρώπινου σώματος (ICRP 2007). Κάτι τέτοιο είναι εφικτό με τη χρήση υπολογιστικών μεθόδων με κώδικα Monte Carlo. Υπάρχουν εμπορικά διαθέσιμα προγράμματα τα οποία με την εισαγωγή των δεδομένων της εξέτασης (τύπος συστήματος, στοιχεία έκθεσης, περιοχή σάρωσης κλπ) δίνουν τη δυνατότητα υπολογισμού της δόσης σε μεμονωμένα όργανα αλλά και της ενεργού δόσης σε τυπικούς ενήλικες ή παιδιατρικούς εξεταζόμενους. Επίσης, έχουν δημοσιευτεί συντελεστές μετατροπής του DLP σε ενεργό δόση (European Commission 2000, MSCT 2004, Huda 2011). Οι συντελεστές αυτοί εξαρτώνται από την περιοχή σάρωσης και δίνουν τη δυνατότητα για μια πιο αδρή εκτίμηση της ενεργού δόσης.

1.6.4. Δοσιμετρία σε συστήματα κωνικής δέσμης

Όπως ήδη αναφέρθηκε, ο θάλαμος ιοντισμού με ενεργό μήκος 100 mm δεν μπορεί να συλλέξει το σύνολο του προφίλ της ακτινοβολίας στον άξονα-z κατά τη δοσιμετρία σε ομοίωμα. Κάτι τέτοιο θα ήταν θεωρητικά εφικτό αν η μέτρηση του CTDI πραγματοποιείτο με θάλαμο ιοντισμού αλλά και ομοίωμα απείρου μήκους, οπότε το αντίστοιχο μετρούμενο μέγεθος θα ήταν το $CTDI_{\infty}$. Ο λόγος $CTDI_{100} / CTDI_{\infty}$ εκφράζει το ποσοστό της συνολικής ακτινοβολίας που συλλέγεται από τον θάλαμο κατά την μέτρηση του CTDI και ονομάζεται απόδοση της μέτρησης. Η απόδοση εξαρτάται κυρίως από το είδος του ομοιώματος (κεφαλιού ή σώματος), από τη θέση μέτρησης (κεντρική ή περιφερειακή) και φυσικά από το εύρος της δέσμης των ακτίνων-X. Σε ότι αφορά το ομοίωμα, η απόδοση είναι μικρότερη στο ομοίωμα σώματος και για μέτρηση στο κέντρο σε σχέση με τη περιφέρεια. Η εξάρτηση της απόδοσης του σταθμισμένου $CTDI_{100}$ από το εύρος της δέσμης ακτίνων-X με υψηλή τάση 120 kVp φαίνεται στην Εικόνα 17 (Boone 2007). Για εύρος δέσμης μέχρι και περίπου 40 mm η απόδοση είναι σχετικά σταθερή, στη συνέχεια μειώνεται πιο έντονα μέχρι τα 80 mm. Από εκεί και πέρα παρατηρείται ραγδαία μείωση της απόδοσης όσο το εύρος της δέσμης μεγαλώνει.



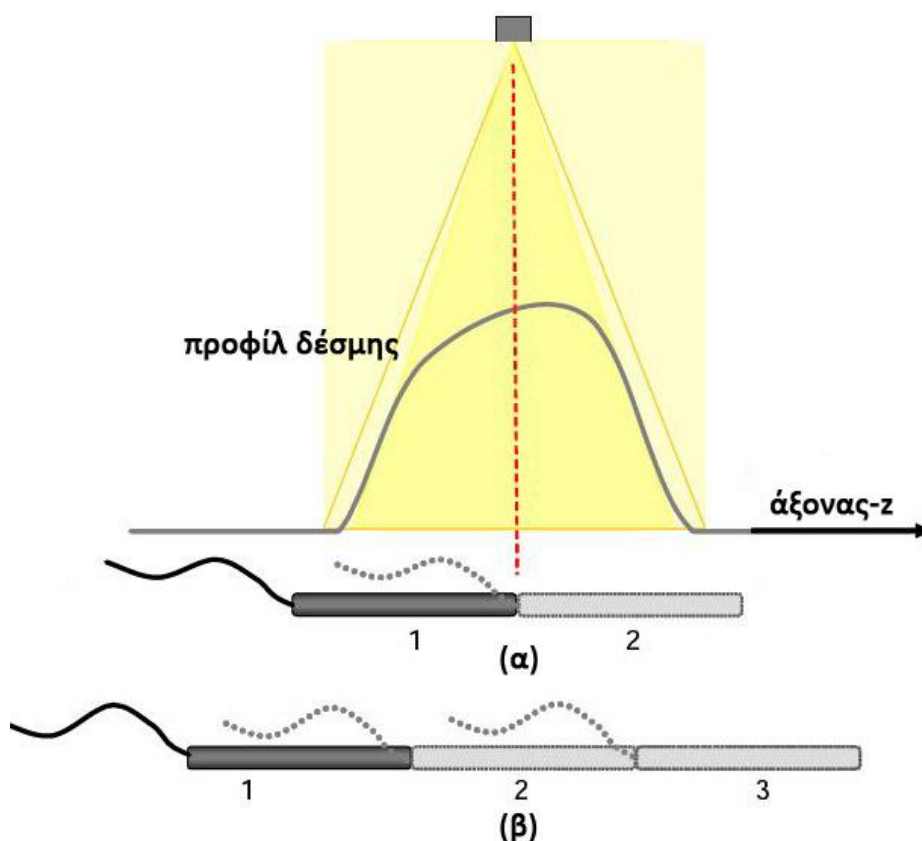
Εικόνα 17. Απόδοση σταθμισμένου $CTDI_{100}$ σε σχέση με το εύρος δέσμης στα 120 kVp (Boone 2007)

Τα συστήματα μέχρι και 64 τομών γενικά χρησιμοποιούν μέγιστο εύρος δέσμης μικρότερο των 40 mm. Από τη σχετικά σταθερή απόδοση που παρουσιάζει η μέτρηση του CTDI μέχρι αυτό το εύρος συνεπάγεται ότι η δοσιμετρία με θαλάμους ενεργού μήκους 100 mm μπορεί να πραγματοποιηθεί σε αυτά τα συστήματα με τον ίδιο τρόπο και τις ίδιες ανακρίβειες όπως και στους μονοτομικούς αξονικούς τομογράφους (IAEA 2011). Για να ξεπεραστεί το πρόβλημα στις μεγαλύτερες από 40 mm δέσμες, προτείνεται μια τροποποιημένη εκδοχή του ορισμού του $CTDI_{100}$ (IEC 2010):

$$CTDI_{100,N \cdot T} = \frac{1}{(N \cdot T)_{ref}} \cdot \left(\int_{-50mm}^{+50mm} D_{ref}(z) dz \right) \cdot \frac{CTDI_{air,N \cdot T}}{CTDI_{air,ref}}$$

όπου η έκφραση *ref* αντιστοιχεί στη δέσμη αναφοράς εύρους 20 mm ή τη πλησιέστερη χαμηλότερη τιμή σε αυτή.

Συμπερασματικά, για τη εκτίμηση της τιμής του $CTDI_{100}$ σε ομοίωμα όταν η δέσμη έχει εύρος (N·T) μεγαλύτερο των 40 mm, πραγματοποιείται μέτρηση στο ομοίωμα του $CTDI_{100}$ με το εύρος δέσμης αναφοράς των 20 mm. Η τιμή αυτή διορθώνεται με τον λόγο των τιμών $CTDI_{air,N\cdot T}$ προς $CTDI_{air,20mm}$, όπου η πρώτη είναι η τιμή του CTDI στον αέρα για εύρος δέσμης (N·T) ενώ η δεύτερη είναι η τιμή του CTDI στον αέρα για το εύρος δέσμης αναφοράς των 20 mm. Σε ότι αφορά τη μέτρηση του CTDI στον αέρα, στις περιπτώσεις που η δέσμη (N·T) είναι μικρότερη από 60 mm πραγματοποιείται μέτρηση του $CTDI_{air,100}$. Στη περίπτωση που η δέσμη (N·T) είναι μεγαλύτερη, πρέπει να εξασφαλιστεί ότι η μέτρηση στον αέρα θα συμπεριλάβει όλο το προφίλ της δέσμης. Για το λόγο αυτό η ολοκλήρωση της δόσης γίνεται σε μήκος τουλάχιστον 40 mm μεγαλύτερο από το (N·T). Αυτό είναι εφικτό με δύο ή περισσότερες διαδοχικές μετρήσεις κατά μήκος του άξονα-z με αντίστοιχες μετακινήσεις της εξεταστικής τράπεζας (Εικόνα 18, IAEA 2011).



Εικόνα 18. Μέτρηση του CTDI στον αέρα δέσμης μεγάλου εύρους με δύο (α) ή τρεις (β) ακτινοβολήσεις. Τα αντίστοιχα μήκη ολοκλήρωσης της δόσης είναι 200 mm και 300 mm (IAEA 2011)

Τα τελευταία χρόνια, εκτός από τους pencil θαλάμους ιοντισμού χρησιμοποιούνται στη δοσιμετρία αξονικών τομογράφων και άλλα είδη ανιχνευτών, όπως ανιχνευτές στερεάς κατάστασης (Bauhs 2008). Οι ανιχνευτές αυτοί έχουν μικρό ενεργό όγκο και με τη χρήση κατάλληλου λογισμικού και μετακίνησης της εξεταστικής τράπεζας κατά την ακτινοβολήση μπορούν να απεικονίσουν το προφίλ της δέσμης ακτίνων-X. Ωστόσο τα αποτελέσματα τέτοιων μετρήσεων απαιτούν διερεύνηση εξαιτίας της ενεργειακής και γωνιακής εξάρτησης των ανιχνευτών στερεάς κατάστασης (IAEA 2011).

1.7. ΔΕΑ στην αξονική τομογραφία

Μετά την εισαγωγή της έννοιας των ΔΕΑ σε επίπεδο ευρωπαϊκής νομοθεσίας με την οδηγία 97/43/EURATOM, αυτά έχουν χρησιμοποιηθεί τόσο σε Ευρωπαϊκό (European Commission – EC 2000, MSCT 2004) όσο και εθνικό επίπεδο (Shrimpton 2006, Treier 2006, Swedish Radiation Protection Authority 2002, IRSN 2014) από πολλές χώρες ως εργαλείο ακτινοπροστασίας για εξετάσεις αξονικής τομογραφίας. Στις πρώτες σχετικές οδηγίες τις ευρωπαϊκής ένωσης (EC 2000), ως δοσιμετρικά μεγέθη είχαν χρησιμοποιηθεί τα $CTDI_w$ και DLP. Πλέον όμως το $CTDI_w$ έχει αντικατασταθεί από το $CTDI_{vol}$ ως μέγεθος το οποίο περιγράφει καλύτερα τη μέση δόση στον εξεταζόμενο στη περιοχή της σάρωσης. Σε ότι αφορά το DLP, σε ορισμένες περιπτώσεις τα σχετικά ΔΕΑ αναφέρονται στην τιμή DLP μιας τυπικής σάρωσης της περιοχής ενδιαφέροντος (Treier 2006, IRSN 2014) ενώ σε άλλες αναφέρονται στην συνολική τιμή DLP για ολόκληρη την εξέταση (MSCT 2004, Shrimpton 2006, Swedish Radiation Protection Authority 2002).

2. ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΗ ΚΑΡΔΙΟΛΟΓΙΑ

2.1. Εισαγωγή

Το πεδίο της επεμβατικής καρδιολογίας έχει γνωρίσει ιδιαίτερη άνθιση τα τελευταία χρόνια. Η εξέλιξη της σχετικής τεχνολογίας και οι ικανότητες των επεμβατικών καρδιολόγων έχουν οδηγήσει στην ανάπτυξη τεχνικών για την αντιμετώπιση προβλημάτων που σχετίζονται τόσο με την αιμοδυναμική όσο και με τη ηλεκτροφυσιολογική λειτουργία της καρδιάς και τα οποία στα παρελθόν είτε δεν ήταν αντιμετωπίσιμα είτε απαιτούσαν χειρουργική επέμβαση.

Η πρώτη εφαρμογή επεμβατικής καρδιολογίας πραγματοποιήθηκε το 1958 και αφορούσε στεφανιογραφία η οποία πραγματοποιήθηκε με την είσοδο καθετήρων στη βραχιόνια αρτηρία (Sones 1959). Σύντομα ακολούθησε η χρήση της μηριαίας αρτηρίας και η ανάπτυξη καθετήρων από θερμοπλαστικό υλικό, οπότε και εισήχθη η μέθοδος στεφανιογραφίας η οποία στις μέρες μας είναι η πλέον διαδεδομένη (Judkins 1967). Η πρώτη διαδερμική στεφανιαία αγγειοπλαστική σε άνθρωπο πραγματοποιήθηκε στη Ζυρίχη το 1977 και σύντομα δημοσιεύτηκαν τα αποτελέσματα των 50 πρώτων περιστατικών (Gruntzig 1979), η οποία έγινε αποδεκτή με ενθουσιασμό. Η ραγδαία εξέλιξη των χρησιμοποιούμενων υλικών και των τεχνικών της μεθόδου που ακολούθησε, οδήγησαν σύντομα στην αναγνώριση της ως εναλλακτική λύση στην αντιμετώπιση της στεφανιαίας νόσου (Kent 1982).

Στο πεδίο της ηλεκτροφυσιολογίας, οι καθετήρες χρησιμοποιήθηκαν αρχικά για μελέτη και καταγραφή της καρδιακής λειτουργίας στα τέλη της δεκαετίας του 1960 (Joseph and Rajarajan 2011). Ωστόσο η χειρουργική αντιμετώπιση ήταν η κυριότερη μη φαρμακευτική μέθοδος αποκατάστασης των ευρημάτων, μέχρι τις αρχές του 1980 οπότε και τυχαία διαπιστώθηκε η δυνατότητα θεραπευτικής χρήσης ηλεκτρικού ρεύματος μέσω ηλεκτροδίων τα οποία εισέρχονταν στην περιοχή της καρδιάς δια μέσου καθετήρων (Gonzales 1981). Κατά τις πρώτες εφαρμογές, περιοχές της καρδιάς οι οποίες ήταν υπεύθυνες είτε για τη δημιουργία είτε για την μετάδοση παθολογικών ηλεκτρικών σημάτων, καταλύονταν με ηλεκτρικό ρεύμα με τη χρήση ενός ηλεκτροδίου τοποθετημένο στην περιοχή δια μέσου αγγειακών καθετήρων και ενός επιφανειακού ηλεκτροδίου (Scheinman 1982, Gallagher 1982). Σύντομα όμως επικράτησε η τεχνική της κατάλυσης με ραδιοσυχνότητες (Radio Frequency – RF Ablation), κατά την οποία η κατάλυση του καρδιακού ιστού επιτυγχάνεται με τα θερμικά τραύματα που προκαλούνται από υψίσυχο (500 – 750 Hz) ημιτονοειδές ρεύμα (Nath 1994).

Στις μέρες μας η επεμβατική καρδιολογία αποτελεί την μέθοδο επιλογής για πλήθος διαγνωστικών και θεραπευτικών εφαρμογών. Στο πεδίο της αιμοδυναμικής λειτουργίας της καρδιάς, εκτός από την διαγνωστική στεφανιογραφία και την στεφανιοπλαστική, οι επεμβατικοί καρδιολόγοι είναι σε θέση να πραγματοποιήσουν τοποθέτηση ειδικού μεταλλικού νάρθηκα (stent) ο οποίος συντελεί στην διατήρηση της βατότητας της αρτηρίας. Επίσης, με τη χρήση καθετήρων πραγματοποιούνται επεμβάσεις για την επιδιόρθωση καρδιακών βαλβίδων (βαλβιδοπλαστική), κυρίως της αορτικής και της μιτροειδούς. Επιπλέον είναι εφικτή η αντιμετώπιση ορισμένων συγγενών παθήσεων, όπως η μεσοκοιλιακή επικοινωνία, ο βοττάλειος πόρος και άλλες. Στο πεδίο της ηλεκτροφυσιολογίας, πλήθος αρρυθμιών (κολπική μαρμαρυγή, κολπική και κοιλιακή ταχυκαρδία, κολπικός πτερυγισμός κλπ) θεραπεύονται πλέον με RF ablation. Επίσης,

ορισμένοι τύποι καρδιακής βραδυαρρυθμίας αντιμετωπίζονται με εμφύτευση μονίμων βηματοδοτών. Ασθενείς οι οποίοι διατρέχουν υψηλό κίνδυνο αιφνιδίου καρδιακού θανάτου μπορούν να υποβληθούν σε ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενη εμφύτευση απινιδωτή. Τέλος, η θεραπεία καρδιακού επανασυγχρονισμού με εμφύτευση αμφικοιλιακού βηματοδότη έχει αποδειχτεί πολύτιμη στην περίπτωση ασθενών με καρδιακή ανεπάρκεια, οι οποίοι παρουσιάζουν απώλεια συγχρονισμού στη συστολή της δεξιάς και της αριστερής κοιλίας.

2.2. Ακτινολογικά συστήματα στην επεμβατική καρδιολογία

Ένα τυπικό ακτινολογικό σύστημα επεμβατικής καρδιολογίας παρουσιάζεται στην Εικόνα 19. Τα κυριότερα τμήματα ενός τέτοιου συστήματος είναι τα εξής:

- η κεφαλή της λυχνίας ακτίνων-Χ η οποία περιλαμβάνει επίσης το σύστημα διαφραγμάτων και φιλτραρίσματος της δέσμης καθώς και το θάλαμο ιοντισμού για τη μέτρηση του γινομένου δόσης-επιφάνειας (Dose-Area Product – DAP)
- Το σύστημα σχηματισμού εικόνας (ενισχυτής εικόνας ή επίπεδος ανιχνευτής)
- Ο βραχίονας τύπου C-arm
- Η γεννήτρια του συστήματος
- Η εξεταστική τράπεζα
- Το σύστημα επεξεργασίας και αποθήκευσης εικόνας
- Οι οθόνες απεικόνισης

Οι ιδιαιτερότητες των επεμβατικών διαδικασιών έχουν επιβάλει τη θέσπιση ειδικών προδιαγραφών για τα ακτινολογικά συστήματα που χρησιμοποιούνται κατά την πραγματοποίησή τους (IEC 2010). Στη συνέχεια θα αναφερθούμε στα σημαντικότερα χαρακτηριστικά των συστημάτων επεμβατικής καρδιολογίας.

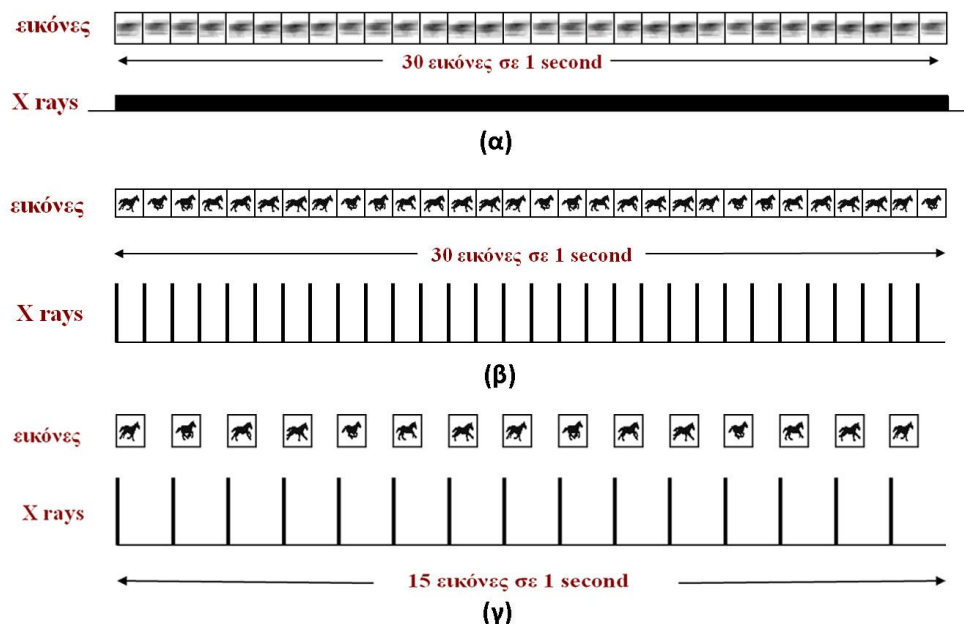


Εικόνα 19. Τυπικό ακτινολογικό σύστημα επεμβατικής καρδιολογίας

2.2.1. Παραγωγή και διαμόρφωση της δέσμης ακτίνων-Χ

Όπως και στα κλασσικά ακτινοδιαγνωστικά συστήματα, η παραγωγή των ακτίνων-Χ πραγματοποιείται σε ακτινολογική λυχνία με την εφαρμογή υψηλής τάσης από τη γεννήτρια του συστήματος, η οποία παρέχει την απαραίτητη ηλεκτρική ισχύ. Για την

ελαχιστοποίηση του αριθμού των φωτονίων χαμηλής ενέργειας, η οποία συντελεί στην ακτινοπροστασία του εξεταζομένου, η γεννήτρια στα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας παρέχει υψηλή τάση με ουσιαστικά μηδενική κυμάτωση (υψίσυχνα συστήματα). Η απεικόνιση κατά τη διάρκεια της ακτινοσκόπησης πραγματοποιείται μέσω προβολής βίντεο με ρυθμό 30 εικόνων ανά δευτερόλεπτο. Η ακτινοβολήση κατά την ακτινοσκόπηση μπορεί να είναι είτε συνεχής, είτε παλμική. Στη περίπτωση της συνεχούς ακτινοβολήσης, τα κινούμενα αντικείμενα (π.χ. καρδιά) προβάλλονται με μία σχετικά θολή εικόνα (Εικόνα 20α). Το πρόβλημα αυτό μπορεί να εξαλειφθεί με τη παλμική ακτινοβολήση 30 παλμών ανά δευτερόλεπτο (pulses per second – pps), εφόσον κάθε μια από τις εικόνες παράγεται από έναν πολύ σύντομο παλμό ακτινοβολίας (Εικόνα 20β). Ωστόσο, η συνολική δόση στον ασθενή παραμένει σταθερή γιατί κάθε παλμός έχει μεγαλύτερη ένταση ακτινοβολίας από ότι στην περίπτωση της συνεχούς ακτινοσκόπησης. Μείωση της δόσης στον ασθενή μπορεί να επιτευχθεί αν μειωθεί ο αριθμός των παλμών ανά δευτερόλεπτο. Ως αποτέλεσμα έχουμε υποβάθμιση της ποιότητας εικόνας, η οποία όμως μπορεί να παραμένει κλινικά αποδεκτή, με πολύ σημαντική μείωση της δόσης (Εικόνα 20γ).



Εικόνα 20. Συνεχής (α) και παλμική ακτινοσκόπηση (β & γ) με 30 pps & 15 pps αντίστοιχα

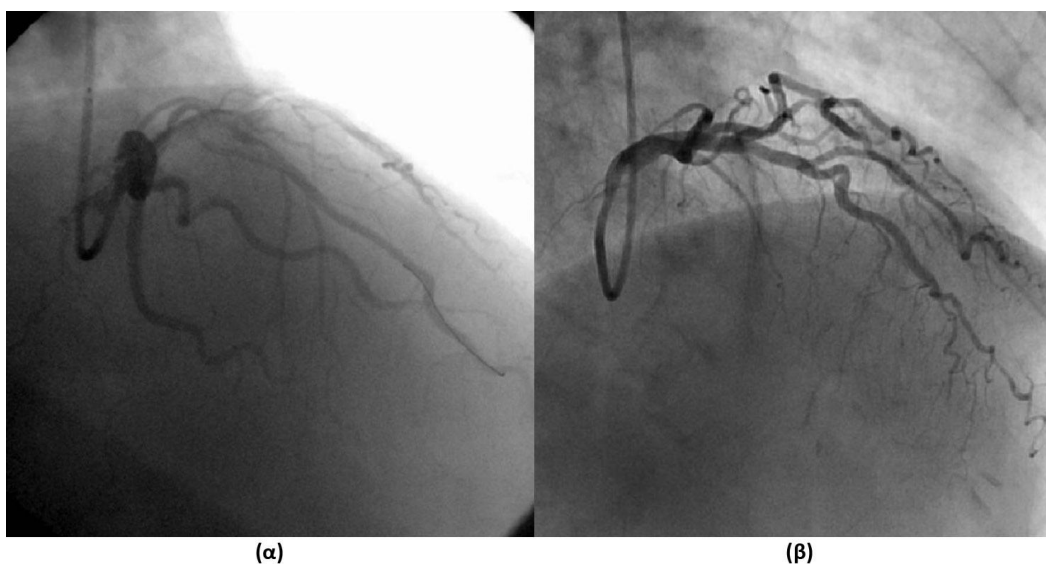
Σημαντικό θέμα ακτινοπροστασίας στις διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας είναι οι συχνά υψηλές δόσεις στο δέρμα του εξεταζομένου και ειδικότερα στην περιοχή εισόδου της δέσμης. Για τον περιορισμό του φαινομένου, στα συστήματα επεμβατικής ακτινολογίας υπάρχει η δυνατότητα εισαγωγής πρόσθετων φίλτρων αλουμινίου (Al), χαλκού (Cu) ή και συνδυασμών τους. Τυπικές τιμές πρόσθετων φίλτρων κυμαίνονται από 1 έως 3 mm Al και 0,1 έως 0,9 mm Cu. Στα μοντέρνα συστήματα η εισαγωγή πρόσθετων φίλτρων γίνεται αυτόματα με βάση τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά του ασθενούς και την γωνία λήψης.

Ο περιορισμός της δέσμης ακτίνων-X στην περιοχή ενδιαφέροντος μειώνει τη απορροφούμενη δόση τόσο στον εξεταζόμενο όσο και στο προσωπικό που παραμένει στον ακτινολογικό θάλαμο κατά την διάρκεια της εξέτασης. Για τον λόγο αυτό, στα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας συχνά παρέχεται η δυνατότητα διαμόρφωσης παραλληλόγραμμου πεδίου με τη χρήση επίπεδων διαφραγμάτων, αλλά και κυκλικού πεδίου με τη χρήση διαφραγμάτων σε μορφή ίριδας (Εικόνα 21).



Εικόνα 21. Συνδυασμός επίπεδων διαφραγμάτων και διαφράγματος σε μορφή ίριδας

Συχνά παρατηρείται το φαινόμενο της υποβάθμισης της ποιότητας της εικόνας λόγω ανομοιογενούς πυκνότητας (άρα και απορρόφησης ακτινοβολίας) στην περιοχή ενδιαφέροντος. Οι περιοχές χαμηλής απορρόφησης εμφανίζουν υψηλή φωτεινότητα με αποτέλεσμα να δυσχεραίνεται η προσπάθεια διάγνωσης και θεραπείας (Εικόνα 22α). Το φαινόμενο αυτό αντιμετωπίζεται στα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας με τη χρήση σφηνοειδών φίλτρων (wedges). Τα φίλτρα αυτά μπορούν να παρεμβληθούν στη δέσμη ακτίνων-Χ στην θέση την οποία επιλέγει ο χειριστής του συστήματος ώστε να εξομαλύνουν τις διαφορές στην απορρόφηση στην περιοχή ενδιαφέροντος βελτιώνοντας με αυτό τον τρόπο την απεικονιστική των λαμβανομένων εικόνων (Εικόνα 22β).

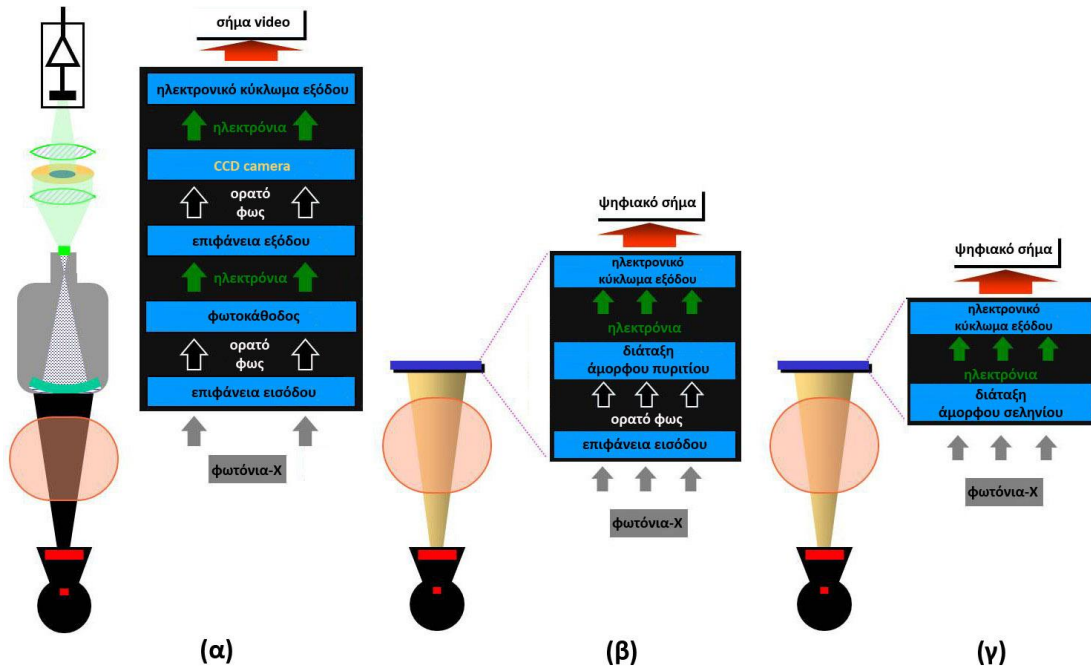


Εικόνα 22. Βελτίωση της απεικονιστικής με τη χρήση σφηνοειδούς φίλτρου

2.2.2. Σύστημα σχηματισμού εικόνας

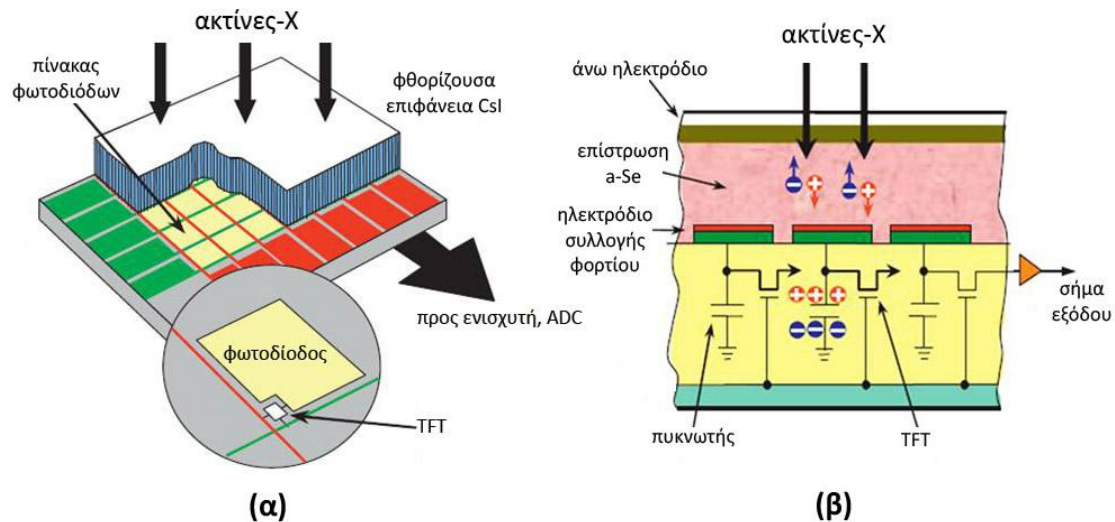
Μετά την αλληλεπίδραση της με τον εξεταζόμενο, η δέσμη των ακτίνων-Χ προσπίπτει στο σύστημα σχηματισμού εικόνας το οποίο είναι είτε ενισχυτής εικόνας (Image Intensifier – II), είτε επίπεδος ανιχνευτής (Flat Detector – FD). Η λειτουργία ενός ενισχυτή εικόνας περιγράφεται στην Εικόνα 23α. Η δέσμη των ακτίνων-Χ, προσπίπτει στη φθορίζουσα ουσία

της επιφάνειας εισόδου (CsI:Na) με αποτέλεσμα την δημιουργία ορατού φωτός. Αυτό με τη σειρά του μετατρέπεται από τη φωτοκάθοδο σε δέσμη ηλεκτρονίων, η οποία επιταχύνεται από διαφορά δυναμικού και ταυτόχρονα εστιάζεται στην έξοδο του ενισχυτή με την χρήση ηλεκτροδίων. Με αυτό τον τρόπο, τα ηλεκτρόνια που προσπίπτουν στην έξοδο μετατρέπονται σε ορατό φως με πολύ μεγαλύτερη φωτεινότητα από το αντίστοιχο το οποίο δημιουργείται στην είσοδο του ανιχνευτή. Το φως αυτό συλλέγεται από CCD (charged couple device) camera το σήμα της οποίας διαβιβάζεται στα ηλεκτρονικά κυκλώματα εξόδου για επεξεργασία, απεικόνιση ή αποθήκευση.



Εικόνα 23. Λειτουργία ενισχυτή εικόνας (α) και επίπεδων ανιχνευτών έμμεσης (β) και άμεσης (γ) ανίχνευσης

Στα σύγχρονα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας οι ενισχυτές εικόνας έχουν αντικατασταθεί από επίπεδους ανιχνευτές έμμεσης (Εικόνα 23β) ή άμεσης (Εικόνα 23γ) ανίχνευσης. Όπως στους ενισχυτές εικόνας, έτσι και στα συστήματα έμμεσης ανίχνευσης η δέσμη των ακτίνων-Χ, προσπίπτει στη φθορίζουσα ουσία της επιφάνειας εισόδου με αποτέλεσμα την δημιουργία ορατού φωτός. Η επιφάνεια εισόδου έχει τη μορφή λεπτών βελόνων ώστε τα ορατά φωτόνια να μεταφέρονται κατά παρόμοιο τρόπο με αυτό των οπτικών ινών. Με αυτό τον τρόπο επιτρέπεται η αύξηση του πάχους του κι επομένως της ευαισθησίας του ανιχνευτή, χωρίς όμως να υποβαθμίζεται η χωρική διακριτική του ικανότητα λόγω διάχυσης των φωτονίων. Το φως μεταφέρεται σε μια επίπεδη διάταξη φωτοδιόδων άμορφου υδρογονωμένου πυριτίου (a-Si:H) και τρανζίστορες λεπτού υμενίου (Thin Film Transistor– TFT), όλα πάνω στο ίδιο γυάλινο υπόστρωμα. Η διάταξη αυτή είναι διαχωρισμένη σε pixels, με κάθε ένα από αυτά να διαθέτει ένα TFT (Εικόνα 24α). Τα ορατά φωτόνια μετατρέπονται από τις φωτοδιόδους σε ηλεκτρόνια τα οποία ενεργοποιούν τα TFT. Όταν ένα TFT καταστεί αγωγίμο, το φορτίο της αντίστοιχης φωτοδιόδου μπορεί να μετρηθεί και να μετατραπεί σε ψηφιακό σήμα από μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (Analog to Digital Converter – ADC). Στα συστήματα άμεσης ανίχνευσης, η ενέργεια των ακτίνων-Χ μετατρέπεται απευθείας σε ηλεκτρικό σήμα μετά την αλληλεπίδρασή τους με στρώμα άμορφου σεληνίου (a-Se) το οποίο βρίσκεται σε επαφή με μήτρα TFT (Εικόνα 24β).

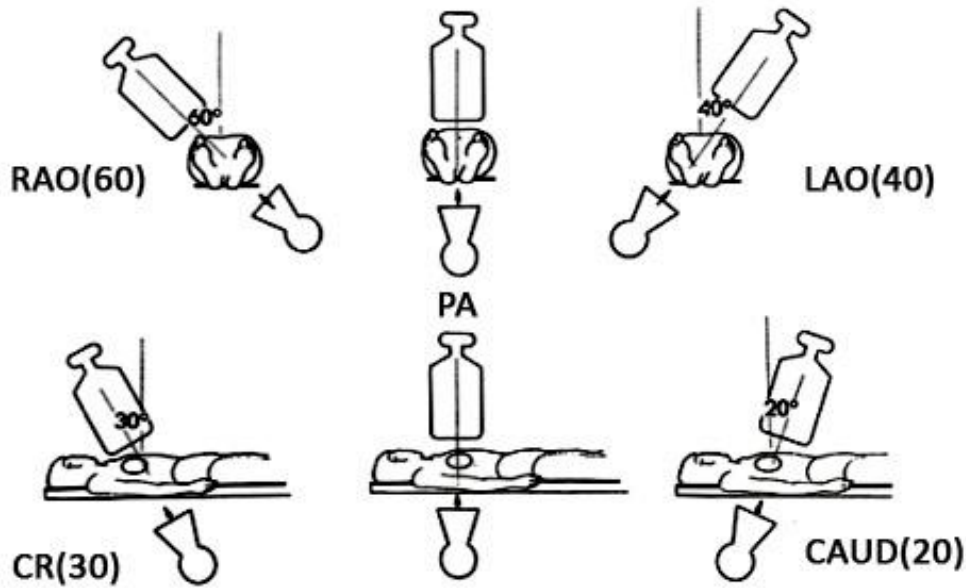


Εικόνα 24. Επίπεδοι ανιχνευτές έμμεσης (α) και άμεσης (β) ανίχνευσης

2.2.3. Βραχίονας τύπου C-arm - Ονοματολογία προβολών

Όπως φαίνεται στην Εικόνα 19, η κεφαλή της λυχνίας και το σύστημα σχηματισμού εικόνας βρίσκονται αντιδιαμετρικά τοποθετημένα στα άκρα βραχίονα με σχήμα ημικυκλικό ή C. Η διάταξη αυτή επιτρέπει την εύκολη τοποθέτηση του εξεταζομένου στην εξεταστική τράπεζα, την ανεμπόδιστη παρουσία του ιατρικού προσωπικού δίπλα στον εξεταζόμενο κατά τη διάρκεια των εξετάσεων και κυρίως, την εύκολη λήψη εικόνων σε διάφορες θέσεις και υπό διάφορες γωνίες, πράγμα απολύτως απαραίτητο για την πραγματοποίηση των διαγνωστικών και θεραπευτικών διαδικασιών. Η ευκολία αυτή προκύπτει από το γεγονός το σύστημα του βραχίονα μπορεί να περιστραφεί τόσο πάνω στο επίπεδό του όσο και κάθετα σε αυτό. Επίσης, το σύστημα μπορεί να αυξομειώνει την απόσταση λυχνίας-ανιχνευτή και να εκτελεί κατακόρυφη κίνηση η οποία σε συνδυασμό με αντίστοιχη κίνηση της εξεταστικής τράπεζας, επιτρέπει την επιλογή της βέλτιστης για το χειριστή θέση εξέτασης.

Ξεκινώντας με το σύστημα λυχνίας-ανιχνευτή σε κατακόρυφη θέση (Εικόνα 19), περιστροφή του βραχίονα πάνω στο επίπεδό του έχει ως αποτέλεσμα την μεταφορά του ανιχνευτή είτε προς το κεφάλι είτε προς τα πόδια του εξεταζομένου. Περιστροφή του βραχίονα κάθετα στο επίπεδο του ημικυκλίου του, έχει ως αποτέλεσμα την μεταφορά του ανιχνευτή είτε προς το δεξί είτε προς το αριστερό χέρι του εξεταζομένου. Η ονοματολογία των προβολών που προκύπτουν από τις περιστροφές του βραχίονα, στηρίζονται στη φορά μετακίνησης του ανιχνευτή και στην γωνία περιστροφής (Paulin 1981). Χαρακτηριστικά παραδείγματα παρουσιάζονται στην Εικόνα 25. Κατά τη κατακόρυφη θέση του συστήματος λυχνίας-ανιχνευτή με τη λυχνία κάτω, η προβολή είναι οπισθοπρόσθια (posteroanterior – PA). Προβολή κατά την οποία υπάρχει μετακίνηση του ανιχνευτή προς το κεφάλι του εξεταζομένου ονομάζεται Cranial (CR) και το όνομα συνοδεύεται από τις μοίρες περιστροφής του συστήματος λυχνίας-ανιχνευτή σε σχέση με τη κατακόρυφη θέση, π.χ. CR(30). Αντιδιαμετρική προβολή, με τον ανιχνευτή προς τα πόδια του εξεταζομένου ονομάζεται Caudal (CAU). Όταν η περιστροφή μετακινεί τον ανιχνευτή προς το δεξί ή το αριστερό χέρι του εξεταζομένου, οι προβολές ονομάζονται αντίστοιχα Right Anterior Oblique (RAO) ή Left Anterior Oblique (LAO). Οι προβολές οι οποίες προκύπτουν από συνδυασμό περιστροφών και στα δύο επίπεδα, έχουν όνομα που αποτελείται από συνδυασμό των παραπάνω ονομάτων, π.χ. RAO(30)-CAUD(20).



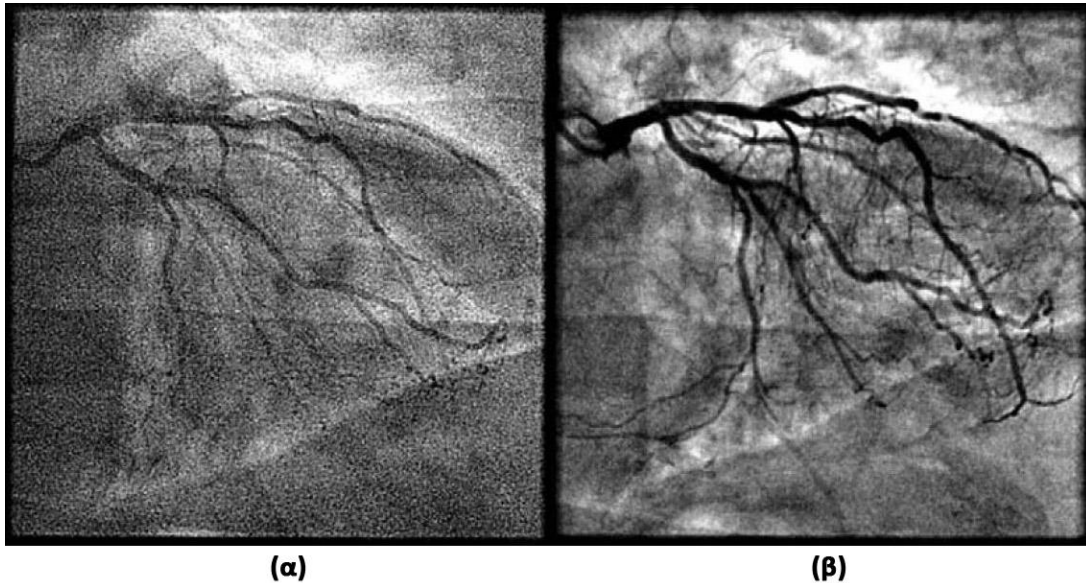
Εικόνα 25. Ονοματολογία προβολών στην επεμβατική καρδιολογία

2.2.4. Μέθοδοι λήψης εικόνας: Ακτινοσκόπηση και καταγραφή (CINE)

Η λήψη εικόνας στα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας πραγματοποιείται κυρίως με δύο διαφορετικούς τρόπους, με λειτουργία ακτινοσκόπησης και με λειτουργία καταγραφής (CINE). Οι λειτουργίες αυτές παρουσιάζουν σημαντικές διαφορές τόσο στη ποιότητα των λαμβανομένων εικόνων όσο και στα στοιχεία έκθεσης και την ακτινική επιβάρυνση για τον εξεταζόμενο και το προσωπικό.

Η ακτινοσκόπηση παρέχει εικόνα της ακτινοβολούμενης περιοχής σε πραγματικό χρόνο και γενικά χρησιμοποιείται σε περιπτώσεις κατά τις οποίες δεν είναι απαραίτητη η αποθήκευση των λαμβανομένων εικόνων, όπως για παράδειγμα κατά την καθοδήγηση των καθετήρων στην περιοχή ενδιαφέροντος. Όπως έχει ήδη αναφερθεί, κατά την ακτινοσκόπηση προβάλλονται διαδοχικές εικόνες βίντεο (frames) με ρυθμό που καθορίζεται από τον χειριστή του συστήματος. Η νευροφυσιολογία της όρασης λειτουργεί με τρόπο ώστε διαδοχικά frames να ολοκληρώνονται με αποτέλεσμα ο φαινόμενος θόρυβος να είναι μικρότερος από τον θόρυβο κάθε επιμέρους εικόνας (Hirshfeld 2005). Αυτό σημαίνει ότι μεγαλύτερα επίπεδα θορύβου σε σχέση με την καταγραφή είναι αποδεκτά κατά την ακτινοσκόπηση, επομένως ο ακτινοσκοπικός ρυθμός δόσης μπορεί να είναι σημαντικά χαμηλότερος. Στα μοντέρνα συστήματα ο χειριστής μπορεί να επιλέξει μεταξύ δύο ή τριών βαθμίδων (mode) ακτινοσκόπησης, ανάλογα με τις απαιτήσεις της εξέτασης. Αυτά διαφοροποιούνται ως προς το ρυθμό δόσης αλλά και τη ποιότητα εικόνας, με τα mode υψηλής δόσης να παρέχουν εικόνες χαμηλότερου θορύβου.

Κατά τη CINE καταγραφή παράγονται εικόνες υψηλότερης ποιότητας, κατάλληλες για διάγνωση και αποθήκευση. Για το σκοπό αυτό τα στοιχεία έκθεσης στο CINE είναι υψηλότερα από ότι στην ακτινοσκόπηση με αποτέλεσμα υψηλότερους ρυθμούς δόσης. Τυπικά, η δόση ανά frame CINE καταγραφής είναι περίπου 15 φορές μεγαλύτερη από την αντίστοιχη της ακτινοσκόπησης, κάτι που έχει άμεσο αντίκτυπο και στην βελτίωση της ποιότητας εικόνας των λαμβανόμενων frames (Εικόνα 26). Ο τελικός ρυθμός δόσης είναι ευθέως ανάλογος με το ρυθμό λήψης frames της CINE καταγραφής. Τυπικός ρυθμός καταγραφής σε αιμοδυναμικές μελέτες ενηλίκων είναι 15 frames ανά δευτερόλεπτο.



Εικόνα 26. Σύγκριση μεμονωμένων εικόνων ακτινοσκόπησης (α) και CINE καταγραφής (β). Πρόκειται για εικόνες του ίδιου εξεταζομένου με την ίδια προβολή (Hirshfeld JW 2005)

2.2.5. Αυτόματο σύστημα έκθεσης

Η δέσμη ακτίνων-Χ η οποία εκπέμπεται από την ακτινολογική λυχνία εξασθενεί καθώς διέρχεται από το σώμα του ασθενούς και προσπίπτει στον ανιχνευτή. Ο βαθμός εξασθένησης εξαρτάται από το ενεργειακό φάσμα της δέσμης, από το πάχος και τη πυκνότητα του ιστού από τον οποίο διέρχεται και από την απόσταση λυχνία-ανιχνευτή. Η διατήρηση διαγνωστικής ποιότητας εικόνας όταν μεταβάλλονται κάποιοι από τους παραπάνω παράγοντες εξασφαλίζεται από το αυτόματο σύστημα έκθεσης. Στα συστήματα με ενισχυτή εικόνας, κύκλωμα ανατροφοδότησης παρέχει πληροφορίες για την φωτεινότητα της εικόνας που παράγεται σε πραγματικό χρόνο. Με βάση τις πληροφορίες αυτές, τα στοιχεία έκθεσης και η παροχή ακτινοβολίας του συστήματος αυξομειώνονται κατάλληλα ώστε να διατηρείται ένα σταθερό επίπεδο φωτεινότητας στην εικόνα. Παρόμοια κυκλώματα ανατροφοδότησης, τα οποία παρέχουν πληροφορίες για το ψηφιακό σήμα εξόδου, χρησιμοποιούνται στα συστήματα με επίπεδους ανιχνευτές.

2.2.6. Μεγέθυνση εικόνας

Ο ανιχνευτής εικόνας στα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας έχει συνήθως διάμετρο (ή διαγώνιο αν πρόκειται για επίπεδο ανιχνευτή) περίπου 23 cm. Για την καλύτερη απεικόνιση μικρότερων περιοχών στη περιοχή ενδιαφέροντος, υπάρχει η δυνατότητα ηλεκτρονικής μεγέθυνσης. Σε αυτή τη περίπτωση, το ενεργό μέγεθος του ανιχνευτή μπορεί να μειωθεί μέχρι και τα 13 cm περίπου με δύο ενδιάμεσα βήματα μεγέθυνσης. Η μείωση της ακτινοβολούμενης περιοχής λόγω της μεγέθυνσης, οδηγεί σε αύξηση των στοιχείων έκθεσης ώστε να αποτραπεί η μείωση της φωτεινότητας της εικόνας στην επιφάνεια εξόδου, με αποτέλεσμα την αύξηση του ρυθμού δόσης στον εξεταζόμενο. Στα συστήματα με ενισχυτή εικόνας, ο ρυθμός δόσης είναι περίπου αντιστρόφως ανάλογος με την ενεργό επιφάνεια του ανιχνευτή. Στα συστήματα με επίπεδο ανιχνευτή η σχέση μεταξύ ρυθμού δόσης και ενεργού επιφάνειας δεν είναι συγκεκριμένη και εξαρτάται μεταξύ άλλων και από τις ρυθμίσεις του συστήματος. Σε κάθε περίπτωση πάντως, η χρήση της μεγέθυνσης οδηγεί σε αύξηση του ρυθμού δόσης στον εξεταζόμενο τόσο κατά την ακτινοσκόπηση όσο και κατά την καταγραφή. Θα πρέπει ωστόσο να σημειωθεί ότι παρά την αύξηση των στοιχείων

έκθεσης, οι ρυθμοί δόσης που δέχεται το προσωπικό κατά την χρήση μεγέθυνσης δεν μεταβάλλονται σημαντικά, λόγω της μείωσης του πεδίου ακτινοβολίας και της περιοχής σκέδασης.

2.3. Δοσιμετρικά μεγέθη στην επεμβατική καρδιολογία

Στις εφαρμογές επεμβατικής καρδιολογίας η έκθεση του ασθενούς στην πρωτογενή δέσμη περιορίζεται σχεδόν αποκλειστικά στην περιοχή του θώρακα. Τα δοσιμετρικά μεγέθη τα οποία χρησιμοποιούνται για να περιγράψουν την ακτινική του επιβάρυνση, αλλά σε κάποιο βαθμό και την έκθεση του εμπλεκόμενου προσωπικού, είναι το γινόμενο air Kerma-Επιφάνειας και το air Kerma στο σημείο αναφοράς επεμβατικής ακτινολογίας.

2.3.1. Γινόμενο air kerma-Επιφάνειας (Kerma-Area Product – KAP)

Το KAP είναι το γινόμενο του air kerma (ή της δόσης) στον κεντρικό άξονα της δέσμης και της επιφάνειας του πεδίου ακτινοβολίας στο επίπεδο της μέτρησης. Από τον ορισμό του KAP προκύπτει ότι οι μονάδες μέτρησης είναι μονάδες δόσης επί μονάδες επιφάνειας, συνήθως $Gy \cdot cm^2$ ή κάποιες άλλες παράγωγες μονάδες. Ουσιαστικά το KAP είναι το ολοκλήρωμα της δόσης σε όλη την επιφάνεια του πεδίου ακτινοβολίας. Επομένως η συνολική τιμή KAP από μια εξέταση είναι μέτρο της συνολικής ποσότητας ακτινοβολίας η οποία χρησιμοποιήθηκε και μπορεί να συσχετισθεί τόσο με την έκθεση του εξεταζόμενου όσο και του προσωπικού που παρίσταται στον ακτινολογικό θάλαμο κατά τη διάρκεια της εξέτασης.

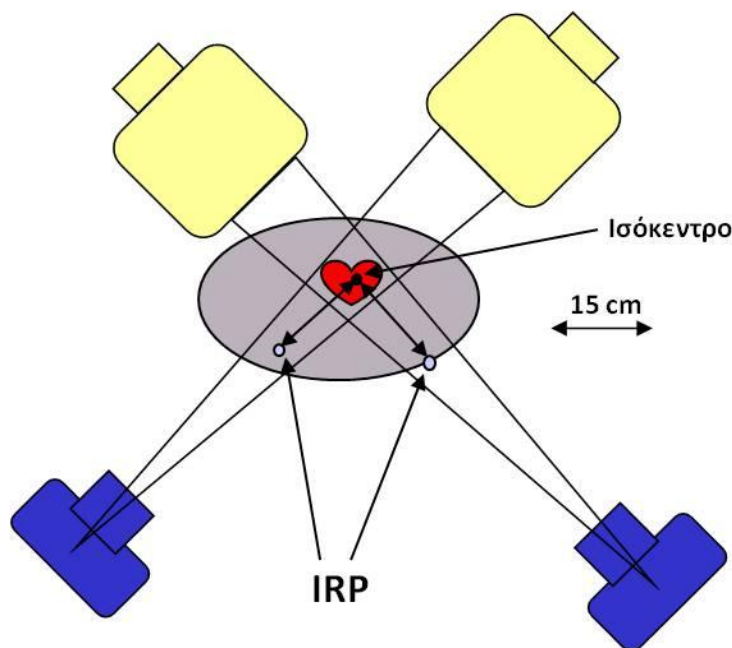
Η τιμή του KAP είναι ανεξάρτητη από την απόσταση του επιπέδου μέτρησης από την πηγή ακτινοβολίας. Αυτό συμβαίνει γιατί ενώ ο ρυθμός air kerma είναι αντιστρόφως ανάλογος του τετραγώνου της απόστασης, η επιφάνεια του πεδίου ακτινοβολίας είναι ευθέως ανάλογη αυτού, με αποτέλεσμα η επίδραση της απόστασης να εξαλείφεται. Στα μοντέρνα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας η συνολική τιμή του KAP αλλά και ο ρυθμός KAP απεικονίζεται κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Αυτό είναι εφικτό μέσω μέτρησης που πραγματοποιείται από επίπεδο θάλαμο ιοντισμού ο οποίος είναι τοποθετημένος στην έξοδο της λυχνίας (μετρητής KAP - Εικόνα 27). Σε ορισμένα φορητά συστήματα, αντί για μέτρηση του KAP πραγματοποιείται υπολογισμός του με βάση τα στοιχεία έκθεσης (kV, mA, χρόνος έκθεσης, μέγεθος πεδίου κλπ).



Εικόνα 27. Μετρητές KAP συστημάτων επεμβατικής ακτινολογίας

2.3.2. Air kerma στο σημείο αναφοράς επεμβατικής ακτινολογίας.

Το σημείο αναφοράς επεμβατικής ακτινολογίας (Interventional Reference Point – IRP) βρίσκεται επάνω στον κύριο άξονα της δέσμης και απέχει 15 cm από το ισόκεντρο περιστροφής του C-arm προς τη πλευρά της λυχνίας (Εικόνα 28). Κατά τη διάρκεια καρδιολογικών επεμβατικών διαδικασιών, το ισόκεντρο συνήθως τοποθετείται στην περιοχή της καρδιάς ώστε να διευκολύνεται η λήψη των επιθυμητών προβολών. Με αυτή τη γεωμετρία, το IRP βρίσκεται κοντά στο σημείο εισόδου της δέσμης στον εξεταζόμενο, τουλάχιστον για ορισμένες προβολές. Επομένως, το συνολικό air kerma στο IRP αποτελεί μία ένδειξη της μέγιστης πιθανής δόσης στο δέρμα του εξεταζομένου και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εκτίμηση της πιθανότητας πρόκλησης άμεσων αποτελεσμάτων λόγω της ακτινοβολίας. Στα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας τελευταίας τεχνολογίας η συνολική τιμή και ο ρυθμός air kerma στο IRP απεικονίζεται κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Ο υπολογισμός τους μπορεί να πραγματοποιηθεί με δύο τρόπους: είτε μέσω της ένδειξης του μετρητή KAP λαμβάνοντας υπόψη το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολίας, το οποίο εκτιμάται από το άνοιγμα των διαφραγμάτων, είτε με τη χρήση ενός διαφανούς αυτόνομου θαλάμου ιοντισμού, μικρών διαστάσεων, ο οποίος βρίσκεται στο κέντρο του επίπεδου μετρητή KAP.



Εικόνα 28. Το σημείο αναφοράς επεμβατικής ακτινολογίας (Interventional Reference Point - IRP)

2.4. Εκτίμηση της δόσης στον εξεταζόμενο

Όπως ήδη αναφέρθηκε, οι διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας επιφέρουν γενικά σημαντική ακτινική επιβάρυνση στον εξεταζόμενο. Δεν είναι μάλιστα σπάνιες οι περιπτώσεις εμφάνισης άμεσων αποτελεσμάτων στο δέρμα, ιδιαίτερα στις διαδικασίες θεραπευτικού χαρακτήρα. Είναι επομένως σημαντικό να μπορεί να πραγματοποιηθεί εκτίμηση τόσο της ενεργού δόσης, η οποία συνδέεται με την πιθανότητα εμφάνισης στοχαστικών αποτελεσμάτων, όσο και της δόσης στο δέρμα του εξεταζομένου.

2.4.1. Εκτίμηση της ενεργού δόσης

Η απευθείας μέτρηση της ενεργού δόσης σε μια οποιαδήποτε ακτινολογική εξέταση είναι αδύνατη, λόγω της αδυναμίας μέτρησης της δόσης στο σύνολο των οργάνων του σώματος. Η εκτίμηση της ενεργού δόσης μπορεί ωστόσο να πραγματοποιηθεί μέσω υπολογισμών Monte Carlo, ή και με τη χρήση κατάλληλων ανθρωπόμορφων ομοιωμάτων. Στο παρελθόν έχουν πραγματοποιηθεί μελέτες οι οποίες εστιάζουν στον υπολογισμό της ενεργού δόσης στον εξεταζόμενο κατά τις διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας (Broadhead 1997, McParland 1998, Ropolo 2001, McFadden 2002). Το αποτέλεσμα αυτών των μελετών ήταν ο υπολογισμός παραγόντων μετατροπής του συνολικού KAP σε ενεργό δόση για τις διαδικασίες αυτές. Οι παράγοντες που υπολογίστηκαν από τις παραπάνω μελέτες παρουσιάζουν διαφορές οι οποίες οφείλονται τόσο στη μέθοδο υπολογισμού, όσο και στη πολύπλοκη φύση των διαδικασιών επεμβατικής καρδιολογίας. Ένας ακόμα παράγοντας που συντελεί στην διαφοροποίηση αυτών των παραγόντων είναι οι αλλαγές που έχουν πραγματοποιηθεί στους συντελεστές βαρύτητας των διαφόρων οργάνων που χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό της ενεργού δόσης (ICRP 1991, ICRP 2007).

2.4.2. Εκτίμηση της δόσης στο δέρμα

Σε ότι αφορά τη δόση στο δέρμα του εξεταζομένου, όπως ήδη αναφέρθηκε, η ένδειξη του air kerma στο IRP η οποία αναγράφεται σε ορισμένα μοντέρνα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας δεν αποτελεί ακριβή εκτίμηση της δόσης στο δέρμα, αφού το IRP βρίσκεται στο σημείο εισόδου της δέσμης μόνο υπό συγκεκριμένες προϋποθέσεις γεωμετρίας. Ακόμα και αν το πρόβλημα αυτό ξεπεραστεί, με δεδομένο ότι η είσοδος της δέσμης στον εξεταζόμενο δεν παραμένει σταθερή λόγω της λήψης διαφόρων προβολών, η συνολική ένδειξη air kerma στο IRP μιας διαδικασίας θα διαφέρει από τη μέγιστη δόση στο δέρμα η οποία καθορίζει την εμφάνιση άμεσων αποτελεσμάτων. Επομένως, η ένδειξη του air kerma στο IRP δε μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ακριβή εκτίμηση της δόσης στο δέρμα του εξεταζομένου, αλλά μόνο ως ένας αδρός περιγραφητής αυτής. Ωστόσο, μετρήσεις της δόσης στο δέρμα του ασθενούς είναι εφικτές κατά τη διάρκεια διαδικασιών επεμβατικής καρδιολογίας. Στο παρελθόν τέτοιες μετρήσεις έχουν πραγματοποιηθεί με τη χρήση δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας (TLD) και κατάλληλων εύκαμπτων φιλμ (Vano 2001, Miller 2003, Trianni 2005). Όπως και για την ενεργό δόση, έχουν υπολογιστεί συντελεστές μετατροπής του συνολικού KAP σε μέγιστη δόση στο δέρμα του εξεταζομένου. Οι συντελεστές αυτοί εξαρτώνται από το είδος της διαδικασίας και η χρήση τους προϋποθέτει ότι η υπό μελέτη εξέταση πραγματοποιείται με «τυπική» κίνηση της λυχνίας (IAEA 2009).

2.5. ΔΕΑ στην επεμβατική καρδιολογία

Τα ΔΕΑ, σύμφωνα με τον ορισμό στην οδηγία 97/43/EURATOM, αναφέρονται σε «τυπικές διαδικασίες». Οι διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας αφενός δεν είναι πάντα αμιγώς διαγνωστικές, αφετέρου δεν μπορούν το ίδιο εύκολα να τυποποιηθούν, κυρίως λόγω των διαφορών τόσο στην ανατομία όσο και στην παθολογία μεταξύ των ασθενών. Παρόλα αυτά, η θέσπιση ΔΕΑ για αυτές τις διαδικασίες έχει διερευνηθεί στο παρελθόν (IAEA 2009, Vano 2001, Kuon 2004, Brambilla 2004, Neofotistou 2003, Padovani 2008, Aroua 2004, Hart 2002, Marshall 2000) και η αναγκαιότητά της τονίζεται ιδιαίτερα στην πρόσφατη αναθεώρηση των BSS. Τα μεγέθη τα οποία έχουν χρησιμοποιηθεί για τη θέσπιση ΔΕΑ για διαδικασίες επεμβατικής είναι η συνολική τιμή KAP και ο συνολικός χρόνος

ακτινοσκόπησης. Σε ορισμένες περιπτώσεις έχει επίσης χρησιμοποιηθεί ο συνολικός αριθμός frames CINE καταγραφής καθώς και το air kerma στο IRP.

Με σκοπό την τυποποίηση, όσο αυτό είναι εφικτό, των διαδικασιών επεμβατικής καρδιολογίας, έχει προταθεί η κατηγοριοποίησή τους ανάλογα με την πολυπλοκότητά τους. Ειδικά για την αγγειοπλαστική στεφανιαίων αρτηριών (Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty – PTCA) έχει προταθεί (ΙΑΕΑ 2009) ο χαρακτηρισμός των διαδικασιών από ένα δείκτη πολυπλοκότητας, ο οποίος εξαρτάται από κλινικούς παράγοντες, οι οποίοι είναι:

- ο αριθμός των αποφραγμένων αγγείων στα οποία γίνεται επέμβαση
- ο αριθμός των διαφορετικών ειδών βλάβης στα αγγεία
- ο αριθμός των αποφράξεων που ενυπάρχουν για διάστημα μεγαλύτερο των τριών μηνών
- ο βαθμός στρέβλωσης των υπό εξέταση αγγείων
- ο αριθμός των stent που τοποθετούνται σε διακλάδωση αγγείων

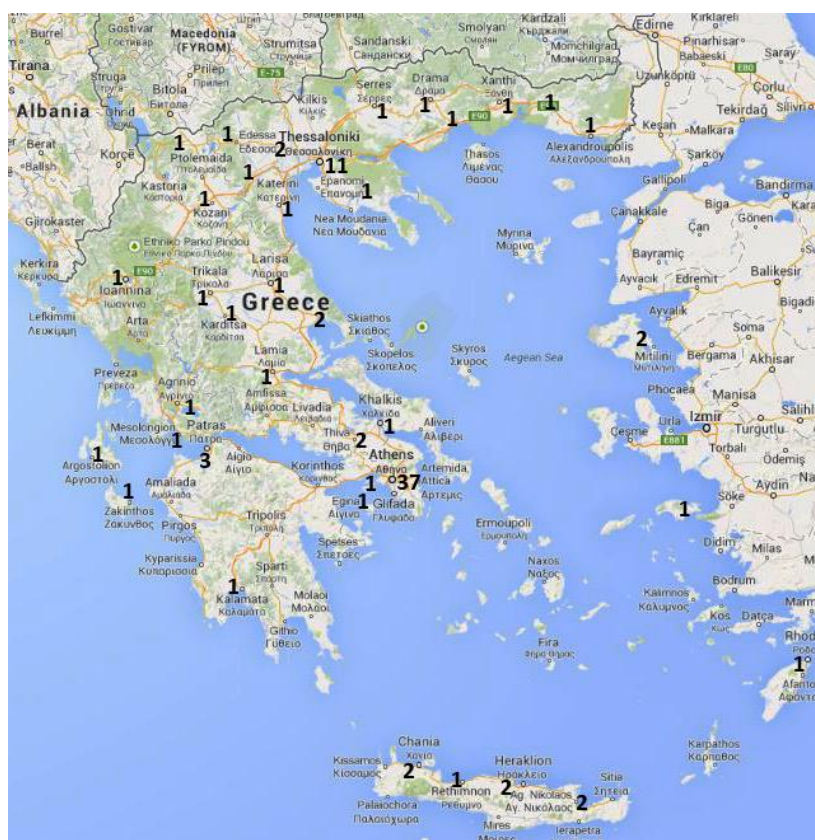
Με βάση τα παραπάνω υπολογίζεται ο δείκτης πολυπλοκότητας της διαδικασίας και αυτή κατατάσσεται σε μια από τις τρεις υποκατηγορίες: απλή, μέτρια ή πολύπλοκη. Τα ΔΕΑ για τις συγκεκριμένες διαδικασίες μπορούν να διαχωριστούν στις αντίστοιχες υποκατηγορίες. Εναλλακτικά, στην περίπτωση που τα ΔΕΑ είναι ενιαία, τα εργαστήρια μπορούν να τα συγκρίνουν με τις τοπικές τιμές αφού εφαρμόσουν σε αυτές διορθώσεις σχετικές με τη πολυπλοκότητα των διαδικασιών που πραγματοποιήθηκαν.

III. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

3. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

3.1. Αξονική τομογραφία

Προκειμένου να συλλεχθεί δείγμα κατάλληλο για τη θέσπιση εθνικών ΔΕΑ, αποφασίστηκε η συλλογή δεδομένων από 91 αξονικούς τομογράφους, οι οποίοι αντιπροσωπεύουν σχεδόν το 25% του συνολικού αριθμού των 370 συστημάτων που λειτουργούσαν στην Ελλάδα κατά την τελική περίοδο της μελέτης. Τα 91 αυτά συστήματα ήταν εγκατεστημένα σε 38 πόλεις και επιλέχθηκαν έτσι ώστε να είναι γεωγραφικά κατανεμημένα με τρόπο παρόμοιο με αυτόν του ελληνικού πληθυσμού (Εικόνα 29).



Εικόνα 29. Γεωγραφική κατανομή των συστημάτων τα οποία μελετήθηκαν

Περίπου τα δύο τρίτα από το σύνολο των 370 συστημάτων κάνουν χρήση σύγχρονων τεχνολογιών, όπως αυτόματη διαμόρφωση των mA και παρέχουν δοσιμετρικά δεδομένα (CTDI_{vol} και DLP) μετά το τέλος της εξέτασης σε ειδική δοσιμετρική αναφορά που δημιουργείται από το σύστημα (post-study data page). Τα υπόλοιπα συστήματα χρησιμοποιούν σταθερά mA κατά τη διάρκεια της σάρωσης τα οποία καθορίζονται στο πρωτόκολλο εξέτασης και τα περισσότερα από αυτά δεν παρέχουν δοσιμετρικά δεδομένα μετά το τέλος της εξέτασης. Λαμβάνοντας υπόψη ότι η θέσπιση εθνικών ΔΕΑ απαιτεί τη λήψη δείγματος και από τις δύο παραπάνω κατηγορίες συστημάτων, η μελέτη περιέλαβε τη συλλογή δοσιμετρικών δεδομένων από τη δοσιμετρική αναφορά «μοντέρνων» συστημάτων όσο και μετρήσεις δόσης σε ομοίωμα σε «παλαιότερα» συστήματα. Η συλλογή δεδομένων και οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν στα πλαίσια ελέγχων ακτινοπροστασίας της

Ελληνικής Επιτροπής Ατομικής Ενέργειας (ΕΕΑΕ) και με αποστολή στοιχείων από τα εργαστήρια προς την ΕΕΑΕ έπειτα από σχετικό της αίτημα.

3.1.1. Συλλογή δοσιμετρικών μεγεθών

Οι τιμές $CTDI_{vol}$ και DLP συστήματος από 10872 συνολικά εξετάσεις οι οποίες πραγματοποιήθηκαν σε 65 «μοντέρνα συστήματα» (Πίνακας 1) καταγράφηκαν και αναλύθηκαν, με σκοπό να συλλεχθούν δεδομένα για επτά συνήθεις εξετάσεις αξονικής τομογραφίας (Πίνακας 2). Τα δεδομένα δόσεων $CTDI_{vol}$ και DLP τα οποία παρέχονται από τα συστήματα έχουν χρησιμοποιηθεί στο παρελθόν για τη θέσπιση ΔΕΑ (MSCT 2004, Tsaraki 2006) και η ακρίβειά τους ελέγχεται από τους ακτινοφυσικούς των ιδρυμάτων στα πλαίσια της διαδικασίας αδειοδότησης, ώστε να εξασφαλιστεί ότι κυμαίνεται εντός του ορίου του $\pm 20\%$ (IEC 2011).

Πίνακας 1. Συστήματα από τα οποία πραγματοποιήθηκε συλλογή δοσιμετρικών δεδομένων

Τύπος συστήματος	Αριθμός τομών	Αριθμός συστημάτων
GE Brightspeed	16	7
GE Brightspeed Excel	4/8	2/1
GE CT/E	2	1
GE Hispeed ULTRA	8	1
GE Lightspeed	16	1
GE Lightspeed 7	64	3
GE Lightspeed Plus	4	1
GE Lightspeed VCT	64	4
GE Optima CT 580	16	1
Hitachi Eclos	16	1
Philips Brilliance	6/16/64	2/3/3
Philips Brilliance ICT	256	1
Siemens Somatom Definition	2·64	6
Siemens Somatom Emotion	1/2/16	2/3/2
Siemens Somatom Sensation	4/16/64	3/2/9
Siemens Somatom Spirit	2	3
Toshiba Aquilion	64	1
Toshiba Aquilion RXL	16	1
Toshiba Asteion	4	1

Το ελάχιστο δείγμα ασθενών για κάθε είδος εξέτασης ήταν 30 ασθενείς ανά σύστημα. Οι δοσιμετρικές παράμετροι οι οποίες καταγράφηκαν από κάθε εξέταση ήταν αυτές που αντιπροσωπεύουν μία «τυπική» σάρωση κατά τη πραγματοποίησή της σύμφωνα με το πρωτόκολλο εξέτασης. Στην περίπτωση, παραδείγματος χάριν, εξέτασης η οποία αποτελείτο από μία σάρωση της περιοχής ενδιαφέροντος χωρίς σκιαγραφικό μέσο και μία σάρωση μετά τη χορήγηση σκιαγραφικού μέσου, μόνο τα $CTDI_{vol}$ και DLP της πρώτης σάρωσης καταγράφονταν.

Για κάθε είδος εξέτασης, υπολογίστηκε η μέση τιμή των $CTDI_{vol}$ και DLP από κάθε αξονικό τομογράφο. Οι τιμές αυτές θεωρήθηκαν ως οι δοσιμετρικές «τιμές συστήματος», υποθέτοντας ότι αντιπροσωπεύουν τα $CTDI_{vol}$ και DLP με τα οποία πραγματοποιείται μια τυπική σάρωση της εξέτασης σε έναν ασθενή μέσου σωματότυπου στο συγκεκριμένο σύστημα.

Πίνακας 2. Δείγμα δεδομένων ανά είδος εξέτασης

Είδος εξέτασης	Αριθμός συστημάτων	Αριθμός εξετάσεων
Κεφαλής-εγκεφάλου	65	1992
Σπλαχνικού κρανίου/ιγμορείων	34	1088
Έσω αυτί-λιθοειδών οστών	20	678
Θώρακος	65	2012
Άνω/κάτω κοιλίας	65	1999
Θώρακος & άνω/κάτω κοιλίας	32	1583
Οσφυϊκής μοίρας σπονδυλικής στήλης	48	1520

3.1.2. Μετρήσεις δόσης σε ομοίωμα

Μετρήσεις των $CTDI_{vol}$ και DLP σε ομοίωμα πραγματοποιήθηκαν σε 26 «παλαιότερους» αξονικούς τομογράφους οι οποίοι χρησιμοποιούν σταθερά mA κατά τη διάρκεια της σάρωσης (Πίνακας 3). Οι παράμετροι έκθεσης οι οποίοι χρησιμοποιήθηκαν κατά τις μετρήσεις μιας εξέτασης ήταν οι ίδιες με αυτές που χρησιμοποιούνται κατά την πραγματοποίηση της εξέτασης σε έναν ενήλικα μέσου σωματότυπου στο συγκεκριμένο σύστημα. Οι εξετάσεις για τις οποίες πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις είναι κοινές με αυτές για τις οποίες πραγματοποιήθηκε συλλογή δοσιμετρικών δεδομένων από «μοντέρνα» συστήματα (Πίνακας 2), με την εξαίρεση της εξέτασης θώρακος & άνω/κάτω κοιλίας, της οποίας η πραγματοποίηση με μία σάρωση δεν είναι εφικτή για τεχνικούς λόγους στα παλαιότερα συστήματα. Οι μετρήσεις δόσης πραγματοποιήθηκαν σύμφωνα με το πρωτόκολλο TRS 457 (IAEA 2007) όπως αυτές περιγράφονται στην παράγραφο 1.6.2. Χρησιμοποιήθηκαν ειδικά κυλινδρικά ομοιώματα δοσιμετρίας αξονικής τομογραφίας κατασκευασμένα από PMMA. Το ομοίωμα κεφαλής είχε διάμετρο 16 cm ενώ το ομοίωμα σώματος 32 cm. Πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις του $CTDI_{100}$ στο κέντρο και σε τέσσερις περιφερειακές θέσεις του ομοιώματος, με σκοπό τον υπολογισμό του $CTDI_w$. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με θάλαμο ιοντισμού τύπου pencil (Unfors-Raysafe Xi CT detector) ενεργού μήκους 10 cm. Η ακρίβεια της μέτρησης εκτιμάται στο 5%. Στη συνέχεια πραγματοποιήθηκε υπολογισμός του $CTDI_{vol}$ με διαίρεση του $CTDI_w$ με το Pitch της εξέτασης. Τέλος, το DLP της εξέτασης υπολογίστηκε πολλαπλασιάζοντας το $CTDI_{vol}$ με το μήκος σάρωσης για έναν ενήλικα ασθενή μέσου σωματότυπου.

Πίνακας 3. Συστήματα στα οποία πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις δόσης σε ομοίωμα

Τύπος συστήματος	Αριθμός τομών	Αριθμός συστημάτων
GE CT/E	1	1
GE Hispeed	1	1
GE Hispeed QX/I	4	1
Philips MX 8000	4	1
Philips Tomoscan AV	1	4
Philips Tomoscan LX	1	1
Picker PQ 2000	1	2
Picker PQ 5000	1	1
Siemens Somatom Emotion	1	4
Siemens Somatom Plus 4	1	5
Siemens Somatom Spirit	2	1
Toshiba Asteion	1	4

3.1.3. Ανάλυση του συνολικού δείγματος

Τα αποτελέσματα των μετρήσεων σε ομοίωμα στα «παλαιότερα» συστήματα, συνδυάστηκαν με τα δεδομένα τα οποία συλλέχθηκαν από την δοσιμετρική αναφορά των μοντέρνων συστημάτων με σκοπό να συγκροτηθεί το συνολικό δείγμα δεδομένων, από το οποίο προέκυψαν τα εξής:

- Πραγματοποιήθηκε στατιστική ανάλυση των δεδομένων, υπολογίστηκαν οι κατανομές συχνοτήτων των δοσιμετρικών μεγεθών για τις υπό μελέτη εξετάσεις και υπολογίστηκαν οι συντελεστές μεταβλητότητας (coefficients of variation – CV) των δοσιμετρικών μεγεθών για κάθε είδος εξέτασης.
- Μελετήθηκε η διακύμανση των δοσιμετρικών μεγεθών μεταξύ αξονικών τομογράφων ίδιου τύπου, με σκοπό την εξαγωγή συμπερασμάτων για την επίδραση στις δόσεις της επιλογής των παραμέτρων έκθεσης που χρησιμοποιούνται, ανεξάρτητα από τη δοσιμετρική συμπεριφορά του συστήματος.
- Πραγματοποιήθηκε σύγκριση των δοσιμετρικών μεγεθών των συστημάτων ανάλογα με τον αριθμό ταυτόχρονων τομών που μπορούν να απεικονίσουν. Οι αξονικοί τομογράφοι χωρίστηκαν σε τρεις κατηγορίες, τα συστήματα των οποίων είναι πιθανό να διαφοροποιούνται σε ότι αφορά την πιθανή δοσιμετρική συμπεριφορά τους (Schrimpton 2006). Οι τρεις κατηγορίες είναι: α) συστήματα μίας τομής, β) συστήματα δύο τομών και γ) πολυτομικά (>4) συστήματα.
- Μελετήθηκε η επίδραση της ύπαρξης αυτόματου συστήματος διαμόρφωσης των mA στα δοσιμετρικά μεγέθη των συστημάτων.
- Υπολογίστηκε η ενεργός δόση στον εξεταζόμενο από μια τυπική σάρωση κατά τη διάρκεια των υπό μελέτη εξετάσεων, από τις υπολογισμένες τιμές DLP και αντίστοιχους δημοσιευμένους συντελεστές μετατροπής (Huda 2011). Οι τιμές της ενεργού δόσης που υπολογίστηκαν βασίζονται στους συντελεστές στάθμισης οργάνων της τελευταίας σχετικής οδηγίας (ICRP 2007) και αναφέρονται στη μέση τιμή ενεργού δόσης άνδρα και γυναίκας εξεταζομένου.
- Προτάθηκαν ως Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς για τις εξετάσεις αξονικής τομογραφίας, οι στρογγυλοποιημένες τιμές του 75 % των κατανομών των μεγεθών CTDI_{vol} και DLP του συνολικού δείγματος.

Η στατιστική ανάλυση των δεδομένων πραγματοποιήθηκε με τη χρήση του στατιστικού πακέτου Minitab 17.1.0 καθώς και υπολογιστικών φύλλων Microsoft Office Excel 2007. Για την μελέτη της επίδρασης διαφόρων παραμέτρων (π.χ. αριθμός τομών συστήματος, ύπαρξη αυτόματου συστήματος διαμόρφωσης των mA κλπ) πραγματοποιήθηκαν συγκρίσεις των αντίστοιχων κατανομών χρησιμοποιώντας ανάλυση διακύμανσης two sample t-test, ακόμα και για τις περιπτώσεις που οι κατανομές αυτές δεν αποδείχτηκαν κανονικές (έπειτα από έλεγχο σύμφωνα με το τεστ Kolmogorov - Smirnov) αφού το δείγμα δεδομένων ήταν γενικά επαρκές για να δώσει αξιόπιστα αποτελέσματα (Skovlund 2001). Το ελάχιστο επίπεδο σημαντικότητας για το οποίο η μηδενική υπόθεση δεν μπορεί να απορριφθεί ορίστηκε στο 5% ($p=0.05$).

3.2. Επεμβατική καρδιολογία

Σύμφωνα με τη διεθνή βιβλιογραφία (Vano 2001, Padovani 2008, IAEA 2009), τα Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς των επεμβατικών διαδικασιών είναι σκόπιμο να θεσπίζονται σε δύο επίπεδα. Το πρώτο επίπεδο σχετίζεται με τη δοσιμετρική συμπεριφορά και τη χρήση των συστημάτων που χρησιμοποιούνται στις διαδικασίες αυτές και το δεύτερο σχετίζεται με τις κλινικές πράξεις και την ανάλυση των δοσιμετρικών τους μεγεθών. Για τον λόγο αυτό στα πλαίσια της παρούσας μελέτης πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις σχετικές με την απόδοση των συστημάτων που χρησιμοποιούνται στην επεμβατική καρδιολογία καθώς και συλλογή και ανάλυση δοσιμετρικών δεδομένων από κλινικές διαδικασίες.

3.2.1. Μετρήσεις σε συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας

Πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις ώστε να αξιολογηθούν οι συνθήκες χρήσης και η απόδοση τριάντα συστημάτων επεμβατικής καρδιολογίας (Πίνακας 4). Ο αριθμός αυτός αντιστοιχεί περίπου στο 60% των στεφανιογράφων οι οποίοι είναι εγκατεστημένοι στον ελληνικό χώρο. Είκοσι από τα συστήματα διαθέτουν επίπεδο ανιχνευτή ενώ τα υπόλοιπα δέκα ενισχυτή εικόνας. Οι παράμετροι οι οποίες αξιολογήθηκαν είναι οι εξής:

- Ο ρυθμός air kerma (K_{air}) εισόδου κατά την ακτινοσκόπηση στην είσοδο ομοιώματος νερού πάχους 20 cm, το οποίο προσομοιάζει ενήλικα εξαταζόμενο μέσου σωματότυπου (IAEA 2007)
- Ο ρυθμός K_{air} και το K_{air} ανά frame κατά την cine καταγραφή στην είσοδο του ομοιώματος
- Η ακρίβεια του μετρητή KAP
- Η διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης (Low Contrast Sensitivity – LCS)
- Η διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης (High Contrast Resolution – HCR)

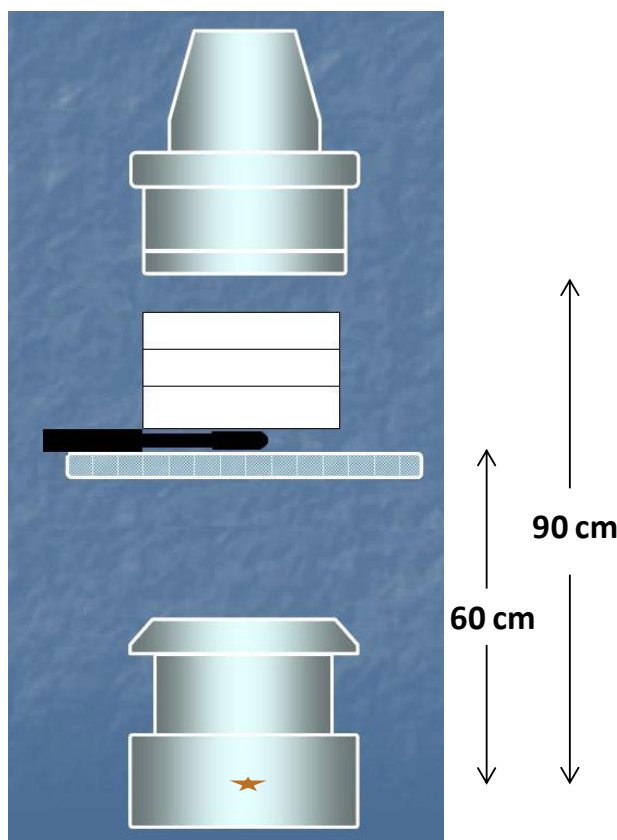
Πίνακας 4. Συστήματα τα οποία αξιολογήθηκαν κατά τη μελέτη

Τύπος συστήματος	Είδος ανιχνευτή*	Αριθμός συστημάτων
GE Innova 2000	FD	2
GE Innova 2100	FD	2
Philips Allura Xper FD10	FD	8
Philips Integris	II	2
Philips Integris Allura	FD	1
Philips Integris Allura Biplane	II	1
Philips Integris H5000	II	1
Siemens Axiom Artis	FD	4
Siemens Axiom Artis Zee	FD	3
Siemens Bior TOP	II	1
Siemens Coroscop	II	4
Siemens Multistar	II	1

*FD: Flat Detector (επίπεδος ανιχνευτής), II: Image Intensifier (ενισχυτής εικόνας)

Η επιλογή του ομοιώματος και της μεθοδολογίας των μετρήσεων δόσης κατά την ακτινοσκόπηση και κατά τη cine καταγραφή έγιναν με βάση το πρωτόκολλο δοσιμετρίας

ακτινοδιαγνωστικών εφαρμογών TRS 457 του Διεθνούς Οργανισμού Ατομικής Ενέργειας (IAEA 2007). Οι μετρήσεις σε όλα τα συστήματα πραγματοποιήθηκαν με την ίδια γεωμετρία ώστε να συλλεχθούν συγκρίσιμα αποτελέσματα (Εικόνα 30). Η απόσταση της εστίας από την είσοδο του ομοιώματος ήταν 60 cm ενώ η απόσταση της εστίας από την είσοδο του ανιχνευτή ήταν η ελάχιστη δυνατή (περίπου 90 cm), έτσι ώστε η γεωμετρία μέτρησης να προσομοιάζει μια τυπική οπισθοπρόσθια (PA) προβολή όπως αυτή πραγματοποιείται κατά τη κλινική πράξη. Όλες οι παράμετροι έκθεσης (mode ακτινοσκόπησης και καταγραφής, ρυθμός λήψης παλμών ακτινοσκόπησης ή frame καταγραφής, φιλτράρισμα δέσμης κλπ) κατά τις μετρήσεις ήταν οι ίδιες με αυτές που χρησιμοποιούνται στο συγκεκριμένο σύστημα από το προσωπικό του εργαστηρίου σε μια τυπική περίπτωση κλινικής διαδικασίας.



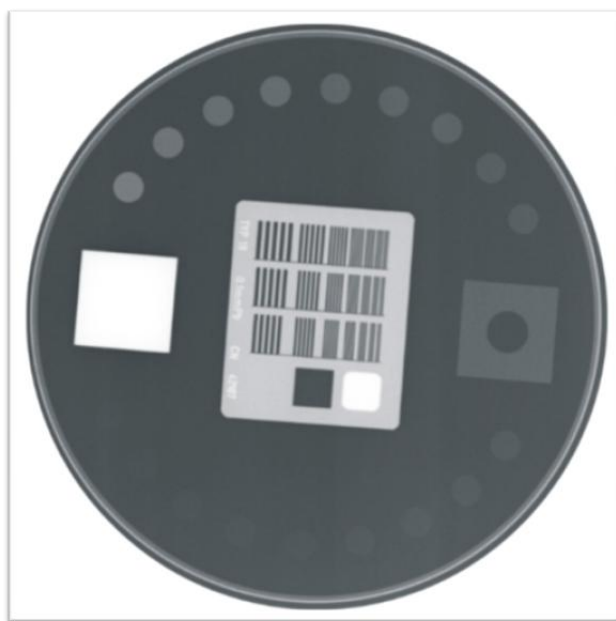
Εικόνα 30. Γεωμετρία πραγματοποίησης μετρήσεων δόσης

Οι μετρήσεις δόσης πραγματοποιήθηκαν με ανιχνευτή στερεάς κατάστασης μικρών διαστάσεων (Piranha Dose Probe, RTI electronics) τοποθετημένο σε κατάλληλη θέση εντός του πεδίου ακτινοβολίας έτσι ώστε να μην επηρεάζει το αυτόματο σύστημα έκθεσης. Ο ανιχνευτής είναι βαθμονομημένος στο υποπρότυπο Εργαστήριο Βαθμονόμησης Οργάνων Ιοντιζουσών Ακτινοβολιών της Ελληνικής Επιτροπής Ατομικής Ενέργειας και η ακρίβεια της μέτρησης είναι 5%. Το μετρούμενο από τον ανιχνευτή μέγεθος είναι το προσπίπτον (incident) air kerma, αφού ο ανιχνευτής παρουσιάζει μηδενική ευαισθησία στην οπίσθια πλευρά του λόγω της ύπαρξης θωράκισης μολύβδου. Για τον υπολογισμό του air kerma εισόδου, οι μετρούμενες τιμές πολλαπλασιάστηκαν με αντίστοιχες τιμές του παράγοντα οπισθοσκέδασης (Petoussi-Henss 1998). Οι μετρήσεις δόσεις πραγματοποιήθηκαν για δύο διαφορετικά μεγέθη πεδίου (Field of View - FOV), ένα χωρίς μεγέθυνση (20 – 25 cm,

αναλόγως το σύστημα) και ένα με μεγέθυνση σε FOV 15 – 17 cm. Οι μετρήσεις δόσεις σε όλα τα συστήματα πραγματοποιήθηκαν κάνοντας χρήση του αυτόματου συστήματος έκθεσης. Κατά τη διάρκεια των μετρήσεων πραγματοποιείτο παράλληλα καταγραφή όλων των παραμέτρων έκθεσης

Η ακρίβεια των μετρητών KAP εκτιμήθηκε με τη μέθοδο δέσμης-επιφάνειας (beam area method – Toroi 2008), μετρώντας δηλαδή για μια έκθεση το air kerma και την επιφάνεια του πεδίου στο επίπεδο της μέτρησης, έτσι ώστε με πολλαπλασιασμό τους να υπολογιστεί το μετρούμενο KAP. Η τιμή αυτή συγκρίθηκε με την αντίστοιχη ένδειξη KAP του συστήματος ώστε να εκτιμηθεί η ακρίβεια του μετρητή. Οι παραπάνω μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν απουσία της εξεταστικής τράπεζας (free in air) και με την χρήση κατάλληλου απορροφητή στην είσοδο του ανιχνευτή του συστήματος έτσι ώστε η τάση λειτουργίας κατά τη μέτρηση να ανέλθει σε περίπου 80 kV, η οποία αντιπροσωπεύει μια τυπική μέση τάση λειτουργίας κατά τη διάρκεια κλινικών διαδικασιών (Betsou 1998). Το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολίας στο επίπεδο μέτρησης μετρήθηκε με τη βοήθεια ειδικού ακτινο-απορροφητικού χάρακα. Η συνολική αβεβαιότητα της μέτρησης του KAP εκτιμάται στο 6.4 % (Toroi 2008).

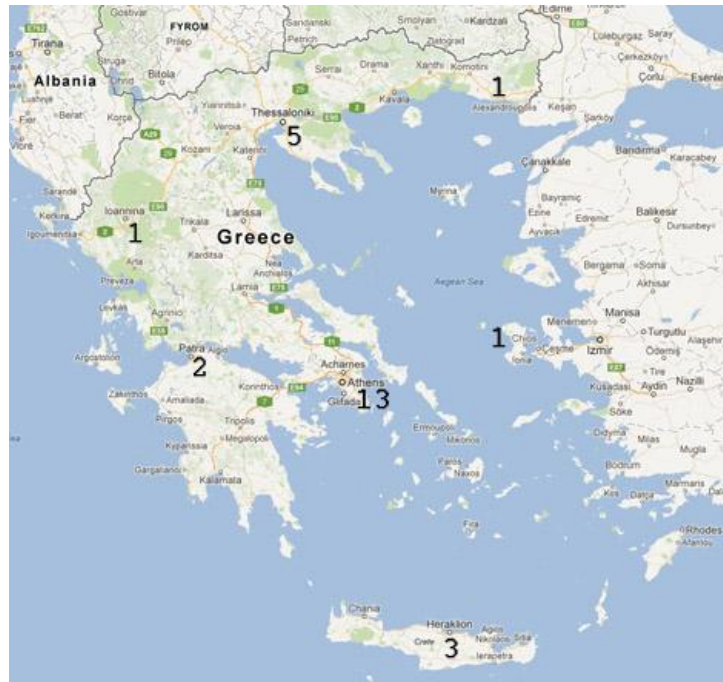
Οι διακριτικές ικανότητες χαμηλής (LCS) και υψηλής αντίθεσης (HCR) εκτιμήθηκαν με τη χρήση του ομοιώματος TOR 18FG (Leeds Test Objects - Εικόνα 31). Το ομοίωμα διαθέτει στη κεντρική περιοχή του αντικείμενο ελέγχου (bar pattern) για την εκτίμηση του HCR με τιμές από 0.5 lp/mm έως 5 lp/mm. Επίσης στη περιφέρεια διαθέτει κυκλικές περιοχές διαμέτρου 8 mm με ονομαστική αντίθεση θέματος από 0.9% έως 16.7% (70 kV, 1 mm Cu πρόσθετο φίλτρο). Το ομοίωμα τοποθετείτο στην είσοδο του ανιχνευτή του οποίου η απόσταση από την εστία ήταν η ελάχιστη δυνατή. Οι μετρήσεις απεικονιστικής πραγματοποιήθηκαν επίσης απουσία της εξεταστικής τράπεζας.



Εικόνα 31. Εσωτερική δομή του ομοιώματος TOR 18FG (Leeds Test Objects)

3.2.2. Συλλογή δοσιμετρικών δεδομένων από κλινικές διαδικασίες

Προκειμένου να συγκεντρωθεί δείγμα κατάλληλο για τη θέσπιση εθνικών ΔΕΑ, καταγράφηκαν και αναλύθηκαν δοσιμετρικά δεδομένα από συνολικά 5250 κλινικές διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας. Οι διαδικασίες αυτές πραγματοποιήθηκαν σε 26 ιδρύματα εγκατεστημένα σε επτά πόλεις [Αθήνα (13), Θεσσαλονίκη (5), Ηράκλειο (3), Πάτρα (2), Ιωάννινα, Αλεξανδρούπολη και Χίος]. Η επιλογή των ιδρυμάτων έγινε έτσι ώστε να είναι γεωγραφικά κατανεμημένα με τρόπο παρόμοιο με αυτόν του ελληνικού πληθυσμού, όσο ήταν αυτό εφικτό (Εικόνα 29). Τα δοσιμετρικά δεδομένα συλλέχθηκαν από το αρχείο εξετάσεων των ιδρυμάτων, είτε κατά τη διάρκεια ελέγχων ακτινοπροστασίας της Ελληνικής Επιτροπής Ατομικής Ενέργειας (ΕΕΑΕ), είτε με αποστολή στοιχείων από τα εργαστήρια προς την ΕΕΑΕ έπειτα από σχετικό της αίτημα.



Εικόνα 32. Γεωγραφική κατανομή των συστημάτων τα οποία μελετήθηκαν

Η κατηγοριοποίηση των κλινικών διαδικασιών οι οποίες μελετήθηκαν είναι η εξής:

- Διαγνωστική στεφανιογραφία (coronary angiography – CA)
- Διαδερμική στεφανιαία παρέμβαση (percutaneous coronary intervention – PCI), στις οποίες συμπεριλαμβάνονται όλες οι θεραπευτικές διαδικασίες των στεφανιαίων αγγείων, με ή χωρίς διαγνωστική στεφανιογραφία (IAEA 2009)
- Εμφύτευση βηματοδότη (pacemaker implantation – PMI)
- Καρδιακή κατάλυση με ραδιοσυχνότητες (radiofrequency cardiac ablation – RFCA)

Ο Πίνακας 5 παρουσιάζει το δείγμα ασθενών και εργαστηρίων ανά είδος διαδικασίας. Το ελάχιστο δείγμα το οποίο χρησιμοποιήθηκε ήταν τριάντα ασθενείς ανά ίδρυμα για κάθε είδος εξέτασης. Για τις διαδικασίες αυτές καταγράφηκε ο συνολικός χρόνος ακτινοσκόπησης και η συνολική τιμή KAP. Δεν υπήρχαν καταγεγραμμένες πληροφορίες σχετικές με την πολυπλοκότητα των διαδικασιών, ενώ ο αριθμός των frames cine καταγραφής ήταν καταγεγραμμένος σε πολύ μικρό αριθμό εργαστηρίων. Για κάθε είδος διαδικασίας, υπολογίστηκε η μέση τιμή του χρόνου ακτινοσκόπησης και του KAP από κάθε

εργαστήριο. Οι τιμές αυτές θεωρήθηκαν ως οι δοσιμετρικές «τιμές συστήματος», υποθέτοντας ότι αντιπροσωπεύουν το χρόνο ακτινοσκόπησης και το KAP με τα οποία πραγματοποιείται η διαδικασία αυτή σε έναν ασθενή μέσου σωματότυπου στο συγκεκριμένο σύστημα.

Πίνακας 5. Δείγμα δεδομένων ανά είδος διαδικασίας

Διαδικασία	Αριθμός ιδρυμάτων	Αριθμός ασθενών
Διαγνωστική στεφανιογραφία (CA)	26	2572
Διαδερμική στεφανιαία παρέμβαση (PCI)	25	1899
Εμφύτευση βηματοδότη (PMI)	10	382
Καρδιακή κατάλυση με ραδιοσυχνότητες (RFCA)	10	397

3.2.3. Ανάλυση αποτελεσμάτων

Από την ανάλυση των αποτελεσμάτων των μετρήσεων στα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας και των δοσιμετρικών δεδομένων από τις κλινικές διαδικασίες τα οποία συλλέχθηκαν, προέκυψαν τα εξής:

- Μελετήθηκε η διακύμανση των τιμών ρυθμού air kerma (K_{air}) κατά την ακτινοσκόπηση και K_{air} ανά frame cine καταγραφής στην είσοδο του ομοιώματος μεταξύ των συστημάτων τα οποία αξιολογήθηκαν. Επίσης μελετήθηκε η επίδραση της χρήσης της λειτουργίας μεγέθυνσης στις μετρούμενες δόσεις.
- Μελετήθηκε η ακρίβεια των μετρητών KAP των συστημάτων και αξιολογήθηκε η ανάγκη διόρθωσης των τιμών KAP των κλινικών διαδικασιών. Πιο συγκεκριμένα, στις περιπτώσεις που η μετρούμενη ανακρίβεια της ένδειξης KAP του συστήματος ξεπερνούσε την εκτιμώμενη αβεβαιότητα της μέτρησης (6.4%), εφαρμόστηκε η αντίστοιχη διόρθωση των κλινικών τιμών KAP που συλλέχθηκαν από το συγκεκριμένο σύστημα.
- Πραγματοποιήθηκε σύγκριση των συστημάτων ανάλογα με τον το είδος του ανιχνευτή που χρησιμοποιούν (επίπεδος ανιχνευτής ή ενισχυτής εικόνας). Η σύγκριση αφορούσε τόσο στα μεγέθη που σχετίζονται με τη ποιότητα εικόνας (διακριτικές ικανότητες χαμηλής και υψηλής αντίθεσης) όσο και στα δοσιμετρικά μεγέθη (ρυθμοί K_{air} κατά την ακτινοσκόπηση και K_{air} ανά frame cine καταγραφής)
- Προτάθηκαν Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς σε επίπεδο συστήματος και σε επίπεδο κλινικών διαδικασιών. Ως ΔΕΑ συστήματος προτάθηκαν οι στρογγυλοποιημένες τιμές του 75% των κατανομών του ρυθμού air kerma κατά την ακτινοσκόπηση και του air kerma ανά frame cine καταγραφής χωρίς μεγέθυνση. Ως ΔΕΑ κλινικών διαδικασιών προτάθηκαν οι στρογγυλοποιημένες τιμές του 75% των κατανομών του συνολικού χρόνου ακτινοσκόπησης και του συνολικού KAP κατά της διαδικασίες αυτές.

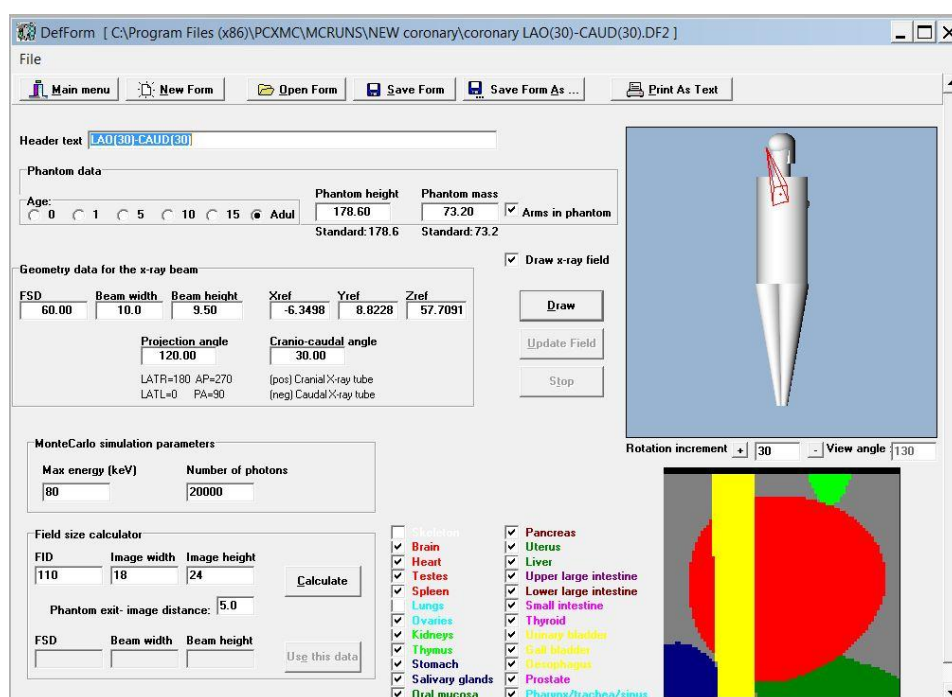
3.2.4. Υπολογισμός ενεργού δόσης στον εξεταζόμενο

Προκειμένου να εκτιμηθεί η ενεργός δόση στον εξεταζόμενο από τα δεδομένα των τιμών KAP τα οποία συλλέχθηκαν κατά τη μελέτη, ήταν απαραίτητη η χρήση κατάλληλων παραγόντων μετατροπής KAP σε ενεργό δόση. Οι παράγοντες οι οποίοι έχουν κατά καιρούς χρησιμοποιηθεί στη σχετική βιβλιογραφία (Broadhead 1997, McParland 1998, Ropolo 2001, McFadden 2002, IAEA 2009) αφορούν στον υπολογισμό της ενεργού δόσης με χρήση των συντελεστών στάθμισης οργάνων της προηγούμενης σχετικής οδηγίας (ICRP 1991) αντί της

τελευταίας (ICRP 2007). Επίσης, στις περισσότερες περιπτώσεις οι παράγοντες μετατροπής έχουν υπολογιστεί θεωρώντας δέσμη ακτίνων-Χ η οποία έχει προκύψει με φίλτρο 3 mm Al, το οποίο δεν αντιπροσωπεύει το φιλτράρισμα της δέσμης στα σύγχρονα συστήματα. Για τους παραπάνω λόγους αποφασίστηκε ο εκ νέου υπολογισμός παραγόντων μετατροπής KAP σε ενεργό δόση για τις υπό μελέτη διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας.

Για το σκοπό αυτό, αρχικά εκτιμήθηκε η συνεισφορά κάθε προβολής (οπισθοπρόσθια – PA, right anterior oblique – RAO, left anterior oblique – LAO, cranial – CR, caudal – CAUD, lateral – LAT) στο συνολικό KAP κάθε διαδικασίας. Αυτό πραγματοποιήθηκε με παρακολούθηση και καταγραφή δεδομένων κατά τη διάρκεια εξετάσεων, με επικοινωνία με το προσωπικό των εργαστηρίων (επεμβατικούς καρδιολόγους και τεχνολόγους) και με ανασκόπηση της σχετικής βιβλιογραφίας (Betsou 1998, Perisinakis 2001 & 2005, Efsthathopoulos 2004 & 2006). Για κάθε μια από τις χρησιμοποιούμενες προβολές, υπολογίστηκε ο παράγοντας μετατροπής KAP σε ενεργό δόση με τη χρήση του προγράμματος υπολογισμού δόσεων (βασισμένο σε κώδικα Monte Carlo) PCXMC 2.0 (<http://www.stuk.fi/pcxmc>).

Η γεωμετρία η οποία χρησιμοποιήθηκε κατά τους υπολογισμούς αντιπροσωπεύει και τη γεωμετρία κατά την οποία πραγματοποιούνται οι αντίστοιχες προβολές στη κλινική πράξη (Εικόνα 33). Οι παράγοντες υπολογίστηκαν για όλους τους πιθανούς συνδυασμούς φίλτρων οι οποίοι χρησιμοποιούνται στα σύγχρονα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας και για υψηλή τάση λειτουργίας 80 kV η οποία, όπως ήδη αναφέρθηκε, αντιπροσωπεύει μια τυπική μέση τάση λειτουργίας κατά τη διάρκεια κλινικών διαδικασιών (Betsou 1998). Ο τελικός παράγοντας μετατροπής KAP σε ενεργό δόση για κάθε διαδικασία προέκυψε με στάθμιση των επιμέρους παραγόντων κάθε προβολής βάσει του ποσοστού συμμετοχής της στο συνολικό KAP της διαδικασίας. Οι επιμέρους παράγοντες που χρησιμοποιήθηκαν στους τελικούς υπολογισμούς αντιστοιχούν στο φιλτράρισμα της δέσμης το οποίο ήταν το συνηθέστερα χρησιμοποιούμενο από τα συστήματα κατά τις μετρήσεις δόσης.



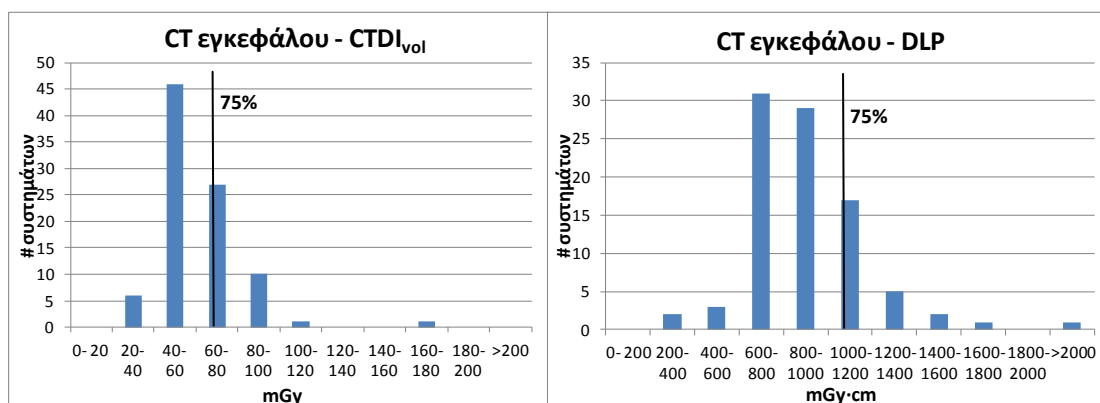
Εικόνα 33. Εξομίωση προβολής LAO(30)-CAUD(30) στο πρόγραμμα PCXMC

4. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

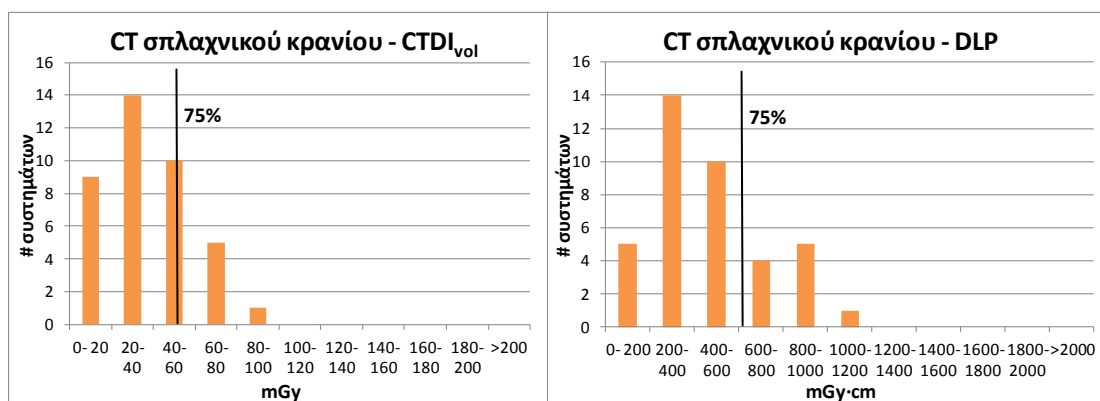
4.1. Αξονική τομογραφία

4.1.1. Κατανομές συχνοτήτων των δοσιμετρικών μεγεθών – στατιστική ανάλυση

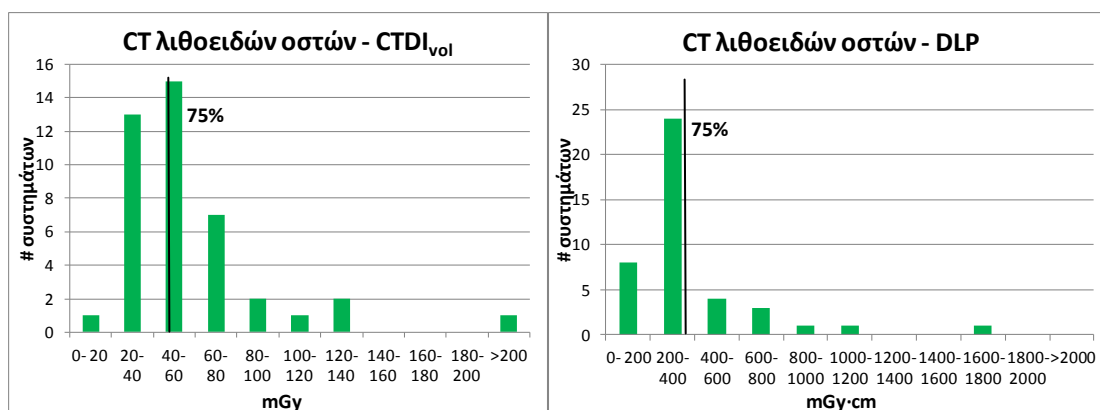
Στη συνέχεια παρουσιάζονται οι κατανομές συχνοτήτων των τιμών $CTDI_{vol}$ και DLP των υπό εξέταση συστημάτων για τις εξετάσεις οι οποίες μελετήθηκαν (Εικόνα 34 - Εικόνα 40). Στα γραφήματα σημειώνεται επιπρόσθετα η τιμή του 75 % της αντίστοιχης κατανομής, από τη στρογγυλοποίηση της οποίας θα προκύψουν οι προτεινόμενες τιμές ΔΕΑ. Επίσης παρουσιάζονται συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα της στατιστικής ανάλυσης του συνολικού δείγματος των τιμών $CTDI_{vol}$ και DLP (Πίνακας 6 - Πίνακας 7). Τα δεδομένα όλων των γραφημάτων παρουσιάζονται στο Παράρτημα Α.



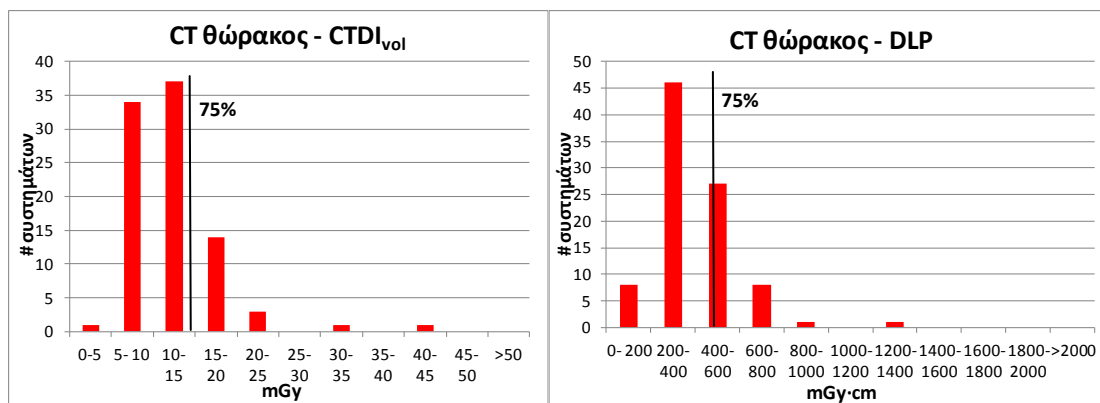
Εικόνα 34. Κατανομή συχνοτήτων των τιμών $CTDI_{vol}$ και DLP για την εξέταση εγκεφάλου



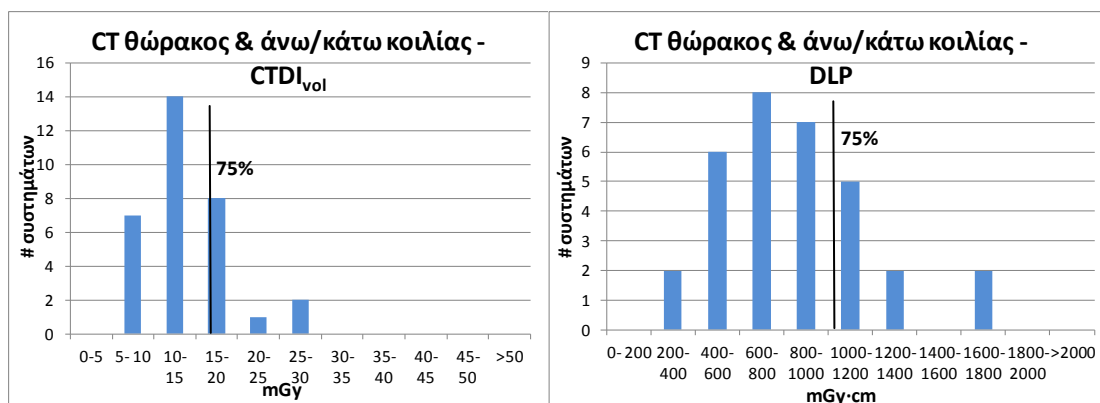
Εικόνα 35. Κατανομή συχνοτήτων των τιμών $CTDI_{vol}$ και DLP για την εξέταση σπλαχνικού κρανίου



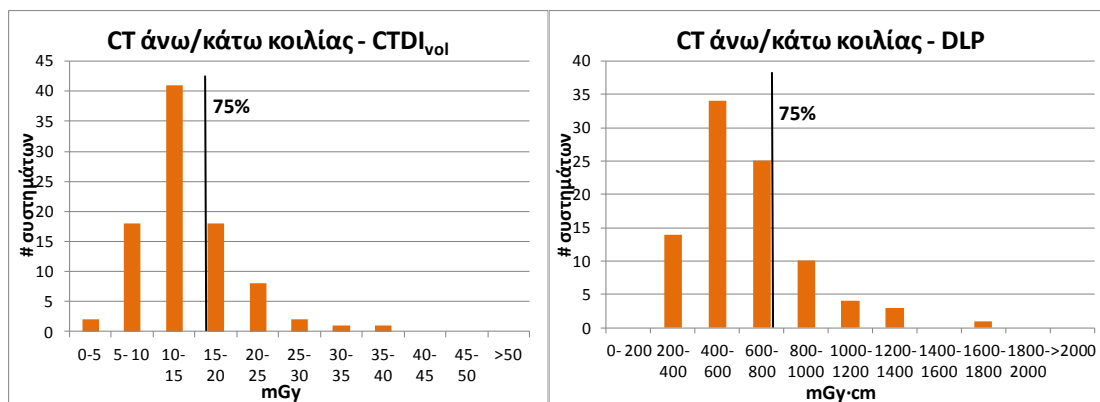
Εικόνα 36. Κατανομή συχνοτήτων των τιμών $CTDI_{vol}$ και DLP για την εξέταση λιθοειδών οστών



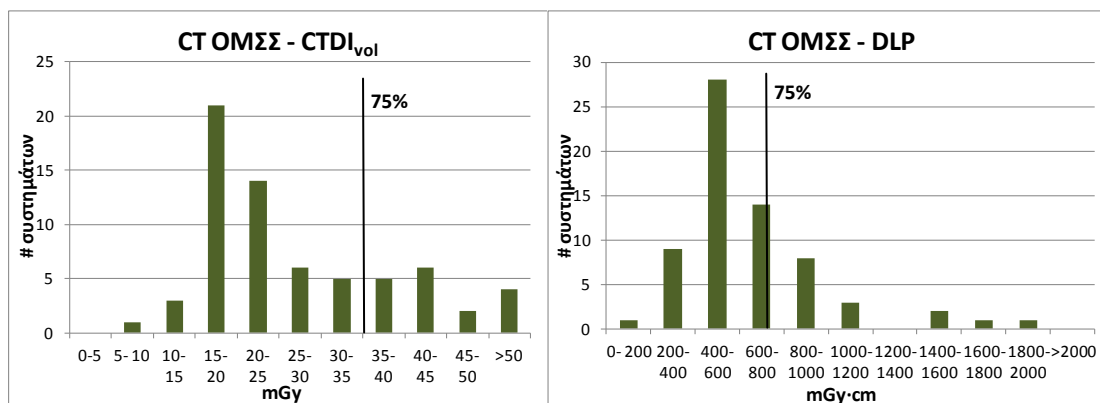
Εικόνα 37. Κατανομή συχνότητων των τιμών CTDI_{vol} και DLP για την εξέταση θώρακος



Εικόνα 38. Κατανομή συχνότητων των τιμών CTDI_{vol} και DLP για την εξέταση θώρακος & άνω/κάτω κοιλίας



Εικόνα 39. Κατανομή συχνότητων των τιμών CTDI_{vol} και DLP για την εξέταση άνω/κάτω κοιλίας



Εικόνα 40. Κατανομή συχνότητων των τιμών CTDI_{vol} και DLP για την εξέταση οσφυϊκής μοίρας σπονδ/κής στήλης

Πίνακας 6. Συνολικά αποτελέσματα των τιμών CTDI_{vol} για κάθε είδος εξέτασης (mGy)

Εξέταση	min	25%	mean	median	75%	max	sd ¹	cv ² (%)
Κεφαλής - εγκεφάλου	21.7	49.9	60.7	59.4	66.7	172.6	19.7	32
Σπλαχνικού κρανίου/ιγμορείων	10.6	22.9	38.9	37.2	52.1	100.0	20.0	51
Έσω αυτί - λιθοειδών οστών	17.3	35.8	59.4	53.3	63.5	291.0	45.1	76
Θώρακος	4.5	8.1	12.1	11.1	14.4	40.5	5.5	45
Θώρακος & άνω/κάτω κοιλίας	5.6	10.8	13.8	13.4	16.8	26.2	5.2	43
Άνω/κάτω κοιλίας	5.0	10.6	13.9	12.9	16.3	38.6	6.0	38
ΟΜΣΣ	9.3	18.5	28.2	22.7	35.2	80.2	14.1	50

¹Τυπική απόκλιση (standard deviation), ²Συντελεστής μεταβλητότητας (coefficient of variation)

Πίνακας 7. Συνολικά αποτελέσματα των τιμών DLP για κάθε είδος εξέτασης (mGy-cm)

Εξέταση	min	25%	mean	median	75%	max	sd ¹	cv ² (%)
Κεφαλής – εγκεφάλου	301	729	909	854	1053	2972	326	36
Σπλαχνικού κρανίου/ιγμορείων	86	269	473	440	607	1160	257	54
Έσω αυτί - λιθοειδών οστών	95	226	372	301	359	1601	295	79
Θώρακος	158	272	395	375	481	1297	178	45
Θώρακος & άνω/κάτω κοιλίας	335	593	834	802	1022	1714	333	42
Άνω/κάτω κοιλίας	230	468	628	589	758	1735	263	40
ΟΜΣΣ	144	444	646	552	723	1871	331	51

¹Τυπική απόκλιση (standard deviation), ²Συντελεστής μεταβλητότητας (coefficient of variation)

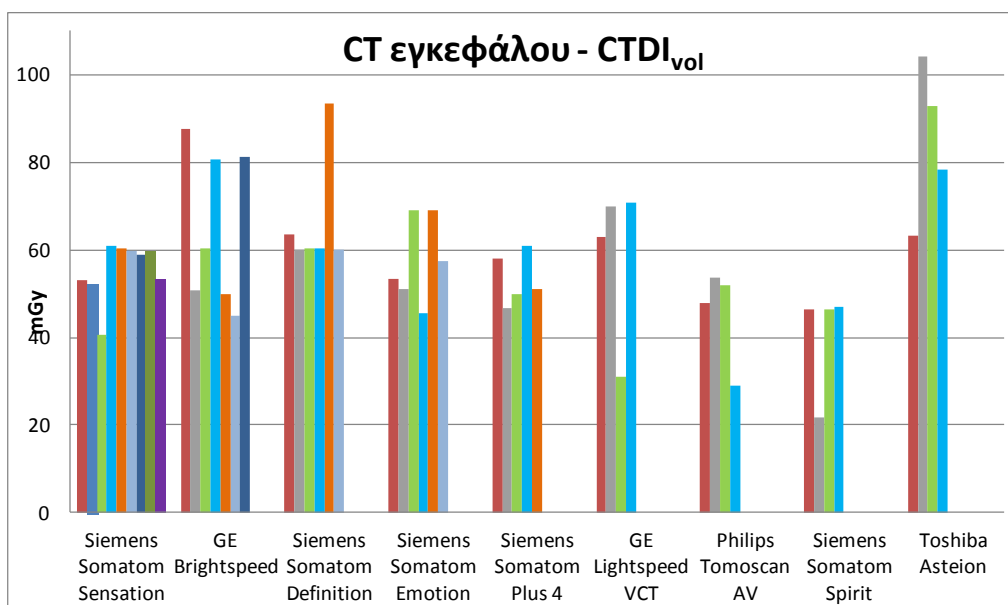
Στους παραπάνω πίνακες καταγράφονται επίσης οι συντελεστές μεταβλητότητας (coefficients of variation – CV) των δοσιμετρικών μεγεθών για κάθε είδος εξέτασης, ως ο λόγος της τυπικής απόκλισης προς την αντίστοιχη μέση τιμή. Παρατηρούνται σημαντικά υψηλές τιμές του συντελεστή μεταβλητότητας, με μεγαλύτερες αυτές για την εξέταση έσω αυτιού - λιθοειδών οστών.

4.1.2. Διακύμανση των CTDI_{vol} και DLP μεταξύ αξονικών τομογράφων ίδιου τύπου

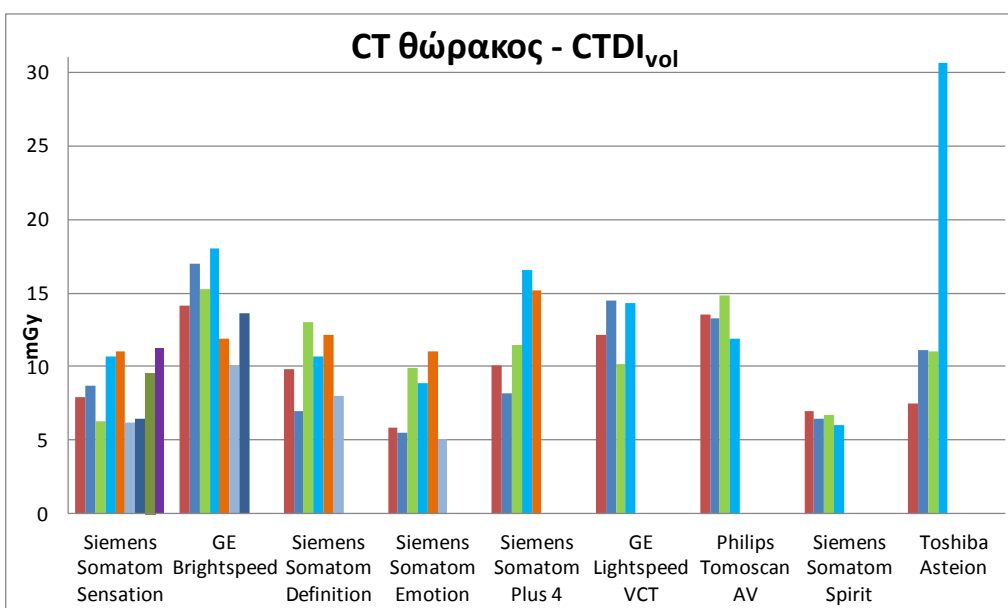
Προκειμένου να συγκριθούν τα δοσιμετρικά μεγέθη μεταξύ συστημάτων ίδιου τύπου, επιλέχθηκαν οι εξετάσεις για τις οποίες υπήρχε το μεγαλύτερο δείγμα δεδομένων οι οποίες ήταν η εξέταση κεφαλής-εγκεφάλου, η εξέταση θώρακος και η εξέταση άνω/κάτω κοιλίας. Ο σκοπός της παραπάνω μελέτης είναι η εξαγωγή συμπερασμάτων για την επίδραση στις δόσεις της επιλογής των παραμέτρων έκθεσης που χρησιμοποιούνται, ανεξάρτητα από τη δοσιμετρική συμπεριφορά του συστήματος. Η διακύμανση των τιμών CTDI_{vol} και DLP για τις παραπάνω εξετάσεις μελετήθηκε για τους τύπους αξονικών για τους οποίους υπήρχε δείγμα τουλάχιστον τεσσάρων συστημάτων (Πίνακας 8). Στη συνέχεια παρουσιάζεται η διακύμανση των τιμών CTDI_{vol} μεταξύ των συστημάτων ίδιου τύπου (Εικόνα 41 - Εικόνα 43). Την ίδια συμπεριφορά παρουσιάζουν τα αποτελέσματα για τις αντίστοιχες τιμές DLP.

Πίνακας 8. Αξονικοί τομογράφοι για τους οποίους μελετήθηκε η διακύμανση των δοσιμετρικών μεγεθών μεταξύ συστημάτων ίδιου τύπου

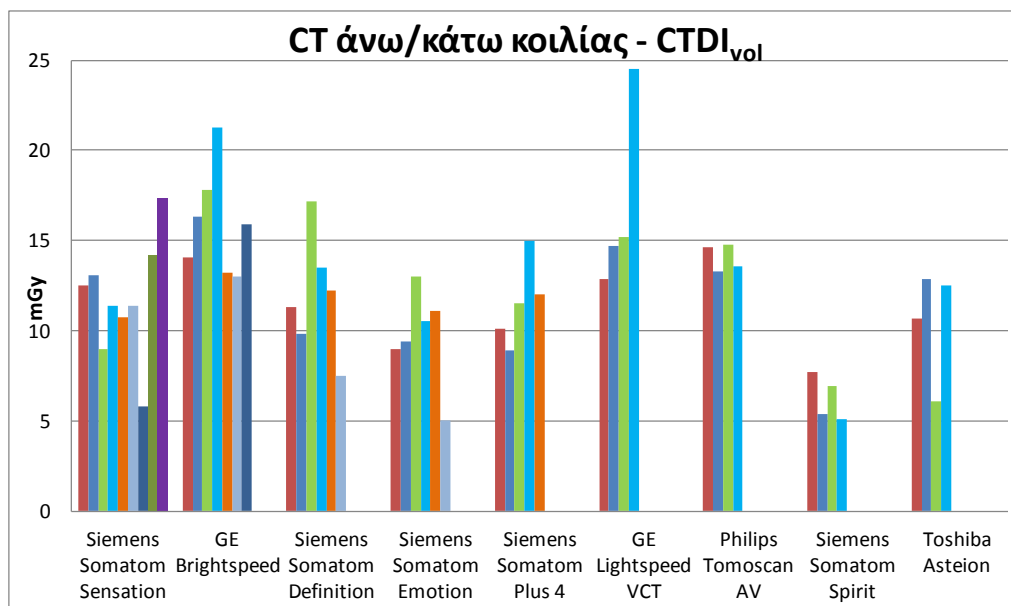
Τύπος συστήματος	Αριθμός τομών	Αριθμός συστημάτων
Siemens Somatom Sensation	64	9
GE Brightspeed	16	7
Siemens Somatom Definition	2-64	6
Siemens Somatom Emotion	1	6
Siemens Somatom Plus 4	1	5
GE Lightspeed VCT	64	4
Philips Tomoscan AV	1	4
Siemens Somatom Spirit	2	4
Toshiba Asteion	4	1



Εικόνα 41. Διακύμανση του CTDI_{vol} εξέτασης εγκεφάλου μεταξύ συστημάτων ίδιου τύπου



Εικόνα 42. Διακύμανση του CTDI_{vol} εξέτασης θώρακος μεταξύ συστημάτων ίδιου τύπου



Εικόνα 43. Διακύμανση του CTDI_{vol} εξέτασης άνω/κάτω κοιλίας μεταξύ συστημάτων ίδιου τύπου

Τέλος, ο Πίνακας 9 παρουσιάζει τους συντελεστές μεταβλητότητας των τιμών CTDI_{vol} και DLP ανά είδος εξέτασης και τύπο συστήματος. Παρατηρούνται σημαντικά υψηλές τιμές του συντελεστή μεταβλητότητας σχεδόν για το σύνολο των συστημάτων, με τη μέγιστη τιμή να φτάνει το 70% για την εξέταση του θώρακα στα τέσσερα συστήματα Toshiba Asteion της μελέτης.

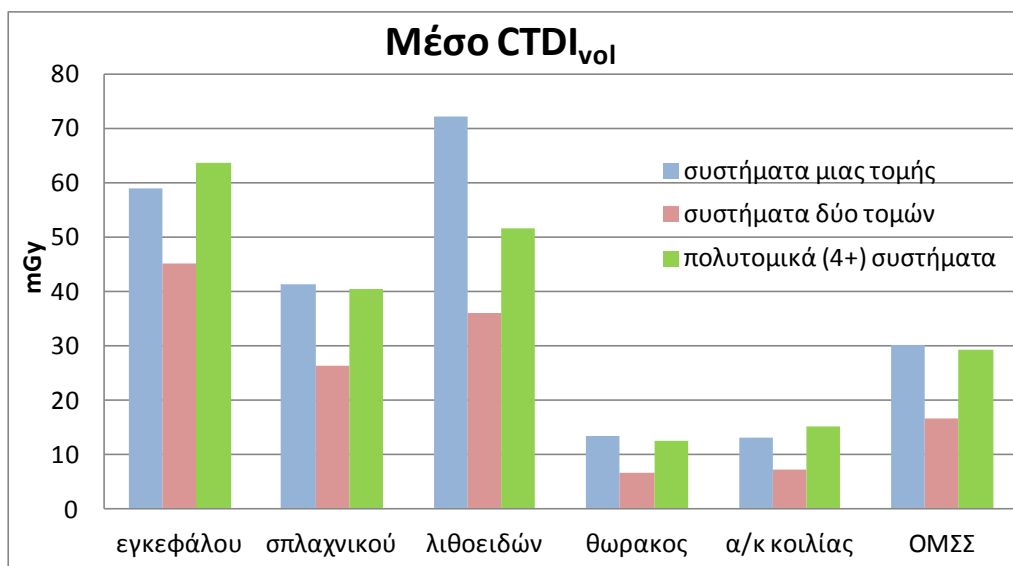
Πίνακας 9. Συντελεστές μεταβλητότητας των CTDI_{vol} και DLP ανά εξέταση και τύπο συστήματος

Τύπος συστήματος	Συντελεστής μεταβλητότητας (%)					
	CT εγκεφάλου		CT θώρακος		CT άνω/κάτω κοιλίας	
	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP
Siemens Somatom Sensation	12	19	24	26	28	29
GE Brightspeed	27	27	20	22	18	23
Siemens Somatom Definition	20	16	23	17	28	24
Siemens Somatom Emotion	17	14	33	36	28	26
Siemens Somatom Plus 4	11	12	28	33	20	20
GE Lightspeed VCT	32	33	16	12	31	27
Philips Tomoscan AV	25	26	9	13	5	9
Siemens Somatom Spirit	31	30	6	9	20	22
Toshiba Asteion	21	23	70	70	30	31

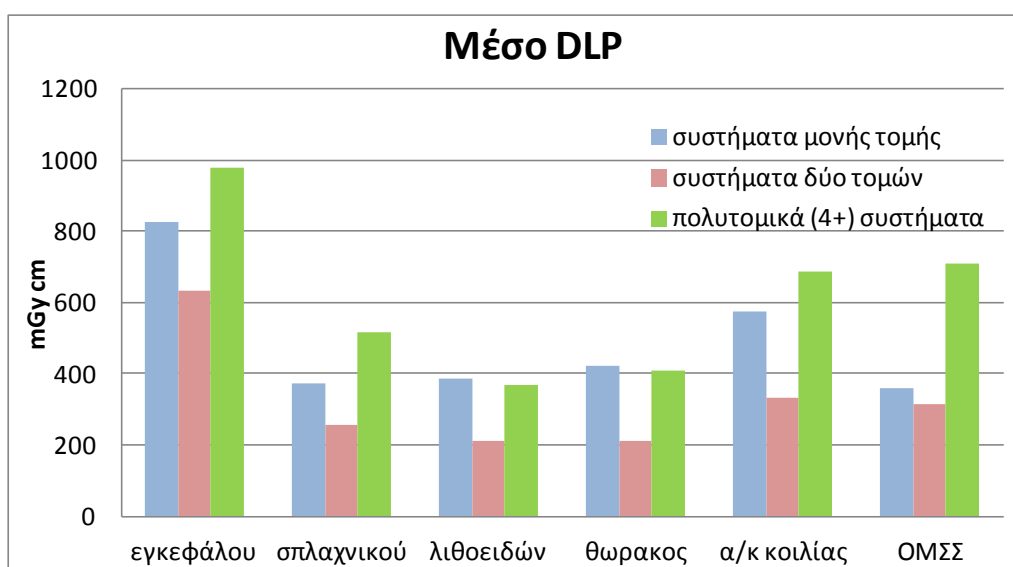
4.1.3. Σύγκριση συστημάτων σε σχέση με τον αριθμό τομών

Πραγματοποιήθηκε σύγκριση των δοσιμετρικών μεγεθών των συστημάτων ανάλογα με τον αριθμό ταυτόχρονων τομών που μπορούν να απεικονίσουν. Οι αξονικοί τομογράφοι χωρίστηκαν σε τρεις κατηγορίες, οι οποίες είναι: α) συστήματα μίας τομής, β) συστήματα δύο τομών και γ) πολυτομικά (>4) συστήματα. Στη συνέχεια παρουσιάζονται οι μέσες τιμές των CTDI_{vol} και DLP των υπό μελέτη εξετάσεων για τις παραπάνω κατηγορίες συστημάτων (Εικόνα 44 - Εικόνα 45). Δεν υπάρχουν αποτελέσματα για την εξέταση θώρακος &

άνω/κάτω κοιλίας η οποία, για τεχνικούς λόγους, είναι πραγματοποιήσιμη με μία ενιαία σάρωση μόνο σε συστήματα πολλαπλών τομών.



Εικόνα 44. Μέση τιμή CTDI_{vol} των υπό μελέτη εξετάσεων ανά κατηγορία συστημάτων

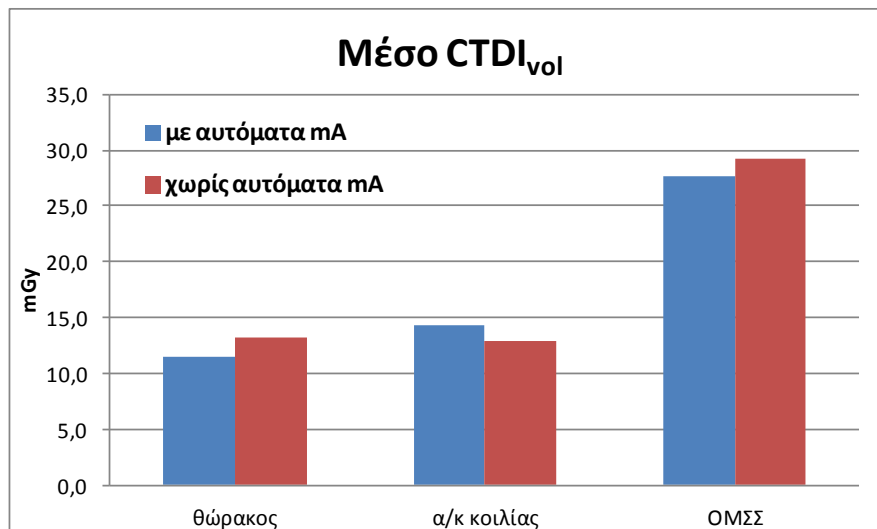


Εικόνα 45. Μέση τιμή DLP των υπό μελέτη εξετάσεων ανά κατηγορία συστημάτων

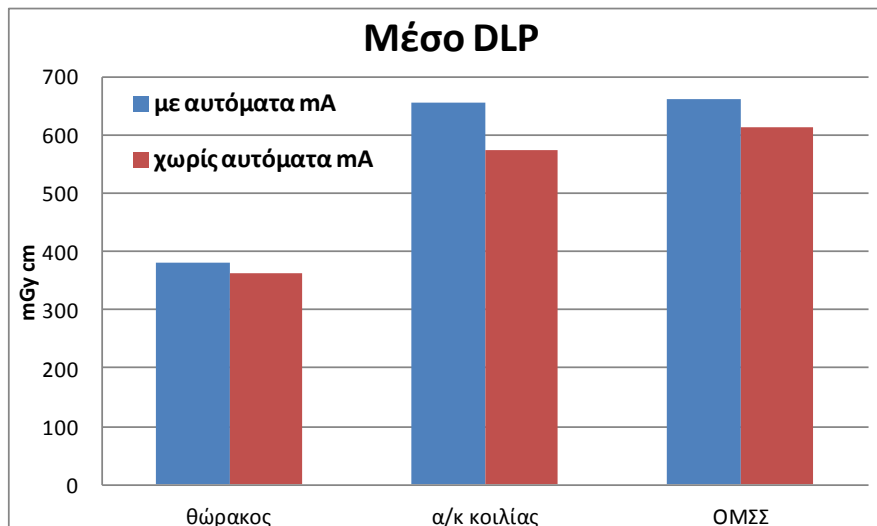
Παρατηρείται ότι τα συστήματα δύο τομών παρουσιάζουν τις χαμηλότερες τιμές δόσης σε σύγκριση με τις υπόλοιπες κατηγορίες. Η παρατήρηση αυτή επιβεβαιώνεται και μέσω στατιστικής ανάλυσης διακύμανσης two sample t-test των αντίστοιχων κατανομών των τιμών CTDI_{vol}. Ειδικότερα για τις εξετάσεις κορμού, οι μέσες τιμές των διτομικών συστημάτων είναι χαμηλότερες από τις αντίστοιχες των υπόλοιπων κατηγοριών με στατιστικά εξαιρετικά σημαντική διαφορά ($p < 0,002$). Στατιστικά σημαντική είναι και η διαφορά στις εξετάσεις κεφαλιού με εξαίρεση αυτή του σπλαχνικού κρανίου ($p \approx 0,12$). Το γεγονός αυτό πιθανότατα οφείλεται στο σχετικά χαμηλότερο διαθέσιμο δείγμα για την εξέταση αυτή σε σύγκριση με τις υπόλοιπες.

4.1.4. Σύγκριση συστημάτων με και χωρίς αυτόματο σύστημα διαμόρφωσης των mA

Πραγματοποιήθηκε σύγκριση των δοσιμετρικών μεγεθών των συστημάτων με και χωρίς αυτόματο σύστημα διαμόρφωσης των mA. Η σύγκριση αυτή ήταν εφικτή μόνο για τις εξετάσεις κορμού, αφού στη συντριπτική πλειοψηφία των περιπτώσεων, οι εξετάσεις κεφαλής πραγματοποιούνται με axial σαρώσεις χωρίς διαμόρφωση των mA ακόμα και στα συστήματα νέας τεχνολογίας. Επίσης η σύγκριση δεν ήταν εφικτή για την εξέταση θώρακος & άνω/κάτω κοιλίας, αφού το δείγμα συστημάτων χωρίς διαμόρφωση των mA τα οποία την πραγματοποιούν με μία σάρωση ήταν εξαιρετικά μικρό (τρία συστήματα). Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της σύγκρισης των τιμών CTDI_{vol} και DLP των συστημάτων με και χωρίς σύστημα διαμόρφωσης των mA για τις υπόλοιπες εξετάσεις (Εικόνα 46-Εικόνα 47).



Εικόνα 46. Σύγκριση μέσων τιμών CTDI_{vol} συστημάτων με και χωρίς σύστημα διαμόρφωσης των mA



Εικόνα 47. Σύγκριση μέσων τιμών DLP συστημάτων με και χωρίς σύστημα διαμόρφωσης των mA

Παρατηρείται ότι οι δύο κατηγορίες συστημάτων παρουσιάζουν παραπλήσιες τιμές CTDI_{vol} και DLP για όλες τις υπό μελέτη εξετάσεις. Η παρατήρηση αυτή επιβεβαιώνεται και μέσω στατιστικής ανάλυσης διακύμανσης two sample t-test των αντίστοιχων κατανομών, αφού δεν παρατηρείται στατιστικά σημαντική διαφορά σε καμία από τις περιπτώσεις ($p > 0,2$).

4.1.5. Ενεργός δόση στον εξεταζόμενο

Με βάση τιμές DLP των υπό μελέτη εξετάσεων του οποίους παρουσιάζει ο Πίνακας 6 και αντίστοιχους δημοσιευμένους συντελεστές μετατροπής DLP σε ενεργό δόση (Huda 2011), υπολογίστηκε η ενεργός δόση στον εξεταζόμενο (ICRP 2007) από μια τυπική σάρωση κατά τη διάρκεια των εξετάσεων αυτών. Στη συνέχεια παρουσιάζονται οι παραπάνω συντελεστές καθώς και τα αποτελέσματα του υπολογισμού της ενεργού δόσης (Πίνακας 10). Για την εκτίμηση της συνολικής ενεργού δόσης από μια πλήρη εξέταση, θα πρέπει να ληφθούν υπόψη τυχόν επιπλέον σαρώσεις πέραν της τυπικής σάρωσης οι οποίες έχουν πραγματοποιηθεί κατά τη διάρκεια της εξέτασης.

Πίνακας 10. Συντελεστές μετατροπής (mSv/mGycm) και ενεργός δόσης ανά τυπική σάρωση (mSv)

Εξέταση	Συντελεστής μετατροπής	Ενεργός δόση		
		Mean	Median	sd
Κεφαλής-εγκεφάλου	0.0024	2.2	2.1	0.8
Σπλαχνικού κρανίου/ιγμορείων	0.0024	1.1	1.1	0.6
Έσω αυτί-λιθοειδών οστών	0.0024	0.9	0.7	0.7
Θώρακος	0.0204	8.1	7.7	3.6
Θώρακος & άνω/κάτω κοιλίας	0.0186	15.5	14.9	6.2
Άνω/κάτω κοιλίας	0.0171	10.7	10.1	4.5
Οσφυϊκής μοίρας σπονδ. στήλης	0.0171	11.1	9.4	5.7

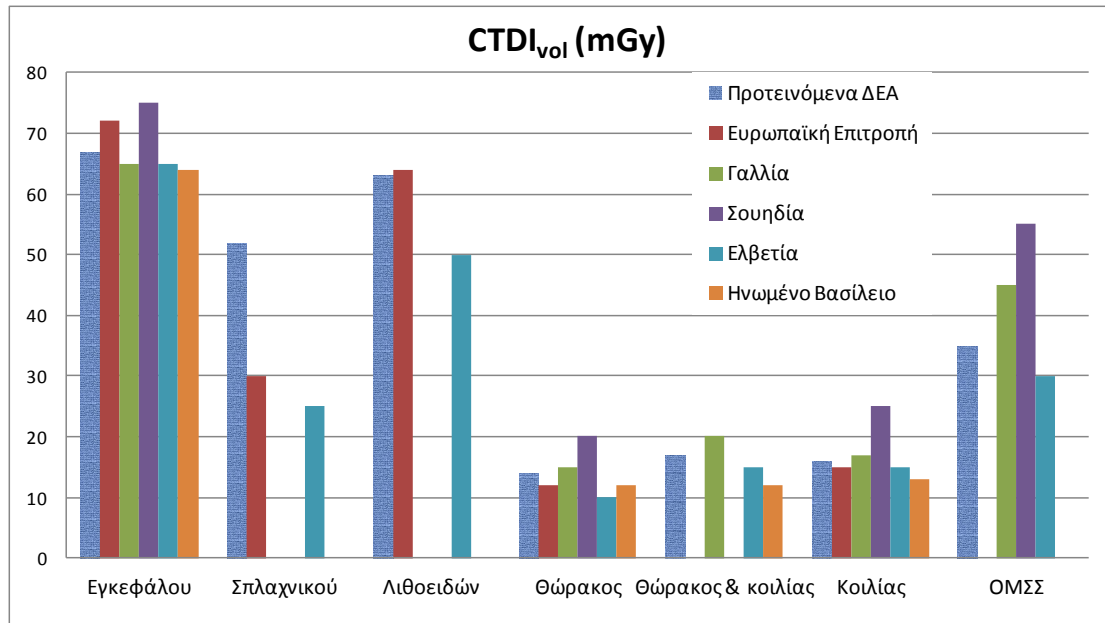
4.1.6. Προτεινόμενα Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς

Με βάση τα ευρήματα της πραγματοποιηθείσας μελέτης, ο Πίνακας 11 παρουσιάζει τα προτεινόμενα Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς για τις τιμές CTDI_{vol} και DLP των εξετάσεων οι οποίες μελετήθηκαν. Για λόγους σύγκρισης, παρουσιάζονται επίσης οι αντίστοιχες από άλλες ευρωπαϊκές μελέτες. Σε ορισμένες από αυτές, οι προτεινόμενες τιμές DLP αναφέρονται σε πλήρη εξέταση και όχι σε μία τυπική σάρωση. Η Εικόνα 48 παρουσιάζει συγκριτικά τις προτεινόμενες τιμές CTDI_{vol} και τις αντίστοιχες από άλλες μελέτες.

Πίνακας 11. Προτεινόμενα ΔΕΑ και αντίστοιχες δημοσιευμένες τιμές για CTDI_{vol} (mGy) και DLP (mGy·cm)

Εξέταση		Προτεινόμενα ΔΕΑ	Ευρωπαϊκή Επιτροπή ⁽⁶⁰⁾	Γαλλία ⁽²⁹⁾	Σουηδία ⁽⁷⁸⁾	Ελβετία ⁽⁸¹⁾	Ηνωμένο Βασίλειο* ⁽⁷⁴⁾
Κεφαλής - εγκεφάλου	CTDI _{vol}	67	72	65	75	65	64
	DLP	1055	945 [†]	1050	1200 [†]	1000	787 [†]
Σπλαχνικού κρανίου / ιγμορείων	CTDI _{vol}	52	30	-	-	25	-
	DLP	605	297 [†]	-	-	350	-
Έσω αυτί - λιθοειδών οστών	CTDI _{vol}	63	64	-	-	50	-
	DLP	355	337 [†]	-	-	250	-
Θώρακος	CTDI _{vol}	14	12	15	20	10	12
	DLP	480	421 [†]	475	600 [†]	400	488 [†]
Θώρακος & άνω/κάτω κοιλίας	CTDI _{vol}	17	-	20	-	15	12
	DLP	1020	-	1000	-	1000	786 [†]
Άνω / κάτω κοιλίας	CTDI _{vol}	16	15	17	25	15	13
	DLP	760	724 [†]	800	-	650	534 [†]
Οσφυϊκής μοίρας σπονδυλικής στήλης	CTDI _{vol}	35	-	45	55	30	-
	DLP	725	-	700	600 [†]	850	-

*Τιμές 75% των κατανομών για το σύνολο (SSCT&MSCT) των συστημάτων, [†]Τιμές DLP για πλήρεις εξετάσεις

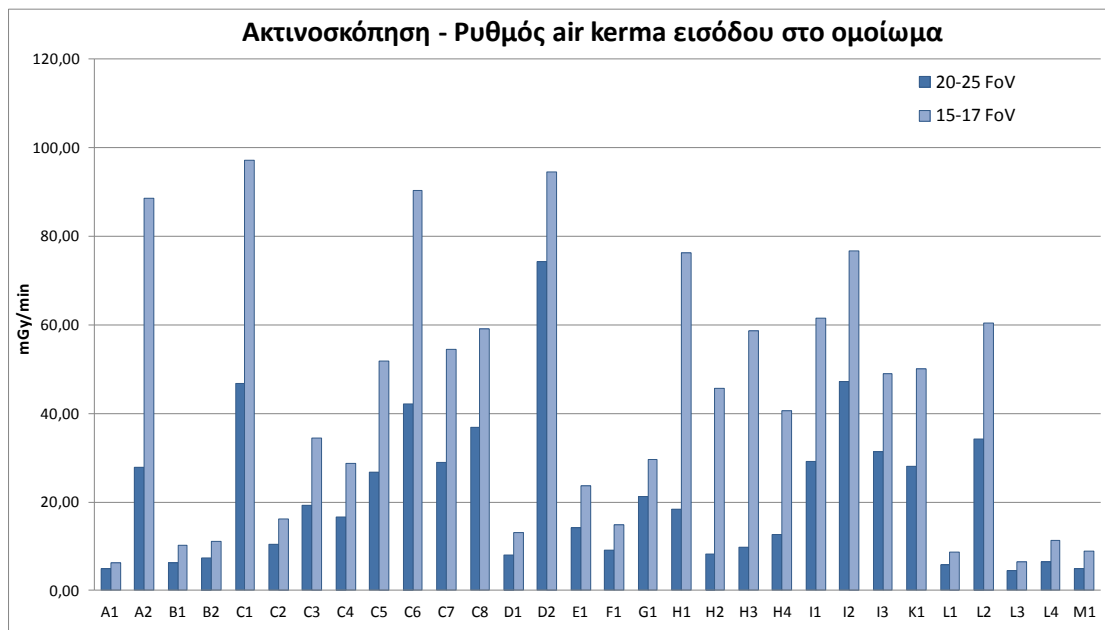


Εικόνα 48. Προτεινόμενα ΔΕΑ και αντίστοιχες δημοσιευμένες τιμές CTDI_{vol}

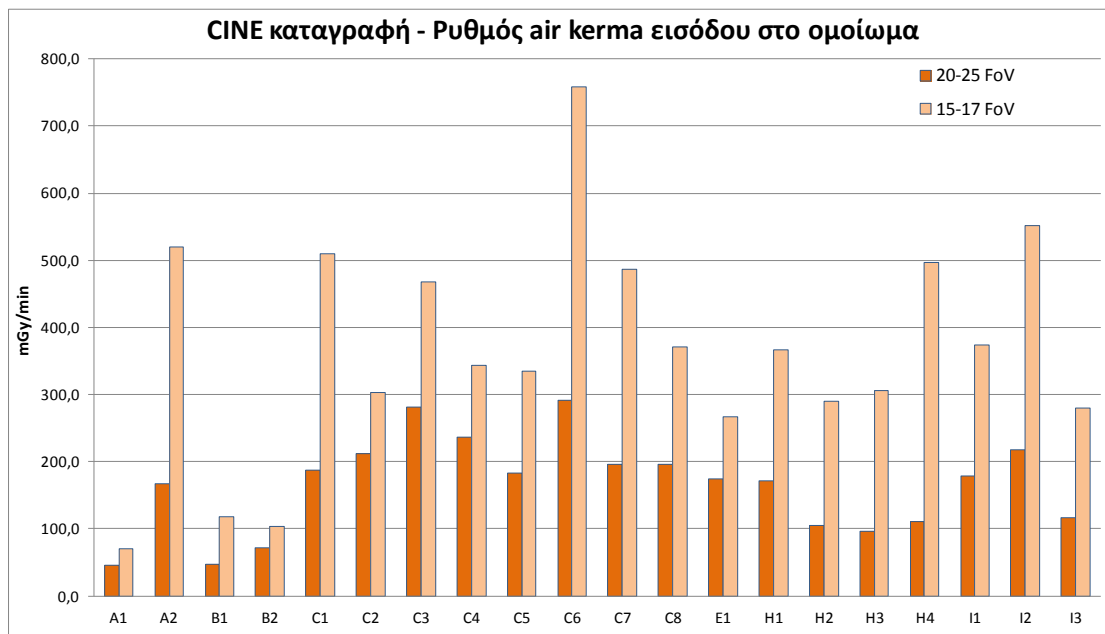
4.2. Επεμβατική καρδιολογία

4.2.1. Μετρήσεις δόσης σε συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας

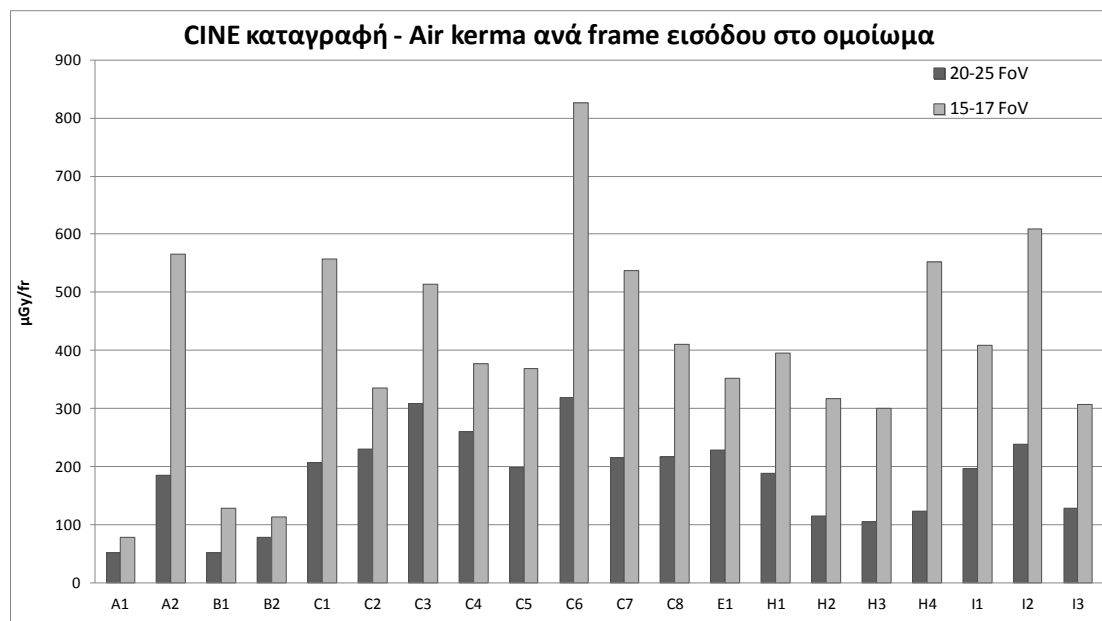
Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που αφορούν στο ρυθμό air kerma (K_{air}) εισόδου κατά την ακτινoscόπηση (Εικόνα 49), το ρυθμό K_{air} κατά την cine καταγραφή (Εικόνα 50) και K_{air} ανά frame κατά την cine καταγραφή στην είσοδο του ομοιώματος (Εικόνα 51). Κάθε γράμμα στον οριζόντιο άξονα των γραφημάτων αντιπροσωπεύει ένα συγκεκριμένο τύπο συστήματος (Πίνακας 4). Σε κάθε γράφημα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των αντίστοιχων τιμών τόσο χωρίς μεγέθυνση (FoV 20-25 cm) όσο και με μεγέθυνση (FoV 15-17 cm). Τέλος, ο Πίνακας 12 παρουσιάζει συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα της στατιστικής ανάλυσης των μετρήσεων δόσης.



Εικόνα 49. Αποτελέσματα ρυθμού air kerma εισόδου κατά την ακτινoscόπηση



Εικόνα 50. Αποτελέσματα ρυθμού air kerma εισόδου κατά την cine καταγραφή



Εικόνα 51. Αποτελέσματα air kerma ανά frame εισόδου κατά την cine καταγραφή

Πίνακας 12. Συνολικά αποτελέσματα των μετρήσεων δόσης

Παράμετρος	FoV (cm)	min	25%	mean	median	75%	max	sd ¹	cv ² (%)
Ρυθμός K _{air} α/σ (mGy/min)	20-25	4.4	8.2	21.4	17.4	29.1	74.3	16.5	77
	15-17	6.2	13.5	42.6	43.1	60.1	97.1	29.3	69
Ρυθμός K _{air} CINE (mGy/min)	20-25	46.0	98.0	160.3	169.7	207.7	386.9	84.0	52
	15-17	70.0	202.2	332.8	320.2	464.9	758.2	171.4	52
K _{air} /frame CINE (μGy/frame)	20-25	50.7	107.6	179.5	197.6	229.5	332.8	84.7	47
	15-17	78.0	266.0	371.6	360.1	513.5	826.8	176.8	48

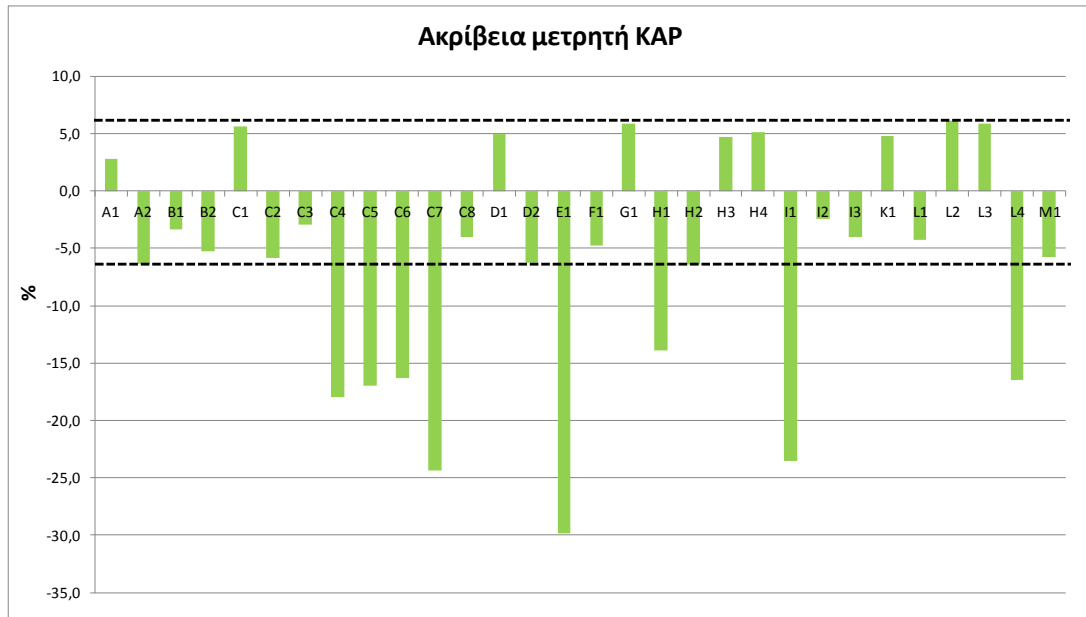
¹Τυπική απόκλιση (standard deviation), ²Συντελεστής μεταβλητότητας (coefficient of variation)

Ο παραπάνω πίνακας καταγράφει επίσης τους συντελεστές μεταβλητότητας (coefficients of variation – CV) των δοσιμετρικών μεγεθών, ως τον λόγο της τυπικής απόκλισης των μετρήσεων προς την αντίστοιχη μέση τιμή. Παρατηρούνται σημαντικά υψηλές τιμές του συντελεστή μεταβλητότητας, ιδιαίτερα στις μετρήσεις ακτινοσκόπησης. Σημαντικές διαφορές στα μετρούμενα μεγέθη παρατηρούνται ακόμα και για συστήματα του ίδιου τύπου. Χαρακτηριστικά αναφέρεται ότι το σύστημα D2 παρουσιάζει εννεαπλάσιο ρυθμό K_{air} εισόδου κατά την ακτινοσκόπηση από ότι το σύστημα D1 και ότι το σύστημα L2 παρουσιάζει πενταπλάσιο ρυθμό K_{air} ανά frame cine καταγραφής εισόδου από ότι το σύστημα L1.

4.2.2. Ακρίβεια μετρητών KAP

Τα αποτελέσματα των μετρήσεων σχετικά με την ακρίβεια των μετρητών KAP των συστημάτων παρουσιάζονται στην Εικόνα 52. Στο γράφημα παρουσιάζονται και τα όρια τα οποία καθορίζονται από την εκτιμώμενη ακρίβεια της μέτρησης ($\pm 6.4\%$). Όλοι οι μετρητές KAP παρουσίασαν ακρίβεια καλύτερη από το όριο του $\pm 35\%$ (IEC 2010). Τρία από τα συστήματα υπερεκτιμούσαν το KAP σε ποσοστό 20 – 30% ενώ τα υπόλοιπα παρουσίασαν ακρίβεια καλύτερη του 18%. Οκτώ συστήματα παρουσίασαν ακρίβεια χειρότερη από την

εκτιμώμενη αβεβαιότητας της μέτρησης. Αντίστοιχες διορθώσεις εφαρμόστηκαν στις τιμές KAP από τις επεμβατικές διαδικασίες που συλλέχθηκαν από τα συστήματα αυτά.



Εικόνα 52. Αποτελέσματα ακρίβειας των μετρητών KAP των συστημάτων

4.2.3. Σύγκριση συστημάτων σε σχέση με το είδος ανιχνευτή

Ο Πίνακας 13 συνοψίζει τα αποτελέσματα των μέσων τιμών των μετρούμενων παραμέτρων (χωρίς μεγέθυνση) στα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας, ανάλογα με το είδος ανιχνευτή του συστήματος (επίπεδος ανιχνευτής ή ενισχυτής εικόνας).

Πίνακας 13. Μέσες τιμές μετρούμενων παραμέτρων σε συστήματα με επίπεδο ανιχνευτή και ενισχυτή εικόνας (20-25 cm FoV)

Παράμετρος	Επίπεδος ανιχνευτής	Ενισχυτής εικόνας
Διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης (%)	2.7	2.9
Διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης (lp/mm)	2.4	1.5
Ακρίβεια μετρητή KAP (%)	10.1	6.5
Ρυθμός K_{air} ακτινοσκόπησης (mGy/min)	22.2	19.6
K_{air} ανά frame CINE καταγραφής (μGy/frame)	181.9	174.8

Παρατηρείται ότι τα συστήματα με επίπεδο ανιχνευτή παρουσιάζουν καλύτερη διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης σε σχέση με συστήματα που κάνουν χρήση ενισχυτή εικόνας. Η παρατήρηση αυτή επιβεβαιώνεται και μέσω στατιστικής ανάλυσης διακύμανσης two sample t-test των αντίστοιχων κατανομών ($p < 0,05$). Αντίθετα, η παρατηρούμενη διαφορά στην ακρίβεια των μετρητών KAP δεν αποδεικνύεται στατιστικά σημαντική ($p = 0,06$). Μη σημαντικές διαφορές παρατηρούνται και για τις μέσες τιμές των υπολοίπων παραμέτρων.

4.2.4. Δεδομένα κλινικών διαδικασιών

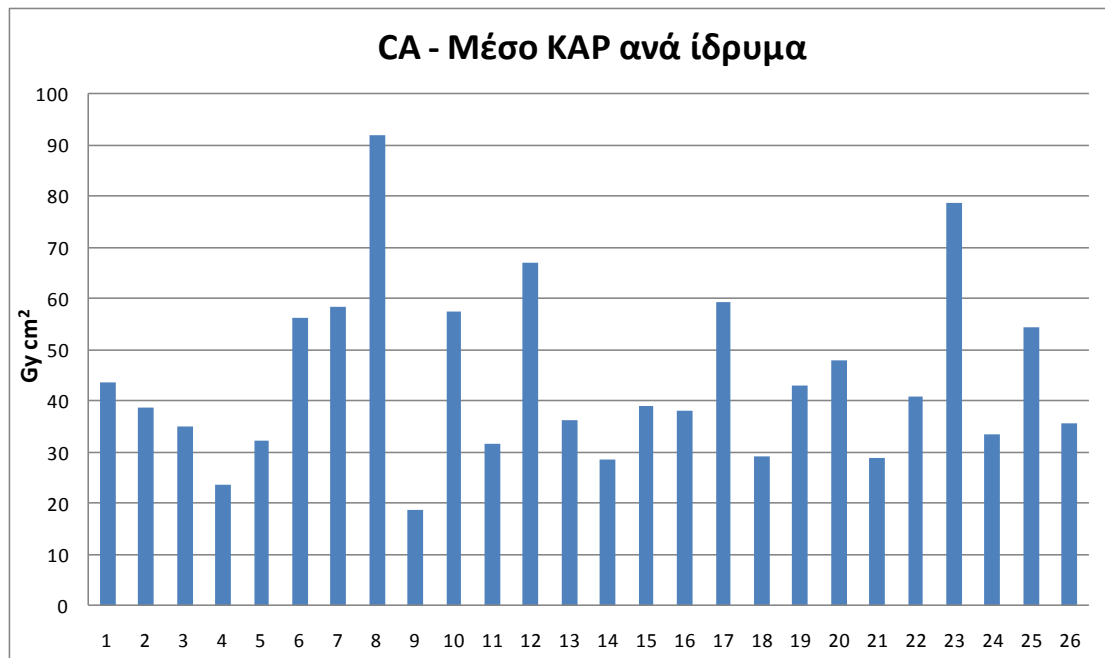
Ο Πίνακας 14 και ο Πίνακας 15 παρουσιάζουν αντίστοιχα τα αποτελέσματα της ανάλυσης του μέσου χρόνου ακτινοσκόπησης και του μέσου KAP ανά ίδρυμα για τις κλινικές διαδικασίες οι οποίες μελετήθηκαν. Στη συνέχεια παρουσιάζονται επίσης οι μέσες τιμές KAP ανά εργαστήριο για τις υπό μελέτη κλινικές διαδικασίες (Εικόνα 53 - Εικόνα 55).

Πίνακας 14. Αποτελέσματα μέσων χρόνων ακτινοσκόπησης ανά ίδρυμα για τις κλινικές διαδικασίες (min)

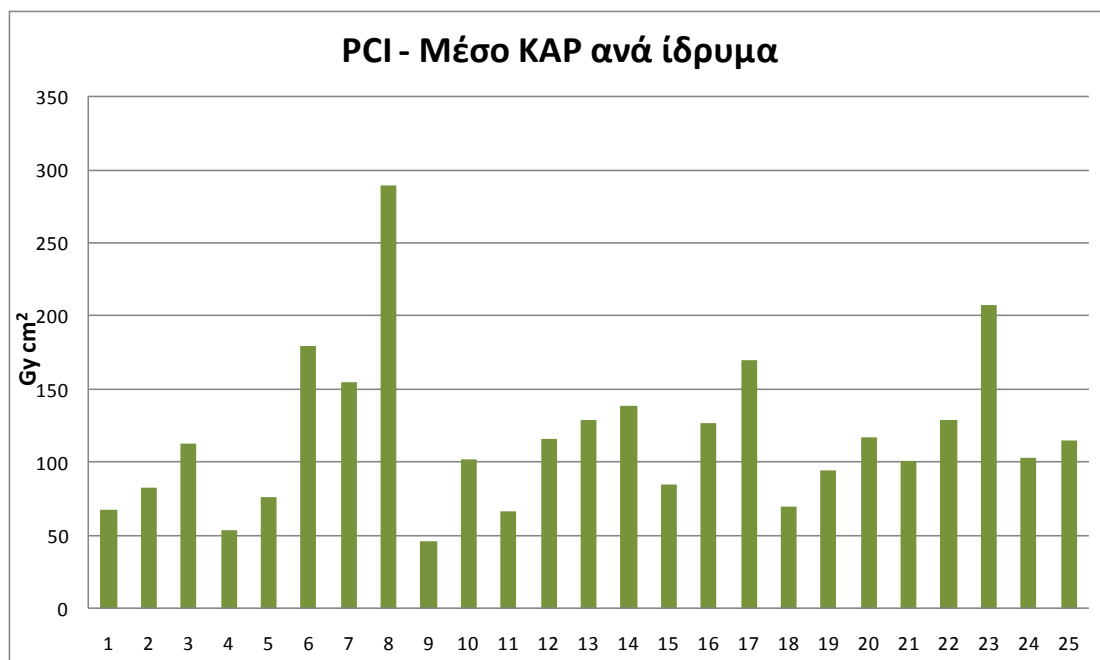
Διαδικασία	min	25%	mean	median	75%	max	sd	cv (%)
Διαγνωστική στεφανιογραφία	2.3	4.1	5.6	5.4	5.7	12.4	2.35	42.1
Διαδερμική στεφανιαία παρέμβαση	8.0	11.0	15.4	13.8	17.8	32.2	6.3	40.7
Εμφύτευση βηματοδότη	4.0	5.0	6.5	6.3	7.0	9.8	2.0	30.9
Καρδιακή κατάλυση με ραδιοσυχνότητες	13.8	22.2	33.6	32.2	39.1	70.7	16.2	48.4

Πίνακας 15. Αποτελέσματα μέσων τιμών KAP ανά ίδρυμα για τις κλινικές διαδικασίες ($\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$)

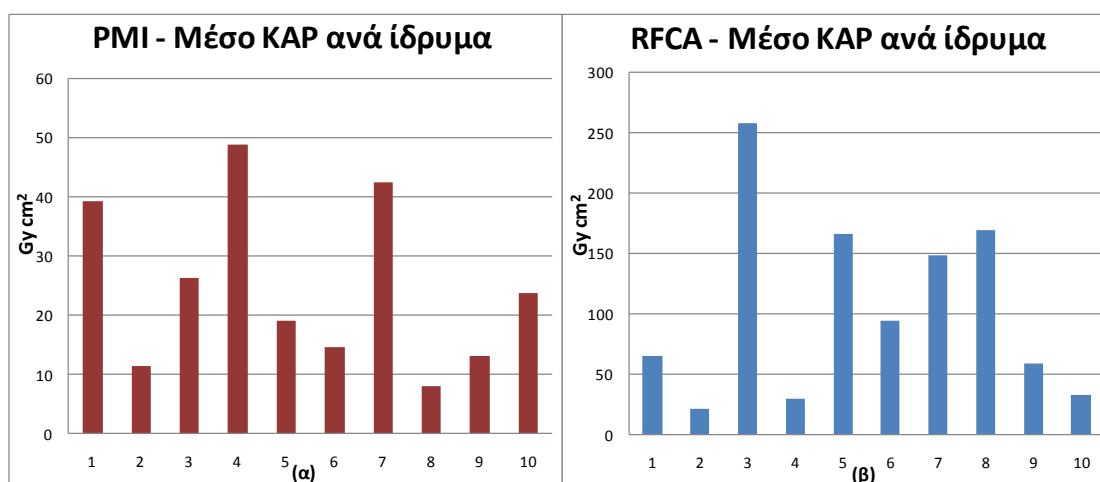
Διαδικασία	min	25%	mean	median	75%	max	sd	cv (%)
Διαγνωστική στεφανιογραφία	18.5	32.5	42.4	37.9	53.3	80.0	17.2	39.0
Διαδερμική στεφανιαία παρέμβαση	45.6	75.8	112.0	104.7	129.3	252.0	53.5	45.6
Εμφύτευση βηματοδότη	8.1	13.6	24.6	21.5	36.0	48.9	14.3	57.7
Καρδιακή κατάλυση με ραδιοσυχνότητες	27.2	37.2	98.3	77.8	146.2	258.6	78.4	75.0



Εικόνα 53. Μέσες τιμές KAP ανά ίδρυμα για την διαδικασία διαγνωστικής στεφανιογραφίας



Εικόνα 54. Μέσες τιμές KAP ανά ίδρυμα για την διαδικασία διαδερμικής στεφανιαίας παρέμβασης



Εικόνα 55. Μέσες τιμές KAP ανά ίδρυμα για εμφύτευση βηματοδότη (α) και κατάλυση με ραδιοσυχνότητες (β)

Παρατηρούνται σημαντικές διακυμάνσεις της των τιμών KAP για τις όλες διαδικασίες οι οποίες μελετήθηκαν. Οι μεγαλύτερες διακυμάνσεις παρατηρούνται για τις ηλεκτροφυσιολογικές διαδικασίες (Εικόνα 55) και ιδιαίτερα για την διαδικασία της καρδιακής κατάλυσης με ραδιοσυχνότητες, για την οποία ο συντελεστής μεταβλητότητας είναι 75%.

4.2.5. Υπολογισμός ενεργού δόσης στον εξεταζόμενο

Ο Πίνακας 16 παρουσιάζει τις μέσες προβολές που χρησιμοποιούνται στις κλινικές διαδικασίες οι οποίες μελετήθηκαν, καθώς και τους αντίστοιχους παράγοντες μετατροπής KAP σε ενεργό δόση που υπολογίστηκαν με τη χρήση του προγράμματος PCXMC 2.0 για όλους τους πιθανούς συνδυασμούς φίλτρων οι οποίοι χρησιμοποιούνται στα σύγχρονα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας και για υψηλή τάση λειτουργίας 80 kV. Τα βασικά στοιχεία εξομοίωσης κάθε προβολής παρουσιάζονται στο Παράρτημα Β.

Πίνακας 16. Παράγοντες μετατροπής KAP σε ενεργό δόση (mSv/mGycm^2) των χρησιμοποιούμενων προβολών

Φίλτρο δέσμης (80 kVp)	Προβολή									
	PA	PA- CAUD(30)	PA- CR(30)	RAO(30)	RAO(20)- CAUD(20)	RAO(20)- CR(30)	LAO(40)	LAO(30)- CAUD(30)	LAO(45)- CR(20)	LAT(L)
3mm Al	0.152	0.127	0.161	0.162	0.119	0.126	0.194	0.149	0.186	0.188
3mm Al + 0.1mm Cu	0.213	0.179	0.225	0.225	0.169	0.181	0.262	0.206	0.253	0.249
4mm Al + 0.1mm Cu	0.225	0.190	0.238	0.237	0.179	0.193	0.275	0.218	0.266	0.261
3mm Al + 0.2mm Cu	0.251	0.213	0.266	0.264	0.201	0.218	0.304	0.242	0.294	0.286
4mm Al + 0.2mm Cu	0.259	0.220	0.274	0.272	0.208	0.226	0.313	0.250	0.303	0.294
3mm Al + 0.3mm Cu	0.278	0.237	0.294	0.291	0.224	0.244	0.333	0.268	0.323	0.312
3mm Al + 0.4mm Cu	0.299	0.256	0.316	0.311	0.241	0.264	0.354	0.286	0.343	0.331
3mm Al + 0.6mm Cu	0.327	0.281	0.345	0.339	0.266	0.293	0.383	0.312	0.372	0.356
3mm Al + 0.9mm Cu	0.353	0.306	0.373	0.364	0.288	0.320	0.410	0.336	0.399	0.379

Για τον υπολογισμό της ενεργού δόσης από τις κλινικές διαδικασίες οι οποίες μελετήθηκαν, αποφασίστηκε να χρησιμοποιηθούν οι παράγοντες για φίλτρο δέσμης αποτελούμενο από 3 mm Al και 0,2 mm Cu (πάχος υποδιπλασιασμού 5,6 mm Al στα 80 kVp), το οποίο διαπιστώθηκε ότι αντιπροσωπεύει μια μέση περίπτωση φιλτραρίσματος δέσμης κατά τις μετρήσεις δόσης στα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας που αξιολογήθηκαν. Τη συμμετοχή κάθε προβολής στο συνολικό KAP των διαδικασιών καθώς και τον υπολογισμό του τελικού παράγοντα μετατροπής KAP σε ενεργό δόση για κάθε διαδικασία παρουσιάζει ο Πίνακας 17.

Πίνακας 17. Υπολογισμός παραγόντων μετατροπής KAP σε ενεργό δόση των κλινικών διαδικασιών

Διαδικασία	Προβολή	% του συνολικού KAP	Παράγοντας μετατροπής προβολής (mSv/Gycm^2)	Παράγοντας μετατροπής διαδικασίας (mSv/Gycm^2)
Διαγνωστική στεφανιογραφία (CA)	PA	3	0.251	0.256
	PA-CAUD(30)	1	0.213	
	PA-CR(30)	8	0.266	
	RAO(30)	8	0.264	
	RAO(20)-CAUD(20)	24	0.201	
Διαδερμική στεφανιαία παρέμβαση (PCI)	RAO(20)-CR(30)	4	0.218	0.257
	LAO(40)	12	0.304	
	LAO(30)-CAUD(30)	14	0.242	
	LAO(45)-CR(20)	24	0.294	
	LAT(L)	2	0.286	
Εμφύτευση βηματοδότη (PMI)	PA	75	0.251	0.262
	RAO(30)	17	0.264	
	LAO(40)	8	0.304	
Καρδιακή κατάλυση με ραδιοσυχνότητες (RFCA)	PA	75	0.251	0.262
	RAO(30)	5	0.264	
	LAO(40)	20	0.304	

Με τη χρήση των παραπάνω παραγόντων μετατροπής KAP σε ενεργό δόση και τα δεδομένα των κλινικών διαδικασιών τα οποία παρουσιάζει ο Πίνακας 15, πραγματοποιήθηκε ο υπολογισμός της ενεργού δόσης για κάθε διαδικασία, τα αποτελέσματα του οποίου παρουσιάζει ο Πίνακας 18.

Πίνακας 18. Ενεργός δόση από τις στον εξεταζόμενο από τις διαδικασίες οι οποίες μελετήθηκαν

Διαδικασία	Ενεργός δόση (mSv)		
	Mean	Median	sd
Διαγνωστική στεφανιογραφία (CA)	10.9	9.7	4.4
Διαδερμική στεφανιαία παρέμβαση (PCI)	28.7	26.8	13.7
Εμφύτευση βηματοδότη (PMI)	6.3	5.5	3.7
Καρδιακή κατάλυση με ραδιοσυχνότητες (RFCA)	25.8	20.4	20.5

4.2.6. Προτεινόμενα Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς

Με βάση τα ευρήματα της πραγματοποιηθείσας μελέτης, ο Πίνακας 19 παρουσιάζει τα προτεινόμενα Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς για τον χρόνο ακτινοσκόπησης και το συνολικό KAP των διαδικασιών οι οποίες μελετήθηκαν, καθώς και για τον ακτινοσκοπικό ρυθμό air kerma και το air kerma ανά frame cine καταγραφή στην είσοδο του ομοιώματος.

Πίνακας 19. Προτεινόμενα Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς Επεμβατικής Καρδιολογίας

Διαδικασία	Χρόνος ακτινοσκόπησης (min)	KAP (Gy·cm ²)
Διαγνωστική στεφανιογραφία (CA)	6	53
Διαδερμική στεφανιαία παρέμβαση (PCI)	18	129
Εμφύτευση βηματοδότη (PMI)	7	36
Καρδιακή κατάλυση με ραδιοσυχνότητες (RFCA)	40	146
Ρυθμός air kerma κατά την ακτινοσκόπηση στην είσοδο ομοιώματος νερού πάχους 20 cm*	29 mGy/min (20 – 25 cm FoV)	
Air kerma ανά frame cine καταγραφής στην είσοδο ομοιώματος νερού πάχους 20 cm*	0.23 mGy/frame (20 – 25 cm FoV)	

* απόσταση εστίας-ομοιώματος 60 cm, ελάχιστη απόσταση εστίας - ανιχνευτή

5. ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ

5.1. Αξονική τομογραφία

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα που παρουσιάζει ο Πίνακας 11, οι τιμές των προτεινόμενων ΔΕΑ είναι συγκρίσιμες με τις αντίστοιχες τιμές που προτείνονται από άλλες ευρωπαϊκές μελέτες για τις περισσότερες από τις εξετάσεις οι οποίες μελετήθηκαν. Εξάιρεση αποτελεί η εξέταση σπλαχνικού κρανίου/ιγμορείων, για την οποία η προτεινόμενη τιμή ΔΕΑ $CTDI_{vol}$ είναι σημαντικά υψηλότερη (κατά 73% και 108%) από τις δύο αντίστοιχες προτεινόμενες τιμές της βιβλιογραφίας. Η διερεύνηση του φαινομένου κατέδειξε ότι για τις ανατομικές περιοχές λιθοειδών οστών, παραρρίνιων κόλπων και τραχήλου, υπάρχει μόνο ένας κωδικός συνταγογράφησης. Αυτό συχνά έχει ως αποτέλεσμα τη χρήση κοινού πρωτοκόλλου σάρωσης για τις περιοχές αυτές, ενώ σε ορισμένες περιπτώσεις, ασθενείς με ενδείξεις σε μια μόνο περιοχή υποβάλλονται σε εξέταση που καλύπτει ανατομικά το σύνολο των παραπάνω περιοχών. Η Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας επεσήμανε το παραπάνω πρόβλημα στο Υπουργείο Υγείας και την Ελληνική Ακτινολογική Εταιρία και αναμένεται η επίλυσή του με εκ νέου κωδικοποίηση των εξετάσεων αξονικής τομογραφίας των περιοχών αυτών. Επίσης διαπιστώθηκε ότι, σε σημαντικό αριθμό συστημάτων, η εξέταση του σπλαχνικού κρανίου πραγματοποιείται με κοινό πρωτόκολλο με την εξέταση κρανίου/εγκεφάλου. Η παραπάνω πρακτική αυξάνει τη δόση στον εξεταζόμενο χωρίς να συνεισφέρει στην διαγνωστική ακρίβεια των λαμβανομένων εικόνων και πρέπει να αναθεωρηθεί από τα ιδρύματα στα οποία πραγματοποιείται.

Η προτεινόμενη τιμή ΔΕΑ $CTDI_{vol}$ για την εξέταση άνω/κάτω κοιλίας είναι 6% χαμηλότερη από το μέσο όρο των αντίστοιχων προτεινόμενων τιμών της βιβλιογραφίας. Ωστόσο, η προτεινόμενη τιμή DLP της εξέτασης είναι 12% υψηλότερη από το μέσο όρο των αντίστοιχων δημοσιευμένων τιμών. Αυτό πιθανότατα σημαίνει ότι, για την συγκεκριμένη εξέταση, χρησιμοποιείται μεγαλύτερο εύρος σάρωσης από ότι είναι κλινικά απαραίτητο. Παρόμοια συμπεράσματα συνάγονται και από τα αποτελέσματα των προτεινόμενων τιμών ΔΕΑ για την εξέταση οσφυϊκής μοίρας σπονδυλικής στήλης.

Οι αξονικοί τομογράφοι δύο τομών παρουσιάζουν τις χαμηλότερες δοσιμετρικές τιμές για τις υπό μελέτη εξετάσεις, σε σύγκριση με τα μονοτομικά και τα πολυτομικά (4+) συστήματα. Το γεγονός αυτό είναι σε συμφωνία με τα αποτελέσματα και άλλων μελετών (Brix 2003, Shrimpton 2006) και μπορεί να αποδοθεί σε παράγοντες που σχετίζονται τόσο στα τεχνικά χαρακτηριστικά των συστημάτων όσο και στη χρήση τους. Τα συστήματα δύο τομών παρουσιάζουν καλύτερη γεωμετρική ευαισθησία από τα πολυτομικά συστήματα (Lewis 2005), ενώ παράλληλα το ποσοστό των αξονικών τομογράφων δύο τομών που κάνουν χρήση αυτόματου συστήματος διαμόρφωσης των mA είναι γενικά πολύ μεγαλύτερο από το αντίστοιχο μονοτομικών συστημάτων. Τα ποσοστά αυτά για τα συστήματα που συμμετείχαν στην παρούσα μελέτη ήταν 75% έναντι 8% αντίστοιχα. Τα χαρακτηριστικά των σύγχρονων πολυτομικών συστημάτων δίνουν την δυνατότητα στο χρήστη να πραγματοποιήσει εξετάσεις με μικρό εύρος δέσμης, έτσι ώστε να είναι εφικτή η εκ των υστέρων ανακατασκευή προβολών μέγιστης έντασης (Maximum Intensity Projections – MIPs) με σχεδόν σταθερή ανάλυση σε όλα τα επίπεδα. Αυτό όμως μπορεί να οδηγήσει σε χρήση αυξημένων στοιχείων έκθεσης έτσι ώστε να αντισταθμιστεί ο αυξημένος θόρυβος

εικόνας λόγω της περαιτέρω μείωσης της γεωμετρικής ευαισθησίας. Το γεγονός αυτό, μαζί με μία σειρά παραγόντων που αφορούν στην εξοικείωση των χρηστών με τα τεχνικά χαρακτηριστικά των πολυτομικών αξονικών τομογράφων (Brix 2003), μπορούν να οδηγήσουν σε αύξηση των δόσεων σε εξετάσεις που πραγματοποιούνται στα συστήματα αυτά.

Δεν παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές των δοσιμετρικών μεγεθών μεταξύ συστημάτων με και χωρίς αυτόματο σύστημα διαμόρφωσης των mA για τις εξετάσεις οι οποίες μελετήθηκαν. Λαμβάνοντας υπόψη ότι το 97% των συστημάτων με διαμόρφωση των mA ήταν διτομικά ή πολυτομικά (4+) συστήματα, συνάγεται το συμπέρασμα ότι το σύστημα διαμόρφωσης των mA αντισταθμίζει την επίδραση της μειωμένης γεωμετρικής ευαισθησίας των συστημάτων αυτών στα δοσιμετρικά μεγέθη.

Οι συντελεστές μεταβλητότητας των δοσιμετρικών μεγεθών για τις υπό μελέτη εξετάσεις κυμαίνονται από 32% έως 76% για τις τιμές $CTDI_{vol}$ και από 36% έως 79% για τις τιμές DLP. Το μεγάλο αυτό εύρος δόσεων πρέπει να αποδοθεί όχι μόνο στη δοσιμετρική συμπεριφορά των συστημάτων αλλά και στην επιλογή των στοιχείων έκθεσης των κλινικών πρωτοκόλλων τα οποία χρησιμοποιούνται. Αυτό άλλωστε υποδεικνύεται και από το μεγάλο εύρος των δοσιμετρικών μεγεθών που παρουσιάζουν τα συστήματα ίδιου τύπου. Χαρακτηριστικά αναφέρεται ότι οι τιμές $CTDI_{vol}$ της εξέτασης κεφαλής-εγκεφάλου μεταξύ των τεσσάρων συστημάτων Siemens Somatom Spirit της μελέτης κυμαίνονται μεταξύ 20 και 47 mGy, ενώ οι τιμές $CTDI_{vol}$ της εξέτασης θώρακος μεταξύ των τεσσάρων συστημάτων Toshiba Asteion κυμαίνονται μεταξύ 7,5 και 36 mGy. Παρόμοια αποτελέσματα παρατηρούνται και για άλλους τύπους συστημάτων. Τα παραπάνω υποδεικνύουν την ανάγκη για περαιτέρω βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας του εξεταζομένου μέσω κατάλληλης τροποποίησης των κλινικών πρωτοκόλλων τα οποία χρησιμοποιούνται, χωρίς υποβάθμιση της διαγνωστικής πληροφορίας των λαμβανομένων εικόνων.

Η παρούσα μελέτη είναι η πρώτη που πραγματοποιείται σε πανελλαδική κλίμακα για τον προσδιορισμό ΔΕΑ αξονικής τομογραφίας. Μελέτες μεσαίας κλίμακας έχουν πραγματοποιηθεί στο παρελθόν (Hatzioannou 2003, Papadimitriou 2003) κατά τις οποίες τα δοσιμετρικά μεγέθη προέκυψαν από μετρήσεις δόσεις σε ομοίωμα που πραγματοποιήθηκαν αντίστοιχα σε 27 και 14 συστήματα χωρίς αυτόματη διαμόρφωση των mA. Κατά τις μελέτες αυτές πραγματοποιήθηκε υπολογισμός του $CTDI_w$ αντί του $CTDI_{vol}$ ο οποίος έγινε στην παρούσα, συνεπώς τα αποτελέσματα αυτά δεν είναι άμεσα συγκρίσιμα. Ο Πίνακας 20 παρουσιάζει συγκριτικά τα αποτελέσματα του DLP των εξετάσεων που αξιολογήθηκαν στη παρούσα και στις προαναφερθείσες μελέτες. Παρατηρείται ότι, ενώ για τις εξετάσεις κεφαλής - εγκεφάλου και θώρακος οι τιμές της παρούσας μελέτης είναι σε γενικές γραμμές συγκρίσιμες με τις αντίστοιχες των προηγούμενων μελετών, το DLP της εξέτασης οσφυϊκής μοίρας σπονδυλικής στήλης είναι σημαντικά μεγαλύτερο στην παρούσα μελέτη. Το γεγονός αυτό θα μπορούσε να οφείλεται στην διαφορετική χρονική περίοδο διεξαγωγής των μελετών σε συνδυασμό με την κλινική φύση της εξέτασης. Η περιοχή της οσφυϊκής μοίρας στην οποία αναζητούνται συχνά κλινικά ευρήματα είναι τα μεσοσπονδύλια διαστήματα. Η εξέταση της περιοχής μπορεί να γίνει με δύο μεθόδους, είτε με ελικοειδή σάρωση όλης της οσφυϊκής μοίρας και εκ των υστέρων ανακατασκευή των μεσοσπονδύλιων διαστημάτων, είτε με axial σαρώσεις μόνο στα διαστήματα αυτά. Όπως είναι προφανές, αν το $CTDI_{vol}$ των δύο αυτών μεθόδων είναι κοινό, τότε η περίπτωση της ελικοειδούς σάρωσης θα παρουσιάζει μεγαλύτερο DLP λόγω μεγαλύτερου συνολικά

εύρους σάρωσης και συνεπώς μεγαλύτερη ακτινική επιβάρυνση στον εξεταζόμενο. Τα συστήματα τα οποία συμμετείχαν στις παλαιότερες μελέτες ήταν γενικά παλαιότερης τεχνολογίας σε σχέση με τα συστήματα της παρούσας μελέτης. Όπως ήδη αναφέρθηκε, τα σύγχρονα συστήματα έχουν τη δυνατότητα σάρωσης μεγάλων περιοχών σε πολύ μικρό χρονικό διάστημα και επίσης έχουν τη δυνατότητα ταχύτατων ανακατασκευών σε όλα τα επίπεδα. Είναι επομένως πιθανό για λόγους ευκολίας, η εξέταση της οσφυϊκής μοίρας να πραγματοποιείται πλέον ελικοειδώς σε μεγαλύτερο ποσοστό συστημάτων από ότι παλαιότερα, κάτι που εξηγεί την αύξηση της μέσης τιμής DLP της εξέτασης.

Παρόμοια φαινόμενα είναι πιθανό να παρουσιάζονται και σε εξετάσεις άλλων περιοχών, όπως στην αυχενική μοίρα της σπονδυλικής στήλης. Στο σημείο αυτό αξίζει να σημειωθεί ότι κατά την παρούσα μελέτη, πέρα από τις εξετάσεις για τις οποίες προτείνονται ΔΕΑ, πραγματοποιήθηκε συλλογή δεδομένων και για άλλες εξετάσεις όπως αυτές του τραχήλου και της αυχενικής μοίρας της σπονδυλικής στήλης. Κατά τη διερεύνηση των αποτελεσμάτων διαπιστώθηκε ότι για τις δύο αυτές εξετάσεις, σε ορισμένα συστήματα ως ομοίωμα αναφοράς για τις τιμές CTDI_{vol} και DLP χρησιμοποιείται το ομοίωμα κεφαλιού (διαμέτρου 16 cm), ενώ στα υπόλοιπα το ομοίωμα σώματος (διαμέτρου 32 cm) με αποτέλεσμα οι τιμές από τις δύο αυτές κατηγορίες να μην είναι συγκρίσιμες. Το φαινόμενο αυτό δεν επιτρέπει τη θέσπιση ενιαίων ΔΕΑ για τις εξετάσεις στην περιοχή του τραχήλου και θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψη σε όλες τις αναφορές δόσης των εξετάσεων αυτών.

Πίνακας 20. Τιμές DLP της παρούσας και προηγούμενων μελετών στον ελληνικό χώρο (mGy·cm)

Εξέταση	Παρούσα μελέτη		Hatzioannou 2003		Papadimitriou 2003	
	mean	75%	mean	75%	mean	75%
Κεφαλής – εγκεφάλου	909	1053	677	869	919	1093
Σπλαχνικού κρανίου/ιγμορείων	473	607	-	-	-	-
Έσω αυτί - λιθοειδών οστών	372	359	-	-	-	-
Αυχενική μοίρα σπονδυλικής στήλης	-	-	295	404	621	821
Θώρακος	395	481	401	550	429	503
Άνω κοιλία	-	-	464	561	493	493
Κάτω κοιλία	-	-	336	385	538	602
Άνω/κάτω κοιλίας	628	758	-	-	-	-
Οσφυϊκή μοίρα σπονδυλικής στήλης	646	723	203	236	473	573

5.2. Επεμβατική καρδιολογία

Οι προτεινόμενες τιμές ΔΕΑ ΚΑΡ για τις διαδικασίες διαγνωστικής στεφανιογραφίας και διαδερμικής στεφανιαίας παρέμβασης είναι $53 \text{ Gy}\text{cm}^2$ και $129 \text{ Gy}\text{cm}^2$, παραπλήσιες με τις τιμές των $50 \text{ Gy}\text{cm}^2$ και $125 \text{ Gy}\text{cm}^2$ αντίστοιχα που προτείνονται στην σχετική έκδοση του Διεθνούς Οργανισμού Ατομικής Ενέργειας (ΙΑΕΑ 2009). Άλλες μελέτες (Hart 2002, Neofotistou 2003, Aroua 2004, Padovani 2008) προτείνουν ΔΕΑ ΚΑΡ για διαγνωστική στεφανιογραφία τα οποία κυμαίνονται μεταξύ $36 \text{ Gy}\text{cm}^2$ και $57 \text{ Gy}\text{cm}^2$ με μέση τιμή τα $48 \text{ Gy}\text{cm}^2$, επίσης συγκρίσιμη με την τιμή που προτείνεται στην παρούσα μελέτη. Οι μελέτες αυτές προτείνουν ΔΕΑ ΚΑΡ για διαδερμική στεφανιαία αγγειοπλαστική (percutaneous transluminal coronary angioplasty – PTCA) τα οποία κυμαίνονται μεταξύ $67 \text{ Gy}\text{cm}^2$ και $94 \text{ Gy}\text{cm}^2$ με μέση τιμή τα $82 \text{ Gy}\text{cm}^2$. Η τιμή αυτή, όπως ήταν αναμενόμενο, είναι χαμηλότερη από την προτεινόμενη από τη παρούσα μελέτη τιμή για διαδερμική στεφανιαία παρέμβαση, η οποία όπως ήδη έχει αναφερθεί ενδέχεται να περιλαμβάνει και διαγνωστική στεφανιογραφία. Η θέσπιση ΔΕΑ για το συνολικό αριθμό frames cine καταγραφής ανά διαδικασία όπως και η κατηγοριοποίηση των ΔΕΑ ανάλογα με την πολυπλοκότητα των διαδικασιών δεν ήταν εφικτή λόγω της έλλειψης σχετικών πληροφοριών στα δεδομένα τα οποία συλλέχθηκαν. Τα εργαστήρια επεμβατικής καρδιολογίας μπορούν ωστόσο να συγκρίνουν με τα ΔΕΑ τις τοπικές τιμές αφού εφαρμόσουν σε αυτές διορθώσεις σχετικές με την πολυπλοκότητα των διαδικασιών που πραγματοποιήθηκαν (ΙΑΕΑ 2009).

Η προτεινόμενη τιμή ΔΕΑ ΚΑΡ για τη διαδικασία εμφύτευσης βηματοδότη είναι $36 \text{ Gy}\text{cm}^2$, επίσης συγκρίσιμη με τις τιμές από άλλες μελέτες (Hart 2002, Aroua 2004) οι οποίες είναι $27 \text{ Gy}\text{cm}^2$ και $38 \text{ Gy}\text{cm}^2$. Το μεγάλο εύρος τιμών ΚΑΡ που παρατηρείται για την διαδικασία αυτή, είναι πιθανό να σχετίζεται με το είδος της συσκευής η οποία εμφυτεύεται. Όπως έχει αναφερθεί στη βιβλιογραφία (Perisinakis 2005) η εμφύτευση αμφικοιλιακού βηματοδότη, η οποία πραγματοποιείται κατά τη θεραπεία καρδιακού επανασυγχρονισμού, απαιτεί γενικά σημαντικά μεγαλύτερο χρόνο ακτινοσκόπησης και τιμές ΚΑΡ (τέσσερις με πέντε φορές στη συγκεκριμένη μελέτη) από ότι η εμφύτευση συμβατικής συσκευής.

Πολύ μεγάλο εύρος τιμών παρατηρήθηκε επίσης στις διαδικασίες καρδιακής κατάλυσης με ραδιοσυχνότητες. Το φαινόμενο αυτό μπορεί να αποδοθεί τόσο σε παράγοντες που σχετίζονται με τις παραμέτρους έκθεσης των συστημάτων, όπως αυτές επιλέγονται από το προσωπικό του εργαστηρίου, όσο και στη φύση των κλινικών διαδικασιών. Όπως προέκυψε κατά τη διερεύνηση των αποτελεσμάτων, στα εργαστήρια στα οποία παρουσιάζονται οι χαμηλότερες μέσες τιμές ΚΑΡ για την κατάλυση με ραδιοσυχνότητες (Εικόνα 55β, εργαστήρια 2, 4 & 10) γίνεται χρήση παλμικής ακτινοσκόπησης με ρυθμό λήψης παλμών 6.25 rps ή και χαμηλότερο, ο οποίος αποδίδει ικανοποιητική ποιότητα εικόνας για τις διαδικασίες αυτές, έχοντας ως αποτέλεσμα πολύ μικρότερες δόσεις σε σύγκριση με τον ρυθμό των 12.5 rps ή 15 rps ο οποίος χρησιμοποιείται στα υπόλοιπα εργαστήρια. Συμπερασματικά διαφαίνεται ότι η χρήση ακτινοσκόπησης χαμηλού ρυθμού λήψης παλμών είναι εφικτή για τις διαδικασίες καρδιακής κατάλυσης με ραδιοσυχνότητες και θα πρέπει να διερευνηθεί από το σύνολο των εργαστηρίων. Επιπλέον παράγοντας ο οποίος είναι πιθανό να συντελεί στο μεγάλο εύρος δόσεων είναι η παθολογία του ασθενούς. Η εξάρτηση του χρόνου ακτινοσκόπησης και της συνολικής τιμής ΚΑΡ από το είδος της αρρυθμίας την οποία καλείται να αντιμετωπίσει η κατάλυση με ραδιοσυχνότητες έχει μελετηθεί στη σχετική

βιβλιογραφία (McFadden 2002, Trianni 2005, Efsthopoulos 2006, Padovani 2008) και θα πρέπει να ληφθεί υπόψη κατά την εφαρμογή των προτεινόμενων ΔΕΑ από τα εργαστήρια.

Η παρούσα μελέτη είναι η πρώτη που πραγματοποιείται σε πανελλαδική κλίμακα για τον προσδιορισμό ΔΕΑ διαδικασιών επεμβατικής καρδιολογίας. Στο παρελθόν έχουν πραγματοποιηθεί μελέτες μικρής κλίμακας (ενός ή δύο ιδρυμάτων) και για μικρότερο γενικά αριθμό διαδικασιών. Ο Πίνακας 21 παρουσιάζει συγκριτικά τις μέσες ή median τιμές ΚΑΡ από τέτοιες μελέτες μαζί με τα αντίστοιχα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης. Οι μεγάλες διαφορές που παρατηρούνται μεταξύ των μελετών αντικατοπτρίζουν, μεταξύ άλλων, την επίδραση που έχει η εμπειρία των επεμβατιστών ιατρών καρδιολόγων στις τιμές ΚΑΡ που απαιτούνται για την ολοκλήρωση των διαδικασιών.

Πίνακας 21. Μέσες ή median τιμές ΚΑΡ της παρούσας και προηγούμενων ελληνικών μελετών ($\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$)

Διαδικασία	Παρούσα μελέτη		(10)	(14)	(12)	(69)	(13)	(84)	(79)
	mean	median	mean	mean	mean	median	mean	median	mean
Διαγνωστική στεφανιογραφία	42.4	37.9	80.8	29	-	-	-	31	50.0
Διαδερμική στεφανιαία παρέμβαση	112.0	104.7	86.2*	75	82.1	-	-	62*	-
Εμφύτευση βηματοδότη	24.6	21.5	-	-	-	26.1**	-	6.7	14.9
Καρδιακή κατάλυση με ραδιοσυχνότητες	98.3	77.8	-	-	-	-	47,9	83.5	-

*Τιμές για PTCA, **Μέση τιμή όλων των συσκευών

Σε ότι αφορά τις μετρήσεις δόσης σε ομοίωμα, το μεγάλο εύρος των μετρούμενων τιμών στα συστήματα τα οποία αξιολογήθηκαν, αντιπροσωπεύουν διαφορές όχι μόνο στην απόδοση των συστημάτων αλλά και στην επιλογή των παραμέτρων έκθεσης από το προσωπικό των εργαστηρίων κατά τη διάρκεια των κλινικών διαδικασιών. Το τελευταίο μπορεί να εξηγήσει και τις μεγάλες διαφορές μεταξύ συστημάτων ίδιου τύπου. Τα παραπάνω αναδεικνύουν την ανάγκη για περαιτέρω βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας μέσω της επανεξέτασης των παραμέτρων έκθεσης ή και των πρωτοκόλλων τα οποία χρησιμοποιούνται χωρίς υποβάθμιση του κλινικού αποτελέσματος.

Τέλος, η χρήση ενός κοινού παράγοντα μετατροπής ΚΑΡ σε ενεργό δόση ίσου με $0,26 \text{ mSv/Gycm}^2$ είναι εφικτή για όλες τις κλινικές διαδικασίες οι οποίες μελετήθηκαν. Ο παράγοντας αυτός είναι σημαντικά υψηλότερος από το $0,18 \text{ mSv/Gycm}^2$ το οποίος είχε χρησιμοποιηθεί στην σχετική έκδοση του Διεθνούς Οργανισμού Ατομικής Ενέργειας (IAEA 2009) και ο οποίος είχε επιλεγεί με βάση παλαιότερες μελέτες (Broadhead 1997, McParland 1998, Ropolo 2001, McFadden 2002). Οι μελέτες αυτές αφορούσαν στον υπολογισμό της ενεργού δόσης με χρήση των συντελεστών στάθμισης οργάνων της προηγούμενης σχετικής οδηγίας (ICRP 1991) και με φίλτρο δέσμης 3 mm Al, το οποίο δεν αντιπροσωπεύει το φιλτράρισμα της δέσμης στα σύγχρονα συστήματα. Η αυξημένη τιμή του παράγοντα μετατροπής που υπολογίστηκε κατά τη μελέτη, οφείλεται στο ότι υπολογίστηκε για αυξημένο φίλτρο δέσμης, το οποίο χρησιμοποιούν τα σύγχρονα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας (ο αντίστοιχος συντελεστής για φίλτρο 3 mm Al θα ήταν $0,16 \text{ mSv/Gycm}^2$).

6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η παρούσα εργασία είχε ως στόχο τη συνεισφορά στη βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας εξεταζόμενων και προσωπικού στις εξετάσεις αξονικής τομογραφίας και τις διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας, κυρίως μέσω της θέσπισης Διαγνωστικών Επιπέδων Αναφοράς ενηλίκων για τις παραπάνω εφαρμογές. Ορισμένα από τα αποτελέσματα που προέκυψαν κατά τη μελέτη, όπως οι μεγάλες διακυμάνσεις των δοσιμετρικών μεγεθών που παρατηρήθηκαν και οι υψηλές δόσεις της αξονικής τομογραφίας σπλαχνικού κρανίου, υποδεικνύουν ότι υπάρχει ανάγκη για περαιτέρω βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας και στα δύο πεδία. Επίσης επισημάνθηκαν μη βελτιστοποιημένες πρακτικές, τόσο στο πεδίο της αξονικής τομογραφίας όσο και της επεμβατικής καρδιολογίας, η αναθεώρηση των οποίων μπορεί να οδηγήσει σε μείωση των δόσεων εξεταζόμενων και προσωπικού χωρίς υποβάθμιση του διαγνωστικού αποτελέσματος.

Οι προτεινόμενες τιμές που προέκυψαν από την παρούσα μελέτη, εγκρίθηκαν ως εθνικά Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς ενηλίκων κατά την 218η συνεδρίαση του Διοικητικού Συμβουλίου της Ελληνικής Επιτροπής Ατομικής Ενέργειας και ήδη ανακοινώθηκαν στην ιστοσελίδα της ΕΕΑΕ, ενώ αναμένεται και η έκδοση σχετικής Υπουργικής Απόφασης από το Υπουργείο Υγείας. Σύμφωνα με τις διεθνείς οδηγίες (European Commission 1999), κάθε ίδρυμα πρέπει να συγκρίνει τις μέσες τιμές των δοσιμετρικών μεγεθών του με τα αντίστοιχα εθνικά ΔΕΑ. Αν παρατηρείται συστηματική υπέρβαση των ΔΕΑ, τότε τα αίτια της θα πρέπει να διερευνώνται και να αναζητούνται διορθωτικές ενέργειες. Ωστόσο, η εφαρμογή των ΔΕΑ πρέπει να πραγματοποιείται με ευελιξία, έτσι ώστε να επιτρέπονται υψηλότερες δόσεις όταν κάτι τέτοιο επιβάλλεται για κλινικούς λόγους (ICRP 2014). Η ευελιξία στην εφαρμογή των ΔΕΑ είναι ιδιαίτερα σημαντική στις διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας κατά τις οποίες παράγοντες όπως η πολυπλοκότητα της διαδικασίας, η εμπειρία των επεμβατιστών Ιατρών Καρδιολόγων και τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά των ασθενών, μπορούν να οδηγήσουν σε μεγάλο εύρος δοσιμετρικών μεγεθών. Σε κάθε περίπτωση, η εφαρμογή των ΔΕΑ από τα ιδρύματα μπορεί να αποτελέσει ένα εργαλείο ευαισθητοποίησης όλων των εμπλεκόμενων στα θέματα που αφορούν τη βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας.

Κατά τη διαδικασία αναθεώρησης των ΔΕΑ αξονικής τομογραφίας ενηλίκων που προέκυψαν από την παρούσα μελέτη, θα πρέπει να συλλεχθούν επιπλέον στοιχεία τα οποία θα επιτρέψουν τη θέσπιση τιμών ΔΕΑ για το DLP της πλήρους εξέτασης και όχι μόνο της τυπικής σάρωσης, έτσι ώστε να περιγράφεται πιο ολοκληρωμένα η ακτινική επιβάρυνση του εξεταζόμενου. Θα πρέπει επίσης να διερευνηθεί η πιθανότητα διαβάθμισης των ΔΕΑ ανάλογα με τη παθολογία του εξεταζόμενου και η θέσπιση ΔΕΑ νέων εξετάσεων οι οποίες είναι πλέον πραγματοποιήσιμες στα σύγχρονα συστήματα αξονικής τομογραφίας, όπως η αξονική στεφανιογραφία, η αξονική (εικονική) κολοноσκόπηση κλπ. Σε ότι αφορά την αναθεώρηση των ΔΕΑ επεμβατικής καρδιολογίας, πρέπει να συλλεχθούν επιπλέον στοιχεία τα οποία θα επιτρέψουν τη θέσπιση ΔΕΑ για το συνολικό αριθμό frames cine καταγραφής και τη διαβάθμιση των ΔΕΑ ανάλογα με την πολυπλοκότητα της διαδικασίας κατά την διαδερμική στεφανιαία παρέμβαση, το είδος της συσκευής (συμβατική ή αμφικουιακή) κατά την εμφύτευση βηματοδότη και το είδος της αρρυθμίας που αντιμετωπίζεται κατά την καρδιακή κατάλυση με ραδιοσυχνότητες. Επίσης, θα πρέπει

το συντομότερο να δρομολογηθεί η θέσπιση εθνικών ΔΕΑ παιδιατρικών εξετάσεων τόσο στα πεδία της αξονικής τομογραφίας και της επεμβατικής καρδιολογίας όσο και για τις υπόλοιπες ακτινολογικές εφαρμογές. Τέλος, κατά τις μελλοντικές διαδικασίες θέσπισης ΔΕΑ θα πρέπει να διερευνηθεί η πιθανότητα χρήσης της συνολικής κατανομής των δοσιμετρικών μεγεθών αντί της μεθόδου του 75 %, σύμφωνα με τις αναμενόμενες οδηγίες της σχετικής επιτροπής της ICRP (ICRP 2012).

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α – ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΓΡΑΦΗΜΑΤΩΝ

Εικόνα 34. Κατανομή συχνότητων των τιμών CTDI_{vol} και DLP για την εξέταση εγκεφάλου

# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)	# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)	# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)
1	71,3	871	32	51,0	845	63	60,7	951
2	57,4	852	33	59,7	932	64	37,4	561
3	63,0	859	34	41,4	724	65	53,9	816
4	62,9	945	35	59,6	797	66	74,9	1123
5	60,0	753	36	93,5	1310	67	69,0	966
6	53,0	758	37	70,2	1068	68	63,3	823
7	61,6	891	38	50,7	949	69	47,7	659
8	52,3	757	39	74,7	1164	70	45,8	641
9	58,5	968	40	172,6	2972	71	28,9	405
10	95,6	1610	41	67,1	1093	72	57,9	811
11	46,4	658	42	53,3	833	73	46,6	652
12	40,6	629	43	58,8	885	74	45,6	638
13	63,5	1169	44	59,9	854	75	104,0	1352
14	91,0	1341	45	21,7	301	76	49,9	699
15	70,0	1031	46	81,2	1401	77	92,9	1301
16	55,0	799	47	60,7	870	78	78,2	953
17	61,0	1060	48	48,2	734	79	47,0	621
18	93,0	1449	49	55,8	840	80	49,1	687
19	66,3	1121	50	60,4	906	81	53,7	752
20	70,0	1046	51	80,6	1262	82	49,3	695
21	63,9	970	52	59,4	865	83	65,6	971
22	24,0	362	53	59,7	1166	84	60,9	883
23	37,1	630	54	49,8	760	85	50,9	738
24	53,5	780	55	46,4	610	86	52,0	754
25	58,7	670	56	57,1	778	87	46,7	700
26	60,3	1042	57	44,6	690	88	45,5	675
27	59,9	1111	58	31,0	466	89	69,0	985
28	90,5	1187	59	44,9	643	90	57,4	850
29	60,2	886	60	50,0	804	91	87,0	1150
30	87,7	1187	61	70,8	1098			
31	60,4	1100	62	53,3	797			

Εικόνα 35. Κατανομή συχνοτήτων των τιμών CTDI_{vol} και DLP για την εξέταση σπλαχνικού κρανίου

# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)	# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)	# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)
1	63,2	584	14	61,0	814	27	31,4	265
2	52,6	450	15	19,3	462	28	27,4	326
3	50,9	768	16	36,6	569	29	17,7	240
4	48,0	440	17	10,7	86	30	10,6	189
5	19,3	247	18	100,0	1160	31	37,4	556
6	51,4	463	19	23,1	269	32	24,3	308
7	51,6	852	20	50,9	643	33	17,3	268
8	39,5	391	21	53,3	822	34	22,6	337
9	10,8	128	22	14,2	129	35	38,1	286
10	34,2	543	23	60,8	684	36	31,2	250
11	45,0	541	24	19,4	355	37	24,4	195
12	61,0	984	25	37,2	399	38	59,4	505
13	34,4	381	26	75,3	934	39	52,7	630

Εικόνα 36. Κατανομή συχνοτήτων των τιμών CTDI_{vol} και DLP για την εξέταση λιθοειδών οστών

# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)	# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)	# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)
1	54,1	317	15	35,6	182	29	52,4	288
2	59,3	312	16	25,4	151	30	46,5	256
3	54,3	422	17	58,1	301	31	88,0	484
4	62,6	320	18	106,3	1186	32	24,1	133
5	24,0	105	19	48,8	332	33	36,8	202
6	34,3	254	20	32,1	224	34	76,1	419
7	68,4	733	21	125,2	876	35	42,3	233
8	39,5	246	22	139,7	768	36	65,7	361
9	66,7	438	23	59,7	328	37	42,4	233
10	24,0	215	24	17,3	95	38	23,2	127
11	36,4	275	25	44,0	242	39	54,8	302
12	23,4	133	26	44,1	243	40	62,7	345
13	90,0	773	27	63,8	351	41	59,3	345
14	35,3	179	28	291,0	1601	42	56,4	300

Εικόνα 37. Κατανομή συχνότητων των τιμών CTDI_{vol} και DLP για την εξέταση θώρακος

# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)	# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)	# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)
1	15,7	465	32	5,5	168	63	9,0	317
2	4,5	158	33	6,2	212	64	14,9	455
3	12,2	407	34	6,8	271	65	17,1	539
4	14,4	431	35	19,7	659	66	40,5	1297
5	13,8	495	36	12,2	395	67	9,9	297
6	7,9	272	37	22,2	633	68	7,5	245
7	6,8	229	38	17,0	538	69	13,5	405
8	8,7	292	39	13,8	474	70	5,7	171
9	10,3	320	40	22,1	763	71	11,9	357
10	9,7	344	41	15,4	467	72	10,1	303
11	7,0	225	42	6,7	241	73	8,2	246
12	6,3	228	43	6,5	217	74	7,5	225
13	9,8	355	44	8,0	263	75	11,1	333
14	16,5	526	45	6,5	184	76	11,5	345
15	14,5	489	46	13,6	421	77	11,0	330
16	11,6	389	47	6,7	196	78	30,6	944
17	10,7	428	48	12,3	453	79	6,0	192
18	18,0	623	49	10,4	337	80	16,9	525
19	8,7	302	50	15,3	522	81	13,3	398
20	11,6	390	51	18,0	617	82	18,7	654
21	14,0	502	52	8,5	254	83	14,4	489
22	8,0	228	53	9,6	343	84	16,6	546
23	12,1	512	54	11,9	393	85	15,2	501
24	5,8	184	55	6,7	208	86	14,8	488
25	9,9	300	56	7,4	252	87	11,1	366
26	11,0	389	57	11,0	326	88	8,9	273
27	7,0	281	58	10,2	375	89	11,0	390
28	19,4	635	59	10,0	335	90	5,1	170
29	13,0	402	60	12,6	446	91	23,8	738
30	14,1	404	61	14,3	474			
31	10,7	387	62	11,2	372			

Εικόνα 38. Κατανομή συχνοτήτων των τιμών CTDI_{vol} και DLP για την εξέταση θώρακος & άνω/κάτω κοιλίας

# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)	# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)	# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)
1	22,6	1347	12	18,6	898	23	6,4	431
2	13,0	780	13	12,0	601	24	7,9	510
3	14,1	844	14	20,0	1317	25	5,6	335
4	12,6	744	15	18,2	815	26	16,7	1028
5	8,1	498	16	11,2	656	27	13,1	872
6	14,1	834	17	10,1	570	28	14,0	788
7	11,0	657	18	26,2	1636	29	7,1	456
8	9,1	560	19	11,6	711	30	13,6	838
9	17,3	1075	20	16,9	928	31	16,5	1040
10	15,6	1020	21	25,1	1714	32	14,8	1067
11	11,9	727	22	6,7	381			

Εικόνα 40. Κατανομή συχνοτήτων των τιμών CTDI_{vol} και DLP για την εξέταση οσφυϊκής μοίρας σπονδ/κής στήλης

# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)	# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)	# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)
1	49,2	1130	24	38,4	998	47	26,3	694
2	19,9	438	25	18,4	491	48	19,1	474
3	38,9	693	26	20,0	611	49	80,2	1650
4	40,7	940	27	18,6	402	50	34,3	650
5	21,8	462	28	17,1	510	51	25,7	550
6	11,8	260	29	28,6	648	52	18,2	412
7	18,0	372	30	24,1	617	53	15,9	320
8	15,5	299	31	19,9	513	54	41,8	741
9	18,5	450	32	15,4	453	55	22,5	497
10	34,2	706	33	16,0	418	56	22,7	455
11	14,6	305	34	15,6	318	57	14,8	312
12	19,4	463	35	20,9	442	58	20,0	446
13	59,0	1435	36	33,3	902	59	26,7	534
14	21,9	612	37	39,4	922	60	22,2	478
15	23,5	552	38	57,7	1444	61	42,9	833
16	20,7	572	39	17,8	576	62	34,5	661
17	21,0	497	40	43,7	899	63	29,6	740
18	23,0	308	41	9,3	144	64	39,3	981
19	28,7	699	42	42,8	946	65	46,9	1172
20	18,0	421	43	43,6	1124	66	18,5	306
21	24,3	638	44	32,1	706	67	35,8	600
22	22,1	599	45	23,9	548			
23	15,4	440	46	73,4	1871			

Εικόνα 39. Κατανομή συχνοτήτων των τιμών CTDI_{vol} και DLP για την εξέταση άνω/κάτω κοιλίας

# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)	# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)	# συστήματος	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)
1	17,5	788	32	9,4	413	63	16,2	772
2	5,0	250	33	11,4	649	64	21,0	822
3	12,9	626	34	11,2	488	65	14,7	686
4	17,7	817	35	26,1	1204	66	38,6	1735
5	15,2	654	36	12,2	521	67	13,0	580
6	12,5	501	37	24,0	1079	68	10,7	451
7	11,6	558	38	16,3	718	69	14,6	657
8	13,1	595	39	17,1	788	70	5,1	230
9	11,5	482	40	23,8	1218	71	13,6	612
10	11,5	466	41	28,0	1098	72	10,1	455
11	7,7	366	42	8,8	345	73	8,9	401
12	9,0	408	43	5,8	275	74	7,4	333
13	11,3	546	44	7,5	340	75	12,9	581
14	19,9	876	45	5,4	246	76	11,5	518
15	14,7	753	46	15,9	718	77	6,1	275
16	12,1	525	47	11,6	503	78	12,5	588
17	11,4	565	48	9,1	458	79	5,1	230
18	19,0	904	49	10,6	478	80	17,0	763
19	33,0	1359	50	17,8	811	81	13,3	560
20	16,2	771	51	21,3	1077	82	23,0	920
21	16,8	815	52	10,5	436	83	15,7	626
22	7,8	353	53	14,2	687	84	15,0	675
23	11,7	597	54	13,2	618	85	12,0	570
24	9,0	415	55	6,9	300	86	14,8	695
25	11,7	499	56	7,5	350	87	12,2	572
26	10,8	477	57	16,3	679	88	10,5	478
27	9,8	534	58	15,2	671	89	11,1	470
28	20,8	980	59	13,0	620	90	5,0	235
29	17,2	708	60	14,2	655	91	20,9	850
30	14,1	589	61	24,5	1086			
31	13,5	692	62	17,3	804			

Εικόνα 41. Διακύμανση του CTDI_{vol} εξέτασης εγκεφάλου μεταξύ συστημάτων ίδιου τύπου

CTDI _{vol} (mGy)								
Siemens Somatom Sensation	GE Brightspeed	Siemens Somatom Definition	Siemens Somatom Emotion	Siemens Somatom Plus 4	GE Lightspeed VCT	Philips Tomoscan AV	Siemens Somatom Spirit	Toshiba Asteion
53,0	87,7	63,5	53,5	57,9	63,0	47,7	46,4	63,3
52,3	50,7	59,9	51,0	46,6	70,0	53,7	21,7	104,0
40,6	60,4	60,2	69,0	49,9	31,0	52,0	46,4	92,9
61,0	80,6	60,4	45,5	60,9	70,8	28,9	47,0	78,2
60,3	49,8	93,5	69,0	50,9				
59,7	44,9	59,9	57,4					
58,8	81,2							
59,7								
53,3								

Εικόνα 42. Διακύμανση του CTDI_{vol} εξέτασης θώρακος μεταξύ συστημάτων ίδιου τύπου

CTDI _{vol} (mGy)								
Siemens Somatom Sensation	GE Brightspeed	Siemens Somatom Definition	Siemens Somatom Emotion	Siemens Somatom Plus 4	GE Lightspeed VCT	Philips Tomoscan AV	Siemens Somatom Spirit	Toshiba Asteion
7,9	14,1	9,8	5,8	10,1	12,2	13,5	7,0	7,5
8,7	17,0	7,0	5,5	8,2	14,5	13,3	6,5	11,1
6,3	15,3	13,0	9,9	11,5	10,2	14,8	6,7	11,0
10,7	18,0	10,7	8,9	16,6	14,3	11,9	6,0	30,6
11,0	11,9	12,2	11,0	15,2				
6,2	10,0	8,0	5,1					
6,5	13,6							
9,6								
11,2								

Εικόνα 43. Διακύμανση του CTDI_{vol} εξέτασης άνω/κάτω κοιλίας μεταξύ συστημάτων ίδιου τύπου

CTDI _{vol} (mGy)								
Siemens Somatom Sensation	GE Brightspeed	Siemens Somatom Definition	Siemens Somatom Emotion	Siemens Somatom Plus 4	GE Lightspeed VCT	Philips Tomoscan AV	Siemens Somatom Spirit	Toshiba Asteion
12,5	14,1	11,3	9,0	10,1	12,9	14,6	7,7	10,7
13,1	16,3	9,8	9,4	8,9	14,7	13,3	5,4	12,9
9,0	17,8	17,2	13,0	11,5	15,2	14,8	6,9	6,1
11,4	21,3	13,5	10,5	15,0	24,5	13,6	5,1	12,5
10,8	13,2	12,2	11,1	12,0				
11,4	13,0	7,5	5,0					
5,8	15,9							
14,2								
17,3								

Εικόνα 44. Μέση τιμή CTDI_{vol} των υπό μελέτη εξετάσεων ανά κατηγορία συστημάτων

κατηγορία συστημάτων	CTDI _{vol} (mGy)					
	εγκεφάλου	σπλαχνικού	λιθοειδών	θώρακος	α/κ κοιλίας	ΟΜΣΣ
Μονοτομικά	58,8	41,2	72,2	13,3	13	30,2
Διτομικά	45,2	26,3	35,8	6,6	7,1	16,5
Πολυτομικά	63,6	40,3	51,5	12,3	15,2	29,3

Εικόνα 45. Μέση τιμή DLP των υπό μελέτη εξετάσεων ανά κατηγορία συστημάτων

κατηγορία συστημάτων	DLP (mGy·cm)					
	εγκεφάλου	σπλαχνικού	λιθοειδών	θώρακος	α/κ κοιλίας	ΟΜΣΣ
Μονοτομικά	825	373	388	422	576	358
Διτομικά	634	258	212	209	332	314
Πολυτομικά	981	518	370	409	689	708

Εικόνα 46. Σύγκριση μέσων τιμών CTDI_{vol} συστημάτων με και χωρίς σύστημα διαμόρφωσης των mA

κατηγορία συστημάτων	CTDI _{vol} (mGy)		
	θώρακος	α/κ κοιλίας	ΟΜΣΣ
με αυτόματα mA	11,5	14,3	27,6
χωρίς αυτόματα mA	13,3	13	29,2

Εικόνα 47. Σύγκριση μέσων τιμών DLP συστημάτων με και χωρίς σύστημα διαμόρφωσης των mA

κατηγορία συστημάτων	DLP (mGy·cm)		
	θώρακος	α/κ κοιλίας	ΟΜΣΣ
με αυτόματα mA	11,5	14,3	27,6
χωρίς αυτόματα mA	13,3	13	29,2

Εικόνα 48. Προτεινόμενα ΔΕΑ και αντίστοιχες δημοσιευμένες τιμές CTDI_{vol}

Μελέτη	CTDI _{vol} (mGy)						
	Εγκεφάλου	Σπλαχνικού	Λιθοειδών	Θώρακος	Θώρακος & κοιλίας	Κοιλίας	ΟΜΣΣ
Προτεινόμενα ΔΕΑ	67	52	63	14	17	16	35
Ευρωπαϊκή επιτροπή	72	30	64	12	-	15	-
Γαλλία	65	-	-	15	20	17	45
Σουηδία	75	-	-	20	-	25	55
Ελβετία	65	25	50	10	15	15	30
Ηνωμένο βασίλειο	64	-	-	12	12	13	-

Εικόνα 49. Αποτελέσματα ρυθμού air kerma εισόδου κατά την ακτινοσκόπηση

Ρυθμός air kerma εισόδου στο ομοίωμα (mGy/min)					
Σύστημα	20-25 cm FoV	15-17 cm FoV	Σύστημα	20-25 cm FoV	15-17 cm FoV
A1	5,0	6,2	F1	9,1	14,8
A2	27,8	88,6	G1	21,2	29,6
B1	6,2	10,2	H1	18,3	76,3
B2	7,3	11,1	H2	8,3	45,7
C1	46,8	97,1	H3	9,7	58,6
C2	10,5	16,1	H4	12,6	40,6
C3	19,3	34,3	I1	29,1	61,5
C4	16,5	28,7	I2	47,3	76,8
C5	26,8	51,9	I3	31,3	48,9
C6	42,1	90,2	K1	28,0	50,1
C7	29,0	54,5	L1	5,8	8,7
C8	36,7	59,1	L2	34,2	60,5
D1	8,1	13,0	L3	4,4	6,4
D2	74,3	94,5	L4	6,5	11,4
E1	14,1	23,6	M1	4,8	8,8

Εικόνα 50. Αποτελέσματα ρυθμού air kerma εισόδου κατά την cine καταγραφή

Ρυθμός air kerma εισόδου στο ομοίωμα (mGy/min)					
Σύστημα	20-25 cm FoV	15-17 cm FoV	Σύστημα	20-25 cm FoV	15-17 cm FoV
A1	46,0	70,0	F1	111,9	166,9
A2	167,7	519,5	G1	159,9	254,3
B1	46,5	117,9	H1	171,6	366,6
B2	72,1	103,6	H2	104,4	289,9
C1	187,2	510,1	H3	95,9	305,8
C2	211,4	303,4	H4	110,6	497,3
C3	281,6	468,0	I1	179,4	374,4
C4	236,3	343,2	I2	217,6	552,2
C5	182,5	334,6	I3	116,2	279,2
C6	291,7	758,2	K1	74,9	193,4
C7	195,7	487,0	L1	46,8	117,0
C8	196,8	370,9	L2	232,1	385,1
D1	386,9	621,7	L3	50,4	77,9
D2	253,5	455,5	L4	54,6	164,6
E1	174,7	267,5	M1	152,9	228,5

Εικόνα 51. Αποτελέσματα air kerma ανά frame εισόδου κατά την cine καταγραφή

Air kerma ανά frame cine καταγραφής εισόδου στο ομοίωμα (μGy/fr)					
Σύστημα	20-25 cm FoV	15-17 cm FoV	Σύστημα	20-25 cm FoV	15-17 cm FoV
A1	51	78	F1	146	218
A2	185	566	G1	209	333
B1	51	127	H1	189	395
B2	78	113	H2	114	317
C1	207	558	H3	105	300
C2	230	335	H4	123	553
C3	308	514	I1	196	408
C4	260	377	I2	238	608
C5	199	368	I3	127	307
C6	319	827	K1	98	255
C7	215	537	L1	62	157
C8	217	410	L2	309	514
D1	256	411	L3	65	101
D2	333	598	L4	72	215
E1	228	352	M1	199	298

Εικόνα 52. Αποτελέσματα ακρίβειας των μετρητών KAP των συστημάτων

Σύστημα	Ακρίβεια μετρητή KAP (%)	Σύστημα	Ακρίβεια μετρητή KAP (%)
A1	2,8	F1	-4,8
A2	-6,4	G1	5,9
B1	-3,3	H1	-13,9
B2	-5,2	H2	-6,4
C1	5,7	H3	4,7
C2	-5,9	H4	5,1
C3	-2,9	I1	-23,5
C4	-18,0	I2	-2,4
C5	-16,9	I3	-4,0
C6	-16,3	K1	4,8
C7	-24,3	L1	-4,3
C8	-4,0	L2	6,2
D1	4,9	L3	5,9
D2	-6,2	L4	-16,5
E1	-29,8	M1	-5,7

Εικόνα 53. Μέσες τιμές KAP ανά ιδρύμα για την διαδικασία διαγνωστικής στεφανιογραφίας

# ιδρύματος	KAP (mGy·cm ²)	# ιδρύματος	KAP (mGy·cm ²)	# ιδρύματος	KAP (mGy·cm ²)
1	43,6	10	57,3	19	43,0
2	38,7	11	31,6	20	48,0
3	34,9	12	67,1	21	29,0
4	23,5	13	36,3	22	40,8
5	32,1	14	28,5	23	78,7
6	56,1	15	39,0	24	33,4
7	58,5	16	38,0	25	54,5
8	92,0	17	59,3	26	35,7
9	18,5	18	29,2		

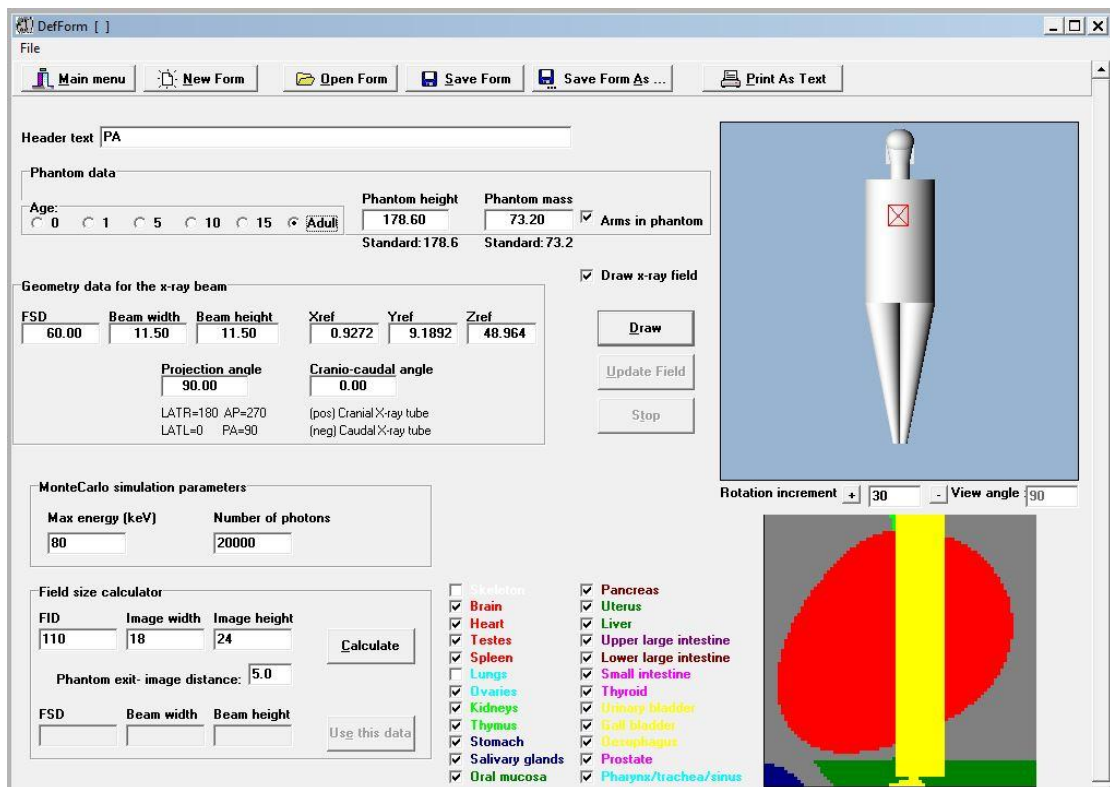
Εικόνα 54. Μέσες τιμές KAP ανά ιδρύμα για την διαδικασία διαδερμικής στεφανιαίας παρέμβασης

# ιδρύματος	KAP (mGy·cm ²)	# ιδρύματος	KAP (mGy·cm ²)	# ιδρύματος	KAP (mGy·cm ²)
1	67,4	10	102,1	19	94,0
2	82,2	11	66,0	20	116,8
3	112,9	12	115,7	21	100,8
4	53,8	13	129,3	22	128,7
5	75,8	14	138,7	23	207,9
6	180,0	15	84,8	24	102,8
7	154,6	16	126,6	25	115,3
8	289,7	17	170,2		
9	45,6	18	69,7		

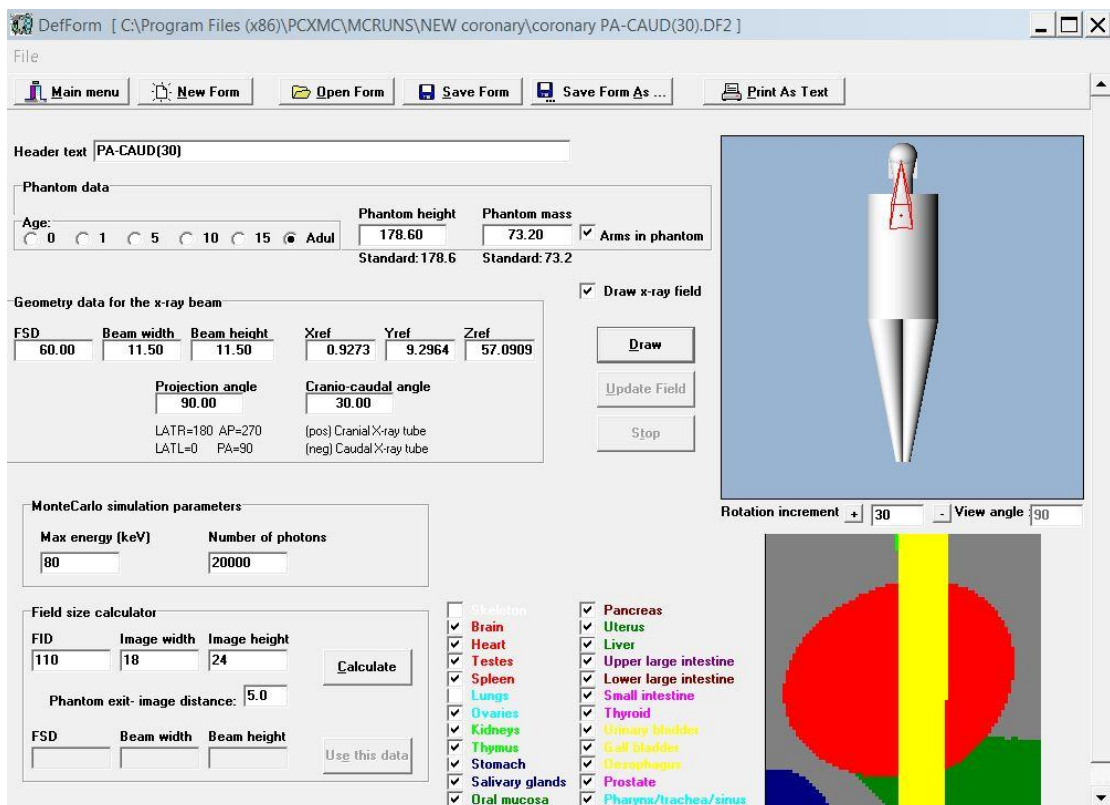
Εικόνα 55. Μέσες τιμές KAP ανά ίδρυμα για εμφύτευση βηματοδότη και κατάλυση με ραδιοσυχνότητες

Εμφύτευση βηματοδότη		RF ablation	
# ιδρύματος	KAP (mGy·cm ²)	# ιδρύματος	KAP (mGy·cm ²)
1	39,2	1	65,3
2	11,4	2	21,0
3	26,4	3	258,6
4	48,9	4	29,4
5	19,1	5	166,7
6	14,7	6	94,1
7	42,5	7	148,4
8	8,1	8	169,7
9	13,2	9	58,5
10	23,9	10	33,0

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β – ΕΞΟΜΟΙΩΣΗ ΠΡΟΒΟΛΩΝ ΜΕ ΤΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ PCXMC 2.0



Εικόνα 56. Εξομοίωση προβολής PA



Εικόνα 57. Εξομοίωση προβολής PA-CAUD(30)

DefForm [C:\Program Files (x86)\PCXMC\MCRUNS\NEW coronary\coronary PA-CR(30).DF2]

File

Main menu New Form Open Form Save Form Save Form As ... Print As Text

Header text PA-CR(30)

Phantom data

Age: ☐ 0 ☐ 1 ☐ 5 ☐ 10 ☐ 15 ☒ Adult Phantom height 178.60 Phantom mass 73.20 Arms in phantom ☒
Standard: 178.6 Standard: 73.2

Geometry data for the x-ray beam

FSD 60.00 Beam width 11.50 Beam height 11.50 Xref 1.5454 Yref 9.2773 Zref 41.8182
Projection angle 90.00 Cranio-caudal angle -30.00
LATR=180 AP=270 (pos) Cranial X-ray tube
LATL=0 PA=90 (neg) Caudal X-ray tube

Draw x-ray field ☒ Draw Update Field Stop

MonteCarlo simulation parameters

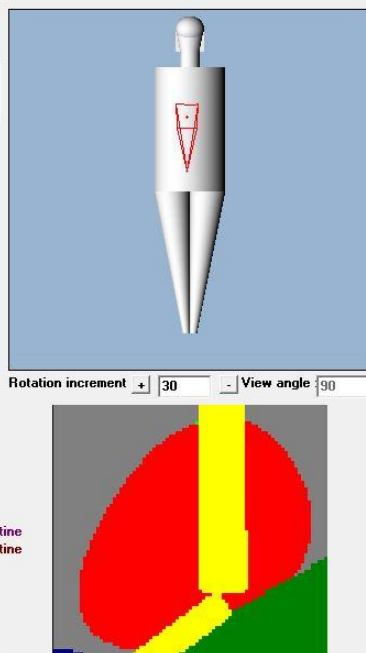
Max energy (keV) 80 Number of photons 20000

Field size calculator

FID 110 Image width 18 Image height 24 Calculate
Phantom exit- image distance: 5.0
FSD Beam width Beam height Use this data

☐ Skeleton ☒ Brain ☒ Heart ☒ Testes ☒ Spleen ☒ Lungs ☒ Ovaries ☒ Kidneys ☒ Thymus ☒ Stomach ☒ Salivary glands ☒ Oral mucosa ☒ Pancreas ☒ Uterus ☒ Liver ☒ Upper large intestine ☒ Lower large intestine ☒ Small intestine ☒ Thyroid ☒ Urinary bladder ☒ Gall bladder ☒ Oesophagus ☒ Prostate ☒ Pharynx/trachea/sinus

Rotation increment + 30 - View angle 90



Εικόνα 58. Εξομοίωση προβολής PA-CR(30)

DefForm [C:\Program Files (x86)\PCXMC\MCRUNS\coronary\coronary RAO30 (3).DF2]

File

Main menu New Form Open Form Save Form Save Form As ... Print As Text

Monte Carlo data for this definition file have already been generated

Header text RAO 30

Phantom data

Age: ☐ 0 ☐ 1 ☐ 5 ☐ 10 ☐ 15 ☒ Adult Phantom height 178.60 Phantom mass 73.20 Arms in phantom ☒
Standard: 178.6 Standard: 73.2

Geometry data for the x-ray beam

FSD 60.00 Beam width 11.50 Beam height 11.50 Xref -13.3844 Yref -11.5520 Zref 49.4545
Projection angle 30.00 Cranio-caudal angle 0.00
LATR=180 AP=270 (pos) Cranial X-ray tube
LATL=0 PA=90 (neg) Caudal X-ray tube

Draw x-ray field ☒ Draw Update Field Stop

MonteCarlo simulation parameters

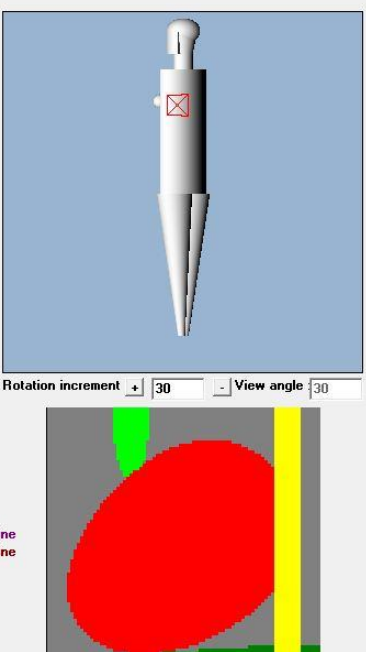
Max energy (keV) 80 Number of photons 20000

Field size calculator

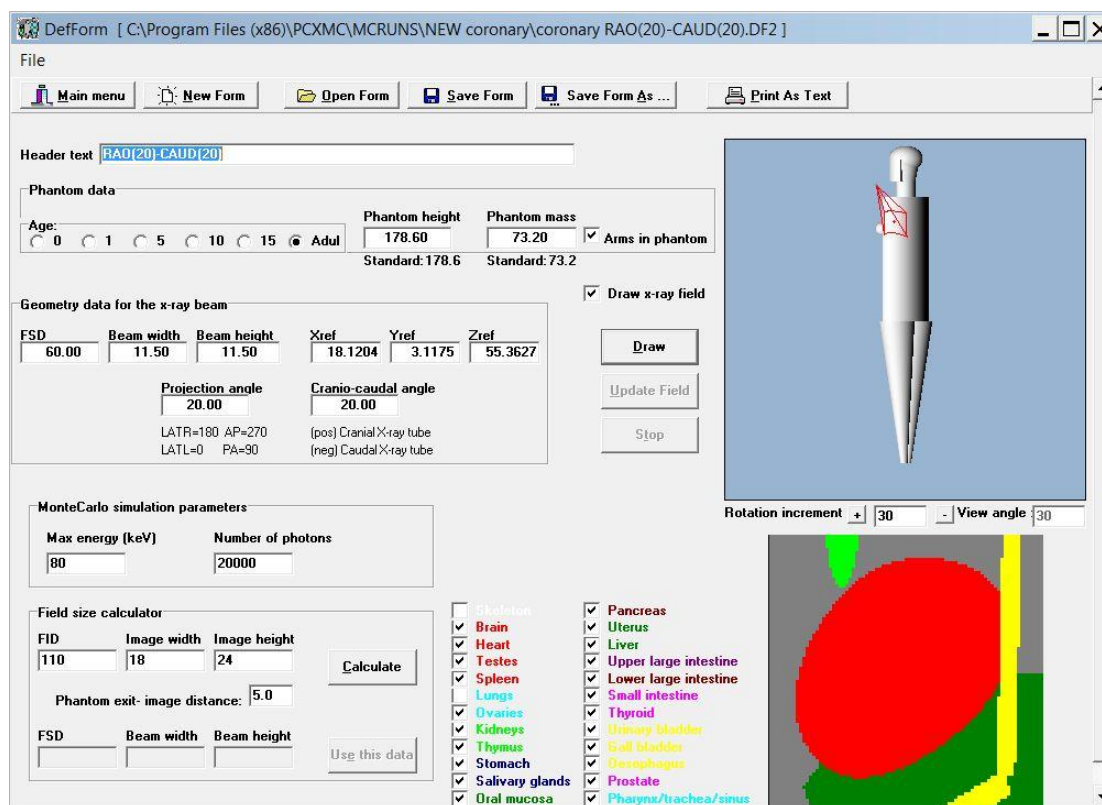
FID 90 Image width 17.5 Image height 17.5 Calculate
Phantom exit- image distance: 10
FSD Beam width Beam height Use this data

☐ Skeleton ☒ Brain ☒ Heart ☒ Testes ☒ Spleen ☒ Lungs ☒ Ovaries ☒ Kidneys ☒ Thymus ☒ Stomach ☒ Salivary glands ☒ Oral mucosa ☒ Pancreas ☒ Uterus ☒ Liver ☒ Upper large intestine ☒ Lower large intestine ☒ Small intestine ☒ Thyroid ☒ Urinary bladder ☒ Gall bladder ☒ Oesophagus ☒ Prostate ☒ Pharynx/trachea/sinus

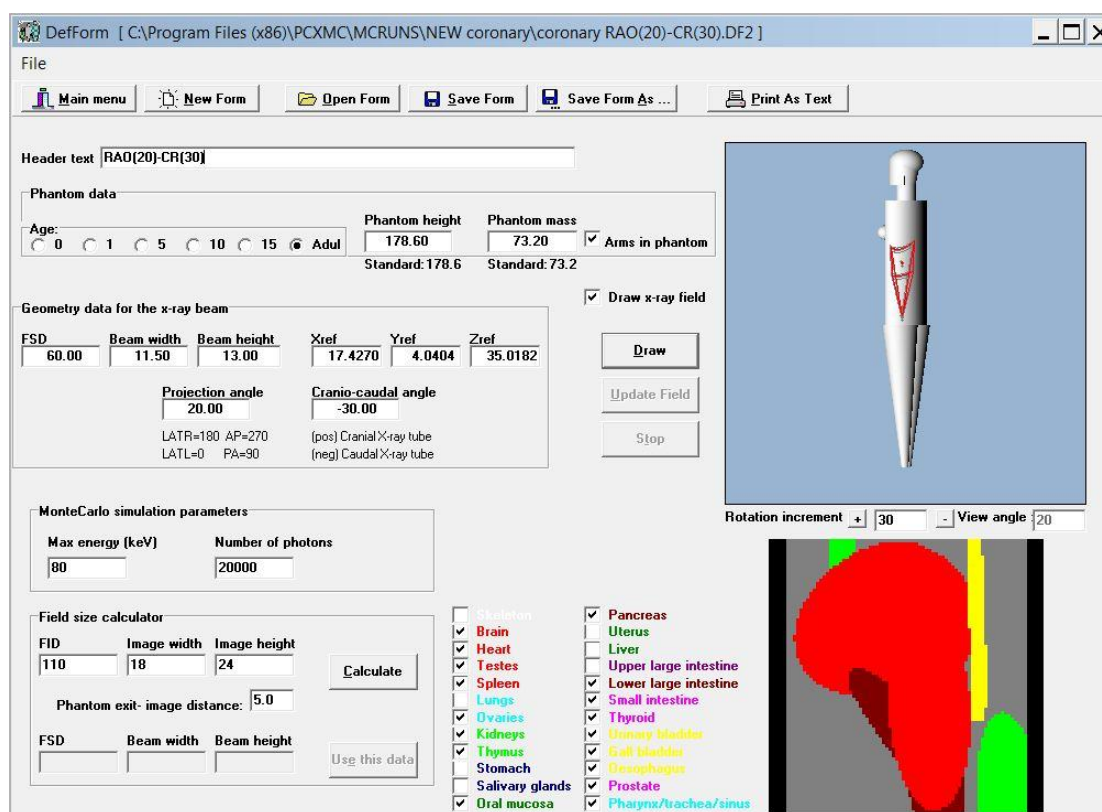
Rotation increment + 30 - View angle 30



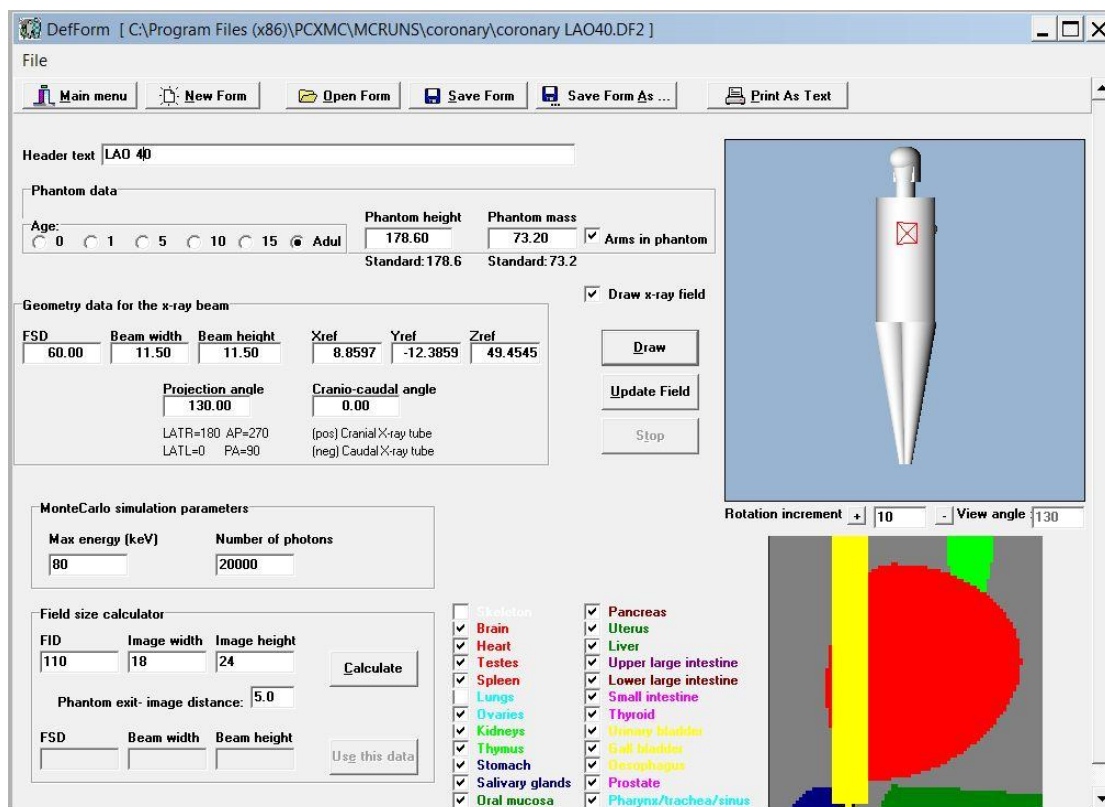
Εικόνα 59. Εξομοίωση προβολής RAO(30)



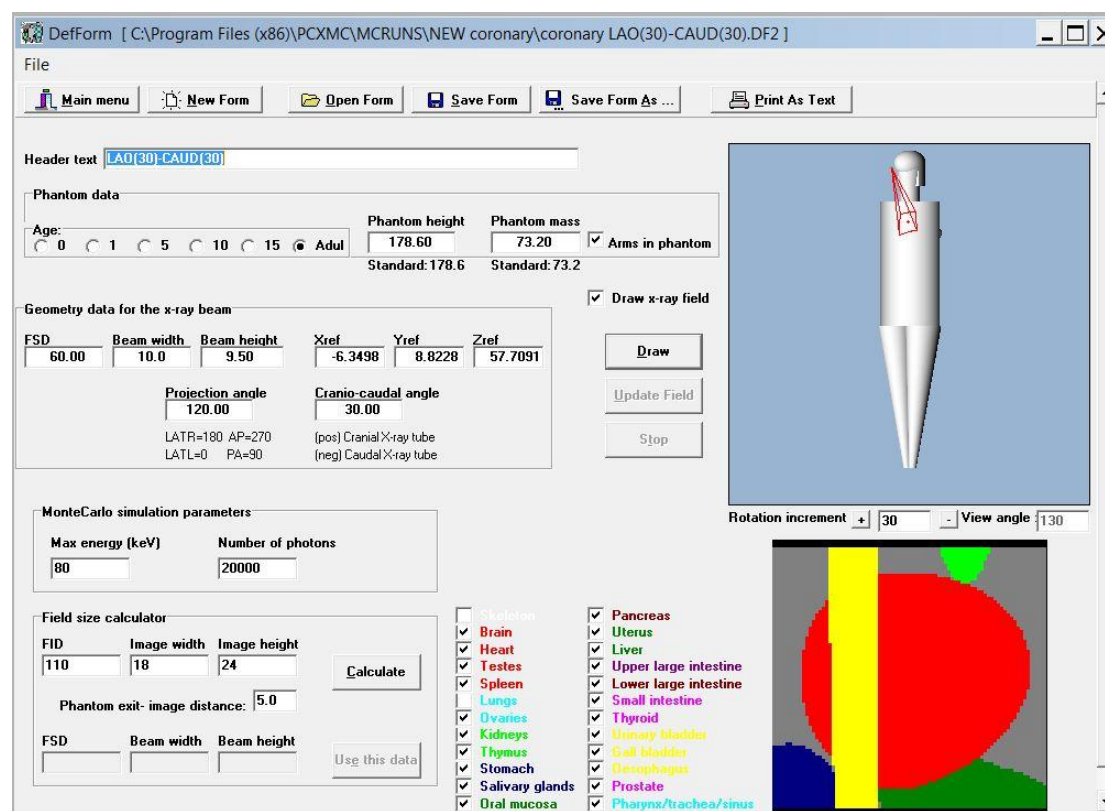
Εικόνα 60. Εξομοίωση προβολής RAO(20)-CAUD(20)



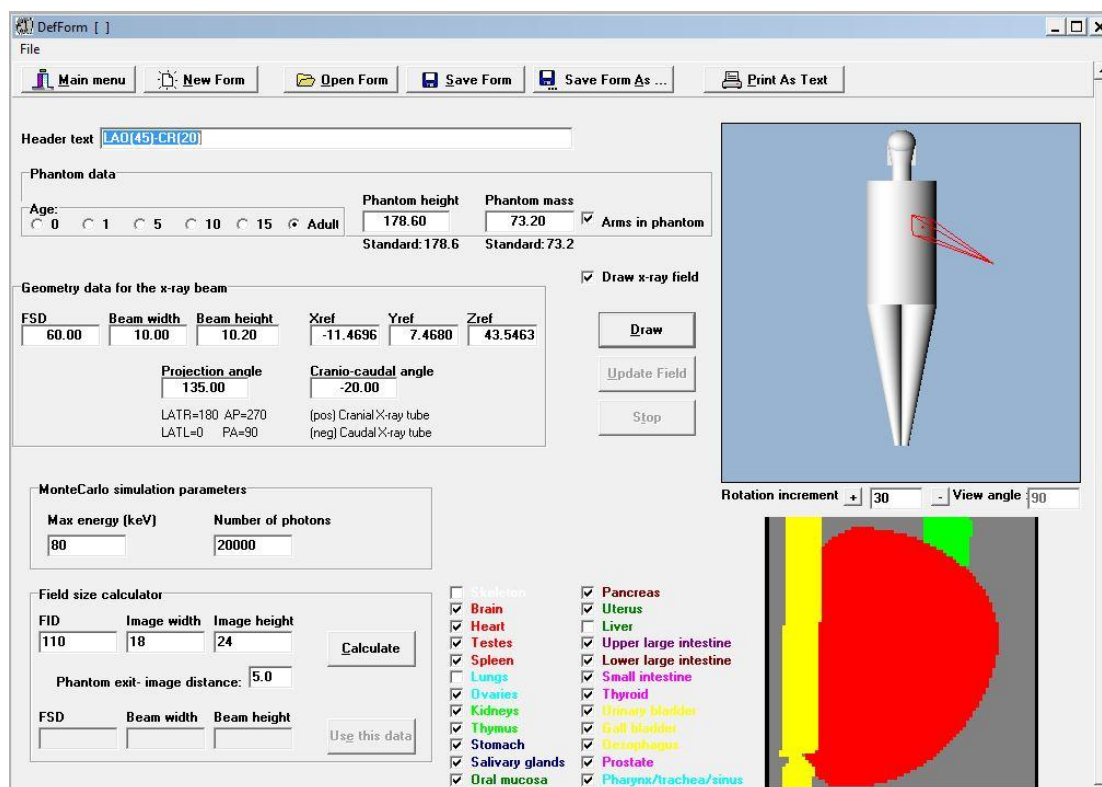
Εικόνα 61. Εξομοίωση προβολής RAO(20)-CR(30)



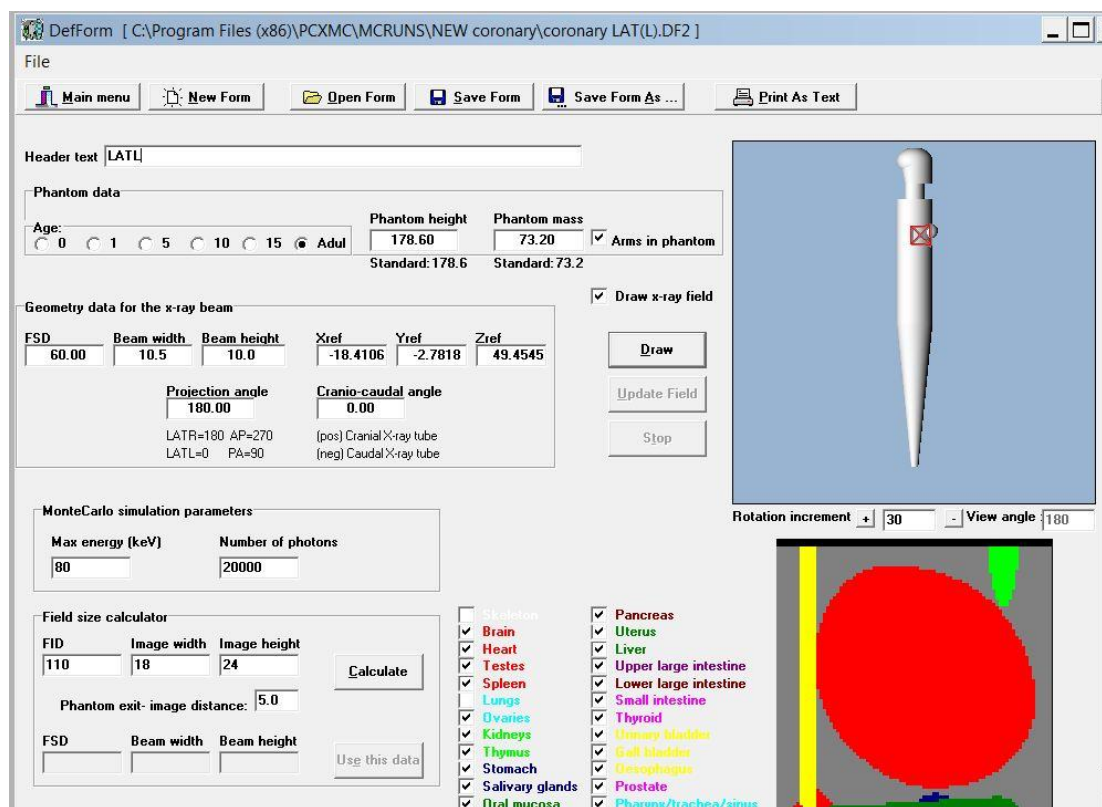
Εικόνα 62. Εξομοίωση προβολής LAO(40)



Εικόνα 63. Εξομοίωση προβολής LAO(30)-CAUD(30)



Εικόνα 64. Εξομίωση προβολής LAO(45)-CR(20)



Εικόνα 65. Εξομίωση προβολής LAT(L)

ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΕΛΛΗΝΙΚΗ

Από το σύνολο των ακτινολογικών εφαρμογών αυτές που παρουσιάζουν ιδιαίτερο ενδιαφέρον λόγω της υψηλής ακτινικής επιβάρυνσης που επιφέρουν, της ολοένα αυξανόμενης συχνότητας πραγματοποίησής τους και των νέων τεχνολογιών που υιοθετούν είναι οι εξετάσεις αξονικής (υπολογιστικής) τομογραφίας και οι διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας. Τα χαρακτηριστικά των εφαρμογών αυτών καθιστούν επιτακτική την ανάγκη για βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας κατά τη πραγματοποίησή τους. Η Ευρωπαϊκή Επιτροπή εισήγαγε με την οδηγία 97/43/EURATOM την έννοια των Διαγνωστικών Επιπέδων Αναφοράς (ΔΕΑ). Από τη θέσπισή τους και μετά τα ΔΕΑ έχουν υιοθετηθεί τόσο σε Ευρωπαϊκό όσο και εθνικό επίπεδο από πολλές χώρες ως εργαλείο ακτινοπροστασίας για εξετάσεις αξονικής τομογραφίας. Η θέσπιση ΔΕΑ για διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας έχει διερευνηθεί στο παρελθόν και η αναγκαιότητά της τονίζεται ιδιαίτερα στην πρόσφατη αναθεώρηση των Basic Safety Standards του Διεθνούς Οργανισμού Ατομικής Ενέργειας (ΔΟΑΕ) και στις νέες οδηγίες της Ευρωπαϊκής Ένωσης.

Παρά τη αποδεδειγμένα μεγάλη τους αξία από πλευράς ακτινοπροστασίας, μέχρι πρότινος δεν είχαν θεσπιστεί ΔΕΑ σε εθνικό επίπεδο για τις εξετάσεις αξονικής τομογραφίας και τις διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας. Στόχος της παρούσας διατριβής είναι η συνεισφορά στη βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας εξεταζόμενων και προσωπικού κατά τις παραπάνω εφαρμογές, μέσω του προσδιορισμού τιμών ΔΕΑ ενηλίκων για τις κυριότερες εξετάσεις αξονικής τομογραφίας και επεμβατικής καρδιολογίας, της εκτίμησης της ακτινικής επιβάρυνσης των ασθενών κατά την πραγματοποίηση των παραπάνω εξετάσεων και της επισήμανσης μη βελτιστοποιημένων πρακτικών από πλευράς ακτινοπροστασίας κατά τη διενέργειά τους και την υποβολή εναλλακτικών προτάσεων με γνώμονα τον βέλτιστο συνδυασμό ακτινοπροστασίας και κλινικού αποτελέσματος.

Προκειμένου να συλλεχθεί δείγμα κατάλληλο για τη θέσπιση εθνικών ΔΕΑ αξονικής τομογραφίας, αποφασίστηκε η συλλογή δεδομένων από 91 συστήματα τα οποία είναι εγκατεστημένα σε 38 πόλεις. Τα 65 από αυτά τα συστήματα κάνουν χρήση συστήματος αυτόματης διαμόρφωσης των mA και παρέχουν δοσιμετρικά δεδομένα ($CTDI_{vol}$ και DLP) μετά το τέλος της εξέτασης σε ειδική δοσιμετρική αναφορά που δημιουργείται από το σύστημα (post-study data page). Από τα συστήματα αυτά πραγματοποιήθηκε συλλογή των παραπάνω τιμών $CTDI_{vol}$ και DLP για επτά συνήθεις εξετάσεις αξονικής τομογραφίας. Τα υπόλοιπα 26 συστήματα χρησιμοποιούν σταθερά mA κατά τη διάρκεια της σάρωσης και τα περισσότερα από αυτά δεν παρέχουν δοσιμετρικά δεδομένα μετά το τέλος της εξέτασης. Τα δοσιμετρικά δεδομένα που συλλέχθηκαν από τα συστήματα αυτά προέκυψαν από μετρήσεις δόσης σε ομοίωμα κεφαλής ή σώματος, ανάλογα με το είδος της εξέτασης. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων σε ομοίωμα στα «παλαιότερα» συστήματα, συνδυάστηκαν με τα δεδομένα τα οποία συλλέχθηκαν από την δοσιμετρική αναφορά των «μοντέρνων» συστημάτων με σκοπό να συγκροτηθεί το συνολικό δείγμα δεδομένων με βάση το οποίο, μεταξύ άλλων, υπολογίστηκαν οι προτεινόμενες τιμές ΔΕΑ για τις εξετάσεις αξονικής τομογραφίας, ως οι στρογγυλοποιημένες τιμές του 75 % των κατανομών των μεγεθών $CTDI_{vol}$ και DLP του συνολικού δείγματος.

Στο πεδίο της επεμβατικής καρδιολογίας, με σκοπό τη θέσπιση ΔΕΑ τόσο σε επίπεδο συστημάτων όσο και κλινικών διαδικασιών, πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις σχετικές με την απόδοση των συστημάτων που χρησιμοποιούνται στην επεμβατική καρδιολογία καθώς και

συλλογή και ανάλυση δοσιμετρικών δεδομένων από κλινικές διαδικασίες. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε τριάντα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας και αφορούσαν τόσο σε μετρήσεις δόσης σε ομοίωμα όσο και σε παραμέτρους που σχετίζονται την ποιότητα εικόνας. Σε ότι αφορά τις κλινικές διαδικασίες, ο συνολικός χρόνος ακτινοσκόπησης και η συνολική τιμή του γινομένου air Kerma - επιφάνειας (KAP) καταγράφηκαν από συνολικά 5250 διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας οι οποίες πραγματοποιήθηκαν σε 26 ιδρύματα. Τα δεδομένα αφορούσαν σε τέσσερα είδη διαδικασιών, διαγνωστική στεφανιογραφία (CA), διαδερμική στεφανιαία παρέμβαση (PCI), εμφύτευση βηματοδότη (PMI) και καρδιακή κατάλυση με ραδιοσυχνότητες (RFCA). Από τα δεδομένα που συλλέχθηκαν προέκυψαν οι προτεινόμενες τιμές ΔΕΑ για το συνολικό χρόνο ακτινοσκόπησης και το συνολικό KAP ως οι στρογγυλοποιημένες τιμές του 75 % των αντίστοιχων κατανομών. Για την εκτίμηση της ακτινικής επιβάρυνσης των εξεταζομένων, υπολογίστηκαν εκ νέου παράγοντες μετατροπής KAP σε ενεργό δόση για τις υπό μελέτη διαδικασίες. Οι παράγοντες αυτοί υπολογίστηκαν λαμβάνοντας υπόψη το υψηλότερο φιλτράρισμα της δέσμης το οποίο χρησιμοποιούν τα σύγχρονα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας.

Οι προτεινόμενες τιμές ΔΕΑ αξονικής τομογραφίας που προέκυψαν από την ανάλυση των αποτελεσμάτων είναι γενικά συγκρίσιμες με τις αντίστοιχες τιμές που προτείνονται από άλλες ευρωπαϊκές μελέτες, με εξαίρεση την εξέταση σπλαχνικού κρανίου/ιγμορείων για την οποία οι προτεινόμενες τιμές ΔΕΑ είναι σημαντικά υψηλότερες. Διερεύνηση του φαινομένου κατέδειξε ότι συχνά ακολουθούνται μη βελτιστοποιημένες πρακτικές οι οποίες πρέπει να αναθεωρηθούν από τα ιδρύματα. Παρατηρήθηκε επίσης πολύ μεγάλο εύρος δόσεων, ακόμα και μεταξύ συστημάτων ίδιου τύπου, κάτι που υποδεικνύει ότι υπάρχουν σημαντικά περιθώρια βελτιστοποίησης των κλινικών πρωτοκόλλων τα οποία χρησιμοποιούνται. Σε συμφωνία με τα αποτελέσματα άλλων μελετών διαπιστώθηκε ότι οι αξονικοί τομογράφοι δύο τομών παρουσιάζουν τις χαμηλότερες δοσιμετρικές τιμές για τις υπό μελέτη εξετάσεις, σε σύγκριση με τα μονοτομικά και τα πολυτομικά (4+) συστήματα, ενώ δεν παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές των δοσιμετρικών μεγεθών μεταξύ συστημάτων με και χωρίς αυτόματο σύστημα διαμόρφωσης των mA.

Στο πεδίο της επεμβατικής καρδιολογίας, οι προτεινόμενες τιμές ΔΕΑ των κλινικών διαδικασιών είναι γενικά σε καλή συμφωνία με αντίστοιχες τιμές της διεθνούς βιβλιογραφίας. Παρατηρήθηκε πολύ μεγάλο εύρος τιμών KAP, ιδιαίτερα για την διαδικασία κατάλυσης με ραδιοσυχνότητες. Κατά τη διερεύνηση του φαινομένου προέκυψε ότι, σε σημαντικό ποσοστό εργαστηρίων, είναι εφικτή η μείωση των δόσεων με τη χρήση χαμηλότερου ρυθμού λήψης παλμών ακτινοσκόπησης, χωρίς υποβάθμιση του κλινικού αποτελέσματος. Σε ότι αφορά τις μετρήσεις δόσης σε ομοίωμα, το μεγάλο εύρος των μετρούμενων τιμών στα συστήματα τα οποία αξιολογήθηκαν, ακόμα και μεταξύ συστημάτων ίδιου τύπου, αντιπροσωπεύουν διαφορές όχι μόνο στην απόδοση των συστημάτων αλλά και στην επιλογή των παραμέτρων έκθεσης από το προσωπικό των εργαστηρίων κατά τη διάρκεια των κλινικών διαδικασιών. Τα παραπάνω αναδεικνύουν την ανάγκη για περαιτέρω βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας μέσω της επανεξέτασης των παραμέτρων έκθεσης ή και των πρωτοκόλλων τα οποία χρησιμοποιούνται.

Συμπερασματικά, κατά τη διάρκεια της παρούσας εργασίας προέκυψαν αποτελέσματα τα οποία υποδεικνύουν ότι υπάρχει ανάγκη για περαιτέρω βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας τόσο στο πεδίο της αξονικής τομογραφίας όσο και στο πεδίο της

επεμβατικής καρδιολογίας. Σε αυτό μπορεί να συντελέσει η εφαρμογή από τα εργαστήρια των προτεινόμενων τιμών ΔΕΑ, τα οποία έχουν ήδη εγκριθεί ως εθνικά Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς (αναμένεται η έκδοση σχετικής Υπουργικής Απόφασης). Η εφαρμογή των ΔΕΑ πρέπει να πραγματοποιείται με ευελιξία, έτσι ώστε να επιτρέπονται υψηλότερες δόσεις όταν κάτι τέτοιο επιβάλλεται για κλινικούς λόγους. Σε κάθε περίπτωση, η εφαρμογή των ΔΕΑ από τα ιδρύματα μπορεί να αποτελέσει ένα εργαλείο ευαισθητοποίησης όλων των εμπλεκόμενων στα θέματα που αφορούν τη βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΑΓΓΛΙΚΗ (ABSTRACT)

The frequency of Computed Tomography (CT) examinations and fluoroscopically guided Interventional Cardiology (IC) procedures has seen significant growth over the past decade. The extended use of these procedures raises various radiation protection issues, as they generally result in high radiation dose to the patient and, in the case of IC procedures, significant occupational exposure. As a consequence, optimisation of radiation protection on CT and IC procedures is of great importance. The European Council introduced in the Directive 97/43/EURATOM the concept of Diagnostic Reference Levels (DRLs) as a tool for optimization. Ever since, the establishment of DRLs of CT examinations has been adopted in many cases at both European and national level by many countries. Moreover, the adoption of DRLs for IC procedures has been investigated in the literature their establishment at a national level is required in the recent revision of the Basic Safety Standards and in the latest Directives of the European Council. The purpose of this study is to contribute to the optimization of patients' and medical personnel's exposure by establishing national DRLs for the most common CT examinations and IC procedures.

In order to collect a sample suitable for the establishment of DRLs, data from 91 scanners located in 38 Greek cities were collected. Sixty five of these systems incorporate modern technologies as tube current modulation and they provide patient exposure information (dose report) on a post study data page. The $CTDI_{vol}$ and DLP for 7 common adult CT examinations were recorded and analysed from the dose report of these systems. The remaining 26 of the systems use constant tube current determined in the selected exam protocol and most of them do not provide a post study data page. The dose parameters from these systems were calculated after phantom dose measurements. The results of the phantom dose measurements on the "older" systems were combined with the data that were collected from the post study data page of the "modern" systems in order to create the overall sample of the dose values. The rounded 3rd quartile $CTDI_{vol}$ and DLP values were set as the DRLs for each examination.

Concerning IC, in order to set DRLs related to the procedure protocol as well as to the X-ray systems as suggested in the literature, this study included collection and analysis of clinical data as well as measurements related to the performance of the X-ray systems used in IC. The performance of 30 systems was evaluated in respect to both dosimetric and image quality parameters. Moreover, the total fluoroscopy time and the total air Kerma – area product (KAP) of a total of 5250 IC procedures from 26 hospitals were recorded and analyzed. This data concerned four types of procedures, diagnostic Coronary Angiography (CA), Percutaneous Coronary Intervention (PCI), Pacemaker Implantation (PMI) and Radiofrequency Cardiac Ablation (RFCA). The rounded 3rd quartile of the fluoroscopy time and the KAP values were set as the DRLs for each procedure. Finally, KAP to effective dose conversion factors were calculated for X-ray beam filtrations used in modern IC systems, in order to estimate the patient effective dose during the aforementioned procedures.

The suggested national DRLs for CT examinations are generally comparable to respective published values from similar European studies, with the exception of sinuses CT which presents significantly higher values. This is due to the fact that, on a significant number of systems, the examination protocol that is used for sinuses CT is the same as the routine head CT examination. This fact, along with the large variation of the systems' dose values

that were observed even for scanners of the same type, indicates a need for further patient protection optimisation without compromising the clinical outcome.

The suggested DRLs of the IC procedures are generally comparable to those suggested by other studies. Significant variation of the mean KAP values per centre was observed, especially for RFCA. Investigation of this variation revealed that, for many centres, it is feasible to reduce the exposure during this procedure by using a lower pulse rate during fluoroscopy without compromising the clinical outcome. Concerning the phantom entrance dose measurements, the wide range of the dose parameters that were evaluated, represent differences not only in the systems' dosimetric performance, but also in the protocols used by the operating staff during the clinical work. The latter could explain the differences in the dose measurements among systems of the same type. This variation indicates a need for further optimisation by either modifying the systems' settings or by reevaluating the clinical protocols.

In conclusion, results of the present work suggest that there is a need for optimisation of radiation protection in the fields of Computed Tomography and Interventional Cardiology. The adoption of the suggested national DRL by the institutions can contribute to this goal. However, DRLs should be applied with flexibility to allow higher doses when indicated by sound clinical judgment. In any case, the implementation of the national DRLs can be used as a tool for the promotion of safety culture of the stakeholders concerning radiation protection.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. American Association of Physicists in Medicine (2008) The measuring, Reporting and Management of Radiation Dose in CT. AAPM Report No. 96
2. American Association of Physicists in Medicine (2011) Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT examinations. AAPM Report No. 204
3. Aroua A, Besancon A, Buchillier-Decka I, et al. (2004) Adult reference levels in diagnostic and interventional radiology for temporary use in Switzerland. *Radiat Prot Dosimetry* 111:289-295
4. Bauhs JA, Vrieze TJ, Primak AN et al (2008) CT dosimetry: comparison of measurement techniques and devices. *Radiographics* 28 (1), 245-53
5. Betsou S, Efstathopoulos EP, Katritsis D et al (1998) Patient radiation doses during cardiac catheterization procedures. *Br J Radiol* 71:634-639
6. Boone J (2007) The trouble with CTDI₁₀₀. *Med. Phys.* 34 (4), 1364-1371
7. Brambilla M, Marano G, Dominiotto M et al (2004) Patient radiation doses and references levels in interventional radiology. *Radiol Med* 107:408-418
8. Brix G, Nagel HD, Stamm G et al (2003) Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: results of a nationwide survey. *Eur Radiol* 13: 1979–1991
9. Broadhead DA et al (1997) The impact of cardiology on the collective effective dose in the north of England *Br J Radiol* 70: 492–497
10. Delichas MG, Psarrakos K, Molyvda-Athanassopoulou E et al (2003) Radiation doses to patients undergoing coronary angiography and percutaneous tranluminal coronary angioplasty. *Radiat Prot Dosimetry* 103 (2): 149-154
11. Efstathopoulos EP, Brountzos EN, Alexopoulou E et al (2006) Patient radiation exposure measurements during interventional procedures: a prospective study. *Health Phys* 91(1):36-40
12. Efstathopoulos EP, Karvouni E, Kottou S et al (2004) Patient dosimetry during coronary interventions: a comprehensive analysis. *Am Heart J* 147:468–475
13. Efstathopoulos EP, Katritsis DG, Kottou S et al (2006) Patient and staff radiation dosimetry during cardiac electrophysiology studies and catheter ablation procedures: a comprehensive analysis. *Europace* 8:443–448
14. Efstathopoulos EP, Makrygiannis SS, Kottou S et al. (2003) Medical personnel and patient dosimetry during coronary angiography and intervention. *Phys Med Biol* 48:3059-3068
15. European Commission (1999) Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposure. Radiation Protection Report 109 (Luxembourg: Official Publications of the European Communities)
16. European Commission (2000) European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. EUR 16262 EN (Luxembourg: Official Publications of the European Communities)
17. European Union (1997) On Health Protection of Individuals against the Dangers of Ionising Radiation in Relation to Medical Exposure. Council Directive 97/43/Euratom, Official J Eur Commun. No L 180:22–27
18. European Union (2014) Laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation, and repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom and

- 2003/122/Euratom. Council Directive 2013/59/Euratom, Official J Eur Union. No L 13:1–73
19. Faulkner K, Vano E (2001) Deterministic effects in interventional radiology. *Radiat Prot Dosimetry* 94:95-98
 20. Gallagher JJ, Svenson RH, Kasell JH et al (1982) Catheter technique for closed-chest ablation of the atrioventricular conduction system. *N Engl J Med* 306:194
 21. Gonzalez R, Scheinman MM, Margaretten W, Rubinstein M (1981) Closed-chest electrode-catheter technique for His bundle ablation in dogs. *Am J Physiol* 241:H283
 22. Gruentzig AR, Senning A, Siegenthaler WE (1979) Non-operative dilatation of coronary artery stenosis: Percutaneous transluminal coronary angioplasty. *N Engl J Med* 301: 61-66
 23. Hart D, Hillier MC, Wall BF (2002), Doses to patients from medical X-ray Examinations in the UK – 2000 Review, NRPB-W14 edition, National Radiation Protection Board, Chilton
 24. Hatziiannou K, Papanastassiou E, Delichas M, Bousbouras P (2003) A contribution to the establishment of diagnostic reference levels in CT. *Br J Radiol* 76(908): 541-5
 25. Hirshfeld JW, Balter S, Brinker JA et al (2005) ACCF/AHA/HRS/SCAI Clinical Competence Statement on Physician Knowledge to Optimize Patient Safety and Image Quality in Fluoroscopically Guided Invasive Cardiovascular Procedures. A Report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association/American College of Physicians Task Force on Clinical Competence and Training. *Circulation* 111(4):511-532
 26. Hu H (1999) Multi-slice helical CT: Scan and reconstruction. *Med. Phys.* 26, 5-18
 27. Huda W, Magill D, Wnjub H (2011) CT effective dose per dose length product using ICRP 103 weighting factors. *Med Phys* 38:1261-1265
 28. ImPACT: www.impactscan.org/ctdosimetry.htm
 29. Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN) Les niveaux de référence diagnostiques en radiologie. Published at: <http://nrd.irsln.fr/index.php?page=radiologie>
 30. International Atomic Energy Agency (1996) International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. Safety Series No. 115, IAEA, Vienna
 31. International Atomic Energy Agency (2007) Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. Technical Reports Series 457
 32. International Atomic Energy Agency (2009) Establishing Guidance Levels in X Ray Guided Medical Interventional Procedures: A Pilot Study. Safety Reports Series No. 59, IAEA, Vienna
 33. International Atomic Energy Agency (2011) Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards – Interim Edition, Safety Series No. GSR Part 3 (Interim)
 34. International Atomic Energy Agency (2011) Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners. Human Health Report no. 5
 35. International Commission on Radiological Protection (1991) The 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, Ann ICRP 21 (1–3)

36. International Commission on Radiological Protection (2007) The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103, Ann ICRP 37 (1–332)
37. International Commission on Radiological Protection (2012) Proceedings of the First ICRP Symposium on the International System of Radiological Protection: work of ICRP Committee 3, Ann ICRP 41 (3–4)
38. International Commission on Radiological Protection (2014). Diagnostic reference levels in medical imaging: review and additional advice. Available on http://www.icrp.org/docs/DRL_for_web.pdf
39. International Electrotechnical Commission (2001) Medical electrical equipment – Part 2-44: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography. IEC International standard 60601-2-44 Ed.2 Amended
40. International Electrotechnical Commission (2002) Medical electrical equipment, Part 2-44: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography. Publication No. 60601 2nd edition
41. International Electrotechnical Commission (2010) Medical Electrical Equipment - Part 2-44 Edition 3, Amendment 1: Particular requirements for basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography, IEC-60601-2-44 - Edition 3, Amendment 1; 62B/804/CD, Committee Draft
42. International Electrotechnical Commission (2010) Medical electrical equipment—Part 2–43: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for interventional procedures. IEC Report No. 60601-2-43 Ed. 2.0
43. International Electrotechnical Commission (2011) Evaluation and routine testing in medical imaging departments — Part 3–5: Acceptance tests—Imaging performance of computed tomography X-ray equipment. IEC Report No. 61223. IEC
44. Joseph JP and Rajappan k (2011) Radiofrequency ablation of cardiac arrhythmias: past, present and future. Q J Med 105:303–314
45. Jucius RA and Kambic GX (1980) Measurements of computed tomography X-ray fields utilising the partial volume effect. Med. Phys. 7, 379-382
46. Judkins MP (1967) Selective coronary arteriography, a percutaneous transfemoral technique. Radiology 89: 815-825
47. Keat N, Edyvean S, Lewis MA et al (2004) GE LightSpeed 16 CT Scanner Technical Evaluation. MHRA Evaluation Report. MHRA 04015
48. Kent KM, Bentivoglio LM, Block PC et al (1982) Percutaneous coronary angioplasty report from the Registry of the National Heart, Lung, and Blood Institute. Am J Cardiol 49:2011-2020
49. Kuon E, Empen K, Rohde D, Dahm JB (2004) Radiation exposure to patients undergoing percutaneous coronary interventions: are current reference values too high? Herz 29:208-217
50. Leitz W, Axelsson B and Szendrő G (1995) Computed tomography dose assessment: a practical approach. Radiat. Prot. Dosim. 57, 377-380
51. Lewis M. Radiation dose issues in multi-slice CT scanning. ImPACT technology update no. 3 Published at <http://www.impactscan.org/download/msctdose.pdf> (2005)

52. Liang Y and Kruger RA, (1996) Dual-slice spiral versus single-slice spiral scanning: Comparison of the physical performance of two computed tomography scanners. *Med. Phys.* 23, 205-220
53. Lobotessi H, Karoussou A, Neofotistou V et al (2001) Effective dose to a patient undergoing coronary angiography. *Radiat Prot Dosimetry* 94:173-176
54. Marshall NW, Chapple CL, Kotre CJ (2000) Diagnostic reference levels in interventional radiology. *Phys Med Biol* 45:3833-3846
55. McCollough CH and Zink FE (1999) Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med. Phys.* 26, 2223-2230
56. McCollough CH, Leng S, Yu L et al (2011) CT Dose Index and Patient Dose: They are Not the Same Thing. EDITORIAL, *Radiology* 259(2), 311-316
57. McFadden SL, Mooney RB and Shepherd PH (2002) X-ray dose and associated risks from radiofrequency catheter ablation procedures. *Br J Radiol* 75: 253–265
58. McParland BJ (1998) A study of patient radiation doses in interventional radiological procedures. *Br J Radiol* 71: 175–185
59. Miller DL et al (2003) Radiation doses in interventional radiology procedures. The RAD-IR study: Part II: Skin dose. *J Vasc Interv Radiol* 14: 977–990
60. MSCT. 2004 CT quality criteria. Results from a European Concerted Action on CT (FIGM-CT-2000-20078), published at http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm (2004)
61. Nagel HD (2000) Radiation exposure in computed tomography. European Coordination Committee of the Radiological, Electromedical and Healthcare IT Industry (COCIR), Frankfurt, Germany
62. Nath S, DiMarco JP, Haines DE (1994) Basic aspects of radiofrequency ablation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 5:863
63. Neofotistou V, Vano E, Padovani R et al. (2003) Preliminary reference levels in interventional cardiology. *Eur Radiol* 13:2259-2263.
64. Padovani R, Rodella CA (2001) Staff dosimetry in interventional cardiology. *Radiat Prot Dosimetry* 94:99-103
65. Padovani R, Vano E, Trianni A et al. (2008) Reference levels at European level for cardiac interventional procedures. *Radiat Prot Dosimetry* 129:104-107
66. Papadimitriou D, Perris A, Manetou A et al (2003) A survey of 14 computed tomography scanners in Greece and 32 scanners in Italy. Examination frequencies, dose reference values, effective doses and doses to organs. *Radiat Prot Dosimetry* 104(1): 47-53
67. Paulin S (1981) Terminology for radiographic projections in cardiac angiography. *Cathet Cardiovasc Diagn* 7:341-344
68. Perisinakis K, Damilakis J, Theocharopoulos N et al (2001) Accurate assessment of patient effective radiation dose and associated detriment risk from radiofrequency catheter ablation procedures. *Circulation* 104:58–62
69. Perisinakis K, Theocharopoulos N, Damilakis J et al (2005) Fluoroscopically guided implantation of modern cardiac resynchronization devices: radiation burden to the patient and associated risks. *J Am Coll Cardiol* 46:2335–2339
70. Petoussi-Henss N, Zankl M, Drexler G et al (1998) Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods. *Phys Med Biol* 43:2237-50

71. Ropolo R et al (2001) Evaluation of patient doses in interventional radiology. *Radiol Med* 102: 384–390
72. Scheinman MM, Morady F, Hess DS, Gonzalez R (1982) Catheter-induced ablation of the atrioventricular junction to control refractory supraventricular arrhythmias. *JAMA* 248:851
73. Shope TB, Gagne RM, Johnson GC (1981) A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med. Phys.* 8, 488-495
74. Shrimpton, P.C., Hillier, M.C., Lewis, M.A. and Dunn M (2006) National survey of doses from CT in the UK: 2003. *Br J Radiol* 79:968-80
75. Skovlund E, Fenstad GU (2001) Should we always choose a nonparametric test when comparing two apparently nonnormal distributions? *J Clin Epidemiol* 54, 86–92
76. Sones FM Jr, Shirey EK, Proudfit WL, Wetcott RN (1959) Cine coronary arteriography. *Circulation* 20:773A
77. Stone MS, Robson KJ, LeBoit PE (1998) Subacute radiation dermatitis from fluoroscopy during coronary artery stenting: evidence for cytotoxic lymphocyte mediated apoptosis. *J Am Acad Dermatol* 38:333-336
78. Swedish Radiation Protection Authority (2002) Regulations and general advice on diagnostic standard doses and reference levels within medical x-ray diagnostics. Stockholm: Swedish Radiation Protection Authority
79. Topaltzikis T, Papageorgiou N, Skoularigis J et al (2009) Patient Radiation Doses during Cardiac Angiography and Implantations of Cardiac Resynchronization Devices. Derivation of Local DRLs. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany, IFMBE Proceedings 25(3):262-264
80. Toroi P, Komppa T, Kosunen A (2008) A tandem calibration method for kerma–area product meters. *Phys Med Biol* 53:4941–4958
81. Treier R, Aroua A, Verdun FR et al (2010) Patient doses in CT examinations in Switzerland: implementation of national diagnostic reference levels. *Radiat Prot Dosim* 142:244-54
82. Trianni A, Chizzola G, Toh H et al (2005) Patient skin dosimetry in haemodynamic and electrophysiology interventional cardiology. *Radiat Prot Dosim* 117: 241–246
83. Tsapaki V, Aldrich JE, Sharma R et al (2006) Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: diagnostic reference levels at routine head, chest and abdominal CT - IAEA-coordinated research project. *Radiology* 240(3):828-34
84. Tsapaki V, Patsilinos S, Voudris V et al (2008) Level of patient and operator dose in the largest cardiac centre in Greece. *Radiat Prot Dosim* 129(1-3):71-73.
85. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and Effects of Ionizing Radiation. UNSCEAR 2008 Report. (New York: United Nations) (2010)
86. Vano E et al (2001) Skin radiation injuries in patients following repeated coronary angioplasty procedures. *Br J Radiol* 74: 1023–1031
87. Vano E, Goicolea J, Galvan C, et al. (2001) Skin radiation injuries in patients following repeated coronary angioplasty procedures. *Br J Radiol* 74:1023-1031
88. Vano E, Gonzalez L (2001) Approaches to establishing reference levels in interventional radiology. *Radiat Prot Dosimetry* 94:109-112

89. Vano E, Gonzalez L, Guibelalde E et al (1998) Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology. Br J Radiol 71:954-960
90. Vano E, Gonzalez L, Ten JJ et al (2001) Skin dose and dose-area product values for interventional cardiology procedures. Br J Radiol 74:48-55
91. Wambersie A (2008) Radiation Quantities and Units, Dose to the Patients, and Image Quality in Computed Tomography (RAD UNITS). Final report. FP6-EURATOM-NUCHORIZ. European Commission
92. Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας. Έκθεση Πεπραγμένων 2010. ISSN: 1792 – 0604