ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΕΙΡΑΙΩΣ
ΣΧΟΛΗ ΝΑΥΤΙΛΙΑΣ ΚΑΙ ΒΙΟΜΗΧΑΝΙΑΣ
ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΔΙΟΙΚΗΣΗΣ & ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ

ΔΙΑΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΑΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ
ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
«ΤΕΧΝΟ-ΟΙΚΟΝΟΜΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ»

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΘΕΜΑ: **«ΤΕΧΝΟΟΙΚΟΝΟΜΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΧΡΗΣΗΣ ΚΑΙ ΕΓΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΣΤΗΝ ΕΛΛΑΔΑ»**

ΑΝΤΩΝΗΣ Δ. ΣΑΒΒΑ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: **ΓΕΩΡΓΙΟΣ ΜΑΤΣΟΠΟΥΛΟΣ**

ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ Ε.Μ.Π.

ΑΘΗΝΑ, Μάρτιος 2018

ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΕΙΡΑΙΩΣ
ΣΧΟΛΗ ΝΑΥΤΙΛΙΑΣ ΚΑΙ ΒΙΟΜΗΧΑΝΙΑΣ
ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΔΙΟΙΚΗΣΗΣ & ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ

ΔΙΑΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΑΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ
ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
«ΤΕΧΝΟ-ΟΙΚΟΝΟΜΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ»

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΘΕΜΑ: **«ΤΕΧΝΟΟΙΚΟΝΟΜΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΧΡΗΣΗΣ ΚΑΙ ΕΓΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΣΤΗΝ ΕΛΛΑΔΑ»**

ΑΝΤΩΝΗΣ Δ. ΣΑΒΒΑ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: **ΓΕΩΡΓΙΟΣ ΜΑΤΣΟΠΟΥΛΟΣ**

ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 28 Μαρτίου 2018

……..….....	……..….....	….……..….....
Γ. Ματσόπουλος Αναπληρωτής Καθηγητής Ε.Μ.Π.	Σ. Παπαβασιλείου Καθηγητής Ε.Μ.Π.	Α. Παναγόπουλος Αναπληρωτής Καθηγητής Ε.Μ.Π.

ΑΘΗΝΑ, Μάρτιος 2018

.....

Αντώνης Δ. Σάββα

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

Περίληψη

Η παρούσα διπλωματική εργασία είναι μια οικονομοτεχνική μελέτη που αφορά, σε πρώτο επίπεδο το κόστος χρήσης των υφιστάμενων ιατρικών απεικονιστικών συστημάτων στην Ελλάδα και σε δεύτερο επίπεδο το κόστος αγοράς και εγκατάστασης τέτοιων συστημάτων σε κατάλληλα διαμορφωμένους χώρους μιας νοσοκομειακής μονάδας. Τα ιατρικά απεικονιστικά συστήματα έχουν βελτιώσει και υποβοηθήσει σε μεγάλο βαθμό τη διάγνωση ασθενειών, την παρακολούθηση και αξιολόγηση ενός θεραπευτικού σχήματος ακόμα και την καθοδήγηση του ιατρικού προσωπικού κατά τη διάρκεια μιας χειρουργικής επέμβασης, δημιουργώντας οπτικές αναπαραστάσεις του εσωτερικού του σώματος ενός ασθενούς. Τα περισσότερα κύρια απεικονιστικά συστήματα, τα οποία παρέχουν και τις πιο λεπτομερείς αναπαραστάσεις της λειτουργίας των εσωτερικών οργάνων και ιστών, κάνουν χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας η οποία είναι επιζήμια για τον οργανισμό όταν υπάρχει υπέρμετρη έκθεση σε αυτήν χωρίς να λαμβάνονται τα κατάλληλα μέτρα προστασίας. Εντός του θαλάμου απεικόνισης υπάρχουν συγκεκριμένα πρωτόκολλα λήψης δεδομένων και προστασίας του προσωπικού και των ασθενών. Ωστόσο, στους παραπλήσιους χώρους, όπως για παράδειγμα διπλανά γραφεία, χώρος αναμονής ασθενών και διάδρομοι, κινούνται τόσο το προσωπικό όσο και άλλοι ασθενείς. Με σκοπό την προστασία της υγείας τους, είναι αναγκαίο να θωρακίζονται οι θάλαμοι εξέτασης με κατάλληλα υλικά έτσι ώστε να αποκόπτεται η ιοντίζουσα ακτινοβολία. Σε αυτή την εργασία, καταγράφονται τα κόστη χρήσης των κυριότερων απεικονιστικών συστημάτων στην Ελλάδα, με βάση μια πρόσφατη έκθεση με θέμα τον «Εξορθολογισμό της Κατανομής και της Χρήσης του Υψηλής Αξίας Κεφαλαιουχικού Ιατρικού Εξοπλισμού στην Ελλάδα», ως αποτέλεσμα συνεργασίας πολλών τοπικών, Ευρωπαϊκών και παγκόσμιων φορέων. Εν συνεχεία, η παρούσα εργασία επικεντρώνεται σε μια νοσοκομειακή μονάδα και καταγράφει τα κόστη που συνοδεύουν την εγκατάσταση των κύριων απεικονιστικών διατάξεων αλλά και των θωρακίσεων που απαιτούνται έτσι ώστε να μειωθεί η αχρείαστη έκθεση στην ακτινοβολία τόσο του ιατρικού προσωπικού όσο και των ασθενών. Με τον τρόπο αυτό αναδεικνύεται η οικονομική διάσταση των απεικονιστικών τεχνικών η οποία πρέπει να λαμβάνεται υπόψη κατά την ανέγερση μιας νέας νοσοκομειακής μονάδας και πως αυτά τα οικονομικά μεγέθη αυξάνουν το κόστος διάγνωσης/νοσηλείας/θεραπείας, επηρεάζοντας τελικά τόσο το σύστημα υγείας όσο και τους ιδίους τους ασθενείς.

Λέξεις κλειδιά: ιατρικά απεικονιστικά συστήματα, ιοντίζουσα ακτινοβολία θωράκιση, μόλυβδος, τεχνοοικονομική μελέτη, κόστος χρήσης ιατρικών απεικονιστικών συστημάτων

Abstract

The current diploma thesis is a techno-economic study concerning utilization costs of existing medical imaging systems in Greece, as well as costs associated with purchasing and installing such systems in properly designed spaces of a hospital unit. Medical imaging systems have greatly improved and helped diagnosis, monitoring and evaluation of therapeutic schemes and even offer the means for guidance during a surgical procedure, by creating visual representations of a patient's inner body. The majority of medical imaging systems that provide the most detailed representations of internal organs and tissues utilize ionizing radiation, which is detrimental in the case of excessive exposure to it without appropriate protective measures. There are specific protocols during an imaging scanning session in order to provide protection for both medical staff and patients within the imaging room. However, in the adjacent rooms such as secretariat offices, waiting area and corridors, both staff and other patients are present. In order to protect their health it is necessary to shield imaging rooms with suitable materials in order to block ionizing radiation from passing through walls, floor or roof. In this thesis, usage costs of the major imaging systems in Greece are provided and analyzed, based on a recent report on «Rationalizing Distribution and Utilization of High Value Capital Medical Equipment in Greece», as a result of cooperation between local, European and global agencies. Subsequently, this work focuses on a hospital unit and records the costs associated with the installation of the main imaging devices and the shielding requirements in order to reduce unnecessary exposure to ionizing radiation of both medical staff and patients. This highlights the economic dimension of imaging techniques that should be taken into account when building a new hospital unit and how these financial aspects increase the cost of diagnosis/hospitalization/treatment, ultimately affecting both the health system and patients themselves.

Key words: medical imaging systems, ionizing radiation shielding, lead, techno-economic study, utilization costs of medical imaging systems

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να εκφράσω τις πιο θερμές ευχαριστίες στον κ. Γιώργο Ματσόπουλο για την άψογη συνεργασία που είχαμε καθ' όλη τη διάρκεια της εκπόνησης αυτής της διπλωματικής εργασίας. Επιπρόσθετα, θα ήθελα να ευχαριστήσω τη Βασιλική Ηλιάδου και τον Αναστάσιο Μεντζελόπουλο για την πολύτιμη βοήθεια που μου πρόσφεραν σε θέματα που αφορούσαν κατανόηση των εννοιών της ακτινοβολίας αλλά και για τα μαθήματα σχετικά με τον υπολογισμό των θωρακίσεων. Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κ. Αλέξανδρο Σαμαρτζή, ακτινοφυσικό στο Γενικό Νοσοκομείο Αθηνών «Ο Ευαγγελισμός», ο οποίος παρείχε ενημέρωση και υλικό σχετικά με την περιφερειακή κατανομή, χρήση και κόστος για του ιατρικού εξοπλισμού στην Ελλάδα.

Περιεχόμενα

Ευρετήριο Εικόνων

Ευρετήριο Πινάκων

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή

1.1 Στόχος Διπλωματικής Εργασίας

Στόχος της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι να παρουσιάσει την οικονομική διάσταση που υπεισέρχεται στις διατάξεις ιατρικών απεικονιστικών τεχνικών οι οποίες έχουν ως σκοπό τη δημιουργία οπτικών αναπαραστάσεων του σώματος ενός ασθενούς. Οι αναπαραστάσεις αυτές παρέχουν τη δυνατότητα της οπτικοποίησης της λειτουργίας των εσωτερικών οργάνων και ιστών με απώτερο σκοπό να μπορεί το ιατρικό προσωπικό να κάνει διάγνωση ή/και να παρακολουθήσει την πορεία ενός θεραπευτικού σχήματος. Τα περισσότερα απεικονιστικά συστήματα κάνουν χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας η οποία είναι επιζήμια για τον οργανισμό όταν χρησιμοποιείται αλόγιστα. Για το σκοπό αυτό, είναι αναγκαίο να θωρακίζονται οι θάλαμοι εξέτασης έτσι ώστε να μην επηρεάζεται το προσωπικό και οι ασθενείς που βρίσκονται σε παραπλήσιους χώρους, αφού σε μια μέρα λαμβάνουν χώρα πολλές λήψεις. Στην παρούσα διπλωματική εργασία, γίνεται μια συγκεντρωτική μελέτη σχετικά με τα κόστη χρήσης του απεικονιστικού εξοπλισμού, τόσο στο δημόσιο όσο και στον ιδιωτικό τομέα, βάσει στοιχείων από τοπικούς, Ευρωπαϊκούς και παγκόσμιους φορείς. Εν συνεχεία, η μελέτη αυτή εξειδικεύεται και παρουσιάζεται ο υπολογισμός του κόστους τόσο των ιδίων των απεικονιστικών συστημάτων, όσο και του κόστους των απαιτούμενων θωρακίσεων, με απώτερο σκοπό την ανάδειξη της οικονομικής διάστασης των απεικονιστικών τεχνικών και πως αυτές πρέπει να λαμβάνονται υπόψη κατά τη ανέγερση μιας νέας νοσοκομειακής μονάδας.

1.2 Διάρθρωση Διπλωματικής Εργασίας

Η παρούσα διπλωματική εργασία διαρθρώνεται σε κεφάλαια ως ακολούθως. Στο Κεφάλαιο 2 γίνεται μια σύντομη παρουσίαση της έννοιας της νοσοκομειακής μονάδας καθώς επίσης και τα συνήθη τμήματα τα οποία τη συνιστούν, δίνοντας περαιτέρω έμφαση στα επιμέρους τμήματα τα οποία στεγάζουν τα απεικονιστικά συστήματα. Τα τμήματα αυτά είναι υπεύθυνα για τη χρήση, ρύθμιση, συντήρηση και λειτουργία των μηχανημάτων, καθήκοντα τα οποία επιτελούνται από εξειδικευμένο ιατρικό και μη ιατρικό προσωπικό,

όπως ακτινοφυσικοί, φυσικοί και βιοϊατρικοί μηχανικοί. Τέλος, στο κεφάλαιο αυτό γίνεται μια σύντομη παρουσίαση των κυριότερων απεικονιστικών συστημάτων που απαντώνται σε μεγάλες νοσοκομειακές μονάδες, καθώς επίσης και μια περιγραφή του τρόπου και των βασικών αρχών λειτουργίας τους.

Στο Κεφάλαιο 3 παρουσιάζεται η έννοια της ιοντίζουσας ακτινοβολίας όπως αυτή χρησιμοποιείται στην κλινική πρακτική με σκοπό τη δημιουργίας οπτικών αναπαραστάσεων του εσωτερικού του σώματος ενός εξεταζόμενου. Εν συνεχεία, γίνεται εκτενής αναφορά στους τρόπους με τους οποίους προστατεύονται τόσο το ιατρικό προσωπικό όσο και οι ίδιοι οι ασθενείς, από την έκθεση στην ακτινοβολία, οι οποίοι βασίζονται στο τρίπτυχο *χρόνος – απόσταση – θωράκιση*. Τέλος, στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζονται τα οικονομικά στοιχεία των υλικών που χρησιμοποιούνται για θωράκιση από την ακτινοβολία, δηλαδή τις τρέχουσες τιμές αγοράς καθώς επίσης και τις παρελθούσες αξίες τους. Με αυτό τον τρόπο γίνεται εμφανής η οικονομική διάσταση του κόστους των απεικονιστικών τμημάτων μιας νοσοκομειακής μονάδας.

Το Κεφάλαιο 4 διαρθρώνεται σε δύο κύριες ενότητες. Στην πρώτη ενότητα, γίνεται μια παρουσίαση του κόστους χρήσης απεικονιστικών συστημάτων σε εθνικό επίπεδο, βάσει διαθέσιμων δεδομένων, αναδεικνύοντας την κατανομή της χρήσης των απεικονιστικών συστημάτων ανά γεωγραφική περιοχή καθώς επίσης και των απαιτούμενων δαπανών αποζημίωσης. Στη δεύτερη ενότητα, η οικονομική πτυχή των συστημάτων αυτών επικεντρώνεται στην αγορά και εγκατάστασή τους. Ειδικότερα, λαμβάνονται υπόψη οι χώροι όπου είναι τοποθετημένα τα συστήματα αυτά και γίνονται οι υπολογισμοί των απαιτούμενων θωρακίσεων. Στη συνέχεια παρουσιάζεται αναλυτικά ο υπολογισμός του κόστους της θωράκισης λαμβάνοντας υπόψη περιορισμούς που τίθενται από την αγορά, για παράδειγμα συγκεκριμένες διαστάσεις και πάχη των υλικών θωράκισης. Τέλος, παρουσιάζονται τα συνολικά κόστη ανά απεικονιστική τεχνική.

Στο Κεφάλαιο 5 συνοψίζονται τα αποτελέσματα αυτής της εργασίας και παρατίθενται τα σχετικά συμπεράσματα που αφορούν τα οικονομικά κόστη των ιατρικών απεικονιστικών συστημάτων.

Κεφάλαιο 2: Νοσοκομειακά Απεικονιστικά Συστήματα

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζεται η έννοια της νοσοκομειακής μονάδας καθώς επίσης και ποιες κατηγορίες νοσοκομείων υπάρχουν, ανάλογα με τα περιστατικά τα οποία μπορούν να περιθάλψουν. Επιπλέον, γίνεται μια σύντομη αναφορά στα συνήθη τμήματα τα οποία συνιστούν μια νοσοκομειακή μονάδα, δίνοντας περαιτέρω έμφαση στα επιμέρους τμήματα τα οποία στεγάζουν απεικονιστικά συστήματα. Τα τμήματα αυτά είναι υπεύθυνα για τη χρήση, ρύθμιση, συντήρηση και λειτουργία των μηχανημάτων, καθήκοντα τα οποία επιτελούνται από εξειδικευμένο ιατρικό και μη ιατρικό προσωπικό, όπως ακτινοφυσικοί, φυσικοί και βιοϊατρικοί μηχανικοί. Τέλος, στο κεφάλαιο αυτό γίνεται μια σύντομη παρουσίαση των κυριότερων απεικονιστικών συστημάτων που απαντώνται σε μεγάλες νοσοκομειακές μονάδες, καθώς επίσης και μια περιγραφή του τρόπου και των βασικών αρχών λειτουργίας τους.

2.1 Νοσοκομειακή Μονάδα

Μια «Νοσοκομειακή Μονάδα» ή διαφορετικά «νοσοκομείο», είναι ένα ίδρυμα υγειονομικής περίθαλψης στο οποίο δραστηριοποιείται εξειδικευμένο ιατρικό και νοσηλευτικό προσωπικό, με απώτερο σκοπό την παροχή περίθαλψης αλλά και εφαρμογή διαφόρων θεραπευτικών σχημάτων στους ασθενείς [1]. Τέτοιου είδους περίθαλψη περιλαμβάνει από τη χορήγηση απλών φαρμάκων μέχρι και τη διεξαγωγή πολύπλοκων επεμβάσεων. Οι νοσοκομειακές μονάδες δύναται να κατηγοριοποιηθούν ανάλογα με το σκοπό τον οποίο εξυπηρετούν, δηλαδή ποιας φύσεως περιστατικά έχουν τη δυνατότητα, από άποψης υλικοτεχνικής υποδομής αλλά και προσωπικού, να περιθάλψουν.

Την πιο διαδεδομένη κατηγορία νοσοκομείου αποτελεί το «Γενικό Νοσοκομείο», το οποίο είναι σχεδιασμένο να υποδέχεται πάσχοντες με διαφορετικά είδη ασθενειών και τραυμάτων. Σε ένα γενικό νοσοκομείο υπάρχει μεγάλος αριθμός κλινών τόσο για τις ανάγκες εντατικής θεραπείας όσο και για νοσηλεία και παρακολούθηση περιστατικών μικρότερης σημαντικότητας. Επιπλέον, διαθέτει εγκαταστάσεις ιατρείων, εξειδικευμένες

αίθουσες όπου γίνονται χειρουργικές επεμβάσεις χειρουργείων καθώς επίσης πληθώρα εργαστηρίων και αιθουσών με σκοπό την ανάλυση δειγμάτων από τους ασθενείς αλλά και την διεξαγωγή απεικονιστικών εξετάσεων για την υποβοήθηση της διάγνωσης/θεραπείας. Τέλος, διαθέτουν μία μονάδα επειγόντων περιστατικών η οποία έχει ως στόχο την άμεση ανταπόκριση σε περιστατικά που απειλούν την υγεία οποιαδήποτε μέρα και ώρα, καθώς επίσης είναι υπεύθυνη για την αποστολή μέσων άμεσης βοήθειας για παροχή πρώτων βοηθειών στο χώρο του ατυχήματος και διακομιδή των τραυματιών στο νοσοκομείο.

Άλλα είδη νοσοκομείων είναι τα: «εξειδικευμένο», «πανεπιστημιακό» και οι «κλινικές». Το εξειδικευμένο νοσοκομείο, όπως υποδεικνύεται από την κατηγοριοποίησή του, επικεντρώνεται στην περίθαλψη συγκεκριμένης φύσεως περιστατικών και κατηγορίες ασθενών, όπως π.χ. ορθοπεδικά τραύματα, ψυχιατρική θεραπεία, νοσοκομείο παίδων, ακτινοθεραπεία. Ένα πανεπιστημιακό νοσοκομείο συνδυάζει την περίθαλψη ασθενών με την ταυτόχρονη διδασκαλία/εκπαίδευση σε φοιτητές ιατρικής και νοσηλευτικής. Τέλος, μια κλινική, είναι μικρότερη σε έκταση με όρους κτιριακών εγκαταστάσεων και δύναται να περιθάλψει συγκεκριμένης σοβαρότητας περιστατικά. Σε περίπτωση αδυναμίας παροχής ιατρικών υπηρεσιών λόγω σοβαρότητας περιστατικού τότε ο ασθενής παραπέμπεται σε γενικό ή εξειδικευμένο νοσοκομείο.

Αναφορικά με τα τμήματα τα οποία αποτελούν ένα νοσοκομείο, αυτά μπορεί να είναι η μονάδα εγκαυμάτων, το καρδιολογικό τμήμα, το ωτορινολαρυγγολογικό τμήμα, το παιδιατρικό τμήμα, το παθολογικό τμήμα, το χειρουργικό τμήμα, το τμήμα επειγόντων περιστατικών, η μονάδα εντατικής θεραπείας, η μονάδα τραυμάτων, η μονάδα τοκετού, η μονάδα ψυχικής υγείας, το ακτινολογικό τμήμα, το τμήμα πυρηνικής ιατρικής, το τμήμα αξονικής-μαγνητικής τομογραφίας, το τμήμα απεικόνισης μαστού, το τμήμα υπερήχων και άλλα. Επιπρόσθετα, η εύρυθμη λειτουργία μιας νοσοκομειακής μονάδας υποστηρίζεται και από μη ιατρικά τμήματα όπως το τμήμα διοίκησης και γραμματειακού προσωπικού, το τμήμα ιατρικών αρχείων και το τμήμα πληροφορικής.

2.2 Ιατρικά Απεικονιστικά Συστήματα

Η διάγνωση της ασθένειας και γενικότερα της κλινικής κατάστασης του κάθε ατόμου βασίζεται ως επί το πλείστον σε δεδομένα που λαμβάνονται από διάφορα απεικονιστικά συστήματα, ανάλογα με την κάθε περίπτωση κατά την κρίση του εξετάζοντος ιατρού. Η εικόνα που λαμβάνεται εφαρμόζοντας τεχνικές ιατρικής απεικόνισης μπορεί να είναι καθοριστική για τη διάγνωση ή να λειτουργήσει συνδυαστικά με άλλες εξετάσεις, π.χ. αιματολογικές, με σκοπό την πλήρη κλινική εικόνα του ασθενούς. Εκτός από τους σκοπούς της διάγνωσης, τα ιατρικά απεικονιστικά συστήματα χρησιμοποιούνται και για παρακολούθηση της εξέλιξης ενός θεραπευτικού σχήματος ή υποβοήθηση στο ιατρικό προσωπικό για το σχεδιασμό της βέλτιστης χειρουργικής ή/και φαρμακευτικής αγωγής που θα πρέπει να χορηγηθεί στον ασθενή [2]-[5].

Πιο τυπικά, με τον όρο «ιατρική απεικόνιση» ορίζεται ως εκείνη η τεχνική και διαδικασία μέσω της οποίας δημιουργούνται στατικές ή δυναμικές (εξελισσόμενες με το χρόνο) οπτικές αναπαραστάσεις του εσωτερικού ενός σώματος, με απώτερο σκοπό την κλινική ανάλυση και αξιολόγησή τους εκ μέρους του ιατρικού προσωπικού, έτσι ώστε να υποβοηθηθεί η οποιαδήποτε ιατρική παρέμβαση. Επιπρόσθετα, οι δυναμικές οπτικές αναπαραστάσεις επιτρέπουν την παρακολούθηση της λειτουργίας ορισμένων οργάνων και ιστών, αποκαλύπτοντας έτσι πτυχές και στοιχεία τα οποία ενδεχομένως να μην ήταν εμφανή μέσω των στατικών αναπαραστάσεων. Γενικά, μέσω των ιατρικών απεικονιστικών συστημάτων είναι εφικτό να αποκαλυφθούν οι εσωτερικές δομές του ανθρώπινου οργανισμού, αλλά και να δημιουργηθούν κατάλληλες βάσεις δεδομένων να συλλεχθούν στοιχεία από πολλούς ασθενείς και υγιείς τα οποία μέσα από κατάλληλη επεξεργασία να επιτρέψουν την πληρέστερη κατανόηση της εν λόγω ασθένειας, την εύρεση καλύτερων και αποδοτικότερων θεραπευτικών σχημάτων όπως επίσης την εύρεση κατάλληλων βιοδεικτών οι οποίοι θα μπορούν να χαρακτηρίσουν την εμφάνιση αλλά και την εξέλιξη της εκάστοτε ασθένειας [6]-[7].

Τα ιατρικά απεικονιστικά συστήματα μπορούν να χωριστούν σε δύο κύριες κατηγορίες, η μια αφορά τα μη επεμβατικά συστήματα και η άλλη τις επεμβατικές τεχνικές απεικόνισης. Με τον όρο «επεμβατική απεικόνιση» εννοούμε τη διαδικασία δημιουργίας οπτικών αναπαραστάσεων επεμβαίνοντας στον οργανισμό του ασθενούς, π.χ. με τη χορήγηση

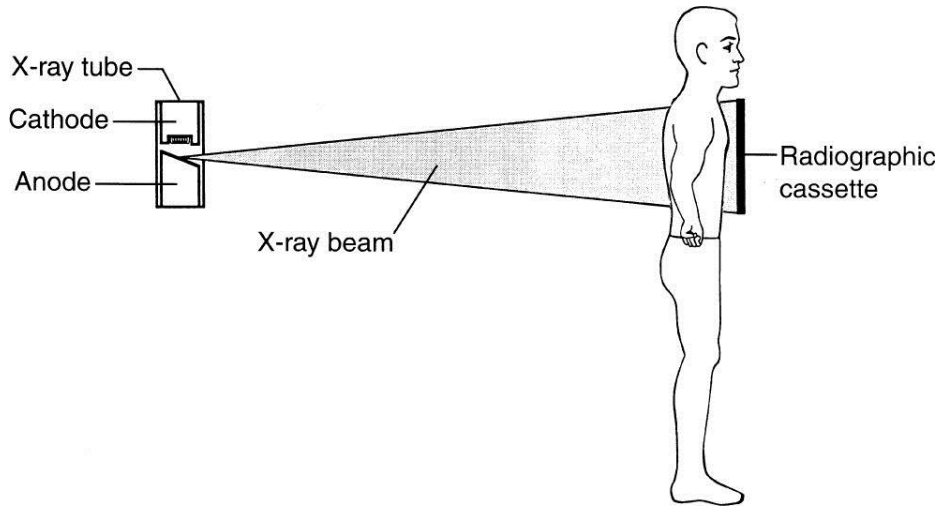
ενός ραδιενεργού φαρμάκου και την κατοπινή λήψη της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας μέσω ειδικών διατάξεων. Οι μη επεμβατικές τεχνικές, διεγείρουν τον υπό εξέταση ιστό, π.χ. με ακτίνες Χ και μετρούν την απόκρισή του, παράγοντας μέσω διαφόρων αλγορίθμων την εικόνα του υποκείμενου ιστού. Οι πιο ευρέως διαδομένες τεχνικές ιατρικής απεικόνισης είναι η απλή ακτινογραφία (radiography), η υπολογιστική ακτινογραφία (Computed Tomography – CT), η μαγνητική τομογραφία πυρηνικού συντονισμού (Magnetic Resonance Imaging – MRI), η μαστογραφία (Mammography), η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (Positron Emission Tomography – PET), η ψηφιακή τομογραφία εκπομπής μονο-φωτονίων (Single-Photon Emission Computed Tomography – SPECT), η αγγειογραφία (Angiography), το υπερηχογράφημα (Ultrasound) καθώς επίσης και συνδυασμού αυτών, όπως π.χ. PET-CT και PET-MRI. Οι συνδυαστικές τεχνικές απεικόνισης επιτρέπουν την εκμετάλλευση των πλεονεκτημάτων των δύο επιμέρους μεθόδων σε μία μόνο λήψη, εξαλείφοντας την ανάγκη για ψηφιακή σύντηξη των επιμέρους δεδομένων σε μεταγενέστερο στάδιο, καθώς επίσης και την ταλαιπωρία του ασθενούς εφόσον η λήψη γίνεται μία φορά και όχι περισσότερες.

Στις υποενότητες που ακολουθούν παρουσιάζονται οι βασικές αρχές λειτουργίας των κυριότερων απεικονιστικών συστημάτων, τα οποία είναι απαραίτητα για να καλύψουν ένα ευρύ φάσμα αναγκών μιας γενικής νοσοκομειακής μονάδας.

2.2.1 Ακτινογραφία

Η ακτινογραφία (Radiograph) είναι μια μέθοδος απεικόνισης η οποία χρησιμοποιεί ακτίνες Χ με σκοπό τη δημιουργία οπτικής αναπαράστασης των εσωτερικών δομών ενός ασθενούς [8]. Οι ακτίνες Χ αποτελούν μια μορφή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στο εύρος συχνοτήτων $[3,\ 3 \times 10^3] \times 10^{16}$ Hz και παράγονται από μια γεννήτρια τροφοδοτούμενη από τάση. Οι εκπεμπόμενες ακτίνες περνούν μέσα από το σώμα του ασθενούς και συλλαμβάνονται από ένα ανιχνευτή φιλμ ο οποίος βρίσκεται τοποθετημένος πίσω από τον εξεταζόμενο. Η περίπτωση αυτή (φιλμ) αποτελεί την πιο συχνά χρησιμοποιούμενη μέθοδο, ενώ υπάρχουν εκδοχές ακτινογραφίας βασισμένες σε ψηφιακό ανιχνευτή [9]. Ανάλογα με το είδος του υποκείμενου ιστού, με όρους πυκνότητας

και σύνθεσής του, ένα ποσοστό των ακτίνων Χ απορροφάται από αυτόν. Για παράδειγμα, στην περίπτωση πυκνού οστού η απορρόφηση της ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη σε σύγκριση με ένα μαλακό ιστό ο οποίος επιτρέπει την περαιτέρω διέλευση. Η διακύμανση της ακτινοβολίας που περνά επιτρέπει τη δημιουργία αντίθεσης στην εικόνα παράγοντας μια δισδιάστατη (2Δ) αναπαράσταση των δομών μέσα στον ασθενή. Η ακτινοβόληση με ακτίνες Χ βρίσκει εφαρμογές πέραν της διαγνωστικής ιατρικής, στη βιομηχανία και στην ασφάλεια των αεροδρομίων. Αναφορικά με τη διαγνωστική εφαρμογή, οι πιο κοινές κλινικές εφαρμογές αφορούν, την αξιολόγηση της παθολογίας των πνευμόνων, την εξέταση των δομών των οστών και να διαγνώσει κατάγματα, εξάρθρωση ή άλλη οστική παθολογία, την αξιολόγηση κοιλιακής απόφραξης, τον ελεύθερο αέρα ή το ελεύθερο υγρό μέσα στην κοιλιακή κοιλότητα, καθώς επίσης και την εκτίμηση κοινών οδοντιατρικών παθολογιών, όπως κοιλοτήτων ή αποστημάτων [8]. Στην Εικόνα 2.1 απεικονίζεται ένα σχηματικό διάγραμμα μιας τυπικής απεικόνισης με χρήση ακτίνων Χ και πιο συγκεκριμένα για ακτινογραφία θώρακος, ενώ στην Εικόνα 2.2 παρουσιάζεται μια ιατρική συσκευή απεικόνισης ακτίνων Χ μαζί με τη θέση που λαμβάνει ο ασθενής σε μια τέτοια περίπτωση. Διακρίνονται επίσης το ακτινογραφικό τραπέζι για λήψεις όταν ο ασθενής χρειάζεται να είναι ξαπλωμένος, ο ακτινοφυσικός, ο οποίος έχει την ευθύνη λειτουργίας της συσκευής καθώς επίσης και ο σταθμός εργασίας για το χειρισμό της συσκευής.



Εικόνα 2.1: Σχηματικό διάγραμμα μιας τυπικής ακτινογραφίας θώρακος [10]

Εικόνα 2.2: Συσκευή ακτίνων Χ για λήψη εικόνων σε όρθια αλλά και επικλινή θέση [11].

2.2.2 Ακτινοσκοπία

Η Ακτινοσκοπία (Fluoroscopy) είναι μια τεχνική απεικόνισης που και αυτή χρησιμοποιεί ακτίνες Χ για να αποκτήσει δυναμικές εικόνες, σε πραγματικό χρόνο. Οι κινούμενες αυτές οπτικές αναπαραστάσεις επιτρέπουν στο ιατρικό προσωπικό να δει την εσωτερική δομή και λειτουργία ενός συγκεκριμένου οργάνου ή ομάδας ιστών ενός ασθενούς, για παράδειγμα λειτουργία της καρδιάς ή η κίνηση κατά την κατάποση [12]. Μια τέτοια απεικόνιση είναι χρήσιμη τόσο για τη διάγνωση όσο και την εφαρμογή κάποιου θεραπευτικού σχήματος, ενώ έχει βρει εφαρμογές και σε χειρουργικές επεμβάσεις καθοδηγούμενες από την εικόνα. Στην απλούστερη μορφή του, ένα ακτινοσκοπικό μηχάνημα αποτελείται από μια πηγή ακτίνων Χ και μια φθορίζουσα οθόνη, μεταξύ των οποίων τοποθετείται ο εξεταζόμενος. Η συγκεκριμένη διάταξη ήταν η πιο συνηθισμένη μέχρι και την δεκαετία του 1950, όπου και συμπεριλήφθηκαν ενισχυτές και κάμερες τα οποία επέτρεψαν τη βελτίωση της ανάλυσης της λαμβανόμενης εικόνας αλλά και την προβολή αυτής σε απομακρυσμένη οθόνη. Επιπρόσθετα, μέχρι τη δεκαετία του 1960 οι λαμβανόμενες κινούμενες εικόνες δεν μπορούσαν να αποθηκευτούν, ενώ η μετέπειτα

εξέλιξη της τεχνολογίας επέτρεψε την καταγραφή τους και την μεταγενέστερη αναπαραγωγή τους βελτιώνοντας τη διαγνωστική διαδικασία. Τέλος, στο παρόν στάδιο η διαδικασία της ακτινοσκόπησης υποβοηθείται από αλγορίθμους επεξεργασίας εικόνων καθώς και άλλες διάφορες λειτουργίες ψηφιακής απεικόνισης με σκοπό την ανάλυση, αποθήκευση και ανάκτηση των δεδομένων.

Όπως και στην περίπτωση των απλών ακτινογραφιών, η χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας, θέτει ενδεχόμενους κινδύνους στην υγεία του ασθενούς από την όλη διαδικασία απεικόνισης η οποία πρέπει να είναι προσεκτικά ισορροπημένη ώστε να ωφελείται ο εξεταζόμενος. Στην περίπτωση αυτή, επειδή ο ασθενής πρέπει να εκτίθεται σε συνεχή εκπομπή ακτίνων Χ αντί για στιγμιαίο παλμό, μια διαδικασία ακτινοσκόπησης υποβάλλει έναν ασθενή σε υψηλότερη απορροφούμενη δόση ακτινοβολίας από μια συνηθισμένη (ακίνητη) ακτινογραφία. Κατά συνέπεια χρειάζεται να μειωθεί η έκθεση στην ακτινοβολία η οποία επιτυγχάνεται μέσω πρόσφατων εξελίξεων στην τεχνολογία ακτινοσκόπησης, όπως η ψηφιακή επεξεργασία εικόνων και οι ανιχνευτές επίπεδης επιφάνειας, οδηγώντας σε μείωση των δόσεων ακτινοβολίας. Στην Εικόνα 2.3 απεικονίζεται μια συσκευή ακτινοσκόπησης.

Εικόνα 2.3: Παράδειγμα συσκευής ακτινοσκόπησης [13].

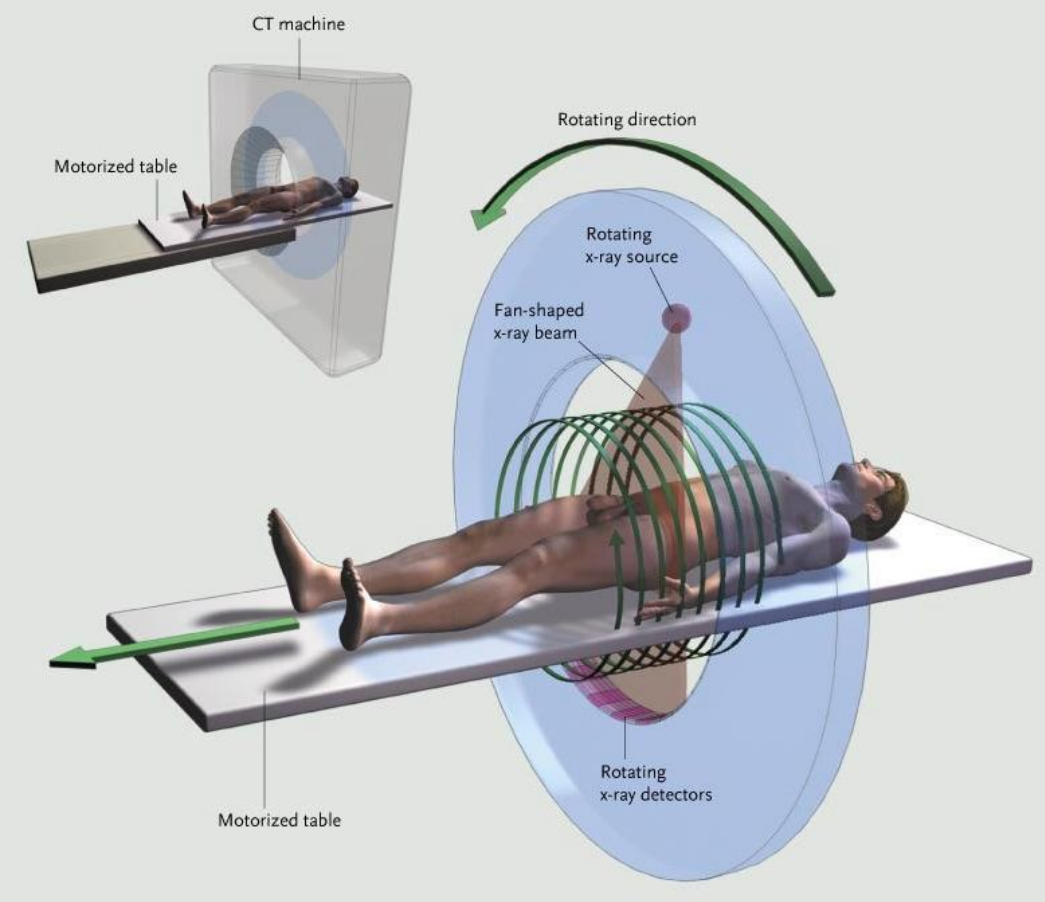
2.2.3 Μαστογραφία

Η μαστογραφία (Mammography) είναι μια μέθοδος απεικόνισης η οποία βασίζεται στις ίδιες αρχές λειτουργίας της απλής ακτινογραφίας, αλλά χρησιμοποιεί ακτινοβολία χαμηλότερης ενέργειας με σκοπό την απεικόνιση των ιστών του μαστού. Η πρακτική της μαστογραφίας χρησιμοποιεί τυποποιημένες απεικονιστικές όψεις των μαστών με σκοπό την ειδικότερη αξιολόγηση για πιθανές αλλοιώσεις. Οι συνηθέστερες κλινικές εφαρμογές της μαστογραφίας είναι η ανίχνευση πρώιμου καρκίνου σε ασυμπτωματικές γυναίκες, η διάγνωση μιας προηγουμένως αναγνωρισμένης ύποπτης βλάβης του μαστού, η εκτίμηση της υποτροπής της κακοήθειας σε γυναίκες με γνωστό καρκίνο του μαστού καθώς επίσης και η λήψη δειγμάτων από ύποπτες μάζες στον μαστό [14]. Όπως και στην περίπτωση των απλών ακτινογραφιών υπάρχουν η αναλογική και ψηφιακή μαστογραφία. Η μεν πρώτη (αναλογική) κάνει χρήση αναλογικού φιλμ και αποτελεί την πλέον κοινή εξέταση παγκοσμίως, η δε δεύτερη (ψηφιακή) κάνει χρήση ψηφιακής τεχνολογίας για την παραγωγή των τελικών αναπαραστάσεων. Ειδικότερα, η ψηφιακή μαστογραφία κάνει χρήση ψηφιακών υποδοχέων και αλγορίθμων επεξεργασίας αντί του φιλμ ακτίνων Χ. Τελικά, οι δύο αυτές μέθοδοι είναι ίδιες ενώ αλλάζει μόνο η απεικονιστική τεχνολογία. Επιπλέον, υπάρχει η δυνατότητα δημιουργίας τρισδιάστατης (3Δ) αναπαράστασης με χρήση υπολογιστικών τεχνικών. Στην Εικόνα 2.4 παρουσιάζεται μια συσκευή ψηφιακής μαστογραφίας πλήρους πεδίου (Full-Field Digital Mammography) και ο σταθμός εργασίας για τη λήψη και επεξεργασία των λαμβανόμενων εικόνων.

Εικόνα 2.4: Συσκευή ψηφιακής μαστογραφίας πλήρους πεδίου [15].

2.2.4 Υπολογιστική Τομογραφία

Η υπολογιστική τομογραφία (Computed Tomography – CT) είναι μια μέθοδος οπτικοποίησης του εσωτερικού του σώματος ενός εξεταζόμενου κάνοντας χρήση ακτίνων Χ. Οι διαφορές με τις προηγουμένως αναφερθείσες τεχνικές έγκεινται στους πολλαπλούς ανιχνευτές και στις μεθόδους επεξεργασίας με σκοπό την παραγωγή της τελικής εικόνας. Ειδικότερα, κατά την εξέταση μιας τυπικής υπολογιστικής τομογραφίας, ο ασθενής τοποθετείται σε ένα μετακινούμενο τραπέζι και λαμβάνονται πολλές μετρήσεις ακτίνων Χ από διαφορετικές γωνίες με σκοπό την παραγωγή μιας εγκάρσιας εικόνας. Στη συνέχεια ο ασθενής μετακινείται κατά τον οριζόντιο άξονα και λαμβάνεται μια νέα σειρά μετρήσεων. Η παραπάνω διαδικασία απεικονίζεται στην Εικόνα 2.5. Πιο συγκεκριμένα φαίνεται ο ασθενής ο οποίος είναι τοποθετημένος σε μηχανικά κινούμενο τραπέζι, ενώ οι συνεχώς περιστρεφόμενοι «πηγή-ανιχνευτές» λαμβάνουν πολλές τομές από την υπό εξέταση ανατομική περιοχή.



Εικόνα 2.5: Σχηματικό διάγραμμα λήψης δεδομένων κατά την εξέταση με υπολογιστική τομογραφία [16]-[15].

Τελικά, όλες οι τομές που έχουν ληφθεί συνδυάζονται και με τη χρήση κατάλληλων αλγορίθμων ψηφιακής επεξεργασίας, δημιουργείται μια 3Δ αναπαράσταση του εξεταζόμενου ιστού. Κάποιες συχνές κλινικές εφαρμογές αφορούν την απεικόνιση του εγκεφάλου, του κρανίου, του θώρακα, της κοιλιακής και πυελικής χώρας [17]. Στην Εικόνα 2.6 απεικονίζεται ένας σαρωτής υπολογιστικής τομογραφίας, όπου φαίνεται στο κινούμενο τραπέζι και το περίβλημα εντός του οποίου βρίσκονται η πηγή ακτίνων Χ και η συστοιχία ανιχνευτών.

Εικόνα 2.6: Σαρωτής υπολογιστικής τομογραφίας [18].

2.2.5 Μαγνητική Τομογραφία

Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (Magnetic Resonance Imaging – MRI) είναι μια τεχνική ιατρικής απεικόνισης που έχει ως σκοπό την λεπτομερή απεικόνιση της ανατομίας και των φυσιολογικών διεργασιών του σώματος τόσο σε περιπτώσεις υγιών όσο και σε περιπτώσεις ασθενών. Οι σαρωτές μαγνητικής τομογραφίας χρησιμοποιούν ισχυρά μαγνητικά πεδία, κλίσεις ηλεκτρικού πεδίου και ραδιοκύματα έτσι ώστε να δημιουργηθούν εικόνες των οργάνων στο σώμα, χωρίς να εμπλέκονται ακτίνες Χ και ιοντίζουσα ακτινοβολία. Το γεγονός αυτό καθιστά τη συγκεκριμένη τεχνική απεικόνισης ως προτιμότερη έναντι των άλλων τεχνικών, π.χ. αξονική τομογραφία, εάν θα βοηθήσει ισάξια τον ιατρό στη διάγνωσή του, καθώς μπορεί να αποφέρει διαφορετικές διαγνωστικές πληροφορίες σε σύγκριση με την αξονική τομογραφία. Η μαγνητική τομογραφία παρέχει σε πραγματικό χρόνο 3Δ αναπαραστάσεις των ιστών και των οργάνων του σώματος με ιδιαίτερα καλή αντίθεση στην περίπτωση των μαλακών ιστών, καθιστώντας την εξαιρετική επιλογή εάν είναι απαραίτητη η απεικόνιση του εγκεφάλου, της σπονδυλικής στήλης, των μυών, των αρθρώσεων, του νωτιαίου μυελού, της καρδιάς, των μαστών και άλλων δομών. Εν γένει χρησιμοποιείται για κλινική διάγνωση, καθορισμό του σταδίου κάποιας ασθένειας και παρακολούθηση [19].

Κατά τη σάρωση με μαγνητικά πεδία ενδέχεται να υπάρχουν ενοχλήσεις εκ μέρους του εξεταζόμενου, καθώς οι σαρώσεις διαρκούν περισσότερο και υπάρχει σημαντικά αυξημένος θόρυβος στο χώρο της εξέτασης, σε σύγκριση με την αξονική τομογραφία. Επιπλέον, είναι αναγκαίο ο ασθενής να εισέλθει σε ένα στενό, περιοριστικό σωλήνα, κάτι που μπορεί να δημιουργήσει δυσφορία σχετιζόμενη με κλειστοφοβικές τάσεις. Ένα παράδειγμα σαρωτή κλειστού τύπου παρουσιάζεται στην Εικόνα 2.7. Για να αντιμετωπιστούν τέτοιου είδους περιστατικά έχουν κατασκευαστεί μαγνητικοί τομογράφοι ανοικτού τύπου (Εικόνα 2.8) οι οποίοι προσφέρουν μεν χαμηλότερη αντίθεση στις παραγόμενες εικόνες σε σχέση του κλειστού τύπου, αλλά επιτρέπουν την αναπαράσταση των εσωτερικών ιστών σε τέτοιο βαθμό ώστε να μπορεί να γίνει η διάγνωση/παρακολούθηση. Επιπρόσθετα, ένας άλλος περιορισμός αφορά την παρουσία κάποιων ιατρικών εμφυτευμάτων ή άλλων μη αφαιρούμενων μετάλλων μέσα στο σώμα του εξεταζόμενου, καθιστώντας μη ασφαλή την εξέταση με μαγνητική τομογραφία [20].

Εικόνα 2.7: Σαρωτής μαγνητικής τομογραφίας κλειστού τύπου [21].

Εικόνα 2.8: Σαρωτής μαγνητικής τομογραφίας ανοικτού τύπου [22].

2.2.6 Τομογραφία Εκπομπής Ποζιτρονίων

Η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (Positron Emission Tomography – PET) είναι μια τεχνική λειτουργικής απεικόνισης πυρηνικής ιατρικής που χρησιμοποιείται για την παρακολούθηση τόσο των ανατομικών όσο και των μεταβολικών διεργασιών στο σώμα. Οι λαμβανόμενες πληροφορίες μπορεί να οδηγήσουν στην έγκαιρη διάγνωση παθολογικών καταστάσεων η οποίες αντικατοπτρίζονται ως διαταραχές σε λειτουργικό επίπεδο πριν αυτές γίνουν εμφανείς στο ανατομικό επίπεδο. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω της χορήγησης στον ασθενή ενός ιχνηθέτη/ραδιοφαρμάκου κατάλληλα επιλεγμένου ώστε να συγκεντρώνεται επιλεκτικά στην περιοχή ενδιαφέροντος, το οποίο διασπάται εκπέμποντας ποζιτρόνια. Κάθε ένα ποζιτρόνιο συναντώντας ένα ηλεκτρόνιο αλληλεπιδρά μαζί του και εξαϋλώνονται δημιουργώντας ταυτόχρονα ακτίνες-γ. Οι ακτίνες αυτές διαπερνούν τους ιστούς και προσπίπτουν σε μια διάταξη ανιχνευτών που περιβάλλουν τον εξεταζόμενο. Εφόσον ανιχνευθεί ένας αρκετά μεγάλος αριθμός γεγονότων εξαΰλωσης γίνεται η ανακατασκευή της 3Δ εικόνας στην οποία αντικατοπτρίζεται η κατανομή του ιχνηθέτη μέσω μεθόδων ψηφιακής ανάλυσης. Εφόσον η κατανομή του ραδιοϊσοτόπου εξαρτάται από τις ιδιότητες και την παθοφυσιολογία της εκάστοτε

περιοχής, η λαμβανόμενη εικόνα από την τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων παρέχει πληροφορίες για τη λειτουργία της περιοχής που επιλέχθηκε [23].

Από τα τέλη της δεκαετίας του 1990 έγινε εφικτό να συνδυαστούν οι τεχνικές απεικόνισης της αξονικής τομογραφίας και τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων σε ένα σαρωτή (PET/CT), ενώ από τις αρχές του 2000 άρχισαν να διατίθενται για ευρεία χρήση στην κλινική πρακτική. Ο συνδυασμός των δύο αυτών τεχνολογιών επιτρέπει την απόκτηση διαδοχικών εικόνων και με τις δύο τεχνικές απεικόνισης σε μία μόνο λήψη, οι οποίες συνδυάζονται σε μια ενιαία υπερτιθέμενη εικόνα. Έτσι, η λειτουργική απεικόνιση που λαμβάνεται από την τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων απεικονίζει τη χωρική κατανομή της μεταβολικής ή βιοχημικής δραστηριότητας στο σώμα, ευθυγραμμίζεται με μεγαλύτερη ακρίβεια με την ανατομική αναπαράσταση που λαμβάνεται από την αξονική τομογραφία. Τα περισσότερα ιατρικά κέντρα έχουν εγκαταλείψει τις συμβατικές συσκευές εκπομπής ποζιτρονίων υποκαθιστώντας τις με τον συνδυασμένο σαρωτή. Παρόλο που η υβριδική συσκευή είναι πολύ πιο ακριβή, έχει το πλεονέκτημα ότι παρέχει και τις δύο λειτουργίες ως αυτόνομες εξετάσεις, πράγμα που είναι ουσιαστικά δύο συσκευές σε μία [24]. Ένα παράδειγμα τέτοιου σαρωτή που συνδυάζει αυτές τις τεχνολογίες απεικονίζεται στην Εικόνα 2.9.

Εικόνα 2.9: Σαρωτής συνδυασμένης αξονικής τομογραφίας και τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων (PET/CT) [25].

2.2.7 Υπολογιστική Τομογραφία Εκπομπής Μονο-Φωτονίων

Η Υπολογιστική Τομογραφία Εκπομπής Μονο-Φωτονίων (Single-Photon Emission Computed Tomography – SPECT) είναι μια τεχνική ιατρικής απεικόνισης η οποία βασίζεται στις συμβατικές μεθόδους απεικόνισης με πυρηνική ιατρική και τη μέθοδο τομογραφικής ανακατασκευής. Οι λαμβανόμενες εικόνες αντικατοπτρίζουν λειτουργική πληροφορία κατ' αντιστοιχία με εκείνες που λαμβάνονται από την τεχνική PET. Τόσο η απεικόνιση SPECT όσο και η PET παρέχουν πληροφορίες βασισμένες στη χωρική συγκέντρωση των ραδιοφαρμάκων που εγχέονται στον ασθενή, σε αντίθεση με άλλες μεθοδολογίες ιατρικής απεικόνισης [26]. Ανάλογα με τις ιδιότητες βιοκατανομής του εκάστοτε ραδιενεργού ιχνηθέτη, υπάρχει διαφοροποίηση στο ποσοστό πρόσληψής του από τα διάφορα όργανα και ιστούς. Μετά την έγχυση και την επιλεκτική συγκέντρωση σε ιστούς, το ραδιοφάρμακο εκπέμπει ακτίνες-γ, σε αντίθεση με τη μεθοδολογία PET στην οποία εκπέμπονται ποζιτρόνια.

Το σύστημα απεικόνισης αποτελείται από μία κάμερα (γ-κάμερα), μέσω της οποίας μετατρέπεται η ενέργεια των ακτίνων-γ σε φωτόνια χαμηλής ενέργειας τα οποία με τη σειρά τους μετατρέπονται σε ηλεκτρικά σήματα. Τα σήματα αυτά τυγχάνουν κατάλληλης επεξεργασίας έτσι ώστε να παρέχουν μια 2Δ εικόνα (προβολή) της 3Δ κατανομής ραδιενέργειας ή της συγκέντρωσης του ραδιοφαρμάκου εντός του ασθενούς [26]. Πιο συγκεκριμένα, η απεικόνιση SPECT λαμβάνει συμβατικές εικόνες 2Δ ραδιενεργών ιχνηθετών όπως αποκτώνται σε διαφορετικές οπτικές γωνίες γύρω από τον ασθενή και παρέχει μια εκτίμηση της 3Δ κατανομής ραδιενέργειας χρησιμοποιώντας μεθόδους ανακατασκευής εικόνων από πολλαπλές προβολές. Το SPECT διαφέρει από την υπολογιστική τομογραφία στο ότι η πηγή ακτινοβολίας είναι στο εσωτερικό του ασθενούς. Ο στόχος του SPECT είναι να προσδιοριστεί με ακρίβεια η 3Δ κατανομή ραδιενέργειας που προκύπτει από την πρόσληψη ραδιοφαρμάκου μέσα στον ασθενή (αντί της κατανομής συντελεστών εξασθένησης από διαφορετικούς ιστούς όπως λαμβάνονται από το CT). Η ποσότητα ραδιοφαρμάκου που μπορεί να χορηγηθεί περιορίζεται από την επιτρεπόμενη δόση ακτινοβολίας στον ασθενή. Αυτή η απαίτηση οδηγεί σε περιορισμένο αριθμό φωτονίων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την απεικόνιση. Επίσης, η γωνία λήψης περιορίζει το ποσοστό των φωτονίων που λαμβάνονται. Τα στοιχεία αυτά θέτουν

περιορισμούς ως προς την αποτελεσματικότητα της ανίχνευσης και τη δημιουργία καλύτερων 3Δ αναπαραστάσεων. Επομένως, ένας κύριος στόχος της ανάπτυξης συσκευών SPECT είναι η αύξηση της αποτελεσματικότητας της ανίχνευσης με την προσθήκη περισσότερων ανιχνευτών γύρω από τον ασθενή [26]. Όπως και στην περίπτωση της απεικόνισης PET, οι συσκευές τομογραφίας SPECT συνδυάζονται με την αξονική τομογραφία. Με τον τρόπο αυτό, παρέχεται η δυνατότητα ταυτόχρονης λήψης και των δύο τεχνικών ή μόνο μίας εκ των δύο, εάν αυτό είναι απαραίτητο. Στην Εικόνα 2.10 απεικονίζεται ένα σύγχρονο σύστημα ταυτόχρονης λήψης SPECT/CT.

Εικόνα 2.10: Σαρωτής συνδυασμένης αξονικής τομογραφίας και τομογραφίας εκπομπής μονο-φωτονίων (SPECT/CT) [27].

2.2.8 Υπερηχογράφος

Ο υπερηχογράφος είναι μια μέθοδος απεικόνισης η οποία χρησιμοποιεί ευρυζωνικά ηχητικά κύματα υψηλών συχνοτήτων στην κλίμακα MegaHertz (MHz) (> 20.000 Hz) που

αντανακλώνται από τους ιστούς σε ποικίλους βαθμούς για την παραγωγή μέχρι και 3Δ εικόνων. Αυτή η τεχνική απεικόνισης διαφέρει από τις προηγουμένως αναφερθείσες μεθοδολογίες καθώς λειτουργεί με τη μετάδοση και τη λήψη ηχητικών κυμάτων. Τα ηχητικά κύματα υψηλής συχνότητας αποστέλλονται στους ιστούς και ανάλογα με τη σύνθεσή τους το ηχητικό σήμα εξασθενεί, ανακλάται και επιστρέφει στο σύστημα ανίχνευσης σε ξεχωριστά διαστήματα. Αυτά τα διαφορετικά χρονικά διαστήματα αντιστοιχίζονται σε διαφορετικούς ιστούς και όργανα του σώματος επιτρέποντας έτσι την απεικόνιση του εσωτερικού του οργανισμού γρήγορα και χωρίς οποιεσδήποτε δυσμενείς επιπτώσεις για τον εξεταζόμενο. Κάποιες κοινές κλινικές εφαρμογές του υπερηχογραφήματος αφορούν την απεικόνιση του εμβρύου σε έγκυες γυναίκες, την απεικόνιση της ανατομίας και της παθολογίας του ήπατος και της χοληδόχου κύστης, της σπλήνας, των νεφρών, την εκτίμηση της καρδιακής και της περιφερικής αγγειακής δομής. Επιπρόσθετα οι σύγχρονοι σαρωτές επιτρέπουν την οπτικοποίηση της ροής του αίματος στις φλέβες και τις αρτηρίες [23]. Στην Εικόνα 2.11 παρουσιάζεται ένας υπερηχογράφος πάνω σε μια κινητή πλατφόρμα.

Εικόνα 2.11: Πλατφόρμα κινητού υπερηχογράφου [28].

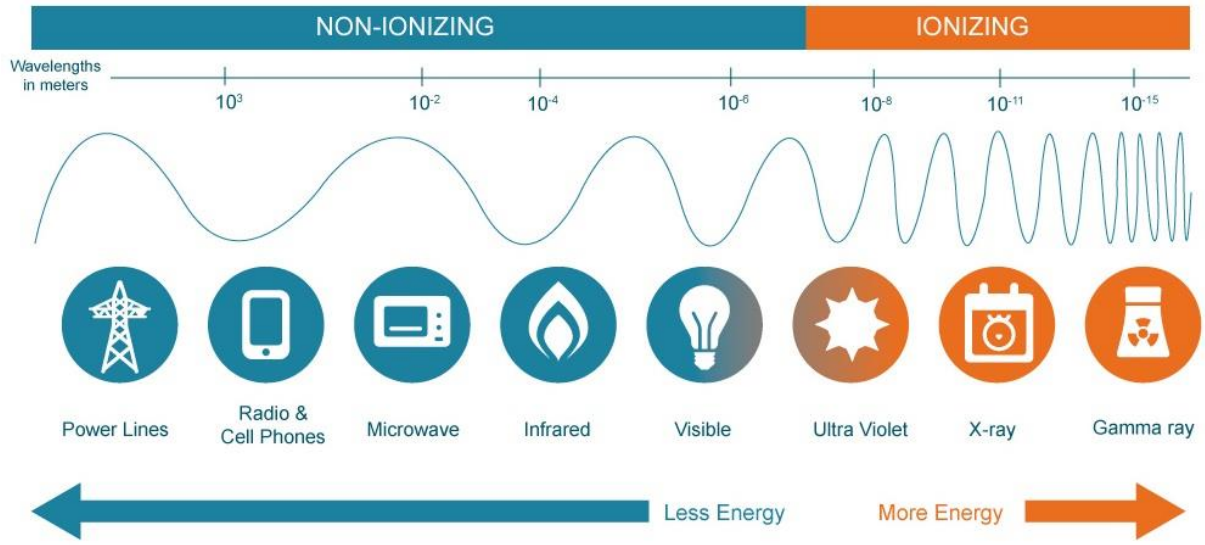
Κεφάλαιο 3: Θωρακίσεις από Ακτινοβολία

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζεται η έννοια της ακτινοβολίας όπως αυτή χρησιμοποιείται στην κλινική πρακτική για τους σκοπούς της δημιουργίας οπτικών αναπαραστάσεων του εσωτερικού του σώματος ενός εξεταζόμενου. Εν συνεχεία, γίνεται αναφορά στους τρόπους με τους οποίους προστατεύονται το ιατρικό προσωπικό από την έκθεση στην ακτινοβολία καθώς επίσης και των ιδίων των ασθενών, οι οποίοι βασίζονται στο τρίπτυχο *χρόνος – απόσταση – θωράκιση*. Οι τρεις αυτές πρακτικές πτυχές της ακτινοπροστασίας επιδιώκουν τη μείωση του χρόνου ακτινοβόλησης, την αύξηση όσο το δυνατόν περισσότερο της απόστασης από την εστία δημιουργίας ακτινοβολίας και η θωράκιση των θαλάμων εξέτασης. Έτσι, προστατεύονται τόσο οι ιατροί και το προσωπικό που χειρίζεται τον εξοπλισμό, όσο και οι ασθενείς και γραμματειακό προσωπικό που κινούνται/βρίσκονται σε διπλανά δωμάτια και διαδρόμους. Τέλος, στο παρόν κεφάλαιο γίνεται μια αναφορά των οικονομικών στοιχείων των υλικών που χρησιμοποιούνται για θωράκιση από την ακτινοβολία, δηλαδή τις τρέχουσες τιμές αγοράς καθώς επίσης και τις παρελθούσες αξίες τους. Με αυτό τον τρόπο γίνεται εμφανής η οικονομική διάσταση του κόστους των απεικονιστικών τμημάτων μιας νοσοκομειακής μονάδας.

3.1 Ιοντίζουσα Ακτινοβολία

«Ιοντίζουσα ακτινοβολία» καλείται η ακτινοβολία που έχει αρκετή ενέργεια έτσι ώστε να επιτευχθεί η απελευθέρωση ηλεκτρονίων από άτομα ή μόρια, προσδίδοντάς τους θετικό φορτίο (απουσία αρνητικού φορτίου), ιοντίζοντάς τα. Η ιοντίζουσα ακτινοβολία αποτελείται από ενεργειακά υποατομικά σωματίδια τα οποία κινούνται με υψηλές ταχύτητες, συνήθως περισσότερο από $3 \times 10^6\ m/s$ και ηλεκτρομαγνητικά κύματα στο τμήμα υψηλής ενέργειας του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Σε ιατρικές εφαρμογές η χρησιμοποιούμενη ακτινοβολία αφορά ενέργειες πάνω από $10 \times 10^3\ keV$, όπου 1eV είναι η κινητική ενέργεια που θα αποκτήσει φορτίο ίσο με $1.6 \times 10^{-19}\ Joule$, όταν επιταχυνθεί εφαρμόζοντας τάση 1V. Οι ακτίνες-Χ και -γ, καθώς επίσης και το υψηλότερο υπεριώδες τμήμα του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος αφορούν ιοντίζουσα ακτινοβολία.

Αντιθέτως, το κατώτερο τμήμα του φάσματος, κάτω από την υπεριώδη ακτινοβολία, συμπεριλαμβάνει το ορατό φως, σχεδόν όλα τα είδη λέιζερ, τις υπέρυθρες ακτίνες, τα μικροκύματα και ραδιοκύματα τα οποία θεωρούνται ως μη ιοντίζουσα ακτινοβολία [29]. Το παραπάνω απεικονίζεται και γραφικά στην Εικόνα 3.1. Το υψηλότερο τμήμα του φάσματος χαρακτηρίζεται από μεγαλύτερη συχνότητα αλλά και ενέργεια, ενώ οι υπόλοιπες ακτινοβολίες που δεν προκαλούν ιοντισμό έχουν χαμηλότερη ενέργεια αλλά και συχνότητα.



Εικόνα 3.1: Ηλεκτρομαγνητικό φάσμα [30].

Στην περίπτωση όπου η πηγή της ιοντίζουσας ακτινοβολίας είναι ένα ραδιενεργό υλικό υπάρχει επιπλέον και ακτινοβολία σωματιδίων. Τα σωματίδια αυτά είναι υποατομικά, κινούνται με σχετικιστικές ταχύτητες και λόγω της ορμής τους είναι ικανά να χτυπήσουν ηλεκτρόνια και ιονιστικά υλικά. Παρόλα αυτά, ενώ τα περισσότερα έχουν ηλεκτρικό φορτίο, δεν έχουν τη διεισδυτική ικανότητα της ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Υπάρχουν πολλά διαφορετικά είδη αυτών των σωματιδίων, αλλά η πλειονότητα αφορά σωματίδια άλφα, βήτα, νετρόνια και πρωτόνια. Σε γενικές γραμμές, τα φωτόνια και τα σωματίδια με ενέργεια πάνω από περίπου 10eV κατηγοριοποιούνται ως ιοντίζουσα, αν και κάποιες αρχές χρησιμοποιούν ως όριο τα 33eV. Επιπλέον, η ιοντίζουσα ακτινοβολία προέρχεται και από κοσμικές ακτίνες, επομένως είναι φυσικά παρούσα στο περιβάλλον και επειδή

είναι αόρατη και δεν ανιχνεύεται από τις ανθρώπινες αισθήσεις χρειάζονται όργανα όπως οι μετρητές Geiger για την ανίχνευση της παρουσίας της.

Όπως έχει αναφερθεί και στο προηγούμενο κεφάλαιο, μια πλειάδα απεικονιστικών συστημάτων κάνει χρήση ιοντιζουσών ακτινοβολιών έτσι ώστε να δημιουργήσει 2Δ, 3Δ ή και δυναμικές οπτικές αναπαραστάσεις των ιστών του σώματος. Παρόλα αυτά, παρουσιάζει κίνδυνο για την υγεία εάν δεν τηρηθούν τα κατάλληλα μέτρα κατά της ανεπιθύμητης ή υπερβολικής έκθεσης σε αυτήν, καθώς οι παρενέργειες που προκαλούνται υπερβαίνουν τα πιθανά οφέλη που λαμβάνονται με τις απεικονίσεις των εσωτερικών οργάνων ενός ασθενούς. Πιο συγκεκριμένα, η έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία προκαλεί βλάβες στους ζωντανούς ιστούς, έχοντας ως αποτέλεσμα το σύνδρομο οξείας ακτινοβολίας, εγκαύματα στο δέρμα, τριχόπτωση, δυσλειτουργία κάποιου εσωτερικού οργάνου ακόμα και θάνατο, ενώ οποιαδήποτε ποσότητα δόσης δύναται να οδηγήσει σε αυξημένη πιθανότητα καρκίνου και γενετικής βλάβης. Για το λόγο αυτό, τόσο σε παγκόσμιο όσο και σε εθνικό επίπεδο έχουν θεσπιστεί κανόνες που αφορούν όλες εκείνες τις διαδικασίες που πρέπει να ακολουθούνται έτσι ώστε να διασφαλίζεται η υγεία τόσο των εργαζομένων σε χώρους με ιοντίζουσα ακτινοβολία, π.χ. ιατροί και ακτινοφυσικοί, όσο και των ιδίων των ασθενών θεσπίζοντας τα μέγιστα όρια ακτινοβολίας που είναι αποδεκτά να λαμβάνονται. Σε παγκόσμιο επίπεδο οι κανόνες αυτοί εποπτεύονται από τη Διεθνή Επιτροπή Ραδιολογικής Προστασίας (ICRP), ενώ η εναρμόνιση σε εθνικό επίπεδο οργανώνεται από την Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (ΕΕΑΕ), που είναι η αρμόδια αρχή για τον έλεγχο, τη ρύθμιση και την εποπτεία του τομέα πυρηνικής ενέργειας, πυρηνικής τεχνολογίας, ραδιολογικής, πυρηνικής ασφάλειας και ακτινοπροστασίας στην Ελλάδα [31]-[32].

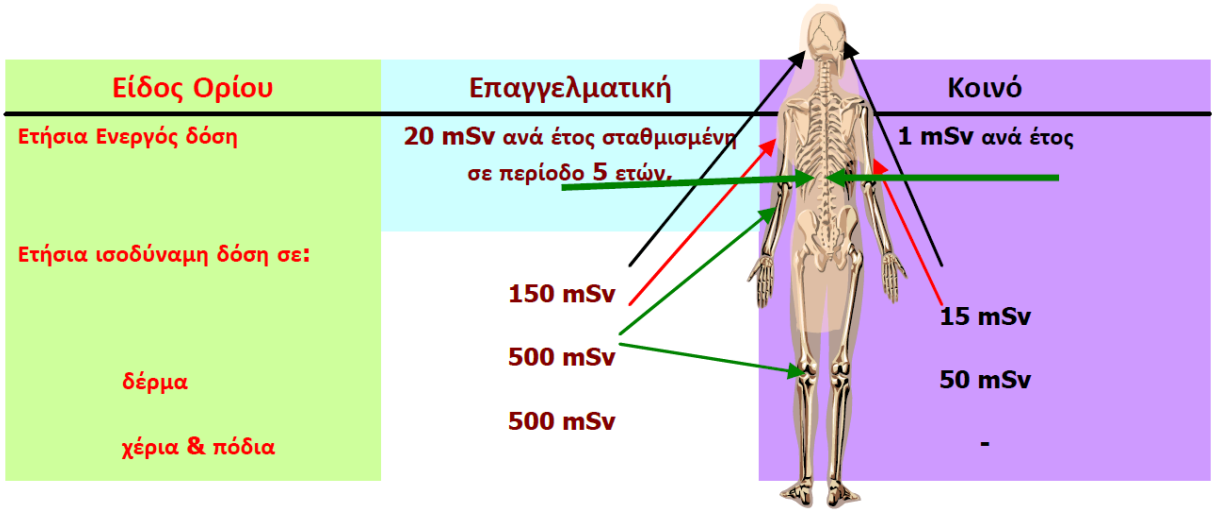
3.2 Προστασία από Ιοντίζουσα Ακτινοβολία

Η επιστήμη της Ακτινοπροστασίας έχει ως αντικείμενο την προστασία της ανθρώπινης υγείας αλλά και του περιβάλλοντος από τις ακτινοβολίες, διατηρώντας παράλληλα τα οφέλη που προκύπτουν από τη χρήση τους σε τομείς όπως η υγεία, η βιομηχανία, η ενέργεια και η έρευνα [29]. Η διεθνής επιτροπή ICRP λαμβάνει υπόψη της όλα τα νέα επιστημονικά δεδομένα σχετικά με τις επιπτώσεις των ακτινοβολιών στην υγεία και

καθορίζει την πολιτική που πρέπει να ακολουθείται σε θέματα ακτινοπροστασίας. Η πολιτική αυτή υιοθετείται από παγκόσμιους όπως ο Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας. Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως η ΕΕΑΕ μεριμνά για τα θέματα ακτινοπροστασίας σε εθνικό επίπεδο εφαρμόζοντας τις ακόλουθες βασικές αρχές:

- Αρχή της Αιτιολόγησης: Μια πρακτική που αφορά την έκθεση ενός ατόμου σε ιοντίζουσα ακτινοβολία μπορεί να εφαρμοστεί μόνο εάν αυτή αποφέρει σημαντικό όφελος στο εκτιθέμενο άτομο. Με αυτό τον τρόπο αντισταθμίζεται η πιθανή βλάβη που μπορεί να προκληθεί.
- Αρχή της Βελτιστοποίησης: Τα μηχανήματα παραγωγής ακτινοβολιών πρέπει να προσφέρουν υπό τις εκάστοτε συνθήκες λειτουργίας τους την καλύτερη δυνατή ασφάλεια, έτσι ώστε: (α) το μέτρο της έκθεσης, (β) η πιθανότητα μη αναμενόμενης έκθεσης και (γ) ο αριθμός των εκτιθέμενων ατόμων να είναι όσο το δυνατόν ελάχιστο. Αυτή η αρχή είναι γνωστή και ως ALARA – As Low As Reasonably Achievable.
- Αρχή των Ορίων Δόσεων: Οι ατομικές εκθέσεις σε ακτινοβολία πρέπει να υπόκεινται σε όρια δόσεων ή κινδύνων, η υπέρβαση των οποίων θεωρείται απαγορευτική.

Αναφορικά με την τελευταία βασική αρχή, έχουν θεσπιστεί διαφορετικά όρια δόσεων για το κοινό και τους εργαζόμενους σε χώρους ακτινοβολιών. Τα όρια αυτά εκφράζονται ως ένα ετήσιο ποσό ακτινοβολίας στο οποίο είναι αποδεκτό να εκτίθεται κανείς χωρίς βέβαια να το υπερβαίνει και ποσοτικοποιούνται με την μονάδα μέτρησης *Sievert (Sv)*. Με το Sievert λαμβάνεται υπόψη το πώς η ακτινοβολία τροποποιεί τον υποκείμενο ιστό μετρώντας την ισοδύναμη δόση. Εκτός από διαφορετικά επίπεδα δόσεων ανάμεσα σε επαγγελματίες και κοινό, υπάρχουν διαφορετικά όρια ισοδύναμων δόσεων ακτινοβολίας για τα διάφορα μέρη του σώματος, όπως αυτά φαίνονται στην Εικόνα 3.2.



Εικόνα 3.2: Επιτρεπτά όρια δόσεων για επαγγελματικά εκτιθέμενους και κοινό, για διάφορα μέρη του σώματος [29].

Όταν η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, εκφραζόμενη συνήθως ως κίνηση φωτονίων διαφορετικού μήκους κύματος, προσπίπτει σε ένα υλικό συγκεκριμένου πάχους, τότε η δέσμη αυτή των φωτονίων εξασθενεί και διέρχονται από το υλικό λιγότερα φωτόνια σε σχέση με αυτά που εισήλθαν σε αυτό [29]. Η παραπάνω διατύπωση εκφράζεται και ως ο «νόμος της εκθετικής εξασθένησης». Πιο αναλυτικά, όταν μια λεπτή παράλληλη δέσμη ιοντίζουσας ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας προσπίπτει σε ένα υλικό πάχους x, αυτή εξασθενεί εκθετικά λόγω των αλληλεπιδράσεων με το υλικό. Η εξασθένηση αυτή εκφράζεται σύμφωνα με την παρακάτω εξίσωση:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

όπου I είναι η εξερχόμενη δέσμη φωτονίων, I_0 η εισερχόμενη δέσμη και μ είναι ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης.

Ο νόμος αυτός αποτελεί τη βάση της δημιουργίας οπτικών αναπαραστάσεων στην ακτινολογία αλλά και το κίνητρο για την πρακτική χρήση πετασμάτων κατασκευασμένα με κατάλληλα επιλεγμένο υλικό για λόγους ακτινοπροστασίας. Τα πετάσματα αυτά περιέχουν μόλυβδο και παρεμβάλλονται μεταξύ του προστατευόμενου ατόμου και της πηγής ακτινοβολίας. Τα μέσα προστασίας από την ιοντίζουσα ακτινοβολία εφαρμόζονται τόσο σε γενικό επίπεδο όσο και σε ατομικό. Ως γενικό επίπεδο νοείται η τοποθέτηση

κατάλληλων υλικών ικανού πάχους έτσι ώστε να μην επιτρέπεται στην ακτινοβολία να εξέρχεται εκτός του δωματίου της απεικονιστικής μεθόδου. Σε ατομικό επίπεδο, υπάρχουν διάφορα μέτρα προστασίας του προσωπικού που είναι αναγκαίο να εργάζεται μαζί με ένα μηχάνημα παραγωγής τέτοιας ακτινοβολίας. Τα ατομικά μέτρα προστασίας περιλαμβάνουν τη χρήση ποδιών, κολάρου θυρεοειδούς, καλύμματος κεφαλής, γαντιών και γυαλιών (Εικόνα 3.4) τα οποία περιέχουν μόλυβδο και έχουν κάποιο πάχος ώστε να μειώνεται η ακτινοβολία που θα απορροφάται από τον οργανισμό του προσωπικού. Επιπρόσθετα, όταν η εργασία γίνεται σε εξεταστική τράπεζα, τότε χρησιμοποιούνται το πέτασμα οροφής από μολυβδύαλο (μείγμα γυαλιού και μολύβδου) και η μολυβδοκουρτίνα της κλίνης όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.3.

Εικόνα 3.3: Πέτασμα από μολυβδύαλο και μολυβδοκουρτίνα (κόκκινο βέλος) στην εξεταστική τράπεζα [29].

(α) (β) (γ) (δ)

Εικόνα 3.4: Ατομικά μέσα ακτινοπροστασίας: (α) ποδιά και κολλάρο θυρεοειδούς, (β) κάλυμμα κεφαλής, (γ) γάντια και (δ) προστατευτικά γυαλιά [33]-[34].

3.2.1 Θωράκιση για Ακτίνες Χ

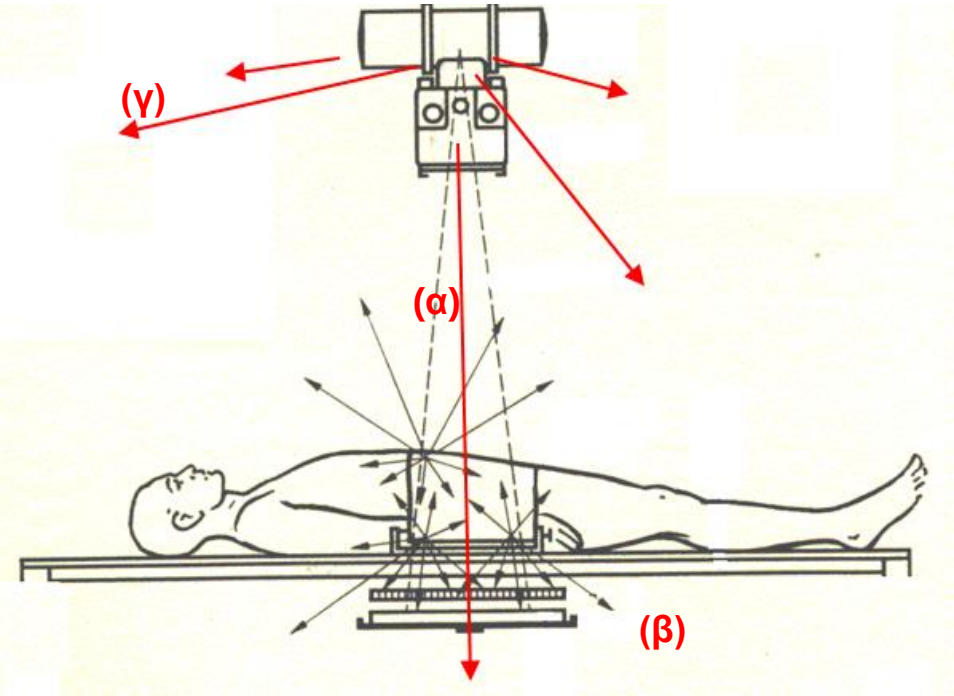
Πέραν όμως από τα ατομικά μέτρα ακτινοπροστασίας, κατά τη σχεδίαση ενός δωματίου στο οποίο θα τοποθετηθεί μηχάνημα παραγωγής ιοντίζουσας ακτινοβολίας τοποθετείται θωράκιση στους τοίχους, οροφή και πάτωμα έτσι ώστε να μην περνά ακτινοβολία και να επηρεάζονται εργαζόμενοι και κοινό στους παρακείμενους χώρους. Κατά τη θωράκιση ακτινολογικών θαλάμων πρέπει να λαμβάνεται υπόψη ο τύπος και ο φόρτος εργασίας του ακτινολογικού εξοπλισμού, η διαρρύθμιση, η πιθανότητα χρήσης πολλαπλών

λυχνιών, η κατεύθυνση της πρωτογενούς δέσμης, η θέση του χειριστηρίου όπως επίσης και γειτνιάζουσες περιοχές [35]. Ειδικότερα, κατά τον υπολογισμό της θωράκισης θα πρέπει να λαμβάνονται υπόψη τρία είδη ακτινοβολιών, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.5:

α). Η πρωτεύουσα δέσμη, η οποία είναι η ακτινοβολία που διέρχεται από τα διαφράγματα της λυχνίας

β). Η σκεδαζόμενη ακτινοβολία, η οποία εκφράζει το ποσοστό της πρωτεύουσας δέσμης που κατά το πέρασμά της μέσα από κάποιο υλικό έχει αλλάξει διεύθυνση

γ). Η ακτινοβολία διαρροής, η οποία προέρχεται από τη λυχνία που όμως δεν είναι η πρωτεύουσα δέσμη.



Εικόνα 3.5: Είδη ακτινοβολίας τα οποία λαμβάνονται υπόψη για τον υπολογισμό των θωρακίσεων: α) πρωτεύουσα, β) σκεδαζόμενη και γ) διαρροής [35].

Στα επόμενα, γίνεται μια σύντομη παρουσίαση του τρόπου με τον οποίο γίνεται ο υπολογισμός των θωρακίσεων για τα συστήματα με ιοντίζουσα ακτινοβολία. Εδώ θα πρέπει να σημειωθεί ότι η πρωτογενής ακτινοβολία λαμβάνεται υπόψη μόνο στα κλασσικά συστήματα ακτινογράφησης, καθώς στα υπόλοιπα συστήματα αφού υπάρχουν ανιχνευτές δέσμης θεωρείται ότι αυτή τη ακτινοβολία απορροφάται πλήρως. Επιπλέον, τα υλικά που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη θωράκιση των θαλάμων είναι ο

μόλυβδος, μολυβδύαλος, τσιμέντο, τούβλα και λαμαρίνα, παρόλα αυτά τα πιο ευρέως χρησιμοποιούμενα είναι ο μόλυβδος, μολυβδύαλος και το τσιμέντο.

Με σκοπό τον υπολογισμό του πάχους της απαιτούμενης θωράκισης αρχικά χρειάζεται να υπολογιστούν κάποιες παράμετροι K_x, μία για κάθε είδους ακτινοβολία. Ειδικότερα, για την πρωτεύουσα δέσμη εφαρμόζεται η εξίσωση (2), ενώ για τη σκεδαζόμενη η εξίσωση (3). Στις εξισώσεις αυτές οι εμφανιζόμενες μεταβλητές ορίζονται ως εξής:

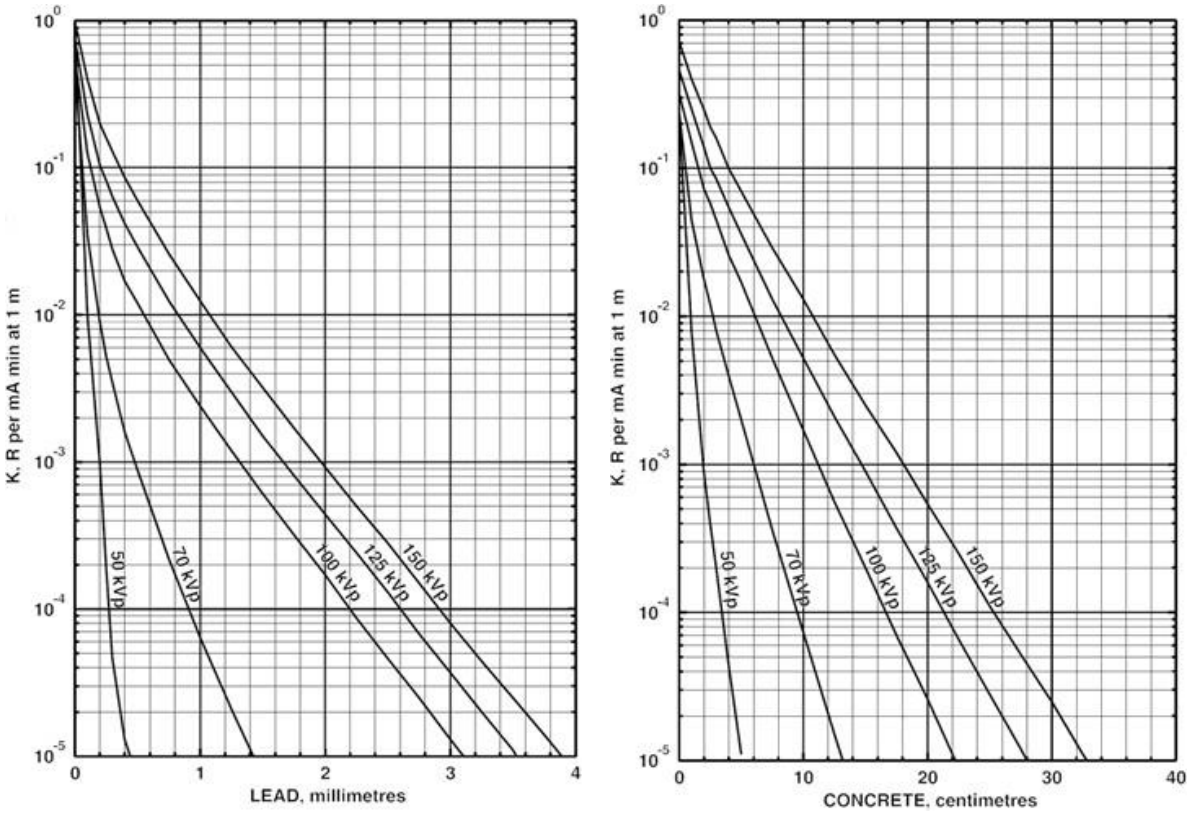
Εβδομαδιαίος Ρυθμός Δόσης	$P\ [R/week]$
Απόσταση από Κύρια Πηγή	$d_{pri}\ [m]$
Φόρτος Εργασίας	$W\ [mAmin/week]$
Συντελεστής Κατάληψης	T
Συντελεστής Χρήσης	U
Απόσταση Λυχνίας – Σκεδαστή	$d_{sca}[m]$
Απόσταση Σκεδαστή – Σημείου Θωράκισης	$d_{sec}[m]$
Λόγος Σκεδαζόμενης Προς Προσπίπτουσα Ακτινοβολία	α
Εμβαδόν Μέγιστου Πεδίου Ακτινοβολίας στο 1m από τη Λυχνία	$F\ [cm^2]$

$$K_{u,x} = \frac{P\ d_{pri}^2}{WTU} \tag{2}$$

$$K_{s,x} = \frac{400\ P\ d_{sca}^2\ d_{sec}^2}{WTF\alpha} \tag{3}$$

Αφότου υπολογιστούν οι παραπάνω τιμές, το πάχος του υλικού που θα χρησιμοποιηθεί καθορίζεται μέσω των καμπυλών εξασθένησης. Παραδείγματα τέτοιων καμπυλών απεικονίζονται στην Εικόνα 3.6 για το μόλυβδο και το σκυρόδεμα. Έτσι, έχοντας τις υπολογισμένες τιμές από τις εξισώσεις (2) και (3) διατρέχουμε τον κατακόρυφο άξονα και τοποθετούμε την υπολογισθείσα τιμή. Στη συνέχεια, με βάση την τάση λειτουργίας της

λυχνίας εντοπίζεται το αντίστοιχο σημείο τομής στον οριζόντιο άξονα, υποδεικνύοντας το απαιτούμενο πάχος του υλικού έτσι ώστε να αποκοπεί η εκάστοτε ακτινοβολία. Αξίζει να σημειωθεί ότι στην περίπτωση του μολύβδου το πάχος δίνεται σε χιλιοστά, ενώ στην περίπτωση του σκυροδέματος σε εκατοστά.



(α) (β)

Εικόνα 3.6: Καμπύλες εξασθένησης για (α) μόλυβδο και (β) σκυρόδεμα, χρησιμοποιώντας διαφορετικές τάσεις λειτουργίας της λυχνίας.

Τέλος, η θωράκιση που απαιτείται λόγω της ακτινοβολίας διαρροής εκφράζεται από την εξίσωση (4).

$$B_L = \frac{600\ P\ d_{sec}^2\ I}{WT}$$
$$x = -\frac{HVL\ \ln(B_L)}{0.693} \quad (4)$$

Όπου I εκφράζει το μέγιστο ρεύμα λυχνίας για συνεχή λειτουργία και το HVL είναι το Half Value Layer, δηλαδή το πάχος του υλικού έτσι ώστε να μειωθεί η ακτινοβολία στο μισό της αρχικής $(HVL = ln2/\mu)$. Αντίστοιχα, ορίζονται και οι τιμές TVL – Tenth Value Layer, που είναι εκείνο το πάχος του υλικού ώστε να μειωθεί η ακτινοβολία στο 1/10 της αρχικής $(TVL = ln10/\mu)$. Στον Πίνακα 3.1 συνοψίζονται οι αντίστοιχες τιμές HVL και TVL για διαφορετικές τιμές τάσης λειτουργίας για το μόλυβδο και το σκυρόδεμα, αντίστοιχα.

Πίνακας 3.1: Τιμές Half Value Layer (HVL) και Tenth Value Layer (TVL) για διάφορες τιμές τάσης λειτουργίας, για το μόλυβδο και το σκυρόδεμα.

Τάση λειτουργίας (kVp)	HVL		TVL	
	Μόλυβδος (mm)	**Σκυρόδεμα (mm)**	**Μόλυβδος (mm)**	**Σκυρόδεμα (mm)**
50	0.06	4.5	0.17	15.0
70	0.17	8.4	0.52	28.0
100	0.27	16.0	0.88	53.0
125	0.28	20.0	0.93	66.0
150	0.30	22.5	0.99	74.0

Για κάθε μία από τις προαναφερθείσες ακτινοβολίες (πρωτεύουσα, σκεδαζόμενη και διαρρέουσα) λαμβάνεται και το αντίστοιχο πάχος του υλικού, έστω x_{pri}, x_{sca} και x_{leak}, αντίστοιχα. Εάν $|x_{sca} - x_{leak}| < 1\ TVL$ τότε προσθέτουμε 1 HVL στην μεγαλύτερη εκ των δύο τιμών. Στη συνέχεια, η λαμβανόμενη τιμή συγκρίνεται με την x_{pri} και το συνολικό πάχος της θωράκισης επιλέγεται ως το μέγιστο των δύο. Τα πιο πάνω στοιχεία εφαρμόζονται στην περίπτωση των απλών ακτινοσκοπικών συστημάτων, ενώ όπως έχει αναφερθεί και προηγουμένως, στην περίπτωση του αξονικού τομογράφου η θωράκιση λαμβάνει υπόψη της μόνο τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία και υπολογίζεται με βάση την εξίσωση (5).

$$B_L = \frac{P\ d^2}{WT} \quad (5)$$

$$x = -\frac{HVL \ln(B_L)}{0.693}$$

3.2.2 Θωράκιση Απεικονιστικών Θαλάμων Πυρηνικής Ιατρικής

Στην προηγούμενη ενότητα παρουσιάστηκε η διαδικασία η οποία πρέπει να ακολουθηθεί έτσι ώστε να υπολογιστεί η απαιτούμενη θωράκιση σε απεικονιστικούς θαλάμους με συσκευές που κάνουν χρήση ακτίνων Χ. Αρχικά, γίνονται οι υπολογισμοί λαμβάνοντας υπόψη τη διαρρύθμιση του χώρου, την τάση λειτουργίας της λυχνίας καθώς επίσης τον μέγιστο αριθμό εξετάσεων που αναμένεται να διενεργούνται σε εβδομαδιαία βάση. Στη συνέχεια, τα αποτελέσματα αυτά μετατρέπονται σε πάχος θωράκισης χρησιμοποιώντας κατάλληλα διαγράμματα εξασθένησης διαφόρων υλικών. Σε αυτή την εργασία χρησιμοποιούνται δύο υλικά, ο μόλυβδος και το σκυρόδεμα. Εκτός όμως από ακτίνες Χ, τα συστήματα PET και SPECT εντάσσονται στην κατηγορία των απεικονιστικών τεχνικών με μεθόδους πυρηνικής ιατρικής. Δηλαδή, γίνεται χορήγηση στον ασθενή ενός ραδιοφαρμάκου/ραδιενεργού ιχνηθέτη και αφότου περάσει κάποιο χρονικό διάστημα αυτό συγκεντρώνεται επιλεκτικά σε κάποιους ιστούς εκπέμποντας ακτίνες-γ οι οποίες ανιχνεύονται από κατάλληλες διατάξεις. Τέλος, με βάση αυτή την ανίχνευση είναι δυνατό να δημιουργηθούν οπτικές αναπαραστάσεις της κατανομής του ιχνηθέτη εντός του σώματος του ασθενούς, παρέχοντας επιπλέον πληροφορίες σχετικά με την παθολογία της εκάστοτε περιοχής.

Όπως και στην περίπτωση των ακτίνων Χ, πρέπει να γίνουν κατάλληλοι υπολογισμοί έτσι ώστε να θωρακίζονται οι θάλαμοι εξέτασης για να μην ακτινοβολούνται τόσο το προσωπικό όσο και οι ασθενείς με ραδιενέργεια που είναι επιζήμια για τον οργανισμό τους. Γενικά ένα εργαστήριο πυρηνικής ιατρικής δεν συμπεριλαμβάνει μόνο το χώρο της απεικόνισης, δηλαδή μόνο το θάλαμο όπου βρίσκεται το απεικονιστικό σύστημα και το χειριστήριο. Αποτελείται και από χώρους όπως χώρος αναμονής ασθενών που τους έχει χορηγηθεί το ραδιοφάρμακο (ονομάζονται και «θερμός χώρος»), η αίθουσα των χορηγήσεων, τουαλέτες καθώς επίσης και το θερμό εργαστήριο. Στο τελευταίο, βρίσκονται κρύπτες των ιχνηθετών που θα χορηγηθούν, χώρος εργασίας για την παραγωγή τους, αποθήκη των ραδιοφαρμάκων, αίθουσα κοπώσεως καθώς επίσης και

γραφεία του ιατρού και του προσωπικού. Επιπρόσθετα, γίνεται χρήση πολλών ιχνηθετών ανάλογα με τις ανάγκες τις απεικόνισης και την περιοχή ενδιαφέροντος όπου στοχεύεται. Ο υπολογισμός των θωρακίσεων πρέπει να γίνεται για όλους τους προαναφερόμενους χώρους λαμβάνοντας ταυτόχρονα υπόψη τα πολλά ραδιοϊσότοπα που θα χρησιμοποιούνται. Εντούτοις, η ενδελεχής μελέτη των θωρακίσεων πυρηνικής ιατρικής είναι εκτός του σκοπού αυτής της εργασίας, για αυτό επικεντρώνεται μόνο στη θωράκιση του θαλάμου απεικόνισης για την περίπτωση όπου χρησιμοποιείται συγκεκριμένος ραδιενεργός ιχνηθέτης. Για μια πιο λεπτομερή μελέτη ο ενδιαφερόμενος αναγνώστης παραπέμπεται στο [36].

Παρακάτω παρουσιάζεται η μεθοδολογία υπολογισμού των θωρακίσεων στην περίπτωση της απεικόνισης PET και SPECT, αντίστοιχα. Στην περίπτωση του PET θεωρούμε ότι το ραδιοφάρμακο που χρησιμοποιείται είναι η φθοριοδεοξυγλυκόζη (fluorodeoxyglucose – FDG), ενώ για την εξέταση SPECT επιλέγουμε το τεχνήτιο (^{99m}T) ως παράδειγμα έναντι άλλων επιλογών όπως ισότοπα ιωδίου (^{131}I, ^{123}I), γάλλιο (^{67}Ga), θάλλιο (^{201}Th), ίνδιο (^{111}In) και άλλα. Για την απεικόνιση PET είναι απαραίτητο να υπολογιστεί ο συντελεστής διέλευσης B όπως φαίνεται στην πιο κάτω εξίσωση:

$$B = \frac{P\ d^2}{\Gamma\ T\ N_w\ A_0\ F\ t\ R_t} \tag{6}$$

όπου οι παράμετροι ορίζονται ως:

Εβδομαδιαίο Όριο Δόσης	$P\ [mSv/week]$
Απόσταση Ασθενή από Σημείο Θωράκισης	$d\ [m]$
Σταθερά Ρυθμού Δόσης	$\Gamma\ [mSv/MBq/h]$
Συντελεστής Κατάληψης	T
Αριθμός Ασθενών ανά Εβδομάδα	N_w
Χορηγούμενη Δόση	$A_0[MBq/\alpha\sigma\theta.]$
Συντελεστής Απόσβεσης Χρόνου Πρόσληψης	F
Χρόνος Σάρωσης	$t\ [h]$
Παράγοντας Μείωσης Δόσης στο Χρόνο Σάρωσης	R_t

Ο συντελεστής απόσβεσης χρόνου πρόσληψης δίνεται από την ακόλουθη παράσταση $F = exp\left(-0.693\frac{t_u}{T_{1/2}}\right)$, όπου t_u είναι ο χρόνος πρόσληψης του ιχνηθέτη και $T_{1/2}$ είναι ο χρόνος ημίσειας ζωής, ενώ ο παράγοντας μείωσης της δόσης υπολογίζεται από την εξίσωση $R_t = 1.443\frac{T_{1/2}}{t}\left[1 - exp\left(-0.693\frac{t}{T_{1/2}}\right)\right]$. Για μια εξέταση PET θεωρούμε ως χρόνο πρόσληψης $t_u = 60min$ και χρόνο σάρωσης $t = 30min$, ενώ για το ραδιοφάρμακο (FDG) έχουμε $\Gamma = 0.147\frac{mSv}{MBq\ h}$, $T_{1/2} = 110min$, $F = 0.68476$, $R_t = 0.998$. Τέλος, λαμβάνοντας υπόψη και το γεγονός ότι ένα τέτοιο εργαστήριο είναι επιβλεπόμενος χώρος θέτουμε $P = 0.06\frac{mSv}{week}$.

Στην περίπτωση της απεικόνισης SPECT, καθορίζεται αρχικά ο ρυθμός δόσης ο οποίος δίνεται από την Εξ. (7)

$$\dot{H} = \frac{A\,\Gamma}{d^2} \tag{7}$$

όπου A εκφράζει τον εβδομαδιαίο ρυθμό ακτινοβόλησης ανάλογα με τον αριθμό των παραγομένων και χορηγούμενων δόσεων και τον αριθμό των διενεργούμενων εξετάσεων, Γ εκφράζει τη σταθερά ρυθμού δόσης, που για το τεχνήτιο είναι $0.76\ \frac{R\ cm^2}{mCi\ h}$ και d η απόσταση από το σημείο θωράκισης. Όπως και προηγουμένως, θέτουμε το εβδομαδιαίο όριο δόσης ως $P_{DC} = 0.06\frac{mSv}{week}$ και υπολογίζουμε τον συντελεστή διέλευσης B, όπως φαίνεται παρακάτω:

$$B = \frac{P_{DC}}{\dot{H}} \tag{8}$$

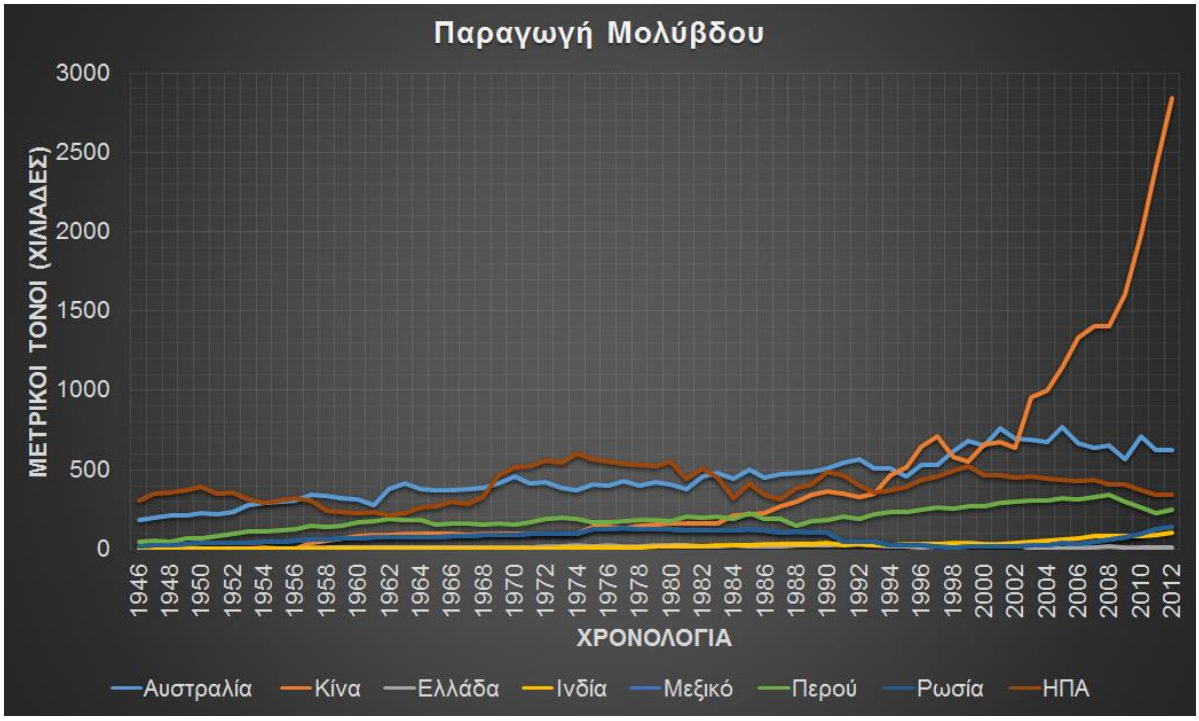
Τελικά, το πάχος της θωράκισης, είτε για το PET είτε για το SPECT, δίνεται από την Εξ. (9), θέτοντας $HVL = 0.28mm$.

$$x = -\frac{ln(B)}{ln(2)}HVL \tag{9}$$

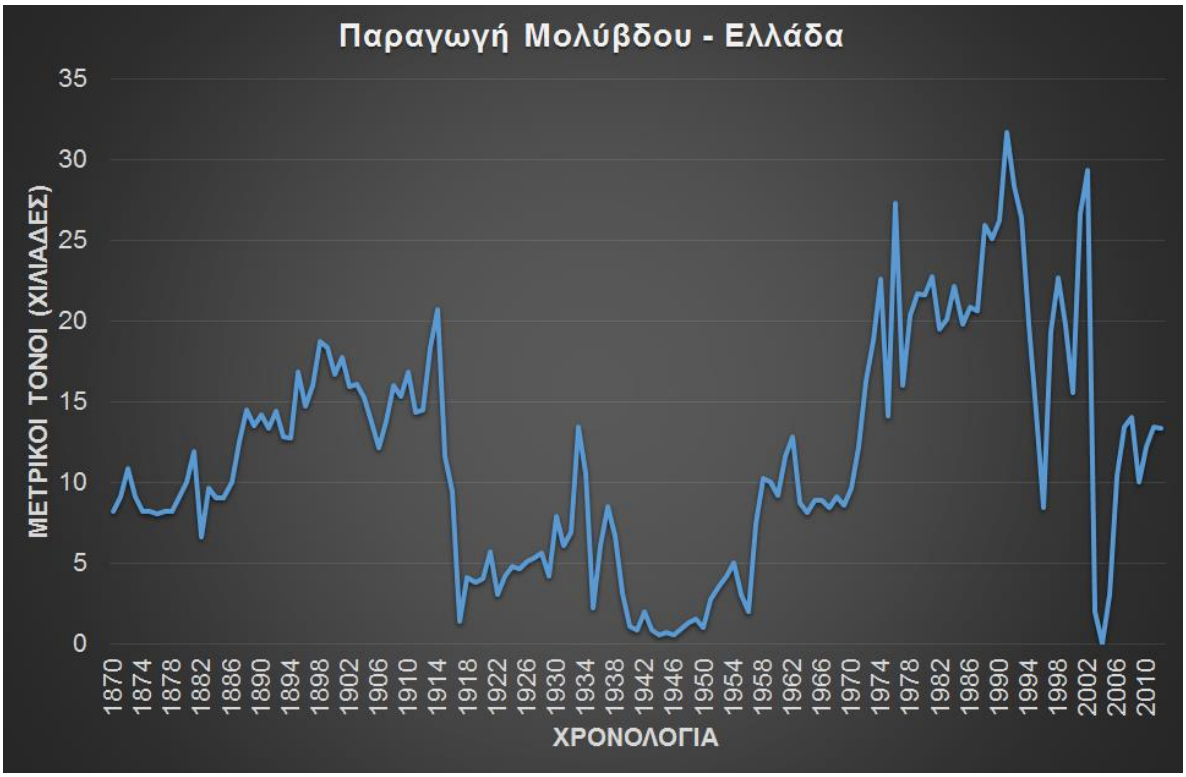
3.3 Οικονομικά Μεγέθη Υλικών Θωρακίσεων

Ο μόλυβδος είναι ένα χημικό στοιχείο συμβολιζόμενο με *Pb* και ανήκει στην κατηγορία των βαρέων μετάλλων, είναι πολύ ανθεκτικός στη διάβρωση, πυκνός και όλκιμος που έχει χρησιμοποιηθεί για τουλάχιστον 5.000 χρόνια. Οι πρώτες χρήσεις του μολύβδου περιλάμβαναν μεταξύ άλλων δομικά υλικά, χρωστικές για κεραμικά υαλοστάσια και σωλήνες μεταφοράς νερού. Τα κάστρα και οι καθεδρικοί ναοί της Ευρώπης περιέχουν σημαντικές ποσότητες μολύβδου σε διακοσμητικά φωτιστικά, στέγες, σωλήνες και παράθυρα. Πριν από το 1900, οι χρήσεις μολύβδου στις Ηνωμένες Πολιτείες της Αμερικής αφορούσαν κυρίως πυρομαχικά, ορείχαλκο, κεραμικά υαλοστάσια, μολυβδούχο γυαλί και κρυστάλλους, χρώματα ή άλλες προστατευτικές επικαλύψεις. Η εφεύρεση του ηλεκτρισμού και η μεγάλη πρόοδος στις επικοινωνίες οδήγησαν στην προσθήκη καλυμμάτων καλωδίων, εφαρμογές στεγανοποίησης και ως συγκολλητικό στον κατάλογο των χρήσεων μολύβδου. Με την αύξηση της παραγωγής δημόσιων και ιδιωτικών μηχανοκίνητων οχημάτων και τη συνακόλουθη χρήση μπαταριών μολύβδου Έναρξης-Εκκίνησης-Ανάφλεξης (Starting-Lighting-Ignition) και δεξαμενών μετάλλου, η ζήτηση για μόλυβδο αυξήθηκε. Οι περισσότερες από αυτές τις χρήσεις για τον μόλυβδο συνέχισαν να αυξάνονται με την αύξηση του πληθυσμού και της οικονομίας. Η συμβολή στην αύξηση της ζήτησης του μετάλλου αυτού ήταν η χρήση του ως προστατευτική ακτινοβολία στην ιατρική ανάλυση και τον εξοπλισμό οπτικής απεικόνισης αλλά και ως πρόσθετο στη βενζίνη. Μέχρι τα μέσα της δεκαετίας του 1980, σημειώθηκε σημαντική μετατόπιση ως προς τις χρήσεις του μολύβδου. Μεγάλο μέρος αυτής της μετατόπισης ήταν αποτέλεσμα της συμμόρφωσης των καταναλωτών με τους περιβαλλοντικούς κανονισμούς, καθώς επίσης και των επισημάνσεων της υψηλής τοξικότητάς του καθιστώντας τον ιδιαίτερα επικίνδυνο αφού συσσωρεύεται σε μαλακούς ιστούς και οστά, βλάπτει το νευρικό σύστημα και προκαλεί διαταραχές του αίματος. Ως αποτέλεσμα υπήρξε σημαντική μείωση της χρήσης του μολύβδου στις διάφορες εφαρμογές, εκτός από τις μπαταρίες οξέος – μολύβδου. Στις αρχές της δεκαετίας του 2000, η συνολική ζήτηση μολύβδου για αυτή την εφαρμογή αντιπροσώπευε το 88% της κατανάλωσης μολύβδου στις ΗΠΑ. Άλλες χρήσεις περιλάμβαναν πυρομαχικά (3%), οξείδια σε γυαλί και κεραμικά (3%), χύτευση μετάλλων (2%) και φύλλα μολύβδου (1%) [37].

Σύμφωνα με στοιχεία του κυβερνητικού οργανισμού United States Geological Survey (USGS), την πρωτιά στην παγκόσμια παραγωγή μολύβδου το 2017 την είχε η Κίνα με 2400 χιλιάδες μετρικούς τόνους (ΧΜΤ), ακολουθούμενη από την Αυστραλία με 450 ΧΜΤ, τις ΗΠΑ με 313 ΧΜΤ και το Περού με 300 ΧΜΤ. Επιπρόσθετα άλλες χώρες όπως η Ρωσία, το Μεξικό και η Ινδία παρήγαγαν 250, 230 και 150 ΧΜΤ αντίστοιχα. Στην Εικόνα 3.7 απεικονίζεται η παγκόσμια παραγωγή μολύβδου σε ΧΜΤ από τα τέλη του Β' Παγκοσμίου Πολέμου μέχρι και το 2012, για τις κυριότερες χώρες παραγωγούς [39]. Παρατηρούμε ότι μέχρι τις αρχές του 2000, η παραγωγή κυμαινόταν σε σχετικά σταθερά επίπεδα, ενώ από εκεί και έπειτα υπήρξε σημαντική άνοδος κυρίως λόγω των παραγωγικών δυνατοτήτων της Κίνας. Αναφορικά με την Κίνα, στο διάστημα 2000 – 2012 μπορούμε να ξεχωρίσουμε δύο περιόδους, 2002 – 2008 όπου χαρακτηρίζεται από σταδιακή άνοδο ακολουθούμενη από ένα πλατό τη διετία 2006 – 2008. Από το 2008 και μετά παρατηρείται μια αλματώδης παραγωγή χωρίς διακυμάνσεις, στην Κίνα, ενώ οι υπόλοιπες κύριες χώρες παραμένουν σε σχετικά σταθερά επίπεδα. Στις χώρες παραγωγούς εντάσσεται και η Ελλάδα με σημαντικά χαμηλότερη παραγωγική δυναμικότητα, όπως φαίνεται και από την Εικόνα 3.8 [39]. Τα διαθέσιμα στοιχεία για την Ελλάδα αφορούν την περίοδο 1870 – 2012, κατά την οποία παρατηρούμε διάφορες διακυμάνσεις στην παραγωγή, κυρίως λόγω των Παγκόσμιων Πολέμων και άλλων κοινωνικο-πολιτικών γεγονότων. Επιπλέον, στην Εικόνα 3.9 παρουσιάζεται η τιμή πώλησης του μολύβδου (δολάρια ΗΠΑ ανά μετρικό τόνο) από το 1993 μέχρι το 2018. Με βάση αυτά τα δεδομένα, ιστορικά, ο μόλυβδος έφθασε σε ένα υψηλό 3989$ τον Οκτώβριο του 2007 και ένα χαμηλό ρεκόρ των 357$ τον Οκτώβριο του 1993. Μέχρι και το 2006 η τιμή του μολύβδου κυμάνθηκε σε σχετικά σταθερά επίπεδα, ενώ την περίοδο 2006 – 2009 υπήρξε μια απότομη άνοδος και μείωση στην τιμή. Στις χρονιές μετά το 2009 η τιμή κυμάνθηκε γύρω από τα 2500$ το οποίο είναι σημαντική μετατόπιση επιπέδου (level shift) σε σύγκριση με τις προ 2006 τιμές. Το γεγονός αυτό υποδηλώνει την αύξηση στο κόστος θωρακίσεων των απεικονιστικών θαλάμων και κατά συνέπεια την αύξηση του κόστους μιας απεικονιστικής διαδικασίας, το οποίο μετακυλίεται στον ασθενή και στα εθνικά συστήματα υγείας.



Εικόνα 3.7: Παραγωγή μολύβδου από τις κυριότερες χώρες παραγωγούς μαζί με την Ελλάδα, για την περίοδο 1946 – 2012.



Εικόνα 3.8: Παραγωγή μολύβδου στην Ελλάδα για την περίοδο 1870 – 2012.

Εικόνα 3.9: Τιμή μολύβδου από το 1993 μέχρι το 2018 σε δολάρια ΗΠΑ ανά μετρικό τόνο (μπλε καμπύλη). Επίσης απεικονίζεται η τάση στις τιμές με μαύρη γραμμή [40].

Εκτός από το μόλυβδο, ένα άλλο υλικό που είθισται να χρησιμοποιείται για θωρακίσεις από την ιοντίζουσα ακτινοβολία, είναι το σκυρόδεμα. Το σκυρόδεμα είναι σύνθετο υλικό που αποτελείται από λεπτό και χοντρό κονίαμα τα οποία συνδέονται με ρευστό τσιμέντο, το οποίο σκληραίνει με την πάροδο του χρόνου. Είναι ένα σχετικά οικονομικό υλικό το οποίο χρησιμοποιείται κατά κόρον στις σύγχρονες κατασκευές με σκοπό να αυξηθεί η αντοχή στο χρόνο και στα φυσικά στοιχεία όπως σεισμοί, καταιγίδες και πλημμύρες. Επιπρόσθετα, με σκοπό τη βελτίωση των φυσικών ιδιοτήτων του μείγματος σκυροδέτησης, το υλικό ενισχύεται με άλλα υλικά, π.χ. σιδερένιος οπλισμός, έτσι ώστε να παρέχουν αυξημένη αντοχή στον εφελκυσμό. Στην περίπτωση αυτή το σκυρόδεμα ονομάζεται *οπλισμένο*. Η χρήση του ως υλικού θωράκισης αποτελεί μια ενναλακτική επιλογή έναντι του μολύβδου, παρόλα αυτά, όπως φαίνεται και στα διαγράμματα εξασθένησης (Εικόνα 3.6), εάν χρειάζεται $3\ mm$ μολύβδου για την πλήρη θωράκιση, τότε το ισοδύναμο πάχος σε σκυρόδεμα είναι $25\ cm$. Το παράδειγμα αυτό θεωρεί ότι $K = 10^{-4}\ \frac{R\ m}{mA\ min}$ και τάση λυχνίας $150\ kVp$. Από αυτό φαίνεται η διαφορά στις δύο προσεγγίσεις θωράκισης, καθώς η δεύτερη θα έχει ως αποτέλεσμα μια πιο ογκώδη κατασκευή σε σχέση με τη χρήση μολύβδου. Από την άλλη, το κόστος του μολύβδου

μπορεί να είναι απαγορευτικό για την πλήρη θωράκιση, ανάλογα με τον προϋπολογισμό της υπό κατασκευή νοσοκομειακής μονάδας. Σε κάθε περίπτωση λαμβάνονται υπόψη και τα δύο υλικά και δύναται να χρησιμοποιηθούν συνεργατικά έτσι ώστε να εξισορροπηθούν τα προαναφερθέντα μειονεκτήματα και των δύο υλικών. Βέβαια, υπάρχει η δυνατότητα να χρησιμοποιηθεί βαρύ σκυρόδεμα το οποίο αποτελείται από αδρανή υλικά μεγάλου ειδικού βάρους με σκοπό τη μείωση του πάχους της θωράκισης. Σε αυτή την περίπτωση το κόστος αυξάνεται ανάλογα με τις προσμίξεις των υλικών αλλά και την επιθυμητή πυκνότητα του τελικού υλικού [41].

Τέλος, στην περίπτωση του σκυροδέματος, εφόσον είναι μείγμα από διάφορα υλικά δεν υπάρχει σταθερή τιμή όπως στην περίπτωση του μολύβδου. Η τιμή του τελικώς παραδιδόμενου υλικού εξαρτάται από τις τιμές των αδρανών υλικών και του τσιμέντου, τον προμηθευτή, τη ζητούμενη ποσότητα αλλά και τις επιθυμητές φυσικές ιδιότητες που θα πρέπει να έχει. Επιπρόσθετα, εξαρτάται και από παράγοντες όπως ο απαιτούμενος αριθμός εργαζομένων που θα χρειαστούν για τη μεταφορά του σκυροδέματος, καθώς και τα σχετικά μηχανοκίνητα οχήματα. Επομένως δεν είναι εφικτό να παρατεθούν αντίστοιχες καμπύλες για τις ποσότητες παραγωγής αλλά και τιμές αγοράς του σκυροδέματος.

Κεφάλαιο 4: Μελέτη Περίπτωσης

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζεται μια μελέτη περίπτωσης η οποία αφορά διάφορες οικονομικές πτυχές των ιατρικών απεικονιστικών συστημάτων στην Ελλάδα. Πιο συγκεκριμένα, το παρόν κεφάλαιο χωρίζεται σε δύο επιμέρους ενότητες: η πρώτη συνοψίζει και καταγράφει τα κόστη χρήσης των συστημάτων όπως αυτά αντικατοπτρίζονται από τα αποζημιούμενα έξοδα του Εθνικού Οργανισμού Παροχής Υπηρεσιών Υγείας (ΕΟΠΥΥ). Τα στοιχεία αυτά αντλήθηκαν από μια πρόσφατη έκθεση τοπικών φορέων στα πλαίσια της δράσης «Strengthening Capacity for Universal Coverage Greece/Phase 2 (SCUC2)». Η δράση αυτή πραγματοποιείται με χρηματοδότηση από την Ευρωπαϊκή Ένωση μέσω μιας συμφωνίας επιχορήγησης μεταξύ της Ευρωπαϊκής Επιτροπής και του ευρωπαϊκού παραρτήματος του Παγκόσμιου Οργανισμού Υγείας. Στόχος είναι η βελτίωση της υγείας και της ισότητας πρόσβασης στην υγεία στην Ελλάδα, ιδιαίτερα για τα ευάλωτα τμήματα του πληθυσμού. Ο σκοπός αυτός θα επιτευχθεί με την παροχή βοήθειας στις ελληνικές αρχές ώστε να κινηθούν προς την καθολική κάλυψη και την ενίσχυση της αποτελεσματικότητας, αποδοτικότητας και ανθεκτικότητας των συστημάτων υγείας [42].

Τα δεύτερο σκέλος της μελέτης περίπτωσης επικεντρώνεται στις οικονομικές παραμέτρους που υπεισέρχονται κατά την αγορά και εγκατάσταση ιατρικών απεικονιστικών συστημάτων, λαμβάνοντας υπόψη και τις πρακτικές πτυχές θωράκισης των θαλάμων εξέτασης. Πιο συγκεκριμένα, λαμβάνονται υπόψη οι χώροι όπου είναι τοποθετημένα τα συστήματα αυτά και γίνονται οι σχετικοί υπολογισμοί, οι οποίοι και παρουσιάζονται, με σκοπό τον υπολογισμό των απαιτούμενων θωρακίσεων. Ως υλικό θωράκισης χρησιμοποιείται ο μόλυβδος συμπληρωματικά με το υπάρχον σκυρόδεμα. Στη συνέχεια, παρουσιάζεται αναλυτικά ο υπολογισμός του κόστους της θωράκισης λαμβάνοντας υπόψη ότι ο μόλυβδος πωλείται σε φύλλα συγκεκριμένων διαστάσεων και πάχους. Τέλος, παρουσιάζονται τα συνολικά κόστη κάθε συστήματος και θωράκισης ανά απεικονιστική τεχνική αλλά και για το σύνολο αυτών.

4.1 Κόστος Χρήσης Ιατρικών Απεικονιστικών Συστημάτων

Στην ενότητα αυτή καταγράφονται τα κόστη χρήσης του ιατροτεχνολογικού απεικονιστικού εξοπλισμού σε όλη την ελληνική επικράτεια, όπως αυτά φαίνονται στις θεραπευτικές πράξεις που αποζημιώνει ο ΕΟΠΥΥ. Πιο λεπτομερή δεδομένα αναφορικά με την πραγματική χρήση των συστημάτων αυτών δεν είναι διαθέσιμα, καθώς δεν υπάρχει κεντρικό μητρώο που να καταγράφει τα εγκατεστημένα απεικονιστικά συστήματα στην Ελλάδα τις μεταβολές και τις χρήσεις αυτών [42]. Παρακάτω, παρουσιάζονται στοιχεία που αφορούν τη μαστογραφία, την αξονική, μαγνητική τομογραφία και τομογραφία εκπομπής μονο-φωτονίων, καθώς επίσης και συνδυασμένη λήψη αξονικής τομογραφίας και τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων PET/CT.

Αρχικά παρουσιάζονται κάποια ποσοτικά στοιχεία που αφορούν το πλήθος των προαναφερθέντων συστημάτων από το 2005 και έπειτα. Πιο συγκεκριμένα, τα στοιχεία αυτά συνοψίζονται στον Πίνακα 4.1. Όπως παρατηρούμε υπάρχει μια σταδιακή αύξηση στις συσκευές απεικόνισης για όλες τις τεχνικές με πιο έντονη αυτή του PET/CT όπου το 2015 παρατηρείται διπλασιασμός σε σχέση με το προηγούμενο έτος

Πίνακας 4.1: Πλήθος απεικονιστικών συστημάτων για την περίοδο 2005 – 2017.

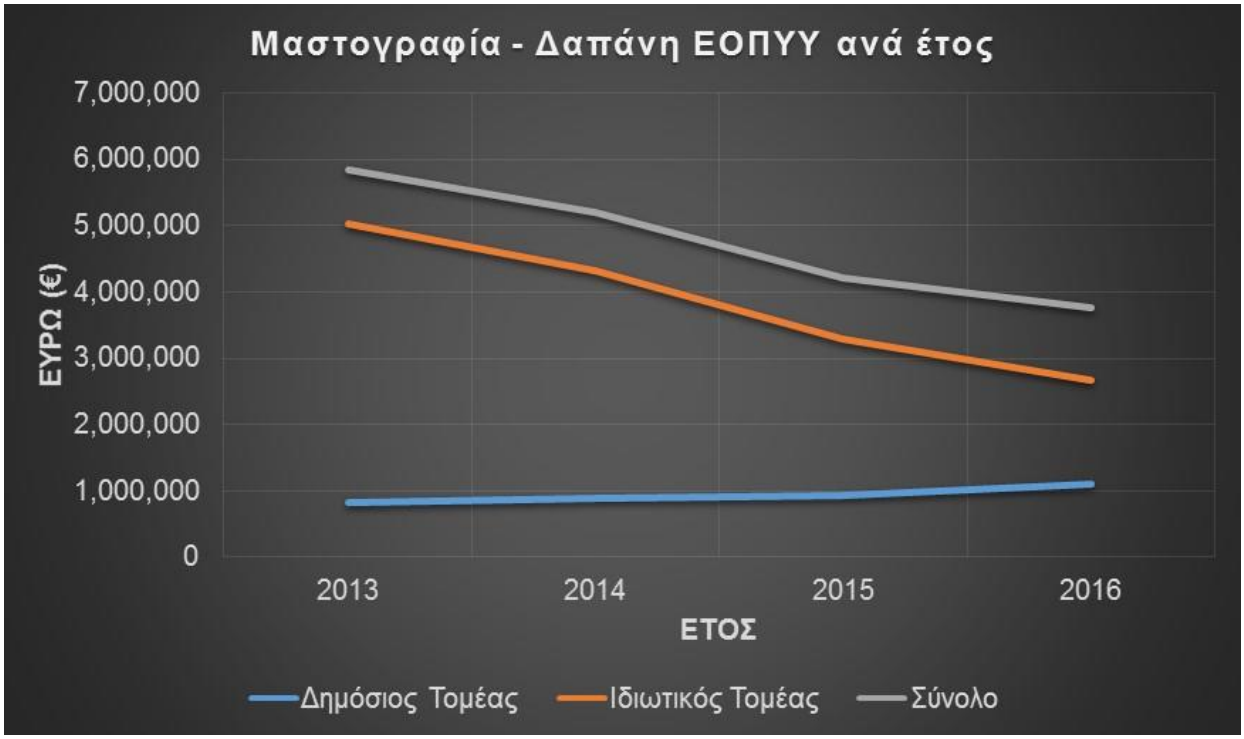
Έτος	Μαστογράφοι	CT	MRI	PET/CT	SPECT
2005	404	280	147	*	*
2006	436	294	182	*	*
2007	479	323	200	*	*
2008	504	344	220	*	*
2009	546	347	*	4	151
2010	584	364	*	4	158
2011	604	368	*	4	160
2012	613	369	242	5	158
2013	613	369	242	5	158
2014	629	377	249	5	158
2015	658	391	268	10	158
2016	670	395	287	12	152
Νοέμβριος 2017	687	401	301	12	151

* Δεν υπάρχουν διαθέσιμα δεδομένα

4.1.1 Μαστογραφία

Τα απεικονιστικά συστήματα μαστογραφίας που λειτουργούν στην Ελλάδα παρουσιάζουν έντονη διακύμανση ανάλογα με την περιφέρεια στην οποία βρίσκονται. Δηλαδή, υπάρχουν περιφέρειες οι οποίες δεν έχουν κάποια τέτοια μονάδα αναγκάζοντας τους κατοίκους να ταξιδέψουν σε μια άλλη περιφέρεια για να υποβληθούν στις σχετικές εξετάσεις. Από την άλλη, υπάρχουν διοικητικές περιφέρειες οι οποίες έχουν περισσότερα συστήματα μαστογραφιών κατ' αναλογία πληθυσμού σε σύγκριση με άλλες περιοχές και αυτό οφείλεται κυρίως στο χαμηλό πληθυσμού που μπορεί να έχουν. Ωστόσο, μια ανάλυση της κατανομής των μαστογραφικών συστημάτων είναι εκτός των σκοπών της παρούσας εργασίας. Περισσότερες σχετικές πληροφορίες, καθώς επίσης και στοιχεία που αφορούν τις τεχνολογίες των συστημάτων μαστογραφίας, παρουσιάζονται στο Παράρτημα Α και Παράρτημα Β, αντίστοιχα.

Στην Εικόνα 4.1 παρουσιάζονται οι δαπάνες του ΕΟΠΠΥ (σε ευρώ) σχετικά με τις αποζημιούμενες μαστογραφίες που διενεργήθηκαν τόσο στον ιδιωτικό όσο και στο δημόσιο τομέα, για την περίοδο 2013 – 2016. Όπως διαπιστώνεται, το μεγαλύτερο μερίδιο το κατέχει ο ιδιωτικός τομέας ειδικότερα κατά τα έτη 2013 και 2014. Με την πάροδο των χρόνων υπάρχει μια σαφής μείωση των μαστογραφιών που γίνονται στον ιδιωτικό τομέα και μια εμφανής αύξηση για αυτές που διενεργούνται σε δημόσια νοσοκομεία. Γενικά, παρατηρείται μια συνολική μείωση στον αριθμό των εξετάσεων, όπως αυτή αντικατοπτρίζεται στις δαπάνες του ΕΟΠΥΥ. Ειδικότερα, το 2013 η δαπάνη ανήλθε στα 6 εκ. ευρώ περίπου, ενώ σε διάστημα τριών ετών αυτή μειώθηκε σε 4 εκ. ευρώ περίπου. Η πτώση αυτή μπορεί να οφείλεται στο ότι ένας μεγάλος αριθμός γυναικών δεν συμμετέχει στα προγράμματα πρόληψης του προσυμπτωματικού ελέγχου [42]. Επιπρόσθετα, πρέπει να σημειωθεί ότι για κάθε εξέταση σε δημόσιο νοσοκομείο ο ΕΟΠΥΥ επιβαρύνεται με 8€, ενώ στον ιδιωτικό τομέα υπάρχει επιβάρυνση 7€. Οι τιμές αυτές παρέμειναν σταθερές καθ' όλη την περίοδο 2013 – 2016.

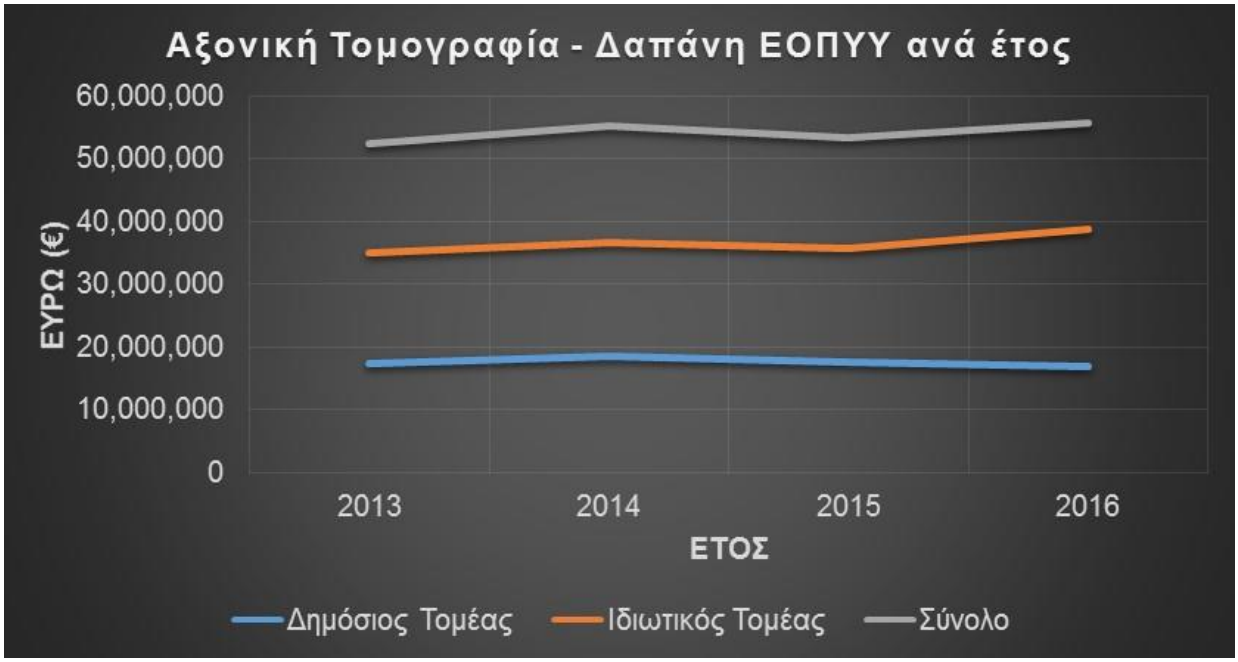


Εικόνα 4.1: Δαπάνη ΕΟΠΥΥ σε ευρώ ανά έτος για την μαστογραφία.

4.1.2 Αξονική Τομογραφία

Στην περίπτωση της αξονικής τομογραφίας η κατανομή των τομογράφων στις περιφέρειες της Ελλάδας είναι πιο ομοιόμορφη σε σχέση με τα συστήματα μαστογραφίας και πιο κοντά στο γενικό μέσο όρο. Επιπλέον και σε αυτή την περίπτωση υπάρχει σαφές προβάδισμα του ιδιωτικού τομέα έναντι του δημοσίου, όμως το χάσμα είναι μικρότερο συγκρινόμενο με τις μονάδες μαστογραφίας. Περισσότερες πληροφορίες που αφορούν τόσο την περιφερειακή κατανομή όσο και τις τεχνολογίες των αξονικών τομογράφων, παρουσιάζονται στο Παράρτημα Α και Παράρτημα Β αντίστοιχα. Στην Εικόνα 4.2 απεικονίζονται οι δαπάνες του ΕΟΠΥΥ για αξονικές τομογραφίες που διενεργήθηκαν την περίοδο 2013 – 2016. Στην περίπτωση αυτή, η χρήση των αξονικών τομογράφων παρουσιάζει μια σταθερή συμπεριφορά κατά τη διάρκεια της εξεταζόμενης περιόδου, είτε γίνει η εξέταση στον ιδιωτικό είτε στο δημόσιο τομέα. Σε γενικές γραμμές οι εξετάσεις στον ιδιωτικό τομέα αποτελούν σχεδόν τα $^{2}/_{3}$ του συνόλου. Τέλος, με όρους αποζημίωσης, ο

μέσος όρος του κόστους μιας αξονικής τομογραφίας ήταν 68€ για τα έτη 2013 – 2015 και 67€ για το 2016, εφόσον διενεργήθηκε στο δημόσιο τομέα. Τα αντίστοιχα κόστη για τον ιδιωτικό τομέα διαμορφώθηκαν ως εξής: 44€ για το 2013 – 2014, 45€ για το 2015 και 46€ για το 2016.

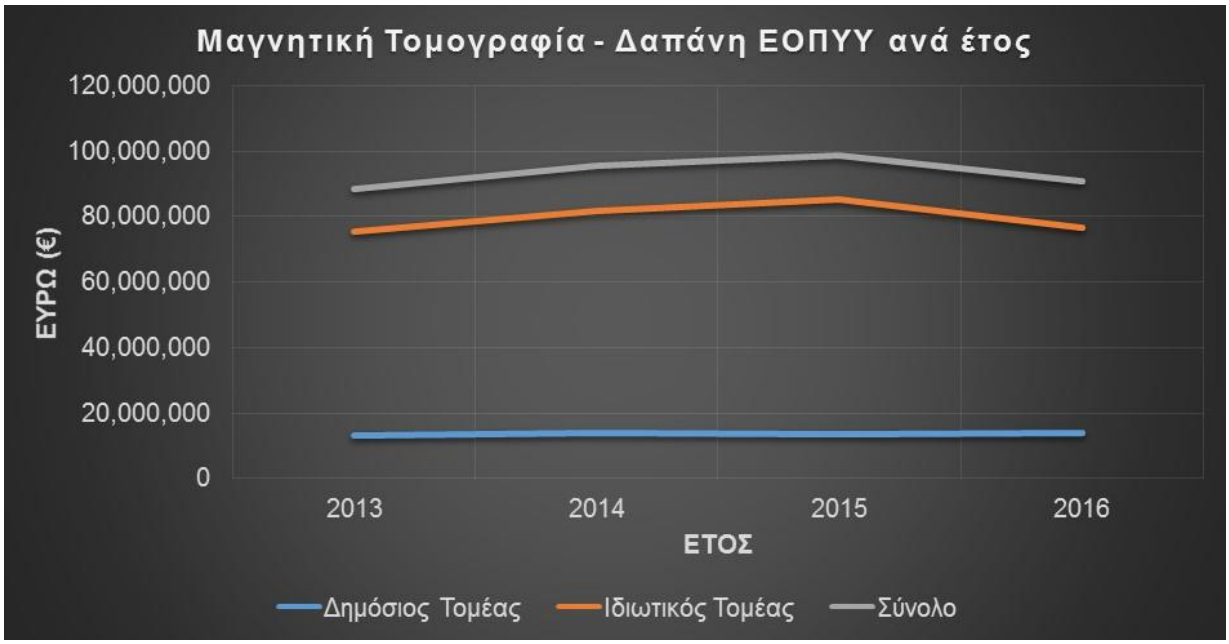


Εικόνα 4.2: Δαπάνη ΕΟΠΥΥ σε ευρώ ανά έτος για την αξονική τομογραφία.

4.1.3 Μαγνητική Τομογραφία

Σχετικά με την μαγνητική τομογραφία και την κατανομή στις περιφέρειες, υπάρχει περισσότερη ανομοιογένεια σε σύγκριση με τους αξονικούς τομογράφους, αφού υπάρχουν αρκετές περιοχές οι οποίες δεν έχουν κάποιο μαγνητικό τομογράφο ενώ κάποιες άλλες έχουν κατά πολύ περισσότερους σε σχέση με τον μέσο όρο. Όπως και στην περίπτωση των συστημάτων μαστογραφίας, η μεγαλύτερη κάλυψη προσφέρεται από τον ιδιωτικό τομέα, σε ένα ποσοστό της τάξης του 90% έναντι του δημοσίου, καθώς υπάρχουν 37 περιφερειακές ενότητες που καλύπτονται εξ' ολοκλήρου από τον ιδιωτικό τομέα. Αναλυτικότερα στοιχεία σχετικά με τη γεωγραφική κατανομή όσο και τις τεχνολογίες των μαγνητικών τομογράφων, παρουσιάζονται στο Παράρτημα Α και Παράρτημα Β αντίστοιχα. Στην Εικόνα 4.3 παρουσιάζονται οι δαπάνες του ΕΟΠΥΥ για

μαγνητικές τομογραφίες που διενεργήθηκαν από το 2013 μέχρι και το 2016. Από αυτό το γράφημα είναι προφανής η κυριαρχία του ιδιωτικού τομέα στη συγκεκριμένη απεικονιστική μέθοδο, συνεισφέροντας σε ένα ποσοστό σχεδόν 85% στις συνολικές δαπάνες. Στην περίοδο όπου γίνεται η εξέταση των δεδομένων, οι οποιεσδήποτε διακυμάνσεις (αύξηση από 2013 μέχρι 2015 και μείωση το 2016) οφείλονται στις αντίστοιχες διακυμάνσεις που παρατηρήθηκαν στον ιδιωτικό τομέα. Για αυτή την περίοδο οι δαπάνες για μαγνητικές τομογραφίες που έγιναν σε δημόσια νοσοκομεία είναι σταθερές. Αναφορικά με το κόστος με το οποίο επιβαρύνεται ο ΕΟΠΥΥ, αυτά διαμορφώθηκαν ως εξής: για τον ιδιωτικό τομέα ήταν 152€ το 2013, 153€ το 2014 και 2015, ενώ το 2016 ήταν 125€. Αντίστοιχα στο δημόσιο τομέα οι επιβάρυνση διαμορφώθηκε στα 236€ το 2013, 234€ το 2014, 237€ το 2015 και 236€ το 2016.



Εικόνα 4.3: Δαπάνη ΕΟΠΥΥ σε ευρώ ανά έτος για την μαγνητική τομογραφία.

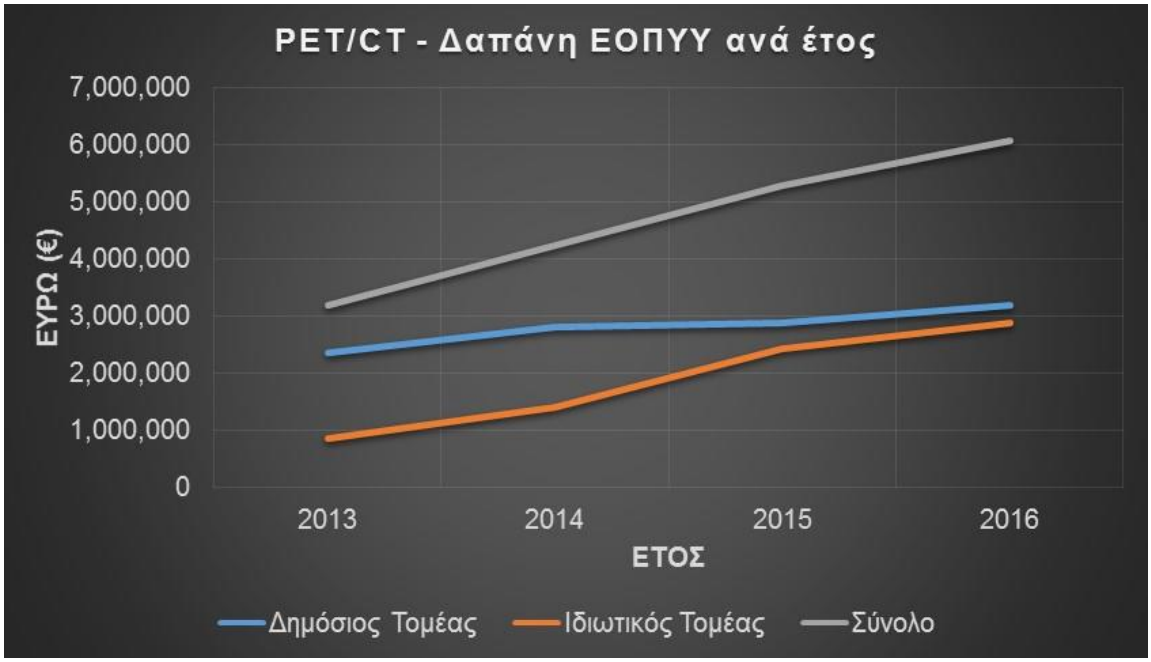
4.1.4 Υπολογιστική Τομογραφία Εκπομπής Μονο-Φωτονίων

Στην περίπτωση της απεικόνισης SPECT, η κατανομή των μονάδων είναι αρκετά μικρότερη σε σχέση με τις προαναφερόμενες μεθόδους διάγνωσης. Ως αποτέλεσμα αυτού, λίγες περιφερειακές ενότητες διαθέτουν τομογράφους SPECT, όπως απεικονίζεται

στην Εικόνα Α4 του Παραρτήματος Α. Ειδικότερα, οι περιφέρειες του Νοτίου Αιγαίου, Πελοποννήσου και Στερεάς Ελλάδας, υστερούν σε σημαντικό βαθμό έναντι των υπολοίπων διοικητικών περιφερειών ως προς την διαθεσιμότητα συσκευών SPECT για τους κατοίκους των εν λόγω περιοχών. Επιπρόσθετα, ένα άλλο στοιχείο που αναδεικνύεται είναι η μεγάλη συμμετοχή του ιδιωτικού τομέα και σε αυτή την τεχνική ιατρικής απεικόνισης. Μάλιστα, υπάρχουν περιοχές οι οποίες εξυπηρετούνται εξ' ολοκλήρου από τον ιδιωτικό τομέα, όπως είναι η Δυτική Μακεδονία και τα νησιά του Ιονίου. Τέλος, αναφορικά με τα κόστη χρήσης της συγκεκριμένης απεικονιστικής τεχνικής δεν υπάρχουν στοιχεία για τον αριθμό και το είδος των εξετάσεων και επομένως δεν είναι δυνατό να δημιουργηθεί μια πλήρης εικόνα που να αφορά τα έξοδα αποζημίωσης του ΕΟΠΥΥ.

4.1.5 Τομογραφία Εκπομπής Ποζιτρονίου και Αξονική Τομογραφία

Αυτή η τεχνική απεικόνισης χαρακτηρίζεται από υψηλό κόστος και για αυτό το λόγο τέτοιες μονάδες είναι εγκατεστημένες μόνο στην Αθήνα και τη Θεσσαλονίκη, με σκοπό να καλυφθούν όσο το δυνατόν περισσότεροι ασθενείς γίνεται, αφού το 40% του πληθυσμού της Ελλάδας ζει σε αυτές τις πόλεις. Στο Παράρτημα Α, Εικόνα Α5, απεικονίζεται η κατανομή των συστημάτων PET/CT στην Αθήνα και τη Θεσσαλονίκη. Στην Εικόνα 4.4 παρουσιάζονται οι δαπάνες του ΕΟΠΥΥ για την απεικόνιση PET/CT την περίοδο 2013 – 2016. Όπως μπορεί να παρατηρηθεί υπάρχει μια σταθερή αύξηση στη χρήση της τεχνολογίας αυτής κυρίως λόγω της σημαντικής αύξησης των μονάδων αυτών, όπως φαίνεται στον Πίνακα 4.1. Επιπρόσθετα, ιδιαίτερα για το 2016, ο δημόσιος και ιδιωτικός τομέας επιμερίζονται τις συνολικές δαπάνες σε ένα ποσοστό περίπου 50% έκαστος. Παρόλα αυτά η παρατηρούμενη αύξηση οφείλεται κυρίως στον ιδιωτικό τομέα ο οποίος τώρα επενδύει στην τεχνολογία αυτή. Αναφορικά με τις αποζημιώσεις του ΕΟΠΥΥ, αυτές διαμορφώνονται ως εξής: 657€ το 2013, 627€ το 2014, 609€ το 2015 και 577€ το 2016 για το δημόσιο τομέα, ενώ για τον ιδιωτικό είναι 543€ το 2013, 541€ το 2014, 570€ το 2015 και 492€ το 2016.



Εικόνα 4.4: Δαπάνη ΕΟΠΥΥ σε ευρώ ανά έτος για PET/CT.

4.1.6 Σύνοψη Δαπανών

Συνοψίζοντας, έχουν υπολογιστεί τα συνολικά αποζημιουμενα έξοδα του ΕΟΠΥΥ ανά απεικονιστική μέθοδο, λαμβάνοντας υπόψη τις δαπάνες τόσο προς τον ιδιωτικό τομέα όσο και προς το δημόσιο, για την περίοδο από το 2013 μέχρι και το 2016. Τα σχετικά στοιχεία παρατίθενται στον Πίνακα 4.2 αλλά και γραφικά στην Εικόνα 4.5. Παρατηρούμε ότι οι συνολικές δαπάνες είναι εν γένει σταθερές την περίοδο αυτή, με μια μικρή αύξηση το 2014 της τάξης των 10 εκατομμυρίων, στην οποία έχει συνεισφέρει κυρίως η μαγνητική τομογραφία. Το 2015 παρατηρήθηκε επίσης μια αύξηση σε σχέση με το 2014, της τάξης του 1 εκ. ευρώ, ενώ το 2016 καταγράφηκε μείωση κατά 5 εκ. ευρώ. Στην περίπτωση αυτή η μείωση οφείλεται κατά κύριο λόγο στη μείωση των δαπανών για μαγνητικές τομογραφίες. Συμπερασματικά, η μαγνητική τομογραφία στην Ελλάδα απορροφά τα περισσότερα έξοδα στις αποζημιούμενες δαπάνες του ΕΟΠΥΥ ακολουθούμενη από την αξονική τομογραφία, για τα έτη από το 2013 μέχρι και 2016.

Πίνακας 4.2: Σύνοψη δαπανών ΕΟΠΥΥ ανά απεικονιστική μέθοδο για την περίοδο 2013 – 2016. Οι αναγραφόμενες τιμές είναι σε ευρώ.

Έτος	Μαστογραφία	CT	MRI	PET/CT	Σύνολο
2013	5,850,765	52,480,503	88,600,755	3,206,589	150,138,612
2014	5,210,324	55,218,685	95,653,510	4,235,419	160,317,938
2015	4,218,175	53,310,977	98,892,658	5,302,974	161,724,784
2016	3,768,133	55,661,839	90,896,916	6,090,702	156,417,590

Εικόνα 4.5: Σύνοψη δαπανών ΕΟΠΥΥ ανά απεικονιστική μέθοδο για την περίοδο 2013 – 2106.

4.2 Κόστος Εγκατάστασης Ιατρικών Απεικονιστικών Συστημάτων

Η ενότητα αυτή επικεντρώνεται στην οικονομική διάσταση της αγοράς και εγκατάστασης ιατρικών απεικονιστικών συστημάτων. Επιπλέον, λαμβάνονται υπόψη οι διάφορες πτυχές θωράκισης από την ιοντίζουσα ακτινοβολία, υπολογίζοντας το απαιτούμενο πάχος του μολύβδου έτσι ώστε να μην επηρεάζονται το προσωπικό και οι ασθενείς που κινούνται σε παραπλήσιους του θαλάμου εξέτασης χώρους. Στις επόμενες υποενότητες παρουσιάζονται τα κόστη αγοράς συστημάτων ακτινογραφίας, ακτινοσκοπίας, μαστογραφίας, CT, MRI, PET/CT και SPECT/CT καθώς επίσης και οι απαιτήσεις σε

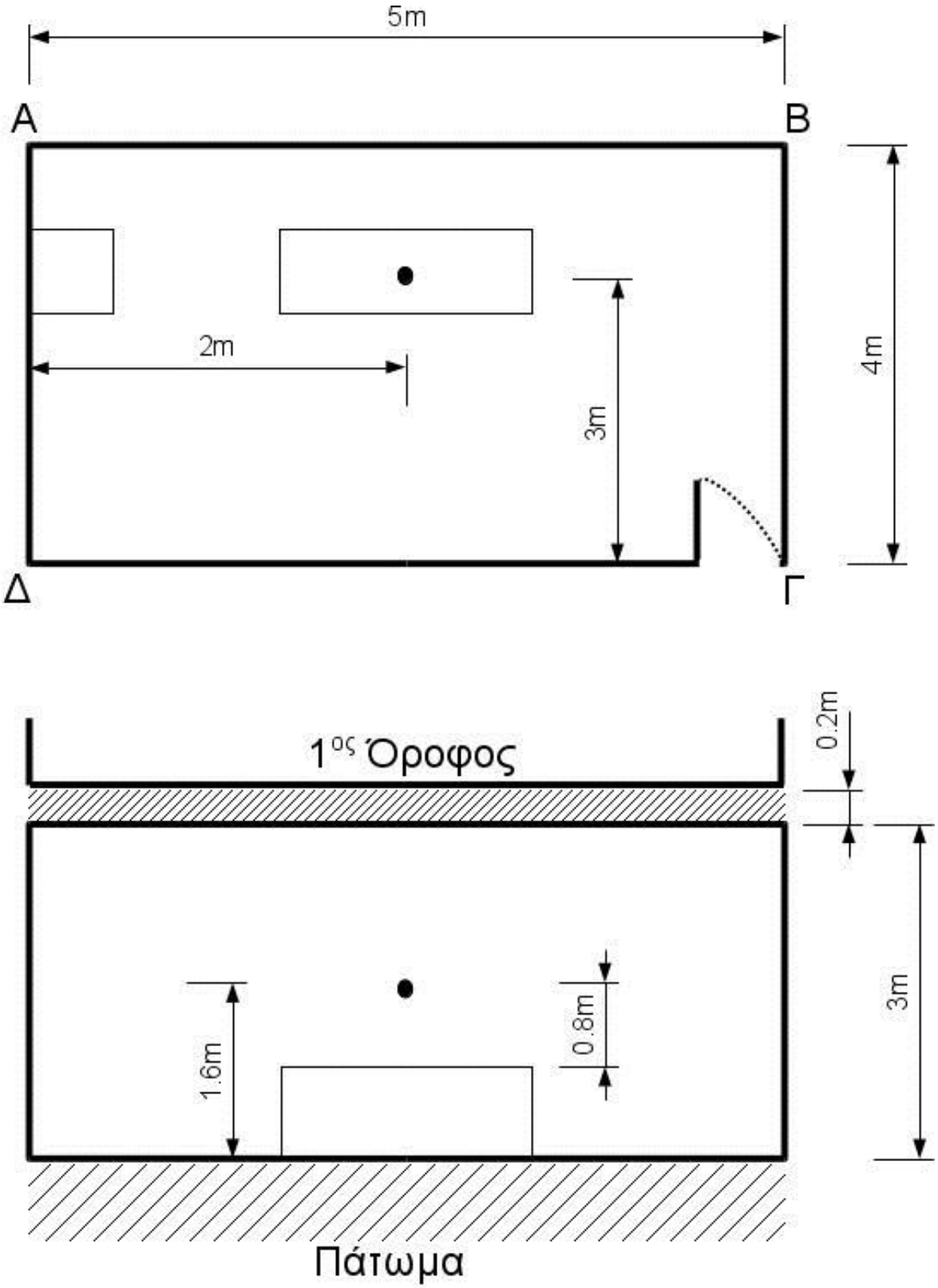
θωράκιση με βάση τις διαστάσεις και διαρρύθμιση του χώρου που θα εγκατασταθεί το εκάστοτε σύστημα. Για το σκοπό αυτό παρουσιάζονται οι υπολογισμοί για τη θωράκιση από την ακτινοβολία και στο τέλος συνοψίζονται τα συνολικά κόστη κάθε συστήματος και θωράκισης, ανά απεικονιστική τεχνική αλλά και για το σύνολο αυτών.

4.2.1 Ακτινογραφία

Αρχικά η μελέτη αυτή εξετάζει την περίπτωση ενός απλού ακτινογραφικού συστήματος, μέσω του οποίου λαμβάνονται ακτινογραφίες τόσο σε όρθια θέση όσο και σε επικλινή χρησιμοποιώντας ακτινογραφική τράπεζα. Ένα τέτοιο σύστημα κοστίζει κατά μέσο όρο περί τις 150.000€ Στην Εικόνα 4.6 απεικονίζεται ένα σκαρίφημα, τόσο σε κάτοψη όσο και πλάγια όψη, υποδεικνύοντας τις σχετικές θέσεις που τοποθετείται το σύστημα. Στο σχήμα αυτό η λυχνία απεικονίζεται ως μαύρη κουκκίδα, ενώ ο ορθοστάτης βρίσκεται στον τοίχο ΑΔ. Με βάση αυτές τις αποστάσεις έχουν υπολογιστεί οι θωρακίσεις που παρουσιάζονται στον Πίνακα 4.3. Στον πίνακα αυτό αναφέρονται το πάχος του μολύβδου όπως έχει υπολογιστεί καθώς και το τελικώς επιλεγμένο πάχος που προκύπτει από στρογγυλοποίηση προς τα πάνω του.

Πίνακας 4.3: Σύνοψη πάχους θωράκισης για σύστημα ακτινογραφίας.

Τοίχος	**Υπολογισμένο Πάχος Μολύβδου (mm)**	**Τελικό Πάχος Μολύβδου (mm)**	**Παρατηρήσεις**
ΑΒ	1.75	1.80	–
ΒΓ	1.09	1.10	–
ΓΔ	0.70	0.70	–
ΑΔ	2.20	2.20	–
Οροφή	1.69	1.70	Το ισοδύναμο πάχος σε σκυρόδεμα είναι 12cm. Η οροφή αποτελείται από σκυρόδεμα πάχους 20cm, οπότε η υπάρχουσα κατασκευή αρκεί για τη θωράκιση



Εικόνα 4.6: Κάτοψη και πλάγια όψη θαλάμου ακτινογραφίας.

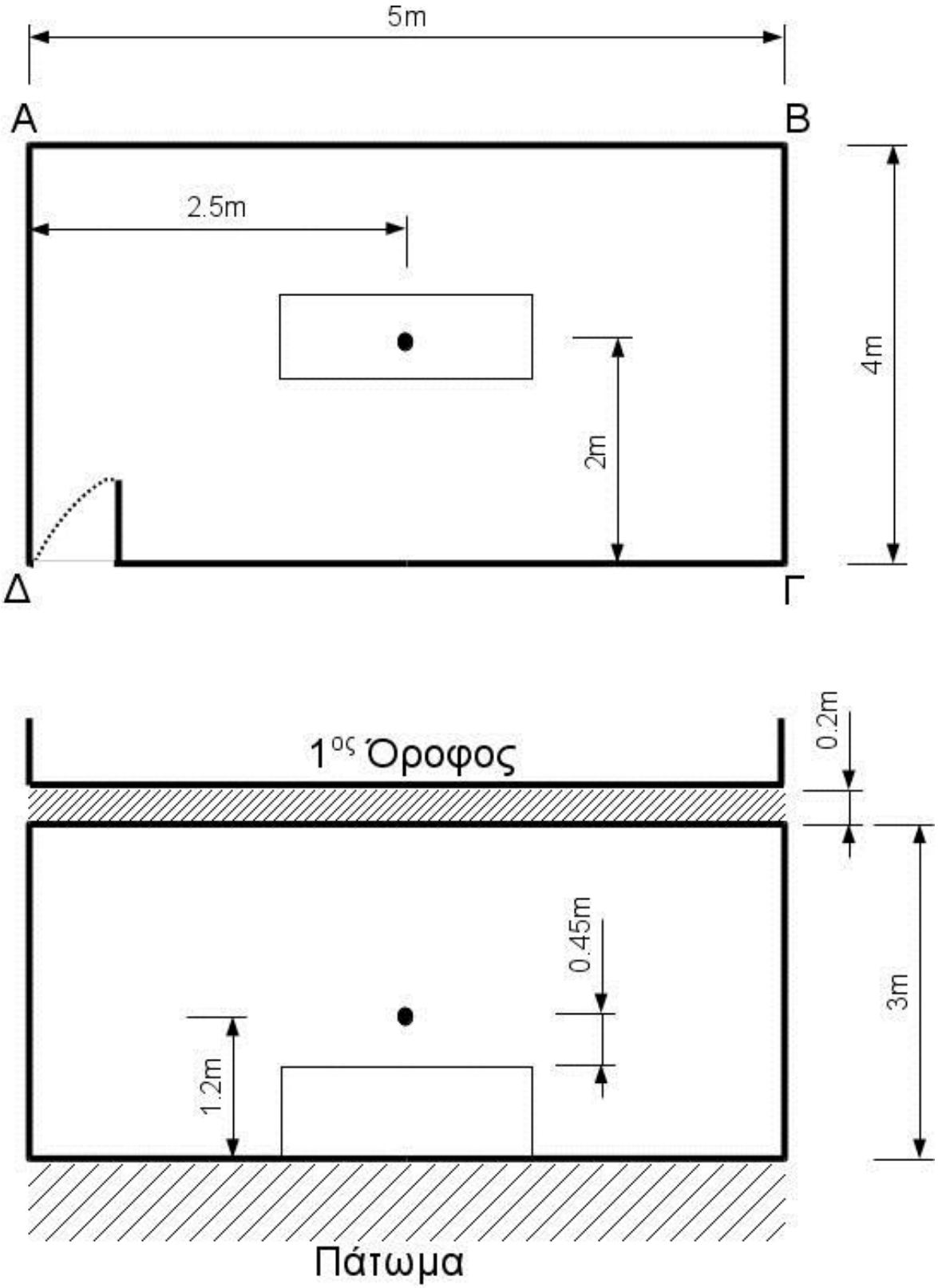
Στον Πίνακα 4.4 παρουσιάζεται το ενδεικτικό κόστος θωράκισης του απλού ακτινογραφικού συστήματος. Οι αναλυτικοί υπολογισμοί του αναφερόμενου κόστους παρουσιάζονται στο Παράρτημα Γ.

Πίνακας 4.4: Ενδεικτικό κόστος θωράκισης για σύστημα ακτινογραφίας.

Τοίχος	**Διαθέσιμες Διαστάσεις (inches)**	**Επιφάνεια θωράκισης (m^2)**	**Απαιτούμενες Μονάδες (τεμάχια)**	**Κόστος Μονάδας (€)**	**Συνολικό Κόστος (€)**
ΑΒ	1/8''×12''×36''	15	60	120	7,200
ΒΓ	1/16''×12''×24''	12	70	50	3,500
ΓΔ	1/32''×12''×16''	15	130	50	6,500
ΑΔ	1/8''×12''×36''	12	50	120	6,000
Σύνολο					23,200

4.2.2 Ακτινοσκοπία

Στη συνέχεια, η οικονομική ανάλυση επικεντρώνεται στο σύστημα ακτινοσκοπίας, το οποίο τοποθετείται σε χώρο συνολικού εμβαδού $20m^2$, ο οποίος διαρρυθμίζεται σύμφωνα με το σκαρίφημα στην Εικόνα 4.7. Όπως και στην προηγούμενη περίπτωση η μαύρη κουκκίδα συμβολίζει τη λυχνία ακτίνων Χ. Για τις ανάγκες της παρούσας διπλωματικής εργασίας θεωρούμε ότι το μέσο κόστος αγοράς ενός ακτινοσκοπικού μηχανήματος κυμαίνεται γύρω στα 300,000€. Ακολούθως, στον Πίνακα 4.5 παρουσιάζονται τα υπολογιζόμενα και τα τελικά πάχη της απαιτούμενης θωράκισης, με τα τελευταία να προκύπτουν με στρογγυλοποίηση προς τα πάνω, των προηγούμενων. Τέλος, στον Πίνακα 4.6 φαίνονται τα κόστη των θωρακίσεων σε κάθε τοίχο του θαλάμου απεικόνισης, ενώ οι αναλυτικοί υπολογισμοί παρουσιάζονται στο Παράρτημα Γ.



Εικόνα 4.7: Κάτοψη και πλάγια όψη θαλάμου ακτινοσκοπίας.

Πίνακας 4.5: Σύνοψη πάχους θωράκισης για σύστημα ακτινοσκόπησης.

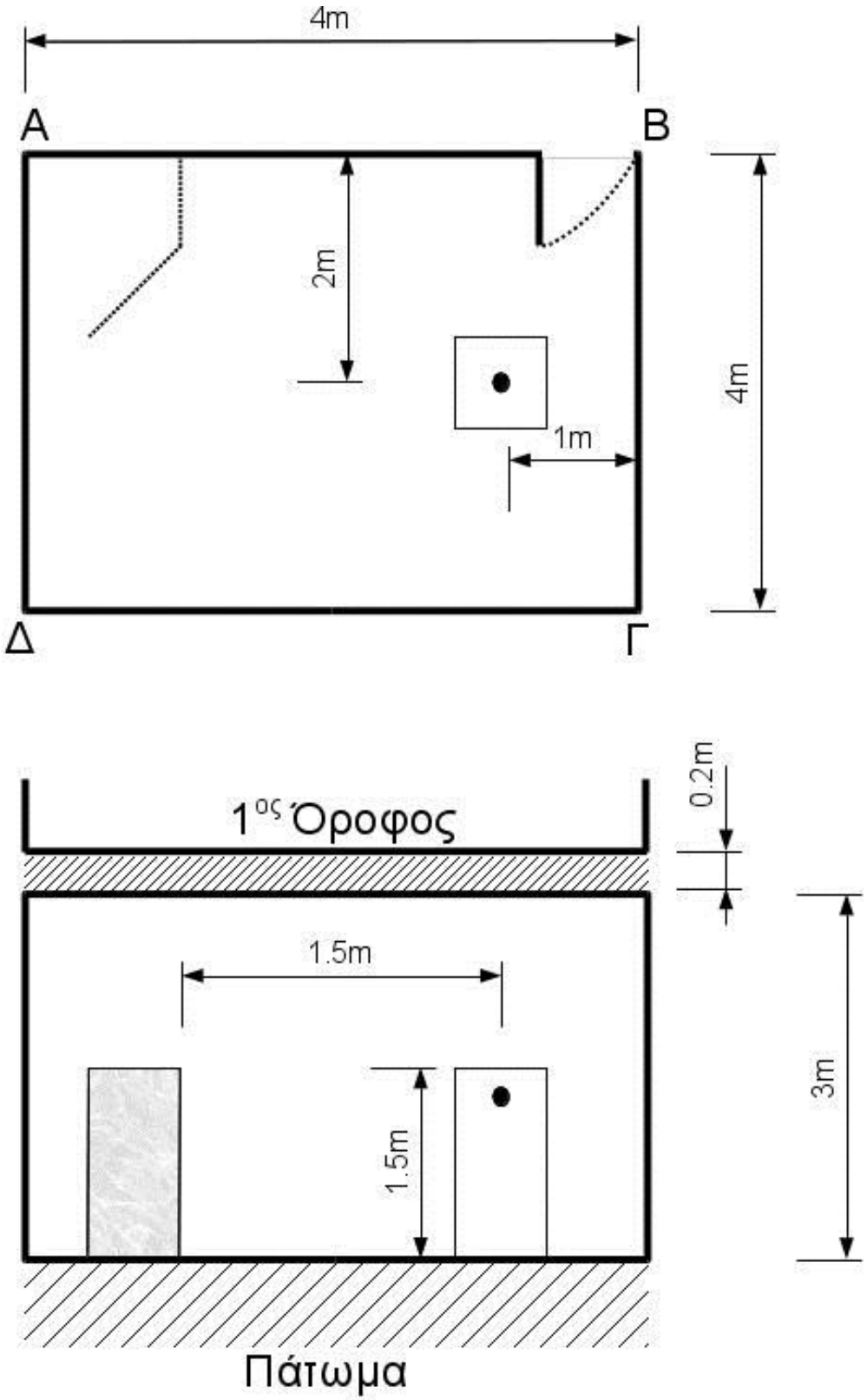
Τοίχος	Υπολογισμένο Πάχος Μολύβδου (mm)	Τελικό Πάχος Μολύβδου (mm)	Παρατηρήσεις
ΑΒ	1.78	1.80	–
ΒΓ	1.98	2.00	–
ΓΔ	2.32	2.40	–
ΑΔ	2.14	2.20	–
Οροφή	2.53	2.60	Το ισοδύναμο πάχος σε σκυρόδεμα είναι 16.6cm. Η οροφή αποτελείται από σκυρόδεμα πάχους 20cm, οπότε η υπάρχουσα κατασκευή αρκεί για τη θωράκιση

Πίνακας 4.6: Ενδεικτικό κόστος θωράκισης για σύστημα ακτινοσκόπησης.

Τοίχος	Διαθέσιμες Διαστάσεις (inches)	Επιφάνεια θωράκισης (m^2)	Απαιτούμενες Μονάδες (τεμάχια)	Κόστος Μονάδας (€)	Συνολικό Κόστος (€)
ΑΒ	1/8''×12''×36''	15	60	120	7,200
ΒΓ	1/8''×12''×36''	12	50	120	6,000
ΓΔ	1/8''×12''×36''	15	60	120	7,200
ΑΔ	1/8''×12''×36''	12	50	120	6,000
Σύνολο					26,400

4.2.3 Μαστογραφία

Για την περίπτωση ενός μαστογράφου ο απαιτούμενος χώρος είναι μικρότερος σε σχέση με τα προηγούμενα συστήματα απεικόνισης. Ειδικότερα, ένας θάλαμος 16m^2 αρκεί για τις ανάγκες της μαστογραφίας και είναι αρκετά μεγαλύτερος σύμφωνα με τις προτεινόμενες διατάξεις. Το διάγραμμα του θαλάμου μαστογραφίας απεικονίζεται στην Εικόνα 4.8, όπου φαίνεται, στη γωνία Α, το πέτασμα πίσω από το οποίο βρίσκεται ο σταθμός εργασίας. Το πέτασμα αυτό θα πρέπει να αποτελείται από μολυβδύαλο. Για τις ανάγκες της παρούσας διπλωματικής εργασίας θεωρούμε ότι το μέσο κόστος αγοράς ενός μαστογράφου είναι γύρω στα 80,000€. Ακολούθως, στον Πίνακα 4.7 και στον Πίνακα 4.8 παρουσιάζονται το απαιτούμενο πάχος της θωράκισης και το κόστος αυτής, αντίστοιχα.



Εικόνα 4.8: Κάτοψη και πλάγια όψη θαλάμου μαστογραφίας.

Πίνακας 4.7: Σύνοψη πάχους θωράκισης για σύστημα μαστογραφίας.

Τοίχος	Υπολογισμένο Πάχος Μολύβδου (mm)	Τελικό Πάχος Μολύβδου (mm)	Παρατηρήσεις
ΑΒ	0.32	0.40	–
ΒΓ	0.50	0.50	–
ΓΔ	0.32	0.40	–
ΑΔ	0.26	0.30	–
Οροφή	0.36	0.40	Το ισοδύναμο πάχος σε σκυρόδεμα είναι 4cm. Η οροφή αποτελείται από σκυρόδεμα πάχους 20cm, οπότε η υπάρχουσα κατασκευή αρκεί για τη θωράκιση
Πέτασμα	0.34	0.40	Διαστάσεις (πλάτος × ύψος) (m): • 1×1.5m (κατακόρυφη γραμμή στην κάτοψη) • 1.2×1.5m (διαγώνια γραμμή στην κάτοψη)

Πίνακας 4.8: Ενδεικτικό κόστος θωράκισης για σύστημα μαστογραφίας.

Τοίχος	Διαθέσιμες Διαστάσεις (inches)	Επιφάνεια θωράκισης (m^2)	Απαιτούμενες Μονάδες (τεμάχια)	Κόστος Μονάδας (€)	Συνολικό Κόστος (€)
ΑΒ	1/32’’×12’’×16’’	12	100	50	5,000
ΒΓ	1/32’’×12’’×16’’	12	100	50	5,000
ΓΔ	1/32’’×12’’×16’’	12	100	50	5,000
ΑΔ	1/32’’×12’’×16’’	12	100	50	5,000
Πέτασμα*	5/64’’×18’’×24’’	3.3	12*	1,000*	12,000*
Σύνολο					32,000

*Αφορά μολυβδύαλο.

4.2.4 Αξονική Τομογραφία

Αναφορικά με την τομογραφία CT, το ελάχιστο εμβαδόν του δωματίου εξέτασης είναι $20m^2$, ενώ στην παρούσα εργασία θεωρείται ένας θάλαμος απεικόνισης με διαστάσεις 5m×5m, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.9. Στην πλευρά ΒΓ βρίσκεται το χειριστήριο του

CT, το οποίο θα έχει ως προστατευτικό υλικό μολυβδύαλο. Επιπρόσθετα θεωρούμε ότι το μέσο κόστος αγοράς ενός σαρωτή CT με δυνατότητα απεικόνισης μέχρι και 64 τομές, είναι γύρω στα 600,000€. Ακολούθως, στον Πίνακα 4.9 και στον Πίνακα 4.10 παρουσιάζονται το απαιτούμενο πάχος της θωράκισης και το κόστος αυτής, αντίστοιχα.

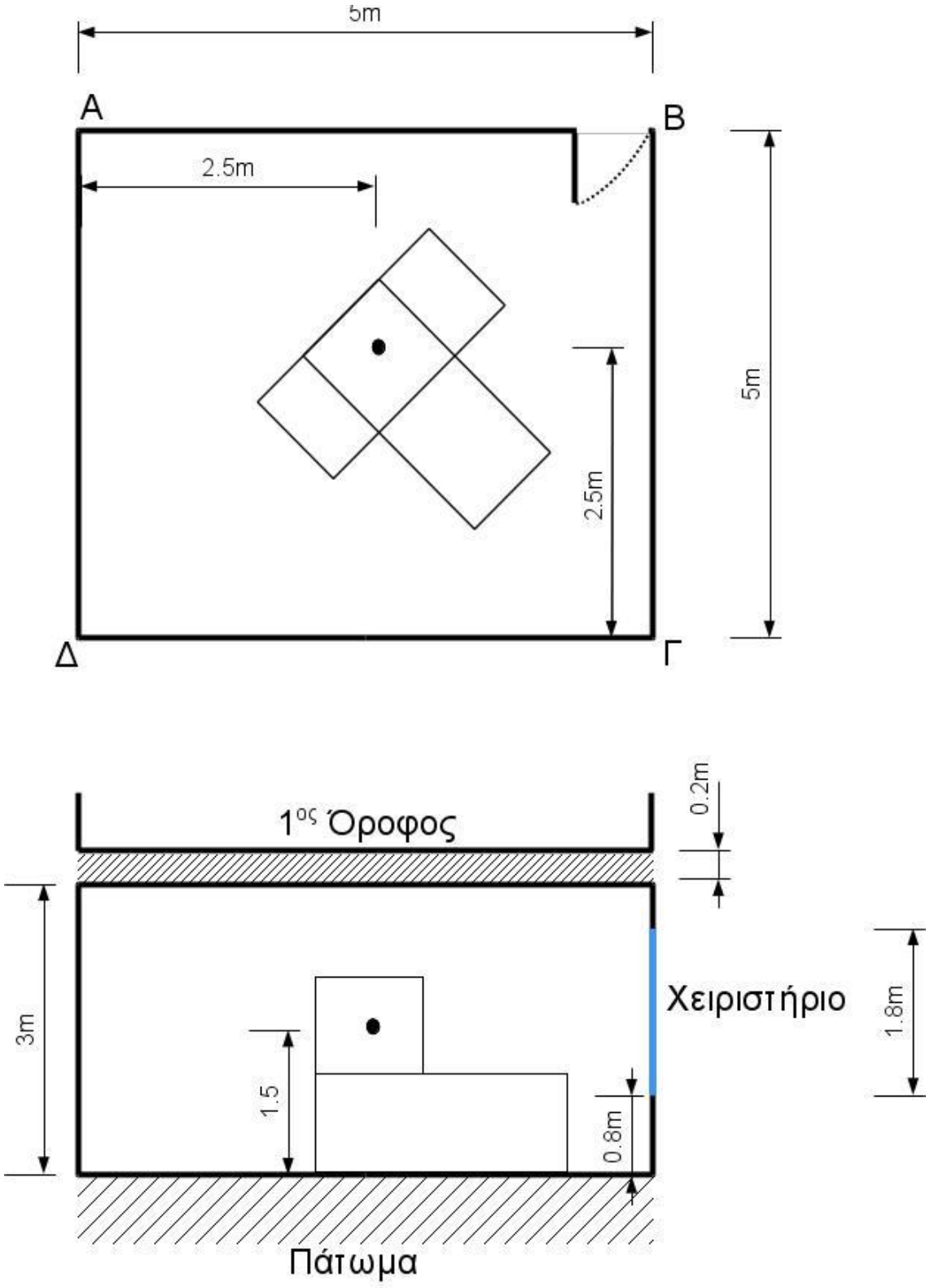
Πίνακας 4.9: Σύνοψη πάχους θωράκισης για σύστημα αξονικής τομογραφίας.

Τοίχος	Υπολογισμένο Πάχος Μολύβδου (mm)	Τελικό Πάχος Μολύβδου (mm)	Παρατηρήσεις
ΑΒ	5.16	5.20	–
ΒΓ	5.72	5.80	Σε αυτή την πλευρά βρίσκεται το χειριστήριο του CT. Επομένως θα τοποθετηθεί μολυβδύαλος ισοδύναμου πάχους 5.80mm σε μια επιφάνεια 1.8m×4m, δηλαδή θα καλύπτει επιφάνεια 7.2m^2. Η υπόλοιπη επιφάνεια (7.8m^2) θα καλυφθεί με μόλυβδο.
ΓΔ	5.72	5.80	–
ΑΔ	5.16	5.20	–
Οροφή	6.13	6.20	Το ισοδύναμο πάχος σε σκυρόδεμα είναι 44cm. Η οροφή αποτελείται από σκυρόδεμα πάχους 20cm, οπότε χρειάζεται επιπλέον θωράκιση με μόλυβδο, για καλύψει τα υπόλοιπα 24cm σκυροδέματος. Η ισοδύναμη αυτή θωράκιση είναι 3.4mm με μόλυβδο.

Πίνακας 4.10: Ενδεικτικό κόστος θωράκισης για σύστημα μαστογραφίας.

Τοίχος	Διαθέσιμες Διαστάσεις (inches)	Επιφάνεια θωράκισης (m^2)	Απαιτούμενες Μονάδες (τεμάχια)	Κόστος Μονάδας (€)	Συνολικό Κόστος (€)
ΑΒ	1/4''×12''×12''	15	170	120	20,400
ΒΓ	1/4''×12''×12'' 1/4''×18''×24''	7.8 7.2*	90 30*	120 4,000*	10,800 120,000*
ΓΔ	1/4''×12''×12''	15	170	120	20,400
ΑΔ	1/4''×12''×12''	15	170	120	20,400
Οροφή	1/4''×12''×12''	25	280	120	33,600
Σύνολο					225,600

*Αφορά μολυβδύαλο.



Εικόνα 4.9: Κάτοψη και πλάγια όψη θαλάμου αξονικής τομογραφίας.

4.2.5 Μαγνητική Τομογραφία

Η περίπτωση του τομογράφου MRI είναι διαφορετική από τις άλλες μεθοδολογίες ιατρικής απεικόνισης λόγω της χρήσης μαγνητικών πεδίων και ραδιοσυχνοτήτων (Radiofrequency – RF). Κατά συνέπεια είναι αναγκαίο να γίνεται RF θωράκιση έτσι ώστε να αποφευχθεί η είσοδος ραδιοσυχνοτήτων από το περιβάλλον στο δωμάτιο του MRI που θα έχει ως αποτέλεσμα να παραμορφωθεί η λαμβανόμενη εικόνα. Πιο συγκεκριμένα, η θωράκιση RF για το MRI γίνεται για δύο κύριους λόγους: α) την αποφυγή στρέβλωσης του σήματος MRI λόγω της εξωτερικής ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας και β) την αποτροπή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας που παράγεται από το σαρωτή MRI να προκαλέσει παρεμβολές σε συσκευές πλησίον του θαλάμου απεικόνισης. Η συνηθέστερη μορφή παρεμβολών RF προκαλείται από θόρυβο που παράγεται από κοντινό ηλεκτρικό ή/και ηλεκτρονικό εξοπλισμό, όπως μετασχηματιστές, κινητήρες, υπολογιστές και άλλες συσκευές.

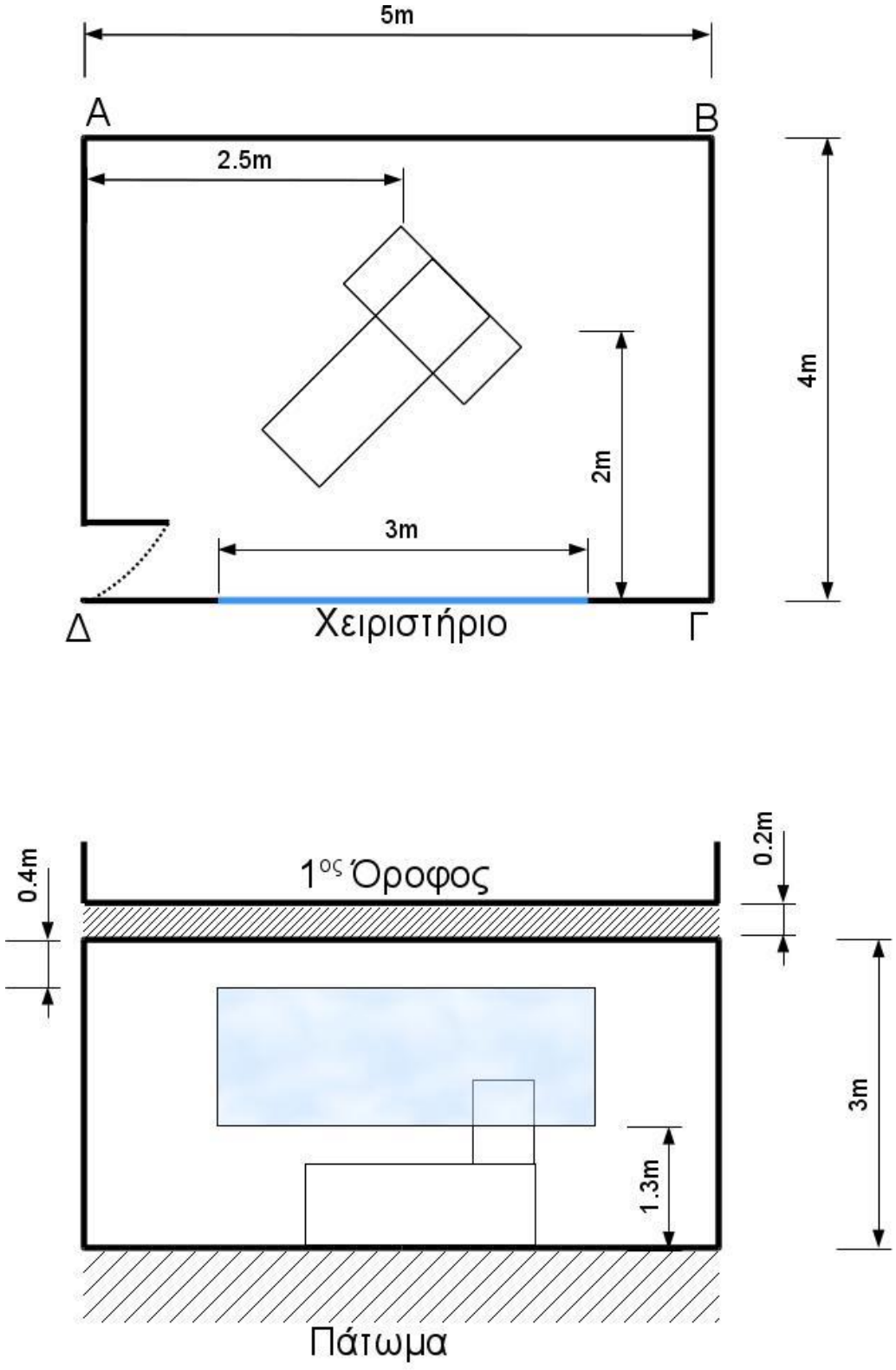
Η θωράκιση RF πρέπει να περικλείει όλο το δωμάτιο, τοίχους, δάπεδο και οροφή. Η διάταξη αυτή είναι επίσης γνωστή και ως κλωβός Faraday. Για την κατασκευή του κλωβού Faraday συνήθως χρησιμοποιείται ένας συνδυασμός ξύλου με χαλκό. Επιπρόσθετα, τόσο η θύρα εισόδου στο δωμάτιο όσο και το παράθυρο παρατήρησης, από όπου ο χειριστής έχει εποπτεία του χώρου σάρωσης, δεν πρέπει να επιτρέπουν οποιαδήποτε είσοδο ή/και διαρροή ραδιοσυχνοτήτων. Αυτό επιτυγχάνεται με χρήση ενσωματωμένου χαλκού για την περίπτωση του γυαλιού και ηλεκτρικών ταινιών επαφής στην περίπτωση της θύρας. Ο υπολογισμός του κλωβού Faraday υπολογίζεται από εξειδικευμένες εταιρείες λαμβάνοντας υπόψη τη διαρρύθμιση του εκάστοτε θαλάμου απεικόνισης, χρησιμοποιώντας υπολογιστικά μοντέλα και αλγορίθμους που δεν είναι διαθέσιμα. Επομένως, στην παρούσα εργασία δεν είναι δυνατό να παρατεθούν τα σχετικά κόστη θωράκισης ενός θαλάμου MRI. Συνήθως το κόστος της θωράκισης είναι περίπου ίδιο με το κόστος αγοράς ενός σαρωτή MRI. Αναφορικά με το τελευταίο, υπάρχει ο εμπειρικός κανόνας 1Tesla – 1εκ. ευρώ. Οπότε, για την αγορά ενός σαρωτή με ένταση μαγνητικού πεδίου 1.5T, που είναι μια συνήθης επιλογή για νοσοκομειακές μονάδες, αναμένεται να κοστίσει 3 εκ. ευρώ συνολικά, 1.5 εκ ευρώ για την αγορά και 1.5 εκ. ευρώ για τη θωράκιση.

4.2.6 Τομογραφία Εκπομπής Ποζιτρονίου και Αξονική Τομογραφία

Στην περίπτωση στης συνδυασμένης λήψης PET/CT η επιφάνεια που καταλαμβάνει το δωμάτιο απεικόνισης είναι 20m^2, με διαστάσεις 5m×4m, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.10. Στην πλευρά ΓΔ βρίσκεται το χειριστήριο του τομογράφου, το οποίο, όπως και στις προηγούμενες περιπτώσεις θα έχει ως προστατευτικό υλικό μολυβδύαλο. Επιπρόσθετα θεωρούμε ότι το μέσο κόστος αγοράς ενός σαρωτή PET/CT με δυνατότητα απεικόνισης μέχρι και 64 τομές, είναι γύρω στα 1,000,000€. Ακολούθως, στον Πίνακα 4.11 και στον Πίνακα 4.12 παρουσιάζονται το απαιτούμενο πάχος της θωράκισης και το κόστος αυτής, αντίστοιχα.

Πίνακας 4.11: Σύνοψη πάχους θωράκισης για σύστημα τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίου και αξονικής τομογραφίας.

Τοίχος	**Υπολογισμένο Πάχος Μολύβδου (mm)**	**Τελικό Πάχος Μολύβδου (mm)**	**Παρατηρήσεις**
ΑΒ	4.96	5	–
ΒΓ	3.66	3.7	–
ΓΔ	4.96	5	Σε αυτή την πλευρά βρίσκεται το χειριστήριο του PET/CT. Επομένως θα τοποθετηθεί μολυβδύαλος ισοδύναμου πάχους 5mm σε μια επιφάνεια 1.3m×3m, δηλαδή θα καλύπτει επιφάνεια 3.9m^2. Η υπόλοιπη επιφάνεια (11.1m^2) θα καλυφθεί με μόλυβδο.
ΑΔ	4.26	4.3	–
Οροφή	5.1	5.1	Το ισοδύναμο πάχος σε σκυρόδεμα είναι 36.4cm. Η οροφή αποτελείται από σκυρόδεμα πάχους 20cm, οπότε χρειάζεται επιπλέον θωράκιση με μόλυβδο, για καλύψει τα υπόλοιπα 16.4cm σκυροδέματος. Η ισοδύναμη αυτή θωράκιση είναι 2.3mm με μόλυβδο.



Εικόνα 4.10: Κάτοψη και πλάγια όψη θαλάμου PET/CT.

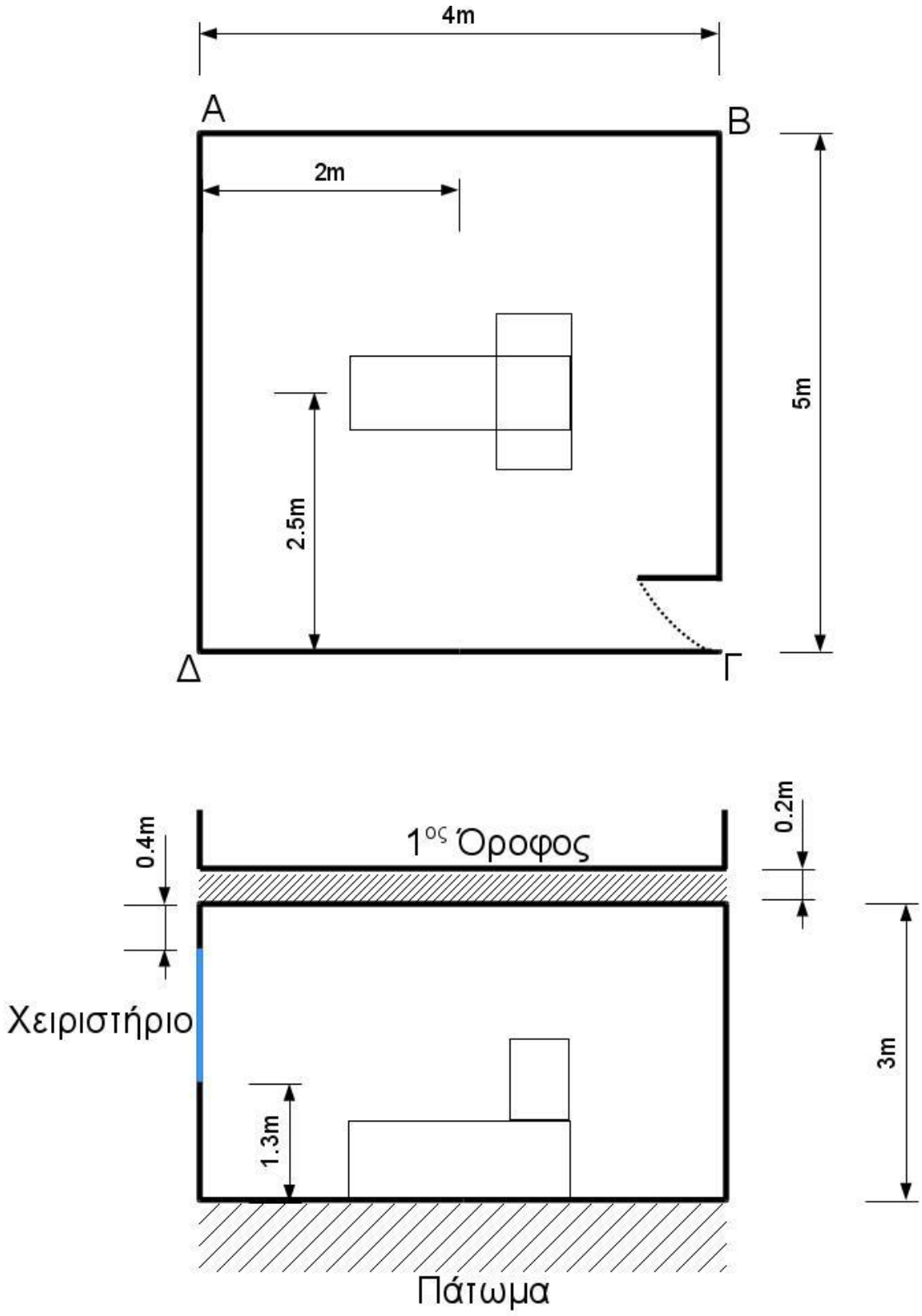
Πίνακας 4.12: Ενδεικτικό κόστος θωράκισης για σύστημα τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίου και αξονικής τομογραφίας.

Τοίχος	**Διαθέσιμες Διαστάσεις (inches)**	**Επιφάνεια θωράκισης (m^2)**	**Απαιτούμενες Μονάδες (τεμάχια)**	**Κόστος Μονάδας (€)**	**Συνολικό Κόστος (€)**
ΑΒ	1/4''×12''×12''	15	170	120	20,400
ΒΓ	1/4''×12''×12''	12	130	120	15,600
ΓΔ	1/4''×12''×12'' 1/4''×18''×24''	11.1 3.9*	125 15*	120 4,000*	15,000 60,000*
ΑΔ	1/4''×12''×12''	12	130	120	15,600
Οροφή	1/8''×12''×36''	20	90	120	10,800
Σύνολο					137,400

*Αφορά μολυβδύαλο.

4.2.7 Υπολογιστική Τομογραφία Εκπομπής Μονο-Φωτονίων

Μια άλλη απεικονιστική τεχνική η οποία είναι σημαντική σε μια μεγάλη νοσοκομειακή μονάδα, είναι το SPECT. Η τεχνική SPECT εντάσσεται στην κατηγορία των μεθόδων πυρηνικής ιατρικής και χρειάζεται διαφορετική προσέγγιση στον τρόπο υπολογισμού των θωρακίσεων, όπως έχει αναφερθεί και στην Ενότητα 0. Επίσης, η παρακάτω παρουσιαζόμενη μεθοδολογία δεν αποτελεί τα πλήρη βήματα για τον υπολογισμό των θωρακίσεων σε μονάδες πυρηνικής ιατρικής, καθώς πρέπει να ληφθούν υπόψη όλα τα ραδιοϊσότοπα που θα χρησιμοποιηθούν καθώς επίσης και το εργαστήριο που αυτά θα ετοιμάζονται, οι χώροι αποθήκευσης αλλά και χώροι όπου χορηγούνται οι ιχνηθέτες στους ασθενείς. Για απλότητα θεωρούμε ότι χρησιμοποιείται το ^{99m}Τ ως ραδιενεργός ιχνηθέτης και υπολογίζονται οι θωρακίσεις για το θάλαμο απεικόνισης SPECT, ο οποίος φαίνεται στην Εικόνα 4.11, συνολικού εμβαδού 20m^2. Στην πλευρά ΑΔ βρίσκεται το χειριστήριο του SPECT, το οποίο θα έχει ως προστατευτικό υλικό μολυβδύαλο διαστάσεων 1.3m×4m. Τέλος, θεωρούμε ότι το μέσο κόστος αγοράς ενός σαρωτή SPECT είναι γύρω στα 300,000€. Ακολούθως, στον Πίνακα 4.13 και στον Πίνακα 4.14 παρουσιάζονται το απαιτούμενο πάχος της θωράκισης και το κόστος αυτής, αντίστοιχα.



Εικόνα 4.11: Κάτοψη και πλάγια όψη θαλάμου SPECT.

Πίνακας 4.13: Σύνοψη πάχους θωράκισης για σύστημα SPECT.

Τοίχος	Υπολογισμένο Πάχος Μολύβδου (mm)	Τελικό Πάχος Μολύβδου (mm)	Παρατηρήσεις
ΑΒ	0.005	0.1	–
ΒΓ	0.19	0.19	–
ΓΔ	0.005	0.1	–
ΑΔ	0.19	0.19	Σε αυτή την πλευρά βρίσκεται το χειριστήριο του SPECT. Επομένως θα τοποθετηθεί μολυβδύαλος ισοδύναμου πάχους 0.19mm σε μια επιφάνεια 1.3m×4m, δηλαδή θα καλύπτει επιφάνεια 5.2m^2. Η υπόλοιπη επιφάνεια (9.8m^2) θα καλυφθεί με μόλυβδο.
Οροφή	–	–	Στην περίπτωση αυτή, ο συντελεστής διέλευσης B προκύπτει μεγαλύτερος από την μονάδα. Επομένως δε χρειάζεται θωράκιση.

Πίνακας 4.14: Ενδεικτικό κόστος θωράκισης για σύστημα SPECT.

Τοίχος	Διαθέσιμες Διαστάσεις (inches)	Επιφάνεια θωράκισης (m^2)	Απαιτούμενες Μονάδες (τεμάχια)	Κόστος Μονάδας (€)	Συνολικό Κόστος (€)
ΑΒ	1/64''×12''×36''	12	50	40	2,000
ΒΓ	1/64''×12''×36''	15	60	40	2,400
ΓΔ	1/64''×12''×36''	12	50	40	2,000
ΑΔ	1/64''×12''×36'' 5/64''×18''×24''	9.8 5.2*	40 20*	40 1,000*	1,600 20,000
Σύνολο					28,000

*Αφορά μολυβδύαλο.

4.2.8 Σύνοψη

Σε αυτή την υποενότητα, γίνεται μια σύντομη σύνοψη των ενδεικτικών δαπανών που συνοδεύουν τα ιατρικά απεικονιστικά συστήματα, τόσο από την πλευρά της αγοράς τους όσο και από την πλευρά των απαιτούμενων θωρακίσεων. Τα σχετικά κόστη παρουσιάζονται στον Πίνακα 4.15, ανά απεικονιστική τεχνική. Παρατηρούμε ότι σε κάποια συστήματα το κόστος της θωράκισης είναι ένα σημαντικό ποσοστό του κόστους αγοράς του εκάστοτε σαρωτή. Επομένως πρέπει να λαμβάνεται και αυτό υπόψη στην περίπτωση μιας νέας νοσοκομειακής μονάδας ή κλινική που θα παρέχει αυτές τις υπηρεσίες στους ασθενείς.

Πίνακας 4.15: Σύνοψη κόστους εγκατάστασης συστημάτων ιατρικής απεικόνισης.

Απεικονιστική Τεχνική	**Ενδεικτικό κόστος αγοράς (€)**	**Ενδεικτικό Κόστος Θωράκισης (€)**	**Συνολικό Κόστος ανά Απεικονιστική Τεχνική(€)**
Ακτινογραφία	150,000	23,200	173,200
Ακτινοσκοπία	300,000	26,400	326,400
Μαστογραφία	80,000	32,000	112,000
CT	600,000	225,600	825,600
MRI	1,500,000	1,500,000	3,000,000
PET/CT	1,000,000	137,400	1,137,400
SPECT	300,000	28,000	328,000
Σύνολο			5,902,600

4.3 Σύνοψη Κόστους Χρήσης και Εγκατάστασης Ιατρικών Απεικονιστικών Συστημάτων

Έχοντας υπολογίσει το κόστος χρήσης των ιατρικών απεικονιστικών συστημάτων στην Ελλάδα με δεδομένα που παρέχονται από τον ΕΟΠΥΥ, για την περίοδο 2013 – 2016, καθώς επίσης και τα κόστη εγκατάστασης, προχωρούμε στο συνδυασμό αυτών. Ειδικότερα, για τα κόστη χρήσης έχει υπολογιστεί ο μέσος όρος των αποζημιούμενων

εξόδων του ΕΟΠΥΥ, όπως αυτά φαίνονται στον Πίνακα 4.2, ανά απεικονιστική τεχνική και καταγράφονται στον Πίνακα 4.16. Επιπλέον, στον πίνακα αυτό παρουσιάζεται το συνολικό κόστος αγοράς και της απαιτούμενης θωράκισης, όπως αυτό έχει υπολογιστεί στην προηγούμενη Ενότητα και στον Πίνακα 4.15. Όπως είναι αναμενόμενο, όσο πιο ακριβή είναι μια τεχνική τόσο περισσότερες δαπάνες έχει όταν αυτή χρησιμοποιείται. Εδώ θα πρέπει να επισημανθεί ότι στην περίπτωση του PET/CT αυτό δεν είναι εμφανές καθώς πρόκειται για καινούρια τεχνολογία ως προς την επένδυση προς αυτή, δηλαδή τώρα αρχίζει να χρησιμοποιείται σε μεγαλύτερη κλίμακα στην Ελλάδα. Το τελευταίο αντικατοπτρίζεται και από τις αγορές συστημάτων που έχουν γίνει τελευταίως, ειδικά από τον ιδιωτικό τομέα. Επιπρόσθετα, θα πρέπει να τονιστεί ότι σε κάποιες τεχνικές, π.χ. SPECT, δεν υπάρχουν διαθέσιμα δεδομένα από τον ΕΟΠΥΥ και κατά συνέπεια δεν μπορεί να γίνει μια πιο ενδελεχής ανάλυση του κόστους.

Πίνακας 4.16: Σύνοψη κόστους χρήσης και εγκατάστασης συστημάτων ιατρικής απεικόνισης.

Απεικονιστική Τεχνική	**Ενδεικτικό κόστος αγοράς και θωράκισης (€)**	**Κόστος Χρήσης ανά Έτος(€)**	**Συνολικό Κόστος ανά Απεικονιστική Τεχνική(€)**
Ακτινογραφία	173,200	*	173,200**
Ακτινοσκοπία	326,400	*	326,400**
Μαστογραφία	112,000	4,761,849	4,873,849
CT	825,600	54,168,001	54,993,601
MRI	3,000,000	93,510,960	96,510,960
PET/CT	1,137,400	4,708,921	5,846,321
SPECT	328,000	*	278,000**
Σύνολο			163,002,331***

*Δεν υπάρχουν διαθέσιμα δεδομένα
**Αφορά μόνο το ενδεικτικό κόστος αγοράς και θωράκισης
***Είναι μόνο μερικό σύνολο καθώς για κάποιες τεχνικές δεν υπάρχουν στοιχεία χρήσης

Κεφάλαιο 5: Συμπεράσματα

Σε αυτή τη διπλωματική εργασία μελετήθηκε η οικονομική πτυχή των ιατρικών απεικονιστικών συστημάτων, τόσο από την πλευρά της αγοράς και εγκατάστασής τους όσο και από την πλευρά της χρήσης και λειτουργίας τους. Αρχικά έγινε μια σύντομη παρουσίαση των κυριότερων απεικονιστικών συστημάτων που χρησιμοποιούνται στην κλινική πρακτική, τόσο για σκοπούς διάγνωσης όσο και για την παρακολούθηση της πορείας των εφαρμοσμένων θεραπευτικών σχημάτων. Ο σκοπός ήταν να αναδειχθεί το γεγονός ότι η δημιουργία οπτικών αναπαραστάσεων του εσωτερικού του σώματος ενός εξεταζόμενου, βασίζεται σε τεχνικές υψηλής τεχνολογίας, οι οποίες αναπτύχθηκαν κατά την πάροδο πολλών δεκαετιών αρχικά σε ερευνητικό επίπεδο και στη συνέχεια εμπορικά. Έτσι, οι ασθενείς μπορούν να έχουν πρόσβαση σε τέτοιου είδους προχωρημένες τεχνικές μέσω των οποίων εντοπίζονται καλύτερα, στο μέτρο του δυνατού, οι παθόντες ιστοί και εφαρμόζεται πιο στοχευμένη θεραπεία.

Η άλλη πτυχή αυτού του θέματος αφορά την οικονομική επιβάρυνση στο σύστημα υγείας, στους ιδιωτικούς και δημόσιους φορείς ασφάλισης αλλά και τους ιδίους τους ασθενείς, αναφορικά με τη χρήση αυτών των συστημάτων. Με σκοπό την περαιτέρω ανάλυση, λήφθηκαν δεδομένα, για την περίοδο 2013 – 2016, από μια πρόσφατη έκθεση τοπικών φορέων, στα πλαίσια της δράσης «Strengthening Capacity for Universal Coverage Greece/Phase 2», υποστηριζόμενη από την Ευρωπαϊκή Ένωση και του ευρωπαϊκού παραρτήματος του Παγκόσμιου Οργανισμού Υγείας. Από την ανάλυση των δεδομένων έγιναν εμφανείς οι δαπάνες του Εθνικού Οργανισμού Παροχής Υπηρεσιών Υγείας (ΕΟΠΥΥ) τόσο προς το δημόσιο όσο και προς τον ιδιωτικό τομέα, ως αποζημίωση για απεικονιστικές εξετάσεις. Πιο συγκεκριμένα παρατηρείται μεγάλη συμμετοχή του ιδιωτικού τομέα στα ιατρικά απεικονιστικά συστήματα έναντι του δημοσίου. Επιπλέον, σε συγκεκριμένα για την υπό εξέταση περίοδο παρατηρείται πτώση στη διενέργεια μαστογραφιών και αύξηση στις εξετάσεις PET/CT, καθώς ειδικά για την τελευταία ο ιδιωτικός τομέας τώρα επενδύει σε αυτή. Αναφορικά με την μαγνητική και αξονική τομογραφία, οι δαπάνες παρέμειναν σχετικά σταθερές, με την μαγνητική τομογραφία να απορροφά τα περισσότερα κονδύλια αποζημίωσης από όλες τις τεχνικές απεικόνισης, ακολουθούμενη από την αξονική τομογραφία. Συνολικά δαπανήθηκαν, από τον ΕΟΠΥΥ,

περίπου 157 εκ. ευρώ κατά μέσο όρο κάθε έτος από το 2013 μέχρι και το 2016, για εξετάσεις απεικονιστικής φύσεως.

Εν συνεχεία, η παρούσα διπλωματική εργασία επικεντρώθηκε στην εξέταση των δαπανών που αφορούν στην αγορά και εγκατάσταση του σχετικού εξοπλισμού. Λόγω του γεγονότος ότι τα πλείστα ιατρικά απεικονιστικά συστήματα κάνουν χρήση ιοντιζουσών ακτινοβολιών, τίθενται περιορισμοί ως προς τους χώρους όπου θα εγκατασταθούν και θα λειτουργούν. Ειδικότερα, πρέπει να γίνει μελέτη για να θωρακίζονται οι θάλαμοι εξέτασης, έτσι ώστε να μην ακτινοβολούνται το ιατρικό προσωπικό και οι ασθενείς που βρίσκονται σε παρακείμενους χώρους, παρά μόνο ο εξεταζόμενος, στη δόση που είναι απαραίτητη για τη δημιουργία των οπτικών αναπαραστάσεων. Για το σκοπό αυτό, σε αυτή την εργασία έγινε ιδιαίτερη μνεία στις ιοντίζουσες ακτινοβολίες, ποιοι είναι οι κίνδυνοι από την υπέρμετρη έκθεση σε αυτές, πως προστατεύονται το ιατρικό προσωπικό και οι ασθενείς και τέλος, πως γίνεται η θωράκιση των θαλάμων εξέτασης χρησιμοποιώντας μόλυβδο ή σκυρόδεμα ή και συνδυασμό αυτών.

Με βάση τα στοιχεία αυτά έγινε υπολογισμός του κόστους τόσο των απεικονιστικών συστημάτων, όσο και των απαιτούμενων θωρακίσεων, συμπεραίνοντας ότι το κόστος θωράκισης είναι εφάμιλλο του κόστους αγοράς του εκάστοτε απεικονιστικού συστήματος. Το γεγονός αυτό αναδεικνύει τη σημαντικότητα του συνολικού κόστους των ιατρικών απεικονιστικών διατάξεων υψηλής τεχνολογίας και ότι πρέπει να λαμβάνονται υπόψη όλες αυτές οι πτυχές όταν ανεγείρεται μια νέα νοσοκομειακή μονάδα.

Κεφάλαιο 6: Βιβλιογραφία

Εικόνα Εξωφύλλου: https://usa.healthcare.siemens.com/magnetic-resonance-imaging/3t-mri-scanner.

[1]. Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας, Hospitals, http://www.who.int/hospitals/en/.

[2]. Desikan, R.S., Ségonne, F., Fischl, B., Quinn, B.T., Dickerson, B.C., Blacker, D., Buckner, R.L., Dale, A.M., Maguire, R.P., Hyman, B.T., et al. , An automated labeling system for subdividing the human cerebral cortex on MRI scans into gyral based regions of interest, (2006) NeuroImage, 31 (3), pp. 968-980.

[3]. Doi, K., Computer-aided diagnosis in medical imaging: Historical review, current status and future potential, (2007) Computerized Medical Imaging and Graphics, 31 (4-5), pp. 198-211.

[4]. Chou, R., Qaseem, A., Snow, V., Casey, D., Cross Jr., T.J., Shekelle, P., Owens, D.K., Diagnosis and treatment of low back pain: A joint clinical practice guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society, (2007) Annals of Internal Medicine, 147 (7), pp. 478-491.

[5]. Ametamey, S.M., Honer, M., Schubiger, P.A., Molecular imaging with PET, (2008) Chemical Reviews, 108 (5), pp. 1501-1516.

[6]. Di Martino, A., Yan, C. G., Li, Q., Denio, E., Castellanos, F. X., Alaerts, K., Anderson, J. S., Assaf, M., Bookheimer, S. Y., Dapretto, M., et al., The autism brain imaging data exchange: towards a large-scale evaluation of the intrinsic brain architecture in autism., Mol Psychiatry. 2014 Jun;19(6):659-67.

[7]. Chen, X., Ba, Y., Ma, L., Cai, X., Yin, Y., Wang, K., Guo, J., Zhang, Y., Chen, J., Guo, X., et al., Characterization of microRNAs in serum: A novel class of biomarkers for diagnosis of cancer and other diseases, (2008) Cell Research, 18 (10), pp. 997-1006.

[8]. Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας, Conventional Radiography, http://www.who.int/diagnostic_imaging/imaging_modalities/dim_plain-radiography/en/.

[9]. Carroll, Quinn B (2014). Radiography in the Digital Age (2nd ed.). Springfield: Charles C Thomas.

[10]. https://radiologykey.com/radiography-computed-tomography-magnetic-resonance-imaging-and-ultrasonography-principles-and-indications/.

[11]. http://www.ris.world/news/medical-x-ray-imaging-devices-conformance-international-electrotechnical-commission-standards.

[12]. Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας, Fluoroscopy, http://www.who.int/diagnostic_imaging/imaging_modalities/dim_fluoroscopy/en/.

[13]. Medical Expo, The online medical device exhibition, Fluoroscopy system, http://www.medicalexpo.com/prod/ge-healthcare/product-70717-647375.html.

[14]. Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας, Mammography, http://www.who.int/diagnostic_imaging/imaging_modalities/dim_mammography/en/

[15]. Medical Expo, The online medical device exhibition, Full – field digital mammography unit, http://www.medicalexpo.com/prod/villa-sistemi-medicali/product-70463-534527.html.

[16]. David J. Brenner, Ph.D., D.Sc., and Eric J. Hall, D.Phil., D.Sc., Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure, N Engl J Med 2007; 357:2277-2284

[17]. Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας, Computed Tomography, http://www.who.int/diagnostic_imaging/imaging_modalities/dim_comptomography/en/.

[18]. Medical Expo, The online medical device exhibition, CT scanner, http://www.medicalexpo.com/prod/ge-healthcare/product-70717-647285.html.

[19]. Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας, Magnetic resonance imaging, http://www.who.int/diagnostic_imaging/imaging_modalities/dim_magresimaging/en/

[20]. Donald W. McRobbie, Elizabeth A. Moore, Martin J. Graves, Martin R. Prince, MRI from Picture to Proton, Cambridge University Press, 2007

[21]. Medical Expo, The online medical device exhibition, MRI scanner, http://www.medicalexpo.com/prod/ge-healthcare/product-70717-780385.html.

[22]. Medical Expo, The online medical device exhibition, MRI scanner, http://www.medicalexpo.com/prod/paramed-medical-systems/product-89937-643520.html.

[23]. Κουτσούρης Δ, Νικήτα Κ., Παυλόπουλος Π, (2004). Ιατρικά Απεικονιστικά Συστήματα, Εκδόσεις Τζιόλα, Αθήνα, Ελλάδα.

[24]. Townsend, David W. (2008), "Combined PET/CT: the historical perspective", Semin Ultrasound CT MR, 29 (4): 232–235.

[25]. Medical Expo, The online medical device exhibition, PET/CT scanner, http://www.medicalexpo.com/prod/ge-healthcare/product-70717-753862.html.

[26]. National Research Council (US) and Institute of Medicine (US) Committee on the Mathematics and Physics of Emerging Dynamic Biomedical Imaging. Washington (DC): National Academies Press (US); 1996, Chapter 5: Single Photon Emission Computed Tomography.

[27]. GE Healthcare, SPECT/CT Optima NM/CT 670, http://www3.gehealthcare.co.uk/en-gb/products/categories/molecular_imaging/nuclear_medicine/spect-ct_gamma_cameras

[28]. Medical Expo, The online medical device exhibition, Ultrasound, http://www.medicalexpo.com/prod/kalamed/product-84927-826011.html.

[29]. Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Βασικές γνώσεις ακτινοπροστασίας ασθενών και προσωπικού στην επεμβατική ακτινολογία Ιατρική Σχολή, Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών, Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας, Αθήνα 2016

[30]. Mirion Technologies, Introduction to Radiation Safety, What is radiation?, https://www.mirion.com/introduction-to-radiation-safety/what-is-radiation/.

[31]. International Commission on Radiological Protection, http://www.icrp.org/.

[32]. Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας, https://eeae.gr/.

[33]. Medical Expo, The online medical device exhibition, X-ray protective clothing, http://www.medicalexpo.com/medical-manufacturer/x-ray-protective-clothing-13658.html.

[34]. Universal Medical, Fit Over Lead Glasses, https://www.universalmedicalinc.com/fit-over-lead-glasses.html.

[35]. Καλαθάκη Μαρία, Διαφάνειες στην ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ: Σχεδιασμός & κατασκευή θαλάμων ακτινολογικών εργαστηρίων, Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας

[36]. Κρατημένου Μαρία, Υπολογισμός θωρακίσεων ακτινοπροστασίας στην πυρηνική ιατρική, Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία, Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Πατρών, 2014, http://hdl.handle.net/10889/8494

[37]. United States Geological Survey, Lead Statistics and Information https://minerals.usgs.gov/minerals/pubs/commodity/lead/.

[38]. United States Geological Survey, World Mine Production, https://minerals.usgs.gov/minerals/pubs/commodity/lead/mcs-2018-lead.pdf.

[39]. Klein Goldewijk, Kees; Fink-Jensen, Jonathan, 2015, Lead Production, http://hdl.handle.net/10622/LKWIXZ, IISH Dataverse, V1

[40]. Trading Economics, Lead, Historical Data, https://tradingeconomics.com/commodity/lead#alerts

[41]. Παπαχριστοφόρου, Μ. Χριστόφορος, Μελέτη σκυροδεμάτων με σκωριοαδρανή για θωράκιση έναντι έκθεσης σε ακτινοβολία και υψηλές θερμοκρασίες, 2013, http://hdl.handle.net/10442/hedi/29876

[42]. Ένωση Φυσικών Ιατρικής Ελλάδος, Εξορθολογισμός της Κατανομής και της Χρήσης του Υψηλής Αξίας Κεφαλαιουχικού Ιατρικού Εξοπλισμού στην Ελλάδα, Νοέμβριος 2017, https://www.efie.gr/index.php/gr/informations-3/announcements/item/340-eksorthologismos-tis-katanomis-kai-tis-xrisis-tou-ypsilis-aksias-kefalaiouxikou-iatrikou-eksoplismou-stin-ellada.

*Η πρόσβαση σε όλες τις ιστοσελίδες έγινε στις 15 Μαρτίου 2018.

Παράρτημα Α Περιφερειακή Κατανομή Ιατρικών Απεικονιστικών Συστημάτων

Στο Παράρτημα Α παρουσιάζονται πληροφορίες αναφορικά με την γεωγραφική κατανομή των συστημάτων ιατρικής απεικόνισης σε όλη την Ελλάδα. Ταυτόχρονα, γίνεται και ένας διαχωρισμός έτσι ώστε να αναδειχθεί το πλήθος των συστημάτων στο δημόσιο και ιδιωτικό τομέα, ανά διοικητική περιφέρεια. Τα δεδομένα αντλήθηκαν από το [42].

Στην Εικόνα Α1 παρουσιάζεται η κατανομή των συστημάτων μαστογραφίας ανά περιφέρεια, που ανήκουν στο δημόσιο (κίτρινο χρώμα) και στον ιδιωτικό τομέα (μπλε χρώμα), ενώ με πράσινο χρώμα υποδεικνύεται ο μέσος όρος. Τα απεικονιζόμενα δεδομένα έχουν κανονικοποιηθεί ανά 100.000 κατοίκους. Όπως παρατηρούμε η συμμετοχή του ιδιωτικού τομέα σε αυτή την τεχνική απεικόνισης είναι αρκετά μεγαλύτερη σε σχέση με το δημόσιο τομέα, εξαιρουμένων των περιφερειών της Ευρυτανίας και της Ικαρίας όπου οι μονάδες μαστογραφίας είναι στο δημόσιο τομέα. Επίσης, διαπιστώνεται ότι οι περισσότερες περιφέρειες βρίσκονται κάτω από το μέσο όρο, με κάποιες να μη διαθέτουν συστήματα μαστογραφίας όπως είναι η Ιθάκη, η Κέα – Κύθνος και η Θάσος. Από την άλλη, περιφέρειες όπως η Κάρπαθος, η Μύκονος, η Νάξος και η Πάρος διαθέτουν τον υψηλότερο αριθμό μονάδων ανά 100,000 κατοίκους. Οι διακυμάνσεις αυτές μπορεί να οφείλονται στη νησιωτική φύση της Ελλάδας καθώς επίσης και σε διαφορετικά επίπεδα πληθυσμού σε κάθε νησί. Επομένως μια νησιωτική περιφέρεια με χαμηλό πληθυσμό και λίγες μονάδες μαστογραφίας απεικονίζεται να έχει περισσότερα συστήματα ανά 100,000 κατοίκους συγκρινόμενη με άλλες περιφέρειες. Σε κάθε περίπτωση, αναδεικνύεται το γεγονός ότι οι κάτοικοι κάποιων περιοχών θα πρέπει να ταξιδέψουν σε άλλες περιφέρειες για να υποβληθούν σε αυτή την εξέταση.

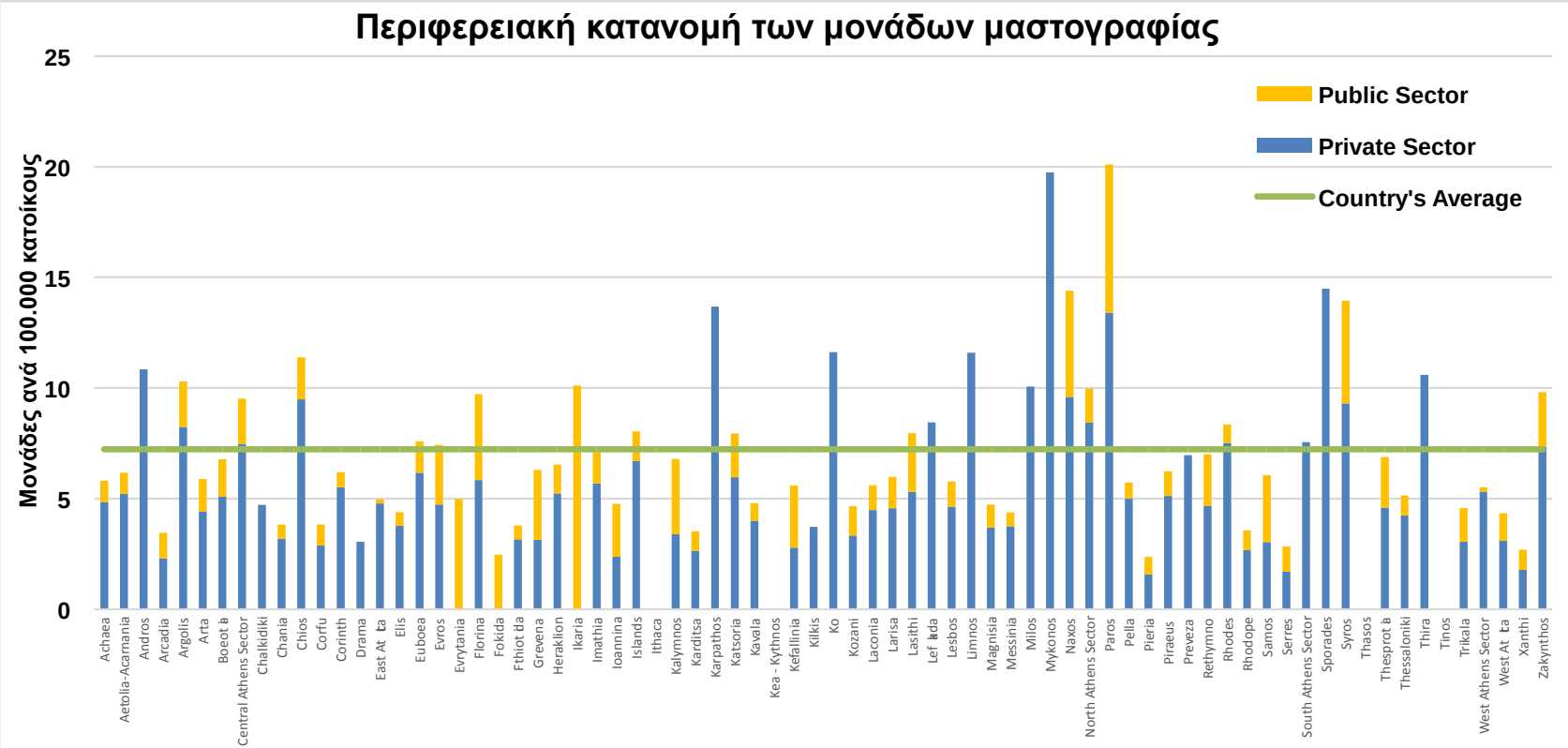
Αναφορικά με την αξονική τομογραφία, όπως φαίνεται στην Εικόνα Α2, υπάρχουν μικρότερες διακυμάνσεις σχετικά με την κατανομή των τομογράφων στις περιφέρειες, σε σύγκριση με τη μαστογραφία. Επίσης οι πλειονότητα των διοικητικών περιφερειών βρίσκεται κοντά στο μέσο όρο των τομογράφων όπως υπολογίζεται για όλη τη χώρα. Εντούτοις, υπάρχουν περιοχές οι οποίες δεν έχουν αξονικούς τομογράφους, όπως είναι η Άνδρος, η Ιθάκη, η Μήλος, η Κέα – Κύθνος, η Θάσος, η Τήνος και η Κάρπαθος. Από την άλλη, περιοχές όπως η Μύκονος, η Θήρα, η Λήμνος, η Νάξος έχουν περισσότερες

μονάδες ανά 100,000 κατοίκους, το οποίο μπορεί να εξηγηθεί λόγω του μικρού πληθυσμού και η παρουσία ενός ή δύο αξονικών τομογράφων αυξάνει την αναλογία. Επιπρόσθετα η παρουσία του δημοσίου τομέα στην παροχή εξετάσεων αυτού του είδους είναι περιορισμένη καθώς οι περισσότεροι αξονικοί τομογράφοι βρίσκονται στον ιδιωτικό τομέα. Οι μόνες περιφέρειες που εξυπηρετούνται εξ' ολοκλήρου από το δημόσιο τομέα, είναι η Ευρυτανία, η Φλώρινα, η Φωκίδα, η Λευκάδα και η Σύρος.

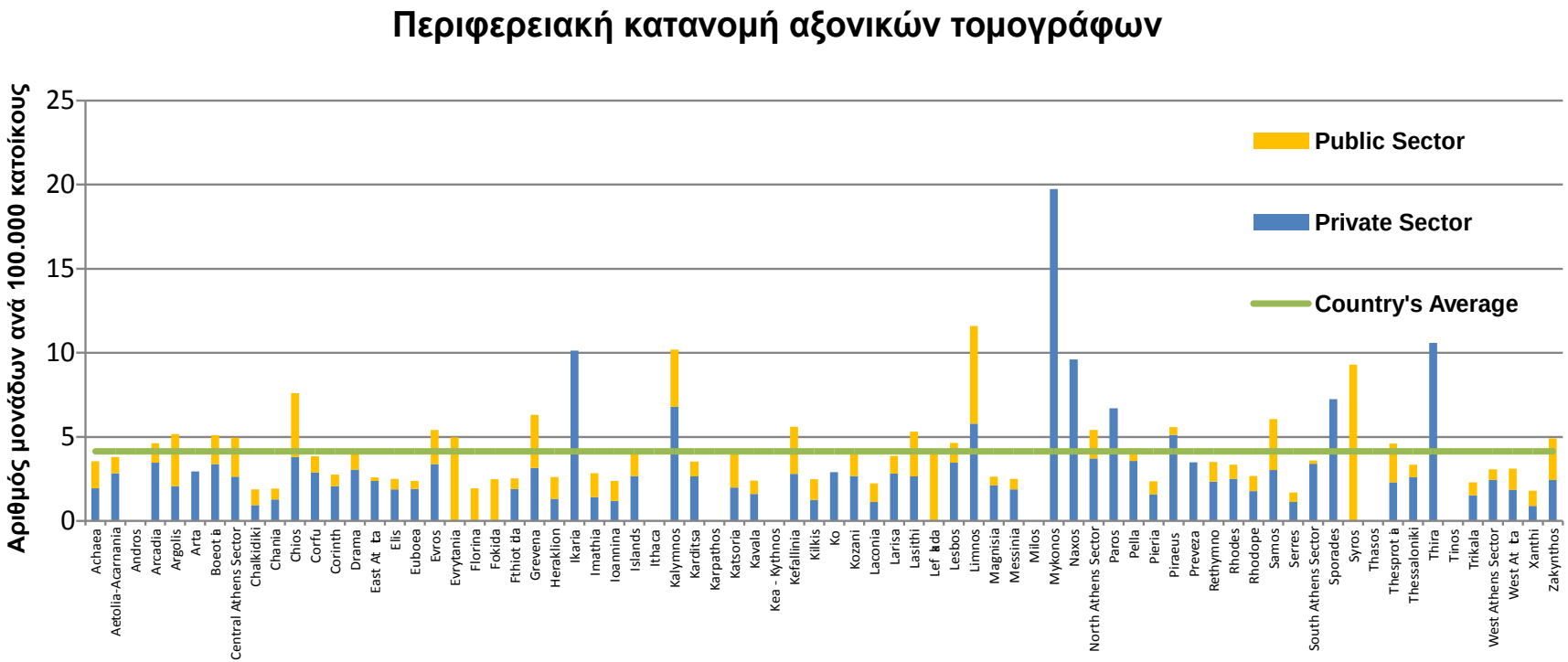
Παρόμοια εικόνα λαμβάνεται εξετάζοντας την κατανομή των μαγνητικών τομογράφων. Στην περίπτωση αυτή ο ιδιωτικός τομέας συμμετέχει σε μεγαλύτερο ποσοστό σε σχέση με τους αξονικούς τομογράφους, καθώς καμιά περιφέρεια δεν εξυπηρετείται αποκλειστικά από δημόσιο νοσοκομείο για την εξέταση αυτή. Επιπρόσθετα, είναι εμφανές ότι υπάρχουν περισσότερες περιφέρειες που δεν έχουν μαγνητικό τομογράφο, όπως είναι η Ευρυτανία, η Φλώρινα, η Φωκίδα, τα Γρεβενά, επομένως οι κάτοικοι των περιοχών αυτών θα πρέπει να μετακινούνται ή να γίνεται διακομιδή τους σε άλλες περιοχές, έτσι ώστε να υποβάλλονται στη σχετική εξέταση.

Αναφορικά με την απεικόνιση SPECT, η περιφερειακή κατανομή των συσκευών είναι αρκετά μικρότερη σε σύγκριση με τις παραπάνω μεθόδους. Ως αποτέλεσμα αυτού, λίγες περιφερειακές ενότητες διαθέτουν τομογράφους SPECT, όπως φαίνεται στην Εικόνα Α4. Ειδικότερα, οι περιφέρειες Νοτίου Αιγαίου, Πελοποννήσου και Στερεάς Ελλάδας, υστερούν σε σημαντικό βαθμό έναντι των υπολοίπων διοικητικών περιφερειών ως προς την διαθεσιμότητα συσκευών SPECT. Επιπρόσθετα, και σε αυτή την τεχνική απεικόνισης ο ιδιωτικός τομέας συμμετέχει σε μεγάλο βαθμό. Μάλιστα, υπάρχουν περιοχές οι οποίες εξυπηρετούνται εξ' ολοκλήρου από τον ιδιωτικό τομέα, όπως είναι η Δυτική Μακεδονία και τα νησιά του Ιονίου.

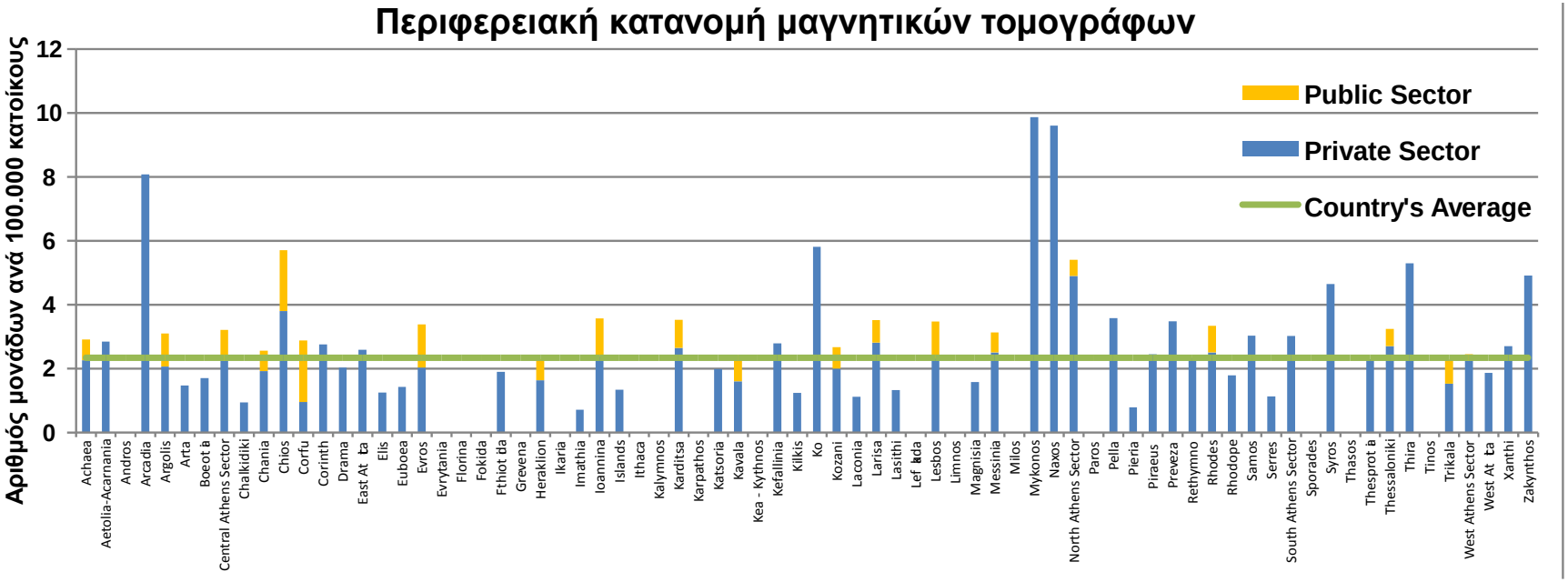
Η συνδυασμένη λήψη PET και CT είναι μια τεχνική υψηλού κόστους και για το λόγο αυτό τέτοιες μονάδες είναι εγκατεστημένες μόνο στην Αθήνα και τη Θεσσαλονίκη, με σκοπό να καλυφθούν όσο το δυνατόν περισσότεροι ασθενείς, αφού το 40% του πληθυσμού της Ελλάδας ζει σε αυτές τις πόλεις. Η κατανομή στις δύο αυτές πόλεις απεικονίζεται στην Εικόνα Α5. Ειδικότερα, εννέα τέτοια συστήματα βρίσκονται στην Αθήνα, εκ των οποίων πέντε στον ιδιωτικό τομέα, ενώ στη Θεσσαλονίκη βρίσκονται μόνο δύο, ένα στο δημόσιο και ένα στον ιδιωτικό τομέα.



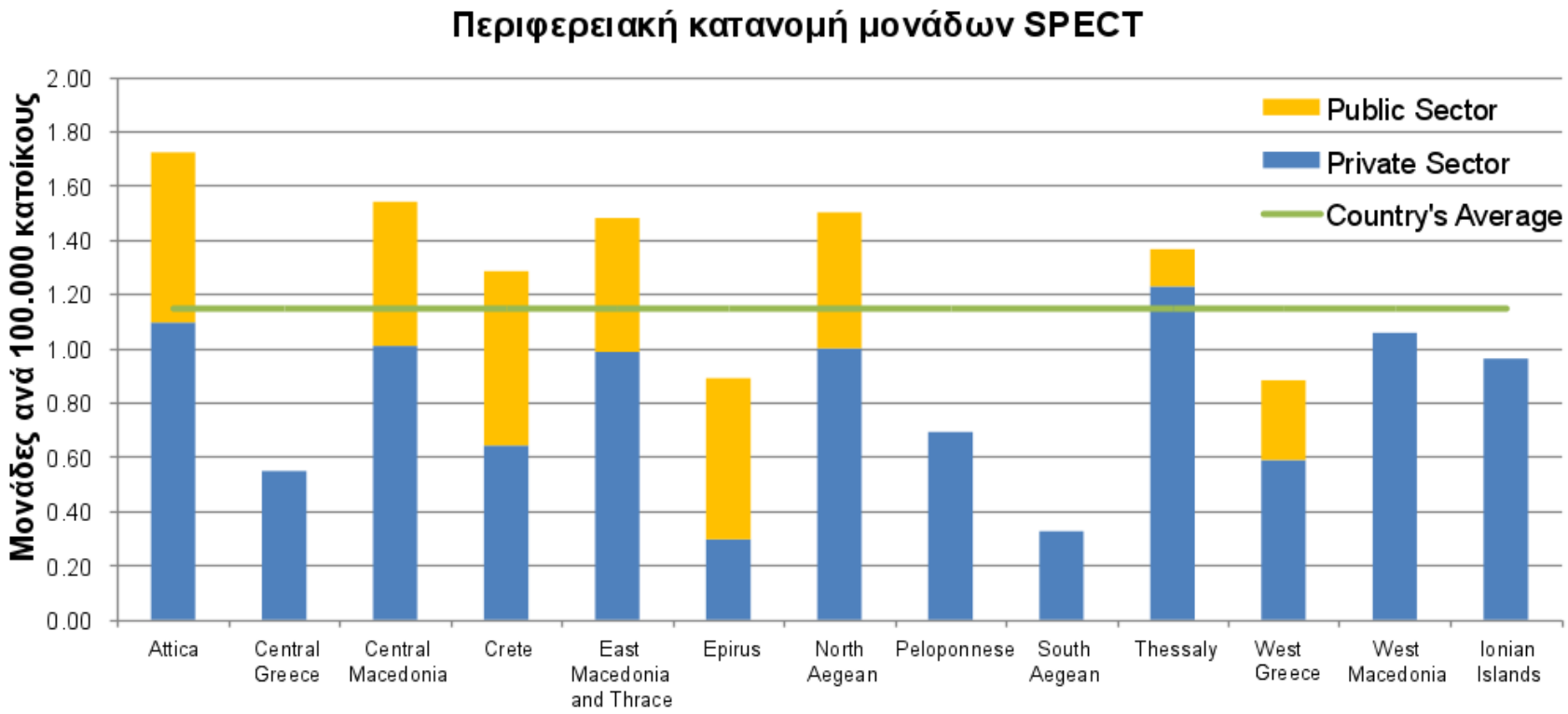
Εικόνα Α1: Κατανομή συστημάτων μαστογραφίας ανά περιφέρεια ανά 100,000 κατοίκους. Με κίτρινο χρώμα παρουσιάζονται οι μονάδες που ανήκουν σε δημόσια νοσοκομεία ενώ με μπλε οι μονάδες που ανήκουν στον ιδιωτικό τομέα. Με πράσινο χρώμα υποδεικνύεται ο μέσος όρος για όλες τις περιφέρειες. (Η Εικόνα αυτή λήφθηκε από το [42]).



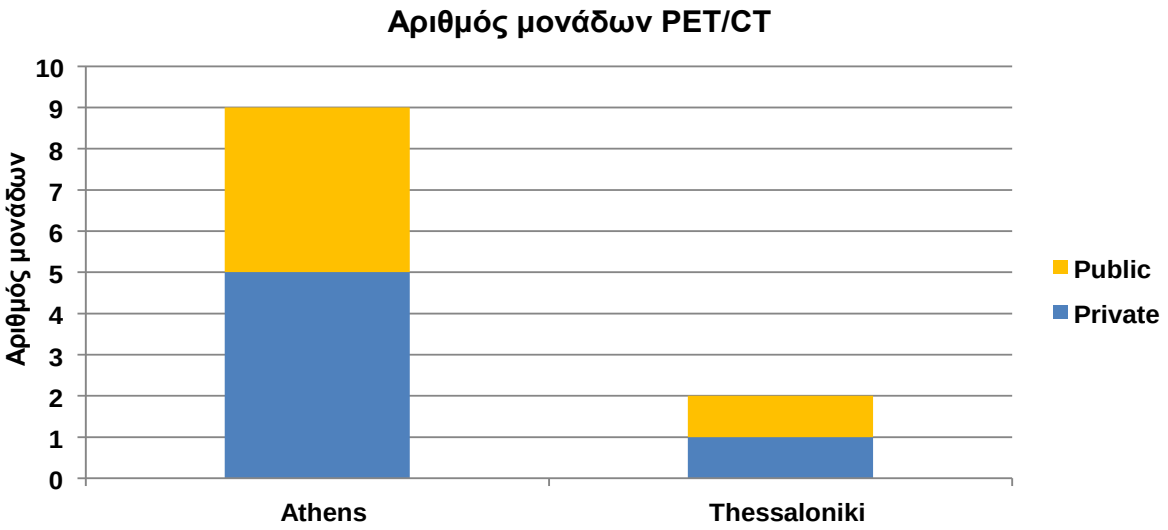
Εικόνα Α2: Κατανομή αξονικών τομογράφων ανά περιφέρεια ανά 100,000 κατοίκους. Με κίτρινο χρώμα παρουσιάζονται οι μονάδες που ανήκουν σε δημόσια νοσοκομεία ενώ με μπλε οι μονάδες που ανήκουν στον ιδιωτικό τομέα. Με πράσινο χρώμα υποδεικνύεται ο μέσος όρος για όλες τις περιφέρειες. (Η Εικόνα αυτή λήφθηκε από το [42]).



Εικόνα Α3: Κατανομή μαγνητικών τομογράφων ανά περιφέρεια ανά 100,000 κατοίκους. Με κίτρινο χρώμα παρουσιάζονται οι μονάδες που ανήκουν σε δημόσια νοσοκομεία ενώ με μπλε οι μονάδες που ανήκουν στον ιδιωτικό τομέα. Με πράσινο χρώμα υποδεικνύεται ο μέσος όρος για όλες τις περιφέρειες. (Η Εικόνα αυτή λήφθηκε από το [42]).



Εικόνα Α4: Κατανομή τομογράφων SPECT ανά περιφέρεια ανά 100,000 κατοίκους. Με κίτρινο χρώμα παρουσιάζονται οι μονάδες που ανήκουν σε δημόσια νοσοκομεία ενώ με μπλε οι μονάδες που ανήκουν στον ιδιωτικό τομέα. Με πράσινο χρώμα υποδεικνύεται ο μέσος όρος για όλες τις περιφέρειες. (Η Εικόνα αυτή λήφθηκε από το [42]).

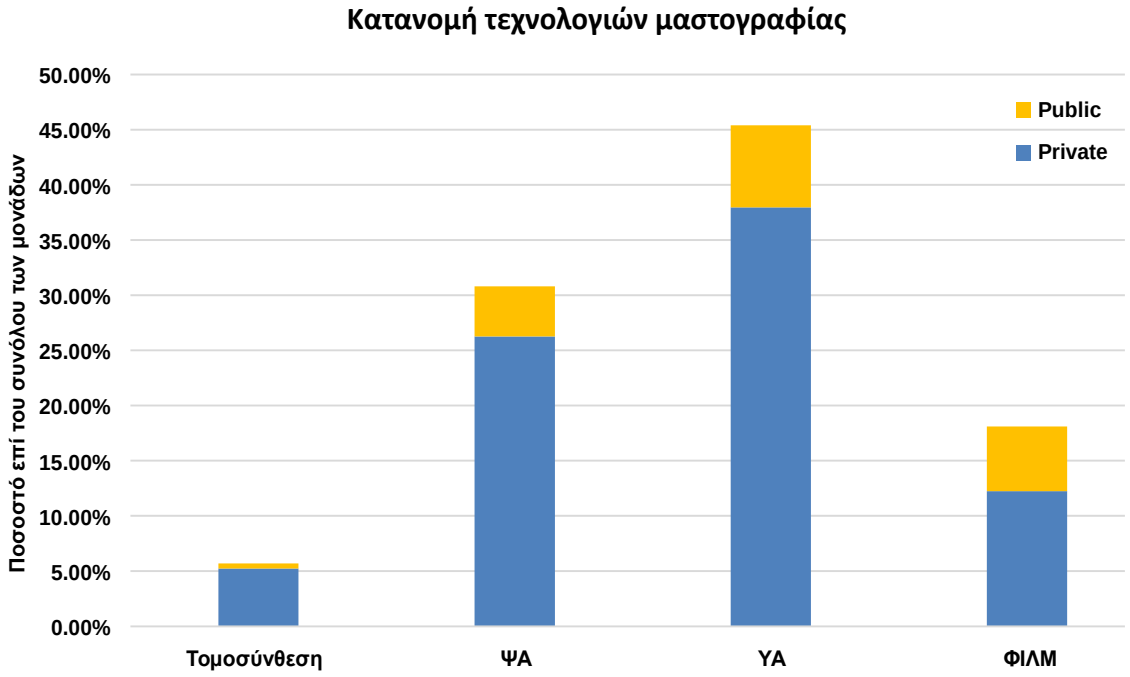


Εικόνα Α5: Κατανομή μονάδων PET/CT Αθήνα και Θεσσαλονίκη. Με κίτρινο χρώμα παρουσιάζονται οι μονάδες που ανήκουν σε δημόσια νοσοκομεία ενώ με μπλε οι μονάδες που ανήκουν στον ιδιωτικό τομέα. (Η Εικόνα αυτή λήφθηκε από το [42]).

Παράρτημα Β Τεχνολογίες Ιατρικών Απεικονιστικών Συστημάτων

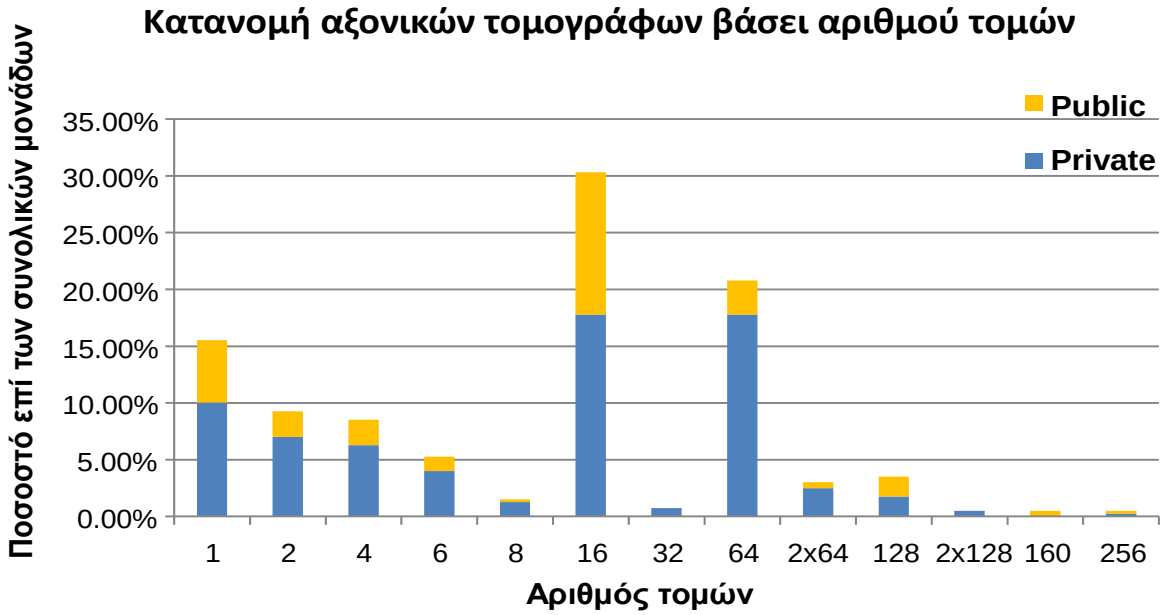
Στο Παράρτημα αυτό παρουσιάζονται κάποιες πληροφορίες τεχνολογικής φύσεως με σκοπό να αναδειχθεί το γεγονός ότι κάποια απεικονιστικά συστήματα βασίζονται σε πεπαλαιωμένη τεχνολογία, χωρίς ωστόσο να επηρεάζεται η διαγνωστική διαδικασία, καθώς σύμφωνα με το ιατρικό προσωπικό αυτά τα συστήματα έχουν ακόμα αξία από ιατρική σκοπιά [42].

Στην Εικόνα Β1 απεικονίζεται η κατανομή των κύριων τεχνολογιών μαστογραφίας, υποδεικνύοντας ότι η Υπολογιστική Ακτινογραφία (ΥΑ) αντιπροσωπεύει το 45% των συστημάτων μαστογραφίας, ακολουθούμενη από την Ψηφιακή Ακτινογραφία (ΥΑ) με περίπου 30%. Επιπρόσθετα, παρατηρείται ότι περίπου το 18% των συστημάτων χρησιμοποιούν ακόμα ακτινογραφικό φιλμ, ενώ το περίπου 5% κάνει χρήση τομοσύνθεσης.



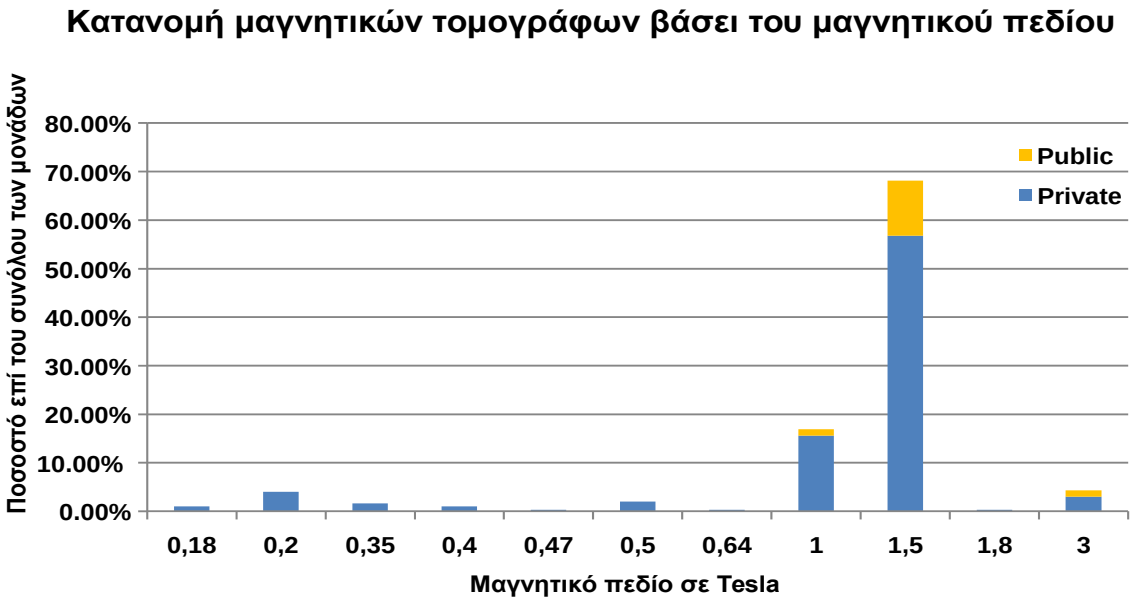
Εικόνα Β1: Κατανομή τεχνολογιών μαστογραφίας (Ψηφιακή Ακτινογραφία – ΨΑ, Υπολογιστική Ακτινογραφία – ΥΑ) ως ποσοστό επί του συνόλου των μονάδων. (Η εικόνα αυτή λήφθηκε από το [42]).

Στην Εικόνα Β2 ομαδοποιούνται οι αξονικοί τομογράφοι με κριτήριο το πλήθος των τομών που λαμβάνουν. Παρατηρούμε ότι η επικρατούσα τεχνολογία στους αξονικούς τομογράφους είναι των 16 τομών, αντιπροσωπεύοντας το 30% του συνόλου. Δεύτερη κατατάσσεται η τεχνολογία των 64 τομών με ποσοστό λίγο μεγαλύτερο από 20%. Ένα αξιοσημείωτο γεγονός είναι οι τομογράφοι μιας τομής οι οποίοι αντιπροσωπεύουν το 15%, ακολουθούμενους από τομογράφους με 2, 4 και 6 τομές. Αυτοί οι τομογράφοι παρότι διαθέτουν πεπαλαιωμένη τεχνολογία χρησιμοποιούνται ακόμη και έχουν διαγνωστική αξία, όπως διατυπώνεται και σε μια πρόσφατη έκθεση, στα πλαίσια της οποίας ρωτήθηκαν ιατροί για το κατά πόσο είναι χρήσιμη μια τέτοια παλαιά τεχνολογία. Από την άλλη πλευρά, βλέποντας συγκεντρωτικά την Εικόνα Β2, παρατηρείται το γεγονός ότι υπάρχουν πολύ λίγοι τομογράφοι υψηλής τεχνολογίας, δηλαδή με δυνατότητα λήψης περισσότερων από 64 τομές, υποδεικνύοντας ότι η μεγάλη πλειοψηφία του σχετικού εξοπλισμού στην Ελλάδα είναι παλαιάς τεχνολογίας.



Εικόνα Β2: Κατανομή αξονικών τομογράφων βάσει του πλήθους των τομών. (Η εικόνα αυτή λήφθηκε από το [42]).

Στην Εικόνα Β3 απεικονίζεται η συσταδοποίηση των μανγητικών τομογράφων βάσει της έντασης του διαμήκους μαγνητικού πεδίου. Η ένταση αυτή είναι ενδεικτική για τη δημιουργία εικόνων με υψηλότερη ανάλυση αλλά και για την τεχνολογία του εκάστοτε τομογράφου (όσο πιο μεγάλη είναι αυτή η τιμή τόσο πιο προηγμένος θεωρείται ότι είναι ο τομογράφος). Από το γράφημα της Εικόνα Β3 φαίνεται ότι σχεδόν το 70% των μαγνητικών τομογράφων λειτουργεί στο 1.5 Tesla, ενώ το περίπου 20% λειτουργεί με 1 Tesla. Ισχυρότεροι τομογράφοι, για παράδειγμα 3 Tesla αντιπροσωπεύουν περίπου το 5% και χρησιμοποιούνται κατά βάση στην έρευνα.



Εικόνα Β3: Κατανομή συστημάτων μαγνητικής τομογραφίας με βάση την ένταση του διαμήκους μαγνητικού πεδίου. (Η Εικόνα αυτή λήφθηκε από το [42]).

Παράρτημα Γ Υπολογισμοί Πάχους Θωρακίσεων

Στο Παράρτημα αυτό παρουσιάζονται οι υπολογισμοί που έγιναν με σκοπό την εύρεση των απαιτούμενων θωρακίσεων, ανά απεικονιστικό σύστημα. Πιο συγκεκριμένα, σε κάθε περίπτωση αναφέρονται οι τιμές των παραμέτρων που χρησιμοποιήθηκαν όπως αυτές ορίζονται στην ενότητα 3.2.1 και 3.2.2 για τη θωράκιση από ακτίνες Χ και ραδιενέργεια, αντίστοιχα. Στη συνέχεια, με βάση αυτές τις τιμές παρουσιάζονται οι υπολογισμοί για την εύρεση του φόρτου εργασίας του κάθε συστήματος και των θωρακίσεων σε κάθε τοίχο του θαλάμου απεικόνισης. Σε όλα τα ακτινοσκοπικά/ακτινολογικά μηχανήματα θεωρούμε $U = 1$.

Ακτινογραφία

Πίνακας Γ.1: Παράμετροι υπολογισμού θωρακίσεων για σύστημα ακτινογραφίας.

Τοίχος	Είδος Χώρου	Συντελεστής Κατάληψης (T)	Εβδομαδιαίος Ρυθμός Δόσης $(\boldsymbol{R/week})$
ΑΒ	Εργαστήριο	1	0.006
ΒΓ	Χειριστήριο	1	0.006
ΓΔ	Αίθουσα Αναμονής	1/16	0.001
ΑΔ	Χώρος Στάθμευσης	1/4	0.001
$V = 100kV\,, I = 5mA\,, a = 0.0013\,, d_{sca} = 0.8m\,, F = 1000cm^2$			

Φόρτος εργασίας (W): Έστω ότι αναμένεται να γίνονται 100 εξετάσεις/ημέρα, εκ των οποίων το 30% θα είναι ακτινογραφίες θώρακος. Ο υπολογισμός του φόρτου εργασίας για την ακτινολογική τράπεζα και τον ορθοστάτη φαίνονται παρακάτω:

$$W_{\tau\rho\acute{\alpha}\pi\epsilon\zeta\alpha} = 70\frac{\alpha\sigma\theta.}{\eta\mu.} \times 2\frac{\varphi\iota\lambda\mu}{\alpha\sigma\theta.} \times 100\frac{mAs}{\varphi\iota\lambda\mu} \times 5\frac{\eta\mu.}{\varepsilon\beta\delta.} \times \frac{1}{60} = 1167\ mAmin/week$$

$$W_{o\rho\theta.} = 30\frac{\alpha\sigma\theta.}{\eta\mu.} \times 2\frac{\varphi\iota\lambda\mu}{\alpha\sigma\theta.} \times 30\frac{mAs}{\varphi\iota\lambda\mu} \times 5\frac{\eta\mu.}{\varepsilon\beta\delta.} \times \frac{1}{60} = 150\ mAmin/week$$

Υπολογισμός Θωρακίσεων

Πίνακας Γ.2: Θωράκιση χρησιμοποιώντας μόλυβδο για σύστημα ακτινογραφίας.

Τοίχος	Θωράκιση ανά Είδος Ακτινοβολίας (mm)			Συνολική Θωράκιση (mm)
	Πρωτογενής	Σκεδαζόμενη	Διαρρέουσα	
ΑΒ	–	1.4	1.75	
ΒΓ	–	0.6	0.82	0.82+0.27=1.09
ΓΔ	–	0.3	0.43	0.43+0.27=0.70
ΑΔ	2.2	0.6	1.29	2.2 (διότι 1.29+0.27=1.56 < 2.2)
Οροφή	–	1.2	1.69	1.69

Ακτινοσκοπία

Πίνακας Γ.3: Παράμετροι υπολογισμού θωρακίσεων για σύστημα ακτινοσκοπίας.

Τοίχος	Είδος Χώρου	Συντελεστής Κατάληψης (T)	Εβδομαδιαίος Ρυθμός Δόσης $(\boldsymbol{R/week})$
ΑΒ	Κλιμακοστάσιο	1/16	0.001
ΒΓ	Νοσοκομειακός Θάλαμος	1	0.006
ΓΔ	Διάδρομος	1/4	0.001
ΑΔ	Διάδρομος	1/4	0.001
$V = 125kV\,, I = 4mA\,, a = 0.0015\,, d_{sca} = 0.45m\,, F = 400cm^2$			

Φόρτος εργασίας (W): Έστω ότι αναμένεται να γίνονται 10 εξετάσεις/ημέρα. Επομένως ο φόρτος εργασίας είναι:

$$W = 10\frac{\alpha\sigma\theta.}{\eta\mu.} \times 30\frac{\lambda\varepsilon\pi\tau\acute{\alpha}}{\alpha\sigma\theta.} \times 4\frac{mAs}{\varphi\iota\lambda\mu} \times 5\frac{\eta\mu.}{\varepsilon\beta\delta.} = 6000\ mAmin/week$$

Υπολογισμός Θωρακίσεων

Πίνακας Γ.4: Θωράκιση χρησιμοποιώντας μόλυβδο για σύστημα ακτινοσκοπίας.

Τοίχος	Θωράκιση ανά Είδος Ακτινοβολίας (mm)			Συνολική Θωράκιση (mm)
	Πρωτογενής	Σκεδαζόμενη	Διαρρέουσα	
ΑΒ	–	1.5	1.48	1.5+0.28=1.78
ΒΓ	–	1.7	1.7	1.7+0.28=1.98
ΓΔ	–	2	2.04	2.04+0.28=2.32
ΑΔ	–	1.8	1.86	1.86+0.28=2.14
Οροφή	–	2.2	2.25	2.25+0.28=2.53

Μαστογραφία

Πίνακας Γ.5: Παράμετροι υπολογισμού θωρακίσεων για σύστημα μαστογραφίας.

Τοίχος	Είδος Χώρου	Συντελεστής Κατάληψης (Τ)	Εβδομαδιαίος Ρυθμός Δόσης $(\boldsymbol{R/week})$
ΑΒ	Διάδρομος	1/4	0.001
ΒΓ	Γραφείο	1	0.001
ΓΔ	Διάδρομος	1/4	0.001
ΑΔ	Χώρος Προσωπικού	1	0.006
$V_{max} = 50kV\,, I = 5mA\,, a = 0.0013\,, d_{sca} = 0.45m\,, F = 720cm^2$			

Φόρτος εργασίας (W): Έστω ότι αναμένεται να γίνονται 25 εξετάσεις/ημέρα. Επομένως ο φόρτος εργασίας είναι:

$$W = 25\frac{\alpha\sigma\theta.}{\eta\mu.} \times 4\frac{\varphi\iota\lambda\mu}{\alpha\sigma\theta.} \times 120\frac{mAs}{\varphi\iota\lambda\mu} \times 5\frac{\eta\mu.}{\varepsilon\beta\delta.} \times \frac{1}{60} = 1000\ mAmin/week$$

Υπολογισμός Θωρακίσεων

Πίνακας Γ.6: Θωράκιση χρησιμοποιώντας μόλυβδο για σύστημα μαστογραφίας.

Τοίχος	Θωράκιση ανά Είδος Ακτινοβολίας (mm)			Συνολική Θωράκιση (mm)
	Πρωτογενής	Σκεδαζόμενη	Διαρρέουσα	
ΑΒ	–	0.2	0.26	0.26+0.06=0.32
ΒΓ	–	0.3	0.5	0.5
ΓΔ	–	0.2	0.26	0.26+0.06=0.32
ΑΔ	–	0.2	0.157	0.2+0.06=0.26
Οροφή	–	0.3	0.2	0.3+0.06=0.36
Πέτασμα	–	0.2	0.28	0.28+0.06=0.34

Αξονική Τομογραφία

Πίνακας Γ.7: Παράμετροι υπολογισμού θωρακίσεων για σύστημα αξονικής τομογραφίας.

Τοίχος	Είδος Χώρου	Συντελεστής Κατάληψης (T)	Εβδομαδιαίος Ρυθμός Δόσης $(R/week)$
ΑΒ	Διάδρομος	1/4	0.001
ΒΓ	Χειριστήριο	1	0.001
ΓΔ	Παιδότοπος	1	0.001
ΑΔ	Τουαλέτες	1/4	0.001
$V = 125kV$			

Φόρτος εργασίας (W): Έστω ότι αναμένεται να γίνονται 25 εξετάσεις/ημέρα. Επομένως ο φόρτος εργασίας είναι:

$$W = 25\frac{\varepsilon\xi.}{\eta\mu.} \times 35\frac{\tau o\mu\acute{\varepsilon}\varsigma}{\varepsilon\xi.} \times 2\frac{mR}{\tau o\mu\acute{\eta}} \times 5\frac{\eta\mu.}{\varepsilon\beta\delta.} = 8750\ mR/week$$

Υπολογισμός Θωρακίσεων

Για αυτή την περίπτωση η θωράκιση λαμβάνει υπόψη της μόνο τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία και υπολογίζεται με βάση την εξίσωση (5).

Πίνακας Γ.8: Θωράκιση χρησιμοποιώντας μόλυβδο, για σύστημα αξονικής τομογραφίας.

Τοίχος	**Συνολική Θωράκιση (mm)**
ΑΒ	5.16
ΒΓ	5.72
ΓΔ	5.72
ΑΔ	5.16
Οροφή	6.13

Στην περίπτωση της οροφής, βρίσκουμε ότι απαιτείται σκυρόδεμα πάχους 44cm. Η οροφή αποτελείται από σκυρόδεμα πάχους 20cm. Επομένως, πρέπει να τοποθετηθεί μόλυβδος πάχους ισοδύναμου με 24cm σκυροδέματος. Για τον υπολογισμό αυτό ακολουθείται η παρακάτω διαδικασία:

- Από την Εξ. (1) εξάγεται η σχέση $HVL = \frac{0.693}{\mu}$.
- Από τον Πίνακα 3.1 και για τάση λειτουργίας $V = 125kV$, λαμβάνουμε για το σκυρόδεμα ότι $HVL = 20mm$. Επομένως $\mu_{σκυρ.} = \frac{0.693}{20} = 0.03465$.
- Χρησιμοποιώντας την Εξ. (1) και θέτοντας $I_0 = 1$ και $x = 240mm$ λαμβάνουμε $I_{σκυρ.} = 0.00025$.

Θέλουμε να επιτευχθεί το ίδιο ποσό εξασθένησης της ακτινοβολίας χρησιμοποιώντας τον μόλυβδο, με διαφορετικό πάχος το οποίο είναι και το ζητούμενο. Επομένως:

- Υπολογίζουμε $\mu_{μολ.} = \frac{0.693}{0.28} = 2.475$, ($HVL = 0.28mm$ από τον Πίνακα 3.1)
- Εύρεση του ισοδύναμου πάχους επιλύοντας την παρακάτω παράσταση ως προς x: $0.00025 = e^{-2.475x}$, όπου βρίσκουμε $x = 3.35mm$.

Τομογραφία Εκπομπής Ποζιτρονίου και Αξονική Τομογραφία

Πίνακας Γ.9: Παράμετροι υπολογισμού θωρακίσεων για σύστημα τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων και αξονικής τομογραφίας.

Τοίχος	Είδος Χώρου	Συντελεστής Κατάληψης (T)	Εβδομαδιαίος Ρυθμός Δόσης (για CT) $(R/week)$	Εβδομαδιαίος Ρυθμός Δόσης (για PET) $(mSv/week)$
ΑΒ	Γραφεία	1	0.006	0.06
ΒΓ	Κλιμακοστάσιο	1/16	0.006	0.06
ΓΔ	Χειριστήριο	1	0.006	0.06
ΑΔ	Διάδρομος	1/4	0.006	0.06
$V = 125kV$				

Φόρτος εργασίας (W): Έστω ότι αναμένεται να γίνονται 15 εξετάσεις/ημέρα. Επομένως ο φόρτος εργασίας είναι:

$$W = 15\frac{\varepsilon\xi.}{\eta\mu.} \times 35\frac{\tau o\mu\acute{\varepsilon}\varsigma}{\varepsilon\xi.} \times 2\frac{mR}{\tau o\mu\acute{\eta}} \times 5\frac{\eta\mu.}{\varepsilon\beta\delta.} = 5250\ mR/week$$

Υπολογισμός Θωρακίσεων

Πίνακας Γ.10: Θωράκιση χρησιμοποιώντας μόλυβδο, για σύστημα τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων και αξονικής τομογραφίας.

Τοίχος	Θωράκιση για PET (mm)	Θωράκιση για CT (mm)	Συνολική Θωράκιση
ΑΒ	3.66	4.96	4.96
ΒΓ	2.36	3.66	3.66
ΓΔ	3.66	4.96	4.96
ΑΔ	2.92	4.26	4.26
Οροφή	3.79	5.1	5.1

Για την περίπτωση της οροφής ότι απαιτείται σκυρόδεμα πάχους 36.4cm. Η οροφή αποτελείται από σκυρόδεμα πάχους 20cm. Επομένως, πρέπει να τοποθετηθεί μόλυβδος

πάχους ισοδύναμου με 16.4cm σκυροδέματος. Για τον υπολογισμό αυτό ακολουθείται η ίδια διαδικασία με προηγουμένως με τις εξής διαφοροποιήσεις:

- Χρησιμοποιώντας την Εξ. (1) και θέτοντας $I_0 = 1$ και $x = 164mm$, λαμβάνουμε $I_{\sigma\kappa\upsilon\rho.} = 0.0034$.
- Εύρεση του ισοδύναμου πάχους επιλύοντας την παρακάτω παράσταση ως προς x: $0.0034 = e^{-2.475x}$, όπου βρίσκουμε $x = 2.3mm$.

Υπολογιστική Τομογραφία Εκπομπής Μονο-Φωτονίων

Πίνακας Γ.11: Παράμετροι υπολογισμού θωρακίσεων για σύστημα υπολογιστικής τομογραφίας εκπομπής μονο-φωτονίων.

Τοίχος	Είδος Χώρου
ΑΒ	Διάδρομος
ΒΓ	Διάδρομος
ΓΔ	Γραφεία
ΑΔ	Χειριστήριο
$P_{DC} = 0.06\frac{mSv}{week}$, $\Gamma = 0.76\frac{Rcm^2}{mCi\,h}$	

Ενεργότητα (A): Έστω ότι αναμένονται 10 ασθενείς/ημέρα χρησιμοποιώντας ^{99m}Τ. Επομένως η ενεργότητα είναι:

$$A = 10\frac{\alpha\sigma\theta.}{\eta\mu.} \times 5\frac{\eta\mu.}{\varepsilon\beta\delta.} \times 10mCi = 500\,mCi/week$$

Υπολογισμός Θωρακίσεων

Πίνακας Γ.12: Θωράκιση χρησιμοποιώντας μόλυβδο για σύστημα υπολογιστικής τομογραφίας εκπομπής μονο-φωτονίων.

Τοίχος	**Συνολική Θωράκιση (mm)**
ΑΒ	0.005
ΒΓ	0.19
ΓΔ	0.005
ΑΔ	0.19
Οροφή	Δεν χρειάζεται