

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ



Σχολή Θετικών και Τεχνολογικών
Επιστημών
Τμήμα Φυσικής



Ιατρική Σχολή
Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής

ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΑ ΕΠΙΠΕΔΑ ΑΝΑΦΟΡΑΣ ΕΞΕΤΑΣΕΩΝ SPECT-CT ΣΤΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΑΚΟ ΓΕΝΙΚΟ ΝΟΣΟΚΟΜΕΙΟ ΗΡΑΚΛΕΙΟΥ

ΚΑΛΟΓΕΡΑΚΗΣ ΑΛΕΞΑΝΔΡΟΣ

Διπλωματική Εργασία

Επιβλέπων καθηγητής:

Περισυνάκης Κωνσταντίνος (Ιατρική Σχολή)

ΗΡΑΚΛΕΙΟ 2022

University of Crete
School of Sciences and Engineering – Department of Physics
School of Medicine – Medical Physics Lab

«Diagnostic Reference Levels for SPECT-CT studies in the University General Hospital of Heraklion»

Diploma Thesis
KALOGERAKIS ALEXANDROS

Supervisor:
Perisinakis Konstantinos (School of Medicine)

Heraklion 2022

Τριμελής Επιτροπή

Περισυνάκης Κωνσταντίνος, Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή, Πανεπιστήμιο Κρήτης

Κουκουράκη Σοφία, Καθηγήτρια Πυρηνικής Ιατρικής, Ιατρική Σχολή, Πανεπιστήμιο Κρήτης

Κομίνης Ιωάννης, Αναπληρωτής Καθηγητής, Τμήμα Φυσικής, Σχολή Θετικών και Τεχνολογικών Επιστημών, Πανεπιστήμιο Κρήτης

Ευχαριστίες

Ευχαριστώ ιδιαίτερα τον επιβλέπων της διπλωματικής μου εργασίας, καθηγητή Ιατρικής Φυσικής της Ιατρικής Σχολής, κ. Περισυνάκη Κωσταντίνο για την ανάθεση του θέματος και την σημαντική βοήθεια που μου προσέφερε, με τη συνεχή καθοδήγηση και τις πολύτιμες συμβουλές του.

Ευχαριστώ επίσης, την καθηγήτρια Πυρηνικής Ιατρικής του τμήματος Ιατρικής κα. Κουκουράκη Σοφία που δέχτηκε να εργαστώ στο τμήμα Πυρηνικής Ιατρικής που διευθύνει, παρότι η πανδημία της νόσου COVID-19 καθιστούσε τις συνθήκες στα δημόσια νοσοκομεία ιδιαίτερα δύσκολες.

Αισθάνομαι τέλος την ανάγκη να ευχαριστήσω θερμά όλο το προσωπικό του τμήματος Πυρηνικής Ιατρικής (πυρηνικούς ιατρούς, τεχνολόγους ακτινολόγους και λοιπό προσωπικό) για την αποδοχή, την συνεργασία και τη βοήθεια που μου προσέφεραν κατά τους μήνες εκτέλεσης της εργασίας μου.

Περίληψη

Τα Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς (ΔΕΑ) είναι επίπεδα δόσης διερευνητικού χαρακτήρα, που σκοπό έχουν να βοηθήσουν στη βελτιστοποίηση της προστασίας έναντι σε ιατρικές εκθέσεις ασθενών σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Τα ΔΕΑ ορίζονται σε επίπεδο τοπικό, εθνικό ή μιας ευρύτερης περιοχής και αποτελούν μία ένδειξη των αποδεκτών μέσων τιμών δόσης που λαμβάνει ένας ασθενής για μία συγκεκριμένη εξέταση σε μία δομή υγείας της περιοχής αυτής. Ως ποσότητα ΔΕΑ ορίζεται ένα κοινώς χρησιμοποιούμενο και εύκολα μετρήσιμο ή υπολογίσιμο μέγεθος, μέσω του οποίου εκτιμάται το ποσό ιοντίζουσας ακτινοβολίας που χρησιμοποιήθηκε για να γίνει μία εξέταση.

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι ο προσδιορισμός των τυπικών τιμών (διάμεσων τιμών) των ποσοτήτων ΔΕΑ εξετάσεων SPECT-CT που διεξάγονται στο Πανεπιστημιακό Γενικό Νοσοκομείο Ηρακλείου (ΠΑΓΝΗ). Οι εξετάσεις που μελετήθηκαν ήταν εκείνες της αιμάτωσης μυοκαρδίου και παραθυρεοειδών αδένων με ραδιοφάρμακο Tc-99m Tetrofosmin και Sestamibi και εκείνη των οστών με ραδιοφάρμακο Tc-99m HDP. Καθώς δεν έχουν θεσπιστεί έως σήμερα εθνικά ΔΕΑ για εξετάσεις SPECT-CT της Ελλάδας, τα δεδομένα της παρούσας εργασίας μπορούν να αποτελέσουν ένα πρώτο βήμα προς τον προσδιορισμό τους. Επιπλέον η σύγκριση των τυπικών τιμών του τμήματος με τιμές ΔΕΑ της διεθνούς βιβλιογραφίας για τις αντίστοιχες εξετάσεις, είναι δυνατόν να αποτελέσει δείγμα ποιοτικού ελέγχου του τμήματος και να βοηθήσει στην περαιτέρω βελτιστοποίηση των πρακτικών που χρησιμοποιούνται.

Το πειραματικό κομμάτι της εργασίας πραγματοποιήθηκε στο τμήμα Πυρηνικής Ιατρικής του ΠΑΓΝΗ, κατά το χειμερινό εξάμηνο του ακαδημαϊκού έτους 2021-2022. Εκεί συλλέγονταν δεδομένα της ενεργότητας των ραδιοφαρμάκων που χορηγούταν σε ασθενείς που θα υποβάλλονταν στις πιο κοινές SPECT-CT εξετάσεις και αντίστοιχα δεδομένα δόσης αξονικής τομογραφίας (DLP και CTDIvol). Στη συνέχεια ακολούθησε στατιστική ανάλυση των δεδομένων και προέκυψαν τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας. Εκτός από τις τυπικές τιμές δόσης εξετάσεων SPECT-CT, μέσω των δεδομένων που συλλέχθηκαν, προσδιορίστηκαν και οι τυπικές τιμές των ποσοτήτων ΔΕΑ για τις εξετάσεις SPECT αιμάτωσης μυοκαρδίου και οστών. Για κάθε μία από τις πέντε εξετάσεις που αναφέρθηκαν παραπάνω γίνεται σύγκριση των τυπικών τιμών που προέκυψαν για το ΠΑΓΝΗ με τιμές ΔΕΑ της βιβλιογραφίας. Τέλος παρουσιάζεται η εκτίμηση της μέσης συνολικής ενεργού δόσης που λαμβάνουν οι ασθενείς από τις εξετάσεις αυτές, ως ένα μέσο καλύτερης κατανόησης της ακτινικής επιβάρυνσης των ασθενών που υποβάλλονται σε αυτές τις εξετάσεις.

Abstract

Diagnostic Reference Levels (DRLs) are a form of investigation levels used as a tool to aid optimization of protection in the medical exposure of patients to ionizing radiation. DRLs are set in local, national or regional level and are an indication of the acceptable average dose values a patient receives, for a particular examination, in a health facility in that area. DRL quantity is defined as a commonly used and easily measured or calculated quantity, by which the amount of ionizing radiation used to perform an examination is estimated.

The main purpose of this study is the determination of typical values (median values) of the DRL quantities of SPECT-CT examinations performed in the University General Hospital of Heraklion. These examinations were myocardial perfusion and parathyroid imaging with the use of Tc-99m Tetrofosmin and Sestamibi as radiopharmaceutical and bone imaging with the use of Tc-99m HDP as radiopharmaceutical. As until today, there are no national DRL values set for SPECT-CT examinations in Greece, the results of this study could be used as a first step in the direction of their determination. In addition, the comparison of the typical values found for the department, with DRL values published in the international literature for the respective examinations, can be used as an indication in quality control of the department and help in the further optimization of the practices used.

The experimental part of this study took place in the Department of Nuclear Medicine of the University General Hospital of Heraklion, during the winter semester of the academic year 2021-2022. There, data of activity of radiopharmaceuticals administered to patients undergoing the most common SPECT-CT examinations were collected, as well as corresponding computed tomography dose data (DLP and CTDIvol). Afterwards, the collected data were statistically analyzed in order to obtain the results of this study. In addition to the typical dose values of SPECT-CT examinations, with the data collected, it was possible to determine the typical values of DRL quantities for myocardial perfusion and bone imaging SPECT examinations. The typical values found for each one of the five exams mentioned above, are compared with DRL values found in the literature. Finally, the median total Effective Dose of patients undergoing the SPECT-CT examinations is calculated, as a means of better understanding their exposure to ionizing radiation.

Ακρωνύμια

ΔΕΑ	Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς
ΕΕΑΕ:	Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας
ΚΕΔ:	Καθοδηγητικά Επίπεδα Δόσης
ΠΙ:	Πυρηνική ιατρική
AEC:	Automatic Exposure Control
ARPANSA:	Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency
CF:	Conversion Factor
CT:	Computed Tomography
CTDI:	Computed Tomography Dose Index
CTDIvol:	CTDI volume
CTDIw:	CTDI weighted
CTPA:	Computed Tomography Pulmonary Angiogram
DLP:	Dose Length Product
DRL:	Diagnostic Reference Levels
EAEC:	European Atomic Energy Commission (Euratom)
EC:	European Commission
HDP:	hydroxy diphosphonate
HVL:	Half Value Layer
IAEA:	International Atomic Energy Association
ICRP:	International Commission for Radiological Protection
KERMA:	Kinetic Energy Released per MAss
MIBI:	methoxy-isobutyl-isonitril
NM:	Nuclear Medicine (Πυρηνική ιατρική)
SPECT:	Single Photon Emission Computed Tomography
SPECT-CT:	Single Photon Emission Computed Tomography – Computed Tomography
SSDE:	Size Specific Dose Estimate
STDEV:	Standard Deviation (Τυπική Απόκλιση)

Πίνακας περιεχομένων

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	13
1. Εισαγωγή στις Ακτίνες-Χ και την Ακτινολογία	13
1.1 Αλληλεπίδραση ακτινοβολίας – ύλης	13
1.2 Νόμος Beer-Lambert – Συντελεστές εξασθένησης	15
1.3 Νόμος αντιστρόφου τετραγώνου:	16
1.4 Παραγωγή Ακτινών-Χ	17
1.5 Αρχές απεικόνισης CT.....	20
2. Εισαγωγή στη Ραδιενέργεια και την Πυρηνική Ιατρική	24
2.1 Ραδιενέργεια	24
2.2 Πυρηνική Ιατρική.....	25
2.3 Ραδιοφάρμακα	26
2.4 Γ-κάμερα και επίπεδη σπινθηρογραφική απεικόνιση:.....	27
2.5 Συστήματα SPECT-CT:.....	29
2.6 Σπινθηρογραφικές εξετάσεις SPECT-CT	30
2.6.1 Σπινθηρογράφημα Οστών:.....	30
2.6.2 Σπινθηρογράφημα Αιμάτωσης Μυοκαρδίου:.....	31
2.6.3 Σπινθηρογράφημα Παραθυρεοειδών αδένων.....	32
3. Δοσιμετρία	33
3.1 Δοσιμετρικά μεγέθη Αξονικής Τομογραφίας:.....	34
3.2 Δοσιμετρικά μεγέθη Πυρηνική Ιατρικής:	36
3.3 Ενεργός δόση:.....	36
3.3.1 Εκτίμηση ενεργούς δόσης από εξετάσεις CT	38
3.3.2 Εκτίμηση ενεργούς δόσης από εξετάσεις πυρηνικής ιατρικής.....	39
4. Ακτινοπροστασία	40
4.1 Βασικές αρχές ακτινοπροστασίας	40
4.2 Αρμόδιοι φορείς για την ακτινοπροστασία	41
4.3 Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς (ΔΕΑ)	42
4.3.1 Διαδικασία προσδιορισμού ΔΕΑ	44
4.3.2 Εφαρμογή ΔΕΑ	46
4.3.3 ΔΕΑ σε εξετάσεις SPECT-CT	47
4.3.4 ΔΕΑ και Ελληνική Νομοθεσία	49

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	51
5. Σκοπός	51
6. Υλικά και Μέθοδοι	51
6.1 Διαδικασία συλλογής δεδομένων	52
6.2 Ανάλυση Δεδομένων	55
6.2.1 Υπολογισμός τυπικών τιμών.....	55
6.2.2 Ενεργός Δόση	57
6.2.2α Ενεργός και Απορροφούμενη Δόση από ραδιοφάρμακο	57
6.2.2β Ενεργός Δόση από αξονική τομογραφία	60
7. Αποτελέσματα.....	61
7.1 Δείγμα Ασθενών και Συχνότητα CT Σάρωσης σε εξετάσεις SPECT	61
7.2 Αποτελέσματα Στατιστικής Ανάλυσης	63
7.2.1 Εξέταση SPECT-CT Αιμάτωσης Μυοκαρδίου	63
7.2.2 Εξέταση SPECT-CT οστών.....	67
7.2.3 Εξέταση SPECT-CT παραθυροειδών αδένων	72
7.2.4 Εξέταση SPECT Αιμάτωσης Μυοκαρδίου	77
7.2.5 Εξέταση SPECT Οστών.....	79
7.3 Συγκεντρωτικά Αποτελέσματα Τυπικών Τιμών Δόσεων.....	82
7.4 Σύγκριση Τυπικών Τιμών Δόσης στο ΠΑΓΝΗ με ΔΕΑ της βιβλιογραφίας.....	83
7.4.1 Εξέταση SPECT-CT Αιμάτωσης Μυοκαρδίου	85
7.4.2 Εξέταση SPECT-CT Οστών	87
7.4.3 Εξέταση SPECT-CT Παραθυροειδών αδένων.....	89
7.4.4 Εξέταση SPECT Αιμάτωσης Μυοκαρδίου	91
7.4.5 Εξέταση SPECT Οστών.....	92
7.5 Συνολική Ενεργός Δόση Ασθενών από Εξετάσεις SPECT-CT	93
8. Συμπεράσματα	96
9. Βιβλιογραφία	99

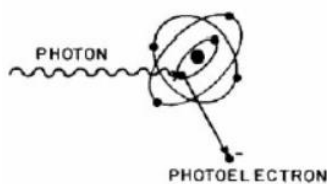
ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1. Εισαγωγή στις Ακτίνες-Χ και την Ακτινολογία

1.1 Αλληλεπίδραση ακτινοβολίας – ύλης

Τα φωτόνια όπως εισέρχονται σε ένα υλικό χάνουν σταδιακά την ενέργειά τους λόγω της αλληλεπίδρασής τους με τα άτομα του υλικού. Με αυτόν τον τρόπο η ένταση μίας δέσμης φωτονίων μειώνεται καθώς αυτή ταξιδεύει μέσα στο υλικό. Υπάρχουν τέσσερις κύριοι μηχανισμοί αλληλεπίδρασης ακτινοβολίας με την ύλη: Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, η σκέδαση Rayleigh, η σκέδαση Compton και η δίδυμη γένεση.

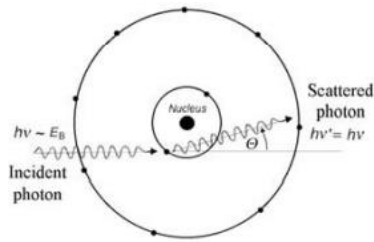
Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο: Ένα φωτόνιο αλληλοεπιδρά με ηλεκτρόνιο κάποιας στοιβάδας ενός ατόμου εκτοξεύοντάς το εκτός αυτού και μεταφέροντάς του ενέργεια. Η πιθανότητα να συμβεί κάτι τέτοιο αυξάνεται ραγδαία όταν το φωτόνιο έχει ακριβώς την ενέργεια που χρειάζεται για να διώξει ένα ηλεκτρόνιο από κάποια στάθμη. Ο συντελεστής απορρόφησης του φωτοηλεκτρικού (σ_{ph}) είναι περίπου ανάλογος του $Z^{3.5-5}$ (όπου Z ο ατομικός αριθμός του υλικού) και ανάλογος του $(h\nu)^{-3}$ (όπου $h\nu$ η ενέργεια του φωτονίου).



$$\sigma_{ph} \propto \frac{Z^{3.5-5}}{(h\nu)^3}$$

Εικόνα 1. Φωτοηλεκτρικό Φαινόμενο (Κόττου Σ. 2007, Φυσική της απεικόνισης στην Ιατρική).

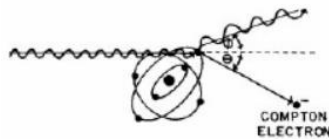
Σκέδαση Rayleigh (Coherent scattering): Είναι η ελαστική σκέδαση φωτονίων από σωματίδια πολύ μικρότερα του μήκους κύματος της ακτινοβολίας. Καθώς το φωτόνιο ως ηλεκτρομαγνητικό κύμα περνά κοντά από φορτισμένα σωματίδια τα εξαναγκάζει να ταλαντωθούν σύμφωνα με τη συχνότητά του. Έτσι το ταλαντευμένο φορτισμένο σωματίδιο εκπέμπει ακτινοβολία. Το φαινόμενο αυτό θεωρείται σχεδόν αμελητέο για ενέργειες μεγαλύτερες των 100 keV στα υλικά με μικρό ατομικό αριθμό. Το γεγονός αυτό σε συνδυασμό με το ότι δεν μεταφέρεται κινητική ενέργεια στα άτομα καθιστά τη σκέδαση Rayleigh ως μικρού ενδιαφέροντος φαινόμενο εδώ. Για τον συντελεστή απορρόφησης της σκέδασης Rayleigh ισχύει:



$$\sigma_{coh} \propto \frac{Z^2}{(hv)^2}$$

Εικόνα 2. Σκέδαση Rayleigh. (Nuclear Medicine Physics: A Handbook for Teachers and Students, 2014)

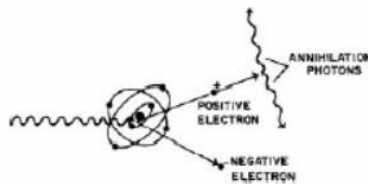
Σκέδαση Compton (Incoherent scattering): Φωτόνιο αλληλοεπιδρά με ένα ηλεκτρόνιο εξωτερικής στοιβάδας και σκεδάζεται σε κάποια γωνία χάνοντας ενέργεια η οποία μεταφέρεται στο ηλεκτρόνιο ως κινητική ενέργεια. Είναι ο πιο σημαντικός μηχανισμός αλληλεπίδρασης ακτινοβολίας – ύλης στους βιολογικούς ιστούς. Η πιθανότητα σκέδασης του φαινομένου αυτού σ_C , εξαρτάται από την τοπική πυκνότητα ηλεκτρονίων και είναι σχετικά ανεξάρτητη από τον ατομικό αριθμό Z του μέσου.



Εικόνα 3. Σκέδαση Compton (Κόττου Σ. 2007, Φυσική της απεικόνισης στην Ιατρική).

Δίδυμη Γένεση (Pair production): Συμβαίνει όταν η ενέργεια του φωτονίου ξεπερνά τα 1.022 MeV (η οποία αντιστοιχεί στην ενέργεια ηρεμίας ενός ηλεκτρονίου και ενός ποζιτρονίου) και συνήθως λαμβάνει χώρα κατά την αλληλεπίδραση ενός φωτονίου με τον πυρήνα ατόμου του υλικού. Έτσι η αρχική ενέργεια ($h\nu$) θα μοιραστεί σε ένα ηλεκτρόνιο κι ένα ποζιτρόνιο και η περίσσεια θα γίνει κινητική ενέργεια αυτών (KE_+ και KE_- αντίστοιχα) ενώ η συνολική ορμή του συστήματος θα παραμείνει σταθερή.

$$h\nu = 1.022 + KE_+ + KE_-$$



Εικόνα 4. Δίδυμη Γένεση (Κόττου Σ. 2007, Φυσική της απεικόνισης στην Ιατρική).

Τόσο το ηλεκτρόνιο όσο και το ποζιτρόνιο θα ταξιδέψουν μέσα στο υλικό χάνοντας κινητική ενέργεια λόγω συγκρούσεων με τα άτομα. Στη συνέχεια το ηλεκτρόνιο θα καλύψει κάποιο κενό κάποιας στοιβάδας ενός ατόμου και το ποζιτρόνιο αφού χάσει όλη του την κινητική ενέργεια θα εξαυλωθεί αλληλοεπιδρώντας με ένα ηλεκτρόνιο της ύλης, παράγοντας δύο φωτόνια ενέργειας (0.511MeV) το καθένα σε αντιδιαμετρικές κατευθύνσεις. Ο συντελεστής απορρόφησης για τη δίδυμη γένεση ανά άτομο (σ_{pp}) είναι:

$$\sigma_{pp} \propto \ln(h\nu) Z^2$$

Κατά την αλληλεπίδραση μονοενεργειακής δέσμης φωτονίων με την ύλη συμβαίνουν διάφορες διαδικασίες. Κατά την αρχική αλληλεπίδραση, μέρος της κινητικής ενέργειας των αρχικών φωτονίων συνήθως μεταφέρεται σε ηλεκτρόνια της ύλης τα οποία τίθενται σε κίνηση, ενώ η υπόλοιπη ενέργεια διαφεύγει ως δευτερεύοντα φωτόνια (σκεδαζόμενα) χαμηλότερης ενέργειας από αυτά της αρχικής δέσμης. Καθώς τα ηλεκτρόνια κινούνται, επιβραδύνονται και εκπέμπονται φωτόνια ακτινοβολίας πέδησης (bremsstrahlung) τα οποία με τη σειρά τους θα αλληλεπιδράσουν με την ύλη. Έτσι η κινητική ενέργεια που μεταφέρθηκε στα ηλεκτρόνια μεταφέρεται στην ύλη οδηγώντας σε ιονισμούς, διεγέρσεις, σπασίμο μοριακών δεσμών, θερμότητα, τα οποία με τη σειρά τους οδηγούν σε χημικές μεταβολές οι οποίες οδηγούν σε βιολογικές βλάβες.

1.2 Νόμος Beer-Lambert – Συντελεστές εξασθένησης

Η εξασθένηση της ακτίνας φωτονίων αρχικής έντασης I_0 , καθώς διέρχεται από υλικό πάχους x με γραμμικό συντελεστή εξασθένησης (Attenuation Coefficient) μ είναι εκθετική και περιγράφεται από τον νόμο Beer-Lambert:

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

Για να εξεταστεί η εξασθένηση που προκύπτει από συγκεκριμένη μάζα υλικού χωρίς να εξετάζεται η πυκνότητά του εισάγεται η έννοια του μαζικού συντελεστή εξασθένησης (Mass Attenuation Coefficient):

$$\mu_m = \mu/\rho.$$

Ο νόμος Beer-Lambert μετασχηματίζεται σε:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu_m(\rho x)}$$

Ο συντελεστής εξασθένησης μ υποδεικνύει την αλληλεπίδραση των φωτονίων της δέσμης με τα άτομα της ύλης. Εξαρτάται λοιπόν από τον αριθμό ατόμων ανά μονάδα όγκου του υλικού (n_a) και από την πιθανότητα αλληλεπίδρασης του φωτονίου με ένα άτομο του υλικού, η οποία εκφράζεται ως ολική ενεργός διατομή ανά άτομο (σ). Περιγράφεται λοιπόν από την παρακάτω σχέση όπου ρ η πυκνότητα του υλικού, N_0 ο αριθμός Avogadro και A το ατομικό βάρος.

$$\mu = \sigma_a n_a, \quad n_a = \frac{\rho N_0}{A}$$

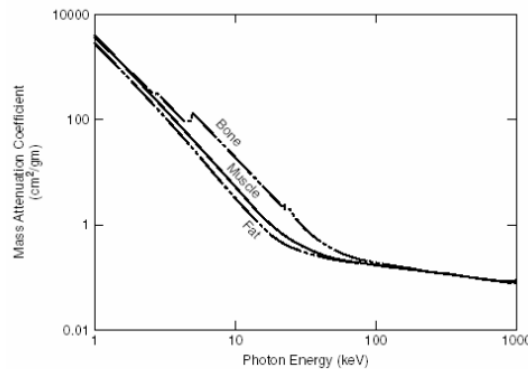
Η ολική ενεργός διατομή ανά άτομο ορίζεται ως το άθροισμα των ενεργών διατομών ανά άτομο για κάθε μία από τις τέσσερις περιπτώσεις που αναφέρθηκαν παραπάνω με τις οποίες μπορεί να αλληλοεπιδράσει ένα φωτόνιο με την ύλη. Δηλαδή:

$$\sigma = \sigma_{ph} + \sigma_{coh} + \sigma_c + \sigma_{pp}$$

Συνεπώς ο ολικός συντελεστής εξασθένησης μ και ο μαζικός συντελεστής εξασθένησης θα περιγράφονται από τις παρακάτω σχέσεις:

$$\mu = \mu_{ph} + \mu_{coh} + \mu_C + \mu_{pp}$$

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right) = \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{ph} + \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{coh} + \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_C + \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{pp}$$



Εικόνα 5. Mass Attenuation Coefficient διαφορετικών ιστών. (Κόττου Σ. 2007, Φυσική της απεικόνισης στην Ιατρική).

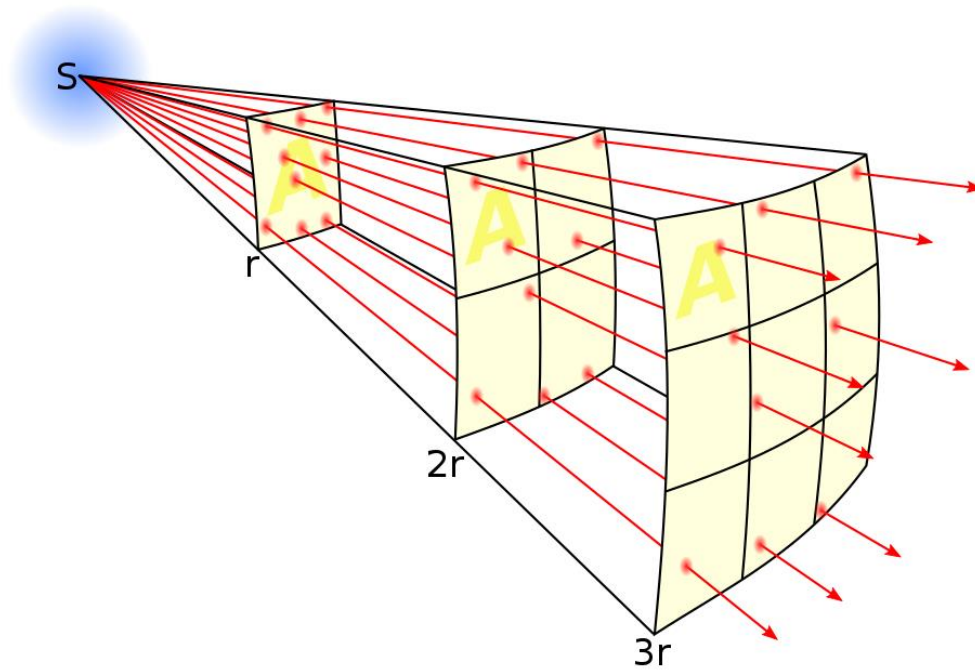
Μία ακόμα παράμετρος που χρησιμοποιείται συχνά για την περιγραφή της εξασθένησης της δέσμης φωτονίων καθώς διέρχεται από ένα υλικό είναι το πάχος υποδιπλασιασμού (Half Value Layer – HVL). Το HVL ορίζεται ως το πάχος του υλικού στο οποίο η δέσμη έχει την μισή ένταση από όση είχε αρχικά κατά την είσοδό της σε αυτό, λόγω της απορρόφησής της. Συγκεκριμένα:

$$\text{Beer - Lambert: } \frac{I_0}{2} = I_0 e^{-\mu \cdot x_{1/2}} \Rightarrow HVL = x_{1/2} = \frac{\ln(2)}{\mu} \cong \frac{0,693}{\mu}$$

1.3 Νόμος αντιστρόφου τετραγώνου:

Η ένταση της ακτινοβολίας μειώνεται με την αύξηση της απόστασης του σημείου μέτρησης από την πηγή σύμφωνα με τον νόμο αντιστρόφου τετραγώνου. Έστω ότι για μεγάλες αποστάσεις η πηγή ακτινοβολίας θεωρείται σημειακή και έστω πως σε απόσταση d_1 από αυτήν, μετριέται η ροή των φωτονίων I_1 (δηλαδή η ένταση της ακτινοβολίας) σε μία επιφάνεια S . Καθώς η ακτινοβολία πάντα διαδίδεται σφαιρικά και η επιφάνεια μίας σφαίρας εξαρτάται από την ακτίνα (r) της σφαίρας κατά δεύτερη δύναμη ($S = \pi r^2$) θεωρείται ότι σε απόσταση d_2 από την πηγή η ένταση της ακτινοβολίας σε επιφάνεια ίδιου εμβαδού με προηγουμένως θα είναι I_2 :

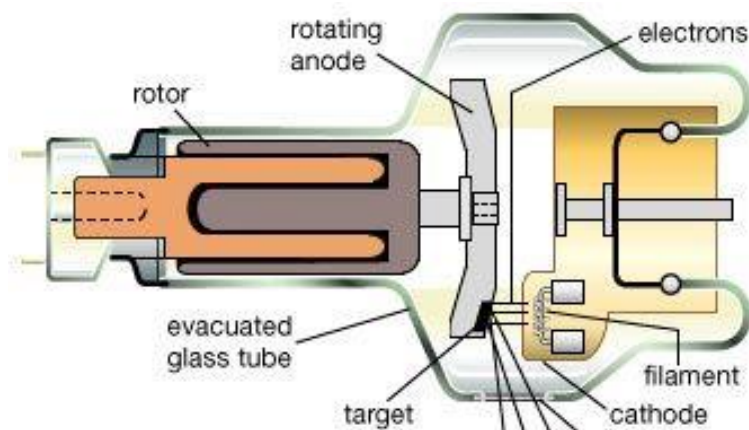
$$I_2 = I_1 \left(\frac{d_1}{d_2}\right)^2 \Rightarrow I \propto \frac{1}{d^2}$$



Εικόνα 6: Νόμος αντιστρόφου τετραγώνου

1.4 Παραγωγή Ακτινών-Χ

Οι ακτίνες-Χ παράγονται μέσα στη λυχνία παραγωγής ακτινών-Χ (X-ray tube) με τη χρήση του φαινομένου της θερμιοτικής εκπομπής ηλεκτρονίων και την επιτάχυνσή τους πάνω σε ένα στόχο μέσω υψηλής διαφοράς δυναμικού.



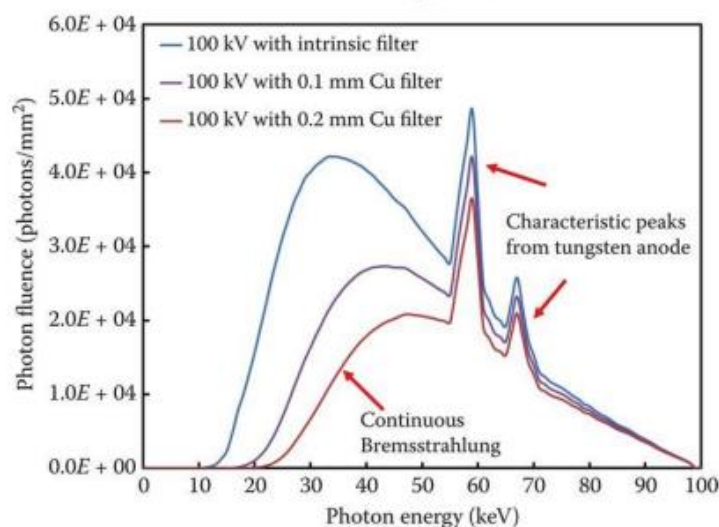
Εικόνα 7: Λυχνία παραγωγής ακτινών-Χ

Συγκεκριμένα το νήμα της λυχνίας (κάθοδος), συνήθως κατασκευασμένο από βολφράμιο, βρίσκεται σε υψηλή διαφορά δυναμικού σε σχέση με τον στόχο (άνοδος) και καθώς διαρρέεται από ηλεκτρικό ρεύμα (μερικών εκατοντάδων mA) θερμαίνεται, γεγονός που οδηγεί στην εκπομπή ηλεκτρονίων από την επιφάνειά του. Τα

εκπεμπόμενα ηλεκτρόνια επιταχύνονται λόγω της διαφοράς δυναμικού (της τάξης των 10 με 100 kV) και κατευθύνονται προς τον στόχο (άνοδο) ο οποίος συνήθως είναι από Βολφράμιο (Tungsten), Μολυβδαίνιο (Molybdenum) ή Ρόδιο (Rhodium). Ο στόχος βρίσκεται υπό κλίση σε σχέση με την διεύθυνση των ηλεκτρονίων και περιστρέφεται με ταχύτητα δεκάδων χιλιάδων στροφών/sec για να αποφευχθεί η υπερθέρμανσή του.

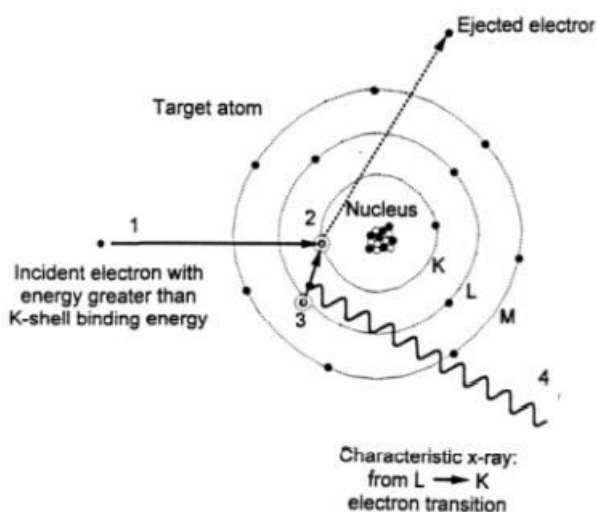
Όλα τα μέρη της λυχνίας βρίσκονται μέσα σε μία κάψουλα, σε πολύ χαμηλή πίεση ώστε να περιοριστεί η αλληλεπίδραση των ηλεκτρονίων και των φωτονίων με μόρια του αέρα. Τα ηλεκτρόνια χτυπώντας το υλικό του στόχου επιβραδύνονται παράγοντας ακτινοβολία πέδησης και χαρακτηριστική ακτινοβολία του υλικού λόγω ανελαστικής σκέδασης η οποία διαφεύγει μέσω μιας συγκεκριμένης περιοχής της λυχνίας με χαμηλή απορρόφηση στις ακτίνες-Χ που ονομάζεται παράθυρο της λυχνίας.

Αύξηση της έντασης του ρεύματος που διαρρέει το νήμα οδηγεί σε αύξηση της θερμοκρασίας του και άρα σε αύξηση του αριθμού των εκπεμπόμενων ηλεκτρονίων στη μονάδα του χρόνου. Άρα αύξηση της έντασης του ρεύματος οδηγεί σε γραμμική αύξηση της έντασης των παραγόμενων ακτινών-Χ. Αύξηση της διαφοράς δυναμικού ανάμεσα σε νήμα και στόχο οδηγεί σε αύξηση της κινητικής ενέργειας των ηλεκτρονίων και άρα των παραγόμενων φωτονίων των ακτινών-Χ. Επίσης αύξηση της διαφοράς δυναμικού οδηγεί σε αύξηση με κυβική σχέση του αριθμού των εκπεμπόμενων φωτονίων. Τέλος με αύξηση του ατομικού αριθμού του υλικού του στόχου αυξάνεται η ενέργεια σύνδεσης των ηλεκτρονίων με τον πυρήνα και επομένως μετατοπίζεται προς υψηλότερες ενέργειες η χαρακτηριστική ακτινοβολία. Ταυτόχρονα, αυξάνεται και η ένταση και η ενέργεια της ακτινοβολίας πέδησης λόγω ισχυρότερων αλληλεπιδράσεων Coulomb μεταξύ πυρήνων και ηλεκτρονίων.



Εικόνα 8: Φάσμα εκπομπής ακτινών-Χ.

Το φάσμα εκπομπής ακτινών-Χ αποτελείται γενικά από δύο συνιστώσες, το συνεχές φάσμα της ακτινοβολίας πέδησης και το γραμμικό φάσμα της χαρακτηριστικής ακτινοβολίας. Η ακτινοβολία πέδησης (Bremsstrahlung radiation) εμφανίζεται όταν ένα ταχέως κινούμενο ηλεκτρόνιο επιβραδύνεται από την έλξη Coulomb που του ασκείται από τους θετικούς πυρήνες των ατόμων του υλικού. Η αρχική κινητική ενέργεια του ηλεκτρονίου μεταφέρεται στα εκπεμπόμενα φωτόνια λόγω της επιβράδυνσης. Τα φωτόνια χαρακτηριστικής ακτινοβολίας παράγονται όταν ηλεκτρόνια υψηλής ενέργειας συγκρούονται ανελαστικά με ηλεκτρόνια των τροχιακών των ατόμων του υλικού του στόχου προκαλώντας την απομάκρυνση αυτών από τις θέσεις τους. Έπειτα ηλεκτρόνια της εξωτερικής στοιβάδας του ατόμου καλύπτουν τις κενές θέσεις που δημιουργήθηκαν με ταυτόχρονη εκπομπή φωτονίων ακτινών-Χ με ενέργεια ίση με την ενεργειακή διαφορά των δύο τροχιακών. Η ενεργειακή αυτή διαφορά είναι χαρακτηριστική για κάθε στοιχείο και συνεπώς εξαρτάται από το υλικό της ανόδου.

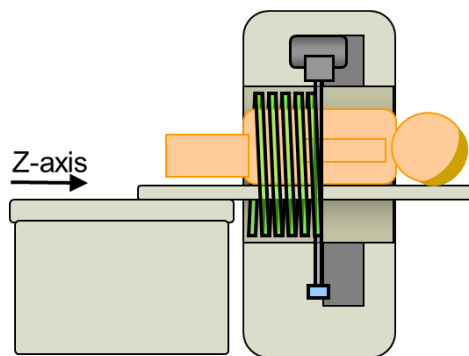


Εικόνα 9. Παραγωγή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας-Χ (Κόττου Σ. 2007, Φυσική της απεικόνισης στην Ιατρική).

Οι παραγόμενες ακτίνες-Χ διαπερνούν αρκετά υλικά μέχρι να διαφύγουν από τη λυχνία, τα οποία απορροφούν μέρος τους. Παραδείγματα αυτών των υλικών είναι η ίδια η άνοδος, το παράθυρο εξόδου της λυχνίας και επιπλέον φίλτρα που τοποθετούνται στο σημείο εξόδου της δέσμης. Η συνολική απορρόφηση που υφίσταται η δέσμη αναφέρεται ως εγγενής απορρόφηση και μετράτε σε ισοδύναμο πάχος φύλλων αλουμινίου (σε μονάδες mm of Al). Η χρήση φίλτρων οδηγεί στη μείωση του αριθμού των φωτονίων χαμηλότερης ενέργειας της δέσμης και επομένως σε αύξηση της μέσης ενέργειας των φωτονίων και του HVL της δέσμης. Καθώς αυξάνεται η μέση ενέργεια των ακτινών-Χ, αυτές διαπερνούν περισσότερο την ύλη, με αποτέλεσμα να εναποτίθεται λιγότερη ενέργεια κατά την είσοδό τους στο σώμα του εξεταζόμενου διατηρώντας σταθερή τη δόση που φτάνει στους ανιχνευτές. Άρα συνολικά με τη χρήση φίλτρων μειώνεται η δόση που δέχεται ο ασθενής καθώς μειώνεται η σύνθεση της δέσμης σε φωτόνια χαμηλότερων ενεργειών που δεν συμβάλουν στην ποιότητα της εικόνας αλλά επιβαρύνουν ακτινικά τον ασθενή.

1.5 Αρχές απεικόνισης CT

Ο Αξονικός τομογράφος (CT scanner, σαρωτής υπολογιστικής τομογραφίας) είναι μία διάταξη που μπορεί να απεικονίσει σε κάθετες τομές όλο το σώμα, χρησιμοποιώντας ακτίνες-Χ. Βασική αρχή λειτουργίας του είναι πως η λυχνία παραγωγής ακτίνων-Χ βρίσκεται πάντα αντιδιαμετρικά με μια σειρά από ανιχνευτές και τα δυο αυτά περιστρέφονται ταυτόχρονα γύρω από τον ασθενή μέσα σε μια κυκλική διάταξη. Ο ασθενής βρίσκεται ξαπλωμένος σε κινούμενο κρεβάτι το οποίο διέρχεται σταδιακά μέσα από το κυκλικό άνοιγμα της διάταξης. Έπειτα γίνεται ανασύνθεση των μονοδιάστατων εικόνων παρέχοντας στους γιατρούς δυσδιάστατη αναπαράσταση της ανατομίας του εξεταζόμενου σε λεπτές τομές (~1-10mm). Συχνά για κάποιες εξετάσεις χρησιμοποιείται και χορηγούμενη σκιαγραφική ουσία.



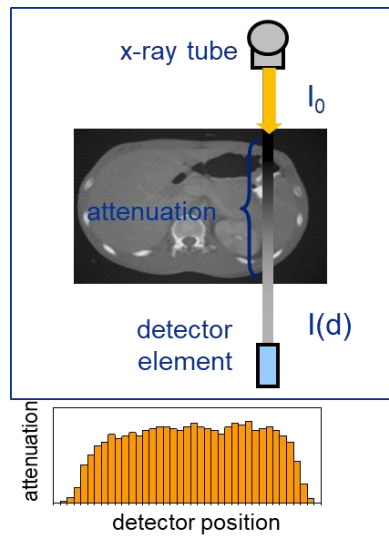
Εικόνα 10: Σχηματική αναπαράσταση αξονικής τομογραφίας (Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students, 2014)

Σε κάθε εικονοστοιχείο μίας εικόνας – τομής που αποκτάται από τον αξονικό τομογράφο αντιστοιχίζεται μία τιμή έντασης του σήματος που φτάνει στους ανιχνευτές. Η τιμή αυτή αντιστοιχεί στη μέση τιμή του συντελεστή γραμμικής απορρόφησης (μ) του ιστού στο συγκεκριμένο σημείο, όπως προκύπτει από τον συνδυασμό πληροφοριών των ανιχνευτών για διαφορετικές θέσεις, καθώς αυτοί περιστρέφονται γύρω από τον ασθενή. Ο συντελεστής γραμμικής απορρόφησης περιγράφεται από τον νόμο Beer-Lambert ολοκληρωμένο πάνω σε όλες τις ενέργειες των φωτονίων που υπάρχουν στη δέσμη των ακτίνων-Χ που διαπερνά τον ασθενή.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \Rightarrow I(d) = I_0 e^{-\int_0^d \mu(x) dx} \Rightarrow I(d) = I_0 e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i \Delta x}$$

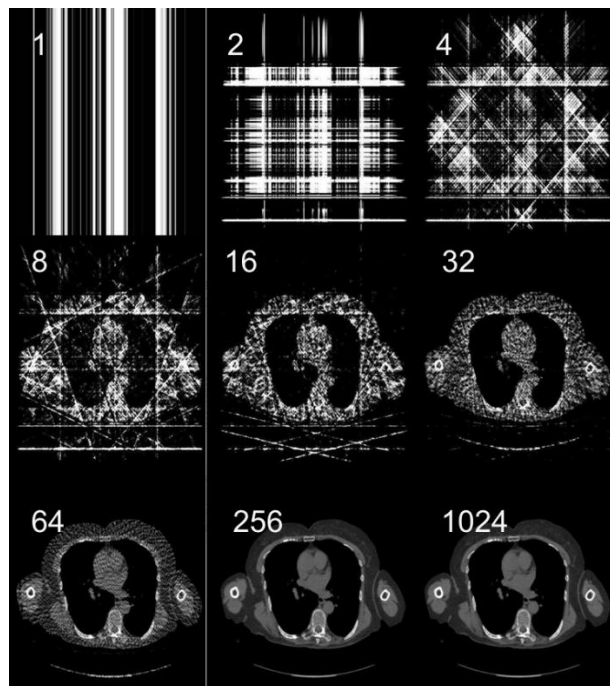
Συγκεκριμένα για διάδοση ακτινοβολίας μέσα σε ιστούς, με τον νόμο Beer-Lambert περιγράφεται πως η ένταση της ακτινοβολίας που φτάνει στον ανιχνευτή (I) εξαρτάται από την ένταση της αρχικής δέσμης (I_0), τον συντελεστή απορρόφησης του ιστού (μ) και την απόσταση που ταξίδεψε η δέσμη μέσα στον ιστό (Δx). Ο συντελεστής απορρόφησης του υλικού εξαρτάται από την σύσταση του ιστού, την πυκνότητά του και την ενέργεια των φωτονίων της δέσμης. Τελικά, η τιμή που αποδίδεται σε κάθε εικονοστοιχείο της κάθε εικόνας – τομής μετρείται σε μονάδες Hounsfield (HU) και προσδιορίζεται σύμφωνα με την παρακάτω σχέση.

$$HU_{material} = \frac{\mu_{material} - \mu_{water}}{\mu_{water}} \cdot 1000$$



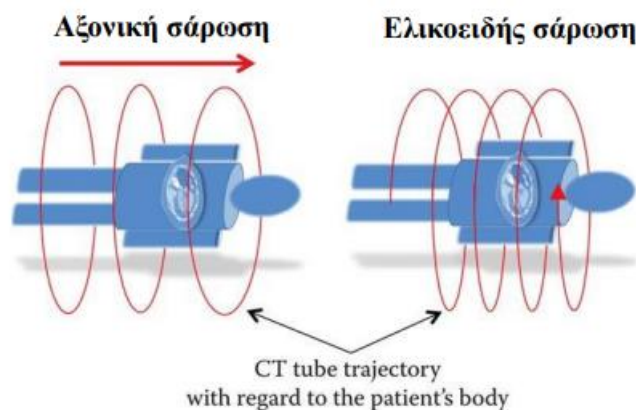
Εικόνα 11. Σήμα μίας προβολής αξονικής τομογραφίας από ένταση ακτινοβολίας. (Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students, 2014)

Για την ανασύνθεση της εικόνας χρησιμοποιείται η μέθοδος της φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής (filtered back-projection). Ουσιαστικά πρόκειται για τον συνδυασμό των πληροφοριών της εξασθένησης της δέσμης των φωτονίων από προβολές διαφορετικών γωνιών ώστε να προσδιοριστεί η τιμή που θα δοθεί σε ένα pixel της εικόνας-τομής. Πριν τον συνδυασμό τους, τα σήματα της κάθε προβολής περνάνε μέσα από ψηφιακά φίλτρα ώστε να προκύψει καθαρότερη εικόνα. Όσο περισσότερες προβολές χρησιμοποιηθούν τόσο καλύτερη ακρίβεια θα έχει η τελική εικόνα που συντίθεται. Οι σύγχρονοι αξονικοί τομογράφοι χρησιμοποιούν διαφορετικά φίλτρα ανασύνθεσης που είναι σχεδιασμένα για διαφορετικούς κλινικούς σκοπούς.



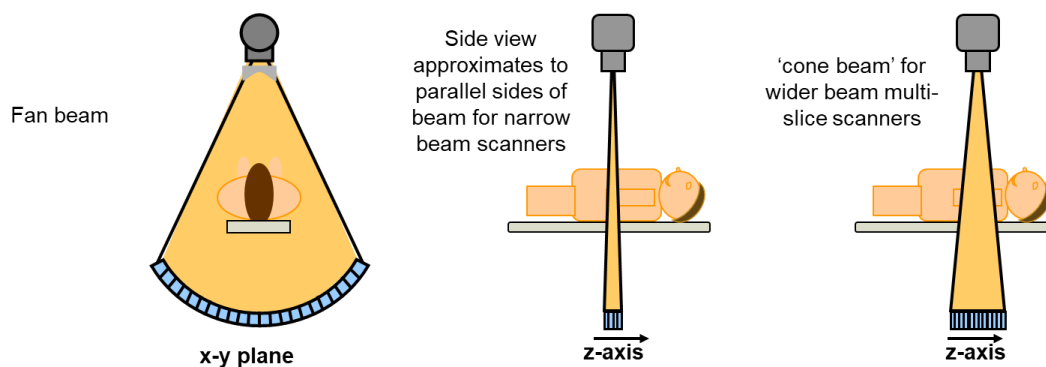
Εικόνα 12. Ανασύνθεση εικόνας με χρήση 1, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 256, 1024 οπισθοπροβολών. (Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students, 2014)

Υπάρχουν δύο κύριες κατηγορίες τρόπου σάρωσης στην υπολογιστική τομογραφία. Η αξονική σάρωση (axial scan) κατά την οποία το εξεταζόμενο άτομο παραμένει σταθερό κατά τη διάρκεια μίας πλήρους περιστροφής της διάταξης ανιχνευτών- πηγής ακτινών-Χ. Σε αυτή τη κατηγορία η λυχνία παραγωγής της ακτινοβολίας κλείνει μόλις τελειώσει η περιστροφή και ανοίγει ξανά πριν την επόμενη καταγραφή, ενώ είναι δυνατόν να ληφθούν πολλαπλές τομές του εξεταζόμενου μέσω της μετακίνησής του μεταξύ του χρονικού διαστήματος δύο περιστροφών. Η δεύτερη κατηγορία σάρωσης, η οποία είναι η πιο κοινή στις μέρες μας, είναι η ελικοειδής (helical ή spiral scan) κατά την οποία η κίνηση του εξεταζόμενου διαμέσου της οπής της διάταξης είναι συνεχής κατά τη διάρκεια μίας περιστροφής. Έτσι η πηγή των ακτινών-Χ λειτουργεί συνεχώς και διαγράφει μία συνεχή ελικοειδή τροχιά γύρω από το άτομο που εξετάζεται με αποτέλεσμα ο χρόνος σάρωσης να είναι πολύ μικρότερος σε σχέση με την αξονική σάρωση.



Εικόνα 13. Αξονική και Ελικοειδής σάρωση. (Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students, 2014)

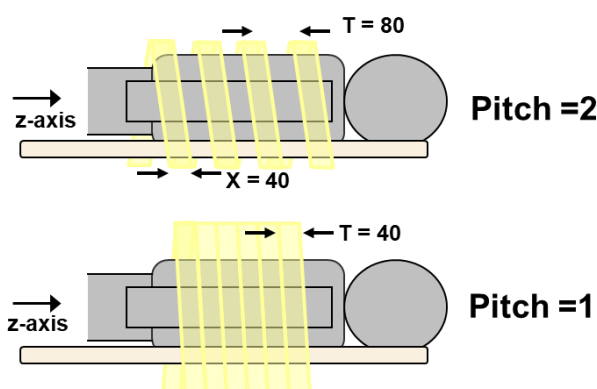
Ένας ακόμα διαχωρισμός ανάμεσα στους αξονικούς τομογράφους είναι ο αριθμός σειρών ανιχνευτών τοποθετημένες η μία δίπλα στην άλλη κατά τον άξονα της σάρωσης (από δεκάδες έως εκατοντάδες σειρές). Για πολλές σειρές ανιχνευτών οι παραγόμενες ακτίνες λέγεται ότι σχηματίζουν κωνική ακτίνα (cone beam).



Εικόνα 14. Συστήματα CT κωνικής ακτίνας. (Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students, 2014)

Οι κύριοι παράμετροι ρύθμισης κατά την απόκτηση των δεδομένων μίας υπολογιστικής τομογραφίας είναι η διαφορά δυναμικού της λυχνίας (kV), η ένταση του ρεύματος που διαρρέει το νήμα (έκθεση – mAs), και ο παράγοντας pitch. Ο παράγοντας pitch ορίζεται ως το πηλίκο της μετακίνησης του τραπεζιού όπου είναι ξαπλωμένος ο εξεταζόμενος σε μία πλήρη περιστροφή της διάταξης πηγής – ανιχνευτών, προς το ονομαστικό πάχος της δέσμης.

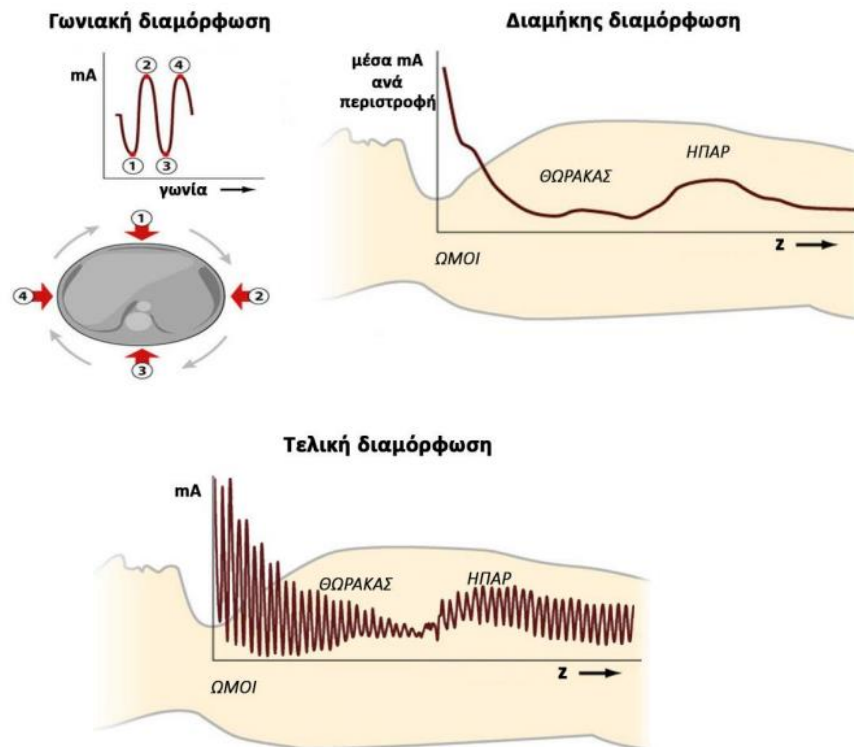
$$Pitch = \frac{\text{μετακίνηση τραπεζιού ανά πλήρη περιστροφή (mm)}}{\text{πλάτος δέσμης ακτίνας - X (mm)}}$$



Εικόνα 15. Σχηματική αναπαράσταση του παράγοντα pitch. (Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students, 2014)

Η έκθεση του εξεταζόμενου σε ακτινοβολία-X καθορίζεται από την ένταση του ρεύματος της λυχνίας (tube current) και τον χρόνο έκθεσης (exposure time). Ο χειριστής των συστημάτων έχει την επιλογή ρύθμισης της διαφοράς δυναμικού της λυχνίας, του μεγέθους της εστίας και την έκθεση σε τιμή mAs, όχι σε ένταση ρεύματος (mA) και χρόνο έκθεσης (s) χωριστά. Τα σύγχρονα συστήματα απεικόνισης με ακτίνες-X χρησιμοποιούν συστήματα αυτόματου ελέγχου έκθεσης (Automatic Exposure Control – AEC) με σκοπό την όσο το δυνατόν χαμηλότερη ακτινική επιβάρυνση του εξεταζόμενου και την παροχή σταθερή ποιότητας εικόνας.

Ο ρόλος του AEC είναι ο τερματισμός της ακτινοβολήσης όταν οι ανιχνευτές της διάταξης ανιχνεύσουν συγκεκριμένο επίπεδο ακτινοβολίας. Ο τρόπος λειτουργίας του βασίζεται στην ύπαρξη αριθμού ανιχνευτών των οποίων το σήμα ενισχύεται και διορθώνεται ως προς την ενέργεια των φωτονίων, τον ρυθμό δόσης και εν τέλη συγκρίνεται με το προεπιλεγμένο επίπεδο δόσης. Η διαμόρφωση του ρεύματος της λυχνίας γίνεται σε δύο επίπεδα. Στο γωνιακό όπου η ένταση του ρεύματος αυξομειώνεται καθώς η λυχνία περιστρέφεται γύρω από τον ασθενή, ώστε να διατηρηθεί σε ίδια επίπεδα η δόση καθώς αυξομειώνεται το πάχος του σώματος. Στο διάμηκες επίπεδο, δηλαδή κατά τον άξονα της σάρωσης, ώστε να ληφθούν υπόψιν οι διαφορετικοί συντελεστές απορρόφησης από διαφορετικά σημεία του σώματος. Για την ανακατασκευή της τελικής εικόνας συμβαίνει σχετική διόρθωση του σήματος η οποία λαμβάνει υπόψιν της το AEC.



Εικόνα 16. Διαμόρφωση δέσμης ακτίνων-X από σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης (AEC).

2. Εισαγωγή στη Ραδιενέργεια και την Πυρηνική Ιατρική

2.1 Ραδιενέργεια

Ραδιενέργεια ονομάζεται η ιδιότητα ορισμένων πυρήνων να μεταπίπτουν σε κατάσταση χαμηλότερης ενέργειας με ταυτόχρονη εκπομπή σωματιδιακής ή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται ραδιενεργός διάσπαση και όσοι πυρήνες το παρουσιάζουν λέγονται ραδιοϊσότοπα ή ραδιονουκλίδια. Ο πυρήνας που διασπάστηκε ονομάζεται πατρικός (father) και εκείνος που προκύπτει ονομάζεται θυγατρικός (daughter) πυρήνας. Όλες οι ραδιενεργές διασπάσεις γίνονται αυτόματα, είναι εξώθερμες και η διαφορά ενέργειας γίνεται κινητική ενέργεια των παραγόμενων πυρήνων και των σωματιδίων που εκπέμπονται. Τα σωματίδια που εκπέμπονται μπορεί να είναι πυρήνες ηλίου ${}^4_2\text{He}$ (σωμάτια α , οπότε μιλάμε για α -διάσπαση), ηλεκτρόνια ή ποζιτρόνια (β^- ή β^+ , οπότε μιλάμε για β -διάσπαση) και φωτόνια (γ , δηλαδή ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία).

Σύμφωνα με τον νόμο των ραδιενεργών διασπάσεων, εάν υπάρχουν N_0 αρχικοί πυρήνες μετά από χρόνο t θα έχουν μείνει αδιάσπαστοι $N_0 e^{-\lambda t}$. Η σταθερά λ ονομάζεται σταθερά διασπάσεως, είναι χαρακτηριστική του κάθε ραδιενεργού πυρήνα και είναι ο ρυθμός μετάπτωσης από μία ενεργειακή κατάσταση σε μία άλλη.

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t}$$

Ενεργότητα (R , activity) ονομάζεται ο αριθμός των πυρήνων που διασπώνται στη μονάδα του χρόνου και ισούται με $R = \lambda N$. Έτσι ο νόμος των ραδιενεργών διασπάσεων, για δείγμα αρχικής ενεργότητας R_0 , μετασχηματίζεται σε:

$$R(t) = R_0 e^{-\lambda t}$$

Μονάδες μέτρησης της ενεργότητας στο S.I. αποτελεί το Becquerel (Bq) το οποίο ορίζεται ως μία διάσπαση ανά δευτερόλεπτο. Μία πιο χρηστική μονάδα μέτρησης της ενεργότητας αποτελεί το Curie (Ci) το οποίο ορίζεται ως $3,7 \times 10^{10}$ διασπάσεις ανά δευτερόλεπτο.

$$1 \text{ Bq} = 1 \frac{\text{διάσπαση}}{\text{s}}, \quad 1 \text{ Ci} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Bq}$$

Φυσικός χρόνος υποδιπλασιασμού (συχνά αναφέρεται και ως χρόνος ημιζωής του ισότοπου, $t_{1/2}$ ή t_h) είναι ο χρόνος ο οποίος χρειάζεται ώστε η ενεργότητα του δείγματος να μειωθεί στο μισό σε σχέση με την αρχική. Σύμφωνα με τον νόμο των ραδιενεργών διασπάσεων προκύπτει ότι:

$$R_0/2 = R_0 e^{-\lambda t_{1/2}} \Rightarrow t_{1/2} = \ln 2 / \lambda$$

Μέσος χρόνος ζωής (T) είναι χαρακτηριστικός του ραδιοϊσοτόπου και ορίζεται ως:

$$T = 1/\lambda = 1,44 \cdot t_{1/2}$$

Τέλος ως ειδική ενεργότητα (specific activity) ορίζεται η ενεργότητα ανά μονάδα μάζας (μονάδες μέτρησης Bq/kg ή Ci/kg) και ραδιενεργός συγκέντρωση ορίζεται η ενεργότητα ανά μονάδα όγκου (με μονάδες μέτρησης Bq/ml). Και οι δύο αυτές ποσότητες αναφέρονται σε δείγματα ή διαλύματα στα οποία υπάρχουν και άλλα μη ραδιενεργά στοιχεία.

2.2 Πυρηνική Ιατρική

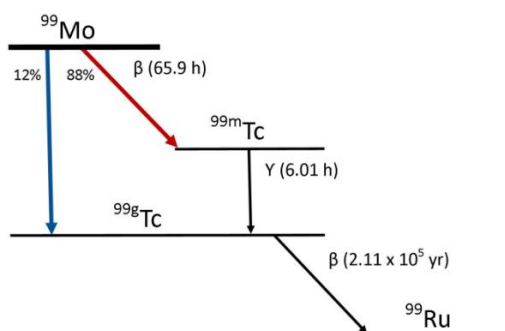
Η πυρηνική ιατρική βασίζεται στη χρήση ακτινών- γ με σκοπό την απεικόνιση και στη χορήγηση σωματιδίων β και α για τη θεραπεία κυρίως ογκολογικών ασθενών. Οι ακτίνες- γ είναι παράγωγα της διάσπασης ασταθών πυρήνων και έχουν τυπικά ενέργεια μεγαλύτερη των 100 keV (μήκος κύματος μικρότερο του 0.1 Å). Σύγχρονα απεικονιστικά συστήματα της πυρηνικής ιατρικής είναι τα συστήματα SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography), τα συστήματα PET (Positron Emission Tomography), και τα υβριδικά συστήματα PET-CT και SPECT-CT τα οποία χρησιμοποιούν συνδυασμό τομογραφία πυρηνικής ιατρικής και υπολογιστικής τομογραφίας (CT).

2.3 Ραδιοφάρμακα

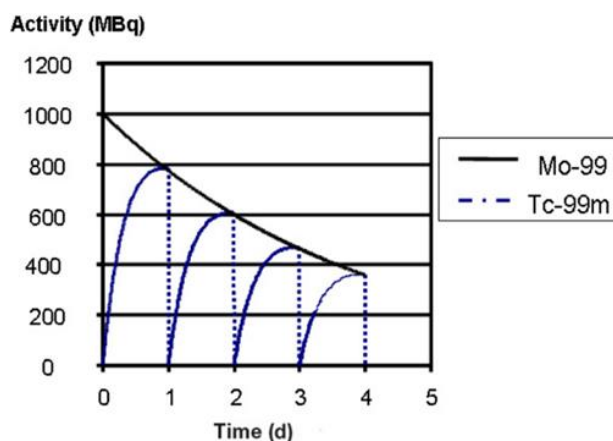
Ραδιοφάρμακο είναι μία ένωση/βιομόριο επισημασμένα με ραδιονουκλεοτίδιο, το οποίο χρησιμοποιείται ως ιχνηθέτης στην πυρηνική ιατρική. Τις περισσότερες φορές τα ραδιονουκλίδια συνδέονται με τα βιομόρια (ψυχρό μόριο) μέσω συγκεκριμένων ενώσεων ligands (συνδέτης) οι οποίες προσκολλώνται σε συγκεκριμένα είδη ιστών μέσω διαφόρων μηχανισμών/βιοχημικών διεργασιών και υποδοχέων. Τα ραδιοφάρμακα συνήθως χορηγούνται στον εξεταζόμενο ενδοφλέβια αλλά και με άλλους τρόπους όπως per os, μέσω εισπνοής, ενδοδερμικά κλπ.

Η επιλογή των ραδιοφαρμάκων βασίζεται στην όσο το δυνατόν καλύτερη εκπλήρωση κάποιων κριτηρίων, τα οποία παρουσιάζονται παρακάτω. Καταρχήν πρέπει η εκπεμπόμενη γ ακτινοβολία να αντιστοιχεί ενεργειακά στο εύρος ανίχνευσης των συστημάτων απεικόνισης. Έπειτα πρέπει να έχουν μικρό χρόνο ζωής ώστε να μην επιβαρύνεται ακτινικά ο ίδιος ο εξεταζόμενος και το κοντινό του περιβάλλον για μεγάλο χρονικό διάστημα. Επιπλέον πρέπει να παραμένει δεσμευμένο για επαρκή χρόνο στο όργανο στόχος ώστε να μπορέσει να πραγματοποιηθεί η απεικόνισή του, ενώ πρέπει να είναι περιορισμένη η συγκέντρωσή του σε άλλες ανατομικές περιοχές του σώματος του ασθενή ώστε να περιοριστεί η ολόσωμη ακτινική επιβάρυνση. Ο ρυθμός αποβολής πρέπει να είναι ταχύς μέσω των βιολογικών διεργασιών. Όσον αφορά στην υγεία του ασθενή είναι ακόμα σημαντικό το επιλεγμένο ραδιοφάρμακο να μην έχει τοξικές ιδιότητες προς το ανθρώπινο σώμα. Τέλος για την επιλογή του ραδιοφαρμάκου λαμβάνεται υπόψη η ευκολία διαθεσιμότητας - παραγωγής του και το κόστος απόκτησης του.

Η παραγωγή του Tc-99m γίνεται μέσα από τη γεννήτρια ραδιονουκλιδίων στην οποία ένα αρχικό στοιχείο (parent) με μεγάλο χρόνο ημιζωής, διασπάται σε ένα άλλο (daughter) με μικρό χρόνο ημιζωής. Για την παραγωγή του Tc-99m χρησιμοποιείται γεννήτρια Mo-99 (με χρόνο ημιζωής 2.7 d) το οποίο με β -διάσπαση δίδει μετασταθές Tc-99m (με χρόνο ημιζωής 6 h), το οποίο με τη σειρά του διασπάται σε Tc-99 το οποίο έχει τόσο μεγάλο χρόνο ημιζωής που θεωρείται πρακτικά ευσταθές, εκπέμποντας φωτόνια με ενέργεια 140keV.



Εικόνα 17. Διάσπαση Mo-99. National Academies of Sciences, Engineering, and Medicine 2016. Molybdenum-99 for Medical Imaging.

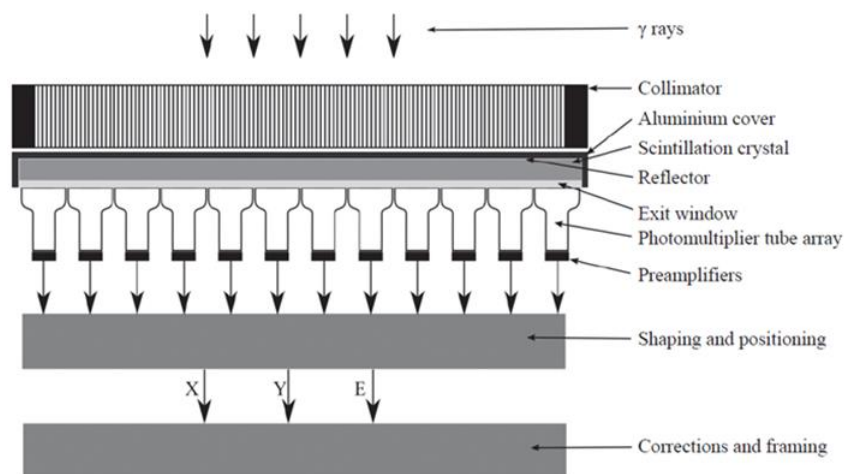


Εικόνα 18. Έκλυση γεννήτριας Mo-Tc. (Nuclear Medicine Physics: A Handbook for Teachers and Students, 2014)

Στη γεννήτρια γίνεται μία διαδικασία που ονομάζεται έκλυση κατά την οποία το Tc-99m που έχει σχηματιστεί μεταφέρεται σε ορό. Μετά από κάθε έκλυση της γεννήτριας, η ενεργότητα του Tc-99m πλησιάζει το μηδέν, ενώ με το πέρασμα του χρόνου καθώς άτομα Mo-99 διασπώνται σε Tc-99m η ενεργότητα του πλησιάζει αυτή του Mo-99. Ο ορός στον οποίο έχει μεταφερθεί πλέον αρκετή ποσότητα Tc-99m συνδυάζεται κατάλληλα με το κάθε ραδιοφάρμακο ώστε να επισημανθούν με Tc-99m οι συγκεκριμένες χημικές ενώσεις κάθε φορά και να προκύψει το τελικό προϊόν της διαδικασίας με την επιθυμητή ενεργότητα για την εξέταση.

2.4 Γ-κάμερα και επίπεδη σπινθηρογραφική απεικόνιση:

Σκοπός της Γ-κάμερας είναι η ανίχνευση της ακτινοβολίας-γ που εκπέμπεται από τα χορηγημένα στον ασθενή ραδιοφάρμακα και η ανασύνθεση των δεδομένων για τον σχηματισμό εικόνων. Τα βασικά στοιχεία από τα οποία αποτελείται μία Γ-κάμερα αποτελούν οι κατευθυντήρες, οι ανιχνευτές, ο ηλεκτρονικός υπολογιστής και ο σκελετός της διάταξης.



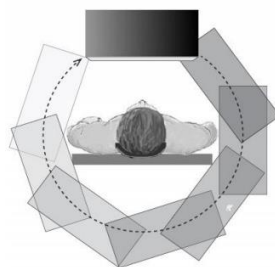
Εικόνα 19. Σχηματική αναπαράσταση κεφαλής Γ-κάμερας και κατευθυντήρων. (Nuclear Medicine Physics: A Handbook for Teachers and Students, 2014)

Οι ακτίνες- γ που εκπέμπονται κατά τις διασπάσεις πρώτα περνούν μέσα από τον κατευθυντήρα, ο οποίος είναι ένα πλέγμα από κυλινδρικές, εξαγωνικές ή τετράγωνες ράβδους που σκοπό έχουν την απορρόφηση φωτονίων τα οποία έχουν κατεύθυνση διαφορετική από την κάθετο ως προς το επίπεδο του ανιχνευτή. Με αυτόν τον τρόπο περιορίζεται η ανίχνευση της δευτερογενούς ακτινοβολίας από τους ανιχνευτές και αυξάνεται η ακρίβεια της τελικής εικόνας, με τους κατευθυντήρες να λειτουργούν σαν εστιακούς φακούς.

Τα φωτόνια αφού περάσουν τον κατευθυντήρα φτάνουν στον κρύσταλλο σπινθηρισμού με τον οποίο αλληλοεπιδρούν παράγοντας φωτόνια στη περιοχή των οπτικών μηκών κύματος. Τα νέα αυτά φωτόνια καταλήγουν σε μία διάταξη φωτοπολλαπλασιαστών, ο κάθε ένας από τους οποίους παράγει ένα ηλεκτρικό σήμα ανάλογο του φωτός που προσπίπτει σε αυτόν. Στη συνέχεια τα ηλεκτρικά αυτά σήματα ενισχύονται, συνδυάζονται, επεξεργάζονται από πλήθος ψηφιακών φίλτρων και τελικά ανασυντίθεται η εικόνα. Η τελική εικόνα της Γ -κάμερας περιέχει πληροφορίες της ενέργειας των φωτονίων της ακτινοβολίας- γ και της θέσης στην οποία έγιναν οι διασπάσεις των ραδιονουκλιδίων που τα παρήγαγε. Μεγαλύτερη συγκέντρωση ραδιοφαρμάκου σε μία περιοχή του σώματος οδηγεί σε μεγαλύτερη ανίχνευση φωτονίων από την Γ -κάμερα σε εκείνη τη περιοχή.

Είναι δυνατόν να γίνει διαχωρισμός της απεικόνισης πυρηνικής ιατρικής σε δύο είδη: την επίπεδη (planar) και την τομογραφική (SPECT - Single Photon Emission Computed Tomography – Μονοφωτονιακή Τομογραφία Εκπομπής). Από την επίπεδη απεικόνιση παράγεται μία δισδιάστατη εικόνα προβολής της κατανομής του ραδιοφαρμάκου στο σώμα του ασθενούς. Από τη SPECT τεχνική απεικόνισης παράγεται τρισδιάστατη απεικόνιση της κατανομής του ραδιοφαρμάκου μέσω ανασκευασμένων εικόνων τομών.

Ένα σύστημα SPECT αποτελείται από μία γ -κάμερα με συνήθως δύο κεφαλές τοποθετημένες η μία απέναντι από την άλλη, στηριγμένες πάνω σε κατάλληλη διάταξη που επιτρέπει την αυτόματη περιστροφή τους γύρω από το σώμα του ασθενή. Τα SPECT συστήματα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την απλή ή τομογραφική απεικόνιση ασθενών. Τα πλεονεκτήματα SPECT συστημάτων έναντι των απλών επίπεδων Γ -καμερών περιλαμβάνουν τη μεγαλύτερη ευαισθησία ανίχνευσης, μεγαλύτερη αντίθεση, τη δυνατότητα τρισδιάστατης αναπαράστασης και τον λεπτομερέστερο ανατομικό εντοπισμό.

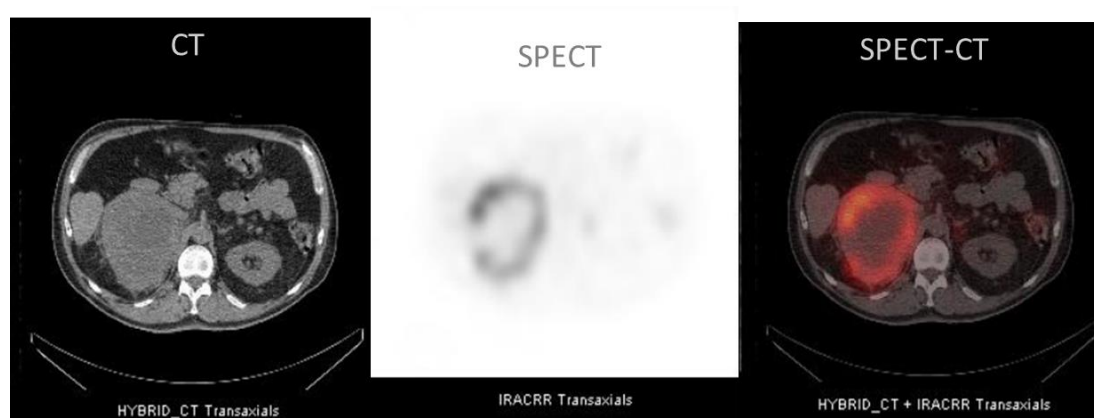


Εικόνα 20. Διαδικασία απεικόνισης SPECT. (Nuclear Medicine Physics: A Handbook for Teachers and Students, 2014)

2.5 Συστήματα SPECT-CT:

Με τον συνδυασμό αξονικής τομογραφίας με τομογραφία γ-κάμερας αυξάνονται οι διαγνωστικές ικανότητες του συστήματος, καθώς συνδυάζονται οι λειτουργικές πληροφορίες που μπορούν να προκύψουν από τη πυρηνική ιατρική με τις ανατομικές πληροφορίες που προκύπτουν από την ακτινολογική μέθοδο. Τα συστήματα SPECT-CT αποτελούνται από δύο υποσυστήματα απεικόνισης: ένα SPECT και ένα υπολογιστικό τομογράφο. Τα δύο συστήματα αυτά αποτελούν μέρη μίας διάταξης παρέχοντας τη δυνατότητα απεικόνισης του εξεταζόμενου χωρίς τη μετακίνησή του από τη θέση εξέτασης.

Ο σκοπός των συστημάτων SPECT-CT είναι να γίνεται συνδυασμός των λειτουργικών πληροφοριών από τις εξετάσεις σπινθηρογραφήματος με τις ανατομικές πληροφορίες των εξετάσεων αξονικής τομογραφίας, ώστε να αυξηθούν οι διαγνωστικές πληροφορίες για τον ασθενή. Επιπλέον στα συστήματα αυτά η αξονική τομογραφία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη διόρθωση της εξασθένησης του σήματος του τομογραφικού σπινθηρογραφήματος, με αποτέλεσμα ακριβέστερες εικόνες. Τα οφέλη αυτού του συστήματος απεικόνισης είναι ιδιαίτερα χρήσιμα στους τομείς της ογκολογίας, της καρδιολογίας, της νευρολογίας καθώς και γενικότερα στη πυρηνική ιατρική.



Εικόνα 21. Κάθετη τομή τομογραφίας CT (αριστερά), SPECT (μέση), SPECT-CT (Δεξιά). (IAEA Human Health Series No.36, SPECT/CT Atlas of Quality Control and Image Artefacts).

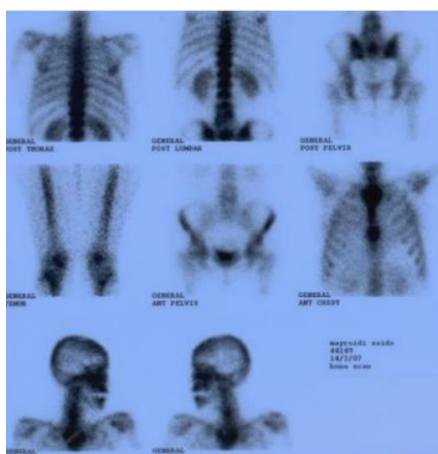
Η εξέταση SPECT-CT συνήθως περιλαμβάνει τα εξής στάδια. Πρώτα γίνεται η χορήγηση του ραδιοφαρμάκου στον ασθενή. Αφού περάσει το κατάλληλο χρονικό διάστημα ώστε το φάρμακο να έχει προσληφθεί από τους ιστούς, ο ασθενής τοποθετείται στο απεικονιστικό κρεβάτι. Στη συνέχεια συνήθως πρώτα λαμβάνονται τα δεδομένα από τη Γ-κάμερα και τέλος γίνεται η αξονική σάρωση της περιοχής που θα επιλεγεί από τον Πυρηνικό Ιατρό.

2.6 Σπινθηρογραφικές εξετάσεις SPECT-CT

2.6.1 Σπινθηρογράφημα Οστών:

Το σπινθηρογράφημα οστών χρησιμοποιείται για την ανίχνευση καλοηθών και κακοηθών παθήσεων των οστών και παρέχει τόσο λειτουργικές όσο και ανατομικές πληροφορίες. Υπερτερεί έναντι των ακτινολογικών μεθόδων απεικόνισης ως προς την ευαισθησία, δίνοντας σημαντικές πληροφορίες σε πρώιμα στάδια της νόσου, και ως προς τις λειτουργικές πληροφορίες που παρέχει. Η βασική αρχή λειτουργίας του είναι η ανίχνευση ακτινών-γ που εκπέμπονται από τις ραδιενεργά επισημασμένες ουσίες που συγκεντρώνονται στα οστά με τον μηχανισμό της χημειοπροσρόφησης. Στα οστά λαμβάνει χώρα μία συνεχής διαδικασία ανάπτυξης και ανακατασκευής τους, της οποίας ο ρυθμός μεταβάλλεται ανάλογα με την ηλικία, με την πλήρη αντικατάσταση ολόκληρης της σκελετικής μάζας ενός ενήλικα να διαρκεί περίπου 8 χρόνια. Σε σημεία όπου η οστική δραστηριότητα γίνεται σε μη φυσιολογικό ρυθμό η συγκέντρωση του ραδιοφαρμάκου μπορεί να είναι αυξημένη (οστεοβλαστικές αλλοιώσεις) ή μειωμένη (οστεολυτικές αλλοιώσεις).

Για την διενέργεια του σπινθηρογραφήματος οστών, το ραδιοφάρμακο χορηγείται ενδοφλέβια και οι λήψεις των εικόνων γίνονται 2-3 ώρες μετά την iv χορήγηση. Σε αυτό το χρονικό διάστημα περίπου το 50% της αρχικά χορηγούμενης δόσης έχει εναποτεθεί στα οστά, περίπου το 5% βρίσκεται ακόμα στη κυκλοφορία του αίματος και το υπόλοιπο συνήθως έχει αποβληθεί από τον οργανισμό μέσω της ούρησης. Για τον λόγο αυτόν ο ασθενής ενθαρρύνεται από το ιατρικό προσωπικό να ουρεί σε συχνά χρονικά διαστήματα ώστε να περιοριστεί η επιβάρυνση της ουροδόχου κύστης. 24 ώρες μετά την εξέταση συνήθως παραμένει στη κυκλοφορία του αίματος λιγότερο από 1% της δόσης που δεν αφομοιώθηκε στα οστά, ενώ η υπόλοιπη έχει διαφύγει μέσω της ούρησης.



Εικόνα 22. Σπινθηρογράφημα οστών. Φυσιολογική κατανομή ραδιοφαρμάκου. (Βασικές Αρχές και Εφαρμογές Πυρηνικής Ιατρικής, Καρκαβίτσας, 2012)

Για χορήγηση σε σπινθηρογράφημα οστών έχουν χρησιμοποιηθεί διάφορα ισότοπα με τα κυριότερα να είναι το F-18 για την απεικόνιση PET και Tc-99m για την απεικόνιση SPECT. Το ιδανικότερο ραδιονουκλίδιο για τις τεχνικές SPECT είναι το

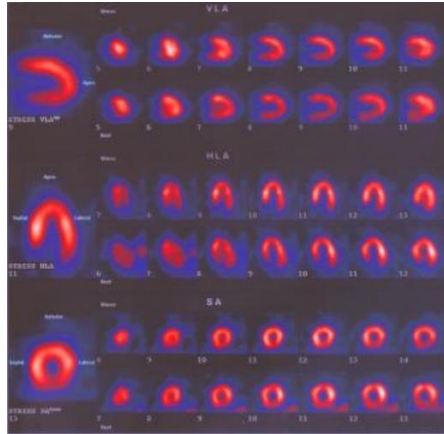
^{99m}Tc καθώς έχει μικρό χρόνο ημιζωής ($T_{1/2} = 6$ hours), εκπέμπεται ακτινοβολία- γ με ενέργεια 140 keV (αρκετά χαμηλότερη από άλλα υποψήφια ισότοπα) και παράγεται σχετικά εύκολα και με μικρό κόστος μέσω γεννητριών Mo-Tc. Το ^{99m}Tc προσδένεται στα οστά επισημαίνοντας κάποια φωσφονική ουσία, με τις πιο κοινώς χρησιμοποιούμενες να είναι το μεθυλενοδισφωνικό (MDP) και το υδροξυμεθυλαινοδισφωνικό (HMDP). Ανάλογα με την χημική ένωση με την οποία ενώνεται το ^{99m}Tc προκύπτουν ελαφρώς διαφοροποιημένες ιδιότητες ως προς την πρόσληψή του στα οστά και την αποβολή του από τον οργανισμό.

2.6.2 Σπινθηρογράφημα Αιμάτωσης Μυοκαρδίου:

Το σπινθηρογράφημα αιμάτωσης του μυοκαρδίου έχει ως σκοπό τον έλεγχο της αιμάτωσης και της βιωσιμότητας του μυοκαρδίου, απαιτεί την συνεργασία πυρηνικών ιατρών και καρδιολόγων και γίνεται σε δύο φάσεις: σε κόπωση και σε ηρεμία. Σκοπός του σπινθηρογραφήματος κόπωσης είναι μέσω της αύξησης της λειτουργίας του μυοκαρδίου του εξεταζόμενου να αυξηθούν οι μεταβολικές απαιτήσεις, άρα η ανάγκη για οξυγόνο και έτσι να φανεί πιθανή βλάβη αγγείων μέσω της μη ανταπόκρισής τους σε αυτές. Η κόπωση του εξεταζόμενου μπορεί να γίνει είτε με φυσικό τρόπο (π.χ. με χρήση κυλιόμενου τάπητα), είτε με φαρμακευτική φόρτιση του μυοκαρδίου (μέσω της χορήγησης αγγειοδιασταλτικών ουσιών), είτε με συνδυασμό των παραπάνω δύο μεθόδων. Στη συνέχεια αφού παρέλθει αρκετό χρονικό διάστημα και ηρεμήσει ο οργανισμός του ασθενή, εκείνος απλά τοποθετείται στην γ -κάμερα και γίνεται λήψη των εικόνων σε φάση ηρεμίας.

Τα ραδιοφάρμακα που χρησιμοποιούνται για αυτήν την εξέταση πρέπει να εμφανίζουν υψηλή πρόσληψη στα κύτταρα του μυοκαρδίου και αργή απομάκρυνση από αυτά. Εκείνα των οποίων η χρήση είναι πιο συνηθισμένη είναι το χλωριούχο θάλλιο (Tl-201) και τα επισημασμένα ισονιτρίλια με ^{99m}Tc . Το Tl-201 έχει παρόμοια συμπεριφορά με το κάλιο το οποίο υπάρχει σε μεγάλη συγκέντρωση στα κύτταρα του μυοκαρδίου σε σχέση με τους υπόλοιπους ιστούς και εκπέμπει ακτινοβολία- γ σε ενέργειες 135 keV και 167 keV και ακτίνες- χ σε ενέργειες 69-80 keV. Όμως έχει μεγάλο χρόνο ημιζωής (73 ώρες) και για την παραγωγή του απαιτείται κυκλοτρόνιο.

Από την άλλη το ^{99m}Tc για την επισήμανση ισονιτρίλιων, παράγεται πολύ πιο εύκολα σε γεννήτρια Mo-Tc και έχει χρόνο ημιζωής 6 ώρες, γεγονός που επιτρέπει τη χορήγηση μεγαλύτερων δόσεων σε σχέση με το Tl-201 και εκπέμπει ακτινοβολία- γ σε ενέργειες 140 keV. Τα πιο συνήθως χρησιμοποιούμενα ισονιτρίλια είναι το sestamibi (methoxy-isobutyl-isonitrile) και η τετροφοσμίνη (TF). Με χρήση ισονιτρίλιων η ακτινική επιβάρυνση του ασθενούς είναι αρκετά μικρότερη του Tl , με την απομάκρυνση του ραδιοφαρμάκου από το αίμα να γίνεται σε μικρό χρονικό διάστημα ενώ απομακρύνεται αργά από το μυοκάρδιο.

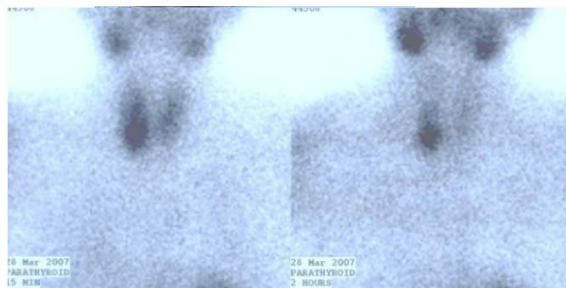


Εικόνα 23. Σπινθηρογράφημα αιμάτωσης μυοκαρδίου. (Βασικές Αρχές και Εφαρμογές Πυρηνικής Ιατρικής, Καρκαβίτσας, 2012)

2.6.3 Σπινθηρογράφημα Παραθυροειδών αδένων

Οι παραθυροειδείς αδένες είναι μικρά ωσειδή μορφώματα, συνήθως 4 ή 6 σε αριθμό και εντοπίζονται φυσιολογικά στον κάτω πόλο του θυροειδούς. Οι αδένες αυτοί είναι υπεύθυνοι για τη ρύθμιση του ασβεστίου και του φωσφόρου στο αίμα και την ανακατασκευή των οστών, μέσω της ορμόνης που παράγουν, της παραθορμόνης. Μέσω του σπινθηρογραφήματος μπορεί να εντοπιστεί αν ένας από τους παραθυροειδείς αδένες υπερλειτουργεί, καθώς θα προσλαμβάνεται από αυτόν μεγαλύτερη ποσότητα ραδιοφαρμάκου σε σχέση με τους υπόλοιπους. Επιπλέον μέσω του σπινθηρογραφήματος είναι δυνατόν να γίνει προσδιορισμός των διαστάσεων και της ακριβής θέσης του αδένου που υπερλειτουργεί, βοηθώντας σημαντικά στον χειρουργικό χειρισμό.

Τα ραδιοφάρμακα που χρησιμοποιούνται πρέπει να προσλαμβάνονται εκλεκτικά από τους παραθυροειδείς και όχι από τους γύρω ιστούς, και να παρουσιάζουν μεγάλο χρόνο παραμονής σε αυτόν. Τα ραδιοφάρμακα που χρησιμοποιούνται συνήθως είναι το Tl-201 και τα ισονιτρίλια επισημασμένα με Tc-99m (sestamibi). Το Tl-201 προσλαμβάνεται τόσο από τους παθολογικούς παραθυροειδείς όσο και από τον θυροειδή, όμως οι φυσιολογικοί παραθυροειδείς δεν απεικονίζονται. Το Tc-99m sestamibi προσλαμβάνεται αρχικά από τον θυροειδή και τους παραθυροειδείς αδένες, όμως απομακρύνεται γρήγορα από τον θυροειδή, παραμένοντας μόνο στους παθολογικούς παραθυροειδείς κατά τις καθυστερημένες λήψεις.



Εικόνα 24. Σπινθηρογράφημα Παραθυροειδών αδένων. (Βασικές Αρχές και Εφαρμογές Πυρηνικής Ιατρικής, Καρκαβίτσας, 2012)

3. Δοσιμετρία

Σκοπός της δοσιμετρίας είναι ο προσδιορισμός της ενέργειας που εναποτίθεται μέσω της ακτινοβολίας στην ύλη. Ορισμένα από τα φαινόμενα που οφείλονται σε αυτήν την ενέργεια κατά την αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με την ύλη είναι η αύξηση της θερμοκρασίας, χημικές ή φυσικές αλλαγές στις ιδιότητες των υλικών και βιολογικές αλλαγές.

Οι δοσιμετρικές ποσότητες που χρησιμοποιούνται μπορούν να χωριστούν σε δύο κατηγορίες. Τι πρακτικές ποσότητες που μετρούνται άμεσα και αφορούν σε συγκεκριμένες πρακτικές και τεχνικές απεικόνισης. Και τις έμμεσες ποσότητες που υποδεικνύουν το ρίσκο που αποκτά ο ασθενής που υποβάλλεται σε εξέταση να αποκτήσει κάποιο πρόβλημα υγείας οφειλόμενο στην έκθεσή του στην ιοντίζουσα ακτινοβολία της εξέτασης. Επίσης ανάλογα με τον τύπο της εξέτασης χρησιμοποιούνται διαφορετικές δοσιμετρικές ποσότητες ώστε να περιγράφεται με τον καλύτερο δυνατό τρόπο το αποτέλεσμα της ιοντίζουσας ακτινοβολίας στο σώμα του ασθενή. Παρακάτω αναλύονται οι βασικότερες ποσότητες που χρησιμοποιούνται στη δοσιμετρία.

Kerma: Ακρωνύμιο της φράσης «Kinetic Energy Released per unit Mass», δηλαδή κινητική ενέργεια που απελευθερώθηκε ανά μονάδα μάζας. Ορίζεται ως το πηλίκο του αθροίσματος των αρχικών κινητικών ενεργειών (dE) των φορτισμένων ιοντιζόντων σωματιδίων τα οποία απελευθερώνονται από μη φορτισμένα ιοντίζοντα σωματίδια εντός μάζας dm , προς τη μάζα dm . Δηλαδή από τον παρακάτω τύπο:

$$K = \frac{dE}{dm}$$

Εάν με το υλικό μάζας dm , συντελεστή απορρόφησης μ και πυκνότητας ρ , αλληλοεπιδρά μονοενεργειακή δέσμη φωτονίων ενέργειας E και ροής Φ , τότε θα ισχύει:

$$dE = \frac{\mu}{\rho} \cdot E \cdot \Phi \cdot dm$$

Άρα το Kerma θα υπολογίζεται από:

$$K = \left(\frac{\mu}{\rho}\right) \cdot E \cdot \Phi$$

Μονάδα μέτρησης του Kerma είναι το Gray (Gy) το οποίο ορίζεται ως:

$$1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}}$$

Έκθεση: η παράμετρος αυτή αφορά στον ιονισμό αερίων για τον δοσιμετρικό προσδιορισμό του αποτελέσματος μίας δέσμης φωτονίων (γ ή X). Ορίζεται ως το πηλίκο της απόλυτης τιμής του ολικού φορτίου των ιόντων ενός προσήμου (dQ) τα οποία παράγονται στον αέρα, όταν όλα τα φορτισμένα ιόντα που παράγονται κατά

την αλληλοεπίδραση των φωτονίων με τον αέρα μάζας dm , χάσουν όλη τους τη κινητική ενέργεια μέσα σε αυτόν, προς τη μάζα dm .

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

Μονάδα μέτρησης της έκθεσης είναι το Roentgen (R) το οποίο ορίζεται ως:

$$1R = 2.58 \cdot 10^{-4} \frac{C}{kg}$$

Απορροφώμενη Δόση: ορίζεται ως η ενέργεια που εναποτίθεται σε ένα υλικό ανά μονάδα μάζας του ακτινοβολούμενου υλικού.

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

Μέση Απορροφώμενη Δόση ιστού D_T : Ορίζεται ως το πηλίκο της ολικής ενέργειας E_T σε Joule που εναποτίθεται σε ένα ιστό ή όργανο, προς τη μάζα του ιστού ή του οργάνου αυτού m_T .

$$D_T = \frac{E_T}{m_T}$$

3.1 Δοσιμετρικά μεγέθη Αξονικής Τομογραφίας:

Ειδικά για την εξέταση αξονικής τομογραφίας χρησιμοποιούνται επίσης κάποιες επιπλέον παράμετροι που χαρακτηρίζουν τη δόση ιοντίζουσας ακτινοβολίας που δέχεται ο ασθενής.

CT dose Index (CTDI): είναι μία παράμετρος της αξονικής τομογραφίας η οποία βοηθά στην περιγραφή της απορροφούμενης από τον εξεταζόμενο δόση. Το CTDI αφορά στη δόση που προκύπτει από μία πλήρη περιστροφή της κεφαλής του τομογράφου, σε ένα θάλαμο ιονισμού τύπου μολυβιού (pencil ionization chamber), με μήκος 100mm και διάμετρο 8mm. Λόγω της χρήσης του συγκεκριμένου θαλάμου ιονισμού για τον προσδιορισμό του CTDI, αυτό συνήθως αναφέρεται και ως CTDI₁₀₀. Συγκεκριμένα το CTDI₁₀₀ υπολογίζεται από την παρακάτω σχέση:

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

Όπου $D(z)$ είναι η δόση που απορροφάτε στο επίπεδο πάχους dz του θαλάμου ιονισμού και T είναι το ονομαστικό πλάτος (nominal width) της δέσμης που χρησιμοποιείται. Το ονομαστικό πλάτος στην αξονική τομογραφία ορίζεται ως το γινόμενο του αριθμού (N) των εικόνων τομών που προκύπτουν από μία πλήρη περιστροφή της κεφαλής, επί το πλάτος (T) της δέσμης ακτίνων-Χ. Άρα για αξονική τομογραφία:

$$T = N \cdot T$$

Όμως στο $CTDI_{100}$ δεν λαμβάνεται υπόψιν το μέγεθος του ασθενή που υποβάλλεται στην εξέταση, οπότε η ποσότητα αυτή δεν έχει πρακτική κλινική σημασία. Για αυτό το λόγο εισήχθη ένα νέο μέγεθος, το $CTDI_w$ (weighted CTDI) το οποίο γίνεται προσαρμογή του CTDI πάνω σε ένα τυπικό μέσο μέγεθος ανθρώπου, λαμβάνοντας υπόψιν ότι η δέσμη ακτινών-Χ εξασθενεί καθώς ταξιδεύει σε μεγαλύτερα βάθη στο ανθρώπινο σώμα. Συγκεκριμένα η μέτρηση της δόσης D γίνεται με συνδυασμό δύο μετρήσεων δόσης με διαφορετικό συντελεστή βαρύτητας η κάθε μία. Πιο αναλυτικά οι μετρήσεις λαμβάνονται τοποθετώντας κάθε φορά το θάλαμο ιονισμού τύπου μολυβιού που αναφέρθηκε παραπάνω στο κέντρο (central) και σε διάφορα σημεία της περιφέρειας κυλινδρικών ομοιωμάτων (peripheral). Τα ομοιώματα αυτά μπορεί να είναι διαμέτρου 16mm, το οποίο προσομοιάζει ανθρώπινο κεφάλι, ή διαμέτρου 32mm το οποίο προσομοιάζει το ανθρώπινο σώμα. Τελικά το $CTDI_w$ προκύπτει σύμφωνα με τη παρακάτω σχέση:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100}^{central} + \frac{2}{3} CTDI_{100}^{peripheral}$$

Στους ελικοειδούς τύπου CT τομογράφους ένα άλλο μέγεθος εισάγεται ώστε να λαμβάνεται υπόψιν ο εφαρμοζόμενος παράγοντας pitch (P). Υπενθυμίζεται ότι ο παράγοντας pitch είναι το πηλίκου της αξονικής μετακίνησης της κεφαλής κατά μία περιστροφή γύρω από τον ασθενή, προς το ονομαστικό πάχος της δέσμης. Το μέγεθος αυτό είναι το $CTDI_{vol}$ το οποίο ορίζεται όπως φαίνεται παρακάτω:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{P}$$

Ένα ακόμα μέγεθος για τη περιγραφή της δόσης που δέχεται ο ασθενής που εξετάζεται είναι το Dose Length Product (DLP), μέσω του οποίου λαμβάνεται υπόψιν το αξονικό μήκος του ασθενή που σαρώθηκε, δηλαδή που ακτινοβολήθηκε κατά την εξέταση (total scan length). Συγκεκριμένα το DLP ορίζεται ως:

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

Το συνολικό μήκος που σαρώθηκε διαφέρει από το συνολικό πραγματικό μήκος που αναλογεί στα τομογραφικά δεδομένα που αποκτήθηκαν κατά την εξέταση σε ένα σύστημα ελικοειδούς υπολογιστικής τομογραφίας. Αυτό συμβαίνει διότι σε αυτού του είδους σάρωση για τον σχηματισμό των εικόνων συμβαίνει αλληλοεπικάλυψη των περιοχών σάρωσης της δέσμης κατά διαφορετικές περιστροφές της κεφαλής, αναλόγως του παράγοντα pitch. Προκύπτει έτσι μία περιοχή στην αρχή και στο τέλος της σάρωσης η οποία δεν αποτυπώνεται στις αποκτώμενες εικόνες τομές αλλά ακτινοβολήθηκε και πρέπει να ληφθεί υπόψιν στο υπολογισμό της απορροφούμενης δόσης του ασθενή. Οι σύγχρονοι ελικοειδείς CT τομογράφοι υπολογίζουν αυτό το φαινόμενο κατά τον υπολογισμό της τιμής DLP που παρέχουν στο τέλος της κάθε εξέτασης, στα στοιχεία δοσιμετρίας του ασθενή που υποβλήθηκε σε αυτήν.

3.2 Δοσιμετρικά μεγέθη Πυρηνική Ιατρικής:

Στις εξετάσεις πυρηνικής ιατρικής η δόση ιοντίζουσας ακτινοβολίας που λαμβάνει ο ασθενής που εξετάζεται εξαρτάται άμεσα από την χορηγούμενη ενεργότητα του ραδιοφαρμάκου που χρησιμοποιείται. Η απορροφούμενη δόση ακόμα εξαρτάται από τον χρόνο ημιζωής του ραδιονουκλεοτιδίου και τον ρυθμό βιολογικής απομάκρυνσης του ραδιοφαρμάκου από το σώμα. Καθώς όμως ο ρυθμός αυτός είναι διαφορετικός από άνθρωπο σε άνθρωπο η πιο άμεση και συγκεκριμένη ποσότητα με την οποία δίδεται μία εκτίμηση της ακτινικής επιβάρυνσης του ασθενή είναι η χορηγούμενη ενεργότητα για συγκεκριμένο τύπου ραδιοφραμάκου. Η χορηγούμενη ενεργότητα εμφανίζεται συνήθως στην κλινική πράξη σε μονάδες mCi ή MBq.

3.3 Ενεργός δόση:

Η ιοντίζουσα ακτινοβολία έχει την ικανότητα πρόκλησης μεταβολών στα άτομα και τα μόρια χημικών ενώσεων, οι οποίες είναι πιθανόν να οδηγήσουν στην εμφάνιση βιολογικών βλαβών στα κύτταρα των ιστών. Οι βλάβες αυτές συνήθως επιδιορθώνονται από τα ίδια τα κύτταρα, αλλά αν δεν γίνει αυτό τότε το κύτταρο είτε αποβιώνει, είτε εμποδίζεται η αναπαραγωγή του, είτε οδηγείται σε μία τροποποιημένη βιώσιμη κατάσταση. Αναλόγως τη βλάβη λοιπόν που θα προκληθεί στα κύτταρα, προκύπτει και διαφορετική επίδραση της ακτινοβολίας στον οργανισμό ως σύνολο. Η βιολογική επίπτωση που θα έχει η ακτινοβολία ενός ιστού εξαρτάται τόσο από το είδος της ακτινοβολίας όσο και από το είδος του ιστού. Για αυτό τον λόγο έχουν εισαχθεί δύο ακόμα ποσότητες δοσιμετρίας με σκοπό τη καλύτερη περιγραφή του βιολογικού αποτελέσματος στον οργανισμό.

Η ισοδύναμη δόση $H_{T,R}$ περιγράφει το αποτέλεσμα που προκαλείται στον ιστό (ή στο όργανο) T , από την ακτινοβολία R συγκεκριμένου τύπου και ενέργειας. Για τον υπολογισμό της ποσότητας αυτής χρησιμοποιείται ένας πολλαπλασιαστικός παράγοντας βαρύτητας ακτινοβολίας w_R ο οποίος είναι χαρακτηριστικός της ακτινοβολίας που μελετάται. Στην περίπτωση που η ακτινοβολία αποτελείται από φωτόνια ή ηλεκτρόνια, ο w_R ισούται με μονάδα. Για πεδία ακτινοβολίας με περισσότερα από ένα είδη ή ενέργειες ακτινοβολίας χρησιμοποιείται η παρακάτω σχέση υπολογισμού της ισοδύναμης δόσης.

$$H_{T,R} = \sum_R w_R D_{T,R}$$

Η ενεργός δόση D_{eff} , περιγράφει την απορροφούμενη δόση που εάν λαμβάνονταν από ολόκληρο το σώμα ομοιόμορφα θα προκαλούσε τα ίδια στοχαστικά βιολογικά αποτελέσματα με την πραγματική ακτινοβολία. Για τον υπολογισμό της ενεργούς δόσης γίνεται στάθμιση τόσο ως προς το είδος της ακτινοβολίας μέσω του συντελεστή βαρύτητας ακτινοβολίας w_R , όσο και ως προς το είδος του ιστού μέσω του συντελεστή βαρύτητας ιστού w_T . Για περιπτώσεις όπου η

ακτινοβολία αφορά πολλούς ιστούς και διαφορετικά είδη ακτινοβολίας, η D_{eff} υπολογίζεται από τη παρακάτω σχέση.

$$D_{eff} = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$$

Οι τιμές του w_T είναι τέτοιες ώστε η ενεργός δόση να είναι ίση με την ομοιογενή ισοδύναμη δόση ακτινοβολίας σε όλο το σώμα. Συνεπώς το άθροισμα όλων των παραγόντων βαρύτητας ιστού για ένα άτομο προκύπτει μονάδα. Οι τιμές των w_T προκύπτουν λαμβάνοντας υπόψιν με διαφορετικό παράγοντα στάθμισης το ποσοστό θνητότητας λόγω προκαλούμενου από την ακτινοβολία καρκίνου, της απώλειας ετών ζωής σε σχέση με το προσδόκιμο, των μη θανατηφόρων καρκίνων και των κληρονομικών ανωμαλιών που προκύπτουν. Πρέπει να σημειωθεί πως οι τιμές w_T αφορούν σε ένα πρότυπο αναφοράς ανθρώπου και δεν έχουν σκοπό την εφαρμογή σε συγκεκριμένες περιπτώσεις ατόμων. Παρόλα αυτά η ενεργός δόση αποτελεί ένα εργαλείο ακριβέστερου υπολογισμού της σχετικής βιολογικής επίδρασης σε ένα άτομο που ακτινοβολείται με σκοπό τη βελτιστοποίηση και την αξιολόγηση των χρησιμοποιούμενων μέτρων ακτινοπροστασίας.

Η ICRP παρέχει κάποιες προτεινόμενες τιμές του παράγοντα βαρύτητας ιστού στη δημοσίευση (publication) 103 του έτους 2007. Στον παρακάτω πίνακα παρατίθεται ενδεικτικά οι τιμές κάποιων ιστών και γίνεται σύγκριση με παλαιότερες τιμές που είχαν προταθεί από την ICRP στην δημοσίευση 60 του έτους 1991. Από την ICRP στην τελευταία σχετική δημοσίευσή της έγινε αναπροσαρμογή των συντελεστών λαμβάνοντας υπόψιν νεότερα επιστημονικά δεδομένα και υιοθετώντας έναν νέο τρόπο υπολογισμού των συντελεστών σε σχέση με προηγούμενες δημοσιεύσεις, ο οποίος θεωρείται ότι αντιπροσωπεύει καλύτερα την πραγματικότητα. Παρατηρώντας τους συντελεστές του πίνακα γίνεται φανερό ότι ιστοί ευαίσθητοι στην ακτινοβολία όπως ο μυελός των οστών έχουν πολύ μεγαλύτερο συντελεστή βαρύτητας σε σχέση με ιστούς οι οποίοι εμφανίζουν μικρότερη ευαισθησία όπως π.χ. το δέρμα.

Organ/tissue	ICRP (2007)	w_T	ICRP (1991)
Breast	0.12		0.05
Bone marrow	0.12		0.12
Colon ^a	0.12		0.12
Lung	0.12		0.12
Remainder	0.12 ^b		0.05 ^c
Stomach	0.12		0.12
Gonads ^d	0.08		0.20
Bladder	0.04		0.05
Liver	0.04		0.05
Oesophagus	0.04		0.05
Thyroid	0.04		0.05
Bone surfaces	0.01		0.01
Brain	0.01		—
Salivary glands	0.01		—
Skin	0.01		0.01

Εικόνα 25. Προτεινόμενες από την ICRP τιμές παράγοντα βαρύτητας ιστού για τον υπολογισμό της ενεργού δόσης. (ICRP publication 103, 2007)

Αξίζει τέλος να σημειωθεί πως παρόλο που η ενεργός δόση αποτελεί ένα χρήσιμο εργαλείο εκτίμησης της δόσης που δέχτηκε ο εξεταζόμενος και της βιολογικής επίδρασης αυτής, δεν είναι κατάλληλη δοσιμετρική ποσότητα αναφοράς για την κάθε εξέταση. Αυτό συμβαίνει διότι η ενεργός δόση δεν υπολογίζεται άμεσα και η τελική τιμή της εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τον τρόπο ορισμού της και τους παράγοντες βαρύτητας που χρησιμοποιούνται.

3.3.1 Εκτίμηση ενεργούς δόσης από εξετάσεις CT

Η εκτίμηση της ενεργούς δόσης που λαμβάνει ένας ασθενής που υποβάλλεται σε CT εξέταση είναι ένα σύνθετο πρόβλημα. Το πόσο ακτινοβολήθηκε κάθε ιστός χρειάζεται για τον υπολογισμό της τιμής της ισοδύναμης δόσης που θα χρησιμοποιηθεί στη σχέση υπολογισμού της ενεργού δόσης. Η τιμή αυτή προσδιορίζεται από προσομοιώσεις Monte Carlo ειδικά για κάθε περίπτωση εξέτασης και είναι δύσκολο να εφαρμοστεί άμεσα στη κλινική διαδικασία. Για αυτόν τον λόγο έχουν προταθεί κάποιοι συντελεστές μετατροπής (conversion factors, CF) των τιμών κάποιων ποσοτήτων δοσιμετρίας CT που δίδονται απευθείας από το σύστημα τομογραφίας, μέσω των οποίων γίνεται εύκολα μία εκτίμηση της ενεργού δόσης του ασθενή. Συνήθως στη βιβλιογραφία για εξετάσεις CT, οι συντελεστές μετατροπής αναφέρονται στη μετατροπή της τιμής DLP της εξέτασης σε ενεργό δόση ασθενή και αφορούν σε ακτινοβολήση συγκεκριμένης περιοχής του σώματος αναλόγως με το πρωτόκολλο που χρησιμοποιήθηκε.

$$D_{eff} = CF \cdot DLP$$

Οι συντελεστές μετατροπής αυτοί προσδιορίζονται μέσα από έρευνες που χρησιμοποιούν προσομοιώσεις Monte Carlo, συγκεκριμένα ομοιώματα (phantoms) και τους συντελεστές βαρύτητας ιστών που προτείνονται από την ICRP. Δεν έχουν δημοσιευθεί ακόμα συντελεστές μετατροπής από την ICRP οπότε υιοθετούνται διάφορες τιμές στη σχετική βιβλιογραφία. Από την Ευρωπαϊκή Επιτροπή έχουν δημοσιευθεί το 1999 κάποιοι συντελεστές μετατροπής βασιζόμενοι στις τιμές των w_T της δημοσίευσης 60 της ICRP (1991). Οι νέες οδηγίες της ICRP μέσω της δημοσίευσης 103 (2007) προτείνουν αναθεωρημένες τιμές στους παράγοντες βαρύτητας ιστών που σε κάποιες περιπτώσεις διαφέρουν αρκετά με εκείνους της δημοσίευσης 60 της ICRP. Ως αποτέλεσμα οι παράγοντες μετατροπής της Ευρωπαϊκής Επιτροπής (1999) δεν συμβαδίζουν με τα πιο σύγχρονα επιστημονικά δεδομένα και δεν είναι οι πλέον κατάλληλοι για χρήση στις νεότερες μελέτες δοσιμετρίας ασθενών. Στον παρακάτω πίνακα παρατίθενται παράγοντες βαρύτητας της ευρωπαϊκής επιτροπής.

Συντελεστές μετατροπής DLP σε D_{eff} της ευρωπαϊκής επιτροπής (1999)					
Είδος Εξέτασης:	Κεφαλής	Λαιμού	Θώρακος	Κοιλιάς	Λεκάνης
CF :	0.0230	0.0054	0.0170	0.0150	0.0190

Νεότερες έρευνες (Deak et al, 2010) έχουν δείξει η ηλικία, το φύλο και το μέγεθος του ασθενή, καθώς και η ενέργεια των ακτινών-Χ που χρησιμοποιούνται σε κάθε αξονική σάρωση επηρεάζουν σημαντικά τις τιμές των συντελεστών μετατροπής. Επομένως θεωρείται πως θα πρέπει να γίνεται πιο προσωποποιημένη εξέταση της ενεργού δόσης που δέχεται ο κάθε ασθενής ώστε να προκύπτουν πιο ακριβή δεδομένα ακτινικής επιβάρυνσης. Στη συγκεκριμένη εργασία θα χρησιμοποιηθούν οι συντελεστές μετατροπής DLP σε D_{eff} όπως προτείνονται από τους Shrimpton et al., 2017, όπου για τον υπολογισμό των συντελεστών, χρησιμοποιούνται οι παράγοντες βαρύτητας της ICRP 103 και τα ομοιώματα αναφοράς ενήλικα της ICRP.

3.3.2 Εκτίμηση ενεργούς δόσης από εξετάσεις πυρηνικής ιατρικής

Η ενεργός δόση που λαμβάνει ένας εξεταζόμενος στην πυρηνική ιατρική εξαρτάται από πολλούς παράγοντες. Αναφέρθηκε παραπάνω ότι η ενεργός δόση υπολογίζεται μέσω της δόσης ακτινοβολίας με στάθμιση με παράγοντες βαρύτητας ακτινοβολίας και παράγοντες βαρύτητας ιστού. Επομένως η ενεργός δόση σε εξετάσεις πυρηνικής ιατρικής θα εξαρτάται από τα φυσικά χαρακτηριστικά του ραδιονουκλιδίου που χρησιμοποιείται, το χρόνο που μένει το ραδιοφάρμακο μέσα στο σώμα και τη συγκέντρωσή του στα διάφορα όργανα του σώματος. Συγκεκριμένα λοιπόν εξαρτάται από τους εξής παράγοντες:

- Χρόνος ημιζωής ραδιονουκλιδίου,
- Το είδος, ο αριθμός και η ενέργεια των παραγόμενων σωματιδίων της διάσπασης του ραδιονουκλιδίου,
- Χορηγούμενη ενεργότητα ραδιοφαρμάκου. Όσο μεγαλύτερη η χορηγούμενη ενεργότητα, τόσο μεγαλύτερη η δόση που απορροφάτε από τον οργανισμό,
- Τη συγκέντρωση του ραδιοφαρμάκου σε διαφορετικά όργανα ή ιστούς του σώματος του ασθενή. Διαφορετικά ραδιοφάρμακα συγκεντρώνονται σε διαφορετικές ποσότητες σε διαφορετικά όργανα,
- Τη μάζα του οργάνου στο οποίο συγκεντρώνεται το ραδιοφάρμακο. Όσο μεγαλύτερη η μάζα του οργάνου στο οποίο συγκεντρώνεται το ραδιοφάρμακο (αναφέρεται ως όργανο πηγή), τόσο μεγαλύτερη είναι η ακτινοβολήση των γειτονικών οργάνων,
- Τον μεταβολισμό του ραδιοφαρμάκου από τον οργανισμό του ασθενή. Ο κάθε ασθενής μεταβολίζει με διαφορετικό ρυθμό συγκεκριμένες χημικές ουσίες,
- Το πόσο γρήγορα αποβάλλεται από τον οργανισμό το ραδιοφάρμακο.

Η πιο κοινώς αποδεκτή μέθοδος μετατροπής της χορηγούμενης ενεργότητας σε ενεργό δόση ασθενούς είναι η χρήση των συντελεστών μετατροπής που δημοσιεύονται από την ICRP για κάθε ραδιοφάρμακο. Συγκεκριμένα οι συντελεστές αυτοί μετατροπής και οι συντελεστές μετατροπής απορροφώμενης δόσης από κάθε όργανο παρουσιάζονται στις δημοσιεύσεις της ICRP 128 (2015) και 80 (1998).

4. Ακτινοπροστασία

Καθώς είναι πλέον γνωστό ότι η ιοντίζουσα ακτινοβολία προκαλεί βλάβες στους οργανισμούς υπάρχει η ανάγκη προστασίας απέναντι σε αυτές. Ορίζεται λοιπόν ως ακτινοπροστασία το σύνολο κανόνων και τεχνικών που έχουν στόχο την παροχή ασφάλειας σε όλους τους εκτιθέμενους σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες ανθρώπους, για όποιο λόγο κι αν εκτίθενται. Ειδικότερα για τον τομέα της υγείας η ακτινοπροστασία έχει ως σκοπό την ασφαλή χρήση των ιοντίζουσων ακτινοβολιών προς όφελος των ασθενών. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω του περιορισμού της ακτινοβολήσης των ασθενών, του ιατρικού προσωπικού και του γενικού πληθυσμού και επιλέγοντας κατάλληλα το τρόπο χρήσης της ακτινοβολίας ώστε να δίδει το μέγιστο δυνατό όφελος για το σκοπό που χρησιμοποιείται.

4.1 Βασικές αρχές ακτινοπροστασίας

Η ακτινοπροστασία βασίζεται σε τρεις βασικές αρχές:

1. Αρχή της αιτιολόγησης: Το όφελος από τη χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας για ένα άτομο πρέπει να υπερνικά σε σημασία τη πιθανότητα βλάβης που μπορεί να προκληθεί σε αυτό το άτομο.
2. Αρχή της βελτιστοποίησης: Η έκθεση των ατόμων σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες θα πρέπει να είναι όσον το δυνατόν σε χαμηλότερα επίπεδα, λαμβάνοντας ταυτόχρονα υπόψιν οικονομικούς, τεχνικούς και κοινωνικούς παράγοντες. Η αρχή αυτή συχνά αναφέρεται ως A.L.A.R.A. principle (As Low As Reasonably Achievable) και αναφέρεται ως προς την ακτινοβολήση τόσο των ασθενών, όσο και τα επαγγελματικά εκτιθέμενων και του γενικού κοινού και αφορά στο σύνολο της ακτινοβολίας που αυτοί λαμβάνουν από διαφορετικές πηγές.
3. Αρχή ορίων δόσης: Η έκθεση των ατόμων σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες πρέπει να υπόκειται σε συγκεκριμένα όρια τα οποία αντιστοιχούν σε όρια κινδύνου πρόκλησης βλάβης. Η υπέρβαση των ορίων αυτών πρέπει να αποφεύγεται και όταν συμβεί να δικαιολογείται επαρκώς σύμφωνα με την αρχή της αιτιολόγησης. Η αρχή αυτή δεν εφαρμόζεται στη περίπτωση ιατρικής έκθεσης, αρκεί η προσλαμβάνουσα δόση να αιτιολογείται κατάλληλα.

Στους σύγχρονους κανονισμούς ακτινοπροστασίας ως έκθεση ορίζεται η διαδικασία η οποία καταλήγει σε έκθεση ατόμων σε ιοντίζουσα ακτινοβολία και διακρίνεται σε τρεις κατηγορίες. Η επαγγελματική έκθεση η οποία αφορά στα άτομα τα οποία λόγω της φύσεως της εργασίας τους εκτίθενται στον επαγγελματικό τους χώρο σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Η ιατρική έκθεση η οποία είναι η έκθεση ατόμων για ιατρικούς σκοπούς, είτε για διαγνωστικούς είτε για θεραπευτικούς λόγους. Η έκθεση του κοινού η οποία αφορά όλα τα υπόλοιπα άτομα του γενικού πληθυσμού τα οποία εκτίθενται για μη ιατρικούς ή επαγγελματικούς λόγους. Σε όλους τους τύπους έκθεσης εφαρμόζονται οι δύο πρώτες αρχές ακτινοπροστασίας (αιτιολόγησης, βελτιστοποίησης), όμως η αρχή των ορίων δόσης δεν εφαρμόζεται

στη περίπτωση της ιατρικής έκθεσης η οποία δεν έχει περιορισμούς αρκεί το συμφέρον ως προς την υγεία του ασθενή να είναι σημαντικότερο της πιθανότητας βλάβης που μπορεί να προκληθεί σε αυτήν.

Σκοπός της ακτινοπροστασίας είναι ο περιορισμός της ακτινοβολίας και υπάρχουν συγκεκριμένες τεχνικές για να γίνει αυτό. Αρχικά θα πρέπει να ελαχιστοποιείται ο χρόνος έκθεσης των ατόμων στην ακτινοβολία καθώς η δόση που προσλαμβάνεται είναι ανάλογη του χρόνου έκθεσης. Δεύτερον θα πρέπει να διατηρείται όσο το δυνατόν μεγαλύτερη απόσταση από την πηγή της ακτινοβολίας καθώς η ένταση της ακτινοβολίας μειώνεται με την αύξηση της απόστασης σύμφωνα με τον νόμο του αντιστρόφου τετραγώνου. Τρίτον θα πρέπει να χρησιμοποιείται θωράκιση όπου είναι δυνατόν μεταξύ εκτιθέμενου ατόμου και πηγής καθώς η διάδοση της ακτινοβολίας ακολουθεί τον νόμο εξασθένισης Beer-Lambert. Σύμφωνα με τον νόμο εξασθένισης η ένταση της ακτινοβολίας παρουσιάζει εκθετική μείωση καθώς διαδίδεται μέσα σε υλικό με δείκτη απορρόφησης μ , ο οποίος εξαρτάται από την ενέργεια της δέσμης. Για την επίτευξη της μέγιστης δυνατής ακτινοπροστασίας θα πρέπει να λαμβάνονται υπόψιν και οι τρεις αυτές τεχνικές και να γίνεται συνδυασμός τους.

4.2 Αρμόδιοι φορείς για την ακτινοπροστασία

Οι αρμόδιες αρχές υπεύθυνες για την ακτινοπροστασία είναι η διεθνής επιτροπή ατομικής ενέργειας (International Atomic Energy Agency – IAEA), η διεθνής επιτροπή ακτινοπροστασίας (International Commission on Radiological Protection ICRP), για την Ευρώπη το Ευρωπαϊκό Σύστημα Ακτινοπροστασίας - Euratom, και για την Ελλάδα η Ελληνική Επιτροπή Ατομική Ενέργειας (ΕΕΑΕ). Παρακάτω ακολουθεί μία σύντομη περιγραφή των αρχών αυτών και των ρόλων τους στην εφαρμογή της ακτινοπροστασίας.

Η διεθνής υπηρεσία ατομικής ενέργειας (IAEA) είναι αυτόνομος διεθνής οργανισμός και αποτελεί μέρος του ΟΗΕ. Ιδρύθηκε το 1957 και σήμερα αποτελείται από 167 χώρες μέλη. Η υπηρεσία αυτή έχει τρεις βασικούς σκοπούς, τη προαγωγή των ειρηνικών τρόπων χρήσης της ατομικής ενέργειας, τη διασφάλιση του ότι η ατομική ενέργεια δεν χρησιμοποιείται για πολεμικούς σκοπούς και την παροχή κανονιστικών πλαισίων για την ασφάλεια απέναντι στην ατομική ενέργεια.

Η Διεθνής επιτροπή ακτινοπροστασίας (ICRP – International Commission on Radiological Protection) είναι μία ανεξάρτητη διεθνής επιτροπή με σκοπό την προαγωγή της ακτινοπροστασίας για το κοινό καλό. Αυτό γίνεται μέσω της σύνταξης εκθέσεων προτάσεων και οδηγιών ως προς όλους τους τομείς που αφορούν τη προστασία απέναντι στη χρήση ιοντιζουσών ακτινοβολιών. Οι εκθέσεις αυτές της ICRP καθορίζουν την διεθνή πολιτική που ακολουθείται στον τομέα της ακτινοπροστασίας και οι οδηγίες της επιτροπής υιοθετούνται αρμόδιους από διεθνείς και εθνικούς οργανισμούς (ΟΗΕ, IAEA, EU κτλ.). Στη παρούσα εργασία

ακολουθήθηκαν οι οδηγίες της δημοσίευσης 135 της ICRP (2017) που αφορούν τα ΔΕΑ στην ιατρική απεικόνιση.

Στην Ευρωπαϊκή Ένωση η αρχή που διέπει τους κανονισμούς περί της ακτινοπροστασίας είναι η Ευρωπαϊκή Κοινότητα Ατομικής Ενέργειας (ΕΚΑΕ ή EURATOM) μέσω του Ευρωπαϊκού Συστήματος Ακτινοπροστασίας. Βασικοί στόχοι της EURATOM είναι η προώθηση της έρευνας και της διάδοσης τεχνικών πληροφοριών, ο καθορισμός ενιαίων προτύπων ασφαλείας για την προστασία του κοινού και των εργαζομένων στη βιομηχανία και η διασφάλιση ότι τα πυρηνικά υλικά που προορίζονται για ειρηνική χρήση δεν θα διατεθούν για άλλες χρήσεις. Τα πρότυπα ασφαλείας της EURATOM συμβαδίζουν με τα πρότυπα που εκδίδονται από διεθνείς οργανισμούς και η μεταφορά τους στην εθνική νομοθεσία είναι δεσμευτική υποχρέωση των κρατών μελών της ΕΕ.

Στην χώρα μας αρμόδια αρχή για θέματα ακτινοπροστασίας είναι η Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (ΕΕΑΕ). Είναι τεχνολογικός φορέας, έχει χαρακτήρα Νομικού Προσώπου Δημοσίου Δικαίου και χαρακτηρίζεται από πλήρη διοικητική και οικονομική αυτοτέλεια. Υπάγεται στον Υπουργό Ανάπτυξης και Επενδύσεων και εποπτεύεται από αυτόν. Σκοπός της είναι η έκδοση κανονισμών ακτινοπροστασίας, η σύνταξη και η προώθηση της σχετικής νομοθεσίας και ο έλεγχος εφαρμογής των κανόνων αυτών. Συγκεκριμένα η ΕΕΑΕ είναι υπεύθυνη για τον έλεγχο και την αδειδότηση όλων των πρακτικών ιοντιζουσών ακτινοβολιών στην Ελλάδα, είτε πρόκειται για εφαρμογές στην υγεία είτε στην βιομηχανία.

4.3 Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς (ΔΕΑ)

Τα **Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς (ΔΕΑ)** ή Diagnostic Reference Levels (DRL) είναι επίπεδα δόσης, διερευνητικού χαρακτήρα, που σκοπό έχουν να βοηθήσουν στη βελτιστοποίηση της προστασίας έναντι σε ιατρικές εκθέσεις σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες απεικονιστικών ή επεμβατικών διαδικασιών. Τα ΔΕΑ ορίζονται σε επίπεδο τοπικό, εθνικό ή μιας ευρύτερης περιοχής και αποτελούν μία ένδειξη των αποδεκτών μέσων τιμών δόσης που λαμβάνει ένας ασθενής για μία συγκεκριμένη εξέταση σε μία δομή υγείας της περιοχής αυτής. Σε γενικό επίπεδο μπορούν να περιγραφούν ως μία τιμή (ή καλύτερα ως επίπεδο μίας κατανομής), μίας συγκεκριμένης ποσότητας που αντιπροσωπεύει το ποσό ιοντίζουσας ακτινοβολίας που δέχεται ο ασθενής κατά τη διάρκεια της εξέτασης.

Ποσότητα ΔΕΑ (DRL quantity) είναι ένα κοινώς χρησιμοποιούμενο και εύκολα μετρήσιμο ή υπολογίσιμο μέγεθος εκτίμησης του ποσού ιοντίζουσας ακτινοβολίας που χρησιμοποιήθηκε για να γίνει η ιατρική απεικόνιση. Στον πίνακα 2 φαίνονται ενδεικτικά ποσότητες που προτείνονται από την ICRP για μερικά είδη εξέτασης. Η ποσότητα ΔΕΑ επιλέγεται κατάλληλα για τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά κάθε απεικονιστικής διαδικασίας έτσι ώστε:

- α) Να είναι κατάλληλη για το είδος της απεικονιστικής διαδικασίας την οποία αφορά.
- β) Μέσω αυτής να εκτιμάται το ποσό ιοντίζουσας ακτινοβολίας που χρησιμοποιείται για να γίνει η απεικονιστική διαδικασία.
- γ) Να μετράτε ή να υπολογίζεται εύκολα.

Πίνακας 2 – Ποσότητες ΔΕΑ	
Είδος εξέτασης	ΔΕΑ ποσότητα
Ακτινογραφία	K (mGy)
Μαστογραφία	K (mGy)
Οδοντιατρική ακτινογραφία	K (mGy)
Οδοντιατρική πανοραμική	P_{KA} (mGy·cm ²)
Ακτινοσκόπηση	P_{KA} (mGy·cm ²), K (mGy)
CT	CTDI _{vol} (mGy), DLP (mGy·cm)
Cone-beam CT	P_{KA} (mGy·cm ²), CTDI _{vol} (mGy), DLP (mGy·cm)
Πυρηνική Ιατρική	Χορηγούμενη Ενεργότητα (MBq) ή ενεργότητα ανά σωματικό βάρος (MBq·kg ⁻¹)

Η **τιμή των ΔΕΑ** (DRL value) είναι ένα επιλεγμένο επίπεδο μίας ποσότητας ΔΕΑ για συγκεκριμένους τύπους εξοπλισμού και για τυπικές εξετάσεις, συνόλων ασθενών που βρίσκονται μέσα σε συγκεκριμένο εύρος σωματικού βάρους, ή σε συγκεκριμένες συνθήκες, ή ενός συγκεκριμένου ομοιώματος (phantom). Ορίζεται σύμφωνα με την ICRP (δημοσίευση ICRP 135, 2017) στο 75^ο εκατοστό της κατανομής διαμέσων τιμών των κατανομών των ποσοτήτων ΔΕΑ που αποκτήθηκαν από στατιστικές έρευνες (surveys) ή άλλα μέσα.

Το 75^ο εκατοστό της κατανομής αποτελεί ένα άνω όριο πάνω από το οποίο αν βρίσκονται οι μέσες τιμές της ποσότητας ΔΕΑ σε μία δομή υγείας, θα πρέπει να υπάρξει προσπάθεια περιορισμού της έκθεσης σε ακτινοβολίας. Όμως το 75^ο εκατοστό της κατανομής αποτελεί ένα αυθαίρετα ορισμένο (arbitrary) επίπεδο και δεν έχει επιστημονική προέλευση.

Το 50^ο εκατοστό της κατανομής των ΔΕΑ (συντά αναφέρεται ως Επιτεύξιμη ή Εφικτή Δόση - Achievable Dose) αντιπροσωπεύει το σύνηθες επίπεδο δόσης που χρησιμοποιείται για μία εξέταση και άρα αποτελεί ένα μέτρο καλής πρακτικής, Το επίπεδο αυτό θα πρέπει να γίνεται προσπάθεια να προσεγγίζεται από τους επαγγελματίες υγείας.

Είναι σημαντικό ακόμα να τονιστεί πως τα ΔΕΑ έχουν διερευνητικό χαρακτήρα και έχουν ως σκοπό τη βελτιστοποίηση των διαγνωστικών πρακτικών που ακολουθούνται. Τα ΔΕΑ δεν εφαρμόζονται ατομικά σε ασθενείς αλλά μόνο μέσω στατιστικών μελετών πλήθους ασθενών. Επίσης τα ΔΕΑ δεν αποτελούν σε καμία περίπτωση όρια δόσης αλλά μόνο καθοδηγητικά επίπεδα για την αξιολόγηση του εξοπλισμού και των πρακτικών που εφαρμόζονται. Όρια δόσης στις περιπτώσεις ιατρικής έκθεσης δεν υπάρχουν αρκεί η έκθεση να αιτιολογείται επαρκώς.

Διαδικασία ΔΕΑ (DRL process): είναι η κυκλική διαδικασία που αποτελείται από τα εξής στάδια: τον προσδιορισμό των τιμών ΔΕΑ, τη χρησιμοποίηση των τιμών αυτών ως εργαλείο για τη βελτιστοποίηση της διαδικασίας απεικόνισης, και τέλος τον επαναπροσδιορισμό των τιμών ΔΕΑ για περαιτέρω βελτιστοποίηση.

Εθνική τιμή ΔΕΑ (National DRL value): Ορίζεται ως η τιμή του 75^{ου} εκατοστού της κατανομής των διαμέσων τιμών μίας ποσότητας ΔΕΑ από κάθε δομή υγείας της χώρας.

Περιφερειακή τιμή ΔΕΑ (Regional DRL value): Ορίζεται ως η διάμεση τιμή, των εθνικών τιμών ΔΕΑ μέσα σε μία περιοχή – περιφέρεια (π.χ. Ευρωπαϊκή Ένωση). Μέσω αυτής είναι δυνατόν να φανεί η ανάγκη περαιτέρω προσπάθειας βελτιστοποίησης κάποιων μεταξύ γειτονικών χωρών με παρόμοια κοινωνικά και οικονομικά χαρακτηριστικά.

Τοπική τιμή ΔΕΑ (Local DRL value): Χρησιμοποιείται όταν δεν υπάρχουν εθνικές τιμές ΚΕΔ ή έχει επιτευχθεί τοπικά επιπλέον βελτιστοποίηση της διαδικασίας ιατρικής απεικόνισης (σε σχέση με το κράτος ή τη περιοχή) λόγω π.χ. εισαγωγής νέων τεχνικών ή νέου τεχνολογικού εξοπλισμού (όπως ψηφιακοί ανιχνευτές). Ορίζεται ως το 75^ο εκατοστό της κατανομής διαμέσων τιμών μερικών δομών υγείας.

Τυπικές τιμές (Typical Values): Από την δημοσίευση 135, 2017 της ICRP ορίζονται ως οι μέσες τιμές (median values) ποσοτήτων ΔΕΑ εξετάσεων που διεξάγονται σε μία δομή υγείας. Ο σκοπός των τυπικών τιμών είναι να λειτουργήσουν βοηθητικά προς την διαδικασία βελτιστοποίησης των τεχνικών που χρησιμοποιούνται στη δομή που εξετάζεται.

4.3.1 Διαδικασία προσδιορισμού ΔΕΑ

Η καταλληλότερη μέθοδος συλλογής δεδομένων για μελέτες προσδιορισμού των ΔΕΑ είναι μέσω συγκέντρωσης στοιχείων πραγματικών περιστατικών ασθενών που εξετάζονται στις δομές υγείας της μελέτης. Η συλλογή των δεδομένων αυτών μπορεί να γίνεται είτε μέσω αυτοματοποιημένων συστημάτων συλλογής δεδομένων, είτε μέσω απευθείας συλλογή από σχετικούς επαγγελματίες υγείας. Η απευθείας συλλογή των δεδομένων είναι πιο χρονοβόρα διαδικασία και για αυτό προτείνεται από την ICRP η σταδιακή μετάβαση των δομών υγείας προς τα αυτοματοποιημένα συστήματα. Σε κάθε περίπτωση οι ειδικοί που εκπονούν τις μελέτες θα πρέπει να ελέγχουν τα δεδομένα που περιλαμβάνονται σε αυτές.

Καθώς η απορρόφηση της ιονίζουσας ακτινοβολίας εξαρτάται από το πάχος του ιστού που αυτή διαπερνά, το σωματικό βάρος των ασθενών έχει ιδιαίτερα σημαντικό ρόλο στις έρευνες προσδιορισμού ΔΕΑ. Με σκοπό την τυποποίηση του μεγέθους των ασθενών μεταξύ των διαφόρων μελετών, από την ICRP προτείνεται ο περιορισμός των ασθενών που θα λαμβάνονται υπόψιν σε αυτές τις μελέτες σύμφωνα με κάποια όρια βάρους. Τα όρια αυτά θα πρέπει να τίθενται με σκοπό το μέσο βάρος ασθενών να καταλήγει να είναι κοντά στο μέσο βάρος του πληθυσμού

που εξετάζεται σε κάθε μελέτη. Μία μελέτη για τον προσδιορισμό μίας ποσότητας ΔΕΑ για μία συγκεκριμένη εξέταση σε μία δομή υγείας, σύμφωνα με την ICRP, θα πρέπει να περιλαμβάνει 20 με 50 ασθενείς. Συγκεκριμένα για εξετάσεις CT από την ICRP προτείνεται ο αριθμός ασθενών να είναι τουλάχιστον 30. Σε κάθε περίπτωση τα δεδομένα που συλλέγονται θα πρέπει να ελέγχονται ώστε να διαγράφονται από τη μελέτη τυχόν ακραίες τιμές έκθεσης που πιθανόν να οφείλονται σε λάθος κατά την εισαγωγή των δεδομένων ή σε ασθενείς πολύ μεγάλου σωματικού βάρους.

Οι εξετάσεις οι οποίες είναι κατάλληλες για τον προσδιορισμό ΔΕΑ σε αυτές, είναι εκείνες οι οποίες είναι τυποποιημένες και συχνές στην περιοχή στην οποία γίνεται η μελέτη. Προτεραιότητα θα πρέπει να δίνεται στις εξετάσεις που εμφανίζουν τη μεγαλύτερη συχνότητα και στις εξετάσεις στις οποίες χρησιμοποιούνται τα μεγαλύτερα ποσά δόσεων. Σε κάθε περίπτωση στις μελέτες προσδιορισμού θα πρέπει να γίνεται λεπτομερής περιγραφή της εκάστοτε εξέτασης που περιλαμβάνεται, ώστε να είναι όσον το δυνατόν πιο λεπτομερής η μετέπειτα σύγκριση με άλλες μελέτες. Η περιγραφή αυτή θα πρέπει να περιλαμβάνει τόσο τις όψεις των εικόνων που λαμβάνονται (π.χ. πλάγια, κάτοψη) και τι απεικονίζεται (π.χ. θώρακός) όσο και τον ακριβή κλινικό σκοπό της απεικόνισης. Διαφορετικοί σκοποί και διαφορετικές περιοχές απεικόνισης έχουν ως αποτέλεσμα την ανάγκη διαφορετικής έκθεσης των ασθενών και κατά συνέπεια δεν θα πρέπει να γίνεται άμεση σύγκριση μεταξύ τους. Τα DRL δεν προορίζονται για χρήση σε ακτινοθεραπείες, αλλά θα πρέπει να λαμβάνονται υπόψιν για όλες τις εξετάσεις απεικόνισης που γίνονται συμπληρωματικά της θεραπείας.

Σε μία μελέτη, σύμφωνα με την ICRP, ο προσδιορισμός των ΔΕΑ θα πρέπει να γίνεται σε όσον το δυνατόν περισσότερες διαφορετικές ποσότητες ΔΕΑ (DRL quantities) ώστε να είναι δυνατή η αποδοτικότερη σύγκριση και μελέτη των αποτελεσμάτων. Στις μελέτες αυτές θα πρέπει να αναφέρεται ο εξοπλισμός που χρησιμοποιείται, ο τύπος της εξέτασης και λεπτομέρειες ως προς αυτόν, αναφορά στο βάρος των ασθενών και οι ποσότητες ΔΕΑ που προτείνονται από την ICRP για κάθε εξέταση. Για εξετάσεις CT ως ποσότητα ΔΕΑ προτείνεται το CTD_{ivol} και το DLP, ενώ για εξετάσεις πυρηνικής ιατρικής προτείνεται η χορηγούμενη ενεργότητα. Για εξετάσεις που χρησιμοποιούν υβριδική μέθοδο απεικόνισης, όπως SPECT-CT, θα πρέπει να δίνονται στοιχεία και για τις δύο τεχνικές απεικόνισης. Για τις εξετάσεις SPECT-CT χρειάζονται λοιπόν οι τιμές και για το DLP και CTD_{ivol} και της χορηγούμενης ενεργότητας.

Ο προσδιορισμός των ΔΕΑ δομών υγείας, από την ICRP προτείνεται να γίνεται ανά συχνά χρονικά διαστήματα ώστε να είναι επικαιροποιημένα τα στατιστικά στοιχεία. Συγκεκριμένα προτείνεται οι μελέτες να γίνονται κάθε 3 χρόνια για συστήματα ακτινογράφησης (ή συντομότερα αν υπάρξουν αλλαγές στον τεχνολογικό εξοπλισμό ή τα πρωτόκολλα που χρησιμοποιούνται) και ετήσια για συστήματα CT, SPECT-CT και PET-CT. Σε περιπτώσεις όπου η συλλογή των δεδομένων γίνεται αυτόματα, τα δεδομένα θα πρέπει να ελέγχονται στα αντίστοιχα χρονικά διαστήματα για κάθε περίπτωση.

Στις παιδιατρικές εξετάσεις δεν είναι σωστό να χρησιμοποιείται ένας τυπικός ασθενής συγκεκριμένων διαστάσεων και ηλικίας με βάση τον οποίο θα καθορίζονται τα ΔΕΑ. Εξαιτίας της ταχείας ανάπτυξης των παιδιών και των μεγάλων μεταβολών στις σωματικές διαστάσεις κρίνεται καταλληλότερο σύμφωνα με την ICRP να υπάρχει διαχωρισμός σε κατηγορίες βάρους κατά τον προσδιορισμό των τιμών των ΔΕΑ. Ιδιαίτερα για εξετάσεις που περιλαμβάνουν την απεικόνιση του κεφαλιού των παιδιών θεωρείται καταλληλότερο η ομαδοποίηση κατά ηλικία των τιμών. Λόγω του μικρότερου αριθμού παιδιατρικών περιστατικών σε δομές υγείας και η εκτενής κατηγοριοποίηση που απαιτείται, είναι πιο δύσκολος ο προσδιορισμός των παιδιατρικών ΔΕΑ καθώς χρειάζεται μεγαλύτερο χρονικό διάστημα για τη συλλογή των απαραίτητων δεδομένων.

4.3.2 Εφαρμογή ΔΕΑ

Η διάμεση τιμή (median) μίας συγκεκριμένης ποσότητας ΔΕΑ για μία συγκεκριμένη απεικονιστική διαδικασία, σε συγκεκριμένο εύρος βάρους ασθενών μίας δομής υγείας (τυπικό επίπεδο δόσης δομής) μπορεί να συγκριθεί με τοπικές, εθνικές ή περιφερειακές τιμές ΔΕΑ. Αν το τυπικό επίπεδο δόσης για μία εξέταση είναι αρκετά πιο μεγάλο από την τιμή των ΔΕΑ με την οποία συγκρίνεται, θα πρέπει να διενεργηθεί έρευνα με απώτερο σκοπό τη βελτιστοποίηση της διαδικασίας απεικόνισης και την ελαχιστοποίηση της δόσης που δέχονται οι ασθενείς. Αν οι τοπικές τιμές ΔΕΑ είναι αρκετά χαμηλότερες των εθνικών τιμών ΔΕΑ, κύρια προτεραιότητα της διαδικασίας βελτιστοποίησης θα πρέπει να αποτελεί η διατήρηση καλής ποιότητας στις εικόνες και όχι η μείωση της έκθεσης σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες.

Η εφαρμογή των ΔΕΑ δεν είναι από μόνη της αρκετή για τη βελτιστοποίηση της προστασίας. Μία τιμή δόσης χαμηλότερη του ΔΕΑ που έχει οριστεί για μία εξέταση δεν αποδεικνύει ότι η διαδικασία είναι βελτιστοποιημένη όσον αφορά στο ποσό δόσης που χρησιμοποιήθηκε. Τα ΔΕΑ έχουν ρόλο υποστηρικτικό στην επαγγελματική κρίση και δεν αποτελούν διαχωριστική γραμμή ανάμεσα στην καλή και στην κακή ιατρική πρακτική. Για τη βελτιστοποίηση θα πρέπει να λαμβάνεται κυρίως υπόψιν η διατήρηση της ποιότητας της εικόνας και της διαγνωστικής ικανότητας που προσφέρει, ενώ την ίδια στιγμή να γίνεται προσπάθεια μείωσης της έκθεσης των ασθενών σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες.

Η βελτιστοποίηση της διαδικασίας μπορεί να περιλαμβάνει έλεγχο της απόδοσης του εξοπλισμού απεικόνισης, των ρυθμίσεων του εξοπλισμού και των πρωτοκόλλων απεικόνισης που χρησιμοποιούνται. Περαιτέρω εκπαίδευση του προσωπικού ίσως συμβάλει στη βελτιστοποίηση της διαδικασίας απεικόνισης. Όλοι οι επαγγελματίες που έχουν ρόλο στην έκθεση ασθενών σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες θα πρέπει να είναι οικείοι με τα ΔΕΑ ως εργαλείο βελτιστοποίησης της πρακτικής τους. Κατά τη διαδικασία αυτή είναι σημαντικό να λαμβάνεται υπόψιν η ποιότητα των εικόνων που λαμβάνονται. Καθώς απώτερος σκοπός των απεικονίσεων είναι η

εξαγωγή ιατρικής πληροφορίας για του ασθενείς που εξετάζονται, περιορισμός της δόσης εις βάρος της απεικονιστικής ικανότητας αντιτίθεται στον σκοπό των εξετάσεων.

4.3.3 ΔΕΑ σε εξετάσεις SPECT-CT

CT

Συνήθως στις εξετάσεις SPECT-CT ο αξονικός τομογράφος χρησιμοποιείται για διόρθωση της απορρόφησης από τους ιστούς και για προσδιορισμό της ανατομικής θέσης. Σε αυτή τη περίπτωση οι παράμετροι του CT scan θα πρέπει να επιλέγονται ώστε να ελαχιστοποιείται η έκθεση του ασθενή. Αν χρειάζεται η διαγνωστική πληροφορία από το CT, σύμφωνα με την ICRP είναι προτιμότερο να εκτελείται διαγνωστική αξονική σάρωση σε περιορισμένες περιοχές του σώματος του ασθενή και στο υπόλοιπο σώμα να εκτελείται αξονική σάρωση χαμηλής δόσης για τη διόρθωση της απορρόφησης και τον προσδιορισμό της ανατομίας.

Στα συστήματα CT επειδή όσο πιο μεγάλη δόση ακτινοβολίας λάβει ο ασθενής, τόσο καλύτερη ποιότητα θα έχει η εικόνα, είναι εύκολο να επιλέγονται μεγαλύτερες δόσεις από ότι χρειάζεται. Αυτό το γεγονός οφείλεται στο ότι οι ανιχνευτές που χρησιμοποιούνται στα CT συστήματα έχουν μεγάλο δυναμικό εύρος ανίχνευσης και επομένως μεγαλύτερες δόσεις θα οδηγήσουν σε καλύτερη ποιότητα εικόνας χωρίς κορεσμό. Συνεπώς είναι ιδιαίτερα σημαντική η θέσπιση ΔΕΑ σε εξετάσεις που χρησιμοποιούν CT. Ακόμα επειδή υπάρχουν μεγάλες διαφοροποιήσεις στους τύπους CT συστημάτων είναι σημαντικό στις μελέτες ΔΕΑ να περιγράφονται αναλυτικά ο τύπος του σαρωτή, η τεχνολογία που χρησιμοποιείται, και η τεχνικές ανακατασκευής των εικόνων.

Όπου είναι δυνατόν η ICRP προτείνει τη χρήση και του CTDI_{vol} και του DLP κατά τις στατιστικές έρευνες (surveys) για τον προσδιορισμό των ΔΕΑ. Η ποσότητα DLP, όταν προσδιορίζεται ΔΕΑ, αναφέρεται στο αθροιστικό DLP (cumulative DLP) ολόκληρης της σάρωσης του CT, καθώς είναι αντιπροσωπευτική της συνολικής ακτινοβολίας που δέχεται ο ασθενής κατά τη σάρωση. Όταν χρησιμοποιείται αυτόματη έκθεση ασθενούς (automatic tube current modulation – Automatic Exposure Control – AEC) το CTDI_{vol} και κατά επέκταση το DLP δεν είναι σταθερό σε όλη τη σάρωση. Όμως η τιμή για το CTDI_{vol} που παρέχεται από τον αξονικό τομογράφο είναι ο υπολογίσιμος μέσος όρος για όλη τη σάρωση και αυτή θα χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό των ΔΕΑ.

Σύγχρονοι CT-scanners παρέχουν την πληροφορία ενεργούς διαμέτρου του ασθενούς (effective diameter) ή ισοδύναμο πάχος ασθενούς (equivalent patient thickness). Όπου λοιπόν είναι δυνατόν να υπολογιστεί η τιμή του SSDE (size specific dose estimate) για τους ασθενείς προτείνεται η προσθήκη της τιμής αυτής στις μελέτες ΔΕΑ. Η SSDE δεν είναι πρακτικά δυνατόν να εφαρμοστεί ακόμα ως ποσότητα ΔΕΑ καθώς δεν παρέχεται από πολλά συστήματα CT. Είναι όμως βοηθητικό να

περιλαμβάνεται στις μελέτες καθώς μέσω αυτής μπορούν να εξαχθούν περαιτέρω πληροφορίες για τη καλύτερη βελτιστοποίηση του εκάστοτε συστήματος.

Είναι σημαντικό να προσδιορίζεται με λεπτομέρεια το πρωτόκολλο που επιλέγεται και η κλινικές απαιτήσεις για κάθε εξέταση καθώς μπορεί να απαιτούν διαφορετική δόση στους ασθενείς (πχ επανεξέταση με κύρια εξέταση). Στις πληροφορίες του πρωτοκόλλου που χρειάζεται να αναφερθούν, περιλαμβάνονται οι διαφορετικές ακολουθίες (sequences) που χρησιμοποιήθηκαν (αν χρησιμοποιήθηκαν παραπάνω από μία), τα σημεία έναρξης και λήξης της σάρωσης, η διαφορά δυναμικού της λυχνίας, τα mAs που επιλέχθηκαν ή αν χρησιμοποιήθηκε AEC, τα χαρακτηριστικά των κατευθυντήρων, ο χρόνος περιστροφής της κεφαλής και ο παράγοντας pitch.

SPECT

Η ποσότητα ΔΕΑ για τις σπινθηρογραφικές επίπεδες (planar) ή τομογραφικές (SPECT) εξετάσεις, από την ICRP προτείνεται ότι, είναι η χορηγούμενη δόση (MBq) ή προτιμότερα χορηγούμενη δόσης ανά βάρος σώματος (MBq/kg). Στις περιπτώσεις όπου η συγκέντρωση του ραδιοφάρμακου γίνεται κυρίως σε ένα μόνο όργανο, ένα σταθερό επίπεδο δόσης θεωρείται ότι είναι δυνατόν να χορηγείται σε όλους τους ασθενείς. Στις υπόλοιπες όμως περιπτώσεις είναι ιδανικό η χορηγούμενη ενεργότητα να βασίζεται στο βάρος του ασθενή. Ιδιαίτερα στα παιδιά θα πρέπει η χορηγούμενη ενεργότητα να εξαρτάται από το βάρος του παιδιού, ενώ στους πολύ παχύσαρκους ασθενείς ένα ανώτατο όριο δόσης πρέπει να θεσπίζεται για κάθε εξέταση.

Καθώς διαφορετικά ραδιονουκλίδια έχουν διαφορετικούς χρόνους ημιζωής, τα ΔΕΑ πρέπει να προσδιοριστούν για κάθε ραδιοφάρμακο ξεχωριστά. Στην Ευρώπη για τον προσδιορισμό της χορηγούμενης ενεργότητας σε έναν ασθενή λαμβάνεται υπόψιν το φύλλο περίληψης χαρακτηριστικών προϊόντος (Summary of Product Characteristics) το οποίο περιλαμβάνεται μαζί με το ραδιοφάρμακο, αποτελεί μέρος της αδειοδότησής του και περιγράφει τις προτεινόμενες δόσεις. Καθώς η πλειονότητα των δομών υγείας χρησιμοποιεί τις προτεινόμενες τιμές χορηγούμενης ενεργότητας, υπάρχει μικρή διαφοροποίηση των ΔΕΑ μεταξύ διαφορετικών τμημάτων πυρηνικής ιατρικής. Καθώς μία αύξηση στην χορηγούμενη ενεργότητα οδηγεί τόσο σε καλύτερη ποιότητα εικόνας όσο και σε μικρότερο χρόνο απόκτησης της εικόνας, είναι εύκολο να προταθεί μία τέτοια αύξηση, ιδίως για υπέρβαρους ασθενείς ή ασθενείς που αδυνατούν να παραμείνουν ακίνητοι για μεγάλο χρονικό διάστημα.

Τέλος για τα ΔΕΑ σε εξετάσεις SPECT πρέπει να αναφερθεί πως στην οδηγία της Ευρωπαϊκής Επιτροπής, η οποία περιλαμβάνεται στην έκθεση Radiation Protection no.109, 1999 προτείνεται η χρήση της διάμεσης τιμής των χορηγούμενων ενεργοτήτων ως τιμή ΔΕΑ και όχι το 75^ο εκατοστό της κατανομής των διαμέσων τιμών των χορηγούμενων ενεργοτήτων που προτείνει η ICRP. Η οδηγία αυτή βασίζεται στο σκεπτικό ότι τα ΔΕΑ σε εξετάσεις SPECT θα πρέπει να αποτελούν Καθοδηγητικά

Επίπεδα Δόσης (ΚΕΔ) βάση των οποίων θα πρέπει να γίνεται η χορήγηση των ασθενών στις διάφορες δομές υγείας. Ο ρόλος αυτός των ΚΕΔ, όπως προτείνεται από την Ευρωπαϊκή Επιτροπή δεν ταυτίζεται με τον ρόλο των ΔΕΑ που προτείνει η ICRP στις σχετικές δημοσιεύσεις της. Στην παρούσα εργασία υιοθετείται ο ορισμός των ΔΕΑ που δίδεται από την δημοσίευση 135 της ICRP.

SPECT-CT

Καθώς στις εξετάσεις SPECT-CT γίνεται συνδυασμός των δύο τεχνικών για την παραγωγή των εικόνων, είναι λογικό ως συνολική ακτινική επιβάρυνση του ασθενή να θεωρείται ο συνδυασμός των δόσεων των δύο τεχνικών απεικόνισης. Όμως καθώς οι εξετάσεις πυρηνικής ιατρικής και της αξονικής τομογραφίας χρησιμοποιούν ακτινοβολία διαφορετικού είδους με διαφορετικό τρόπο παραγωγής (και ανεξάρτητα η μία από την άλλη στην περίπτωση SPECT-CT), είναι προτιμότερο οι δόσεις να παρουσιάζονται ξεχωριστά αλλά να μελετώνται συνδυαστικά. Από την ICRP προτείνεται λοιπόν στις μελέτες προσδιορισμού ΔΕΑ σε συστήματα SPECT-CT να παρατίθενται δύο τιμές, μία της χορηγούμενης ενεργότητας (ή χορηγούμενης ενεργότητας ανά βάρος ασθενή) και μία της τιμή DLP ή/και CTDIvol. Τέλος είναι αρκετά σημαντικό να γίνεται εκτενής περιγραφή του συστήματος, των πρωτοκόλλων που χρησιμοποιούνται και του κλινικού σκοπού της εξέτασης καθώς υπάρχουν μεγάλες διαφοροποιήσεις από τμήμα σε τμήμα πυρηνικής ιατρικής. Η καλύτερη περιγραφή των παραπάνω θα επιτρέψει σε καλύτερη ερμηνεία των τιμών και αποδοτικότερη βελτιστοποίηση όπου αυτή χρειάζεται.

4.3.4 ΔΕΑ και Ελληνική Νομοθεσία

Τα Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς εισήχθησαν πρώτη φορά στην εθνική νομοθεσία με την υπουργική απόφαση ΔΥΓ2/92027/28.11.2007 «Καθορισμός Διαγνωστικών Επιπέδων Αναφοράς (ΔΕΑ) για την ακτινολογική εξέταση της μαστογραφίας και Καθοδηγητικών Επιπέδων Δόσεων (ΚΕΔ) για τις διαγνωστικές εξετάσεις πυρηνικής ιατρικής». Στη συνέχεια εκδόθηκε ακόμα μία σχετική υπουργική απόφαση Δ.ΥΓ2/οικ.98941/6.11.2014 «Καθορισμός Διαγνωστικών Επιπέδων Αναφοράς (ΔΕΑ) για ακτινογραφικές εξετάσεις, εξετάσεις αξονικής τομογραφίας, διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας και οδοντιατρικές ακτινογραφικές εξετάσεις». Έως τώρα στην ελληνική νομοθεσία δεν έχουν ορισθεί τιμές ΔΕΑ ή ΚΕΔ για εξετάσεις υβριδικής απεικόνισης SPECT-CT. Παρακάτω παρατίθενται οι πίνακες με τα ΔΕΑ εξετάσεων πυρηνικής ιατρικής και αξονικής τομογραφίας, όπως ορίζονται από τις παραπάνω υπουργικές αποφάσεις.

Εξέταση	Ισότοπο	ΚΕΔ - ΔΕΑ	Εξετάσεις Αξονικής Τομογραφίας	CTDIvol (mGy)	DLP
		MBq			
Σπινθηρογράφημα οστών	^{99m} Tc	735	Κεφαλής	67	1055
Σπινθηρογράφημα θυρεοειδούς	^{99m} Tc	183	Σπλαχνικό κranίο	52	605
Στατικό σπινθ. νεφρών (DMSA)	^{99m} Tc	183	Έσω ους	63	355
Δυναμικό σπινθ. νεφρών (DTPA)	^{99m} Tc	540	Θώρακος	14	480
Σπινθηρογράφημα ήπατος	^{99m} Tc	179	Άνω/κάτω κοιλίας	16	760
Ραδ. κοιλιογραφία (MUGA)	^{99m} Tc	893	Θώρακος και Άνω/κάτω κοιλίας	17	1020
Σπινθ. αιμάτωσης πνευμόνων	^{99m} Tc	180	Οσφυϊκής Μοίρας Σπονδυλικής	35	725
Σπινθηρογράφημα μυοκαρδίου	²⁰¹ Tl	111			
Σπινθηρογράφημα φλεγμονών	⁶⁷ Ga	190			
Ολόσωμο σπινθηρογράφημα	¹¹¹ In	125			
Σπινθ. πρόσληψης θυρεοειδούς αδένα	¹³¹ I	7			
Ολόσωμο σπινθηρογράφημα	¹³¹ I	180			

Εικόνα 26. Εθνικά Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς εξετάσεων Πυρηνικής Ιατρικής (αριστερά) και αξονικής τομογραφίας (δεξιά).

Στις παραπάνω αποφάσεις δηλώνεται πως την ευθύνη για την εφαρμογή των ΔΕΑ σε ένα εργαστήριο την έχει ο υπεύθυνος του εργαστηρίου ή ο υπεύθυνος ακτινοπροστασίας του τμήματος. Φορέας υπεύθυνος για τον έλεγχο των ΔΕΑ είναι η ΕΕΑΕ στην χώρα μας και σε περίπτωση συστηματικής υπέρβασης των ΔΕΑ θα πρέπει να διεξάγεται έρευνα για να διαπιστωθούν οι αιτίες της. Στη συνέχεια ακολουθεί επανεξέταση και πιθανώς επαναπροσδιορισμός των ΔΕΑ.

Στις υπουργικές αποφάσεις δηλώνονται ως «Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς» τα επίπεδα δόσης που αφορούν σε ακτινολογικές εξετάσεις, ενώ δηλώνονται ως «Καθοδηγητικά Επίπεδα Δόσης» τα επίπεδα δόσης που αφορούν σε εξετάσεις πυρηνικής ιατρικής. Στη παρούσα εργασία για όλες τις εξετάσεις θα χρησιμοποιηθεί ο όρος «Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς» ως ακριβής μετάφραση της φράσης «Diagnostic Reference Levels» η οποία ορίζεται στην δημοσίευση 135 της ICRP (2017).

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

5. Σκοπός

Στόχος της παρούσας εργασίας είναι ο προσδιορισμός των τυπικών τιμών δόσης, των ποσοτήτων ΔΕΑ, σε εξετάσεις SPECT-CT του τμήματος πυρηνικής ιατρικής του ΠΑΓΝΗ. Γνωρίζοντας τις τιμές των ΔΕΑ για συγκεκριμένες εξετάσεις SPECT-CT είναι δυνατόν να γίνει σύγκριση με ΔΕΑ που εντοπίζονται στη βιβλιογραφία. Η σύγκριση αυτή μπορεί να αποτελέσει δείγμα ποιοτικού ελέγχου του τμήματος και να βοηθήσει στην περαιτέρω βελτιστοποίηση των πρακτικών που χρησιμοποιούνται. Επιπλέον, καθώς δεν έχουν θεσπιστεί έως σήμερα εθνικά ΔΕΑ για εξετάσεις SPECT-CT της Ελλάδας, τα δεδομένα της παρούσας εργασίας μπορούν να αποτελέσουν ένα πρώτο βήμα προς τον προσδιορισμό τους.

Με τα δεδομένα που συλλέχθηκαν για τον βασικό σκοπό της εργασίας μπορεί να γίνει μία περαιτέρω ανάλυση ώστε να εξαχθούν επιπλέον συμπεράσματα. Συγκεκριμένα μπορεί να γίνει προσδιορισμός των τυπικών τιμών δόσης εξετάσεων SPECT για κάποιες από τις εξετάσεις που μελετήθηκαν. Ενώ τέλος γίνεται προσδιορισμός της ενεργού δόσης που έλαβαν οι ασθενείς που υποβλήθηκαν στις εξετάσεις αυτές ως ένα μέσο καλύτερης κατανόησης της ακτινικής επιβάρυνσης τους.

6. Υλικά και Μέθοδοι

Η παρούσα εργασία αφορά στο σύστημα SPECT-CT του ΠΑΓΝΗ το οποίο είναι μοντέλο Discovery NM/CT 670 DR της εταιρείας GE Medical System και εγκαταστάθηκε στο νοσοκομείο τον Δεκέμβριο του 2018. Το σύστημα αυτό αποτελείται από γ- κάμερα δύο κεφαλών τεχνολογίας NaI/PMT και σύστημα αξονικού τομογράφου 16 τομών Optima CT540. Για τη συγκέντρωση των δεδομένων της χορηγούμενης ενεργότητας του ραδιοφαρμάκου έγιναν μετρήσεις στο dose calibrator του θερμού εργαστηρίου του τμήματος πυρηνικής ιατρικής. Συγκεκριμένα οι μετρήσεις έγιναν σε μοντέλο CRC-55tR της εταιρείας CAPINTEC το οποίο είναι τύπου θαλάμου ιονισμού τύπου πηγαδιού (well type ionization chamber).



Εικόνα 27. Σύστημα SPECT-CT, GE Discovery NM/CT 670 DR.



Εικόνα 28. Θάλαμος ιονισμού τύπου πηγαδιού, CAPINET CRC-55TR.

6.1 Διαδικασία συλλογής δεδομένων

Σύμφωνα με τις οδηγίες της ICRP (ICRP, 2017. *Diagnostic reference levels in medical imaging*. ICRP Publication 135. Ann. ICRP 46(1).) για τον υπολογισμό των ΔΕΑ στην υβριδική μέθοδο απεικόνισης SPECT-CT χρειάζεται ο προσδιορισμός της διάμεσης τιμής της χορηγούμενης ενεργότητας του ραδιοφαρμάκου που χρησιμοποιείται σε κάθε εξέταση και της διάμεσης τιμής της ποσότητας DLP ή CTDI_{vol}

που υπολογίζεται από τον αξονικό τομογράφο σε κάθε εξέταση. Ο προσδιορισμός των τιμών των ΔΕΑ θα πρέπει να γίνεται με μετρήσεις και καταγεγραμμένα στοιχεία πλήθους ασθενών.

Στη παρούσα εργασία επιλέχθηκε η ενασχόληση με τις εξετάσεις SPECT-CT αιμάτωσης μυοκαρδίου, οστών και παραθυρεοειδών αδένων. Στο τμήμα πυρηνικής ιατρικής του ΠΑΓΝΗ λαμβάνουν χώρα και άλλες εξετάσεις SPECT-CT (όπως αιμάτωσης πνευμόνων, θυρεοειδή, κ.α.) αλλά η συχνότητά τους είναι αρκετά μικρότερη των τριών παραπάνω που αναφέρθηκαν. Οι τρεις αυτές εξετάσεις θεωρήθηκαν λοιπόν οι κατάλληλες για συμπερίληψη στη παρούσα μελέτη λόγω της συχνότητάς τους, μέσω της οποίας θα επιτρέπονταν η εξαγωγή ακριβέστερων αποτελεσμάτων μέσα στο χρονικό διάστημα ενός ακαδημαϊκού εξαμήνου που θα διαρκούσε η συγκέντρωση των δεδομένων.

Η διαδικασία λήψης των δεδομένων ήταν η ίδια και για τις τρεις εξετάσεις και αφορά στα δεδομένα χορηγούμενης ενεργότητας ραδιοφαρμάκου και στα στοιχεία δοσιμετρίας της αξονικής τομογραφίας μέσω του dose report του φακέλου της εξέτασης του κάθε ασθενή. Στη συνέχεια ακολούθησε ο συνδυασμός και η ανάλυση των δεδομένων για τον υπολογισμό των τυπικών τιμών δόσης. Σημειώνεται ότι η συγκέντρωση των δεδομένων χορηγούμενης ενεργότητας έγινε για όλους τους ασθενείς που υποβλήθηκαν στις παραπάνω εξετάσεις ανεξάρτητα από το αν υποβλήθηκαν και σε CT σάρωση. Αυτό συνέβη καθώς δεν ήταν δυνατή η εκ των προτέρων γνώση του αν θα χρειαστεί και αξονική σάρωση ο κάθε ασθενής, χωρίς την εξέταση των αποτελεσμάτων της SPECT εξέτασης από τους Πυρηνικούς Ιατρούς κάθε φορά.

Για τη συγκέντρωση των δεδομένων της χορηγούμενης ενεργότητας του ραδιοφαρμάκου έγιναν μετρήσεις στο θάλαμο ιονισμού τύπου πηγαδιού (well type ionization chamber) του θερμού εργαστηρίου του τμήματος πυρηνικής ιατρικής. Αρχικά ο εκάστοτε τεχνολόγος ακτινολόγος κατασκεύαζε το ραδιοφάρμακο και το τοποθετούσε σε αριθμημένες σύριγγες. Οι αριθμημένες σύριγγες τοποθετούσαν στο θάλαμο ιονισμού από τον οποίον καταγράφονταν η μέτρηση της ενεργότητας (σε mCi) και η ακριβής ώρα στην οποία έγινε η μέτρηση αυτή. Στη συνέχεια οι σύριγγες αυτές τοποθετούνταν σε ειδικό περίβλημα από μόλυβδο ή μολυβδύαλο για τον περιορισμό της ακτινοβόλησης των δακτύλων του χεριού των ιατρών που θα τις χρησιμοποιούσαν στη συνέχεια και φυλάσσονταν σε μολυβδαίνια θήκη έως ότου γίνει η χορήγησή τους στους ασθενείς.

Σε κάθε ασθενή πριν τη χορήγησή του με το ραδιοφάρμακο λαμβάνονταν κάποια προσωπικά δεδομένα μέσω άμεσων ερωτήσεων προς τους ίδιους. Τα δεδομένα αυτά περιλάμβαναν το ονοματεπώνυμό, το φύλλο, την ηλικία, το ύψος και το βάρος του ασθενή. Το ονοματεπώνυμο λαμβάνονταν με σκοπό την εύρεση σε δεύτερο χρόνο των δεδομένων δοσιμετρίας της αξονικής τομογραφίας (αν γινόταν) από το πληροφοριακό σύστημα του νοσοκομείου. Τα υπόλοιπα δεδομένα λήφθηκαν με σκοπό την περαιτέρω ανάλυση των δεδομένων δοσιμετρίας και τον υπολογισμό της ενεργού δόσης για τον κάθε ασθενή.

Για την εύρεση της χορηγούμενης ενεργότητας για τον κάθε ασθενή λαμβάνονταν μέτρηση αμέσως μετά τη χορήγηση του ραδιοφαρμάκου. Συγκεκριμένα μόλις πραγματοποιούνταν η χορήγηση του ραδιοφαρμάκου, η σύριγγα τοποθετούνταν χωρίς το προστατευτικό περίβλημα από μόλυβδο ή μολυβδύαλο στο θάλαμο ιονισμού του θερμού εργαστηρίου. Η ένδειξη ενεργότητας που παρείχε το όργανο μέτρησης και η ώρα στην οποία έγινε η μέτρηση καταγράφονταν μαζί με τον αριθμό της σύριγγας και το ονοματεπώνυμο του ασθενή στον οποίο χορηγήθηκε. Η ώρα της μέτρησης στη παρούσα εργασία θεωρείται ότι συμπίπτει με την ώρα χορήγησης του ασθενή καθώς το χρονικό διάστημα μεταξύ χορήγησης και μέτρησης σε κάθε περίπτωση ήταν αρκετά μικρό (έως 1 με 2 λεπτά) και μη ικανό να επηρεάσει σημαντικά τα τελικά δεδομένα ενεργότητας. Η ενεργότητα αυτή που μετρούταν σε αυτό το σημείο αφορούσε σε μικρή ποσότητα ραδιοφαρμάκου το οποίο παρέμενε μέσα στη σύριγγα και δεν χορηγούταν, άρα δεν επιβάρυνε ακτινικά τον ασθενή. Μέσω της μέτρησης της ενεργότητας πριν και μετά τη χορήγηση για κάθε σύριγγα (και μέσω του χρονικού προσδιορισμού των μετρήσεων αυτών) υπολογίζεται η πραγματική χορηγούμενη ενεργότητα ραδιοφαρμάκου στον κάθε ασθενή.

Σε αργότερο χρόνο έγινε εξέταση των δεδομένων του πληροφοριακού συστήματος αποθήκευσης εξετάσεων του τμήματος πυρηνικής ιατρικής για τον προσδιορισμό της ακτινικής επιβάρυνσης από την διεξαγωγή αξονικής τομογραφίας κατά την εξέταση SPECT-CT. Συγκεκριμένα ελέγχθηκαν ένας προς έναν οι φάκελοι των εξετάσεων των ασθενών των οποίων οι χορηγούμενες δόσεις ραδιοφαρμάκου είχαν καταγραφεί και προσδιορίστηκε ποιοι από αυτούς είχαν εν τέλει χρειαστεί να εκτελέσουν και αξονική τομογραφία κατά την εξέτασή τους. Σε αυτούς καταγράφηκαν τα δεδομένα που παρέχονταν στο dose report της εξέτασης και αφορούσαν τις τιμές CTDIvol και DLP της εξέτασης, όπως αυτές υπολογίζονται αυτόματα από το ίδιο το σύστημα αξονικής τομογραφίας. Ειδικότερα, για τους ασθενείς οι οποίοι υποβλήθηκαν σε SPECT-CT εξέταση οστών, καταγράφηκε και το μέρος του σώματος που ακτινοβολήθηκε κατά την αξονική σάρωση, με σκοπό τον ακριβέστερο προσδιορισμό της ενεργού δόσης τους.

Εν τέλη συγκεντρώθηκαν δύο ομάδες δεδομένων για τις εξετάσεις αιμάτωσης μυοκαρδίου και οστών, μία ασθενών οι οποίοι χρειάστηκε μόνο η SPECT εξέταση και μία ασθενών οι οποίοι χρειάστηκε να υποβληθούν και σε αξονική τομογραφία (άρα SPECT-CT εξέταση). Από τα δεδομένα των εξετάσεων παραθυρεοειδών αδένων τελικά προέκυψε μόνο μία ομάδα δεδομένων καθώς όλοι οι ασθενείς οι οποίοι υποβλήθηκαν σε αυτή την εξέταση και των οποίων η χορηγούμενη ενεργότητα καταγράφηκε, υποβλήθηκαν και σε αξονική τομογραφία κατά την εξέτασή τους.

6.2 Ανάλυση Δεδομένων

Η ανάλυση των δεδομένων στην παρούσα εργασία αφορά πρώτα στον υπολογισμό των τυπικών τιμών δόσης των εξετάσεων SPECT-CT για το ΠΑΓΝΗ και στη συνέχεια στον υπολογισμό της ενεργού δόσης που δέχονται οι ασθενείς από τις αντίστοιχες εξετάσεις. Για τον προσδιορισμό των τυπικών τιμών πρώτα εξηγείται η ανάλυση των δεδομένων χορηγούμενης ενεργότητας και έπειτα των δεδομένων δόσης από την αξονική τομογραφία. Τέλος, στις παραγράφους που ακολουθούν γίνεται περιγραφή της στατιστικής ανάλυσης που εφαρμόστηκε.

6.2.1 Υπολογισμός τυπικών τιμών

Για τον υπολογισμό των τυπικών τιμών των ποσοτήτων ΔΕΑ σε εξετάσεις SPECT-CT σύμφωνα με την ICRP (ICRP 135, 2017) χρειάζεται ο προσδιορισμός της χορηγούμενης ενεργότητας του ραδιοφαρμάκου (ή προτιμότερα της χορηγούμενης ενεργότητας ανά βάρος) και της ακτινικής επιβάρυνσης από τον αξονικό τομογράφο.

Η χορηγούμενη ενεργότητα αφορά στη πραγματική τιμή της ενεργότητας της ποσότητας ραδιοφαρμάκου που χορηγείται ενδοφλέβια στον ασθενή, τη στιγμή της χορήγησής του. Έχοντας την αρχική ενεργότητα της σύριγγας τη στιγμή της παρασκευής του ραδιοφαρμάκου από τον τεχνολόγο (R_0), την ώρα παρασκευής του (t_0), την ενεργότητα του ραδιοφαρμάκου που έχει απομείνει στη σύριγγα μετά τη χορήγηση του ασθενή (R_1) και την ώρα χορήγησης (t_1), υπολογίζεται η πραγματική χορηγούμενη στον ασθενή ενεργότητα (R) ως ακολούθως.

$$R = R_0 e^{\lambda(t_0 - t_1)} - R_1$$

Στον παραπάνω υπολογισμό έγινε χρήση του νόμου εκθετικής μείωσης της ενεργότητας ραδιενεργού Tc-99m. Όπου γνωρίζοντας για το Tc-99m ότι ο χρόνος ημιζωής του είναι $t_{1/2} = 6.0067 \text{ h}$, υπολογίζεται η σταθερά ραδιενεργής διάσπασης λ σύμφωνα με τη παρακάτω σχέση.

$$\lambda = \frac{\ln(2)}{t_{1/2}}$$

Έχοντας τις τιμές χορηγούμενης ενεργότητας και το βάρος για κάθε ασθενή, είναι δυνατόν να εξαχθούν στατιστικά δεδομένα χορηγούμενης ενεργότητας ανά βάρος (R/W με μονάδες mCi kg^{-1}).

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω για τη περιγραφή της ακτινικής επιβάρυνσης των ασθενών από την αξονική τομογραφία, σύμφωνα με την προαναφερθείσα έκθεση 135 της ICRP, προτείνεται η παρουσίαση των τιμών CTDIvol και DLP για κάθε

εξέταση ως ποσότητες ΔΕΑ. Αυτές οι τιμές συγκεντρώθηκαν από το dose report των εξετάσεων και υπολογίζονται αυτόματα απευθείας από το σύστημα τομογραφίας. Για την εξέταση αιμάτωσης μυοκαρδίου όλοι οι ασθενείς εκτέθηκαν σε ίση δόση ακτινοβολίας συνεπώς, για αυτήν την εξέταση, παρακάτω παρουσιάζονται οι τιμές των δύο ποσοτήτων και όχι η στατιστική τους ανάλυση. Για τις εξετάσεις οστών και παραθυρεοειδών, παρουσιάζεται η στατιστική ανάλυση των δόσεων του συνόλου των ασθενών.

Στους πίνακες που παρατίθενται στα αποτελέσματα καταγράφονται ορισμένες στατιστικές ποσότητες, των ποσοτήτων ΔΕΑ, που υπολογίζονται για κάθε εξέταση. Μέσω αυτών περιγράφεται καλύτερα η ακτινική επιβάρυνση που αφορά στις εξετάσεις που εξετάζονται. Οι στατιστικές ποσότητες αυτές είναι η διάμεση τιμή (median), ο μέσος όρος (average) και η τυπική απόκλιση (STDEV) των δεδομένων καθώς και το 25^ο και 75^ο εκατοστημόριο της κατανομής τους. Επιπλέον παρουσιάζεται και η ελάχιστη και μέγιστη τιμή της ενεργότητας σε κάθε περίπτωση.

Σε κάθε εξέταση υπολογίζονται δύο τιμές για κάθε στατιστική ποσότητα της χορηγούμενης ενεργότητας: μία για όλους τους ασθενείς που υποβλήθηκαν σε SPECT σάρωση (R_{SPECT}) και μία για αυτούς που υποβλήθηκαν και σε αξονική τομογραφία, δηλαδή SPECT-CT σάρωση ($R_{SPECT-CT}$). Οι ασθενείς που υποβλήθηκαν σε SPECT-CT εξέταση αποτελούν υποσύνολο των ασθενών που υποβλήθηκαν σε SPECT εξέταση. Για τον υπολογισμό των τυπικών τιμών στις εξετάσεις SPECT επιλέχθηκε να συμπεριληφθούν τα δεδομένα όλων των ασθενών και όχι μόνο εκείνων που υποβλήθηκαν μόνο σε SPECT εξέταση. Αυτή η επιλογή έγινε καθώς η χορήγηση του ραδιοφαρμάκου στους ασθενείς έγινε χωρίς γνώση του αν θα χρειαζόταν, επιπλέον της SPECT απεικόνισης και αξονική σάρωση για παροχή ακριβέστερων διαγνωστικών πληροφοριών.

Για κάθε μία από τις δύο τιμές ($R_{SPECT-CT}$ και R_{SPECT}) παρουσιάζεται διάγραμμα κατανομής των χορηγούμενων ενεργοτήτων των ασθενών. Ομοίως γίνεται και η ανάλυση των δεδομένων της χορηγούμενης ενεργότητας ανά βάρος. Επιπλέον, για κάθε εξέταση παρατίθεται πίνακας ορισμένων στατιστικών ποσοτήτων (πίνακες 1α, 1β, 1γ) που αφορούν στα χαρακτηριστικά του δείγματος πληθυσμού που έλαβε μέρος στην παρούσα έρευνα.

Εν τέλη, στη παρούσα εργασία παρουσιάζονται οι τυπικές τιμές των ποσοτήτων ΔΕΑ για το Πανεπιστημιακό Γενικό Νοσοκομείο Ηρακλείου των εξετάσεων SPECT οστών και αιμάτωσης μυοκαρδίου και SPECT-CT οστών, αιμάτωσης μυοκαρδίου και παραθυρεοειδών αδένων. Ως τυπικές τιμές δόσης μίας δομής υγείας, ορίζεται σύμφωνα με την ICRP (ICRP 135, 2017) η διάμεση τιμή της κατανομής της εκάστοτε ποσότητας ΔΕΑ και με αυτόν τον τρόπο προσδιορίζονται στη παρούσα εργασία.

6.2.2 Ενεργός Δόση

Η ενεργός δόση D_{eff} , περιγράφει την απορροφούμενη δόση που εάν λαμβάνονταν από ολόκληρο το σώμα ομοιόμορφα θα προκαλούσε τα ίδια στοχαστικά βιολογικά αποτελέσματα με την πραγματική ακτινοβολήση. Οι εξετάσεις SPECT-CT περιλαμβάνουν την ακτινοβολήση των ασθενών από δύο διαφορετικές πηγές ακτινοβολίας (ραδιονουκλίδια και αξονική τομογραφία). Επομένως η συνολική δόση που δέχεται ο ασθενής αποτελείται από δύο συνιστώσες. Η κάθε συνιστώσα της δόσης θα προκαλεί κάποια στοχαστικά βιολογικά αποτελέσματα, των οποίων η πιθανότητα ποσοτικοποιείται μέσω της ενεργού δόσης. Η κάθε συνιστώσα μπορεί να μελετηθεί ξεχωριστά και το άθροισμα των ενεργών τους δόσεων θα αποτελεί τη συνολική ενεργό δόση της εξέτασης. Επομένως η συνολική ενεργός δόση που δέχεται ο ασθενής σε εξετάσεις SPECT-CT θα υπολογίζεται από το άθροισμα των ενεργών δόσεων που προέρχονται από το SPECT και το CT κομμάτι της εξέτασης.

$$\Sigma D_{eff} = D_{eff-SPECT} + D_{eff-CT}$$

Στη παρούσα εργασία προσδιορίζονται για κάθε εξέταση (μυοκαρδίου, οστών, παραθυρεοειδών αδένων) οι μέσες τιμές των ενεργών δόσεων που οφείλονται στα ραδιοφάρμακα, των ενεργών δόσεων που οφείλονται στην αξονική τομογραφία και η μέσες συνολικές ενεργές δόσεις. Προκύπτουν τελικά οι μέσες συνολικές ενεργές δόσεις για εξετάσεις SPECT-CT αιμάτωσης μυοκαρδίου, οστών, παραθυρεοειδών αδένων και για εξετάσεις SPECT αιμάτωσης μυοκαρδίου και οστών.

6.2.2α Ενεργός και Απορροφούμενη Δόση από ραδιοφάρμακο

Στις εξετάσεις SPECT η ενεργός δόση ($D_{eff-SPECT}$) και η απορροφούμενη δόση σε κάθε όργανο υπολογίζονται μέσω της χορηγούμενης ενεργότητας (R) και κάποιων συντελεστών μετατροπής (CF), ειδικών για κάθε ραδιοφάρμακο. Καθώς οι συντελεστές μετατροπής αφορούν σε χορηγούμενη ενεργότητα εκφρασμένη σε μονάδες MBq, για τον υπολογισμό της ενεργού και της απορροφούμενης δόσης, η χορηγούμενη ενεργότητα πολλαπλασιάζεται με έναν αριθμητικό παράγοντα 37 ώστε να μετατραπεί από μονάδες mCi σε MBq.

$$1 (mCi) = 37 (MBq)$$

$$D_{eff-SPECT} = R(mCi) \cdot 37 \cdot CF(mSv \cdot MBq^{-1})$$

Οι τιμές χορηγούμενης ενεργότητας που χρησιμοποιήθηκαν για τον υπολογισμό της ενεργού δόσης είναι οι μέσες τιμές ενεργότητας όλων των ασθενών των οποίων τα δεδομένα χορηγούμενης ενεργότητας είναι γνωστά (R_{SPECT}). Καθώς κατά τη χορήγηση του ασθενή δεν ήταν γνωστό το εάν θα χρειαστεί να υποβληθεί και σε αξονική σάρωση ή όχι, τα δεδομένα ενεργότητας που προκύπτουν από όλους τους

ασθενείς μπορούν να εφαρμοστούν για τον προσδιορισμό των ενεργών δόσεων σε εξετάσεις SPECT-CT. Συνεπώς οι τιμές των μέσων ενεργών δόσεων λόγω του ραδιοφαρμάκου σε εξετάσεις SPECT-CT αιμάτωσης μυοκαρδίου και οστών ταυτίζονται με τις τιμές των μέσων ενεργών δόσεων εξετάσεων SPECT αιμάτωσης μυοκαρδίου και οστών.

Οι συντελεστές μετατροπής παρέχονται από την ICRP στις δημοσιεύσεις 80 (1997) και 128 (2015). Στην πρώτη ο υπολογισμός των συντελεστών προέκυψε σύμφωνα με του παράγοντες βαρύτητας ιστού που προτείνονται στην δημοσίευση ICRP 60 (1991), ενώ στη δεύτερη σύμφωνα με τους παράγοντες που προτείνονται στην δημοσίευση 103 (2007). Παράλληλα στο φύλλο οδηγιών του εκάστοτε ραδιοφαρμάκου περιλαμβάνονται και οι συντελεστές μετατροπής αυτοί, ώστε να είναι διαθέσιμοι στους επαγγελματίες υγείας που εποπτεύουν τη χρήση του για την γνώση του σχετικού κινδύνου στον οποίο εκτίθεται ο ασθενής μέσω της εξέτασης.

Στον παρακάτω πίνακα (πίνακας 1) παρατίθενται οι συντελεστές μετατροπής για ενήλικες της χορηγούμενης δόσης σε απορροφούμενη δόση από κάθε όργανο του ασθενή και σε συνολική ενεργό δόση εξαιτίας του ραδιοφαρμάκου. Αρχικά για το Tc-99m Sestamibi (Tc-99m επισημασμένο 2-μεθοξύ ισοβουτύλ ισονιτρίλιο) οι συντελεστές προέρχονται από την δημοσίευση ICRP 128 (2007) τόσο για φόρτιση (κόπωση) όσο και για ηρεμία. Στη παρούσα εργασία οι συντελεστές που θα εφαρμοστούν είναι αυτοί της κόπωσης για την εξέταση αιμάτωσης μυοκαρδίου και ηρεμίας για την εξέταση παραθυρεοειδών αδένων. Οι συντελεστές που αφορούν σε αυτό το ραδιοφάρμακο και που παρέχονται στην ICRP 80 είναι οι ίδιοι με αυτούς που παρέχονται στην ICRP 128. Στη συνέχεια παρουσιάζονται οι συντελεστές για το Tc-99m HDP (Tc-99m επισημασμένα φωσφορικά και φωσφονικά άλατα). από την δημοσίευση ICRP 128, 2007 (νεότεροι δημοσιευμένοι από την ICRP συντελεστές) και από την ICRP 80, 1997 (παλαιότεροι συντελεστές της ICRP οι οποίοι βρίσκονται στο φύλλο οδηγιών του ραδιοφαρμάκου).

Πίνακας 1 - Συντελεστές μετατροπής Απορροφούμενης Δόσης				
Όργανο - Ιστός	Απορροφούμενη Δόση ανά μονάδα Ενεργότητας (mGy · MBq ⁻¹)			
	Sestamibi ηρεμία (ICRP 80, 128)	Sestamibi κόπωση (ICRP 80, 128)	HDP (ICRP 80)	HDP (ICRP 128)
Επινεφρίδια	0,0075	0,0066	0,0021	0,0021
Επιφάνεια Οστών	0,0082	0,0078	0,063	0,034
Εγκέφαλος	0,0052	0,0044	0,0017	0,0017
Στήθος	0,0038	0,0034	0,00071	0,00069
Τοίχωμα χοληδόχου κύστης	0,039	0,033	0,0014	0,0014
Τοίχωμα στομάχου	0,0065	0,0059	0,0012	0,0012
Τοίχωμα λεπτού εντέρου	0,015	0,012	0,0023	0,0022
Τοίχωμα παχέος εντέρου	0,024	0,013	0,0027	0,0027
Άνω τοίχωμα παχέος εντέρου	0,027	0,022	0,0019	0,0019
Κάτω τοίχωμα παχέος εντέρου	0,019	0,016	0,0038	0,0038
Τοίχωμα καρδιάς	0,0063	0,0072	0,0012	0,0012
Νεφρά	0,036	0,026	0,0073	0,0072
Συκώτι	0,011	0,0092	0,0012	0,0012
Πνεύμονες	0,0046	0,0044	0,0013	0,0012
Μύες	0,0029	0,0032	0,0019	0,0018
Οισοφάγος	0,0041	0,004	0,001	0,001
Ωοθήκες	0,0091	0,0081	0,0036	0,0036
Πάγκρεας	0,0077	0,0069	0,0016	0,0016
Μυελός των οστών	0,0055	0,005	0,0092	0,0059
Σιελογόνοι Αδένες	0,014	0,0092	-	-
Δέρμα	0,0031	0,0029	0,001	0,00099
Σπλήνα	0,0065	0,0058	0,0014	0,0014
Όρχεις	0,0038	0,0037	0,0024	0,0024
Θύμος αδένας	0,0041	0,004	0,001	0,001
Θυροειδής	0,0053	0,0044	0,0013	0,0013
Τοίχωμα ουροδόχου κύστης	0,011	0,0098	0,048	0,047
Μήτρα	0,0078	0,0072	0,0063	0,0062
Λοιπά όργανα	0,0031	0,0033	0,0019	0,0019

Πίνακας 2 - Συντελεστές μετατροπής Ενεργού Δόσης			
Ενεργός Δόση ανά μονάδα Χορηγούμενης Ενεργότητας (mSv·MBq ⁻¹)			
SestaMIBI ηρεμία (ICRP 80, 128)	SestaMIBI κόπωση (ICRP 80, 128)	HDP (ICRP 80)	HDP (ICRP 128)
0,009	0,0079	0,0057	0,0049

6.2.2β Ενεργός Δόση από αξονική τομογραφία

Η ενεργός δόση από την αξονική τομογραφία (D_{eff-CT}) στη παρούσα εργασία υπολογίζεται μέσω των συντελεστών μετατροπής (CF) DLP σε ενεργό δόση που προτείνονται από τους Shrimpton et al (2015). Για τον υπολογισμό των συντελεστών αυτών χρησιμοποιήθηκαν οι νεότεροι παράγοντες βαρύτητας ιστού που έχουν δημοσιευθεί από την ICRP (ICRP 103, 2007) και τον ομοίωμα αναφοράς ενήλικα της ICRP. Οι συντελεστές μετατροπής που χρησιμοποιήθηκαν στη παρούσα εργασία παρατίθενται στον παρακάτω πίνακα (πίνακας 3) Η ενεργός δόση λοιπόν προκύπτει σύμφωνα με τη παρακάτω σχέση όπου ως DLP χρησιμοποιήθηκε η διάμεση τιμή (median) των δεδομένων κάθε εξέτασης:

$$D_{eff-CT} = DLP \cdot CF$$

Σε περιπτώσεις ασθενών που εκτελέστηκε παραπάνω της μίας αξονικής σάρωσης κατά την εξέτασή τους, η ενεργός δόση υπολογίστηκε ως το άθροισμα των ενεργών δόσεων των επιμέρους σαρώσεων της εξέτασης.

Πίνακας 3 - Συντελεστές Μετατροπής DLP σε Ενεργό Δόση (Shrimpton et al. 2015)	
Εξέταση	CF ($mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$)
Κεφαλή	0,0020
Αυχενική μοίρα της σπονδυλικής στήλης	0,0057
Θώρακας	0,027
Θώρακας – υψηλή ανάλυση	0,027
CTPA	0,027
Κοιλιά	0,024
Κοιλιά - λεκάνη	0,020
Θώρακας – κοιλιά - λεκάνη	0,020

Για κάθε εξέταση χρησιμοποιήθηκαν οι προτεινόμενοι συντελεστές μετατροπής που αφορούν τη περιοχή σάρωσης. Πιο συγκεκριμένα για την εξέταση αιμάτωσης μυοκαρδίου χρησιμοποιήθηκαν οι συντελεστές μετατροπής που προτείνονται για χρήση σε αξονική σάρωση θώρακα ή υψηλής ανάλυσης σάρωση θώρακα ή CTPA. Για την εξέταση παραθυρεοειδών αδένων χρησιμοποιήθηκαν οι συντελεστές μετατροπής που προτείνονται για χρήση σε αξονική σάρωση της αυχενικής μοίρας της σπονδυλικής στήλης (cervical spine). Τέλος στην εξέταση οστών οι ιατροί επέλεξαν διαφορετική περιοχή σάρωσης ανάλογα με τα ευρήματα που προκύπταν από το SPECT κομμάτι της εξέτασης. Για αυτό τον λόγο για την εξέταση των οστών χρησιμοποιήθηκαν οι συντελεστές που αφορούν στην περιοχή που έγινε η εκάστοτε σάρωση.

7. Αποτελέσματα

Παρακάτω παρατίθενται τα αποτελέσματα της ανάλυσης των δεδομένων, η οποία αναφέρθηκε στη προηγούμενη ενότητα. Τα αποτελέσματα που παρουσιάζονται αφορούν στις εξετάσεις SPECT-CT (αιμάτωσης μυοκαρδίου, οστών και παραθυρεοειδών αδένων) και στις εξετάσεις SPECT (αιμάτωσης μυοκαρδίου, οστών). Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται ανά εξέταση και περιλαμβάνουν για κάθε περίπτωση:

- κάποια στατιστικά στοιχεία του δείγματος πληθυσμού που συμμετείχε,
- χορηγούμενη ενεργότητα,
- χορηγούμενη ενεργότητα ανά βάρος,
- DLP και CTDIvol,
- απορροφούμενες δόσεις των οργάνων λόγω του ραδιοφαρμάκου,
- μέση ενεργό δόση ασθενών.

Στη συνέχεια παρατίθενται συγκεντρωτικά οι τελικές τυπικές τιμές των ποσοτήτων ΔΕΑ για κάθε εξέταση (SPECT-CT αιμάτωσης μυοκαρδίου, οστών και παραθυρεοειδών αδένων, SPECT αιμάτωσης μυοκαρδίου και οστών).

Τα αποτελέσματα που αναφέρονται ως «SPECT» αφορούν στους ασθενείς που υποβλήθηκαν σε SPECT εξέταση (είτε τελικά υποβλήθηκαν και σε CT είτε όχι), ενώ εκείνα που αναφέρονται ως «SPECT-CT» αφορούν στους ασθενείς που υποβλήθηκαν μόνο σε SPECT-CT εξέταση. Αυτό γίνεται διότι θεωρείται πως η δόση των ασθενών που οφείλεται στα ραδιοφάρμακα εξετάσεων SPECT ταυτίζεται με εκείνη όπως υπολογίζεται για όλους τους ασθενείς κάθε εξέτασης (είτε μόνο SPECT είτε SPECT-CT), όπως άλλωστε εξηγήθηκε στη προηγούμενη ενότητα της ανάλυσης δεδομένων.

7.1 Δείγμα Ασθενών και Συχνότητα CT Σάρωσης σε εξετάσεις SPECT

Μέσω των δεδομένων που αποκτήθηκαν για τον υπολογισμό των τυπικών τιμών των ποσοτήτων ΔΕΑ των εξετάσεων SPECT και SPECT-CT στο ΠΑΓΝΗ, μπορούν να εξαχθούν και κάποια στατιστικά αποτελέσματα που αφορούν στη συχνότητα στην οποία εκτελείται αξονική σάρωση κατόπιν της SPECT σάρωσης του ασθενούς, στο τμήμα Πυρηνικής Ιατρικής του ΠΑΓΝΗ.

Από τους συνολικά 84 ασθενείς που υποβλήθηκαν σε εξέταση SPECT αιμάτωσης μυοκαρδίου, στους 47 εκτελέστηκε και αξονική σάρωση.

Τα αποτελέσματα του ποσοστού των εξεταζόμενων που υποβλήθηκαν σε SPECT-CT οστών και των εξεταζόμενων που υποβλήθηκαν σε SPECT οστών, υπολογίστηκαν επί συνόλου 46 εξεταζόμενων και όχι 56 (των οποίων οι χορηγούμενες ενεργότητες μετρήθηκαν). Αυτό συνέβη διότι δεν ήταν δυνατόν να προσδιοριστεί για 10 άτομα αν υποβλήθηκαν σε αξονική σάρωση ή όχι, επομένως οι 10 αυτοί αποκλείστηκαν από τον υπολογισμό των συγκεκριμένων ποσοστών.

Όλοι οι ασθενείς υποβλήθηκαν σε SPECT-CT εξέταση παραθυρεοειδών αδένων. Παρόλα αυτά μόνο για τους 7 από τους 11 σε σύνολο ασθενείς ήταν γνωστά τα στοιχεία δοσιμετρίας από την αξονική τομογραφία. Η στατιστική ανάλυση των δεδομένων της ενεργότητας έγινε για δύο σύνολα ασθενών. Ένα 11 ασθενών των οποίων μετρήθηκε η χορηγούμενη ενεργότητα και σημειώνεται με την ένδειξη «B». Και ένα 7 ασθενών (υποσύνολο του συνόλου B) των οποίων ήταν γνωστά τα στοιχεία δοσιμετρίας CT και σημειώνεται με την ένδειξη «A». Ο λόγος που έγινε αυτός ο διαχωρισμός είναι ώστε αν χρησιμοποιηθούν τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας σε κάποια μελλοντική μελέτη, να είναι δυνατή η επιλογή ανάμεσα στα δύο σύνολα ασθενών, ανάλογα με τις απαιτήσεις της εκάστοτε μελέτης στο ποιοι ασθενείς θα συμπεριληφθούν σε αυτήν. Τα αποτελέσματα του ποσοστού των εξεταζόμενων που υποβλήθηκαν σε SPECT-CT παραθυρεοειδών και των εξεταζόμενων που υποβλήθηκαν σε SPECT παραθυρεοειδών, υπολογίστηκαν βάση του συνόλου «A» των 7 ασθενών.

Σύνολα ασθενών βάση των οποίων προκύπτουν τα αποτελέσματα για κάθε εξέταση			
Εξέταση:	Αιμάτωσης Μυοκαρδίου	Οστών	Παραθυρεοειδών αδένων
SPECT	84	56	11
SPECT-CT	37	22	7

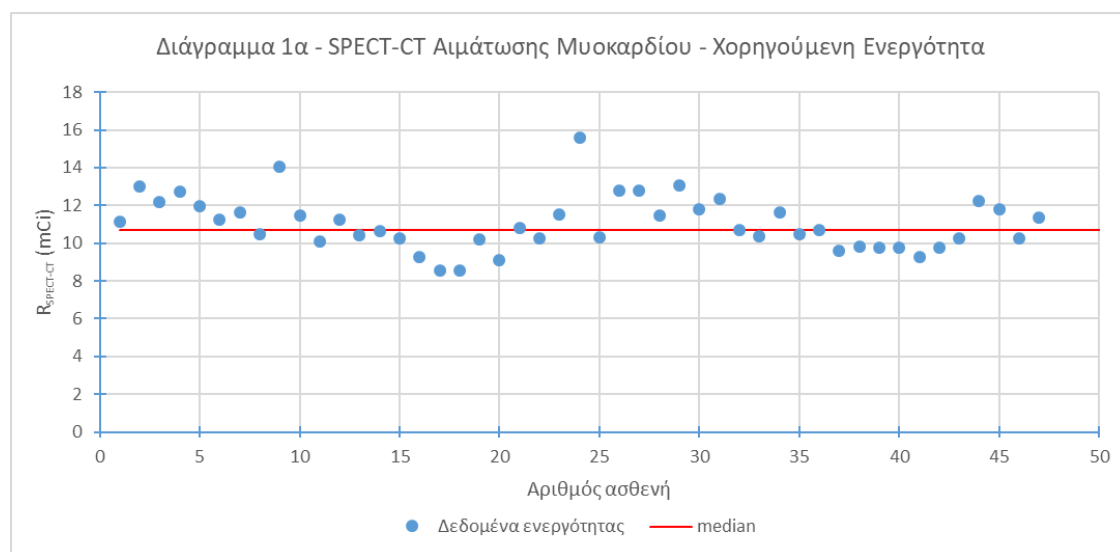
Ποσοστό SPECT-CT επί συνόλου SPECT για κάθε εξέταση			
Εξέταση:	Αιμάτωσης Μυοκαρδίου	Οστών	Παραθυρεοειδών αδένων
Ποσοστό εκτέλεσης CT σάρωσης για κάθε εξέταση	56%	48%	100%

7.2 Αποτελέσματα Στατιστικής Ανάλυσης

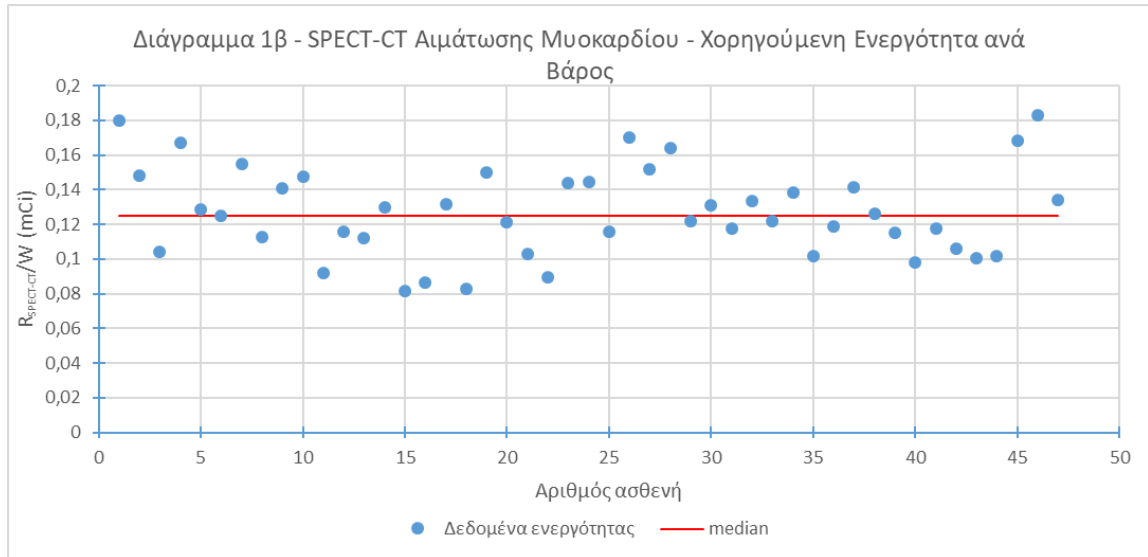
7.2.1 Εξέταση SPECT-CT Αιμάτωσης Μυοκαρδίου

Πίνακας 4α – SPECT-CT Αιμάτωσης Μυοκαρδίου – Στατιστικά δείγματος εξεταζόμενων					
Σύνολο ασθενών	Μέση ηλικία (έτη)	Μέσο βάρος (kg)	Μέσο ύψος (m)	Άνδρες (% του συνόλου)	Γυναίκες (% του συνόλου)
47	56,4	89,4	1,75	46 (98%)	1 (2%)

Πίνακας 4β – SPECT-CT Αιμάτωσης Μυοκαρδίου – Χορηγούμενη ενεργότητα						
Ενεργότητα R (mCi)						
Διάμεση τιμή	Μέσος όρος	STDEV	25° εκατοστό	75° εκατοστό	Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή
10,72	11,04	1,42	10,22	11,89	8,54	15,60



Πίνακας 4γ – SPECT-CT Αιμάτωσης Μυοκαρδίου – Χορηγούμενη ενεργότητα ανά βάρος						
Ενεργότητα ανά βάρος R/W (mCi·kg ⁻¹)						
Διάμεση τιμή	Μέσος όρος	STDEV	25° εκατοστό	75° εκατοστό	Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή
0,125	0,127	0,025	0,109	0,144	0,081	0,183



CTDIvol (mGy)	1,51
DLP (mGy·cm)	65,4

Πίνακας 4ε – SPECT-CT Αιμάτωση μυοκαρδίου
Απορροφούμενη Δόση – Sestamibi κόπωση (ICRP 128)

Όργανο - Ιστός	Απορροφούμενη Δόση ανά μονάδα Ενεργότητας (mGy · MBq ⁻¹)	Μέση Απορροφούμενη Δόση (mGy)
Επινεφρίδια	0,0066	2,62
Επιφάνεια οστών	0,0078	3,09
Εγκέφαλος	0,0044	1,74
Στήθος	0,0034	1,35
Τοίχωμα χοληδόχου κύστης	0,033	13,08
Τοίχωμα στομάχου	0,0059	2,34
Τοίχωμα λεπτού εντέρου	0,012	4,76
Τοίχωμα παχέος εντέρου	0,013	5,15
Άνω τοίχωμα παχέος εντέρου	0,022	8,72
Κάτω τοίχωμα παχέος εντέρου	0,016	6,34
Τοίχωμα καρδιάς	0,0072	2,85
Νεφρά	0,026	10,31
Συκώτι	0,0092	3,65
Πνεύμονες	0,0044	1,74
Μύες	0,0032	1,27
Οισοφάγος	0,004	1,59
Ωοθήκες	0,0081	3,21
Πάγκρεας	0,0069	2,74
Μυελός των οστών	0,005	1,98
Σιελογόνοι αδένες	0,0092	3,65
Δέρμα	0,0029	1,15
Σπλήνα	0,0058	2,30
Όρχεις	0,0037	1,47
Θύμος αδένας	0,004	1,59
Θυροειδής	0,0044	1,74
Τοίχωμα ουροδόχου κύστης	0,0098	3,89
Μήτρα	0,0072	2,85
Λοιπά όργανα	0,0033	1,31

Πίνακας 4ζ – SPECT-CT Αιμάτωση Μυοκαρδίου – Ενεργός Δόση SPECT			
Ενεργός Δόση ανά μονάδα Ενεργότητας Tc-99m Sestamibi κόπωση (mSv · MBq ⁻¹)	Ενεργός Δόση (mSv)		
	Διάμεση τιμή	Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή
0,0079	3,13	2,50	4,56

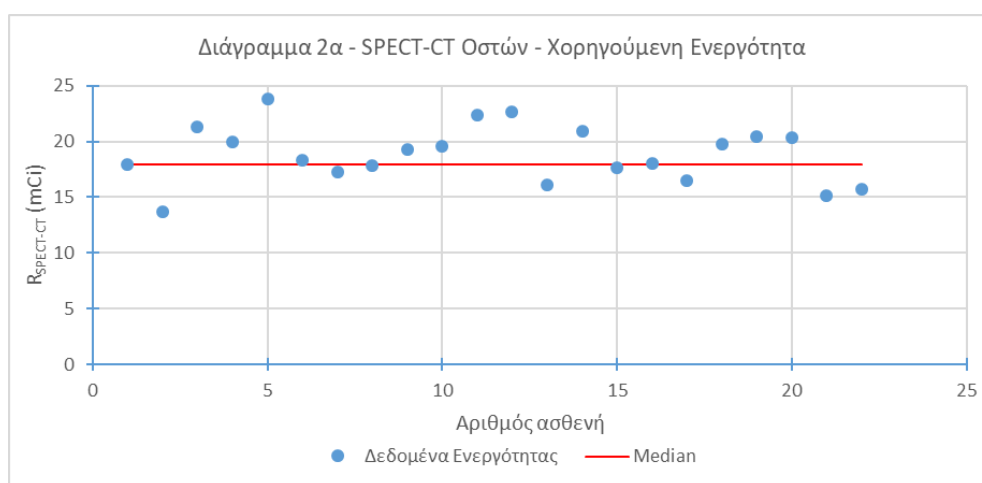
Πίνακας 4η – SPECT-CT Αιμάτωση Μυοκαρδίου - Ενεργός Δόση CT		
CF θώρακα (mSv · mGy ⁻¹ · cm ⁻¹)	DLP (mGy·cm)	Ενεργός Δόση (mSv)
0,027	65,4	1,77

Πίνακας 4θ – SPECT-CT Αιμάτωση Μυοκαρδίου – Συνολική Ενεργός Δόση	
Εξέταση	Μέση Ενεργός Δόση (mSv)
SPECT	3,13 (64%)
CT	1,77 (36%)
SPECT-CT	4,90

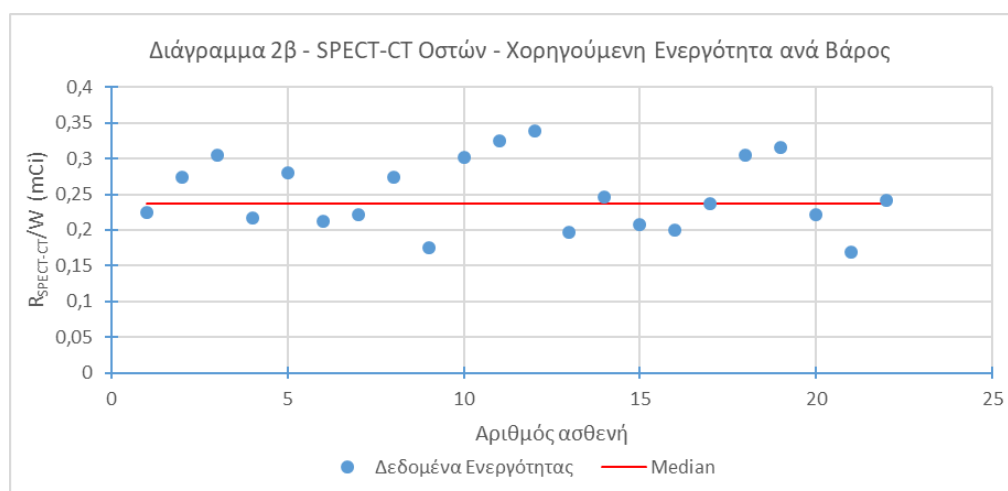
7.2.2 Εξέταση SPECT-CT οστών

Πίνακας 5α – SPECT-CT Οστών– Στατιστικά δείγματα εξεταζόμενων					
Σύνολο ασθενών	Μέση ηλικία (έτη)	Μέσο βάρος (kg)	Μέσο ύψος (m)	Άνδρες (% του συνόλου)	Γυναίκες (% του συνόλου)
22	74,0	77,5	1,68	16 (73%)	6 (27%)

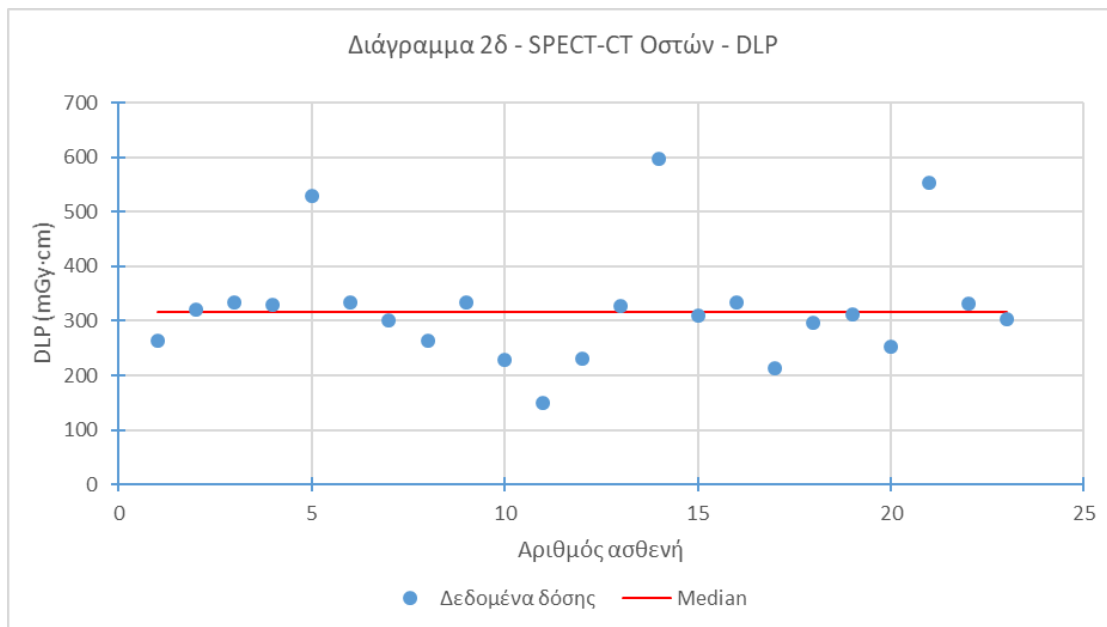
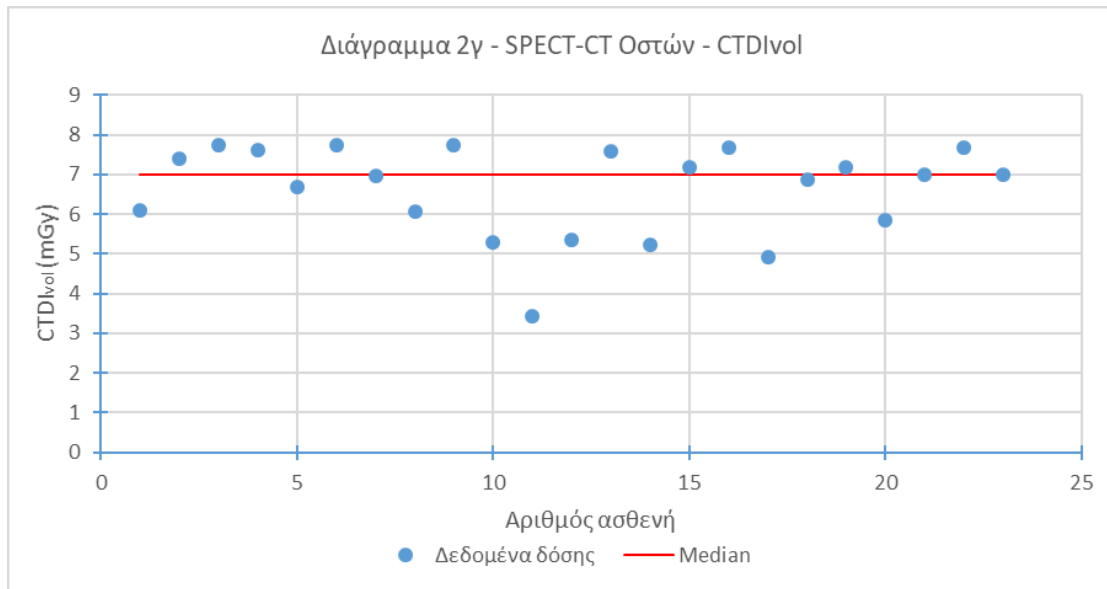
Πίνακας 5β – SPECT-CT Οστών – Χορηγούμενη ενεργότητα						
Ενεργότητα R (mCi)						
Διάμεση τιμή	Μέσος όρος	STDEV	25° εκατοστό	75° εκατοστό	Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή
18,76	18,84	2,57	17,33	20,44	13,69	23,80



Πίνακας 5γ – SPECT-CT Οστών – Χορηγούμενη ενεργότητα ανά βάρος						
Ενεργότητα ανά βάρος R/W (mCi·kg ⁻¹)						
Διάμεση τιμή	Μέσος όρος	STDEV	25° εκατοστό	75° εκατοστό	Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή
0,239	0,249	0,050	0,213	0,295	0,168	0,338



Πίνακας 5δ – SPECT-CT Οστών – Δοσιμετρία CT							
Ποσότητα	Διάμεση τιμή	Μέσος όρος	STDEV	25° εκατοστό	75° εκατοστό	Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή
CTDIvol (mGy)	7,01	6,60	3,64	5,96	7,60	3,44	18,84
DLP (mGy·cm)	315	324	107	263	333	148	595



Πίνακας 5ε –SPECT-CT Οστών – Απορροφούμενη Δόση –HDP (ICRP 80)		
Όργανο - Ιστός	Απορροφούμενη Δόση ανά μονάδα Ενεργότητας (mGy · MBq ⁻¹)	Μέση Απορροφούμενη Δόση (mGy)
Επινεφρίδια	0,0021	1,46
Επιφάνεια οστών	0,063	43,74
Εγκέφαλος	0,0017	1,18
Στήθος	0,00071	0,49
Τοίχωμα χοληδόχου κύστης	0,0014	0,97
Τοίχωμα στομάχου	0,0012	0,83
Τοίχωμα λεπτού εντέρου	0,0023	1,60
Τοίχωμα παχέος εντέρου	0,0027	1,87
Άνω τοίχωμα παχέος εντέρου	0,0019	1,32
Κάτω τοίχωμα παχέος εντέρου	0,0038	2,64
Τοίχωμα καρδιάς	0,0012	0,83
Νεφρά	0,0073	5,07
Συκώτι	0,0012	0,83
Πνεύμονες	0,0013	0,90
Μύες	0,0019	1,32
Οισοφάγος	0,001	0,69
Ωοθήκες	0,0036	2,50
Πάγκρεας	0,0016	1,11
Μυελός των οστών	0,0092	6,39
Δέρμα	0,001	0,69
Σπλήνα	0,0014	0,97
Όρχεις	0,0024	1,67
Θύμος αδένας	0,001	0,69
Θυροειδής	0,0013	0,90
Τοίχωμα ουροδόχου κύστης	0,048	33,33
Μήτρα	0,0063	4,37
Λοιπά όργανα	0,0019	1,32

Πίνακας 5ζ –SPECT-CT Οστών – Απορροφούμενη Δόση –HDP (ICRP 128)		
Όργανο - Ιστός	Απορροφούμενη Δόση ανά μονάδα Ενεργότητας (mGy · MBq ⁻¹)	Μέση Απορροφούμενη Δόση (mGy)
Επινεφρίδια	0,0021	1,46
Επιφάνεια οστών	0,034	23,61
Εγκέφαλος	0,0017	1,18
Στήθος	0,00069	0,48
Τοίχωμα χοληδόχου κύστης	0,0014	0,97
Τοίχωμα στομάχου	0,0012	0,83
Τοίχωμα λεπτού εντέρου	0,0022	1,53
Τοίχωμα παχέος εντέρου	0,0027	1,87
Άνω τοίχωμα παχέος εντέρου	0,0019	1,32
Κάτω τοίχωμα παχέος εντέρου	0,0038	2,64
Τοίχωμα καρδιάς	0,0012	0,83
Νεφρά	0,0072	5,00
Συκώτι	0,0012	0,83
Πνεύμονες	0,0012	0,83
Μύες	0,0018	1,25
Οισοφάγος	0,001	0,69
Ωοθήκες	0,0036	2,50
Πάγκρεας	0,0016	1,11
Μυελός των οστών	0,0059	4,10
Δέρμα	0,00099	0,69
Σπλήνα	0,0014	0,97
Όρχεις	0,0024	1,67
Θύμος αδένας	0,001	0,69
Θυροειδής	0,0013	0,90
Τοίχωμα ουροδόχου κύστης	0,047	32,63
Μήτρα	0,0062	4,30
Λοιπά όργανα	0,0019	1,32

Πίνακας 5η – SPECT-CT Οστών – Ενεργός Δόση – SPECT				
ICRP publication	Ενεργός Δόση ανά μονάδα Ενεργότητας Tc-99m HDP (mSv · MBq ⁻¹)	Ενεργός Δόση (mSv)		
		Διάμεση τιμή	Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή
ICRP 80 (1991)	0,0057	3,96	2,89	5,02
ICRP 128 (2007)	0,0049	3,40	2,48	4,31

Πίνακας 5θ – SPECT-CT Οστών – Ενεργός Δόση – CT		
Ενεργός Δόση (mSv)		
Διάμεση τιμή	Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή
8,52	0,85	14,24

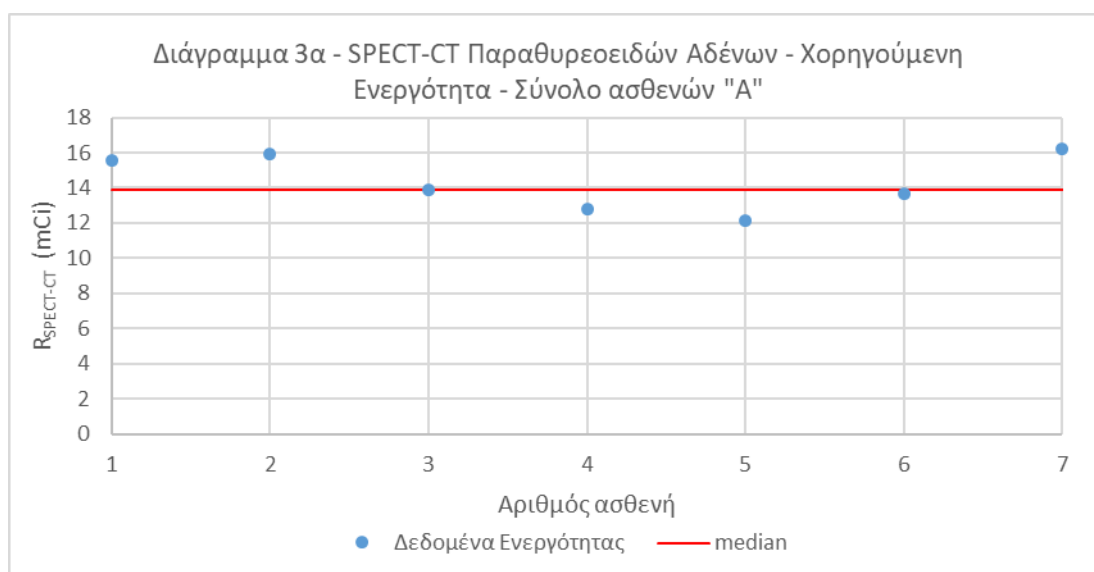
Πίνακας 5ι – SPECT-CT Οστών – Συνολική Ενεργός Δόση		
Εξέταση	Μέση Ενεργός Δόση (mSv)	
	ICRP 80	ICRP 128
SPECT	3,96 (32%)	3,40 (29%)
CT	8,52 (68%)	8,52 (71%)
SPECT-CT	12,48	11,92

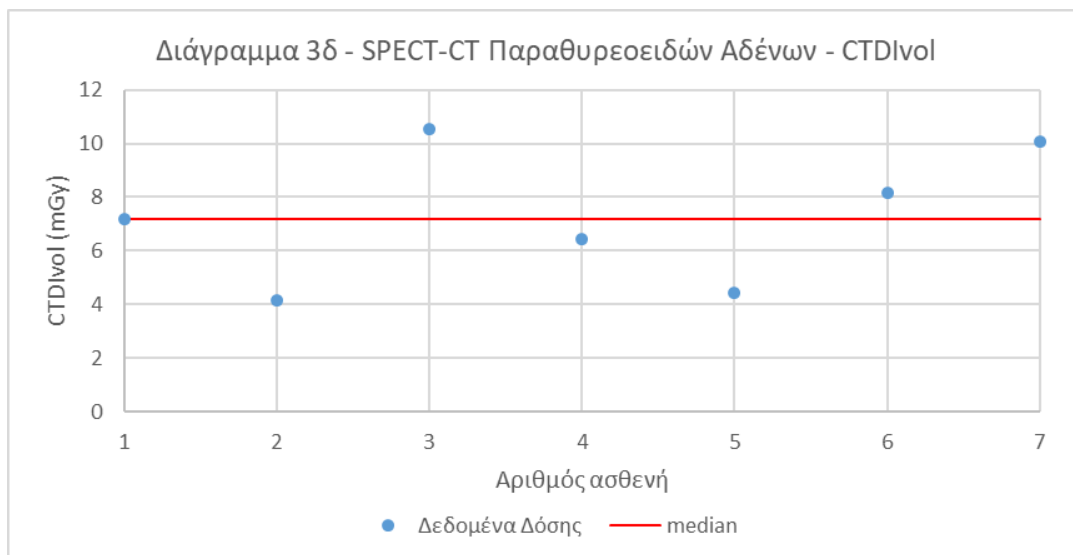
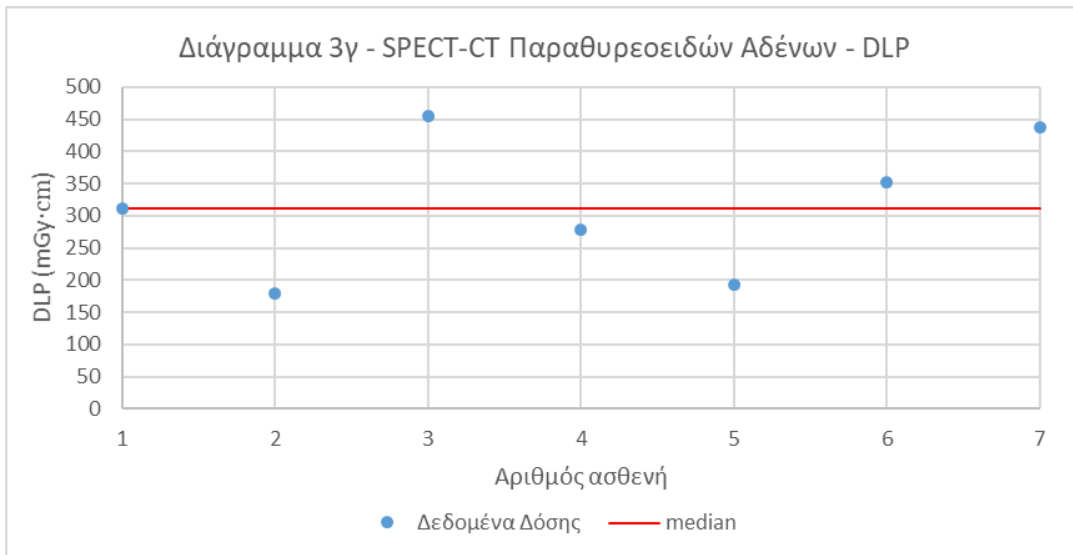
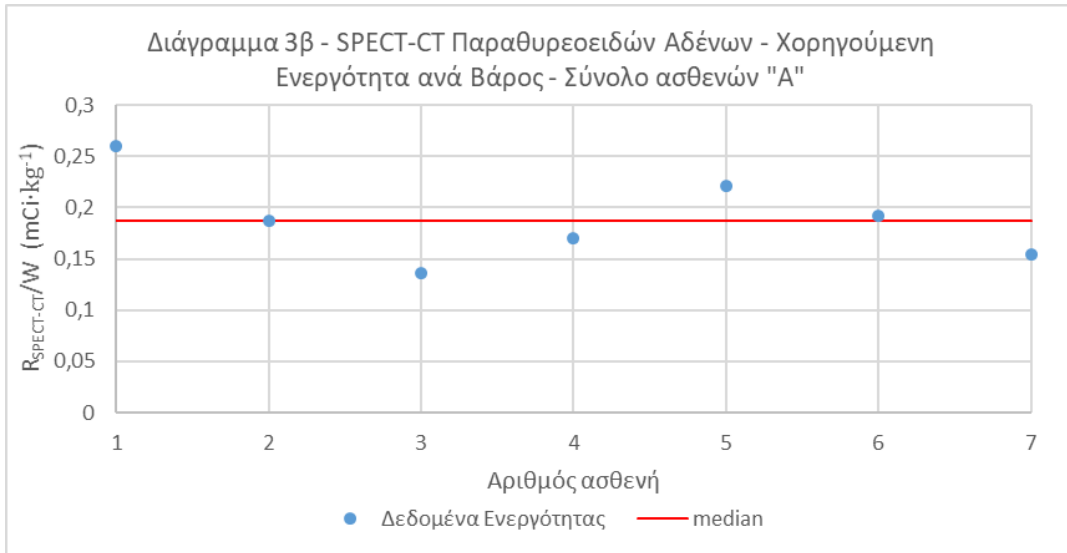
7.2.3 Εξέταση SPECT-CT παραθυροειδών αδένων

Όλοι οι ασθενείς υποβλήθηκαν σε SPECT-CT εξέταση παραθυροειδών αδένων. Παρόλα αυτά μόνο για τους 7 από τους 11 σε σύνολο ασθενείς ήταν γνωστά τα στοιχεία δοσιμετρίας από την αξονική τομογραφία. Επιλέχθηκε λοιπόν να παρουσιαστεί σε αυτήν την ενότητα η στατιστική ανάλυση των δεδομένων για δύο σύνολα ασθενών: ένα 11 ασθενών των οποίων μετρήθηκε η χορηγούμενη ενεργότητα και σημειώνεται με την ένδειξη «B». Και ένα 7 ασθενών (υποσύνολο του συνόλου B) των οποίων ήταν γνωστά τα στοιχεία δοσιμετρίας CT και σημειώνεται με την ένδειξη «A». Ο λόγος που έγινε αυτός ο διαχωρισμός είναι ώστε αν χρησιμοποιηθούν τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας σε κάποια μελλοντική μελέτη, να είναι δυνατή η επιλογή ανάμεσα στα δύο σύνολα ασθενών, ανάλογα με τις απαιτήσεις της εκάστοτε μελέτης στο ποιοι ασθενείς θα συμπεριληφθούν σε αυτήν.

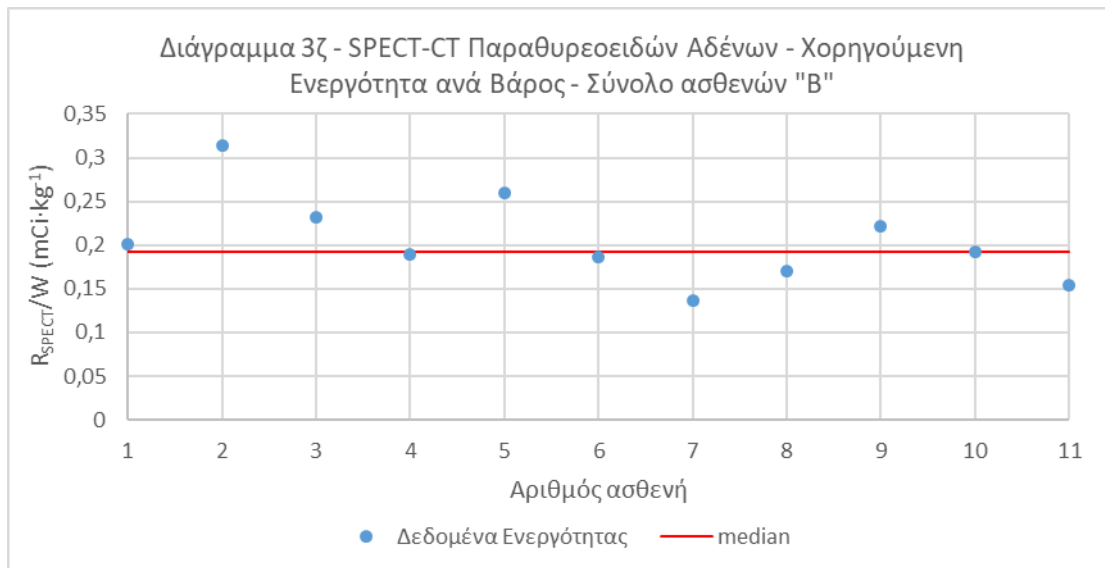
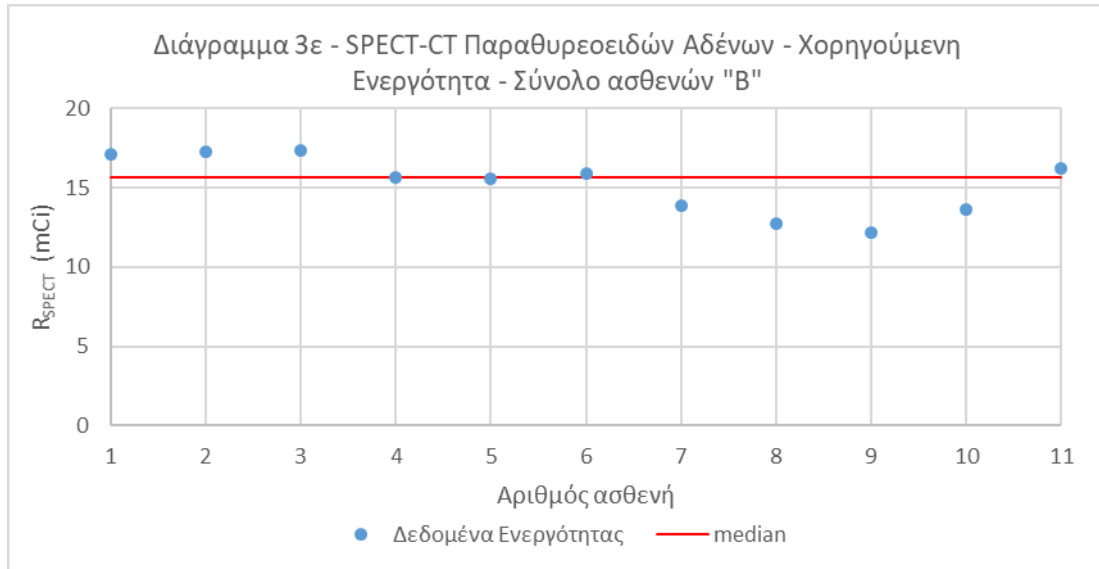
Πίνακας 6α – SPECT-CT Παραθυροειδών αδένων – Στατιστικά δείγματα εξεταζόμενων					
Σύνολο	Σύνολο ασθενών	Μέσο βάρος (kg)	Μέσο ύψος (m)	Άνδρες (% του συνόλου)	Γυναίκες (% του συνόλου)
A	7	79	1,66	2 (29%)	5 (71%)
B	11	77	1,67	3 (27%)	8 (73%)

Πίνακας 6β – SPECT-CT Παραθυροειδών αδένων – Σύνολο 7 ασθενών, «A»							
Ποσότητα	Διάμεση τιμή	Μέσος όρος	STDEV	25° εκατοστό	75° εκατοστό	Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή
R (mCi)	13,90	14,32	1,59	13,22	14,90	12,18	16,20
R/W (mCi/kg)	0,187	0,189	0,042	0,162	0,190	0,136	0,260
CTDIvol (mGy)	4,01	3,92	1,07	3,19	4,86	2,2	5,41
DLP (mGy·cm)	173,8	169,7	46,1	138,0	210,5	65,3	234,1





Πίνακας 6γ – SPECT-CT Παραθυροειδών αδένων – Σύνολο 11 ασθενών, «B»							
Ποσότητα	Διάμεση τιμή	Μέσος όρος	STDEV	25° εκατοστό	75° εκατοστό	Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή
R (mCi)	15,66	15,24	1,83	13,78	16,65	12,18	17,36
R/W (mCi/kg)	0,192	0,205	0,050	0,179	0,226	0,136	0,314



Πίνακας 6δ – SPECT-CT Παραθυρεοειδών αδένων – Απορροφούμενη Δόση– Sestamibi ηρεμία (ICRP 128)			
Όργανο - Ιστός	Απορροφούμενη Δόση ανά μονάδα Ενεργότητας (mGy · MBq ⁻¹)	Μέση Απορροφούμενη Δόση (mGy)	
		Σύνολο 7 ασθενών, «Α»	Σύνολο 11 ασθενών, «Β»
Επινεφρίδια	0,0066	3,86	4,34
Επιφάνεια οστών	0,0078	4,22	4,75
Εγκέφαλος	0,0044	2,67	3,01
Στήθος	0,0034	1,95	2,20
Τοίχωμα χοληδόχου κύστης	0,033	20,06	22,59
Τοίχωμα στομάχου	0,0059	3,34	3,77
Τοίχωμα λεπτού εντέρου	0,012	7,72	8,69
Τοίχωμα παχέος εντέρου	0,013	12,35	13,90
Άνω τοίχωμα παχέος εντέρου	0,022	13,89	15,64
Κάτω τοίχωμα παχέος εντέρου	0,016	9,77	11,01
Τοίχωμα καρδιάς	0,0072	3,24	3,65
Νεφρά	0,026	18,52	20,85
Συκώτι	0,0092	5,66	6,37
Πνεύμονες	0,0044	2,37	2,66
Μύες	0,0032	1,49	1,68
Οισοφάγος	0,004	2,11	2,38
Ωοθήκες	0,0081	4,68	5,27
Πάγκρεας	0,0069	3,96	4,46
Μυελός των οστών	0,005	2,83	3,19
Σιελογόνοι αδένες	0,0092	7,20	8,11
Δέρμα	0,0029	1,59	1,80
Σπλήνα	0,0058	3,34	3,77
Όρχεις	0,0037	1,95	2,20
Θύμος αδένας	0,004	2,11	2,38
Θυροειδής	0,0044	2,73	3,07
Τοίχωμα ουροδόχου κύστης	0,0098	5,66	6,37
Μήτρα	0,0072	4,01	4,52
Λοιπά όργανα	0,0033	1,59	1,80

Πίνακας 6ε – Ενεργός Δόση – Παραθυροειδείς αδένες – SPECT				
Ενεργός Δόση ανά μονάδα Ενεργότητας Tc-99m Sestamibi ηρεμία (mSv · MBq ⁻¹)	Σύνολο ασθενών	Ενεργός Δόση (mSv)		
		Διάμεση τιμή	Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή
0,0090	«Α»	4,63	4,05	5,33
	«Β»	5,21	4,05	5,78

Πίνακας 6ζ – Ενεργός Δόση – Παραθυροειδείς αδένες - CT		
CF Αυχενική μοίρα της σπονδυλικής στήλης (mSv · mGy ⁻¹ · cm ⁻¹)	Διάμεση Τιμή DLP (mGy·cm)	Μέση Ενεργός Δόση (mSv)
0,0057	173,8	0,99

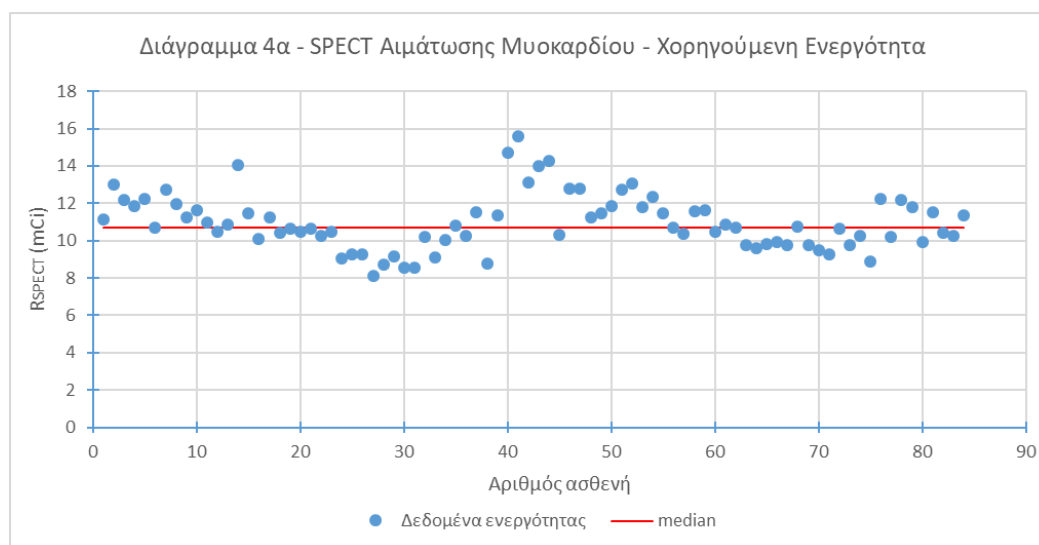
Πίνακας 6η – SPECT-CT Παραθυροειδών αδένων – Μέση Συνολική Ενεργός Δόση		
Εξέταση	Μέση Ενεργός Δόση (mSv)	
	Σύνολο 7 ασθενών, «Α»	Σύνολο 11 ασθενών, «Β»
SPECT	4,63 (82%)	5,21 (84%)
CT	0,99 (18%)	0,99 (16%)
SPECT-CT	5,62	6,20

Παρακάτω θα χρησιμοποιηθούν τα αποτελέσματα Συνολικής Ενεργού Δόσης των ασθενών από εξετάσεις SPECT-CT, όπως προέκυψαν με χρήση της διάμεσης τιμής της χορηγούμενης ενεργότητας του συνόλου «Β», 11 ασθενών. Αυτή η επιλογή έγινε ώστε να προκύψει η μεγαλύτερη δυνατή ακρίβεια στα αποτελέσματα μέσω της χρήσης όσο το δυνατόν περισσότερων δεδομένων.

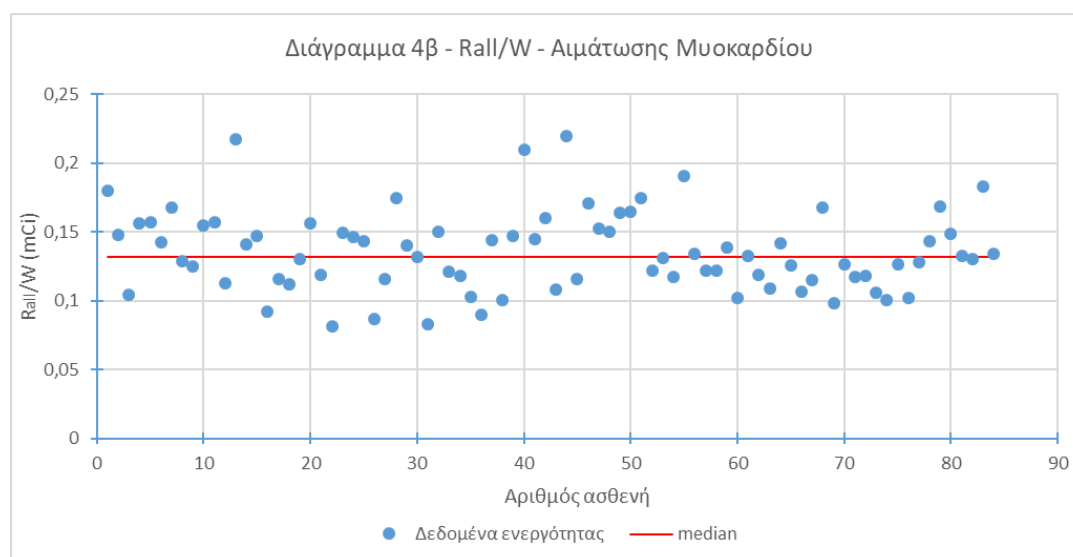
7.2.4 Εξέταση SPECT Αιμάτωσης Μυοκαρδίου

Πίνακας 7α – SPECT Αιμάτωσης Μυοκαρδίου – Στατιστικά δείγματα εξεταζόμενων					
Σύνολο ασθενών	Μέση ηλικία (έτη)	Μέσο βάρος (kg)	Μέσο ύψος (m)	Άνδρες (% του συνόλου)	Γυναίκες (% του συνόλου)
84	55,5	83,6	1,70	55 (65%)	29 (35%)

Πίνακας 7β – SPECT Αιμάτωσης Μυοκαρδίου – Χορηγούμενη ενεργότητα						
Ενεργότητα R (mCi)						
Διάμεση τιμή	Μέσος όρος	STDEV	25° εκατοστό	75° εκατοστό	Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή
10,71	10,96	1,48	10,01	11,80	8,11	15,60



Πίνακας 7γ – SPECT Αιμάτωσης Μυοκαρδίου – Χορηγούμενη ενεργότητα ανά βάρος						
Ενεργότητα ανά βάρος R/W (mCi·kg ⁻¹)						
Διάμεση τιμή	Μέσος όρος	STDEV	25° εκατοστό	75° εκατοστό	Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή
0,132	0,136	0,029	0,116	0,150	0,081	0,220



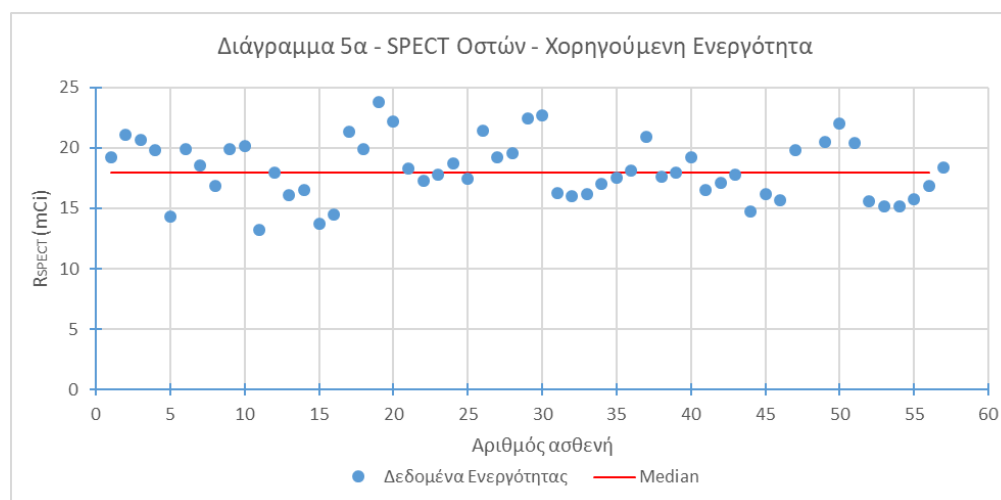
Πίνακας 7δ – Απορροφούμενη Δόση – SPECT Αιμάτωση μυοκαρδίου – Tc-99m Sestamibi κόπωση (ICRP 128)		
Όργανο - Ιστός	Απορροφούμενη Δόση ανά μονάδα Ενεργότητας (mGy · MBq ⁻¹)	Μέση Απορροφούμενη Δόση (mGy)
Επινεφρίδια	0,0066	2,62
Επιφάνεια οστών	0,0078	3,09
Εγκέφαλος	0,0044	1,74
Στήθος	0,0034	1,35
Τοίχωμα χοληδόχου κύστης	0,033	13,08
Τοίχωμα στομάχου	0,0059	2,34
Τοίχωμα λεπτού εντέρου	0,012	4,75
Τοίχωμα παχέος εντέρου	0,013	5,15
Άνω τοίχωμα παχέος εντέρου	0,022	8,72
Κάτω τοίχωμα παχέος εντέρου	0,016	6,34
Τοίχωμα καρδιάς	0,0072	2,85
Νεφρά	0,026	10,30
Συκώτι	0,0092	3,65
Πνεύμονες	0,0044	1,74
Μύες	0,0032	1,27
Οισοφάγος	0,004	1,58
Ωοθήκες	0,0081	3,21
Πάγκρεας	0,0069	2,73
Μυελός των οστών	0,005	1,98
Σιελογόνοι αδένες	0,0092	3,65
Δέρμα	0,0029	1,15
Σπλήνα	0,0058	2,30
Όρχεις	0,0037	1,47
Θύμος αδένας	0,004	1,58
Θυροειδής	0,0044	1,74
Τοίχωμα ουροδόχου κύστης	0,0098	3,88
Μήτρα	0,0072	2,85
Λοιπά όργανα	0,0033	1,31

Πίνακας 7ε – Ενεργός Δόση – SPECT Αιμάτωση Μυοκαρδίου			
Ενεργός Δόση ανά μονάδα Ενεργότητας Tc-99m Sestamibi κόπωση (mSv · MBq ⁻¹)	Ενεργός Δόση (mSv)		
	Διάμεση τιμή	Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή
0,0079	3,13	2,37	4,56

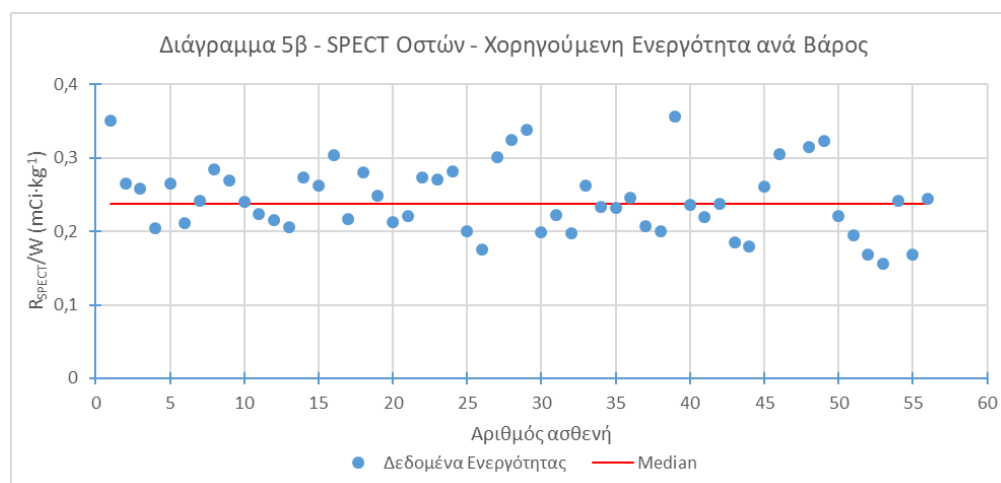
7.2.5 Εξέταση SPECT Οστών

Πίνακας 8α – SPECT Οστών– Στατιστικά δείγματος εξεταζόμενων				
Σύνολο ασθενών	Μέση ηλικία (έτη)	Μέσο βάρος (kg)	Άνδρες	Γυναίκες
56	69.5	76.2	32 (57%)	24 (43%)

Πίνακας 8β – SPECT Οστών – Χορηγούμενη Ενεργότητα						
Ενεργότητα R (mCi)						
Διάμεση τιμή	Μέσος όρος	STDEV	25° εκατοστό	75° εκατοστό	Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή
17,95	18,19	2,47	16,25	19,92	13,19	23,80



Πίνακας 8γ – SPECT Οστών – Χορηγούμενη Ενεργότητα ανά Βάρος						
Ενεργότητα ανά βάρος R/W ($mCi \cdot kg^{-1}$)						
Διάμεση τιμή	Μέσος όρος	STDEV	25° εκατοστό	75° εκατοστό	Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή
0,240	0,244	0,048	0,209	0,272	0,156	0,357



Πίνακας 8δ – Μέση Απορροφούμενη Δόση – SPECT Οστών – Tc-99m HDP (ICRP 80)		
Όργανο - Ιστός	Απορροφούμενη Δόση ανά μονάδα Ενεργότητας (mGy · MBq ⁻¹)	Μέση Απορροφούμενη Δόση (mGy)
Επινεφρίδια	0,0021	1,39
Επιφάνεια οστών	0,063	41,84
Εγκέφαλος	0,0017	1,13
Στήθος	0,00071	0,47
Τοίχωμα χοληδόχου κύστης	0,0014	0,93
Τοίχωμα στομάχου	0,0012	0,80
Τοίχωμα λεπτού εντέρου	0,0023	1,53
Τοίχωμα παχέος εντέρου	0,0027	1,79
Άνω τοίχωμα παχέος εντέρου	0,0019	1,26
Κάτω τοίχωμα παχέος εντέρου	0,0038	2,52
Τοίχωμα καρδιάς	0,0012	0,80
Νεφρά	0,0073	4,85
Συκώτι	0,0012	0,80
Πνεύμονες	0,0013	0,86
Μύες	0,0019	1,26
Οισοφάγος	0,001	0,66
Ωοθήκες	0,0036	2,39
Πάγκρεας	0,0016	1,06
Μυελός των οστών	0,0092	6,11
Δέρμα	0,001	0,66
Σπλήνα	0,0014	0,93
Όρχεις	0,0024	1,59
Θύμος αδένας	0,001	0,66
Θυροειδής	0,0013	0,86
Τοίχωμα ουροδόχου κύστης	0,048	31,88
Μήτρα	0,0063	4,18
Λοιπά όργανα	0,0019	1,26

Πίνακας 8ε – Μέση Απορροφούμενη Δόση – SPECT Οστών – Tc-99m HDP (ICRP 128)		
Όργανο - Ιστός	Απορροφούμενη Δόση ανά μονάδα Ενεργότητας (mGy · MBq ⁻¹)	Απορροφούμενη Δόση (mGy)
Επινεφρίδια	0,0021	1,39
Επιφάνεια οστών	0,034	22,58
Εγκέφαλος	0,0017	1,13
Στήθος	0,00069	0,46
Τοίχωμα χοληδόχου κύστης	0,0014	0,93
Τοίχωμα στομάχου	0,0012	0,80
Τοίχωμα λεπτού εντέρου	0,0022	1,46
Τοίχωμα παχέος εντέρου	0,0027	1,79
Άνω τοίχωμα παχέος εντέρου	0,0019	1,26
Κάτω τοίχωμα παχέος εντέρου	0,0038	2,52
Τοίχωμα καρδιάς	0,0012	0,80
Νεφρά	0,0072	4,78
Συκώτι	0,0012	0,80
Πνεύμονες	0,0012	0,80
Μύες	0,0018	1,20
Οισοφάγος	0,001	0,66
Ωοθήκες	0,0036	2,39
Πάγκρεας	0,0016	1,06
Μυελός των οστών	0,0059	3,92
Δέρμα	0,00099	0,66
Σπλήνα	0,0014	0,93
Όρχεις	0,0024	1,59
Θύμος αδένας	0,001	0,66
Θυροειδής	0,0013	0,86
Τοίχωμα ουροδόχου κύστης	0,047	31,22
Μήτρα	0,0062	4,12
Λοιπά όργανα	0,0019	1,26

Πίνακας 8ζ – Ενεργός Δόση – Οστών – SPECT				
ICRP publication	Ενεργός Δόση ανά μονάδα Ενεργότητας Tc-99m HDP (mSv · MBq ⁻¹)	Ενεργός Δόση (mSv)		
		Διάμεση τιμή	Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή
ICRP 80 (1991)	0,0057	3,79	2,78	5,02
ICRP 128 (2007)	0,0049	3,25	2,39	4,31

7.3 Συγκεντρωτικά Αποτελέσματα Τυπικών Τιμών Δόσεων

Στους παρακάτω πίνακες (Πίνακας 9α και Πίνακας 9β) παρουσιάζονται συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα των τυπικών τιμών των ποσοτήτων ΔΕΑ των εξετάσεων που μελετήθηκαν σε αυτή την εργασία. Οι ποσότητες ΔΕΑ είναι R: χορηγούμενη ενεργότητα, R/W: χορηγούμενη ενεργότητα ανά βάρος, CTDIvol: το ογκομετρικό CTDI, DLP: το γινόμενο δόσης-μήκους σάρωσης αξονικής τομογραφίας, D_{eff} : η μέση ενεργός δόση των ασθενών και ΣD_{eff} : η συνολική μέση ενεργός δόση των ασθενών.

Πίνακας 9α – Τυπικές Τιμές Δόσης εξετάσεων SPECT-CT στο ΠΑΓΝΗ							
Εξέταση	Ραδιο-φάρμακο	Σύνολο Ασθενών	Τυπικές Τιμές Δόσης ± STDEV				ΣD_{eff} (mSv) (ICRP 128)
			R (mCi)	R/W (mCi/kg)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy cm)	
Αιμάτωσης μυοκαρδίου	Tc-99m Sestamibi	47	10,72 ±1,42	0,125 ±0,026	1,51	65,4	4,96
Οστών	Tc-99m HDP	22	18,76 ±2,57	0,239 ±0,050	7,01 ±3,64	315 ±107	11,92
Παραθυρεοειδών αδένων	Tc-99m Sestamibi	7	13,90 ±1,59	0,187 ±0,042	4,01 ±1,07	173,8 ±46,1	5,62

Πίνακας 9β – Τυπικές Τιμές Δόσης εξετάσεων SPECT στο ΠΑΓΝΗ					
Εξέταση	Ραδιο-φάρμακο	Σύνολο Ασθενών	Τυπικές Τιμές Δόσης ± STDEV		D_{eff} (mSv) (ICRP 128)
			R (mCi)	R/W (mCi/kg)	
Αιμάτωσης μυοκαρδίου	Tc-99m Sestamibi	84	10,71 ±1,48	0,132 ±0,029	3,13
Οστών	Tc-99m HDP	56	17,95 ±2,47	0,240 ±0,048	3,79

7.4 Σύγκριση Τυπικών Τιμών Δόσης στο ΠΑΓΝΗ με ΔΕΑ της

βιβλιογραφίας

Βασικό βήμα στη κυκλική διαδικασία ΔΕΑ, όπως αυτή ορίζεται από την ICRP, αποτελεί η σύγκριση των τυπικών τιμών με ΔΕΑ της βιβλιογραφίας. Η σύγκριση των τυπικών τιμών των ποσοτήτων ΔΕΑ στο ΠΑΓΝΗ, με τις τιμές ΔΕΑ που εντοπίζονται στη διεθνή βιβλιογραφία μπορεί να αποτελέσει δείγμα ποιοτικού ελέγχου του τμήματος πυρηνικής ιατρικής του ΠΑΓΝΗ. Ακολουθούν κάποιες παρατηρήσεις που αφορούν στο πως έγινε η σύγκριση αυτή και έπειτα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της σύγκρισης.

Σύμφωνα με το άρθρο (237) της δημοσίευσης 135 της ICRP (ICRP 135, 2017), αναμένεται η χορηγούμενη ενεργότητα σε εξετάσεις SPECT να είναι μεγαλύτερη από εκείνη των σπινθηρογραφικών εξετάσεων προβολής (planar). Παρόλα αυτά σε αρκετές χώρες τα ΔΕΑ συγκεκριμένων εξετάσεων Πυρηνικής Ιατρικής έχουν ορισθεί για planar και SPECT, χωρίς να γίνεται διαχωρισμός τους. Ενώ ελάχιστα είναι τα δεδομένα ΔΕΑ εξειδικευμένα για εξετάσεις SPECT ή SPECT-CT (Avramova-Cholakova et al., 2015). Το γεγονός αυτό αποτυπώνεται χαρακτηριστικά και στη έκθεση της ευρωπαϊκής επιτροπής: Radiation Protection 180 part2/2, 2014, στους πίνακες παρουσίασης των εθνικών ΔΕΑ των χωρών της Ευρώπης. Στη μετέπειτα σύγκριση των τυπικών τιμών σημειώνεται, όπου είναι γνωστό, το αν τα ΔΕΑ είναι για planar ή για SPECT σπινθηρογραφική εξέταση. Όπως προαναφέρθηκε στο σκοπό της εργασίας, εθνικά ΔΕΑ για εξετάσεις SPECT ή SPECT-CT δεν έχουν ορισθεί έως σήμερα. Έχει ορισθεί όμως ΔΕΑ για εξέταση σπινθηρογραφικής απεικόνισης οστών στην υπουργική απόφαση ΔΥΓ2/92027/28.11.2007. Θα γίνει λοιπόν σύγκριση με τη τιμή του εθνικού ΔΕΑ αυτού.

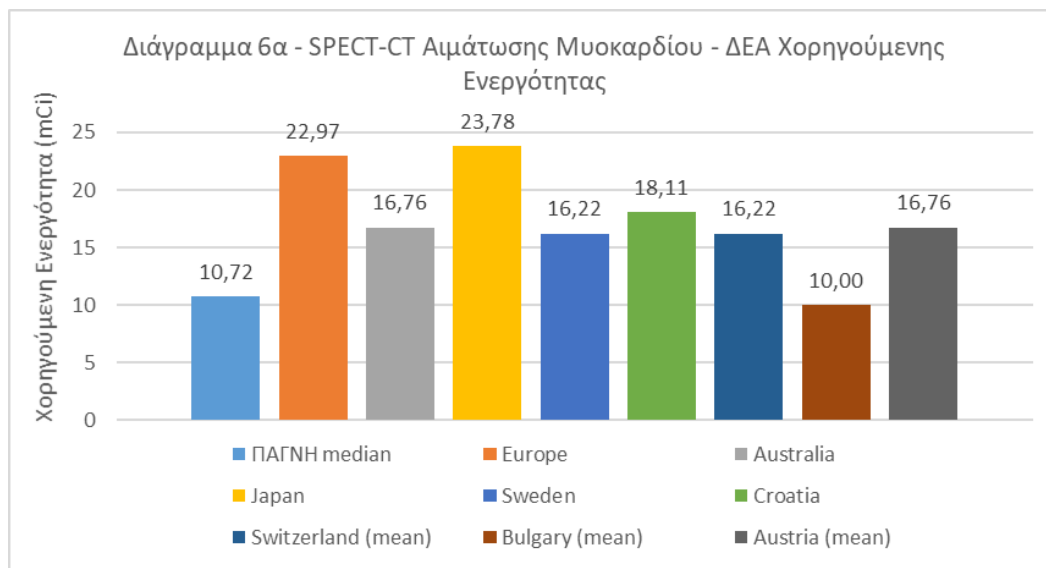
Ένα ακόμα σημείο άξιου αναφοράς είναι ο τρόπος υπολογισμού των ΔΕΑ Χορηγούμενης Ενεργότητας ραδιοφαρμάκου. Η ICRP, στις εκθέσεις που ορίζει τα ΔΕΑ (ICRP135, 2017), προτείνει τη χρήση του 75^{ου} εκατοστού της κατανομής των μέσω τιμών ως τιμή ΔΕΑ. Η Ευρωπαϊκή Επιτροπή στην οδηγία της που είναι δημοσιευμένη στην έκθεση Radiation Protection 109, 1999, προτείνει τα ΔΕΑ στην Πυρηνική Ιατρική ως καθοδηγητικά επίπεδα χορηγούμενη δόσης σε τυπικές εξετάσεις, για τυπικό μέγεθος ασθενή, βασισμένα στη διάμεση τιμή (median) της κατανομής των διαμέσων τιμών χορηγούμενης ενεργότητας. Οι περισσότερες χώρες της Ευρωπαϊκής Ένωσης έχουν θέσει τα εθνικά ΔΕΑ βάση αυτής της οδηγίας της Ευρωπαϊκής Επιτροπής και όχι βάση της οδηγίας της ICRP. Στην Ελλάδα και στη Φινλανδία τα ΔΕΑ εξετάσεων Πυρηνικής Ιατρικής έχουν ορισθεί σύμφωνα με τις οδηγίες της ICRP. Επομένως στην μετέπειτα σύγκριση κρίνεται αναγκαίο να ληφθεί υπόψιν αν η τιμή ΔΕΑ αφορά σε διάμεση τιμή ή σε 75^ο εκατοστό κατανομής. Για αυτό τον λόγο στα γραφήματα και στους πίνακες όπου παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της σύγκρισης υπάρχει σημείωση mean αν το ΔΕΑ αφορά στη μέση χορηγούμενη δόση.

Κατά την αναζήτηση τιμών ΔΕΑ προέκυψε πως σε πολλές περιπτώσεις οι τιμές ΔΕΑ χορηγούμενης ενεργότητας εξετάσεων SPECT ή SPECT-CT δημοσιεύονται ξεχωριστά από τις τιμές ΔΕΑ για τις ποσότητες DLP και CTDIvol. Για αυτό τον λόγο παρακάτω παρατίθεται λίστα των βιβλιογραφικών πηγών που θα χρησιμοποιηθούν στη παρούσα εργασία για τη σύγκριση που αναφέρθηκε παραπάνω. Στις λίστες αυτές σημειώνονται και οι συντομογραφίες που θα χρησιμοποιηθούν στα διαγράμματα και στους πίνακες και από ποια πηγή ελήφθησαν τα δεδομένα των τιμών ΔΕΑ για κάθε ποσότητα ΔΕΑ.

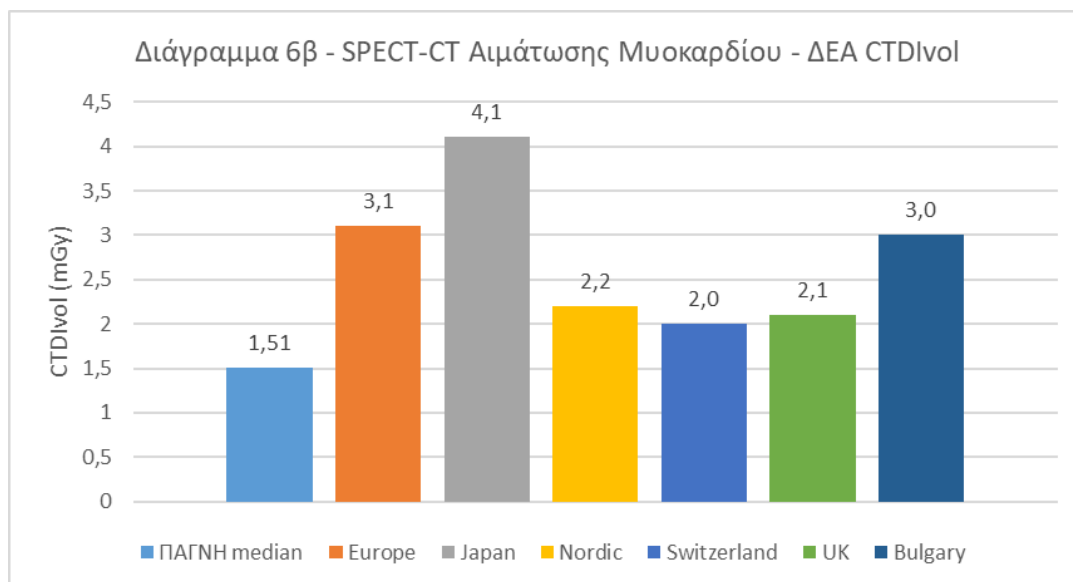
Παρακάτω παρουσιάζεται η σύγκριση των τυπικών τιμών των ποσοτήτων ΔΕΑ εξετάσεων SPECT-CT και SPECT στο ΠΑΓΝΗ. Στη βιβλιογραφία δεν φαίνεται να γίνεται διαχωρισμός μεταξύ χορηγούμενων ενεργοτήτων SPECT και SPECT-CT (και σε πολλές περιπτώσεις ούτε μεταξύ planar και SPECT εξέτασης). Επιλέχθηκε να παρουσιαστεί η σύγκριση όλων των αποτελεσμάτων χορηγούμενων ενεργοτήτων που αποτυπώθηκαν στην ενότητα 7.3. Παρόλα αυτά για τη σύγκριση των χορηγούμενων ενεργοτήτων περισσότερο νόημα έχει εκείνη με τα αποτελέσματα των τυπικών τιμών χορηγούμενης ενεργότητας εξετάσεων SPECT αιμάτωσης μυοκαρδίου (Διάγραμμα 9) και οστών (Διάγραμμα 10) και τα αποτελέσματα του συνόλου «B» (11 ασθενών) της SPECT-CT εξέτασης των παραθυρεοειδών αδένων (Διάγραμμα 8α). Καθώς οι τυπικές τιμές χορηγούμενης ενεργότητας στις συγκεκριμένες περιπτώσεις προέκυψαν με τη συμπερίληψη του μεγαλύτερου αριθμού ασθενών για κάθε είδος εξέτασης (δηλαδή αιμάτωσης μυοκαρδίου, οστών και παραθυρεοειδών αδένων), μέσω των τιμών αυτών αποτυπώνεται με μεγαλύτερη ακρίβεια η πραγματικότητα.

Πίνακας 10 - Βιβλιογραφία ΔΕΑ		
Συνομογραφία	Ποσότητα ΔΕΑ	Βιβλιογραφική Πηγή
Greece	Χορηγούμενη Ενεργότητα	ΔΥΓ2/92027/28.11.2007, Vogiatzi S., 2011
EU	Χορηγούμενη Ενεργότητα	EC, Radiation Protection no.180, 2014
	DLP, CTDIvol	MEDIRAD, 2020
Australia	Χορηγούμενη Ενεργότητα DLP, CTDIvol	ARPANSA, 2019
Japan	Χορηγούμενη Ενεργότητα DLP, CTDIvol	Koichiro A., et al., 2020
Nordic	DLP, CTDIvol	Bebbington N.A., 2019
Finland	Χορηγούμενη Ενεργότητα	EC, Radiation Protection no.180, 2014
Croatia	Χορηγούμενη Ενεργότητα	Debeljuh D.D., 2020
Switzerland	Χορηγούμενη Ενεργότητα	EC, Radiation Protection no.180, 2014
	DLP, CTDIvol	Lima T.V.M., et al., 2018
Bulgary	Χορηγούμενη Ενεργότητα	Avramova-Cholakova S., 2015
	DLP, CTDIvol	
UK	Χορηγούμενη Ενεργότητα	EC, Radiation Protection no.180, 2014
	DLP, CTDIvol	Gareth R. Iball, 2017
Austria	Χορηγούμενη Ενεργότητα	Wachabauer D., 2021

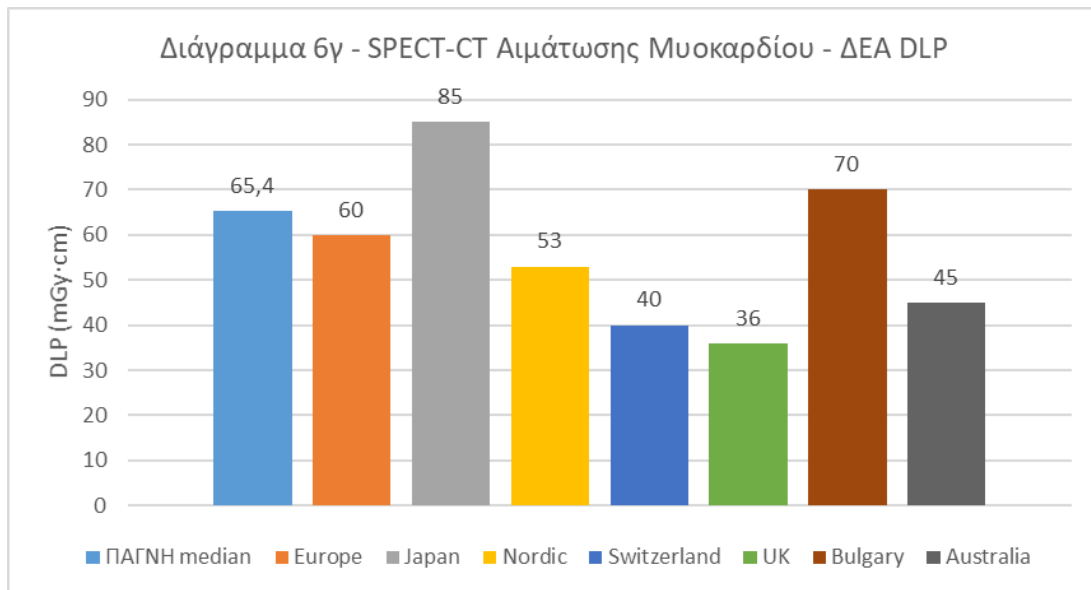
7.4.1 Εξέταση SPECT-CT Αιμάτωσης Μυοκαρδίου



Από το Διάγραμμα 6α προκύπτει ότι η τυπική τιμή χορηγούμενης ενεργότητας ραδιοφαρμάκου εξετάσεων SPECT-CT Αιμάτωσης Μυοκαρδίου στο ΠΑΓΝΗ είναι χαμηλότερη των αντίστοιχων τιμών ΔΕΑ σε όλες τις περιπτώσεις που οι τιμές ορίζονται σύμφωνα με την ICRP και είναι χαμηλότερο ή ελάχιστο μεγαλύτερο στις περιπτώσεις όπου οι τιμές ορίζονται σύμφωνα με τις οδηγίες της Ευρωπαϊκής Επιτροπής (RP 109)



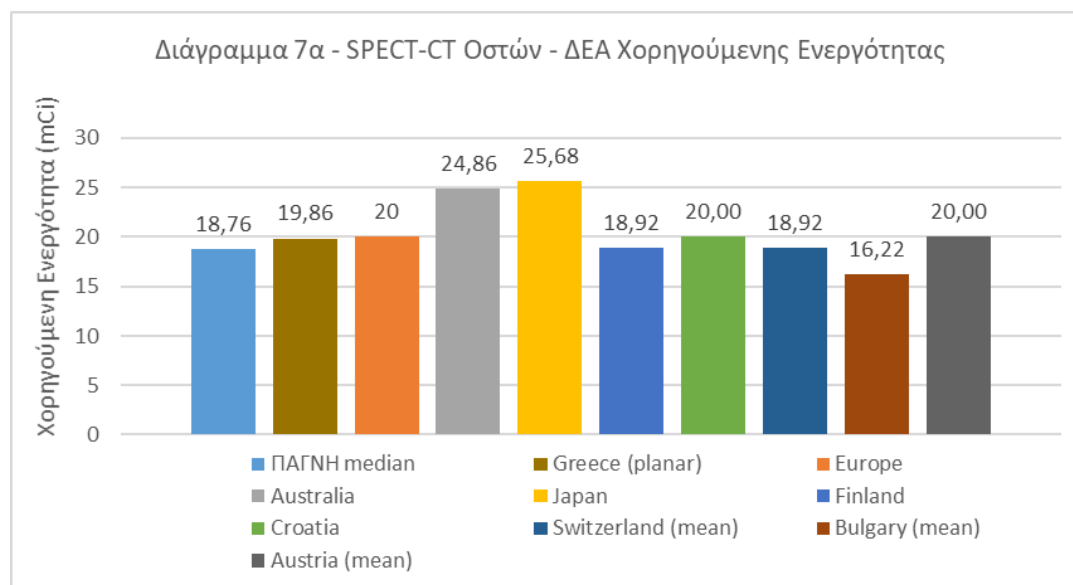
Από το Διάγραμμα 6β προκύπτει ότι η τυπική τιμή CTDIvol εξετάσεων SPECT-CT Αιμάτωσης Μυοκαρδίου στο ΠΑΓΝΗ είναι χαμηλότερη των αντίστοιχων τιμών ΔΕΑ σε όλες τις περιπτώσεις



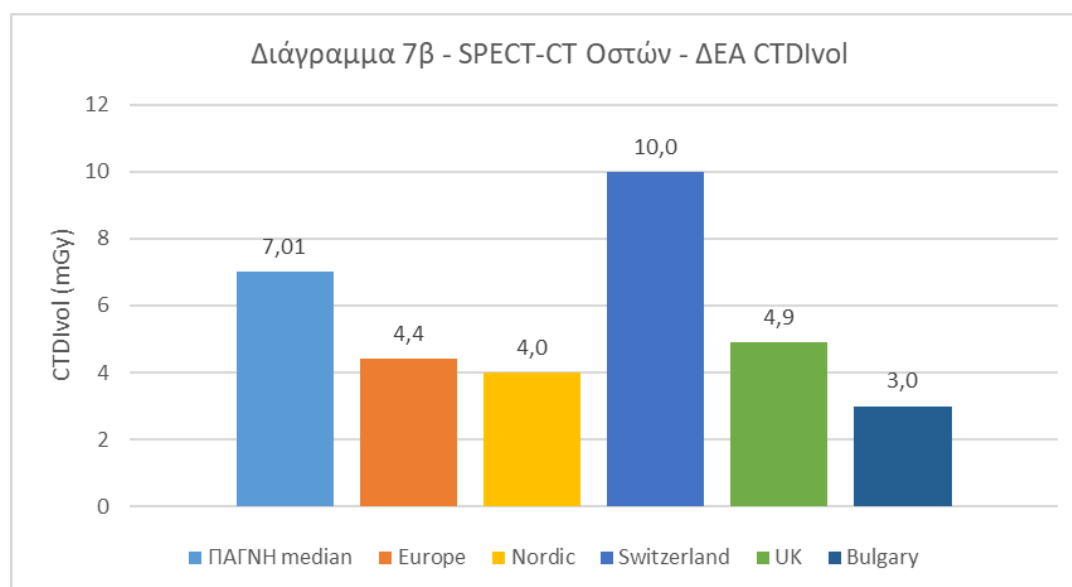
Από το διάγραμμα 6γ προκύπτει ότι η τυπική τιμή DLP εξετάσεων SPECT-CT αιμάτωσης μυοκαρδίου στο ΠΑΓΝΗ είναι μεγαλύτερη στη πλειονότητα των περιπτώσεων από τις αντίστοιχες τιμές ΔΕΑ. Γενικά από το διάγραμμα αυτό φαίνεται να υπάρχουν μεγάλες διαφοροποιήσεις μεταξύ των ορισμένων περιφερειακών/εθνικών ΔΕΑ DLP των εξετάσεων αυτών.

Αξιολογώντας από κοινού τα διαγράμματα 6β και 6γ παρατηρείται πως παρότι οι τυπικές τιμές CTD_{vol} στο ΠΑΓΝΗ είναι μικρότερες των αντίστοιχων ΔΕΑ, οι τυπικές τιμές DLP στο ΠΑΓΝΗ είναι μεγαλύτερες. Αυτό υποδηλώνει πως το μήκος σάρωσης αξονικής τομογραφίας που χρησιμοποιείται στο ΠΑΓΝΗ για αυτές τις εξετάσεις, είναι μεγαλύτερο συγκριτικά με τις μέσες τιμές των μηκών σάρωσης που επιλέγονται στις περιοχές/χώρες που αφορά η βιβλιογραφία. Επομένως μία πιθανή μείωση της συνολικής δόσης στην οποία εκτίθεται ένας ασθενής που υποβάλλεται σε εξέταση SPECT-CT αιμάτωσης μυοκαρδίου, μπορεί να προκύψει με μείωση του μήκους σάρωσης της αξονικής τομογραφίας. Διαιρώντας τη τιμή DLP με τη τιμή CTD_{vol} για τη συγκεκριμένη εξέταση προκύπτει ότι το μήκος σάρωσης είναι περίπου 43.3 cm, και είναι όμοιο για όλους τους ασθενείς.

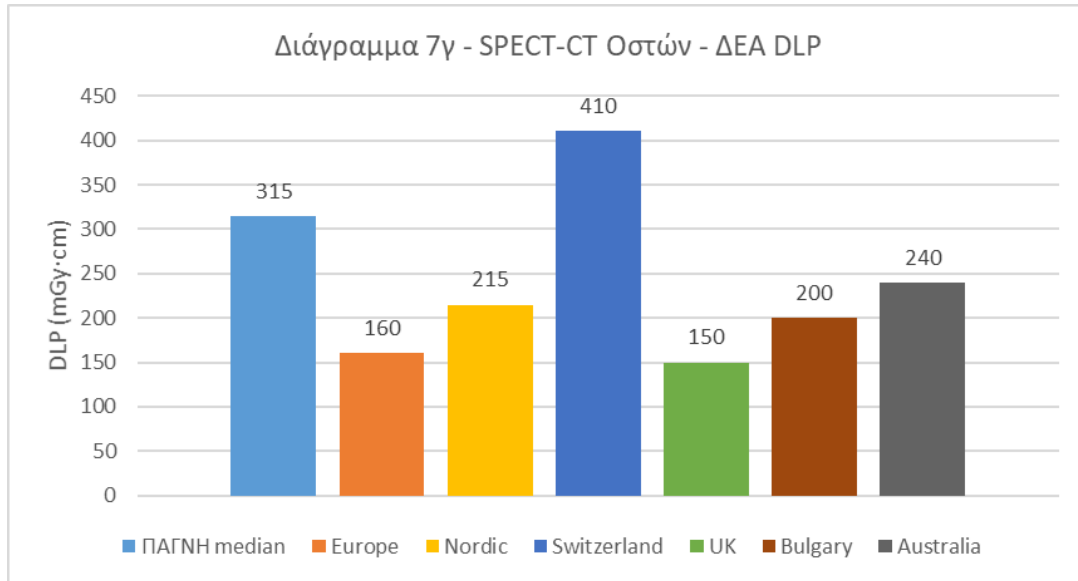
7.4.2 Εξέταση SPECT-CT Οστών



Από το Διάγραμμα 7α προκύπτει ότι η τυπική τιμή χορηγούμενης ενεργότητας ραδιοφαρμάκου εξετάσεων SPECT-CT οστών στο ΠΑΓΝΗ είναι χαμηλότερη των αντίστοιχων τιμών ΔΕΑ σε όλες τις περιπτώσεις που οι τιμές ορίζονται σύμφωνα με την ICRP και είναι χαμηλότερο ή ελάχιστα μεγαλύτερο στις περιπτώσεις όπου οι τιμές ορίζονται σύμφωνα με τις οδηγίες της Ευρωπαϊκής Επιτροπής (RP 109)

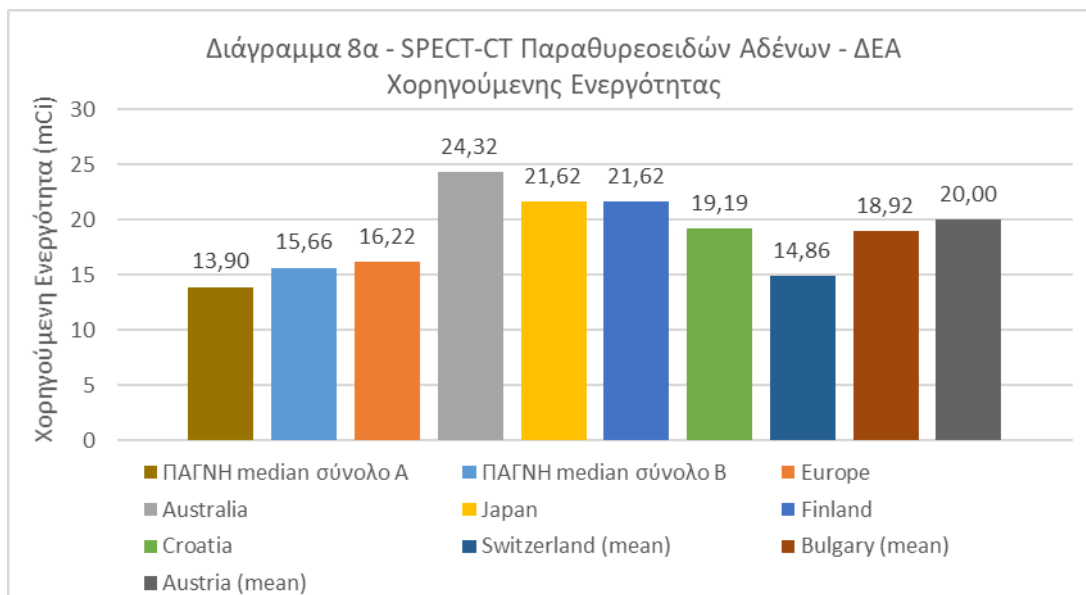


Από το διάγραμμα 7β προκύπτει ότι η τυπική τιμή CTDIvol εξετάσεων SPECT-CT οστών στο ΠΑΓΝΗ είναι μεγαλύτερη των ΔΕΑ CTDIvol των αντίστοιχων εξετάσεων που εντοπίζονται στη βιβλιογραφία, με εξαίρεση το ΔΕΑ της Ελβετίας.

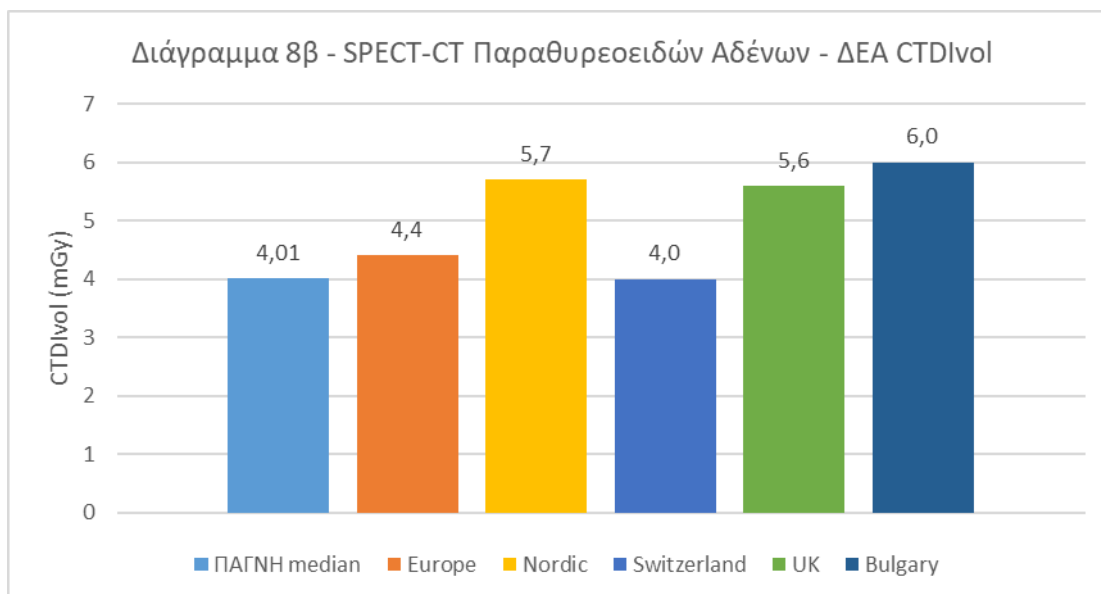


Από το διάγραμμα 7γ προκύπτει ότι οι τυπική τιμή DLP εξετάσεων SPECT-CT οστών στο ΠΑΓΝΗ είναι μεγαλύτερη των ΔΕΑ DLP των αντίστοιχων εξετάσεων που εντοπίζονται στη βιβλιογραφία, με εξαίρεση το ΔΕΑ της Ελβετίας.

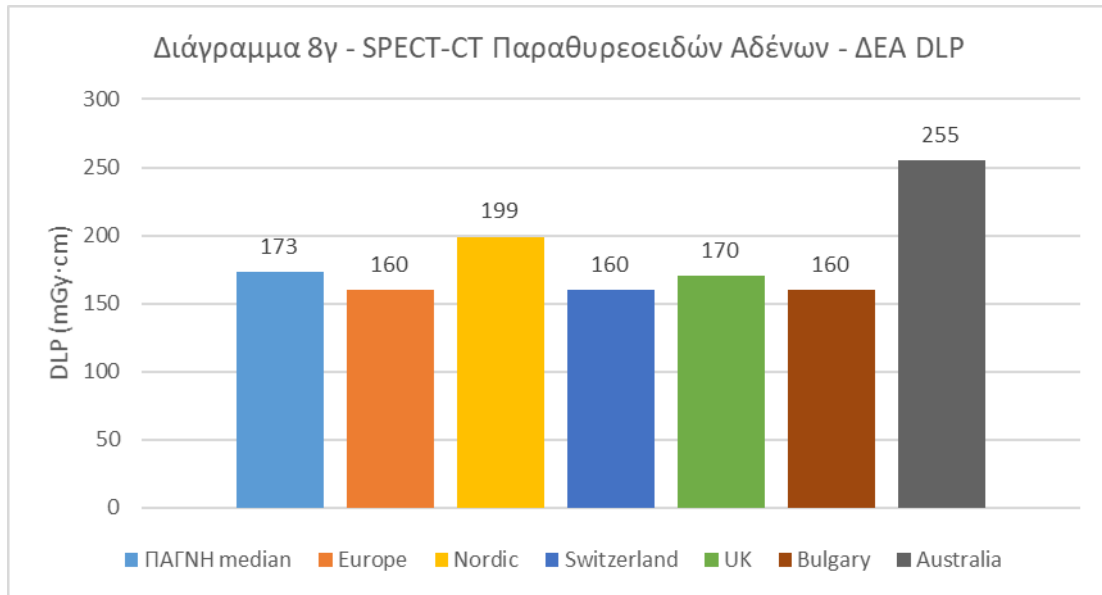
7.4.3 Εξέταση SPECT-CT Παραθυροειδών αδένων



Από το διάγραμμα 8α προκύπτει ότι η τυπική τιμή χορηγούμενης ενεργότητας σε εξετάσεις SPECT-CT παραθυροειδών αδένων στο ΠΑΓΝΗ, είναι μικρότερη σχεδόν όλων των ΔΕΑ χορηγούμενης ενεργότητας των αντίστοιχων εξετάσεων, όπως αυτά εντοπίζονται στη βιβλιογραφία. Παρατηρείται ακόμα ότι παρότι οι τυπικές τιμές του ΠΑΓΝΗ που προέκυψαν από το σύνολο 11 ασθενών «B» και 7 ασθενών «A» διαφέρουν μεταξύ τους αρκετά, και οι δύο τιμές είναι μικρότερες των ΔΕΑ που υπολογίζονται σύμφωνα με την ICRP (75^ο εκατοστό κατανομής). Στη παρούσα περίπτωση έχει περισσότερο νόημα η σύγκριση να γίνει με βάση τη τυπική τιμή δόσης που προέκυψε από το σύνολο 11 ασθενών «B» καθώς μέσω αυτού περιγράφεται με μεγαλύτερη ακρίβεια η πραγματική διάμεση τιμή δόσης για το ΠΑΓΝΗ.

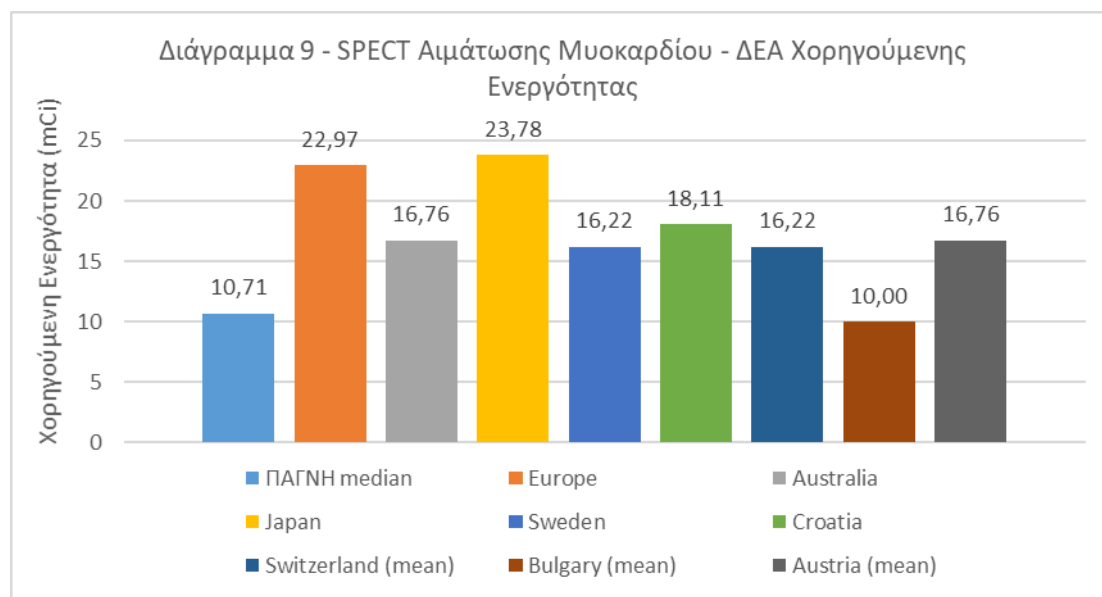


Από το διάγραμμα 8β φαίνεται πως η τυπική τιμή CTDInoi εξετάσεων SPECT-CT παραθυροειδών αδένων, είναι μικρότερη των τιμών ΔΕΑ CTDInoi που εντοπίζονται στη διεθνή βιβλιογραφία.



Από το διάγραμμα 8γ φαίνεται πως η τυπική τιμή DLP εξετάσεων SPECT-CT παραθυροειδών αδένων, είναι μικρότερη ή ελάχιστα μεγαλύτερη των τιμών ΔΕΑ DLP που εντοπίζονται στη διεθνή βιβλιογραφία.

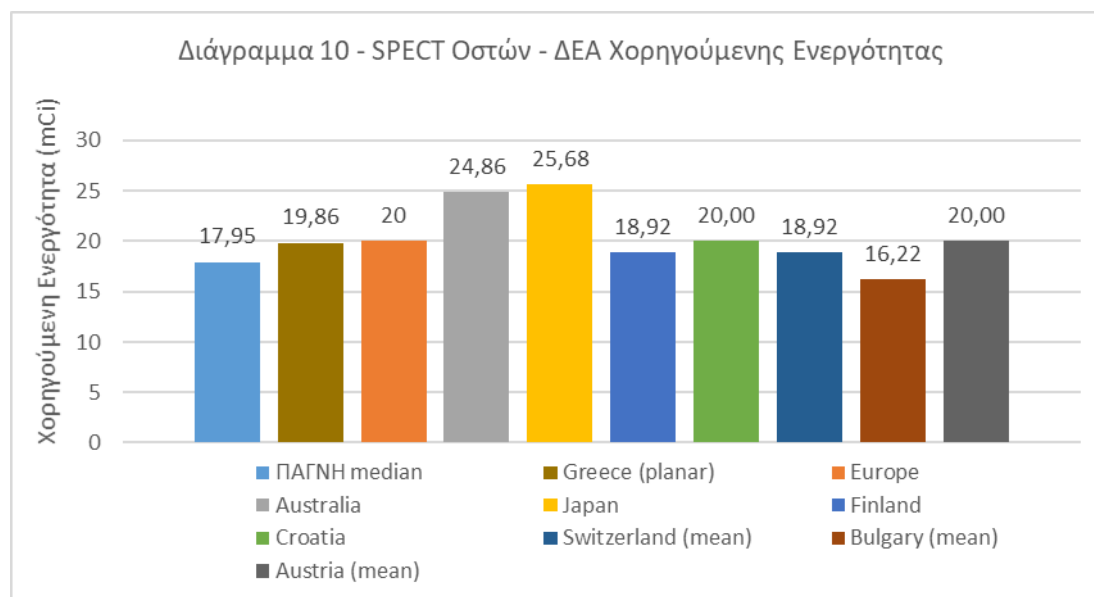
7.4.4 Εξέταση SPECT Αιμάτωσης Μυοκαρδίου



Από το Διάγραμμα 9 προκύπτει ότι η τυπική τιμή χορηγούμενης ενεργότητας ραδιοφαρμάκου εξετάσεων SPECT Αιμάτωσης Μυοκαρδίου στο ΠΑΙΓΝΗ, είναι χαμηλότερη των αντίστοιχων τιμών ΔΕΑ σε όλες τις περιπτώσεις που οι τιμές ορίζονται σύμφωνα με την ICRP και είναι χαμηλότερο ή ελάχιστα μεγαλύτερο στις περιπτώσεις όπου οι τιμές ορίζονται σύμφωνα με τις οδηγίες της Ευρωπαϊκής Επιτροπής (RP 109).

Η τυπική τιμή χορηγούμενης ενεργότητας που προέκυψε για SPECT εξέταση είναι κατά 0,01 mCi μικρότερη της αντίστοιχης τυπικής τιμής που προέκυψε για SPECT-CT εξετάσεις. Η τιμή που προέκυψε για SPECT εξετάσεις θεωρείται πιο αντιπροσωπευτική της πραγματικότητας, καθώς το δείγμα ασθενών ήταν αρκετά μεγαλύτερο και κατά τη στιγμή της χορήγησης ραδιοφαρμάκου στους ασθενείς δεν ήταν γνωστό αν θα χρειαζόταν να υποβληθούν και σε αξονική σάρωση. Επομένως είναι προτιμότερο η σύγκριση της χορηγούμενης ενεργότητας στους ασθενείς να γίνεται με βάση τη τυπική τιμή που προέκυψε για τη SPECT εξέταση, τόσο για την SPECT όσο και για την SPECT-CT εξέταση αιμάτωσης μυοκαρδίου.

7.4.5 Εξέταση SPECT Οστών



Από το Διάγραμμα 10 προκύπτει ότι η τυπική τιμή χορηγούμενης ενεργότητας ραδιοφαρμάκου εξετάσεων SPECT οστών στο ΠΑΓΝΗ, είναι χαμηλότερη των αντίστοιχων τιμών ΔΕΑ σε όλες τις περιπτώσεις που οι τιμές ορίζονται σύμφωνα με την ICRP και είναι χαμηλότερο στις περιπτώσεις όπου οι τιμές ορίζονται σύμφωνα με τις οδηγίες της Ευρωπαϊκής Επιτροπής (RP 109) με εξαίρεση την τιμή ΔΕΑ της Ελβετίας.

Η τυπική τιμή χορηγούμενης ενεργότητας που προέκυψε για SPECT εξέταση είναι κατά περίπου 0,8 mCi μικρότερη της αντίστοιχης τυπικής τιμής που προέκυψε για SPECT-CT εξετάσεις. Η τιμή που προέκυψε για SPECT εξετάσεις θεωρείται πιο αντιπροσωπευτική της πραγματικότητας, καθώς το δείγμα ασθενών ήταν αρκετά μεγαλύτερο και κατά τη στιγμή της χορήγησης ραδιοφαρμάκου στους ασθενείς δεν ήταν γνωστό αν θα χρειαζόταν να υποβληθούν και σε αξονική σάρωση. Επομένως είναι προτιμότερο η σύγκριση της χορηγούμενης ενεργότητας στους ασθενείς να γίνεται με βάση τη τυπική τιμή που προέκυψε για τη SPECT εξέταση, τόσο για την SPECT όσο και για την SPECT-CT εξέταση οστών.

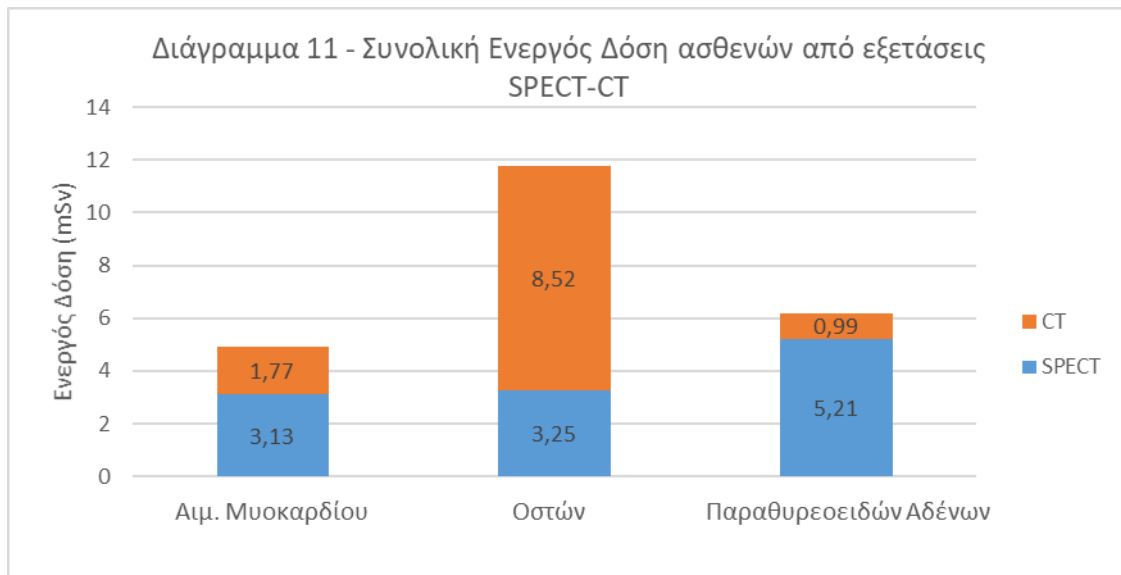
7.5 Συνολική Ενεργός Δόση Ασθενών από Εξετάσεις SPECT-CT

Στις ενότητες 7.2.1 – 7.2.5 παρουσιάζονται και τα αποτελέσματα εκτίμησης της μέσης ενεργού δόσης που λαμβάνουν η ασθενείς στο ΠΑΓΝΗ κατά τις εξετάσεις SPECT και SPECT-CT που εξετάζονται στη παρούσα εργασία. Στον παρακάτω πίνακα (πίνακας 11) παρουσιάζονται συγκεντρωτικά αυτά τα αποτελέσματα. Για την ενεργό δόση των ασθενών που οφείλεται στην ακτινοβολία της αξονικής σάρωσης χρησιμοποιήθηκαν οι συντελεστές μετατροπής που έχουν δημοσιευθεί από τους Shrimpton et al., 2015.

Για την ενεργό δόση που οφείλεται στη χορηγούμενη ενεργότητα του ραδιοφαρμάκου παρουσιάζονται μόνο τα αποτελέσματα που προκύπτουν με χρήση των συντελεστών που παρέχονται στην δημοσίευση 128 ICRP, 2007, καθώς οι συντελεστές αυτού προκύπτουν μέσω των νεότερων επιστημονικών δεδομένων. Επίσης για την μέση ενεργό δόση που οφείλεται στο SPECT κομμάτι των εξετάσεων SPECT-CT, επιλέχθηκε να παρουσιαστεί στη παρούσα εργασία, η μέση ενεργός δόση που υπολογίστηκε για τις SPECT εξετάσεις αιμάτωσης μυοκαρδίου και οστών και για την SPECT-CT εξέταση παραθυρεοειδών αδένων μέσω του συνόλου 11 ασθενών «B». Η επιλογή αυτή έγινε καταρχήν διότι, όπως προαναφέρθηκε, στις εξετάσεις αιμάτωσης μυοκαρδίου και οστών η χορήγηση του ραδιοφαρμάκου γινόταν χωρίς γνώση του αν ο εκάστοτε ασθενής θα χρειαζόταν και αξονική σάρωση. Επομένως τα αποτελέσματα της ενεργού δόσης ραδιοφαρμάκου που λαμβάνει ένας ασθενής σε εξετάσεις SPECT που υπολογίστηκαν βάση της μέσης χορηγούμενης ενεργότητας των εξετάσεων SPECT, μπορούν να εφαρμοστούν και για τις αντίστοιχες δόσης που λαμβάνει ένας ασθενής για το SPECT κομμάτι των εξετάσεων SPECT-CT. Όσον αφορά στην εξέταση παραθυρεοειδών αδένων επιλέχθηκε η μέση ενεργός δόση ασθενών που υπολογίστηκε με χρήση της μέσης χορηγούμενης ενεργότητας για το σύνολο ασθενών «B»

Πίνακας 11 – Εξετάσεις SPECT-CT – Συνολική Ενεργός Δόση			
Εξέταση:	Μέση Ενεργός Δόση (mSv)		
	SPECT	CT	SPECT-CT
Αιμάτωσης Μυοκαρδίου	3,13 (64%)	1,77 (36%)	4,90
Οστών	3,13 (27%)	8,52 (73%)	11,77
Παραθυρεοειδών Αδένων	5,21 (84%)	0,99 (16%)	6,20

Από τα δεδομένα του πίνακα 11 φαίνεται πως η συνολική ενεργός δόση που λαμβάνει ένας ασθενής από εξετάσεις SPECT-CT στο ΠΑΓΝΗ είναι σχεδόν διπλάσια για την εξέταση των οστών σε σχέση με τις εξετάσεις αιμάτωσης μυοκαρδίου και παραθυρεοειδών αδένων.



Από τα δεδομένα του πίνακα 11 μπορεί να υπολογιστεί η μέση αύξηση της συνολικής ενεργού δόσης που δέχεται ένας ασθενής που υποβάλλεται σε SPECT-CT εξέταση αντί της αντίστοιχης SPECT εξέτασης, στο ΠΑΓΝΗ. Δηλαδή μπορεί να υπολογιστεί η αύξηση της συνολικής ενεργού δόσης που δέχεται ένας ασθενής λόγω της αξονικής σάρωσης σε εξετάσεις SPECT-CT. Οι τιμές της αύξησης για κάθε μία από τις τρεις εξετάσεις παρουσιάζονται στον πίνακα 12 και προκύπτουν από την εξής σχέση:

$$\text{Μέση αύξηση } \Sigma D_{eff} = \frac{D_{eff-CT}}{D_{eff-SPECT}} \cdot 100\%$$

Πίνακας 12 – Μέση αύξηση , που οφείλεται στη CT σάρωση εξετάσεων SPECT-CT, της συνολικής ενεργού δόσης ασθενών στο ΠΑΓΝΗ	
Εξέταση	Μέση αύξηση συνολικής ενεργού δόσης
Αιμάτωσης Μυοκαρδίου	56 %
Οστών	272 %
Παραθυρεοειδών Αδένων	19 %

Από τα δεδομένα που παρουσιάζονται στον πίνακα 12 προκύπτει ότι η αξονική σάρωση οδηγεί σε μία μέτρια αλλά σημαντική αύξηση της συνολικής ενεργού δόσης που δέχονται οι ασθενείς σε εξετάσεις SPECT-CT αιμάτωσης μυοκαρδίου και παραθυρεοειδών αδένων. Όμως στην εξέταση των οστών η αξονική σάρωση οδηγεί σε πολύ μεγάλη αύξηση της συνολικής ενεργού δόσης που δέχεται ένας ασθενής.

Η ενεργός δόση που οφείλεται σε αξονική σάρωση εξαρτάται άμεσα από τη ποσότητα DLP της σάρωσης και κατά συνέπεια από το μήκος σάρωσης. Η μεγάλη αυτή αύξηση για την εξέταση των οστών λοιπόν, οφείλεται κυρίως στο γεγονός ότι συνήθως επιλέγονται μεγάλα μήκη σάρωσης, ώστε να ελεγχθεί μεγάλο μέρος του

σκελετού του σώματος του ασθενούς μέσω της εξέτασης, ενώ στις εξετάσεις μυοκαρδίου και παραθυρεοειδών αδένων το μήκος σάρωσης είναι μικρότερο και αντιστοιχεί στις διαστάσεις του κάθε οργάνου αντίστοιχα. Αυτό το γεγονός σε συνδυασμό με τις μεγαλύτερες τιμές CTDIvol για την εξέταση των οστών σε σχέση με του μυοκαρδίου και των παραθυρεοειδών αδένων οδηγεί στο πολύ μεγαλύτερο ποσοστό αύξησης της συνολικής ενεργού δόσης των ασθενών στις εξετάσεις οστών.

Σε κάθε περίπτωση, κρίνεται πολύ σημαντικό να επιλέγεται με μεγάλη προσοχή από το ιατρικό προσωπικό εάν ο ασθενής χρειάζεται να υποβληθεί και σε αξονική σάρωση στις εξετάσεις SPECT-CT, καθώς κάτι τέτοιο οδηγεί σε σημαντική αύξηση της συνολικής ακτινικής επιβάρυνσής του.

8. Συμπεράσματα

Σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν ο προσδιορισμός των τυπικών τιμών των ποσοτήτων ΔΕΑ εξετάσεων SPECT-CT (χορηγούμενη ενεργότητα, DLP και CTDIvol) που διεξάγονται στο ΠΑΓΝΗ. Οι εξετάσεις που μελετήθηκαν ήταν αυτές της αιμάτωσης μυοκαρδίου και των παραθυρεοειδών αδένων με ραδιοφάρμακο το Tc-99m tetrofosmin και εκείνη των οστών με ραδιοφάρμακο το Tc-99m HDP. Μέσω των δεδομένων που συλλέχθηκαν ήταν δυνατόν να προσδιοριστούν και οι τυπικές τιμές χορηγούμενης ενεργότητας για τις εξετάσεις SPECT αιμάτωσης μυοκαρδίου και οστών. Οι τυπικές τιμές δόσεων που βρέθηκαν σε κάθε περίπτωση συγκρίθηκαν με τιμές ΔΕΑ των αντίστοιχων ποσοτήτων που εντοπίζονται στην διεθνή βιβλιογραφία και εξάχθηκαν χρήσιμα συμπεράσματα. Επιπλέον βρέθηκαν διάφορα στατιστικά δεδομένα του δείγματος πληθυσμού που υποβάλλεται σε αυτές τις εξετάσεις. Έγινε ακόμα υπολογισμός της απορροφούμενης δόσης που οφείλεται στα ραδιοφάρμακα, για κάθε όργανο του ασθενούς, για κάθε μία από τις παραπάνω εξετάσεις. Τέλος εκτιμήθηκε η μέση συνολική ενεργός δόση που λαμβάνει ένας ασθενής που υποβάλλεται σε εξετάσεις SPECT-CT στο ΠΑΓΝΗ και πως η αξονική σάρωση επηρεάζει το ποσό αυτό.

Το πειραματικό μέρος της παρούσας εργασία έλαβε μέρος στο τμήμα Πυρηνικής Ιατρικής του ΠΑΓΝΗ κατά το χειμερινό εξάμηνο του ακαδημαϊκού έτους 2021-2022. Η διαδικασία λήψης των μετρήσεων αφορούσε καταρχήν στην συγκέντρωση των δεδομένων χορηγούμενης ενεργότητας σε κάθε ασθενή, μέσω της μέτρηση της ενεργότητας του ραδιοφαρμάκου που περιέχονταν στη σύριγγα πριν και μετά τη χορήγηση του ασθενούς. Έπειτα για κάθε ασθενή συλλέγονταν κάποια γενικά στοιχεία για τον ίδιο (ύψος, βάρος, ηλικία, φύλλο) ώστε να χρησιμοποιηθούν στη στατιστική ανάλυση. Τέλος ελέγχονταν αν ο ίδιος υποβλήθηκε σε αξονική τομογραφία και μέσω του dose report του φακέλου του ασθενούς στο πληροφοριακό σύστημα του τμήματος, συγκεντρώνονταν τα δεδομένα της δόσης στην οποία εκτέθηκε λόγω CT (DLP, CTDIvol, περιοχή σάρωσης).

Γνωρίζοντας για τον κάθε ασθενή την αρχική ενεργότητα του ραδιοφαρμάκου που περιείχε η σύριγγα της στιγμής παρασκευής, την τελική ενεργότητα του ραδιοφαρμάκου που περιείχε η σύριγγα μετά τη χορήγηση και το χρονικό διάστημα που περιήλθε μεταξύ παρασκευής και χορήγησης του ραδιοφαρμάκου, είναι δυνατόν, να υπολογιστεί η χορηγούμενη ενεργότητα στον κάθε ασθενή. Κατά τον υπολογισμό αυτόν λαμβάνεται υπόψιν ο νόμος εκθετικής μείωσης της ενεργότητας των ραδιονουκλιδίων και η χρόνος ημιζωής του ραδιονουκλιδίου που χρησιμοποιείται στη συγκεκριμένη περίπτωση, δηλαδή του Tc-99m.

Η μέση συνολική ενεργός δόση που λαμβάνουν οι ασθενείς στις εξετάσεις SPECT-CT υπολογίστηκε ως το άθροισμα των επιμέρους μέσων ενεργών δόσεων που προκύπτουν από το ραδιοφάρμακο και από την αξονική τομογραφία. Για τον υπολογισμό της οφειλόμενης στο ραδιοφάρμακο ενεργού δόσης ασθενούς, και της απορροφούμενης δόσης από κάθε όργανο του ασθενούς, χρησιμοποιήθηκαν οι

νεότεροι δημοσιευμένοι από την ICRP (ICRP 128, 2007) συντελεστές μετατροπής χορηγούμενης ενεργότητας σε ενεργό και απορροφούμενη δόση αντίστοιχα. Για τον υπολογισμό της οφειλόμενης στην αξονική σάρωση ενεργό δόση ασθενούς χρησιμοποιήθηκαν οι συντελεστές μετατροπής DLP σε ενεργό δόση που έχουν δημοσιευθεί από τους Shrimpton et al. (2015).

Από τη στατιστική ανάλυση των δεδομένων προέκυψαν διάφορα αποτελέσματα. Αρχικά υπολογίστηκαν διάφορα στατιστικά στοιχεία του δείγματος ασθενών που συμμετείχε σε κάθε εξέταση και βρέθηκε η συχνότητα διενέργειας αξονικής σάρωσης σε εξετάσεις SPECT. Ακολούθησε η παρουσίαση για κάθε εξέταση, της διάμεσης τιμής, του μέσου όρου, της τυπικής απόκλισης, του 25^{ου} εκατοστού και του 75^{ου} εκατοστού της κατανομής καθώς και της μέγιστης και ελάχιστης τιμής των ποσοτήτων ΔΕΑ. Οι ποσότητες αυτές είναι η χορηγούμενη ενεργότητα και η χορηγούμενη ενεργότητα ανά βάρος για τα SPECT κομμάτια των SPECT-CT εξετάσεων και για τις SPECT εξετάσεις και οι ποσότητες DLP και CTDIvol που αφορούν στην αξονική σάρωση των εξετάσεων SPECT-CT.

Από τα αποτελέσματα της στατιστικής ανάλυσης προσδιορίστηκαν οι τυπικές τιμές των ποσοτήτων ΔΕΑ για κάθε εξέταση που εξετάζεται, ως οι μέσες τιμές των κατανομών τους, όπως ορίζεται άλλωστε από την ICRP 135. Μέσω της σύγκρισης των τυπικών τιμών αυτών με ΔΕΑ της βιβλιογραφίας εξάγονται χρήσιμα συμπεράσματα που μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως δείγμα ποιοτικού ελέγχου των τεχνικών και των πρακτικών που χρησιμοποιούνται στο τμήμα. Βρέθηκε λοιπόν πως σε όλες τις εξετάσεις που μελετήθηκαν οι τυπικές τιμές χορηγούμενων δόσεων ραδιοφαρμάκων στο ΠΑΓΝΗ είναι χαμηλότερες από τη πλειονότητα των δημοσιευμένων αντίστοιχων ΔΕΑ. Επομένως, σύμφωνα με την δημοσίευση ICRP 135, βασική μέριμνα όσον αναφορά το SPECT κομμάτι των SPECT-CT εξετάσεων στο τμήμα Πυρηνικής Ιατρικής του ΠΑΓΝΗ, θα πρέπει να είναι η βελτίωση της ποιότητας των διαγνωστικών πληροφοριών των εξετάσεων και συμπληρωματικά θα πρέπει να γίνεται προσπάθεια διατήρησης ή μείωσης των επιπέδων δόσης στα οποία εκτίθενται οι ασθενείς.

Έπειτα για την εξέταση SPECT-CT αιμάτωσης μυοκαρδίου παρόλο που οι τυπικές τιμές CTDIvol στο ΠΑΓΝΗ είναι χαμηλότερες των δημοσιευμένων ΔΕΑ, το ίδιο δεν ισχύει για τις τυπικές τιμές DLP, οι οποίες είναι μεγαλύτερες σχεδόν όλων των τιμών ΔΕΑ με τις οποίες γίνεται σύγκριση. Καθώς το DLP καθορίζεται άμεσα από το μήκος σάρωσης CT, συμπεραίνεται ότι στο ΠΑΓΝΗ χρησιμοποιείται μεγαλύτερο μήκος σάρωσης από ότι χρησιμοποιείται για την ίδια εξέταση κατά μέσο όρο σε διεθνές επίπεδο. Όσον αναφορά στην εξέταση των οστών παρατηρείται ότι οι τυπικές τιμές τόσο του DLP όσο και του CTDIvol είναι μεγαλύτερες της βιβλιογραφίας. Τέλος, όσον αναφορά στην εξέταση SPECT-CT παραθυρεοειδών αδένων οι τυπικές τιμές DLP και CTDIvol βρέθηκαν οριακά μικρότερες ή συγκρίσιμες των τιμών των δημοσιευμένων ΔΕΑ αντίστοιχων εξετάσεων. Συμπεραίνεται λοιπόν, πως για το CT κομμάτι των εξετάσεων SPECT-CT αιμάτωσης μυοκαρδίου και οστών, προτείνεται σύμφωνα με την ICRP135, η προσπάθεια μείωσης της δόσης που λαμβάνουν οι ασθενείς μέσω της βελτιστοποίησης των πρακτικών που εφαρμόζονται, διατηρώντας

όμως ταυτόχρονα τη ποιότητα των διαγνωστικών πληροφοριών που παρέχονται. Ενώ για το CT κομμάτι των εξετάσεων SPECT-CT παραθυροειδών αδένων βασική μέριμνα του προσωπικού του τμήματος πυρηνικής ιατρικής, σύμφωνα με την ICRP 135, θα πρέπει να είναι η διατήρηση και η βελτίωση των διαγνωστικών πληροφοριών των εξετάσεων και ως δεύτερο μέλημα η μείωση της δόσης ακτινοβολίας στην οποία εκτίθενται οι ασθενείς.

Από τις τιμές των μέσων ενεργών δόσεων ασθενών φάνηκε ότι η μεγαλύτερη ακτινική επιβάρυνση των ασθενών προκύπτει από την εξέταση SPECT-CT οστών, η οποία είναι σχεδόν διπλάσια από την ακτινική επιβάρυνση σε αντίστοιχες εξετάσεις αιμάτωσης μυοκαρδίου και παραθυροειδών αδένων. Ένα ακόμα σημαντικό εύρημα της ανάλυσης αυτής είναι πως η αξονική σάρωση αυξάνει σημαντικά τη συνολική ενεργό δόση του ασθενούς σε όλες τις εξετάσεις, όμως ιδιαίτερα σε αυτή των οστών καθώς οδηγεί σε μέση αύξηση άνω του 270%. Είναι λοιπόν ιδιαίτερα σημαντικό το ιατρικό προσωπικό να εξετάζει με προσοχή κάθε περίπτωση ασθενή αν χρειάζεται και CT σάρωση επιπλέον της SPECT εξέτασης, ιδιαίτερα στην εξέταση των οστών, καθώς αυτή οδηγεί σε σημαντική αύξηση την ακτινικής επιβάρυνσης του ασθενούς.

Όπως και κάθε μελέτη, έτσι και η παρούσα εργασία χαρακτηρίζεται από κάποια μειονεκτήματα. Αρχικά ως αδυναμία θα πρέπει να θεωρηθεί ο χαμηλός αριθμός ασθενών που συμμετείχαν στην έρευνα σε κάποιες από τις εξετάσεις, με αποτέλεσμα τη σχετικά μικρή ακρίβεια των αποτελεσμάτων. Συγκεκριμένα στα αποτελέσματα για τις δόσεις CT της εξέτασης SPECT-CT οστών και ιδιαίτερα στα αποτελέσματα για τις δόσεις της εξέτασης SPECT-CT παραθυροειδών αδένων ο αριθμός των ασθενών που συμμετείχαν ήταν ιδιαίτερα χαμηλός. Επιπρόσθετα ως μειονέκτημα μπορεί να θεωρηθεί το γεγονός πως στη παρούσα εργασία δεν συμπεριλαμβάνονται όλα τα είδη εξετάσεων SPECT-CT που διεξάγονται στο ΠΑΓΝΗ, καθώς η συχνότητα διενέργειας μερικών από αυτές ήταν σπάνια και θα ήταν αδύνατο να συγκεντρωθούν επαρκή δεδομένα για στατιστική έρευνα εντός του χρονικού ορίου μερικών μηνών. Ως επιπλέον αδυναμία τέλος, μπορεί να θεωρηθεί η γενικότητα το τρόπου υπολογισμού της ενεργού δόσης των ασθενών καθώς σε αυτόν δεν λαμβάνονται υπόψιν ούτε οι σωματικές διαστάσεις, ούτε η ηλικία, ούτε το φύλλο του ασθενούς. Όλοι αυτοί οι παράγοντες έχει αποδειχτεί ότι επηρεάζουν σημαντικά τη τιμή της πραγματικής ακτινικής επιβάρυνσης του ασθενούς.

Τέλος, οι μελλοντικές προοπτικές της παρούσας εργασίας βασίζονται στην συλλογή μεγαλύτερου αριθμού δεδομένων και στον ακριβέστερο υπολογισμό των ενεργών δόσεων. Συγκεκριμένα η εργασία θα μπορούσε να επαναληφθεί συμπεριλαμβάνοντας περισσότερα είδη εξετάσεων SPECT-CT τα οποία διεξάγονται στο ΠΑΓΝΗ. Επίσης θα μπορούσαν να συμπεριληφθούν περισσότεροι ασθενείς σε κάθε εξέταση, οδηγώντας σε αύξηση της ακρίβειας των αποτελεσμάτων. Ακόμα η χρήση ενός ακριβέστερου τρόπου υπολογισμού της ενεργού δόσης των ασθενών, λαμβάνοντας υπόψιν τα σωματικά χαρακτηριστικά του κάθε ασθενούς, θα λειτουργούσε υπέρ της καλύτερης κατανόησης της συνολικής ακτινικής τους επιβάρυνσης.

9. Βιβλιογραφία

1. Abe K., Hosono M., Igarashi T., Iimori T., Ishiguro M., Ito T., Nagahata T., Tsushima H., Watanabe H. (2020). The 2020 national diagnostic reference levels for nuclear medicine in Japan. *Ann Nucl Med*, 34(11), 799-806. doi: 10.1007/s12149-020-01512-4
2. Alessio A.M., Farrell M.B., Fahey F.H. (2015). Role of Reference Levels in Nuclear Medicine: A Report of the SNMMI Dose Optimization Task Force. *J Nucl Med*, 56(12). PMID: 26405164. doi: 10.2967/jnumed.115.160861
3. Avramova-Cholakova S., Dimcheva M., Petrova E., Garcheva M., Dimitrova M., Palashev Y., Vassileva J. (2015). Patient doses from hybrid SPECT-CT procedures. *Radiat Prot Dosimetry*, 165(1-4), 424-9. doi: 10.1093/rpd/ncv130
4. Bailey D.L., Humm J.L., Todd-Pokropek A., van Aswegen A., (2014). Nuclear Medicine physics: a handbook for teachers and students. — *Vienna: International Atomic Energy Agency*.
5. Bebbington N.A., Haddock B.T., Bertilsson H., Hippeläinen E., Husby E.M., Tunninen V.I., Söderberg M. (2019). A Nordic survey of CT doses in hybrid PET/CT and SPECT/CT examinations. *EJNMMI Phys.* 16, 6(1), 24. doi: 10.1186/s40658-019-0266-7.
6. Beveridge T., Marks P., Thomas P., (2019) Technical Report No.:180 Australian Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Nuclear Medicine. Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency. <https://www.arpsa.gov.au/research-and-expertise/surveys/national-diagnostic-reference-level-service/current-australian-drls/nm>
7. Dance D.R., Christofides S., Maidment A.D.A, McLean I.D., Ng K.H., (2014). Diagnostic radiology physics: a handbook for teachers and students. — *Vienna: International Atomic Energy Agency*.
8. Deak, P. D., Smal, Y., & Kalender, W. A. (2010). Multisection CT protocols: sex- and age-specific conversion factors used to determine effective dose from dose-length product. *Radiology*, 257(1), 158–166. <https://doi.org/10.1148/radiol.10100047>

9. Debeljuh D.D., Jurković S., Pribanić I., Poljak F., Kralik I., Krstonošić B., Bralić A., Bajan T., Jokić O. B., Vidošević L., Kumrić D., Zrilić I, Šegota D., Diklić A., Radojčić D. A., Vassileva J. (2020). National survey to set diagnostic reference levels in nuclear medicine single photon emission imaging in Croatia. *Physica Medica*, Volume 78, 2020, Pages 109-116. ISSN 1120-1797. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.09.005>.

10. European Commission. (2000). European guidelines on quality criteria for computed tomography. EUR 16262. Brussels EC. ISBN: 92-828-7478-8

11. European Commission. (2014). Radiation protection no. 180. Diagnostic reference levels in thirty-six European Countries 2/2. *European Commission, European Union*.

12. European Commission. (1999). Radiation protection no. 109. Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures. European Commission, European Union.

13. Iball G.R., Bebbington N.A., Burniston M., Edyvean S., Fraser L., Julyan P., Parkar N., Wood T. (2017). A national survey of computed tomography doses in hybrid PET-CT and SPECT-CT examinations in the UK. *Nucl Med Commun*, 38(6), 459-470. doi: 10.1097/MNM.0000000000000672

14. ICRP. (1998). Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals. *ICRP Publication 80. Ann. ICRP 28(3)*.

15. ICRP. (2015). Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals: a Compendium of Current Information Related to Frequently Used Substances. *ICRP Publication 128. Ann. ICRP 44(2S)*.

16. ICRP. (2017). Diagnostic reference levels in medical imaging. *ICRP Publication 135. Ann. ICRP 46(1)*.

17. Korpela H., Bly R., Vassileva J., Ingilizova T., Kostadinova I., Slavchev A. (2010). Recently Revised Diagnostic Reference levels in Nuclear Medicine in Bulgaria and in Finland. *Radiation protection dosimetry*, 139(1-3), 317–320. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncq009>

18. Lima T.V.M., Gnesin S., Ryckx N., Strobel K., Stritt N., Linder R. (2018). Swiss Workgroup on Nuclear Medicine DRLs. Swiss survey on hybrid imaging CTs doses in Nuclear Medicine and proposed national dose reference levels. *Z Med Phys.* , 28(4), 265-275. doi: 10.1016/j.zemedi.2018.01.005.
19. National Academies of Sciences, Engineering, and Medicine. (2016). Molybdenum-99 for Medical Imaging. *Washington, DC: The National Academies Press.* <https://doi.org/10.17226/23563>.
20. Shrimpton, Paul & Jansen, Jan & Harrison, John. (2015). Updated estimates of typical effective doses for common CT examinations in the UK following the 2011 national review. *The British journal of radiology*, 89. <https://doi.org/10.1259/bjr.20150346>.
21. Verfaillie G., Bacher K. (2020). European DRLs for specific applications of CT in multi-modality systems. *Deliverable 2.10. MEDIRAD*
22. Vogiatzi S., Kipouros P., Chobis M. (2011). Establishment of dose reference levels for nuclear medicine in Greece. *Radiation protection dosimetry*, 147(1-2), 237–239. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncr307>
23. Willegaigon J., Braga L.F., Sapienza M.T., Coura-Filho G.B., Cardona M.A., Alves C.E., Gutterres R.F., Buchpiguel C.A. (2016). Diagnostic reference level: an important tool for reducing radiation doses in adult and pediatric nuclear medicine procedures in Brazil. *Nucl Med Commun*, 37(5), 525-33. doi: 10.1097/MNM.0000000000000462. PMID: 26657219.
24. International Atomic Energy Agency. (2019). IAEA Human Health Series No.36: SPECT/CT Atlas of Quality Control and Image Artefacts. IAEA. p.16-17.
25. Σκούρας Δ.Θ., (2019) Καθοδηγητικά Επίπεδα Δόσης (ΚΕΔ) στις πρακτικές της Πυρηνικής Ιατρικής. [Διαφάνειες PowerPoint] *Ημερίδα ΕΦΙΕ,ΠΕΦΝΑΙΔΗΤ «ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΑ ΕΠΙΠΕΔΑ ΑΝΑΦΟΡΑΣ: Ο ΡΟΛΟΣ ΤΟΥΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ.*
26. Σημαντηράκης Γ. Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς (ΔΕΑ): Η τρέχουσα κατάσταση στην Ελλάδα. [Διαφάνειες PowerPoint] *Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας.*
<https://eeae.gr/files/omilies/Simantirakis%20DEA.19.1.19.pdf>

27. Καρκαβίτσας Ν. (2012). Βασικές Αρχές και Εφαρμογές Πυρηνικής Ιατρικής. (Σημειώσεις). Εργαστήριο Πυρηνικής Ιατρικής, Σχολή Επιστημών Υγείας, Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Κρήτης
28. Κόττου Σ. (2007). Φυσική της Απεικόνισης στην Ιατρική. (Σημειώσεις). *Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή, Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών.*
29. Ψαρράκος Κ., Μολυβδά-Αθανασοπούλου Ε., Γκοτζαμάνη-Ψαρράκου Α., Σιούντας Α. (2009) *Ιατρική Φυσική: Στοιχεία Ακτινοφυσικής και Εφαρμογές στην Ιατρική. Ακτινοβιολογία, Ακτινοπροστασία.* University Studio Press. ISBN: 978-960-12-1419-1
30. Υπουργική απόφαση. ΔΥΓ2/92027/28.11.2007. Απόφαση 6. Καθορισμός Διαγνωστικών Επιπέδων Αναφοράς (ΔΕΑ) για την ακτινολογική εξέταση της μαστογραφίας και Καθοδηγητικών Επιπέδων Δόσεων (ΚΕΔ) για τις διαγνωστικές εξετάσεις πυρηνικής ιατρικής.
31. Υπουργική απόφαση. Δ.ΥΓ2/οικ.98941/6.11.2014. Καθορισμός Διαγνωστικών Επιπέδων Αναφοράς (ΔΕΑ) για ακτινογραφικές εξετάσεις, εξετάσεις αξονικής τομογραφίας, διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας και οδοντιατρικές ακτινογραφικές εξετάσεις.