



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

ΜΕΛΕΤΕΣ ΑΠΟΡΡΟΦΟΥΜΕΝΗΣ ΔΟΣΗΣ ΣΤΟ ΠΡΟΣΩΠΙΚΟ ΣΤΕΦΑΝΙΟΓΡΑΦΟΥ

ΣΤΑΪΝΧΑΟΥΕΡ ΞΑΝΘΟΥΛΑ

A.M. 19388100

Επιβλέπων καθηγητής : ΦΟΥΝΤΟΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ

ΑΘΗΝΑ 25/02/2024

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Φούντος Γεώργιος

Βαλαής Ιωάννης

Μιχαήλ Χρήστος

Βαθμίδα: Καθηγητής

Βαθμίδα: Καθηγητής

Βαθμίδα: Αναπληρωτής Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Η υπογράφουσα Σταϊνχάουερ Ξανθούλα του Σάββα, με αριθμό μητρώου 19388100 φοιτήτρια του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του διπλώματός μου».

Ημερομηνία

25/02/2024

Η Δηλούσα

Σταϊνχάουερ Ξανθούλα

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός της παρούσας Διπλωματικής εργασίας είναι η μελέτη για την αποτελεσματικότητα ενός συστήματος ακτινοπροστασίας - του Egg Nest- που τοποθετείται περιμετρικά της εξεταστικής τράπεζας του στεφανιογράφου. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία είναι ικανό να εξασθενήσει τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία σε ποσοστό μεγαλύτερο από 90%. Για τη διεξαγωγή της έρευνας πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις του ρυθμού έκθεσης σε έξι διαφορετικές θέσεις και τρία διαφορετικά ύψη ανά θέση, με χρήση θαλάμου ιονισμού, στο νοσοκομείο “Κοργιαλένιο-Μπενάκειο” ΕΕΣ. Ακολούθησε κανονικοποίηση των δεδομένων ως προς το DAP προκειμένου να πραγματοποιηθεί σύγκριση των αποτελεσμάτων και στη συνέχεια διενεργήθηκε t-test ώστε να διαπιστευθεί η αξιοπιστία των αποτελεσμάτων. Τα ποσοστά μείωσης της προσλαμβάνουσας δόσης για κάθε θέση διαφέρουν με τα αντίστοιχα των βιβλιογραφικών πηγών, ωστόσο είναι ικανοποιητικά καθώς η οποιαδήποτε μείωση μπορεί να επιτευχθεί για το προσωπικό των Αιμοδυναμικών εργαστηρίων θεωρείται πολύ σημαντική δεδομένου ότι λαμβάνει τα μεγαλύτερα ποσά δόσης ετησίως από κάθε άλλη ειδικότητα της κατηγορίας Α.

Λέξεις κλειδιά: Ακτινοπροστασία, Πέτασμα ακτινοπροστασίας, Επεμβατική καρδιολογία, Egg Nest

Abstract

The purpose of this thesis is to study the effectiveness of a radiation protection system - the Egg Nest - placed around the coronary angiography examination table. According to the references it is capable of attenuating scattered radiation by more than 90%. In the present study, the effectiveness of Egg Nest was investigated by measuring, using an ionization chamber, the exposure rate to specific positions and heights around the C-arm lamp at the General Hospital "Korgialenio-Benakio". When the investigation was completed, all the data were normalized by using the Dose Area Product value as reference in order to compare the results. Then a t-test was performed to verify the reliability of the results. The rates of reduction of the intake dose for each position differ with those of bibliographic sources, but as much a reduction can be achieved for the staff of Hemodynamic laboratories is really important, given that they receive the largest dose amounts annually than any other profession of A category.

Keywords: Radiation protection, Interventional Cardiology, Egg Nest

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Ολοκληρώνοντας την παρούσα Διπλωματική εργασία, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους ανθρώπους που στήριξαν, ο καθένας με τον τρόπο του, την προσπάθεια αυτή.

Αρχικά, να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή μου κ. Γ. Φούντο, για την καθοδήγηση και την άρτια συνεργασία που είχαμε από την πρώτη ως την τελευταία ημέρα.

Ένα μεγάλο ευχαριστώ οφείλω στην επιβλέπουσα Ακτινοφυσικό και Επιστημονικά Υπεύθυνη του Τμήματος Ιατρικής Φυσικής του Γενικού Νοσοκομείου Αθηνών Κοργιαλένιο-Μπενάκειο ΕΕΣ, κ. Ε. Κουνάδη για τις πολύτιμες συμβουλές και την υπομονή της καθ' όλη τη διάρκεια της ερευνητικής διαδικασίας.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω, τόσο τους Ιατρούς όσο και το Νοσηλευτικό προσωπικό του Αιμοδυναμικού εργαστηρίου του Γενικού Νοσοκομείου Αθηνών Κοργιαλένιο-Μπενάκειο ΕΕΣ, καθώς χωρίς την προθυμία τους για τη διεξαγωγή των μετρήσεων κατά τη διενέργεια των επεμβατικών διαδικασιών, η παρούσα εργασία δε θα μπορούσε να πραγματοποιηθεί.

Περιεχόμενα

Εισαγωγή.....	6-8
Υπόβαθρο και επιλογή θέματος.....	9
1. Ιοντίζουσες ακτινοβολίες.....	10
1.1 Τύποι ιοντιζουσών ακτινοβολιών.....	10-13
1.2 Επιπτώσεις ιοντιζουσών ακτινοβολιών στους ζώντες οργανισμούς.....	13-14
1.3 Επιπτώσεις ακτινοβολιών στο έμβρυο.....	15-16
1.4 Πρόκληση ασθενειών λόγω ιοντιζουσών ακτινοβολιών.....	16-18
2. Επεμβατική καρδιολογία (Τεχνολογία, Παράμετροι Εικόνας, Ακτινική Επιβάρυνση).....	19
2.1 Ακτινοσκοπικά συστήματα.....	19
2.1.1 Τεχνολογία ακτινοσκοπικών συστημάτων.....	19-32
2.1.2 Ψηφιακή Αφαιρετική Αγγειογραφία (DSA).....	32
2.2 Καταγραφή και παράμετροι εικόνας.....	33-35
2.3 Εξετάσεις επεμβατικής καρδιολογίας.....	35-38
2.4 Σύγκριση της προσλαμβάνουσας δόσης στο προσωπικό για διάφορες εξετάσεις επεμβατικής καρδιολογίας.....	38-40
2.5 Επίδραση του BMI του εξεταζόμενου στην προσλαμβάνουσα δόση του προσωπικού.....	40-43
3. Ακτινοπροστασία.....	43
3.1 Εισαγωγή-Ανάγκη για ακτινοπροστασία.....	43-44
3.2 Μεγέθη δοσιμετρίας.....	44-45
3.3 Αρχές ακτινοπροστασίας.....	45-49
3.4 Μέθοδοι ακτινοπροστασίας.....	49-56
4. Πειραματικό Μέρος.....	56
Εισαγωγή.....	56
4.1 Egg Nest.....	57-60

4.2 Μελέτες αποτελεσματικότητας του Egg Nest.....	60-61
4.3.1 Εισαγωγή-Πειραματικού μέρους.....	61
4.3.2 Υλικό-Μέθοδος.....	61-64
4.3.3 Αποτελέσματα.....	65-68
4.3.4 Συμπεράσματα.....	68-70
Αναφορές	

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Κατά τη διεξαγωγή της έρευνας που πραγματοποιήθηκε στα πλαίσια της Διπλωματικής μου εργασίας, τοποθετήθηκε το Egg Nest περιμετρικά της εξεταστικής τράπεζας του στεφανιογράφου με σκοπό να ελεγχθεί εάν και κατά πόσο μειώνει την προσλαμβάνουσα δόση στο προσωπικό. Πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις της δόσης ακτινοβολίας που λαμβάνει το προσωπικό του στεφανιογράφου σε έξι διαφορετικές θέσεις και τρία διαφορετικά ύψη (180cm, 60cm, 20cm), γύρω από το σύστημα. Επιπλέον μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν και πριν την τοποθέτησή του ώστε να γίνει σύγκριση μεταξύ των τιμών που ανιχνεύθηκαν. Οι μετρήσεις των δόσεων έγιναν με χρήση θαλάμου ιονισμού ο οποίος κατέγραφε τιμές ρυθμού δόσης $\mu\text{Sv/h}$. Προκειμένου να υλοποιηθεί η επεξεργασία των τιμών κατά την ερευνητική διαδικασία, στο τέλος κάθε εξέτασης γινόταν η καταγραφή δύο ακόμη τιμών του DAP (Dose Area Product) και της διάρκειας ακτινοσκόπησης. Η διάρκεια ακτινοσκόπησης χρησιμοποιήθηκε για τη μετατροπή του ρυθμού δόσης σε δόση και το DAP για την κανονικοποίηση των τιμών διότι όλες οι μετρήσεις έγιναν κατά τη διενέργεια κλινικής πράξης με ασθενείς με διαφορετική κατανομή σώματος. Την διεξαγωγή των αποτελεσμάτων ακολούθησε έλεγχος t-Test ώστε να αξιολογηθεί εάν τα ποσοστά μείωσης της δόσης ακτινοβολίας είχαν σημαντική στατιστική διαφορά ή αποτελούσαν τυχαίο γεγονός. Στις βιβλιογραφικές πηγές αναφέρεται μείωση μεγαλύτερη από 90%.

Δεδομένου ότι οι μετρήσεις λήφθηκαν κάτω από πραγματικές συνθήκες εργασίας, υπάρχουν ορισμένοι παράγοντες που ενδεχομένως να επηρέασαν ως ένα βαθμό τα αποτελέσματα. Η γεωμετρία του C-arm, το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολίας, τα σωματικά χαρακτηριστικά του ασθενούς, η απόσταση λυχνίας-ασθενούς-ανιχνευτή, το πλήθος των παρευρισκόμενων ατόμων μέσα στην αίθουσα, τα frames/sec, είναι παράγοντες που μπορεί να αυξήσουν ή να μειώσουν το ρυθμό δόσης σε μια συγκεκριμένη θέση που ωστόσο δεν είναι ικανοί να επηρεάσουν τόσο πολύ το αποτέλεσμα ώστε αυτό να θεωρηθεί αναξιόπιστο.

Στο Κεφάλαιο 1, αναλύονται οι διάφοροι τύποι ιονιζουσών ακτινοβολιών καθώς και οι επιπτώσεις που μπορούν να προκαλέσουν σε φυσικό, χημικό, βιοχημικό και βιολογικό στάδιο, σε επίπεδο οργανισμού καθώς και η επίδραση στο έμβρυο σε περίπτωση που ακτινοβοληθεί η γυναίκα κατά την περίοδο εγκυμοσύνης. Τα αποτελέσματα κατηγοριοποιούνται σε στοχαστικά και μη στοχαστικά.

Στο Κεφάλαιο 2, γίνεται αναφορά σε πρακτικές επεμβατικής καρδιολογίας και των συστημάτων ακτινοσκόπησης, τα οποία χρησιμοποιούνται για την καθοδήγηση ορισμένων πρακτικών. Επιπλέον, περιλαμβάνεται βιβλιογραφική έρευνα σχετική με την επιβάρυνση των ιατρών καρδιολόγων με δόση ακτινοβολίας, ανάλογα με το Body Mass Index (BMI) του ασθενούς.

Το Κεφάλαιο 3, περιλαμβάνει μεγέθη δοσιμετρίας, τις αρχές και τις μεθόδους ακτινοπροστασίας, για προσωπικό και ασθενείς.

Στο Κεφάλαιο 4, είναι το πειραματικό μέρος της εργασίας όπου αναλύεται η μεθοδολογία που εφαρμόστηκε προκειμένου να υλοποιηθεί. Αναφέρονται μελέτες άλλων ερευνητών, αναλυτικά τα μέρη από τα οποία απαρτίζεται το Egg Nest, Υλικό και Μέθοδος της παρούσας μελέτης, αποτελέσματα, συμπεράσματα καθώς επίσης και οι περιορισμοί της έρευνας, δηλαδή οι δυσκολίες που παρουσιάστηκαν κατά την διεξαγωγή των μετρήσεων.

ΥΠΟΒΑΘΡΟ ΚΑΙ ΕΠΙΛΟΓΗ ΘΕΜΑΤΟΣ

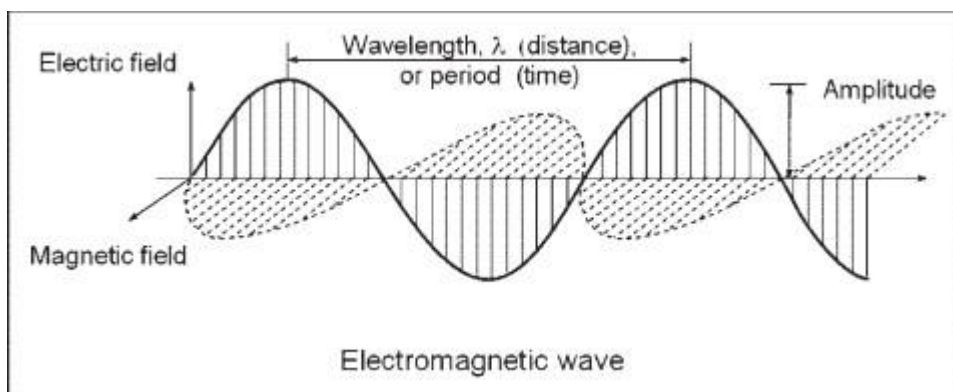
Το Egg Nest είναι μια πρωτοποριακή μέθοδος ακτινοπροστασίας για του επεμβατικούς καρδιολόγους που έρχεται να συμπληρώσει, και όχι να αντικαταστήσει, άλλες παγιωμένες τεχνικές. Οι μελέτες που έχουν πραγματοποιηθεί γύρω από το συγκεκριμένο θέμα είναι περιορισμένες από τους Wilson et al [1], Steege et al [2], Ursani et al [3], Piccaluga et al [4], πάντα με χρήση ομοιώματος (phantom) και σχεδόν πάντα στη θέση PA του C-arm. Τόσο οι Wilson et al όσο και οι Steege et al [1][2], σημείωσαν μείωση της προσλαμβάνουσας ακτινοβολίας για το προσωπικό μεταξύ 82% και 97%. Οι Ursani et al [3], ανέφεραν αντίστοιχη μείωση κατά 88% με 94% και τέλος οι Piccaluga et al [4] σημείωσαν ποσοστά μείωσης από 0% έως 98%. Η διαδικασία, θέσεις και ύψη μέτρησης σε όλες τις περιπτώσεις ήταν παρόμοια.

Το παρόν θέμα επιλέχθηκε, αρχικά λόγω των σημαντικών ποσοστών μείωσης που καταγράφουν οι βιβλιογραφικές πηγές, που είναι πάρα πολύ σημαντικά για αυτήν την κατηγορία εργαζομένων που λαμβάνουν τις υψηλότερες τιμές δόσης ετησίως από κάθε άλλη ειδικότητα σχετιζόμενη με ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Επομένως, ένα τέτοιο σύστημα ακτινοπροστασίας θα μείωνε κατά πολύ την πιθανότητα εκδήλωσης διαφόρων παθήσεων που μπορεί να οφείλονται στην εκτεταμένη έκθεση σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Ωστόσο, οι έρευνες γύρω από το συγκεκριμένο θέμα είναι ελάχιστες. Γι' αυτό το λόγο, θεωρήσαμε χρήσιμο και ωφέλιμο να πραγματοποιήσουμε τη δική μας έρευνα ακολουθώντας την ίδια διαδικασία όμως κάτω από πραγματικές συνθήκες κλινικής πράξης καθώς υπάρχουν παράγοντες, όπως το πάχος του ασθενούς ή η γεωμετρία του C-arm, που μπορούν να επηρεάσουν την προσλαμβάνουσα δόση.

1 Ιοντίζουσες ακτινοβολίες

1.1 Τύποι ιοντιζουσών ακτινοβολιών.

Ο όρος ακτινοβολία αφορά είτε ηλεκτρομαγνητικά κύματα είτε σωματίδια, φορτισμένα ή ουδέτερα. Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία αποτελείται από κβάντα ή αλλιώς από φωτόνια και χαρακτηρίζεται από περιοδικά κυκλικά κύματα αποτελούμενα από ηλεκτρικό και μαγνητικό πεδίο κάθετα μεταξύ τους.



Εικόνα 1 . Το ηλεκτρικό και το μαγνητικό πεδίο είναι κάθετα μεταξύ τους παράγοντας ένα ηλεκτρομαγνητικό κύμα [5].

Στις υψηλές ενέργειες, δηλαδή σε πολύ μικρά μήκη κύματος, η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία αποκτά σωματιδιακή φύση με αποτέλεσμα τα φωτόνια να μπορούν να προκαλέσουν ιοντισμούς και διεγέρσεις, εκπέμποντας ιοντίζουσα ακτινοβολία. Σύμφωνα με το κβαντικό μοντέλο του Planck, η ενέργεια των φωτονίων είναι ανάλογη της συχνότητας του κύματος : $E=hf$, όπου h είναι η σταθερά του Planck ($=6.63 \cdot 10^{-34} J \cdot s$ ή $4.13 \cdot 10^{-21} eV \cdot s$). Έπειτα, ο Einstein επέκτεινε την κβαντομηχανική θεωρία του Planck για τα στάσιμα ηλεκτρομαγνητικά κύματα, ενώ το μοντέλο του χρησιμοποιείται έως και σήμερα. [6]

Η θεμελιώδης διαφορά μεταξύ ακτίνων χ και ακτίνων γ αφορά τον τρόπο παραγωγής τους. Οι ακτίνες- χ παράγονται κατά την πέδηση ηλεκτρονίων ενώ οι ακτίνες- γ παράγονται από ραδιοϊσότοπα.

Παραγωγή ακτίνων- χ

Οι ακτίνες- χ παράγονται από λυχνίες. Τα σημαντικότερα μέρη της λυχνίας που σχετίζονται με την παραγωγή των ακτίνων- χ είναι : το **νήμα βολφραμίου** , η **κοιλότητα εστίασης** και η **άνοδος** (στρεφόμενη ή σταθερή). Υψηλό ηλεκτρικό ρεύμα διαρρέει το νήμα με αποτέλεσμα να θερμαίνεται απελευθερώνοντας ηλεκτρόνια μέσω θερμιονικής εκπομπής. Η ηλεκτρονιακή

δέσμη θα κατευθυνθεί προς τον στόχο της ανόδου μέσω της κοιλότητας εστίασης (εσοχή νικελίου) η οποία βρίσκεται σε κατάλληλο ηλεκτρικό δυναμικό ώστε να καθίσταται εφικτή η εστίαση της δέσμης. Η άνοδος είναι μεταλλική, συνήθως και αυτή από βολφράμιο (κράμα βολφραμίου). Ο στόχος τοποθετείται σε μια απόσταση μερικών εκατοστών από την πηγή και υπό κλίση μερικών μοιρών. Στις περιπτώσεις περιστρεφόμενης ανόδου, η άνοδος περιστρέφεται για να αποφευχθεί η υπερθέρμανση.[7]

Παραγωγή ακτίνων-γ

Οι ακτίνες-γ παράγονται λόγω της αποδιέγερσης του πυρήνα ραδιενεργών ισωτόπων. Ένας διεγερμένος πυρήνας αποβάλλει ενέργεια υπό τη μορφή φωτονίων προκειμένου να αποδιεγερθεί. Αυτά τα φωτόνια ονομάζονται ακτίνες-γ. [7]

Τα ραδιοϊσότοπα για την παραγωγή των ακτίνων-γ είναι δυνατό να παραχθούν με τρεις τρόπους:

1. Πυρηνικοί αντιδραστήρες: Η παραγωγή ραδιοϊσοτόπων από πυρηνικούς αντιδραστήρες γίνεται μέσω της πυρηνικής σχάσης. Η πυρηνική σχάση είναι μια πυρηνική αντίδραση κατά την οποία ένας βαρύς πυρήνας διασπάται σε δύο ελαφρύτερους (δεν είναι απαραίτητα ίσοι, αλλά έχουν συγκρίσιμες μάζες) και ταυτόχρονα με τη σχάση εκπέμπεται γ ακτινοβολία. Η σχάση μπορεί να είναι αυθόρμητη ή να προκύπτει έπειτα από βομβαρδισμό με νετρόνια (ενεργοποίηση με νετρόνια). Στην περίπτωση της ενεργοποίησης με νετρόνια πέρα από γ ακτινοβολία θα προκύψουν και ορισμένα άλλα παραπροϊόντα πχ νετρόνια.
2. Κύκλοτρο: Τα ραδιοϊσότοπα παράγονται μόριο-μόριο. Με τα κύκλοτρα παράγονται βραχύβια και πλούσια σε πρωτόνια ραδιοϊσότοπα.
3. Γεννήτρια ραδιονουκλιδίων: Οι γεννήτριες ραδιονουκλιδίων επιτρέπουν το χημικό διαχωρισμό ενός βραχύβιου (θυγατρικού) ραδιοϊσοτόπου από ένα άλλο μακρόβιο ραδιοϊσότοπο (μητρικό), γ'αυτό και θεωρείται έμμεσος τρόπος παραγωγής ραδιοϊσοτόπων. Το θυγατρικό ραδιοϊσότοπο προκύπτει από τις αποδιεγέρσεις του μητρικού.

Τόσο οι ακτίνες-Χ όσο και οι ακτίνες-γ υφίστανται εξασθένηση κατά τη διέλευση τους από ένα υλικό μέσο, δηλαδή ελαττώνεται η έντασή τους (μειώνεται ο αριθμός των φωτονίων), σύμφωνα με το νόμο της εκθετικής εξασθένησης για μονοχρωματική ακτινοβολία: $I = I_0 e^{-\mu x}$, όπου με I_0 συμβολίζεται η αρχική ένταση, με x το μήκος της διαδρομής των φωτονίων και τέλος μ είναι ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης ο οποίος εξαρτάται από τα χαρακτηριστικά της ύλης και εκφράζει το ποσοστό εξασθένησης της δέσμης ανά μονάδα μήκους. Ο νόμος της εκθετικής εξασθένησης ισχύει για λεπτή δέσμη η οποία διαδίδεται κατά μήκος μιας ευθείας.

Για μη ιδανικές περιπτώσεις, δηλαδή όταν η δέσμη δεν διαδίδεται σε απόλυτη ευθεία, χρησιμοποιείται η εξίσωση: $I = I_0 B(E, x) e^{-\mu x}$, όπου $B(E, x)$ είναι ο παράγοντας ανοικοδόμησης [7]

Ακτινοβολία α

Τα σωμάτια α είναι πυρήνες He ($2p^+$ και $2n$) και θεωρείται ότι έχουν μεγάλη μάζα και χαμηλή ταχύτητα γι' αυτό και το μήκος που διανύουν μέσα σε ένα υλικό είναι μικρό (χαμηλή διεισδυτικότητα). Έτσι, σχεδόν όλη τους την ενέργεια θα την αποδώσουν στο σημείο εκείνο που θα σταματήσουν εφόσον κατά τη διαδρομή δεν υπήρξαν σημαντικές απώλειες. Αυτή η "ιδιαιτερότητα" των σωμάτων α, τα καθιστά πολύ χρήσιμα σε περιπτώσεις εσωτερικής ακτινοβολήσης για ιατρικούς σκοπούς (πχ βραχυθεραπεία).

Διασπάσεις α προκύπτουν κατά την αυθόρμητη εκπομπή ενός σωματίου α από έναν πυρήνα, γεγονός που συναντάται σε περιπτώσεις ασταθών και ταυτόχρονα βαρέων πυρήνων. Κατά την αποδιέγερση χάνονται $2p^+$ και $2n$ (εκπομπή πυρήνων He), επομένως ο μαζικός αριθμός μειώνεται κατά 4 και ο ατομικός αριθμός μειώνεται κατά 2 δίνοντας ένα νέο στοιχείο.

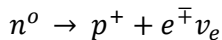
Όταν τα σωμάτια α συγκρούονται με ηλεκτρόνια, διατηρούν το μεγαλύτερο μέρος της ενέργειάς τους ενώ η διεύθυνση της τροχιάς τους σχεδόν δε μεταβάλλεται. [6][7]

Ακτινοβολία β

Τα σωμάτια β θεωρούνται πιο ελαφρά σε σχέση με τα α, έχουν υψηλές ταχύτητες και η τροχιά τους αλλάζει εύκολα διεύθυνση, ενώ μπορούν να διανύσουν μεγαλύτερη απόσταση σε σχέση με τα α (άρα έχουν και μεγαλύτερη διεισδυτικότητα).

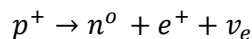
Κατά τη β διάσπαση μπορεί να προκύψουν οι εξής πυρηνικοί μετασχηματισμοί: **εκπομπή e^- (β^-)**, **εκπομπή e^+ (β^+)** ή **ηλεκτρονική σύλληψη**.

Στην πρώτη περίπτωση, ο πυρήνας έχει περισσότερα νετρόνια απ' ό,τι θα έπρεπε επομένως ένα νετρόνιο μετασχηματίζεται σε πρωτόνιο :

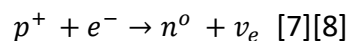


Η ακτινοβολία δεν προέρχεται από τα e^- που βρίσκονται γύρω από τον πυρήνα, αλλά από τον ίδιο τον πυρήνα, δηλαδή το e^- εκπέμπεται μέσω των νετρονίων κατά τη διάρκεια μετασχηματισμού από νετρόνιο σε πρωτόνιο. Ο μαζικός αριθμός παραμένει σταθερός αλλά ο ατομικός αυξάνει κατά 1.

Στη δεύτερη περίπτωση, ο πυρήνας έχει περισσότερα πρωτόνια οπότε ένα πρωτόνιο μετασχηματίζεται σε νετρόνιο:



Στην τρίτη περίπτωση, ο πυρήνας συλλαμβάνει ένα από τα περιφερειακά ηλεκτρόνια του ατόμου:



Αν και ο όρος ακτινοβολία στην πραγματικότητα αναφέρεται στις ακτινοβολίες ηλεκτρομαγνητικής φύσης, έχει επικρατήσει στην καθομιλουμένη ο όρος αυτός και για τα σωμάτια α και β. [6]

Νετρόνια

Τα νετρόνια παράγονται είτε από πυρηνικούς αντιδραστήρες είτε από γεννήτριες νετρονίων. Στην πρώτη περίπτωση, τα νετρόνια αποτελούν ένα από τα προϊόντα της πυρηνικής σχάσης.

Οι γεννήτριες νετρονίων είναι ηλεκτροστατικοί επιταχυντές μικρών διαστάσεων οι οποίοι επιταχύνουν δευτερόνια παράγοντας νετρόνια μέσω διαφόρων αντιδράσεων.[9]

Ακτινοβολία δ

Οι ακτίνες δ είναι ηλεκτρόνια τα οποία έχουν αλληλεπιδράσει με ένα ή περισσότερα φορτισμένα σωματίδια και μετά από την αλληλεπίδραση απέκτησαν αρκετή ενέργεια, ικανή να προκαλέσει μερικούς ιοντισμούς. Ως εκ τούτου, το κάθε ηλεκτρόνιο θα αποκτήσει τη δική του διαδρομή μέσα στην ύλη, διαφορετική από αυτήν του φορτισμένου σωματιδίου. [10]

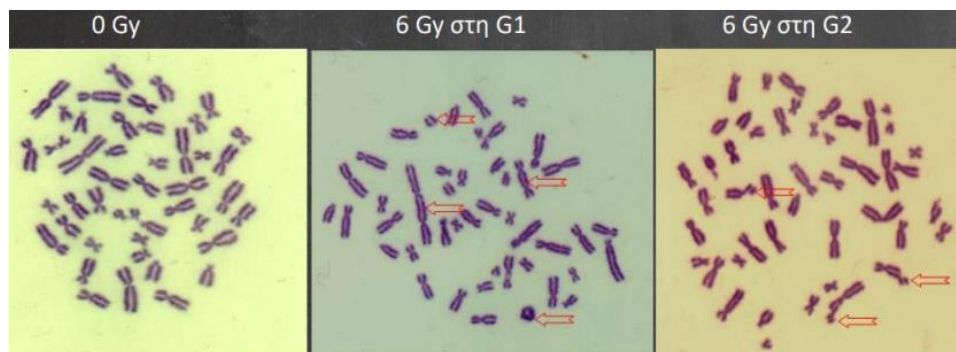
1.2 Επιπτώσεις ιοντιζουσών ακτινοβολιών στους ζώντες οργανισμούς.

Η δράση των ιοντιζουσών ακτινοβολιών στα κύτταρα χωρίζεται σε τέσσερα στάδια. Το **φυσικό στάδιο** κατά το οποίο αποδίδεται ενέργεια μέσω ιονισμών και διεγέρσεων λόγω της αλληλεπίδρασης της ακτινοβολίας με τα άτομα ή τα μόρια του κυττάρου. Το **χημικό στάδιο** που έχουμε τη δημιουργία των ελεύθερων ριζών (ρήξη χημικών δεσμών λόγω των ιονισμών και διεγέρσεων του φυσικού σταδίου). Το **βιοχημικό στάδιο** στο οποίο οι ελεύθερες ρίζες θα αντιδράσουν τόσο μεταξύ τους όσο και με άλλα μόρια επιφέροντας μόνιμες αλλαγές σε σημαντικά για το μεταβολισμό των κυττάρων συστατικά, με αποτέλεσμα τη δημιουργία μορίων ή ατόμων μέσα στο κύτταρο τα οποία θα διαφέρουν από τα φυσιολογικά. Ωστόσο, το μεγαλύτερο ποσοστό των επιδράσεων στα κύτταρα λόγω ακτινοβολίας δεν αποτελούν κίνδυνο για την επιβίωση ή τη λειτουργικότητα του κυττάρου. Οι επιδράσεις στο DNA μπορεί να αποβούν καταστροφικές για το κύτταρο, ιδιαίτερα όταν έχει προκληθεί θραύση και στις δύο έλικες. Τελικό στάδιο είναι το **βιολογικό**, εδώ μας απασχολούν εκείνες οι βλάβες που δεν κατάφεραν να επιδιορθωθούν από τους επιδιορθωτικούς μηχανισμούς κι έτσι οι βλάβες στα βιολογικά μόρια είναι πλέον μόνιμες με απότοκο να σχηματίζονται αλλοιωμένα (άμεσα ή έμμεσα) μόρια εκδηλώνοντας μη φυσιολογικά φαινόμενα αρχικά σε μοριακό επίπεδο, έπειτα σε κυτταρικό και τέλος σε επίπεδο οργανισμού.

Οι επιπτώσεις που θα έχουν στον οργανισμό οι μη επιδιορθωμένες βλάβες ποικίλλουν καθώς εξαρτώνται από πολλούς παράγοντες. Στην πρώτη περίπτωση έχουμε θανάτωση των κυττάρων, τα αποτελέσματα είναι άμεσα και μη στοχαστικά, θα προκληθούν σοβαρές βλάβες σε όργανα και ιστούς πολύ σύντομα μετά την ακτινοβολήση. Ωστόσο για να συμβεί αυτό θα πρέπει να έχει γίνει έκθεση σε πολύ υψηλές δόσεις ιοντιζουσας ακτινοβολίας, να έχει γίνει υπέρβαση της δόσης κατωφλίου. Στη δεύτερη περίπτωση έχουμε τα λεγόμενα απώτερα αποτελέσματα και είναι στοχαστικά, δηλαδή δεν μπορεί να γίνει πρόβλεψη σχετικά με το τι επιπτώσεις μπορεί να έχει ένας οργανισμός και τότε αυτές θα εμφανιστούν. Επίσης, οι πιθανότητες να προκληθεί κάποια μη επιθυμητή μετάλλαξη αυξάνει με το μέγεθος της δόσης αν και για την εμφάνισής

τους δεν απαιτείται η υπέρβαση κάποιου κατωφλίου άρα μπορεί να συμβεί και για αρκετά χαμηλές δόσεις. Στην πραγματικότητα, η ακτινοβολία αυξάνει την ήδη υπάρχουσα πιθανότητα για την εμφάνιση αυτών των επιπτώσεων. Πέρα από τις σωματικές μεταλλάξεις που μπορεί να προκληθούν στον ίδιο τον οργανισμό, υπάρχουν πιθανότητες να εμφανιστούν γενετικές βλάβες στις επόμενες γενεές, δηλαδή το ίδιο άτομο το οποίο εκτέθηκε σε ακτινοβολία να μην έχει καμία επίπτωση αλλά να έχουν οι απόγονοί του. Αυτό συμβαίνει διότι μεταφέρεται μέσω του DNA η αλλοιωμένη πληροφορία. Τέλος, αξίζει να τονιστεί ότι δεν υπάρχει δόση κάτω από την οποία δεν προκαλούνται αλλοιώσεις στα βιολογικά συστήματα.

Οι μεταλλάξεις μπορεί να οφείλονται σε πολλούς και διαφορετικούς παράγοντες. Αυτές που μπορεί να συμβούν λόγω της επίδρασης ακτινοβολίας στα κύτταρα ονομάζονται **ακτινοπροκλητές μεταλλάξεις**. Αποτελέσματα μεταλλάξεων μπορεί να είναι η αυξημένη ή η μειωμένη παραγωγή φυσιολογικών πρωτεϊνών ή η εμφάνιση τροποποιημένων πρωτεϊνών καθώς και η πρόκληση βλαβών στα χρωμοσώματα. Αυξημένος είναι ο κίνδυνος θανάτωσης του κυττάρου όταν αυτό ακτινοβοληθεί κατά τη διάρκεια της μίτωσης. Γενικότερα, θα μπορούσαμε να πούμε ότι η ακτινοευαισθησία των κυττάρων αλλάζει ανάλογα με τη φάση του κυτταρικού κύκλου στην οποία βρίσκεται το κύτταρο όταν ακτινοβολείται. Για παράδειγμα, έχει παρατηρηθεί ότι κατά τη φάση G2 η ακτινοευαισθησία του κυττάρου είναι μεγαλύτερη σε σχέση με την φάση G1.[11]



Εικόνα 2. Παρατηρούμε τις επιπτώσεις στα χρωμοσώματα ανάλογα με τη φάση του κυτταρικού κύκλου. Αριστερά στην εικόνα, απεικονίζονται φυσιολογικά χρωμοσώματα χωρίς την επίδραση ακτινοβολίας. Στην εικόνα που ακολουθεί, βλέπουμε τα αποτελέσματα δόσης 6Gy κατά την G1 φάση και στην τελευταία εικόνα κατά τη φάση G2 [12].

Μερικές από τις επιπτώσεις της ακτινοβολίας στα χρωμοσώματα είναι οι εξής: χρωμοσώματα με μη φυσιολογικό μήκος βραχιονίων, δημιουργία δίκεντρων χρωμοσωμάτων ή χρωμοσωμάτων τα οποία δεν μπορούν να αποκολληθούν.

1.3 Επιπτώσεις ιοντιζουσών ακτινοβολιών στο έμβryo.

Οι επιδράσεις της ακτινοβολίας στο κυοφορούμενο παιδί χωρίζονται επίσης σε στοχαστικές και μη στοχαστικές. Στοχαστικό αποτέλεσμα θα μπορούσε να θεωρηθεί η πιθανότητα ανάπτυξης κάποιας μορφής καρκίνου ή λευχαιμίας στην παιδική ηλικία ή αργότερα στη ζωή του και δεν εξαρτάται από την εβδομάδα της κύησης κατά την οποία έγινε η ακτινοβολήση. Όμως, ο

κίνδυνος ανάπτυξης καρκίνου ή λευχαιμίας εξαρτάται κατ'αναλογία από την ισοδύναμη δόση ακτινοβολίας στην οποία εκτέθηκε το κύημα. Τα μη στοχαστικά αποτελέσματα εξαρτώνται τόσο από την ισοδύναμη δόση όσο και από την εβδομάδα της κύησης κατά τη στιγμή της ακτινοβολήσης. Ορίζονται λοιπόν τρεις φάσεις:

- I) Οι δύο πρώτες εβδομάδες της κύησης αποτελούν την πρώτη φάση κατά την οποία το γονιμοποιημένο ωάριο αποτυγχάνει να εμφυτευθεί στο βλεννογόνο της μήτρας οπότε και επέρχεται θανάτωση του εμβρύου για ακτινοβολίες μεγαλύτερες των 100mSv. Σε αυτήν την περίπτωση η εγκυμοσύνη πρακτικά δεν υφίσταται, άρα δεν γίνεται αντιληπτή. Η πρώτη φάση λέγεται αλλιώς και πρώιμη περίοδος και θεωρείται χαμηλού κινδύνου.
- II) Η δεύτερη φάση διαρκεί από την 3η έως και την 8η εβδομάδα. Κατά τη διάρκεια αυτών των εβδομάδων πραγματοποιείται η οργανογένεση του εμβρύου γι'αυτό και με την υπέρβαση του σχετικού κατωφλίου θα προκληθεί δυσπλασία στα όργανα εκείνα που αναπτύσσονταν.
- III) Η τρίτη και τελευταία φάση περιλαμβάνει την 8η έως τη 15η εβδομάδα κύησης, δηλαδή την περίοδο εκείνη κατά την οποία αναπτύσσεται το κεντρικό νευρικό σύστημα. Ως αποτέλεσμα της δράσης ιοντίζουσας ακτινοβολίας, αναμένεται η μείωση του δείκτη νοημοσύνης. Ειδικότερα για κάθε Sv η μείωση επέρχεται στις 30 μονάδες, επομένως κατ'αναλογία για 100mSv η μείωση του δείκτη νοημοσύνης είναι 3 μονάδες.

Μετά την 15η εβδομάδα η επίδραση της ακτινοβολίας στον δείκτη νοημοσύνης είναι λιγότερο πιθανή, ενώ μειώνεται όλο και περισσότερο με τη χρονική απομάκρυνση. Αυτό συμβαίνει διότι πλέον έχει ολοκληρωθεί η διάπλαση του κεντρικού νευρικού συστήματος.

Όσον αφορά την εξάρτηση από την ισοδύναμη δόση που δέχτηκε το κύημα, η εμφάνιση μη στοχαστικών αποτελεσμάτων θα επέλθει με την υπέρβαση του κατωφλίου των 100mSv για τη μητέρα. Ωστόσο, κατά τις συνήθεις διαγνωστικές εκθέσεις δύσκολα ξεπερνάται το κατώφλι αυτό. Ειδικότερα για την επεμβατική καρδιολογία που οι δόσεις είναι πολύ μικρότερες από τη δόση κατωφλίου και που η ακτινοβολία στην οποία εκτίθεται το έμβρυο είναι κατά κύριο λόγο σκεδαζόμενη (άρα και χαμηλότερων ενεργειών), η πιθανότητα εμφάνισης άμεσων αποτελεσμάτων είναι σημαντικά χαμηλότερη. Παρόλ' αυτά, ακόμη και όταν πρόκειται για μικρές δόσεις θα πρέπει να αποφεύγεται η αναίτια ή μη απολύτως αναγκαία έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία των γυναικών κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης. Επίσης, το προσωπικό των εργαστηρίων υποχρεούται να διερευνά και την πιθανότητα μια γυναίκα αναπαραγωγικής ηλικίας να είναι έγκυος εν αγνοία της. Εάν για κάποιο λόγο η εξεταζόμενη δεν αποκλείει το ενδεχόμενο να είναι έγκυος, η εξέταση αναβάλλεται εάν είναι δυνατό έως ότου υποβληθεί σε έλεγχο (test εγκυμοσύνης) ή μέχρι την επόμενη έμμηνο ρύση. Πέραν της διερεύνησης που οφείλει να κάνει το προσωπικό για πιθανή εγκυμοσύνη, πρέπει πάντα μέσα σε ένα εργαστήριο να υπάρχει σε εμφανή θέση μια ταμπέλα το περιεχόμενο της οποίας να υπενθυμίζει τόσο στο προσωπικό όσο και στις εξεταζόμενες ότι πρέπει να αποκλείεται η πιθανότητα εγκυμοσύνης προτού πραγματοποιηθεί η εξέταση.

Στην περίπτωση που η εγκυμοσύνη γίνει αντιληπτή έπειτα από έκθεση, η γυναίκα πρέπει άμεσα να απευθυνθεί σε γυναικολόγο. Έπειτα από αξιολόγηση, αν κριθεί ότι η ισοδύναμη δόση που δέχτηκε το έμβρυο είναι αρκετά υψηλή και ανάλογα πάντα και με τη βδομάδα κατά την οποία έγινε η ακτινοβολήση, μπορεί να προταθεί ή όχι η διακοπή της κύησης. Για δόσεις μικρότερες των 100mSv, το ενδεχόμενο διακοπής της κύησης αποκλείεται.

Στις περιπτώσεις εκείνες που μια εγκυμοσύνη είναι επιβεβαιωμένη αλλά είναι απαραίτητο η γυναίκα να υποβληθεί σε κάποια εξέταση με χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας και δεν υπάρχει η δυνατότητα χρήσης άλλων μεθόδων ούτε είναι δυνατό να αναβληθεί για μετά τον τοκετό, διότι μπορεί για παράδειγμα να είναι περίπτωση έκτακτης ανάγκης, θα πρέπει να εφαρμοστούν (όσο είναι εφικτό) τεχνικές που θα ελαχιστοποιούν τη δόση στο έμβρυο χωρίς όμως αυτές να επηρεάζουν το κλινικό αποτέλεσμα.[13]

1.4 Πρόκληση ασθενειών λόγω ιοντίζουσων ακτινοβολιών.

Στο κεφάλαιο 1.2 έγινε αναφορά στον όρο “απώτερα αποτελέσματα” που μπορεί να εμφανιστούν λόγω έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία. Η μακροχρόνια έκθεση λοιπόν σε σκεδαζόμενη ακτινοβολία έχει συσχετιστεί σε πολλές περιπτώσεις με μια σειρά από παθήσεις. Ιδιαίτερα για τους επεμβατιστές καρδιολόγους φαίνεται ότι οι επιπτώσεις αυτές στην υγεία τους είναι πιο συχνές, σε σχέση με άλλους επαγγελματικά εκτειθέμενους. Αυτό συμβαίνει διότι παρευρίσκονται μέσα στην αίθουσα κατά τη διάρκεια της ακτινοσκόπησης, ενώ συχνά χρειάζεται να βρίσκονται πάρα πολύ κοντά στον εξεταζόμενο ο οποίος είναι και η κύρια πηγή σκεδαζόμενης ακτινοβολίας.[14]

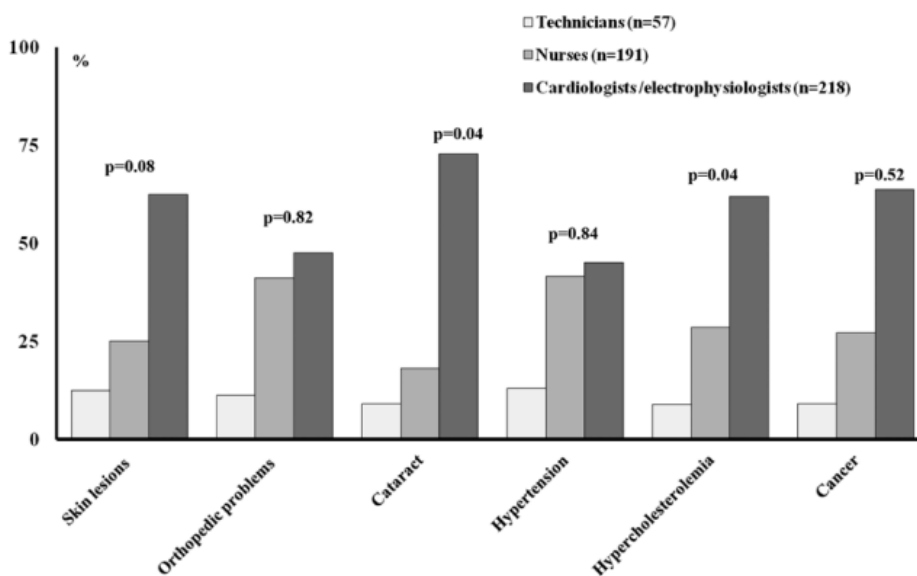
Τα συμπτώματα εμφάνισης μετά από έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία ποικίλλουν. Δόσεις των μερικών mSv, επίπεδα δόσεων που συχνά συναντάμε στην ακτινοθεραπεία, μπορεί να επιφέρουν συμπτώματα όπως ζαλάδα, ναυτία, ανορεξία, διάρροιες κλπ. Αυτά τα συμπτώματα συνήθως εκδηλώνονται άμεσα μετά από την έκθεση και δεν έχουν μεγάλη διάρκεια. Οι επαγγελματικά εκτειθέμενοι στην καθημερινότητά τους εκτίθενται σε πολύ μικρότερες δόσεις, όμως σε βάθος χρόνου οι δόσεις αυτές λειτουργούν αθροιστικά.

Το άγχος και η κατάθλιψη είναι συμπτώματα που μπορεί να εκδηλωθούν λόγω χρόνιας έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία, λόγω επιδράσεων στο νευρικό σύστημα που μπορεί να οδηγήσουν σε επιπτώσεις στην σταθερότητα της διάθεσης καθώς και σε ψυχιατρική νοσηρότητα. Ως επακόλουθο, λόγω του άγχους και της κατάθλιψης είναι δυνατό να προκληθεί υπέρταση (με αναλογία πιθανότητας 1.5) [15] επιφέροντας διάφορες καρδιακές παθήσεις. Αυξημένου κινδύνου και επικινδυνότητας επιδράσεις της χρόνιας έκθεσης, είναι η εμφάνιση διάφορων μορφών καρκίνου ειδικότερα λευχαιμίας και όγκων στο αριστερό ημισφαίριο του εγκεφάλου,[16] με αναλογία πιθανότητας 3.0 [15]. Αν και η ανάπτυξη καρκίνου εξαρτάται από πολλούς γενετικούς και περιβαλλοντικούς παράγοντες όπως η κληρονομικότητα, το κάπνισμα, η διατροφή και διάφορες συνήθειες του σύγχρονου τρόπου ζωής, φαίνεται στην πραγματικότητα πως η ακτινοβολία απλά αυξάνει την ήδη υπάρχουσα πιθανότητα. Με αναλογία πιθανότητας 6.3 [15] ο καταρράκτης αποτελεί επίσης μια πάρα πολύ συχνή επίδραση

της ακτινοβολίας. Όπως και ο καρκίνος, ο καταρράκτης μπορεί να οφείλεται σε μια σειρά παραγόντων όπως είναι το κάπνισμα, ο σακχαρώδης διαβήτης καθώς και η παρατεταμένη έκθεση σε ηλιακή ακτινοβολία.[17] Επομένως και σε αυτήν την περίπτωση η ακτινοβολία μπορεί να δρα σαν συμπληρωματικός παράγοντας για την εκδήλωση καταρράκτη καθώς μάλιστα ο φακός του οφθαλμού χαρακτηρίζεται από αυξημένη ακτινοευαισθησία. [16] Στις υψηλού κινδύνου επιδράσεις ανήκουν επίσης οι δερματικές βλάβες. Πέρα από έγκαυμα, το οποίο μπορεί να επέλθει από ατύχημα ή απροσεξία, η μακροχρόνια έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία μπορεί να οδηγήσει σε δερματίτιδα, παροδικό ερύθημα κ.α Κλείνοντας με τις επιδράσεις υψηλού κινδύνου, αξίζει να γίνει αναφορά στα ορθοπεδικά προβλήματα με τα οποία έρχονται αντιμέτωποι συχνά οι επαγγελματίες εκτειθέμενοι λόγω της ποδιάς ακτινοπροστασίας. Μερικά παραδείγματα είναι ο τραυματισμός της οσφυϊκής μοίρας, του ισχίου και του γονάτου.

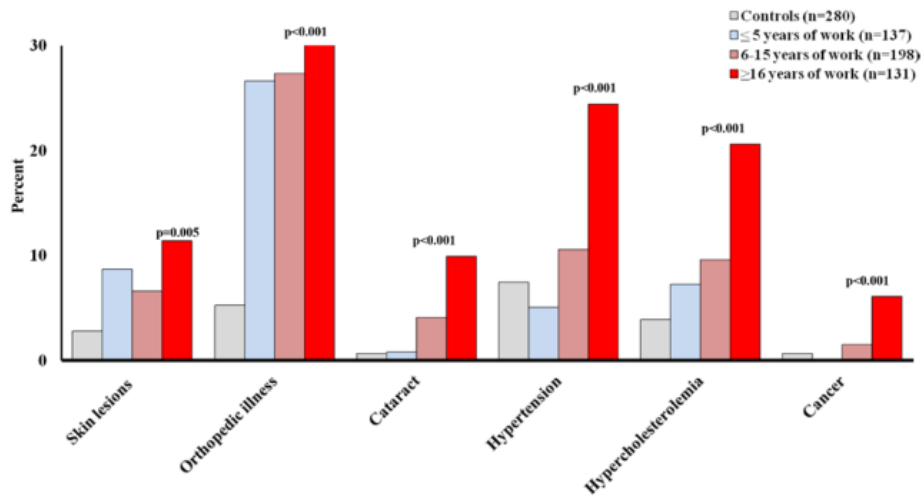
Τέλος, η συχνή έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία μπορεί να προκαλέσει πρόωρη γήρανση καθώς δημιουργεί βλάβες στα ενδοθηλιακά κύτταρα.[16]

Οι Grazia Andreassi et al [16] πραγματοποίησαν έρευνα με τίτλο “Occupational Health Risks in Cardiac Catheterization Laboratory Workers” με σκοπό την ανάλυση των κινδύνων που ελλοχεύουν από τη χρόνια έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία για το προσωπικό καρδιολογικών εργαστηρίων, αλλά και την πιθανότητα εμφάνισής τους. Στην Εικόνα 3 που ακολουθεί γίνεται σύγκριση της πιθανότητας εμφάνισης διάφορων ασθενειών και παθήσεων μεταξύ τεχνολόγων, νοσηλευτικού προσωπικού και καρδιολόγων. Σε όλες τις περιπτώσεις παρατηρείται ότι οι καρδιολόγοι έχουν μεγαλύτερη πάντα πιθανότητα των επιπτώσεων σε σύγκριση με τους άλλους δύο επαγγελματίες υγείας. Στο γράφημα (Εικόνα 3) επίσης αναγράφεται η πιθανότητα εμφάνισης κάθε ασθένειας/πάθησης γενικά λόγω επίδρασης ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Συγκρίνοντας τώρα τους τεχνολόγους με τους νοσηλευτές, σε κάθε περίπτωση η πιθανότητα εμφάνισης είναι μεγαλύτερη για το νοσηλευτικό προσωπικό.



Εικόνα 3. Σύγκριση της πιθανότητας εμφάνισης διάφορων ασθενειών και παθήσεων μεταξύ τεχνολόγων, νοσηλευτικού προσωπικού και καρδιολόγων. Επίσης, αναγράφεται η πιθανότητα εκδήλωσης κάποιας ασθένειας λόγω της επίδρασης των ιοντιζουσών ακτινοβολιών [16].

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, η δόση λειτουργεί αθροιστικά. Στην Εικόνα 4, βλέπουμε το γράφημα που επίσης προέκυψε από την έρευνα των Grazia Andreassi et al [16], παρατηρούμε πως αυξάνεται η πιθανότητα εκδήλωσης των διάφορων παθήσεων και ασθενειών σε σχέση με τα χρόνια έκθεσης.



Εικόνα 4. Συσχέτιση της πιθανότητας εκδήλωσης των διάφορων παθήσεων και ασθενειών σε σχέση με τα χρόνια έκθεσης [16].

2 Επεμβατική καρδιολογία (Τεχνολογία, Παράμετροι Εικόνας, Ακτινική Επιβάρυνση)

2.1 Ακτινοσκοπικά συστήματα.

2.1.1 Τεχνολογία ακτινοσκοπικών συστημάτων.

Κατά τη διάρκεια των επεμβατικών εξετάσεων πραγματοποιείται απεικόνιση των αρτηριών και των φλεβών σε πραγματικό χρόνο, με τη βοήθεια συστημάτων ακτινοσκόπησης (C-arm) και σκιαγραφικών ουσιών που χορηγούνται με καθετηριασμό εντός του αιμοφόρου αγγείου. Η έγχυση του σκιαγραφικού γίνεται αφού προηγηθεί παρακέντηση της μηριαίας αρτηρίας (συνηθέστερα), αρτηριών των άνω άκρων, της καρωτίδας ή της ιγνυακής αρτηρίας. Προκειμένου να πραγματοποιηθεί η παράκεντηση πρέπει να γίνει αντισηψία στην περιοχή καθώς και τοπική αναισθησία. Με τη βοήθεια βελόνας ο ιατρός απόκτα πρόσβαση στην αρτηρία προκειμένου να τοποθετήσει ένα σύρμα που θα λειτουργεί ως οδηγός. Όταν το σύρμα φτάσει στην περιοχή ενδιαφέροντος, τοποθετείται διαμέσου αυτού ένας καθετήρας για την έγχυση του σκιαγραφικού και το σύρμα αφαιρείται. Η έγχυση μπορεί να πραγματοποιηθεί πολλές φορές

και σε διαφορετικά αγγεία. Κατά τη διάρκεια της έγχυσης οι εικόνες πρέπει να λαμβάνονται σε μεγάλες συχνότητες, διότι το σκιαγραφικό διαλύεται πολύ γρήγορα μέσα στην κυκλοφορία του εξεταζόμενου. Πριν τον καθετηριασμό, προωθείται ένα ειδικό αγγειακό θηκάρι (πάνω από τον οδηγό) μέσω του οποίου εξασφαλίζεται η αρτηριακή προσπέλαση, ώστε να είναι εφικτή η χορήγηση φαρμάκων αλλά και να εξυπηρετείται ο χειρισμός εργαλείων εντός της αρτηρίας. Έτσι, καθίσταται εφικτή η εσωτερική απεικόνιση αιμοφόρων αγγείων για εντοπισμό αποφράξεων ή άλλων προβλημάτων (αγγειογραφία). Εάν κριθεί απαραίτητο, μπορεί να ακολουθήσει αγγειοπλαστική, τοποθέτηση stent κ.α. [18] Η καταγραφή δεν είναι απαραίτητη κατά τη διάρκεια της παρακέντησης και της προώθησης των καθετήρων, καθώς αποτελούν στάδια προετοιμασίας του εξεταζόμενου.

Πέρα από τον ιατρό-καρδιολόγο, στην αίθουσα όπου πραγματοποιείται η διαδικασία μπορεί να βρίσκονται και επαγγελματίες άλλων ειδικοτήτων όπως νοσηλεύτες, τεχνολόγοι/μηχανικοί και σπανιότερα αναισθησιολόγοι.

Τα συστήματα που χρησιμοποιούνται στις αγγειογραφίες είναι συστήματα ακτινοσκόπησης. Η βασική δομή τέτοιων συστημάτων από κάτω προς τα πάνω είναι:

- Γεννήτρια υψηλής τάσης
- Λυχνία ακτίνων-Χ
- Σύστημα περιορισμού της δέσμης
- Φίλτρο
- Διαφράγματα βάρους
- Εξεταστική τράπεζα (ασθενής)
- Αντιδιαχυτικό διάφραγμα
- Ενισχυτής εικόνας
- Σύστημα φακών
- Βιντεοκάμερα ή CCD
- Οθόνη

Το αντιδιαχυτικό διάφραγμα, ο ενισχυτής εικόνας, το σύστημα φακών και η βιντεοκάμερα (ή CCD), συντελούν τον ανιχνευτή. [13]

Προκειμένου να παραχθούν ακτίνες-Χ από τη λυχνία του συστήματος θα πρέπει να της διοχετεύσουμε ηλεκτρικό ρεύμα για να λειτουργήσει μέσω των λεγόμενων γεννητριών υψηλής τάσης. Οι ίδιες οι γεννήτριες τροφοδοτούνται από το δίκτυο του νοσοκομείου (220V, 50Hz) και με κατάλληλους μετασχηματισμούς καταφέρνουν να αναπτύξουν τα απαιτούμενα ρεύματα και τάσεις για τη λειτουργία της λυχνίας και την παραγωγή της δέσμης (50-120kV, 5-1000mA). Η γεννήτρια αποτελείται από τρία βασικά μέρη: το κύκλωμα θέρμανσης του νήματος, το κύκλωμα υψηλής τάσης και έναν χρονοδιακόπτη. [7] Υπάρχουν τρεις τύποι γεννητριών: ο συμβατικός (σπανίως χρησιμοποιείται), η γεννήτρια σταθερής τάσης (υψηλή τάση με διακύμανση 0%) και η γεννήτρια υψηλής συχνότητας (η τάση που δίνει εξαρτάται από τη μεταβολή της συχνότητας και

τη διατομή : $V = ns \frac{dB}{dt}$. Μέσω γεννητριών τέτοιου τύπου παρέχεται η απαιτούμενη τάση από πολύ μικρότερου όγκου γεννήτρια ενώ ταυτόχρονα διαθέτει και αναστροφέα για τη μετατροπή της τάσης σε τάση υψηλής συχνότητας).

Κύκλωμα θέρμανσης του νήματος

Το κύκλωμα αυτό της γεννήτριας, αφορά τη θερμοϊονική εκπομπή, δηλαδή το ρεύμα των ηλεκτρονίων μέσα στη λυχνία (μερικά A) που απαιτείται για να γίνει η παραγωγή των ακτίνων-X και το οποίο παράγεται με θέρμανση του νήματος.

Το κύκλωμα θέρμανσης περιλαμβάνει:

- Μεταβλητή αντίσταση
- Μετασχηματιστή υποβιβασμού τάσης
- Θερμαινόμενο νήμα βολφραμίου

Η μεταβλητή αντίσταση ρυθμίζει το ρεύμα που διαρρέει το πρωτεύον πηνίο του μετασχηματιστή και κατ' επέκταση και του δευτερεύοντος οπότε και το ρεύμα του νήματος.

Κύκλωμα υψηλής τάσης

Τα δύο βασικότερα μέρη αυτού του κυκλώματος είναι δύο μετασχηματιστές. Έναν αυτομετασχηματιστή και έναν μετασχηματιστή ανύψωσης τάσης. Με τον μετασχηματιστή ανύψωσης τάσης επιτυγχάνεται πάρα πολύ μεγάλη διαφορά δυναμικού επιταχύνοντας σημαντικά τα ηλεκτρόνια. Ωστόσο, το μέγεθος της διαφοράς δυναμικού και άρα η επιτάχυνση των ηλεκτρονίων μπορεί να αλλάζει για κάθε τύπο εξέτασης μέσω ενός κατάλληλου επιλογέα που τοποθετείται στην έξοδο του αυτομετασχηματιστή.

Χρονοδιακόπτης

Καθορίζει τη χρονική διάρκεια της ακτινοβολήσης. [19]

Η **λυχνία των ακτίνων-X** διακρίνεται από δύο περιβλήματα, το εσωτερικό και το εξωτερικό. Το εσωτερικό περίβλημα είναι ένα υάλινο αερόκενο κυλινδρικό δοχείο (σωλήνας ακτίνων-X) χαμηλής πίεσης μέσα στο οποίο πραγματοποιείται ροή λαδιού για αποφυγή της υπερθέρμανσης, δηλαδή λειτουργεί σαν σύστημα ψύξης, ενώ ταυτόχρονα προσφέρει και ηλεκτρική μόνωση. Το εξωτερικό περίβλημα είναι από στοιχεία υψηλού ατομικού αριθμού για λόγους ακτινοπροστασίας. Οι ακτίνες-X που παράγονται δεν είναι μίας ενέργειας (συνεχές φάσμα ενεργειών), επομένως θα παραχθούν και φωτόνια χαμηλών ενεργειών τα οποία δεν είναι επιθυμητά διότι δεν είναι ικανά να φτάσουν στον ανιχνευτή και να μεταφέρουν την πληροφορία στην εικόνα, αλλά θα επιβαρύνουν με δόση. Μερικά από αυτά είναι τόσο χαμηλής ενέργειας που θα εξασθενήσουν σημαντικά μόνο από το γυαλί της λυχνίας, ενώ άλλα θα τα περιορίσει το εξωτερικό περίβλημα.

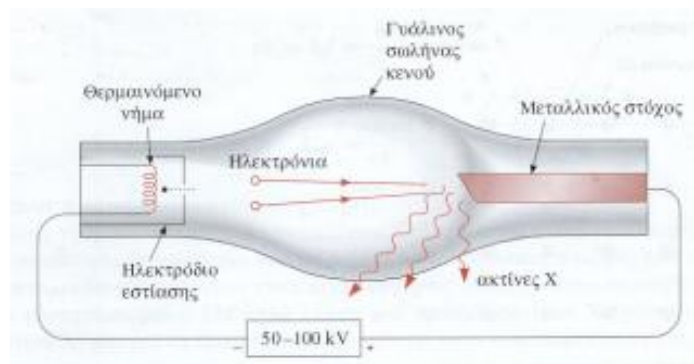
Το εσωτερικό περίβλημα διαθέτει: **πηγή ηλεκτρονίων** (το νήμα), **κοιλότητα εστίασης**, **μεταλλικός στόχος (άνοδος)**.

Κοιλότητα εστίασης: πρόκειται για εσοχή νικελίου μέσα στην οποία τοποθετείται το νήμα. Η κοιλότητα εστίασης βρίσκεται σε κατάλληλο ηλεκτρικό δυναμικό (ίδιο με αυτό του νήματος) ώστε να μπορεί να κατευθύνει τη δέσμη προς τον στόχο. Ταυτόχρονα με την εστίαση της δέσμης, η κοιλότητα εστίασης επίσης λεπταίνει τη δέσμη.

Το νήμα μαζί με την κοιλότητα εστίασης συνιστούν την **κάθοδο**.

Η άνοδος είναι από στοιχείο υψηλού ατομικού αριθμού για αποδοτική παραγωγή των ακτίνων-Χ. Συνήθως χρησιμοποιείται κράμα βολφραμίου, διότι το βολφράμιο έχει ατομικό αριθμό ίσο με 74. Επιπλέον, το υλικό της ανόδου πρέπει να έχει υψηλό σημείο τήξης και καλή μηχανική αντοχή για τις υψηλές θερμοκρασίες ώστε να μην καταστρέφεται.

Η άνοδος είναι ένας μεταλλικός στόχος σε υψηλό δυναμικό (δεκάδες kVp) υπό κλίση μερικών μοιρών, πάνω στον οποίο θα πέσει η ηλεκτρονιακή δέσμη. Η άνοδος μπορεί να είναι σταθερή ή να περιστρέφεται (για αποφυγή υπερθέρμανσης). [20]

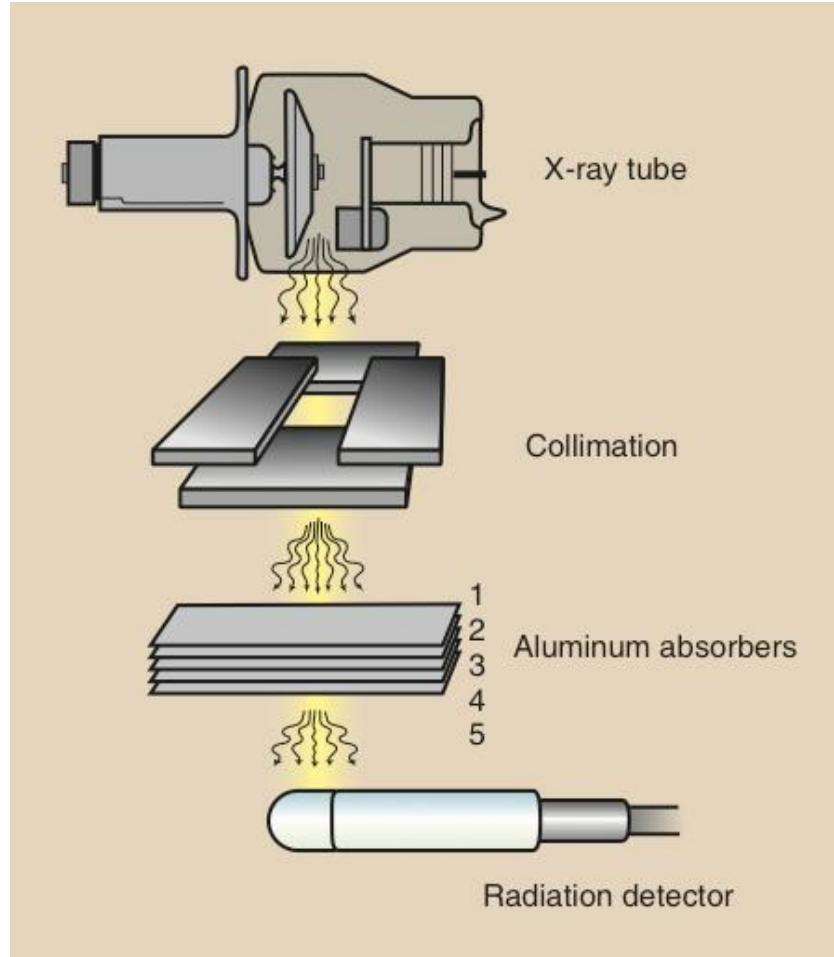


Σχήμα 1. Λυχνία ακτίνων-Χ [21].

Το **σύστημα περιορισμού της δέσμης** αφορά τους ασκούς μεταβαλλόμενου όγκου. Οι ασκοί μεταβαλλόμενοι όγκου βρίσκονται στο εσωτερικό περίβλημα και έχουν τη δυνατότητα να διογκώνονται, με την υπέρβαση συγκεκριμένου ορίου θερμοκρασίας, ενεργοποιώντας έναν μικροδιακόπτη προκειμένου να διακοπεί η τροφοδοσία (διακοπή λόγω υπερθέρμανσης).

Όπως προαναφέρθηκε, κατά την παραγωγή της δέσμης παράγεται και μια ποσότητα φωτονίων χαμηλών ενεργειών τα οποία δεν είναι επιθυμητά. Τα φωτόνια που κατάφεραν να ξεπεράσουν το υάλινο περίβλημα αλλά και το εξωτερικό περίβλημα (εσωτερικό φιλτράρισμα) και είναι χαμηλών ενεργειών θα “κοπούν” με τη βοήθεια των φίλτρων (εξωτερικό φιλτράρισμα). Τα **φίλτρα** (ή ηθμοί) είναι συνήθως πλακίδια από κατάλληλα υλικά (π.χ Al,Cu) στο απαιτούμενο πάχος και τοποθετούνται ακριβώς στο σημείο εκείνο απ’ όπου εξέρχεται η δέσμη. Αυτό που

προσπαθούμε να επιτύχουμε με το φιλτράρισμα, πέραν της μείωσης της περίσσειας δόσης, είναι η σκλήρυνση της δέσμης. Με τον όρο σκλήρυνση της δέσμης εννοούμε την αύξηση της διεισδυτικότητάς της και αυτό επιτυγχάνεται με μετατόπιση του φάσματος προς τα δεξιά, δηλαδή προς τις υψηλές ενέργειες.[10][19]



Σχήμα 2. Η δέσμη ακτίνων-X παράγεται από τη λυχνία, έπειτα περνά μέσα από το collimator όπου θα καθοριστούν οι διαστάσεις του πεδίου, φιλτράρεται και στη συνέχεια μερικά από τα φωτόνια καταφέρνουν να διαπεράσουν το σώμα του ασθενούς και κατευθύνονται στον ανιχνευτή, ενώ άλλα σκεδάζονται [22].

Τα **διαφράγματα βάθους** καθορίζουν τις διαστάσεις του πεδίου ή της περιοχής που πρόκειται να ακτινοβοληθεί. Αποτελείται από ένα σύστημα μολύβδινων πλακών (δύο ζεύγη πλακών), υψηλού ατομικού αριθμού, που τοποθετείται στο άνοιγμα της κεφαλής της λυχνίας. Οι πλάκες κάθε ζεύγους είναι ικανές να μετατοπίζονται παράλληλα επιτυγχάνοντας είτε μεγέθυνση είτε σμίκρυνση του πεδίου. Στα σύγχρονα ακτινολογικά μηχανήματα, τα διαφράγματα είναι αυτόματα. Τέλος, προκειμένου να μη δημιουργείται το φαινόμενο της παρασκιάς, το σύστημα πρέπει να περιλαμβάνει περισσότερες σειρές από τέτοιες πλάκες.

Το **αντιδιαχυτικό διάφραγμα** είναι ένα σύστημα αντισκέδασης. Η διάταξή του αποτελείται από ένα σύστημα λεπτών μολύβδινων λωρίδων μεταξύ των οποίων παρεμβάλλονται ίνες πλαστικού

ή αλουμίνιου. Όλη η διάταξη καλύπτεται από κάλυμα ανθρακικών ινών. Πρέπει να δίνεται ιδιαίτερη προσοχή στην τοποθέτηση και εστίαση του αντιδιαχυτικού διαφράγματος, διότι εάν δεν είναι καλά εστιασμένο τότε θα δημιουργείται κλίση ως προς το οριζόντιο επίπεδο και η εστιακή γραμμή με την εστία της λυχνίας δε θα συμπίπτουν. Αυτό θα έχει ως αποτέλεσμα την υποβάθμιση της εικόνας.[7]

Ένας άλλος τρόπος εξάλειψης της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας είναι η τεχνική χάσματος αέρος. Αυξάνοντας την απόσταση ασθενή και ανιχνευτή, μέρος της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας θα κατευθυνθεί προς διάφορες διευθύνσεις στο χώρο, λόγω του κενού που δημιουργείται από την αύξηση της απόστασης, με αποτέλεσμα να μην πέσουν πάνω στον ανιχνευτή και άρα να μην επηρεάσουν την εικόνα.

Οι **ανιχνευτές** είναι φθορίζοντα υλικά που εκπέμπουν σπινθηρισμούς όταν τα μόριά τους ιονισθούν ή διεγερθούν (φαινόμενο φωταύγειας). Οι ανιχνευτές μπορεί να είναι έμμεσοι ή άμεσοι. Στους έμμεσους ανιχνευτές έχουμε μετατροπή των ακτίνων-Χ αρχικά σε φωτόνια (φως) και έπειτα σε ηλεκτρικό σήμα, ενώ στους άμεσους οι ακτίνες-Χ μετατρέπονται σε ηλεκτρικό σήμα. Οι τελευταίοι χρησιμοποιούνται σε ψηφιακά συστήματα. Στους έμμεσους ανιχνευτές ανήκουν οι ενισχυτές εικόνας, οι φθορίζουσες οθόνες συζευγμένες με CCD καθώς και οι επίπεδοι ανιχνευτές ενεργού μήτρας (AMFPI). Ένα παράδειγμα άμεσου ανιχνευτή είναι οι ανιχνευτές AMFPI αμόρφου σεληνίου.[18]

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, οι ανιχνευτές αποτελούνται από τον ενισχυτή εικόνας, το σύστημα φακών και τη βιντεοκάμερα ή CCD.

Ο **ενισχυτής εικόνας** στα συστήματα ακτινοσκόπησης διαφέρει από τα απλά ακτινοδιαγνωστικά καθώς μέσω κατάλληλων ηλεκτρονικών μετατρέπει τις ακτίνες-Χ σε εικόνα πραγματικού χρόνου.

Οι βασικές λειτουργίες του ενισχυτή εικόνας είναι η μετατροπή των ακτίνων-Χ σε ορατό φως αλλά και η ενίσχυση αυτού του φωτός στην έξοδό του. Μέσω της ενίσχυσης της φωτεινότητας, επιτυγχάνεται η λήψη εικόνων με όσο το δυνατόν χαμηλότερη δόση.

Αποτελείται από ένα υάλινο αερόκενο περίβλημα το εσωτερικό του οποίου περιλαμβάνει:

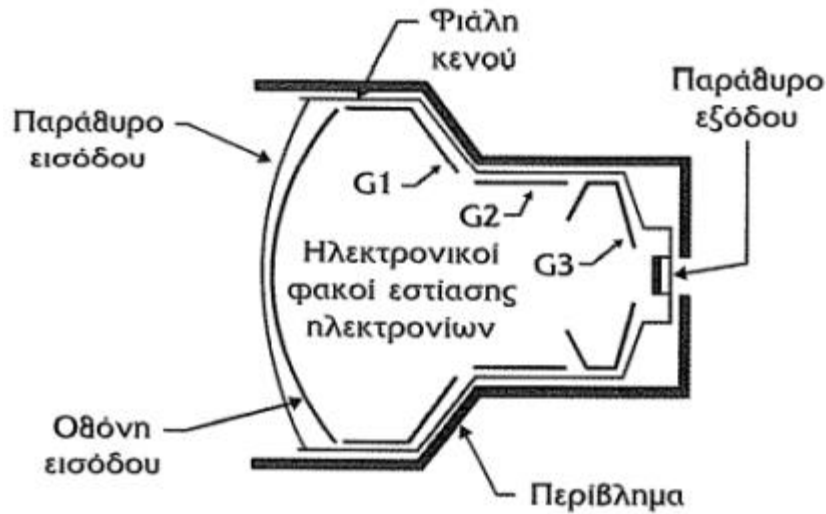
- Το παράθυρο εισόδου (συνήθως αλουμίνιο)
- Την οθόνη εισόδου στην οποία γίνεται η μετατροπή των ακτίνων-Χ σε ηλεκτρόνια και η οποία βρίσκεται σε επαφή μέσω ενός λεπτού στρώματος σπινθηριστών με τη φωτοκάθοδο.
- Τη φωτοκάθοδο
- Ένα σύστημα ηλεκτροστατικών φακών μέσω του οποίου εστιάζονται και επιταχύνονται τα ηλεκτρόνια.
- Την άνοδο στην οποία καταλήγουν τα ηλεκτρόνια.
- Την οθόνη εξόδου η οποία μετατρέπει τα προσπίπτοντα ηλεκτρόνια σε φως και μέσω αυτής σχηματίζεται η τελική εικόνα.

- Το παράθυρο εξόδου [18],[23]

Η οθόνη εισόδου αποτελείται από τέσσερα επίπεδα. Το πρώτο επίπεδο, προσφέρει προστασία από εξωτερικές καταπονήσεις, το δεύτερο μηχανική στήριξη στα δύο τελευταία το τρίτο είναι το στρώμα φωσφόρου και το τέταρτο η φωτοκάθοδος. Ο φωσφορος συνήθως είναι από Ιωδιούχο Καίσιο (CsI) σε μορφή κρυστάλλων. Το πάχος του είναι το βέλτιστο ώστε να παρέχει καλή απορρόφηση και υψηλή διακριτική ικανότητα. Για τη μετατροπή των ακτίνων-Χ σε ορατό φως γίνεται χρήση του φαινομένου φθορισμού. Η φωτοκάθοδος είναι ένα λεπτό στρώμα Αντιμονίου και αλκαλικών μετάλλων που εκπέμπει ηλεκτρόνια όταν στην επιφάνειά της προσπέσει φως.[24]

Οι ακτίνες-Χ που εισέρχονται στη διάταξη του ενισχυτή μετατρέπονται αρχικά σε φως κι έπειτα σε ηλεκτρικό σήμα μέσω φωτοπολλαπλασιαστών. Ο φωτοπολλαπλασιαστής είναι ένας υάλινος σωλήνας που βρίσκεται σε συνθήκες υψηλού κενού. Το προς μέτρηση φως προσπίπτει σε μια από τις επίπεδες επιφάνειες του σωλήνα (και το ηλεκτρικό σήμα εξέρχεται μέσω ηλεκτροδίου στο άλλο άκρο), θα συναντήσει τη φωτοκάθοδο και μέσω φωτοηλεκτρικού φαινομένου θα παραχθούν ηλεκτρόνια. Τα παραγόμενα ηλεκτρόνια εστιάζονται και επιταχύνονται προς μια μεταλλική επιφάνεια (1η δύνοδο) η οποία βρίσκεται σε θετικό δυναμικό ως προς τη φωτοκάθοδο. Η δύνodos είναι στρωμένη με τέτοιο υλικό, τέτοιο ώστε για κάθε προσπίπτον ηλεκτρόνιο σε αυτήν, να αποβάλλονται περισσότερα από ένα ηλεκτρόνια επιτυγχάνοντας τον φωτοπολλαπλασιασμό των ηλεκτρονίων. Τα ηλεκτρόνια αυτά που αποβάλλονται ονομάζονται δευτερογενή. Τα δευτερογενή ηλεκτρόνια επιταχύνονται από το ηλεκτρικό πεδίο και κατευθύνονται προς τη δεύτερη δύνοδο επαναλαμβάνοντας τη διαδικασία πολλές φορές έως ότου να παραχθεί ένας πολύ μεγάλος αριθμός ηλεκτρονίων που θα καθιστά ανιχνεύσιμο το ηλεκτρικό σήμα στην έξοδο του φωτοπολλαπλασιαστή.

Τα ηλεκτρόνια έπειτα περνούν στην άνοδο. Η άνοδος είναι πολύ λεπτή της τάξεως των 0.2μm οπότε εύκολα τη διαπερνούν καταλήγοντας στην έξοδο του ενισχυτή. Η οθόνη εξόδου είναι επίσης πολύ λεπτή (4μm-8μm) και συνήθως κατασκευάζεται από Θειούχο Κάδμιο - Ψευδάργυρο με προσμίξεις Αργύρου (ZnCdS: Ag). Στην έξοδο τα ηλεκτρόνια μετατρέπονται σε φωτεινή κηλίδα. Η έξοδος είναι ηλεκτρικά αγώγιμη οπότε τα ηλεκτρόνια εναποθέτουν την ενέργειά τους και απομακρύνονται.[24]



Σχήμα 3. Ενισχυτής εικόνας [23].

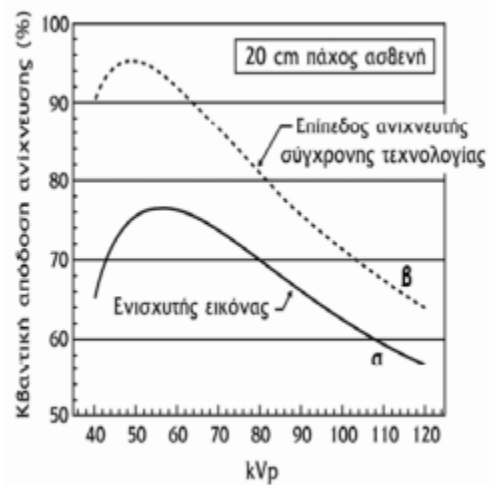
Οι ενισχυτές εικόνας έχουν τη δυνατότητα μεγέθυνσης του πεδίου. Η χρήση της μεγέθυνσης θα πρέπει να γίνεται μόνο κατ' εξαίρεση ενώ συνίσταται η επιλογή όσο το δυνατόν μεγαλύτερου πεδίου για λόγους ακτινοπροστασίας. Με την αύξηση της μεγέθυνσης μειώνεται το εμβαδό της οθόνης εισόδου με αποτέλεσμα την αύξηση της δόσης.[24]

Στα ψηφιακά συστήματα ακτινοσκόπησης ο ενισχυτής εικόνας καθώς και η οπτική διάταξη έχουν αντικατασταθεί από έναν επίπεδο ανιχνευτή (flat panel). Οι επίπεδοι ανιχνευτές αποτελούνται από ένα λεπτό στρώμα κρυσταλλοτριόδων (TFT) με pixels όπου σε κάθε pixel αντιστοιχεί και μια φωτοδίοδος. Στη διάταξη ενσωματώνεται σπινθηριστής προκειμένου να υπάρχει ευαισθησία και στην ακτινοβολία Χ διότι οι διατάξεις των TFT είναι ευαίσθητες μόνο στο φως. [24] Με τους ανιχνευτές flat panel έχουμε απουσία παραμορφώσεων στην εικόνα διότι δεν διαθέτουν σύστημα εστίασης εφόσον η ανίχνευση της ακτινοβολίας αλλά και η ανάγνωσή της, γίνονται στο ίδιο επίπεδο. Οι επίπεδοι ανιχνευτές έχουν μεγαλύτερο μέγεθος αλλά μικρότερο όγκο σε σχέση με τους ενισχυτές εικόνας και είναι αποδοτικότεροι όσον αφορά την ανίχνευση της ακτινοβολίας. Μοναδικό τους μειονέκτημα είναι το γεγονός ότι σε υψηλούς ρυθμούς δόσης παρουσιάζουν θόρυβο.[13]



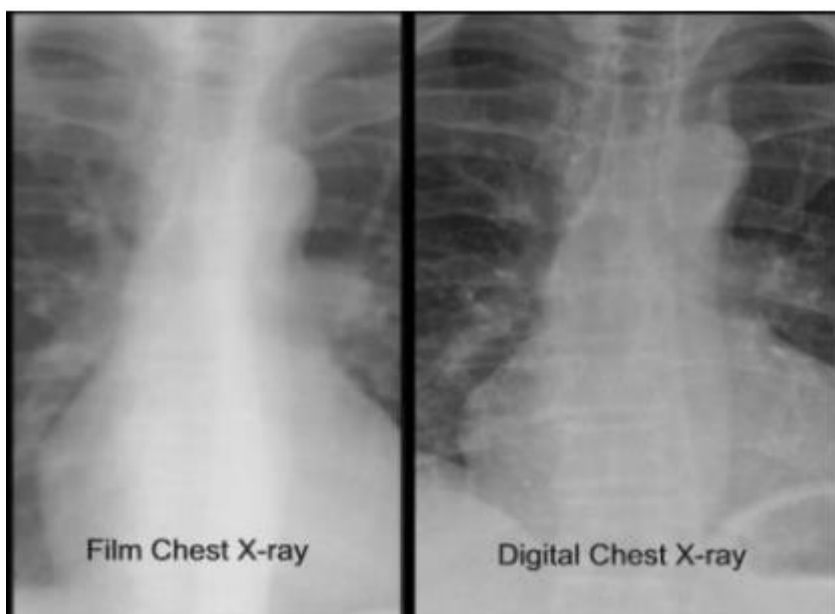
Εικόνα 5**. Flat panel.

Στην Εικόνα 5 απεικονίζεται ένας ασύρματος επίπεδος ανιχνευτής (flat panel).



Εικόνα 5. Σύγκριση της απόδοσης του ενισχυτή εικόνας (Καμπύλη α) με τον flat panel (Καμπύλη β), κατά την απεικόνιση ενός μέσου ασθενούς, σε πάχος 20cm [23].

Στην Εικόνα 5, γίνεται σύγκριση της απόδοσης του ενισχυτή εικόνας (Καμπύλη α) με τον flat panel (Καμπύλη β) κατά την απεικόνιση ενός μέσου ασθενή σε πάχος 20cm. Οι καμπύλες περιγράφουν το ποσοστό των φωτονίων που ανιχνεύονται προς τα kVp. Παρατηρούμε ότι και στις δύο περιπτώσεις τα kVp στα οποία πραγματοποιείται η μέγιστη ανίχνευση είναι τα ίδια, όμως με τη χρήση του flat panel το ποσοστό ανίχνευσης είναι σημαντικά μεγαλύτερο, γι'αυτό και με τους επίπεδους ανιχνευτές λαμβάνουμε εικόνες καλύτερης ποιότητας, γιατί τα φωτόνια που ανιχνεύονται (=φορείς πληροφορίας) είναι περισσότερα για την ίδια τάση.



Εικόνα 6. Στα αριστερά απεικόνιση με φιλμ και δεξιά με ψηφιακό ανιχνευτή [23].

Αριστερά στην Εικόνα 6 είναι μια ακτινογραφία θώρακος με φιλμ και δεξιά με ψηφιακό ανιχνευτή. Παρατηρούμε, σημαντική βελτίωση στην ποιότητα της εικόνας με τη χρήση των ψηφιακών ανιχνευτών.

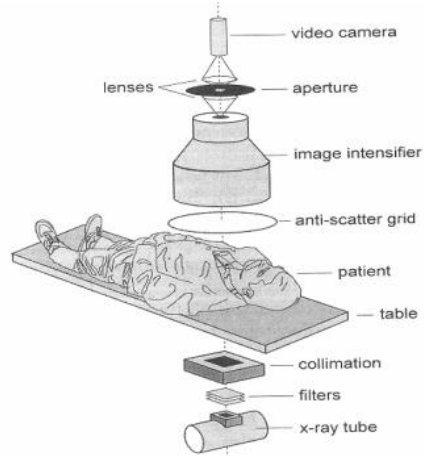
Ωστόσο, σε συστήματα C-arm ο ενισχυτής εικόνας επικρατεί έως σήμερα έναντι του flat panel.

Σύστημα αυτομάτου ελέγχου έκθεσης (AEC)

Τα συστήματα αυτομάτου ελέγχου προσφέρουν αυτόματη ρύθμιση διαφόρων παραμέτρων ακτινοβολήσης. Στα συστήματα ακτινοσκόπησης, μέσω των συστημάτων αυτών ελέγχεται ο ρυθμός δόσης εισόδου στον ανιχνευτή. Με αυτόν τον τρόπο, εξασφαλίζονται χαμηλά επίπεδα θορύβου ενώ ταυτόχρονα αποτρέπονται διακυμάνσεις στη φωτεινότητα που θα μπορούσαν να υποβαθμίσουν την ποιότητα της εικόνας. Επιπλέον, το AEC μπορεί να ρυθμίζει τη διάρκεια των παλμών σε περιπτώσεις παλμικής ακτινοσκόπησης, τη χρήση πρόσθετου φίλτρου και το μέγεθος του πεδίου.[13] Το σύστημα αυτομάτου ελέγχου έκθεσης ανήκει στη γεννήτρια του συστήματος.



Εικόνα 7. Αίθουσα επεμβατικής καρδιολογίας [25].

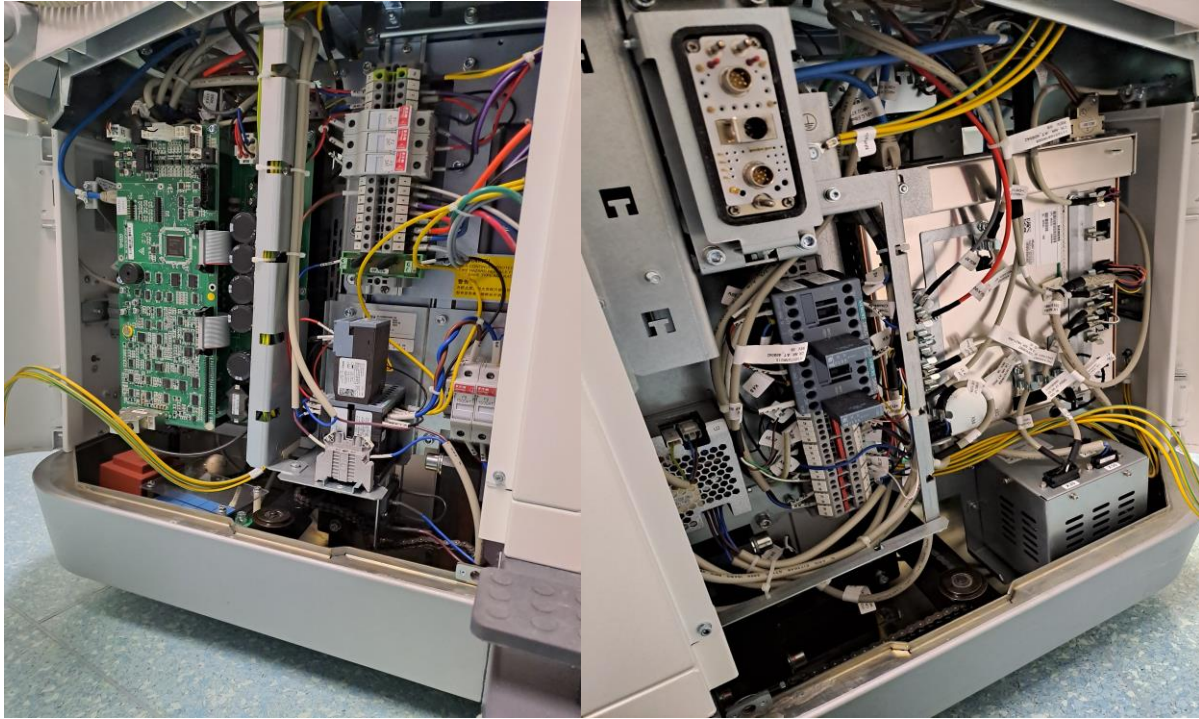


Σχήμα 4. Σχηματική αναπαράσταση ακτινοσκοπικού [23].

Κατά κανόνα, για λόγους ακτινοπροστασίας, η λυχνία πρέπει να βρίσκεται κάτω από την εξεταστική τράπεζα. Αν και ο βραχίονας έχει τη δυνατότητα να περιστρέφεται όταν είναι απαραίτητο κατά την κλινική πράξη, η τοποθέτηση της λυχνίας στο κάτω μέρος θεωρείται ασφαλέστερη καθώς με αυτόν τον τρόπο, η διαρρέουσα ακτινοβολία που δέχεται το προσωπικό επιβαρύνει κυρίως με δόση τα πόδια. Τα άκρα χαρακτηρίζονται από ακτινο-αντοχή ειδικότερα σε σχέση με το κεφάλι το οποίο θα επιβαρυνόταν εάν η λυχνία βρισκόταν στο πάνω μέρος.

Φορητό C-arm

Ένα φορητό C-arm σύστημα χρησιμοποιείται για διάφορες εξετάσεις όπως ουρολογία, αγγειογραφία και άλλες εξετάσεις, συνήθως σε ασθενείς που είναι αδύνατο να μετακινηθούν. Οι ασθενείς αυτοί μπορεί να είναι στη ΜΕΘ, να βρίσκονται στο χειρουργείο κ.α. Τα συστήματα αυτά συνήθως έχουν περιορισμένες δυνατότητες, μπορούν να δώσουν χαμηλότερα στοιχεία (kV, mAs κλπ) σε σχέση με έναν αγγειογράφο για παράδειγμα. Τροφοδοτούνται μέσω καλωδίου από το δίκτυο του νοσοκομείου και στη γεννήτρια το ρεύμα του δικτύου μετασχηματίζεται παρέχοντας πολύ υψηλότερες τάσεις. Η γεννήτρια σε ένα φορητό C-arm βρίσκεται εντός του συστήματος.



Εικόνα 8Α**. Γεννήτρια φορητού C-arm.

Εικόνα 8Β**. Γεννήτρια φορητού C-arm.

Από τη γεννήτρια η μετασχηματισμένη τάση περνά στη λυχνία του συστήματος, η οποία βρίσκεται στο κάτω μέρος, γίνεται η παραγωγή των ακτίνων-Χ και ανιχνεύονται από έναν ενισχυτή εικόνας.



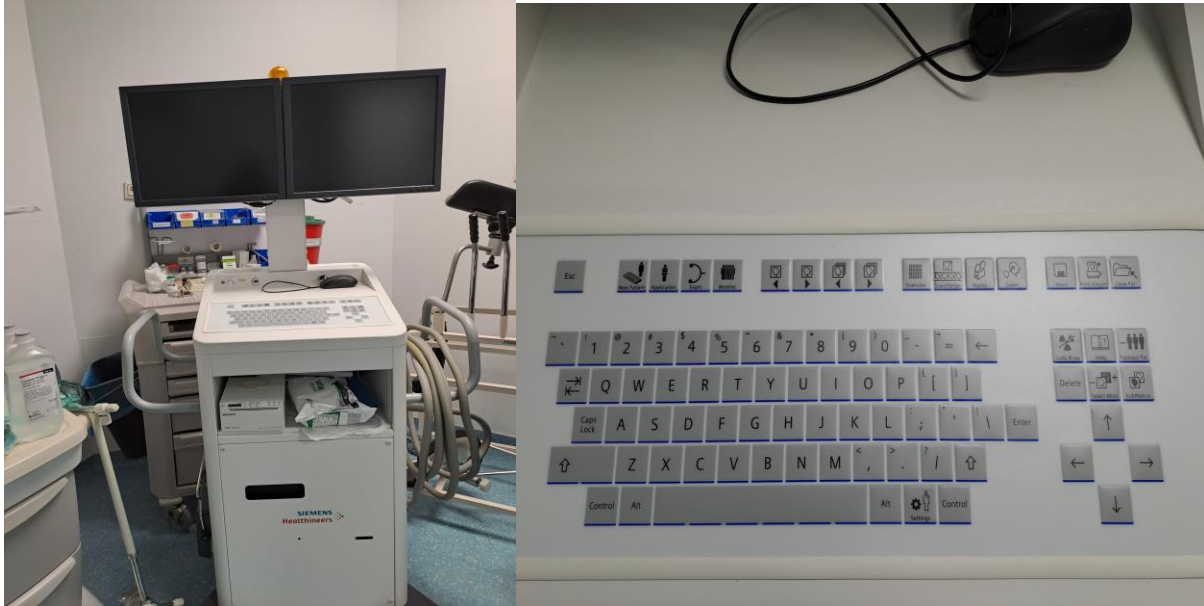
Εικόνα 9 **. Φορητό C-arm.

Το χειριστήριο του συστήματος βρίσκεται πάνω στο C-arm ώστε ο τεχνολόγος να μπορεί να ορίσει τα στοιχεία του συστήματος με τα οποία θα γίνει η εξέταση. Αρχικά, μέσω των πλήκτρων “Application” επιλέγει το είδος της εξέτασης και μετά βάσει συγκεκριμένων πρωτοκόλλων επιλέγει τα στοιχεία.



Εικόνα 10**. Χειριστήριο φορητού C-arm.

Η εικόνα προβάλλεται σε ένα σύστημα με δύο οθόνες, που έχει το δικό του χειριστήριο μέσω του οποίου αποθηκεύει τις εικόνες εισάγοντας τα στοιχεία του ασθενούς και επεξεργάζεται την εικόνα.



Εικόνα 11**. Σύστημα προβολής εικόνας σε φορητό Εικόνα 12**. Πληκτρολόγιο των οθονών.

C-arm.

2.1.2 Ψηφιακή Αφαιρετική Αγγειογραφία (DSA).

Η DSA είναι μια ακτινοσκοπική τεχνική με τη χρήση της οποίας επιτυγχάνεται σαφή απεικόνιση των αγγείων σε περιβάλλον οστών και πυκνών μαλακών ιστών και πραγματοποιείται έπειτα από έγχυση ιωδιούχων σκιαγραφικών ουσιών. Είναι ιδιαίτερα διαδεδομένη για τη μελέτη των αγγείων του εγκεφάλου, της καρωτίδας, της καρδιάς αλλά και για την εκτίμηση ασθενών που πάσχουν από νόσους της στεφανιαίας αρτηρίας καθώς και για μερικές μεταμοσχεύσεις οργάνων.

Αρχή λειτουργίας DSA

Πραγματοποιείται μια λήψη πριν την έγχυση του σκιαγραφικού και μια μετά. Ακολουθεί η ψηφιακή αφαίρεση της πρώτης από τη δεύτερη. Οι εικόνες διαφέρουν στις τιμές των ριchel των αιμοφόρων αγγείων λόγω της χορήγησης του σκιαγραφικού ενώ τα ριchel των οστών και των μαλακών ιστών έχουν ίδια τιμή.

Η τεχνική DSA σήμερα έχει αρχίσει να αντικαθίσταται από συστήματα αξονικής αγγειογραφίας (CTA) διότι είναι μια λιγότερο επεμβατική διαδικασία και επιπλέον παράγονται τρισδιάστατες εικόνες. Με τη CTA μπορούν να απεικονιστούν αγγεία των πνευμόνων, του εγκεφάλου, των νεφρών και της λεκάνης ενώ σπανιότερα μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για τις στεφανιαίες αρτηρίες.[24]

2.2 Καταγραφή και παράμετροι εικόνας.

Κατά τη διάρκεια μιας ακτινοσκόπησης βλέπουμε την εικόνα σε πραγματικό χρόνο. Η εικόνα που παίρνουμε θυμίζει βίντεο, αλλά στην πραγματικότητα αυτό που συμβαίνει είναι η προβολή πολλών διαδοχικών εικόνων. Ο ρυθμός (frames) με τον οποίο λαμβάνονται αυτές οι εικόνες καθορίζεται από τον χειριστή. Αυξάνοντας τον ρυθμό της δόσης βελτιώνεται αισθητά η ποιότητα της εικόνας, μειώνεται ο θόρυβος αλλά αυξάνεται η προσλαμβάνουσα δόση. Λόγω της αυξημένης δόσης, ο χειριστής θα επιλέξει υψηλό ρυθμό δόσης μόνο όταν κριθεί απαραίτητο. Στην περίπτωση αυτή, λέμε ότι έχουμε καταγραφή cine. Η προσλαμβάνουσα δόση κατά την cine καταγραφή είναι περίπου 10 φορές μεγαλύτερη από την αντίστοιχη δόση που λαμβάνεται κατά την τυπική ακτινοσκόπηση (fluoro).[13]

Η ακτινοσκόπηση μπορεί να είναι **συνεχής** ή **παλμική**. Κατά τη συνεχή ακτινοσκόπηση, η δέσμη παράγεται με συνεχή τρόπο, η ένταση στη λυχνία είναι 0.5mA-4mA (εξαρτάται από το πάχος του εξεταζόμενου) και με ρυθμό 30 ανά δευτερόλεπτο. Στην παλμική λειτουργία, παράγεται μια σειρά σύντομων παλμών αντί για συνεχή παραγωγή, γεγονός που βελτιώνει το λόγο ποιότητας εικόνας προς την απορροφούμενη δόση μειώνοντας έτσι των ρυθμό λήψης και άρα τη δόση στον εξεταζόμενο.[24]

Με τον όρο ποιότητα εικόνας αναφερόμαστε σε τρεις βασικές παραμέτρους: την αντίθεση, την ασάφεια και το θόρυβο.

Η αντίθεση είναι η διαφοροποίηση στην οπτική πυκνότητα μεταξύ δύο γειτονικών περιοχών (αντικείμενο εξέτασης-background) και εξαρτάται από:

- Το πάχος και τους συντελεστές εξασθένησης και κατ'επέκταση από την ενέργεια της προσπίπτουσας ακτινοβολίας, την πυκνότητα του υλικού και τον ατομικό του αριθμό. Με ελάττωση του συντελεστή εξασθένησης μειώνεται η αντίθεση της εικόνας.
- Την τάση. Με χαμηλά kV επιτυγχάνεται υψηλή αντίθεση, ενώ αυξάνοντας τα kV αυξάνονται οι αποχρώσεις του γκρι που μπορεί να διακρίνει το ανθρώπινο μάτι με αποτέλεσμα να είναι δυνατή η απεικόνιση περισσότερων τύπων ιστών.[7]
- Το μέγεθος του πεδίου καθώς όσο μικρότερο είναι, τόσο μειώνεται η σκεδαζόμενη ακτινοβολία και επιτυγχάνεται καλύτερη αντίθεση.[13]

Η αντίθεση ορίζεται από τον τύπο: $C = \frac{d1-d2}{do}$, όπου d1 και d2 είναι οι οστικές πυκνότητες για κάθε περιοχή και do είναι η οστική πυκνότητα που αντιστοιχεί σε ακτινοβολία έντασης Io.

Η ασάφεια (ή οξύτητα) εκφράζει την αδυναμία του συστήματος να απεικονίσει τα όρια μεταξύ των ανατομικών περιοχών. Οι παράγοντες που μπορεί να προκαλέσουν ασάφεια στην εικόνα είναι το μέγεθος της εστίας και η κίνηση του ασθενούς ή του αντιδιαχυτικού. Η μεγάλη εστία προκαλεί το λεγόμενο φαινόμενο παρασκιάς (Penumbra) ενώ η μικρή εστία περιορίζει αυτό το φαινόμενο. Πρακτικά αυτό που συμβαίνει είναι η δημιουργία σκίασης στα όρια του πεδίου ακτινοβολίας, η οποία προκαλεί την ασάφεια. Προσεγγιστικά, η ασάφεια μπορεί να υπολογιστεί από τον τύπο: $Uo = \sqrt{(U1^2 + U2^2 + U3^2 + \dots)}$, όπου Uo είναι η ολική ασάφεια και U1, U2, U3 κλπ τα επιμέρους είδη ασάφειας.[7]

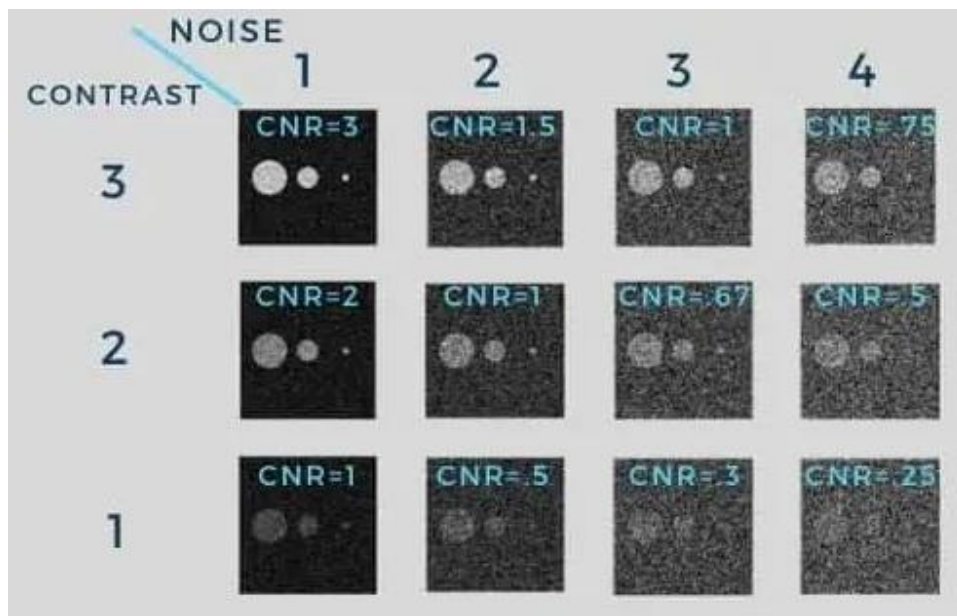
Ο θόρυβος αποτελεί βασική συνιστώσα για την ποιότητα μιας εικόνας. Διακρίνονται τρεις τύποι θορύβου: ο ανατομικός, ο ακτινογραφικός και ο κβαντικός.

Στην περίπτωση του ανατομικού θορύβου έχουμε παρεμβολή ανατομικών δομών στην πορεία της δέσμης, δημιουργώντας το φαινόμενο της συμπροβολής. Ο θόρυβος αυτός είναι δυνατόν να εξαλειφθεί με διάφορες τεχνικές όπως για παράδειγμα η σωστή επιλογή των kVp και των mAs, η αφαιρετική τεχνική με φίλτρα κ.α.

Ο ακτινογραφικός θόρυβος οφείλεται στο ίδιο το σύστημα και είναι στατιστικός. Με τον ακτινογραφικό θόρυβο δυσχαιρένεται η απεικόνιση λεπτομερειών χαμηλής αντίθεσης. Υποκατηγορία του ανατομικού θορύβου είναι ο κβαντικός θόρυβος και εκφράζει την αριθμητική ανεπάρκεια και την ανομοιόμορφη κατανομή των φωτονίων. Κύρια πηγή αυτού του θορύβου αποτελούν οι ενισχυτικές πινακίδες, οι φθορίζουσες οθόνες και η φωτοκάθοδος.[19]

Η εκτίμηση της ποιότητας της εικόνας ως προς το θόρυβο γίνεται μέσω της παραμέτρου SNR (λόγος σήματος προς θόρυβο). Μια άλλη παράμετρος η οποία εξαρτάται από το SNR είναι η παράμετρος DQE που μπορεί να πάρει τιμές από 0 έως 1. Ο παράγοντας DQE περιγράφει πως το σύστημα συμμετέχει στη δημιουργία του κβαντικού θορύβου. Γενικά, επιθυμούμε τιμές πιο κοντά στη μονάδα διότι με αύξηση του DQE αυξάνεται και το SNR, δηλαδή αυξάνεται το σήμα σε σχέση με το θόρυβο.

$$DQE = \left(\frac{SNR_{εξόδου}}{SNR_{εισόδου}} \right)^2$$



Εικόνα 13. Επιδράσεις στην εικόνα ανάλογα με το πως μεταβάλλεται το CNR [26].

Στην Εικόνα 13 παρατηρούμε τις επιδράσεις αντίθεσης και θορύβου στην εικόνα, ανάλογα με την τιμή του $CNR = \frac{contrast}{noise}$.

Η ποιότητα της εικόνας έχει απόλυτη εξάρτηση με τη δόση, καθώς μεγαλύτερη δόση σημαίνει περισσότερα φωτόνια δηλαδή περισσότεροι φορείς πληροφορίας. Το ζητούμενο λοιπόν είναι να βρεθούν οι κατάλληλες ισορροπίες μεταξύ δόσης και ποιότητας εικόνας.

2.3 Εξετάσεις επεμβατικής καρδιολογίας.

Στην ειδικότητα της επεμβατικής καρδιολογίας ανήκει μια σειρά εξετάσεων και επεμβάσεων όπως είναι η στεφανιογραφία (CA), η αγγειοπλαστική της στεφανιαίας αρτηρίας (PTCA), η κατάλυση με ραδιοσυχνότητες (RF ablations), η (αμφικουλιακή) εμφύτευση βηματοδότη (PM), η (αμφικουλιακή) εμφύτευση απινιδωτή (ICD), αγγειογραφίες (DSA) ή (CTA) και αγγειοπλαστικές (PTA) των περιφερικών αγγείων, οι εμβολισμοί και νευροεμβολισμοί, η διακαθετηριακή εμφύτευση αορτικής βαλβίδας (TAVI), η χρόνια ολική απόφραξη της στεφανιαίας αρτηρίας (CTO) και η διαδερμική αγγειοπλαστική στεφανιαίων αρτηριών (PCI).

Η διαδικασία της **στεφανιογραφίας (CA)** αναλύθηκε στην αρχή του κεφαλαίου 2.1. Είναι μια ελάχιστα επεμβατική διαδικασία κατά την οποία γίνεται η απεικόνιση των στεφανιαίων αρτηριών με χρήση σκιαγραφικού και πραγματοποιείται όταν υπάρχει ένδειξη στένωσης ή απόφραξης στις στεφανιαίες αρτηρίες. Σε πολλές περιπτώσεις, κρίνεται απαραίτητο μετά τη στεφανιογραφία να ακολουθήσει **αγγειοπλαστική (PTCA-PCI)**. Κατά την αγγειοπλαστική ο επεμβατικός καρδιολόγος τοποθετεί έναν κατάλληλο μεταλλικό νάρθηκα (stent) στην περιοχή της στένωσης.[27]

Η **κατάλυση με ραδιοσυχνότητες (RF ablations)** είναι μια διαδικασία που χρησιμοποιεί ραδιοσυχνότητες για την πρόκληση θερμότητας σε μια συγκεκριμένη περιοχή προκειμένου να καταστραφεί ένα τμήμα ιστού. Η κατάλυση με ραδιοσυχνότητες στην ηλεκτροφυσιολογία, χρησιμοποιείται όταν ο ασθενής έχει αρρυθμίες στον καρδιακό παλμό που δημιουργούνται λόγω συγκεκριμένης περιοχής και θα πραγματοποιηθεί μόνο στην περίπτωση που δεν μπορεί να ρυθμιστεί με φαρμακευτική αγωγή.[28] Η κατάλυση με ραδιοσυχνότητες θεωρείται ελάχιστα επεμβατική τεχνική.

Ο βηματοδότης και ο απινιδωτής αποτελούν συσκευές ζωτικής σημασίας για ασθενείς με καρδιακές αρρυθμίες. Ο βηματοδότης τοποθετείται συνήθως για την αντιμετώπιση της καρδιακής επιβράδυνσης προκαλώντας ηλεκτρικό ερέθισμα (μέσω ηλεκτροδίων) για τη συστολή των καρδιακών μυών. [29] Ένας απινιδωτής είναι ικανός να αποτρέψει μια θανατηφόρα καρδιακή ανωμαλία με χρήση ηλεκτρικού σοκ. Με την απινίδωση, χορηγείται ηλεκτρικό ρεύμα για την εκπόλωση του καρδιακού μυ. Οι απινιδωτές χωρίζονται σε χειροκίνητους και αυτόματους καθώς και σε εσωτερικούς και εξωτερικούς. Τόσο οι χειροκίνητοι εξωτερικοί απινιδωτές όσο και οι χειροκίνητοι εσωτερικοί απινιδωτές χρησιμοποιούνται απο επαγγελματίες υγείας. Οι εσωτερικοί συνήθως χρησιμοποιούνται κατά της διάρκεια χειρουργείων. Εξωτερικούς απινιδωτές διαθέτουν τα νοσοκομεία, τα ασθενοφόρα, τα

ελικόπτερα κ.α και πριν τη χρήση τους απαιτείται η τοποθέτηση ενός ειδικού αγωγίμου τζελ. Οι αυτόματοι απινιδωτές δε χρησιμοποιούνται απαραίτητα από επαγγελματίες υγείας, καθώς δεν απαιτούν κάποια εξειδίκευση. Με τους αυτόματους εξωτερικούς απινιδωτές ή AED μπορεί να είναι εξοπλισμένοι τόσο δημόσιοι όσο και ιδιωτικοί χώροι. Χορηγούν αυτόματα ηλεκτρικό ρεύμα σε μορφή απινίδωσης (ηλεκτροσόκ) στοχεύοντας στην αποκατάσταση του καρδιακού ρυθμού. Οι AED διαθέτουν και φωνητική καθοδήγηση για τον χειριστή. Ένας αυτόματος εσωτερικός απινιδωτής τοποθετείται χειρουργικά.[30]

Κατά την **αμφικολιακή βηματοδότηση** (αντίστοιχα και για την απινίδωση) στοχεύει στον καρδιακό επανασυγχρονισμό και με μικρές ηλεκτρικές ωθήσεις στον καρδιακό μυ συστέλλονται και η αριστερά και η δεξιά κοιλία με αποτέλεσμα η καρδιά να συστέλλεται αποτελεσματικότερα εξωθώντας περισσότερο αίμα. Έτσι με την αμφικολιακή βηματοδότηση μειώνεται τόσο η νοσηρότητα όσο και η θνησιμότητα λόγω καρδιακής ανεπάρκειας αλλά και βελτιώνεται η ποιότητα ζωής των ασθενών.

Οι αμφικολιακοί βηματοδότες διαφέρουν από τους απλούς. Διαθέτουν τρεις υποδοχείς (έναν για κάθε ηλεκτρόδιο) και για την εμφύτευση τους περνούν διαμέσο της υποκλείδιας φλέβας. Το ένα ηλεκτρόδιο εμφυτεύεται στο ωτίο του δεξιού κόλπου, το δεύτερο στην κορυφή της αριστερής κοιλίας και το τρίτο στον στεφανιαίο κόλπο.[31]

Η **αγγειογραφία (DSA)** είναι η εξέταση κατά την οποία πραγματοποιείται μελέτη όλων των αγγείων του σώματος, συνήθως των αρτηριών και σπανιότερα των φλεβών, προκειμένου να διαπιστωθεί η ύπαρξη κάποιας καρδιαγγειακής νόσου. Η διαδικασία είναι παρόμοια με αυτήν της στεφανιογραφίας και απαιτεί τοπική αναισθησία στο σημείο εισαγωγής του καθετήρα (μηριαία αρτηρία). Γίνεται χρήση ακτινοσκοπικού συστήματος και σκιαγραφικού.[32]

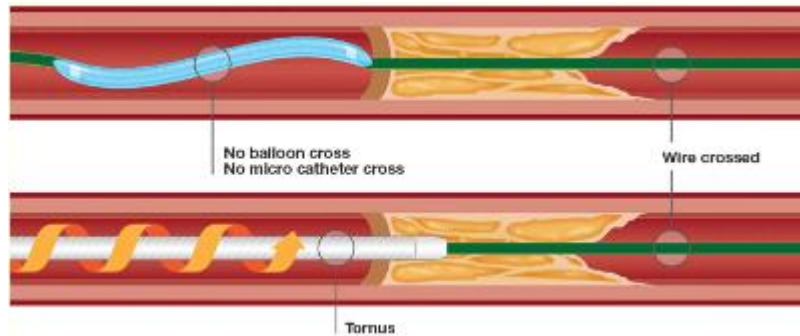
Η **αγγειογραφία** επίσης μπορεί να είναι και μη επεμβατική (**CTA**) κατά την οποία δεν χρησιμοποιείται καθετήρας και πραγματοποιείται με ειδικά απεικονιστικά συστήματα που δίνουν τρισδιάστατες εικόνες.

Ο **εμβολισμός** είναι μια επικίνδυνη για τη ζωή κατάσταση κατά την οποία εμποδίζεται η ροή του αίματος στα αγγεία λόγω συνήθως της ύπαρξης θρόμβου. Η επέμβαση στοχεύει στην θρομβόλυση, πραγματοποιείται με γενική αναισθησία και είναι μη τραυματική. Κατά τη διενέργεια της ιατρικής πράξης, γίνεται χρήση τρισδιάστατου συστήματος αγγειογραφίας για την παρακολούθηση της προσπέλασης των μικροκαθετήρων και των μικροσυρμάτων. Ο **νευροεμβολισμός** είναι ο εμβολισμός που προκαλεί αποφράξεις στα αγγεία του εγκεφάλου. [33]

Η **διακαθετηριακή εμφύτευση αορτικής βαλβίδας (TAVI)** αποτελεί σύγχρονη μέθοδο για την αποκατάσταση της στένωσης της αορτικής βαλβίδας. Η διαδικασία αφορά την εμφύτευση βιοπροσθετικής βαλβίδας (είναι παρόμοια με αυτήν της στεφανιογραφίας και της αγγειοπλαστικής) χωρίς επέμβαση ανοιχτής καρδιάς μειώνοντας κατά πολύ τον κίνδυνο επιπλοκών και θνησιμότητας κατά τη διάρκεια του χειρουργείου. Η επέμβαση πραγματοποιείται σε αιμοδυναμικό εργαστήριο ενώ στην αίθουσα παρευρίσκονται και

επαγγελματίες υγείας άλλων ειδικοτήτων όπως αναισθησιολόγοι, αγγειοχειρουργοί, νοσηλευτές και μηχανικοί βιοϊατρικής.[34]

Η **χρόνια ολική απόφραξη της στεφανιαίας αρτηρίας** είναι μία σοβαρή νόσος του καρδιαγγειακού συστήματος, με υψηλά ποσοστά θνησιμότητας, που δημιουργείται λόγω της χρόνιας απόφραξης της αρτηρίας που τροφοδοτεί τον καρδιακό μυ με αίμα, δηλαδή της στεφανιαίας αρτηρίας. Η απόφραξη μπορεί να προκληθεί είτε από τη συσσωμάτωση λίπους, χοληστερινών κλπ είτε λόγω θρόμβου. Κατά τη **CTO** ένα ειδικό σύρμα-οδηγός διαπερνά την αθηρωματική πλάκα προκειμένου να περάσει ο καθετήρας με το μπαλόνι και το stent. Η διαδικασία της CTO, απεικονίζεται στην Εικόνα 14.[35]



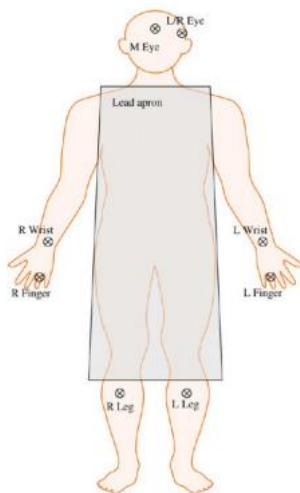
Εικόνα 14. Διαδικασία CTO [35].

2.4 Σύγκριση της προσλαμβάνουσας δόσης στο προσωπικό για διάφορες εξετάσεις επεμβατικής καρδιολογίας.

Η δόση που λαμβάνει το προσωπικό στις διάφορες εξετάσεις επεμβατικής καρδιολογίας διαφέρει διότι εξαρτάται από πολλούς παράγοντες. Η πολυπλοκότητα μιας εξέτασης αποτελεί σημαντικό παράγοντα αύξησης της προσλαμβάνουσας δόσης, καθώς αυτή επηρεάζει τη διάρκεια της ακτινοσκόπησης οπότε όσο περισσότερη η διάρκεια της έκθεσης τόσο μεγαλύτερη θα είναι τελικά και η δόση. Επιπλέον, μια πολύπλοκη εξέταση ενδεχομένως να απαιτεί εικόνες υψηλότερης ευκρίνειας (περισσότερες cine λήψεις), με αποτέλεσμα να αυξάνει η τιμή DAP. Άλλοι παράγοντες που επηρεάζουν τη δόση που λαμβάνει το προσωπικό είναι τα διαθέσιμα μέσα ακτινοπροστασίας και η απόσταση γιατρού-ασθενή (θέση εργασίας).[36]

Στην έρευνα που πραγματοποίησε η Κουκοράβα Χ. Ε. [18], στα πλαίσια της διδακτορικής διατριβής με τίτλο “Μελέτη δοσιμετρίας προσωπικού σε επεμβατικές τεχνικές με τη βοήθεια πειραματικών μετρήσεων και τεχνικών Monte Carlo”, μελετήθηκε η προσλαμβάνουσα δόση σε διάφορες επεμβατικές ακτινολογικές εξετάσεις. Ορισμένες από εξετάσεις που συμπεριέλαβε για την έρευνα, αφορούν και άλλες ειδικότητες πέραν της επεμβατικής καρδιολογίας, στις οποίες δε θα γίνει αναφορά στην παρούσα διπλωματική εργασία.

Για τις μετρήσεις χρησιμοποιήθηκαν δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLDs), δύο στην περιοχή της κεφαλής, δύο στους καρπούς και δύο στα πόδια, όπως φαίνεται στο Σχήμα 5. Επιπλέον, χρησιμοποιήθηκαν δοσίμετρα αμέσου αναγνώσεως.



Σχήμα 5. Σχηματική αναπαράσταση τοποθέτησης των TLDs [18].

Κατά την πραγματοποίηση της έρευνας λήφθηκαν υπόψιν η επίδραση ακτινοπροστατευτικών πετασμάτων, η ποιότητα της δέσμης και η γεωμετρία της λυχνίας, το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολίας, το σημείο εισαγωγής του καθετήρα αλλά και η θέση εργασίας του ιατρού, η ύπαρξη αυτόματου εγχυτή, οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν κάτω από παρόμοιες συνθήκες ακτινοβολίας.

Πίνακας 1: Αποτελέσματα δοσιμέτρων.

ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΗ ΚΑΡΔΙΟΛΟΓΙΑ							
Εξέταση	Δοσιμετρούμενος	# εξετ/έτος	Δάχτυλο (Δ)	Καρπός (Κ)	Πόδι (Π)	Μάτι (Μ)	Σχόλια
CA PTCA	OP1	630	-	21.9	39.3	1.2	
CA PTCA	OP2	605	19.4	10.9	17.0	10.9	
CA PTCA	OP3	630	-	16.8	38.1	-	
RF ablation	OP4	100		8.6	15.9	1.8	OP4 πραγματοποιεί και άλλες εξετάσεις (PM/ICD...). Οι υπολογισμοί αφορούν μόνο στις δόσεις από RF Ablations
RF ablation	OP5	58	-	1.5	3.3	-	OP5 πραγματοποιεί και άλλες εξετάσεις (CA/PTCA, PM/ICD...). Οι υπολογισμοί αφορούν μόνο στις δόσεις από RF Ablations
PM/ICD	OP6	400	213.2		100.4	31.4	Δε χρησιμοποιεί τα πετάσματα

Αποτελέσματα δοσιμέτρων ανά εξέταση, δοσιμετρούμενο και ανατομική περιοχή [18].

Στον Πίνακα 1 αναγράφονται τα αποτελέσματα των δοσιμέτρων ανά ανατομική περιοχή σε mSv. Σε όλες τις περιπτώσεις, εκτός από τον δοσιμετρούμενο με κωδικό όνομα OP6 που διενεργεί τις PM/ICD εξετάσεις, γινόταν χρήση ακτινοπροστατευτικών πετασμάτων. Παρατηρείται μια σημαντική διαφορά στις προσλαμβάνουσες δόσεις που προκύπτουν μεταξύ του δοσιμετρούμενου OP6 και των υπολοίπων. Πιο συγκεκριμένα, από το δοσίμετρο δαχτύλου, το οποίο διέθεταν ο OP6 και ο OP2, προκύπτει μια πολύ σημαντική διαφορά καθώς στον πρώτο η τιμή που καταγράφεται είναι 213.2mSv για πλήθος εξετάσεων 400 και στον δεύτερο η τιμή είναι μικρότερη από 20mSv για 605 εξετάσεις ανά έτος. Από το δοσίμετρο που τοποθετήθηκε στο

πόδι οι διαφορές που παρατηρούμε είναι εξίσου σημαντικές. Για τον δοσιμετρούμενο OP6 η δόση ξεπερνά τα 100mSv (για 400 εξετάσεις ανά έτος), ενώ παρατηρούμε ότι ακόμα και για τους δοσιμετρούμενους που διενείργησαν 230 εξετάσεις επιπλέον μέσα στο έτος, η ποσοστιαία διαφορά στην προσλαμβανόμενη δόση αγγίζει το 60%. Τέλος, η προσλαμβανόμενη δόση που καταγράφηκε από τα δοσίμετρα του οφθαλμού για τον OP6 (400 εξετάσεις ανά έτος) ήταν 31.4mSv, για τον OP1 που πραγματοποίησε 630 εξετάσεις CA PTCA μέσα στο έτος η δόση ήταν μόλις 1.2mSv, για τον OP2 που διενεργεί επίσης εξετάσεις CA PTCA (605 εξετάσεις ανά έτος) η δόση ήταν 10.9mSv και για τον OP4 που πραγματοποίησε 100 εξετάσεις RF ablation μέσα στο έτος η δόση ήταν 1.8mSv.

2.5 Επίδραση του BMI του εξεταζόμενου στην προσλαμβανόμενη δόση του προσωπικού.

Το BMI (Body Mass Index) είναι μία παράμετρος η οποία αντιπροσωπεύει την σχέση του βάρους και του ύψους του εξεταζόμενου ατόμου και μπορεί να επηρεάσει τη δόση που λαμβάνει το προσωπικό, αφού σε ορισμένες περιπτώσεις, όταν το BMI είναι υψηλό απαιτούνται υψηλότερα ποσά δόσης προκειμένου να ληφθεί μια ικανοποιητικής ποιότητας εικόνα. Πρακτικά αυτό που συμβαίνει είναι η αύξηση της ενέργειας της πρωτεύουσας δέσμης ώστε να αυξηθεί ο αριθμός των φωτονίων που είναι ικανά να διαπεράσουν το σώμα του εξεταζόμενου και να φτάσουν στον ανιχνευτή. Επομένως, τα τεχνικά χαρακτηριστικά της δέσμης μεταβάλλονται από ασθενή σε ασθενή για να έχουμε πάντα μια εικόνα που να παρέχει την απαιτούμενη διαγνωστική πληροφορία και ταυτόχρονα να λαμβάνεται η ελάχιστη δυνατή δόση.

Κατηγορίες BMI:

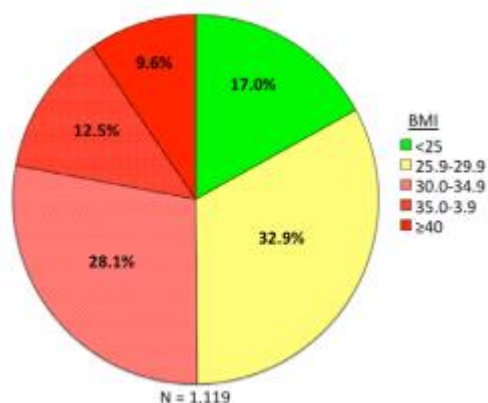
- BMI<18.5 (λιποβαρής)
- BMI=18.5-24.9 (φυσιολογικό βάρος)
- BMI=25-29.9 (υπέρβαρος)
- BMI>30 (παχύσαρκος)

Ένα μεγάλο ποσοστό της ακτινοβολίας που δέχεται το προσωπικό σε επεμβάσεις επεμβατικής ακτινολογίας, οφείλεται στη σκεδαζόμενη ακτινοβολία που προέρχεται από τον ασθενή, η οποία είναι άμεσα συνδεδεμένη με τη δόση της πρωτεύουσας δέσμης που δέχτηκε. Άρα, ένας ασθενής με υψηλό BMI εφόσον χρειάζεται να δεχθεί υψηλότερης ενέργειας δέσμη κατά την απεικόνιση, εκπέμπει και περισσότερη σκεδαζόμενη.

Στην έρευνα που πραγματοποίησαν οι Madder et al [36], μελέτησαν την επίδραση που έχει η κατανομή του βάρους του ασθενούς (BMI) στην προσλαμβανόμενη δόση του προσωπικού στα αιμοδυναμικά εργαστήρια. Η συλλογή των δεδομένων πραγματοποιήθηκε με δοσίμετρα προσωπικού που είχαν τοποθετηθεί είτε στο αριστερό μέρος των ακτινοπροστατευτικών γυαλιών είτε στο αριστερό μέρος στο κολάρο θυροειδούς. Μεταξύ του ιατρού και του εξεταζόμενου παρεμβάλλεται ακτινοπροστατευτικό πέτασμα οροφής και κάτω από την εξεταστική τράπεζα έως το πάτωμα, ήταν τοποθετημένη μια ασπίδα μολύβδου. Τα δεδομένα

που καταγράφονταν, ήταν η διάρκεια ακτινοσκόπησης, το DAP και το air KERMA. Κατά τη διεξαγωγή της έρευνας, δε λήφθηκε υπόψιν η γεωμετρία του C-arm, γεγονός που αποτελεί περιορισμό της έρευνας καθώς αυτή επηρεάζει την προσλαμβάνουσα δόση λόγω της διαρρέουσας ακτινοβολίας. Άλλος σημαντικός περιορισμός της έρευνας, ήταν η εξάρτηση των δοσιμέτρων από την κατεύθυνση τοποθέτησής τους που επίσης δεν λήφθηκε υπόψιν. Οι δύο τελευταίοι παράγοντες καθώς και το γεγονός ότι τα δοσιμετρα άλλοτε τοποθετούνταν στα γυαλιά και άλλοτε στο κολάρο θυροειδούς, ενδεχομένως να τροποποίησαν σε ένα βαθμό τα αποτελέσματα.

Για το σκοπό της έρευνας, έγινε κατανομή των ασθενών ανάλογα με την τιμή του BMI, όπως φαίνεται στην πίτα της εικόνας. Ο αριθμός των ατόμων που συμπεριέλαβαν στην έρευνα, φαίνεται χαμηλά στην εικόνα (N=1119).

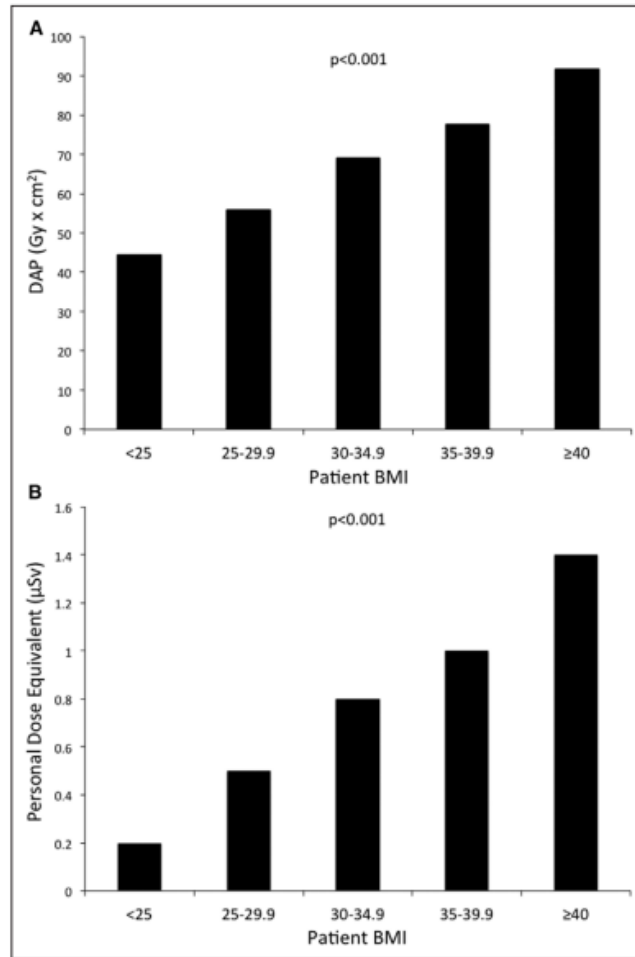


Εικόνα 15. Διαχωρισμός των ασθενών ανάλογα με το BMI [36].

Σύμφωνα με τους Maddar et al [36], η μέση τιμή δόσης που λαμβάνει ο ιατρός ανά εξέταση είναι μεταξύ των τιμών 0.1μSv και 5.2μSv. Κατά την διενέργεια της έρευνας παρατήρησαν ότι η τιμή αυτή για ασθενής με BMI<25 ήταν σε ένα εύρος μεταξύ του 0.0μSv και του 2.9μSv, δηλαδή μικρότερο της μέσης τιμής, σε αντίθεση με τους ασθενείς των οποίων το BMI ήταν μεγαλύτερο από 40, που το εύρος της δόσης ήταν από 0.2μSv έως 7.1μSv.

Ενδεικτικά αναφέρονται τα αποτελέσματα για τις εξετάσεις στεφανιογραφίας και τις αγγειοπλαστικές, λόγω της μεγάλης συχνότητας διενέργειας αυτών των κλινικών πράξεων από τους επεμβατικούς καρδιολόγους. Σε εξετάσεις στεφανιογραφίας, ο ιατρός λαμβάνει δόση μεταξύ του 0.0μSv και 2.8μSv όταν εξετάζει ασθενείς με BMI<25, ενώ για ασθενείς με BMI>40 το εύρος αυτό διαμορφώνεται στο 0.1μSv-4.6μSv. Για τις αγγειοπλαστικές (PCI), το εύρος της προσλαμβάνουσας δόσης κατά τη διενέργεια της κλινικής πράξης σε ασθενείς με BMI<25 είναι 0.0μSv-4.7μSv, ενώ για ασθενείς με BMI>40 είναι 0.3μSv-10.8μSv.

Στα ιστογράμματα που ακολουθούν παρατηρούμε πως αυξάνεται, στην πρώτη περίπτωση το DAP και στη δεύτερη η δόση για το προσωπικό, σε σχέση με την τιμή του BMI.



Εικόνα 16. Στο πρώτο ιστόγραμμα παρατηρούμε την αύξηση του DAP ανάλογα με το BMI του ασθενούς και στο δεύτερο πως αυξάνει η προσλαμβάνουσα δόση του προσωπικού σε σχέση με το BMI του ασθενούς [36].

Τα αποτελέσματα της έρευνας καθιστούν λοιπόν σαφές την εξάρτηση μεταξύ της δόσης που λαμβάνει το προσωπικό με την κατανομή του βάρους του ασθενούς. Ειδικά για τις αγγειοπλαστικές, η προσλαμβάνουσα δόση όταν διενεργείται σε παχύσαρκους ασθενείς είναι η διπλάσια σε σχέση με τους λιποβαρείς. [36] Ταυτόχρονα, μέσω του παραδείγματος που δόθηκε προηγουμένως, παρατηρούμε επίσης ότι τα ποσά δόσης από τις αγγειοπλαστικές είναι σε κάθε περίπτωση αρκετά μεγαλύτερα σε σύγκριση με τις στεφανιογραφίες.

Συχνά οι εξεταζόμενοι και οι ασθενείς που υπόκεινται σε διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας είναι παχύσαρκοι καθώς σε πολλές περιπτώσεις η παχυσαρκία συνδέεται με καρδιολογικές νόσους. Όμως, οι ιατροί δεν είναι δυνατόν να αναλαμβάνουν επιλεκτικά τους ασθενείς τους για να μειώσουν τη δόση που παίρνουν. Επομένως, είναι σημαντικό όσοι εργάζονται με ακτινοβολίες να λαμβάνουν την κατάλληλη εκπαίδευση για θέματα ακτινοπροστασίας και να τηρούνται όλα όσα προβλέπονται για την ασφάλεια τόσο του προσωπικού όσο και του

εξεταζόμενου/ασθενή. Επιπλέον, είναι πολύ σημαντικό να γίνεται χρήση όλων των διαθέσιμων ακτινοπροστατευτικών μέσων.

3 Ακτινοπροστασία

3.1 Εισαγωγή- Ανάγκη για ακτινοπροστασία.

Με την πάροδο του χρόνου και την τεχνολογική εξέλιξη, οι ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες πράξεις γίνονται ολοένα και πιο συχνές καθώς έρχονται να αντικαταστήσουν πολύπλοκες ιατρικές πράξεις με πιο εύκολες και σχεδόν αναίμακτες τεχνικές. Τα οφέλη είναι πολλά, όμως όσον αφορά την ακτινική επιβάρυνση αποτελούν ένα σημαντικό ποσοστό στη δόση που λαμβάνει ο γενικός πληθυσμός από ιατρικές εκθέσεις και φυσικά στους επεμβατιστές ιατρούς. Για το λόγο αυτό, αυξάνεται και ο κίνδυνος πρόκλησης μη στοχαστικών βιολογικών επιπτώσεων καθιστώντας ακόμη πιο αναγκαία τη λήψη κατάλληλων ακτινοπροστατευτικών μέσων. Σύμφωνα με πολλές μελέτες, οι επεμβατιστές (Κατηγορία Α) επιβαρύνονται με πολύ υψηλότερες δόσεις σε σύγκριση με τους ακτινολόγους (Κατηγορία Β).[37],[38] Ωστόσο, φαίνεται ότι οι επεμβατιστές και ειδικότερα οι επεμβατιστές καρδιολόγοι λαμβάνουν ετησίως την υψηλότερη δόση σε σύγκριση με όλους τους άλλους εργαζόμενους με ιοντίζουσα ακτινοβολία. Για παράδειγμα, το προσωπικό της ακτινοθεραπείας, αν και οι ασθενείς εκτίθενται σε πολύ υψηλές δόσεις (μερικά mSv), λαμβάνει σχεδόν μηδενική δόση λόγω του εξαιρετικά θωρακισμένου εργασιακού περιβάλλοντος και του γεγονότος ότι δεν παρευρίσκονται στην αίθουσα κατά τη διάρκεια της θεραπείας, αλλά παραμένουν αυστηρά στο control room. Το προσωπικό της πυρηνικής ιατρικής που έρχεται σε επαφή με ραδιοϊσότοπα επίσης λαμβάνει κατά πολύ χαμηλότερα ποσά δόσης εφόσον τηρούνται τα μέτρα ακτινοπροστασίας, οι σύριγγες είναι θωρακισμένες κλπ. Τέλος, ακόμη και στο ίδιο το επεμβατικό εργαστήριο όσοι παραμένουν στο χώρο του control room λαμβάνουν ασύγκριτα χαμηλότερες δόσεις σε σύγκριση με εκείνους που είναι μέσα στην αίθουσα κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσης, λόγω θωράκισης.[39]

Πίνακας 2: Μέση ετήσια δόση Hp(10) ανά ειδικότητα (πανελλαδικά)

Μέση ετήσια δόση Hp(10) ανά ειδικότητα (πανελλαδικά), 2005	
Ειδικότητα	Hp(10) mSv
Ακτινολόγοι Ιατροί	0.6
Τεχνολόγοι-Ακτινολόγοι	0.2
Καρδιολόγοι ιατροί	3.8
Νοσηλευτές καρδιολογίας	0.7
Πυρηνικοί Ιατροί	0.6
Τεχνολόγοι Πυρηνικής Ιατρικής	0.8
Ακτινοθεραπεία	0.15

Έρευνα-Επιστήμη	0.15
Βιομηχανική Ραδιογραφία	0.8

Στον Πίνακα 2, αναγράφονται τα ποσά μέσης ετήσιας δόσης ανά ειδικότητα των επαγγελματικά εκτιθέμενων σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες, πανελλαδικά, για τη χρονιά του 2005. Η τιμή αυτή για τους ιατρούς καρδιολόγους είναι κατά πολύ υψηλότερη σε σύγκριση με οποιαδήποτε άλλη ειδικότητα [24].

3.2 Μεγέθη δοσιμετρίας.

Απορροφούμενη δόση: Είναι η ενέργεια ανά μονάδα μάζας, δηλαδή η ενέργεια που εναποθέτουν τα φωτόνια στην ακτινοβολούμενη μάζα. Ως μονάδα μέτρησης συνήθως χρησιμοποιείται το mGy.

$$D = \frac{de}{dm} [40]$$

dē: η μέση ενέργεια που εναποτίθεται στην ύλη

dm: η μάζα της ύλης

Ισοδύναμη δόση: Λαμβάνει υπόψη το βιολογικό αποτέλεσμα και είναι το γινόμενο της απορροφούμενης δόσης επί έναν συντελεστή στάθμισης ο οποίος εξαρτάται από το είδος της ακτινοβολίας. Ως μονάδα μέτρησης συνήθως χρησιμοποιείται το mSv.

$$H_{T,R} = w_R \cdot D_{T,R} [40]$$

$D_{T,R}$: η απορροφούμενη μέση δόση σε ιστό ή όργανο T, λόγω της ακτινοβολίας R

w_R : ο συντελεστής στάθμισης

Εάν στο πεδίο έχουμε διάφορα είδη ακτινοβολίας με διαφορετικές τιμές w_R τότε η ισοδύναμη δόση δίνεται από τον τύπο:

$$H_T = \Sigma(w_R \cdot D_{T,R}) [40]$$

Ενεργός δόση: Λαμβάνει υπόψη τη συνολική επιβάρυνση της υγείας λόγω της ακτινοβόλησης και ισούται με το γινόμενο της ισοδύναμης δόσης επί έναν συντελεστή που εξαρτάται από το είδος του ιστού. Ως μονάδα μέτρησης συνήθως χρησιμοποιείται το mSv.

$$E = \Sigma(w_T \cdot H_T) = \Sigma w_T \cdot \Sigma(w_R \cdot D_{T,R}) [40]$$

w_T : ο συντελεστής που εξαρτάται από το είδος του ιστού

Δόση δέρματος: Ορίζεται η ενεργός δόση που απορροφάται σε βάθος 7mm και μέσω αυτής εκτιμάται η επιβάρυνση του δέρματος. Η παράμετρος αυτή είναι πολύ σημαντική κατά τη διενέργεια ακτινοσκοπικών εξετάσεων λόγω της μεγάλης διάρκειας ακτινοβόλησης που αυξάνει την πιθανότητα πρόκλησης εγκαυμάτων.

DAP (Dose Area Product): Είναι το γινόμενο της απορροφούμενης δόσης σε μια επιφάνεια εμβαδού ($DAP = D \cdot A$). Ως μονάδα μέτρησης έχει οριστεί το $Gy \cdot cm^2$.

IRP (Interventional Reference Point): Το σημείο αναφοράς εισόδου στον ασθενή βρίσκεται πάνω στον κύριο άξονα της δέσμης και σε απόσταση 15cm από το ισόκεντρο περιστροφής του C-arm προς τη μεριά της λυχνίας. Το IRP είναι η προσλαμβάνουσα δόση στο σημείο αυτό. Συγκεκριμένα για την επεμβατική καρδιολογία, το ισόκεντρο τοποθετείται συνήθως στην περιοχή της καρδιάς ώστε να διευκολύνεται η λήψη για τις διάφορες προβολές.

Air KERMA: Η διαθέσιμη προς απορρόφηση ενέργεια στον αέρα.

Οι επαγγελματικά εκτιθέμενοι χωρίζονται σε δύο κατηγορίες:

- Κατηγορία A: Σε αυτήν κατατάσσονται όσοι ενδέχεται να δεχτούν ενεργό (ολόσωμη) δόση $>6mSv$ ανά έτος, δηλαδή όσοι εργάζονται σε ελεγχόμενη ζώνη.
- Κατηγορία B: Σε αυτήν κατατάσσονται όσοι ενδέχεται να δεχτούν ενεργό (ολόσωμη) δόση μεταξύ των ορίων: $1mSv-6mSv$ ανά έτος, δηλαδή οι εργαζόμενοι στις επιβλεπόμενες ζώνες.

Για όλους τους επαγγελματικά εκτιθέμενους οι δόσεις που λαμβάνουν είναι υποχρεωτικό να καταγράφονται με δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLD), τα οποία κάθε μήνα αποστέλλονται στην Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (ΕΕΑΕ). [13]

3.3 Αρχές ακτινοπροστασίας.

Σε κάθε ιατρική απεικόνιση, διάγνωση, θεραπεία που εμπλέκεται ιοντίζουσα ακτινοβολία πρέπει να τηρούνται δύο αρχές. Η πρώτη είναι η αρχή της ALARA (As Low As Reasonable Achievable) που προβλέπει σε όσο το δυνατόν χαμηλότερη ακτινική επιβάρυνση και η δεύτερη είναι η αρχή της AHARA (As High As Reasonable Achievable) που αφορά την όσο το δυνατόν καλύτερη απεικόνιση. [24] Με άλλα λόγια, πάντα αναζητάμε το βέλτιστο λόγο αυτών των δύο αρχών προκειμένου να λαμβάνουμε εικόνες με υψηλό διαγνωστικό όφελος περιορίζοντας όσο είναι εφικτό τα ποσά δόσης.

Τρεις είναι οι βασικές αρχές ακτινοπροστασίας:

- **Αρχή της αιτιολόγησης**
- **Αρχή της βελτιστοποίησης**
- **Αρχή των ορίων δόσεων**

Η αρχή της αιτιολόγησης εξασφαλίζει ότι όλες οι ιατρικές εκθέσεις πρέπει να είναι πλήρως αιτιολογημένες. Δηλαδή, κάθε έκθεση θα πρέπει να αποφέρει ικανοποιητικό όφελος είτε στα ίδια τα άτομα που υποβάλλονται σε εξέταση εφόσον υπάρχει υποψία για κάποια παθολογία, είτε στο κοινωνικό σύνολο για παράδειγμα ο ιατρός που πραγματοποιεί την ιατρική πράξη, η διεξαγωγή μιας έρευνας κλπ.

Η αρχή της βελτιστοποίησης είναι η αρχή της ALARA που αναφέρθηκε προηγουμένως και αφορά την καλύτερη δυνατή προστασία και ασφάλεια ως προς την προσλαμβάνουσα δόση. Επίσης, σύμφωνα με την αρχή της βελτιστοποίησης ο αριθμός των εκτιθέμενων ατόμων πρέπει να είναι ο ελάχιστος δυνατός. Τέλος κατά της πρακτικές πρέπει να εφαρμόζονται τα Περιοριστικά Επίπεδα Δόσης (ΠΕΔ).[13]

Μέσω των ΠΕΔ θεσπίζονται οι δόσεις που καλό είναι να μην υπερβαίνονται για το κοινό και τους εργαζομένους. Για κάθε κατηγορία εργαζομένων είναι διαφορετικά. Η υπέρβαση των ΠΕΔ δεν είναι απαγορευτική, αλλά η συστηματική υπέρβασή τους αποτελεί ένδειξη λαθών και καλό είναι να διερευνάται. Τελός, τα περιοριστικά επίπεδα δόσης αναθεωρούνται ανά μερικά χρόνια.

Η αρχή αυτή εφαρμόζεται ως προς την ενεργό δόση και μόνο κατά περίπτωση ως προς την ισοδύναμη δόση, λειτουργώντας ως μέτρο προφύλαξης από τις αβεβαιότητες σχετικά με την επιβάρυνση της υγείας για δόσεις κάτω από το κατώφλι.[40]

Η αρχή των ορίων δόσεων ορίζει τα όρια δόσης και δεν επιτρέπεται για κανένα λόγο η υπέρβασή τους. Τα όρια δόσης για τον πληθυσμό και τους επαγγελματικά εκτιθέμενους είναι διαφορετικά, ενώ μάλιστα μπορεί να διαφοροποιούνται και ως ένα βαθμό μεταξύ των εργαζομένων. Τα όρια δόσης για τους επαγγελματικά εκτιθέμενους είναι σαφώς αρκετά υψηλότερα σε σύγκριση με τα αντίστοιχα για τον πληθυσμό διότι είναι ενημερωμένοι για τους κινδύνους που ενέχει η συστηματική έκθεση, έχουν λάβει την κατάλληλη εκπαίδευση όσον αφορά σε θέματα ακτινοπροστασίας, δοσιμετρούνται συστηματικά, έχουν ως ατομικό όφελος την απολαβή της εργασίας τους και τέλος η έκθεσή τους είναι αιτιολογημένη καθώς αποβλέπει στο κοινωνικό όφελος. Η αρχή αυτή αποσκοπεί στον περιορισμό του κινδύνου από τα στοχαστικά αποτελέσματα.[13]

Από την αρχή των ορίων εξαιρούνται οι δόσεις που οφείλονται σε έκθεση για ιατρικούς σκοπούς (διάγνωση ή θεραπεία).

Για τους επαγγελματικά εκτιθέμενους η αρχή των ορίων δόσεων εφαρμόζεται στο άθροισμα όλων των ετήσιων για επαγγελματικούς σκοπούς εκθέσεων, της επαγγελματικής έκθεσης σε ραδόνιο από τους χώρους εργασίας και από άλλες καταστάσεις υφιστάμενης έκθεσης στο χώρο εργασίας. [40]

Όρια δόσης εργαζομένων

Το όριο της ενεργούς και ολόσωμης δόσης για τους εργαζομένους είναι τα 20mSv/year. Η τιμή αυτή μπορεί να ξεπεραστεί, όμως σε διάρκεια πέντε ετών απαγορεύεται η υπέρβαση του ορίου των 100mSv. Ωστόσο, σε ειδικές περιπτώσεις εντός του έτους και εφόσον έχει δοθεί έγκριση από την ΕΕΑΕ, μπορεί να γίνει και υπέρβαση των 50mSv. Σε αυτήν την περίπτωση βασική προϋπόθεση είναι μην γίνει υπέρβαση των 20mSv ετησίως για τα επόμενα πέντε συνεχόμενα έτη, συμπεριλαμβανομένου του έτους κατά το οποίο έγινε η υπέρβαση.[40]

Το όριο της ισοδύναμης δόσης για το φακό του οφθαλμού είναι τα 20mSv/year. Για τον έλεγχο αυτού του ορίου δόσης, χρησιμοποιούνται ειδικά δοσίμετρα οφθαλμού τα οποία

τοποθετούνται στο αριστερό πλάι των ακτινοπροστατευτικών γυαλιών. Σχετικά με την υπέρβαση αυτού του ορίου, ισχύουν οι ίδιοι όροι και προϋποθέσεις με την ενεργό ολόσωμη δόση.

Το όριο της ισοδύναμης δόσης για τα άκρα και το δέρμα είναι 500mSv/year.

Για τους επαγγελματικά εκτιθέμενους τα ΠΕΔ διαφοροποιούνται ανά κατηγορία επαγγέλματος.

- Ιατροί εργαζόμενοι στην Πυρηνική Ιατρική: 1.7mSv/year
- Τεχνολόγοι εργαζόμενοι στην Πυρηνική Ιατρική: 2.2mSv/year
- Διακίνηση ραδιενεργών καταλοίπων: 0.1mSv/year
- Έκλυση ραδιενεργών ουσιών στο περιβάλλον: 10μSv/year [41]

Όρια δόσης μαθητευόμενων και σπουδαστών

Τα όρια δόσης για τους νέους ηλικίας 18 ετών και άνω, οι οποίοι κατά τη διάρκεια των σπουδών τους είναι υποχρεωμένοι να εκτίθενται σε ιοντίζουσα ακτινοβολία, είναι τα ίδια με των επαγγελματικά εκτιθέμενων.

Οι μαθητευόμενοι και οι σπουδαστές ηλικίας 16 έως 18 ετών, που εκτίθενται σε ιοντίζουσα ακτινοβολία για διδακτικούς σκοπούς δεν πρέπει να ξεπερνούν το όριο των 6mSv/year (ενεργός και ολόσωμη δόση). Ταυτόχρονα, το όριο για τον φακό του οφθαλμού είναι τα 15mSv/year, ενώ για το δέρμα και τα άκρα τα 150mSv/year.[40]

Όρια δόσης του πληθυσμού

Το όριο για την ενεργό ολόσωμη δόση του πληθυσμού είναι 1mSv/year, για τον φακό του οφθαλμού 15mSv/year και για το δέρμα και τα άκρα 50mSv/year.[40]

Για τα έμβρυα και τις εγκύους έγινε αναφορά στο κεφάλαιο 1.2.

Τα περιοριστικά επίπεδα δόσης για τον πληθυσμό είναι 0.3mSv/year.[41]

Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς (ΔΕΑ)

Τα ΔΕΑ ορίζονται στα πλαίσια της αρχής της βελτιστοποίησης. Ορίζουν τη δόση ανά ιατρική πράξη στον εξεταζόμενο ή ασθενή προκειμένου να αποφεύγονται περιττά ποσά δόσης και καλό είναι να μην υπερβαίνουν. Ως Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς ορίζονται δόσεις που αφορούν ιατρικές ακτινολογικές πράξεις, τυποποιημένες εξετάσεις ασθενών με κανονικό BMI και για τύπους εξοπλισμού που χρησιμοποιούνται ευρέως. Τα ΔΕΑ θεσπίζονται σε εθνικό επίπεδο και κάθε ίδρυμα είναι υποχρεωμένο να συγκρίνει τις μέσες τιμές των δοσιμετρικών μεγεθών με τις τιμές ΔΕΑ που έχουν οριστεί. Σε περίπτωση συστηματικής υπέρβασής τους, τα αίτια διερευνώνται.

ΔΕΑ στην επεμβατική καρδιολογία

Οι διαδικασίες στην επεμβατική καρδιολογία δεν μπορούν εύκολα να τυποποιηθούν διότι παρουσιάζουν αρκετές διαφορές μεταξύ τους. Μερικές από τις θεμελιώδεις διαφορές είναι η ανατομία και η παθολογία του εξεταζόμενου/ασθενή και κατ' επέκταση η πολυπλοκότητα της εκάστοτε ιατρικής πράξης. Για τη θέσπιση των ΔΕΑ στην επεμβατική καρδιολογία χρησιμοποιούνται κυρίως το DAP και η διάρκεια ακτινοσκόπησης. Σπανιότερα, μπορεί να ληφθούν υπόψη και η δόση στο IRP ή/και ο συνολικός αριθμός λήψεων Cine καταγραφής. Γενικότερα όμως για τις επεμβατικές τεχνικές που απαιτούν χρήση ακτινοσκόπησης, δεν ορίζονται τιμές ΔΕΑ.

Μια προσπάθεια κατηγοριοποίησης των διαδικασιών στην επεμβατική καρδιολογία λαμβάνει υπόψη την πολυπλοκότητα, σταθμίζοντας τους παρακάτω παράγοντες στο παράδειγμα για την PTCA. Η ταξινόμηση θα γίνει σε μια από τις τρεις κατηγορίες, απλή μέτρια και πολύπλοκη.

Παράγοντες πολυπλοκότητας PTCA:

- Αριθμός αγγείων στα οποία πραγματοποιείται επέμβαση
- Πόσα διαφορετικά είδη βλάβης εντοπίζονται στα συγκεκριμένα αγγεία
- Ο αριθμός των αποφράξεων που υπάρχουν για διάστημα μεγαλύτερο των τριών μηνών
- Ο βαθμός στρέβλωσης των εν λόγω αγγείων
- Το πλήθος των stent που τοποθετούνται σε διακλάδωση αγγείων [13]

Αντίστοιχα, μπορούν να κατηγοριοποιηθούν και οι άλλες διαδικασίες της επεμβατικής καρδιολογίας όπως η εμφύτευση βηματοδότη, η καρδιακή κατάλυση με ραδιοσυχνότητες κ.α

Στον Πίνακα 3, καταγράφονται τα εθνικά ΔΕΑ ενηλίκων για το χρόνο ακτινοσκόπησης (min) και το DAP ($Gy \cdot cm^2$) για τις διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας που περιλαμβάνει η πρώτη στήλη αλλά και για τον ρυθμό air KERMA και το air KERMA ανά frame για καταγραφή cine με χρήση ομοιώματος νερού (20cm).

Πίνακας 3: Εθνικά ΔΕΑ ενηλίκων (επεμβατική καρδιολογία)

Διαδικασία	Χρόνος ακτινοσκόπησης (min)	KAP (Gy·cm²)
Διαγνωστική στεφανιογραφία (CA)	6	53
Διαδερμική στεφανιαία παρέμβαση (PCI)	18	129
Εμφύτευση βηματοδότη (PMI)	7	36
Καρδιακή κατάλυση με ραδιοσυχνότητες (RFCA)	40	146
Ρυθμός air kerma κατά την ακτινοσκόπηση στην είσοδο ομοιώματος νερού πάχους 20 cm*	29 mGy/min (20 – 25 cm FoV)	
Air kerma ανά frame cine καταγραφής στην είσοδο ομοιώματος νερού πάχους 20 cm*	0.23 mGy/frame (20 – 25 cm FoV)	

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

Στον Πίνακα 3 καταγράφονται τα εθνικά ΔΕΑ ενηλίκων που αφορούν την επεμβατική καρδιολογία [13].

3.4 Μέθοδοι ακτινοπροστασίας.

Τρίπτυχο ακτινοπροστασίας:

- Απόσταση
- Θωράκιση
- Χρόνος

Για την απόσταση μεταξύ πηγής και εκτιθέμενου, ισχύει ο νόμος του αντιστρόφου τετραγώνου.

Η θωράκιση αφορά: τη θωράκιση των τοίχων, την ύπαρξη μετακινούμενης ή σταθερής θωράκισης (τροχήλατο ακτινοπροστατευτικό πέτασμα, πέτασμα κλίνης, πέτασμα οροφής) και την ατομική ακτινοπροστασία (ακτινοπροστατευτικά γυαλιά, ποδιά Pb κ.α).

Ο χρόνος έκθεσης πρέπει να ελαχιστοποιείται. Μειώνοντας τη χρονική διάρκεια της ακτινοβολήσης μειώνεται και η προσλαμβανόμενη δόση. Επίσης, σε συνδυασμό και με χαμηλό ρυθμό δόσης, ελαχιστοποιείται η σκεδαζόμενη ακτινοβολία άρα και η δόση που απορροφά ο χειριστής. Τέλος, τονίζεται ότι με χρήση παλμικής ακτινοσκόπησης μειώνεται ο ενεργός χρόνος της δέσμης.[24]

Ακτινοπροστασία Προσωπικού

Κατά τις επεμβατικές ακτινολογικές πράξεις ο έλεγχος και η μείωση της δόσης στον ασθενή συνεπάγεται χαμηλότερη δόση και στο προσωπικό. Η απόσταση εργασίας του προσωπικού από τον ασθενή είναι πολύ μικρή και μάλιστα σε συνδυασμό με την καθημερινή έκθεση αλλά και τις χρονοβόρες και πολύπλοκες διαδικασίες τελικά η ακτινική επιβάρυνση είναι μεγάλη γι'αυτό και είναι απαραίτητο να τηρούνται όλες οι σχετικές οδηγίες. Επιπλέον, για να εργαστεί κάποιος σε

χώρο ιοντιζουσών ακτινοβολιών είναι υποχρεωτικό να έχει λάβει την κατάλληλη εκπαίδευση για θέματα ακτινοπροστασίας.

Ατομική προστασία

Η προσωπική θωράκιση είναι ο μοναδικός τρόπος να προστατευτούν έναντι της ακτινοβολίας οι επεμβατιστές ιατροί. Η θωράκιση στοχεύει στην ελαχιστοποίηση της σκεδαζόμενης και της διαρρέουσας ακτινοβολίας και όχι της πρωτεύουσας δέσμης αφού το προσωπικό δεν έρχεται σε επαφή με αυτήν. Όλοι όσοι βρίσκονται στην αίθουσα είναι υποχρεωμένοι να φορούν κατάλληλη ακτινοπροστατευτική ποδιά, γυαλιά ακτινοπροστασίας ή/και ασπίδα προσώπου και κολάρο θυροειδούς. Η ποδιά και το κολάρο είναι από μόλυβδο (Pb) πάχους 0.25mm, 0.35mm ή 0.5mm. Συνήθως προτιμώνται ποδιές πάχους 0.25mm ή 0.35mm διότι η ποδιά των 0.5mm αν και προσφέρει καλύτερη προστασία είναι πολύ βαριά. Τα ακτινοπροστατευτικά γυαλιά προκειμένου να είναι αποτελεσματικά πρέπει να φέρουν και πλαϊνή σκίαση.[24]

Ο εξοπλισμός για την προσωπική θωράκιση θα πρέπει να φυλάσσεται σύμφωνα με τους κανονισμούς. Ειδικότερα, οι ποδιές και τα κολάρα, λόγω της ευαισθησίας του υλικού, τοποθετούνται σε ειδικές κρεμάστρες και ποτέ δεν πρέπει να αφήνονται σε καρέκλες, πάγκους κλπ διότι υπάρχει ο κίνδυνος να τσακίσουν. Για τον ίδιο λόγο, δεν πρέπει να καθόμαστε σε καρέκλες φορώντας την ποδιά οπότε καλό είναι με το πέρας της διαδικασίας η ποδιά να αφαιρείται αμέσως και να τοποθετείται στη θέση της. Ανά τακτά χρονικά διαστήματα πρέπει να ελέγχονται με συστήματα ακτινοσκόπησης ώστε να εξασφαλιστεί ότι δεν υπάρχει κάποια ρωγμή ή αλλοίωση στο υλικό που θα μπορούσε να θέσει σε κίνδυνο το άτομο που τη φορά.



Εικόνα 16. Ποδιά ακτινοπροστασίας [42]. Εικόνα 17. Γυαλιά ακτινοπροστασίας [42].



Εικόνα 18. Ασπίδα προσώπου [42].



Εικόνα 19. Κολάρο θυροειδούς [42].

Επιπλέον για όσα άτομα μέσα στην αίθουσα είναι εφικτό, καλό είναι να χρησιμοποιείται συμπληρωματικά και ένα τροχήλατο ακτινοπροστατευτικό πέτασμα ισοδύναμου πάχους Pb 0.5mm, καθώς και πέτασμα οροφής και κλίνης όπως αυτά που φαίνονται παρακάτω. Τόσο τα πετάσματα οροφής όσο και τα τροχήλατα διαθέτουν το λεγόμενο παράθυρο παρατήρησης από μολυβδύαλο. Τα πετάσματα οροφής, στο κάτω μέρος, συχνά διαθέτουν εφιππεύοντα τεμάχια από μολυβδόχο ελαστικό για τη διευκόλυνση της ψηλάφησης.[24]



Εικόνα 20. Τροχήλατο πέτασμα [42].



Εικόνα 21. Πέτασμα οροφής [42].



Εικόνα 22. Πέτασμα κλίνης [42].

Επιπλέον, η δοσιμέτρηση του προσωπικού αποτελεί κατά μία ευρύτερη έννοια μέθοδο ακτινοπροστασίας, αφού μέσω αυτής ελέγχεται η προσλαμβανόμενη δόση ανά τακτά χρονικά διαστήματα. Τα προσωπικά δοσίμετρα πρέπει να είναι κατάλληλα τοποθετημένα. Ένα δοσίμετρο τοποθετείται κάτω από την ακτινοπροστατευτική ποδιά και μέσω αυτού γίνεται η εκτίμηση για την προσλαμβανόμενη ενεργό δόση. Ένα δεύτερο δοσίμετρο τοποθετείται εξωτερικά της ποδιάς, στο κολάρο θυροειδούς και μέσω αυτού εκτιμάται η δόση κεφαλής. Τέλος, ένα τρίτο δοσίμετρο, το δοσίμετρο οφθαλμού, τοποθετείται στην αριστερή μεριά των ακτινοπροστατευτικών γυαλιών για να γίνει εκτίμηση της δόσης στους οφθαλμούς. Το τελευταίο είναι προαιρετικό.[24]

Τα δοσίμετρα θα πρέπει να φυλάσσονται σε χώρο ασφαλή χωρίς να υπάρχει ο κίνδυνος πτώσης τους από το σημείο όπου τοποθετήθηκαν και που δεν εκτίθεται σε ακτινοβολία. Τα δοσίμετρα πρέπει να παραμένουν στο χώρο εργασίας, δεν τα παίρνουμε σπίτι μας, δεν τα βάζουμε στο πλυντήριο.

Ακτινοπροστασία ασθενούς

Η θωράκιση του ασθενούς βασίζεται στη θέση του ασθενούς σε σχέση με την κατεύθυνση της πρωτογενούς δέσμης. [24]

Η σωστή επικοινωνία του προσωπικού με τον ασθενή είναι ιδιαίτερως σημαντική προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί το άγχος του και να είναι πιο συνεργάσιμος. Ένας ανήσυχος ασθενής είναι περισσότερο επιρρεπής στην κίνηση ενώ σε ορισμένες περιπτώσεις λόγω φόβου και άγχους μπορεί να ζητήσει διακοπή της εξέτασης. Και στις δύο περιπτώσεις η διαδικασία θα χρειαστεί να επαναληφθεί οπότε τελικά ο ασθενής θα εκτεθεί σε περαιτέρω ακτινοβολία.[13]

Κατά την ακτινοσκόπηση είναι σημαντικό να προστατεύονται γειτονικοί ιστοί με την περιοχή ενδιαφέροντος και σε κάθε περίπτωση τα γεννητικά όργανα με τοποθέτηση θωράκισης μεταξύ της κλίνης και του σώματος. Στην περίπτωση άσηπτης διαδικασίας, είναι απαραίτητο το ιατρικό προσωπικό να συνεργάζεται με την τεχνολόγο/ακτινολόγο ώστε να βρεθεί η καταλληλότερη μέθοδος ασηπτικής διαδικασίας με το στρώμα θωράκισης.

Για τα παιδιά ισχύουν ακριβώς τα ίδια με τους ενήλικες με τη διαφορά ότι δίνεται ακόμη μεγαλύτερη έμφαση στην προστασία των γεννητικών οργάνων, του θυροειδούς και του μαστού για τα κορίτσια.[24]

Έλεγχος της δόσης δέρματος

Ο έλεγχος της δόσης δέρματος γίνεται με χρήση κατάλληλων φίλτρων που απορροφούν φωτόνια χαμηλών ενεργειών. Με την εξασθένηση των φωτονίων αυτών, μειώνεται η συνολική δόση δέρματος χωρίς καμία επίδραση στην ποιότητα της εικόνας. Επιλέγεται ένας κατάλληλος συνδυασμός φίλτρων δέσμης με φίλτρα εξομοίωσης αντίθεσης. Στα σύγχρονα ακτινοσκοπικά συστήματα, χρησιμοποιούνται διάφορα φίλτρα για τη μείωση της δόσης δέρματος που το καθένα έχει διαφορετικές ιδιότητες. Ανάλογα με την κάθε κλινική περίπτωση επιλέγεται τελικά ένας συνδυασμός φίλτρων που παρέχει στο βέλτιστο δυνατό καλή ποιότητα εικόνας με την ελάχιστη δυνατή δόση.[24]

Η γεωμετρία του C-arm είναι επίσης ένας παράγοντας που επηρεάζει τη δόση δέρματος. Επιλέγοντας την κατάλληλη προβολή είναι δυνατό να ελαττωθεί σημαντικά ο κίνδυνος πρόκλησης δερματικής βλάβης. Για παράδειγμα γωνίες λήψης που επιφέρουν μεγάλη εξασθένηση σπάνια επιλέγονται. [24] Γενικότερα, οι πλάγιες λήψεις επιβαρύνουν περισσότερο τον ασθενή διότι η ακτινοβολία διαπερνά μεγαλύτερο πάχος οπότε και αυξάνεται σημαντικά ώστε να δώσει μια ικανοποιητική εικόνα.[13] Οι LAO(Left Anterior Oblique view) και RAO (Right Anterior Oblique view) είναι συνήθεις προβολές κατά τις διαδικασίες ακτινοσκόπησης, συχνά σε συνδυασμό και με τις προβολές Cranial ή Caudal. Η LAO προβολή τείνει να παρουσιάζει μεγαλύτερη κλίση σε σύγκριση με τη RAO οπότε και η πορεία της δέσμης είναι μεγαλύτερη, με αποτέλεσμα μεγαλύτερη ακτινική επιβάρυνση. Ειδικότερα για πολύπλοκες και χρονοβόρες διαδικασίες είναι σημαντικό να δίνεται ιδιαίτερη προσοχή στις γωνίες λήψεις προκειμένου να μην ακτινοβολείται συνεχώς η ίδια περιοχή, δηλαδή η δέσμη να εισέρχεται από διαφορετική περιοχή (*Ισοκεντρική Τεχνική*).[13] Οι προβολές πρέπει να επιλέγονται κατάλληλα και με προσοχή, να διαφέρουν αρκετά, ώστε να μη δημιουργούνται περιοχές επικάλυψης.[24]

Το μέγεθος του πεδίου πρέπει να ελαχιστοποιείται προκειμένου να περιορίζεται το εύρος της δέσμης για την αποφυγή της έκθεσης στην πρωτογενή δέσμη και γειτονικών οργάνων της περιοχής ενδιαφέροντος, ενώ ταυτόχρονα μειώνεται και η σκεδαζόμενη.[13]

Ιδανικά, η λυχνία τοποθετείται στη μέγιστη απόσταση από τον ασθενή και ο ενισχυτής στην ελάχιστη. Το ποσό ακτινοβολίας που δέχεται ένα σημείο έχει άμεση εξάρτηση από την απόσταση από την πηγή (νόμος αντιστρόφου τετραγώνου της απόστασης). Με τη σωστή

τοποθέτηση, λουπόν, ελαχιστοποιείται η δόση στον εξεταζόμενο ενώ μεγιστοποιείται στον ενισχυτή.[13]

Κατά τις τεχνικές ακτινοσκόπησης καλό είναι να αποφεύγονται ρυθμοί δόσης μεγαλύτεροι των 10R/min και τεχνικές υψηλής δόσης. Η διάρκεια ακτινοσκόπησης, ο αριθμός των λήψεων και το HDR (High Dose Rate) πρέπει να ελαχιστοποιούνται. Ο επεμβατιστής καθ' όλη τη διάρκεια της κλινικής πράξης πρέπει να παρακολουθεί το ρυθμό DAP, το χρόνο ακτινοσκόπησης και τη συνολική τιμή DAP που αναγράφονται στην οθόνη του συστήματος. Αν παρατηρήσει υπέρβαση των τιμών από τα επιτρεπτά όρια που έχει θέσει το τμήμα, εφαρμόζεται το λεγόμενο follow-up δηλαδή ένα πρόγραμμα ατομικής κλινικής παρακολούθησης που στοχεύει στην έγκαιρη ανίχνευση δερματικών βλαβών και στον τρόπο αντιμετώπισής τους.[24]

Με τον έλεγχο θορύβου της εικόνας ελέγχεται η ευκρίνειά της και πραγματοποιείται με μεταβολές στο ρυθμό δόσης στον ανιχνευτή. Ο έλεγχος πραγματοποιείται είτε με συμβατικό χειρισμό είτε με τον χειρισμό υψηλού επιπέδου. Ο συμβατικός τρόπος ρυθμίζει το ρυθμό δόσης όταν αυτός βρίσκεται κάτω από ορισμένα όρια ενώ ο υψηλού επιπέδου χειρισμός όταν βρίσκεται πάνω από αυτά. Στόχος είναι η επίτευξη μιας κατάλληλης εικόνας ανάλογα πάντα με την κλινική πράξη και όχι η επίτευξη της ευκρινέστερης εικόνας. Η κατάχρηση του υψηλού επιπέδου χειρισμού μπορεί να αποβεί επικίνδυνη για τον ασθενή λόγω των πολύ υψηλών δόσεων στις οποίες εκτίθεται μια συγκεκριμένη περιοχή σε πάρα πολύ μικρό διάστημα. Ο υψηλού επιπέδου χειρισμός ενδείκνυται να χρησιμοποιείται μόνο όταν απαιτείται από την κλινική διαδικασία.

Όπως ο υψηλού επιπέδου χειρισμός έτσι και οι cine λήψεις ή οι τεχνικές DSA χρησιμοποιούνται μόνο όταν απαιτείται μια υψηλότερης ποιότητας απεικόνιση διότι αυξάνουν κατά πολύ το ρυθμό έκθεσης. Ένας ρυθμός έκθεσης 60frames/sec επιβαρύνει με διπλάσια δόση τον ασθενή (και κατ'επέκταση το προσωπικό) σε σύγκριση με το ρυθμό έκθεσης 30frames/sec.

Για ασθενείς κατά την εγκυμοσύνη, εάν κριθεί απολύτως απαραίτητο να υποβληθούν σε ακτινοσκόπηση, επιβάλλεται η προστασία της μήτρας και του εμβρύου με ενισχυμένες ποδιές μολύβδου ενώ ταυτόχρονα ρυθμίζεται κατάλληλα και η θέση της ασθενούς με σκοπό την ελαχιστοποίηση της δόσης στο έμβρυο. Εάν είναι εφικτό προτιμάται η ύπτια θέση. [24]

Τεχνικά μέτρα προστασίας

Όλα τα συστήματα ακτινοσκόπησης που χρησιμοποιούνται στις επεμβατικές τεχνικές πρέπει να είναι διαπιστευμένα και να ικανοποιούν τις απαιτήσεις που ακολουθούν.

Απαγορεύεται η χρήση συστημάτων που δε διαθέτουν σύστημα ενισχυτή εικόνας. Στην είσοδο του ενισχυτή θα πρέπει να διασφαλίζεται σταθερός ρυθμός δόσης ανεξαρτήτως των σωματικών χαρακτηριστικών του εξεταζόμενου και της γεωμετρίας του C-arm. Αυτό επιτυγχάνεται με χρήση συστημάτων αυτόματης ρύθμισης. Η πρωτεύουσα δέσμη, πρέπει πάντα να περιορίζεται εντός των ορίων του ενισχυτή για κάθε απόσταση μεταξύ εστίας και ενισχυτή εικόνας.

Όπως προαναφέρθηκε, ιδανικά θέλουμε η απόσταση της λυχνίας από τον ασθενή να είναι η μέγιστη ενώ η απόσταση ενισχυτή-ασθενή ελάχιστη, για λόγους ακτινοπροστασίας. Ωστόσο αυτό δεν είναι πάντοτε εφικτό. Η ελάχιστη επιτρεπτή απόσταση που μπορεί να απέχουν πηγή και σώμα ασθενούς δεν πρέπει να ξεπερνά τα 40cm (για τις κινητές μονάδες 30cm).

Επιπλέον, είναι απαραίτητη η χρήση εξαρτημάτων για μέτρηση και καταγραφή. Ένα σύστημα μέτρησης του ρυθμού δόσης και της ολοκληρωμένης δόσης πρέπει να είναι μόνιμα ενσωματωμένο. Με την ολοκλήρωση της διαδικασίας, στο σύστημα αναγράφεται η συνολική δόση από την ακτινοσκόπηση, τη cine καταγραφή ή/και την ακτινογράφιση η οποία φυλάσσεται στο αρχείο του ασθενούς όπως επίσης και ο χρόνος της συνολικής λειτουργίας της λυχνίας (διάρκεια ακτινοσκόπησης).[24]

Οι παράμετροι mA, kV, min, παλμοί/s, διάσταση πεδίου πρέπει να επιλέγονται κατάλληλα για κάθε ασθενή. Γενικά, προσπαθούμε να διατηρούμε τα mA χαμηλά, αυξάνοντας κατά το δυνατό περισσότερο τα kV. Για τα kVp ορίζεται από τον χρήστη μια ελάχιστη τιμή κατωφλίου, δηλαδή μια τιμή κάτω από την οποία το σύστημα δε λειτουργεί. Τα συστήματα συνήθως λειτουργούν πάνω σε αυτό το κατώφλι. Για τις ακτινοσκοπικές εξετάσεις, υπάρχει ένα χρονόμετρο για τη μέτρηση του χρόνου που η λυχνία είναι ενεργή και ενεργοποιείται ηχητικό σήμα για κάθε 5min λειτουργίας. Η διάρκεια της ακτινοσκόπησης αποτελεί ένδειξη για τον κίνδυνο πρόκλησης ακτινικής βλάβης. Η διάρκεια αυτή μπορεί να μειωθεί με την ελαχιστοποίηση των παραγόντων εκείνων που θα καθιστούσαν αναγκαία την επανάληψη της διαδικασίας πχ λανθασμένη τοποθέτηση ασθενούς, κίνηση ασθενούς κλπ.

Το ποσό της διαρρέουσας ακτινοβολίας είναι ανάλογο της συνολικής μάζας των ιστών που διαπερνά η πρωτεύουσα δέσμη. Επομένως, με αύξηση του πεδίου αυξάνεται και η ποσότητα της διαρρέουσας ακτινοβολίας. Μειώνοντας τις διαστάσεις του πεδίου, μειώνεται η σκεδαζόμενη ακτινοβολία ενώ αυξάνεται η αντίθεση της εικόνας και αυτό επιτυγχάνεται με χρήση διαφραγμάτων. Με χρήση μικρού εύρους διαφράγματος επιτυγχάνεται:

- Μείωση των στοχαστικών κινδύνων στον εξεταζόμενο καθώς μειώνεται το πλήθος των εκτιθέμενων ιστών
- Μείωση της διαρρέουσας ακτινοβολίας επιβαρύνοντας λιγότερο με δόση το προσωπικό με ταυτόχρονη αύξηση της αντίθεσης
- Μειώνεται η πιθανότητα υπερκάλυψης πεδίων κατά τον αναπροσανατολισμό της δέσμης.

Όπως έχει ήδη αναφερθεί παραπάνω, όποτε είναι εφικτό πρέπει να προτιμάται η χρήση της παλμικής ακτινοσκόπησης με όσο το δυνατόν χαμηλότερο ρυθμό με επιλογή θέσης αυτόματου ελέγχου φωτεινότητας (ABC) μικρής δόσης. Η παλμική ακτινοσκόπηση λειτουργεί με πολύ υψηλά ρεύματα συγκριτικά με την κλασική ακτινοσκόπηση όμως λόγω του ότι η δέσμη λειτουργεί με διακοπτόμενο τρόπο, τελικά η δόση στον ασθενή είναι χαμηλότερη.[24]

4 Πειραματικό μέρος

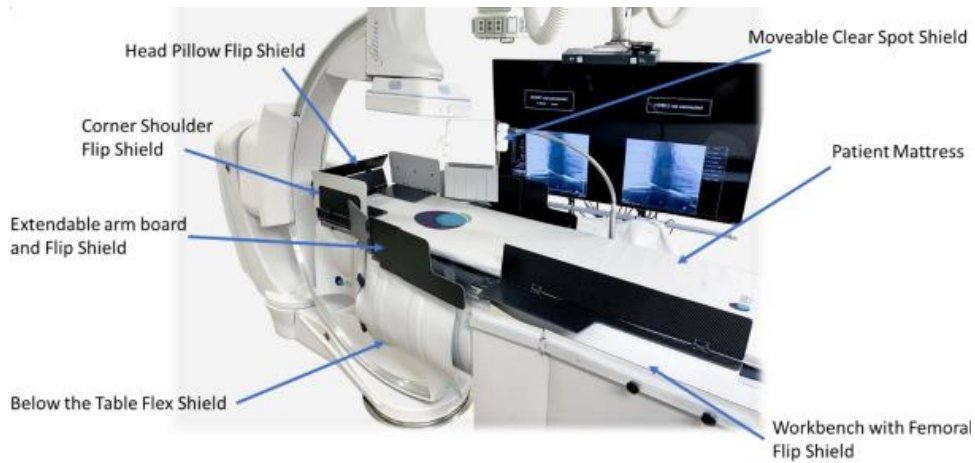
Η απορροφώμενη δόση που λαμβάνει το προσωπικό για την ίδια διαδικασία διαφέρει σημαντικά μεταξύ των ατόμων που βρίσκονται μέσα στην αίθουσα. Ο πρώτος επεμβατιστής φαίνεται ότι λαμβάνει τη μεγαλύτερη δόση σε σχέση με το υπόλοιπο προσωπικό. Η ενεργός δόση που λαμβάνει ανά εξέταση είναι μεταξύ του 0.02μSv έως 38μSv σύμφωνα με την ICRP.[43] Στη μελέτη που πραγματοποίησαν οι Efstathopoulos et al [44], εκτίμησαν ενεργό δόση για τον πρώτο επεμβατιστή 0.04mSv με 0.05mSv ανά έτος ενώ άλλες μελέτες αναφέρουν τιμές μεταξύ 2mSv/έτος και 4mSv/έτος.[45],[46] Σύμφωνα με τη μελέτη που πραγματοποίησαν οι Limacher et al [47], η μέση δόση που λαμβάνει ο δεύτερος επεμβατιστής στο επίπεδο της μέσης είναι 5μSv ανά PTCA πρακτική και 30μSv αντίστοιχα για το επίπεδο του κολάρου. Το δοσίμετρο στην πρώτη περίπτωση βρισκόταν κάτω από την ποδιά και στη δεύτερη περίπτωση ήταν εκτός ποδιάς. Στην ίδια έρευνα παρατήρησαν ότι η δόση για τους υπόλοιπους παρόντες ιατρούς ήταν το 10%-30% των τιμών του πρώτου επεμβατιστή. Επιπλέον αναφέρουν ότι οι ειδικευόμενοι γιατροί λαμβάνουν υψηλότερες δόσεις συγκριτικά με τους ειδικευμένους διότι εργάζονται με πιο αργούς ρυθμούς.[47] Οι Lindsay et al [48] αναφέρουν ότι οι νοσηλευτές και οι τεχνολόγοι λαμβάνουν μόνο το 2% με 11% της δόσης που λαμβάνει ο πρώτος επεμβατιστής (για σχετικά μικρή απόσταση από την πηγή). Η τιμή μπορεί να μεταβάλλεται λόγω γεωμετρίας του C-arm. Παρατηρούμε ότι ειδικότερα οι νοσηλευτές και οι τεχνολόγοι λαμβάνουν πολύ χαμηλότερες δόσεις γεγονός που οφείλεται στον παράγοντα της απόστασης. Επιπλέον, η ευρεία διακύμανση που παρουσιάζει ο ρυθμός έκθεσης οφείλεται σε πολλούς παράγοντες όπως ο τρόπος λειτουργίας (mode), η πολυπλοκότητα της διαδικασίας, τα σωματικά χαρακτηριστικά του ασθενούς, την εμπειρία, την ύπαρξη ή μη θωρακίσεων και προσωπικών μέσων ακτινοπροστασίας.[24]

4.1 Egg Nest.

Το Egg Nest είναι σύστημα ακτινοπροστασίας για εργαστήρια επεμβατικής καρδιολογίας και επεμβατικής ακτινολογίας γενικότερα. Τοποθετείται πέριξ της εξεταστικής τράπεζας και μπορεί να προσαρμοστεί στα περισσότερα συστήματα ακτινοσκόπησης. Το Egg Nest περιλαμβάνει:

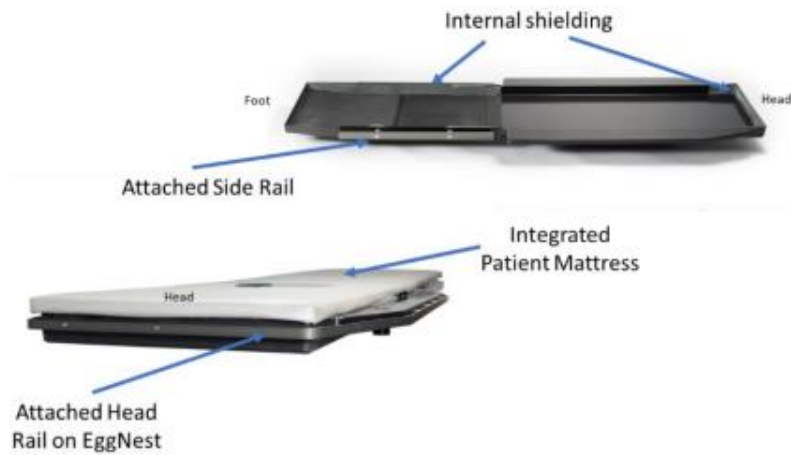
- Αρθρωτά μολύβδινα εξαρτήματα θωράκισης, πέριξ της εξεταστικής τράπεζας.
- Εύκαμπτες μολύβδινες ασπίδες, ενσωματωμένες στην τράπεζα.
- Ενσωματωμένη θωράκιση στρώματος. [49]

Τα αρθρωτά μολύβδινα εξαρτήματα θωράκισης εξωτερικά περιβάλλονται από ανθρακονήματα ώστε να μην καταπονείται το ευαίσθητο υλικό του μολύβδου σε τυχόν πιέσεις και κραδασμούς.



Εικόνα 23. Egg Nest [50].

Η **βασική πλατφόρμα** του συστήματος είναι κέλυφος από ανθρακονήματα στο εσωτερικό του οποίου έχει τοποθετηθεί ακτινοπροστατευτικό υλικό. Στην περιοχή τοποθέτησης της κεφαλής καθώς επίσης στο αριστερό και δεξί τμήμα της πλατφόρμας υπάρχουν κιγκλιδώματα (rails).[50]



Εικόνα 24. Βασική πλατφόρμα του Egg Nest [50].



Εικόνα 25. Βασική πλατφόρμα του Egg Nest [50].

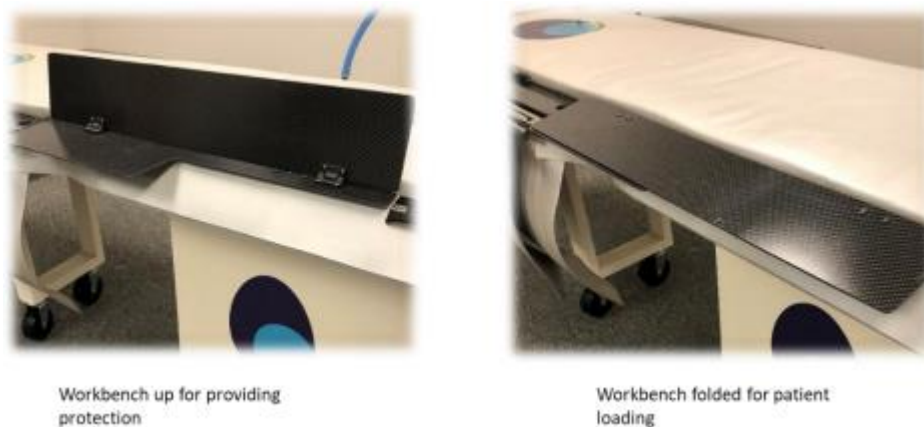
Τα **Arm Boards** ή αλλιώς τα στηρίγματα βραχίονα έχουν την δυνατότητα περιστροφής και τοποθετούνται στα κανάλια υποδοχής πάνω στη βασική πλατφόρμα μαζί με τα **Flip shields** τα οποία μπλοκάρουν τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία που προέρχεται από το στήθος του εξεταζόμενου.[50]

Οι **Flex shields** ή εύκαμπτες μολύβδινες ασπίδες, που φαίνονται στην εικόνα 16, προσαρμόζονται στα κιγκλιδώματα, παρέχοντας προστασία από την ακτινοβολία που προέρχεται κάτω από την εξεταστική τράπεζα.



Εικόνα 26. Εύκαμπτες μολύβδινες ασπίδες [50].

Το **Workbench** τοποθετείται στην πλατφόρμα βάσης, πάνω στο πλαϊνό κιγκλιδωμα και συνήθως στη δεξιά μεριά της πλατφόρμας δηλαδή στο σημείο εργασίας του προσωπικού.



Εικόνα 27. Workbench [50].

Τα **Pillow and Corner Head Flip shields** προσφέρουν συμπληρωματική προστασία έναντι της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας που προέρχεται από τους ώμους και το κεφάλι.

Η τοποθέτηση του Egg Nest δεν επηρεάζει ούτε την κλινική πράξη ούτε το κλινικό αποτέλεσμα. Λόγω των αρθρώσεων που διαθέτει δεν εμποδίζεται η τοποθέτηση του ασθενούς. Επιπλέον, οι εύκαμπτες μολύβδινες ασπίδες κινούνται μαζί με την εξεταστική τράπεζα επομένως δεν επηρεάζεται η κίνηση του C-arm. Είναι αφαιρούμενα και μπορούν να αναδιπλώνεται για

διευκόλυνση της κλινικής διαδικασίας. Τέλος, το σύστημα παρέχει παθητική προστασία με ενσωματωμένη αντιμικροβιακή επιφάνεια.

Το Egg Nest παρέχει προστασία σε όσους βρίσκονται στο χώρο, ανεξαρτήτως θέσης, εξασθενώντας τη σκεδαζόμενη και τη διαρρέουσα ακτινοβολία. Δεν έχει καμία επίδραση, λοιπόν, στην πρωτεύουσα δέσμη διότι κάτι τέτοιο θα επηρέαζε την ποιότητα της εικόνας και ενδεχομένως να είχε σαν αποτέλεσμα αύξηση της δόσης του ασθενούς. Αν υποθέσουμε ότι επιδρούσε στην πρωτογενή δέσμη, τότε το σήμα από τον ασθενή στον ανιχνευτή θα έφτανε με κάποια εξασθένηση και προκειμένου να εξισορροπηθεί η απώλεια θα έπρεπε να αυξηθεί η αρχική ποσότητα ακτινοβολίας από τη λυχνία, με αποτέλεσμα τη συνολική αύξηση της δόσης.

Στις Εικόνες 28Α και 28Β που ακολουθούν απεικονίζεται το σύστημα του αγγειογράφου στο Γενικό Νοσοκομείο Αθηνών “Κοργιαλένιο-Μπενάκειο” Ελληνικός Ερυθρός Σταυρός (ΕΕΣ), μετά την εγκατάσταση του Egg Nest. Η λήψη των εικόνων πραγματοποιήθηκε για το σκοπό της παρούσας διπλωματικής εργασίας.



Εικόνα 28Α. Στεφανιογράφος.

Εικόνα 28Β. Στεφανιογράφος.

4.2 Μελέτες αποτελεσματικότητας του Egg Nest.

Αρκετές έρευνες έχουν πραγματοποιηθεί στο χώρο των αιμοδυναμικών εργαστηρίων με πετάσματα ακτινοπροστασίας, προκειμένου να διαπιστευθεί η αποτελεσματικότητά τους. Ο Wilson και η ομάδα του [1], μέτρησαν την ακτινοβολία σε έξι διαφορετικές θέσεις πέριξ της

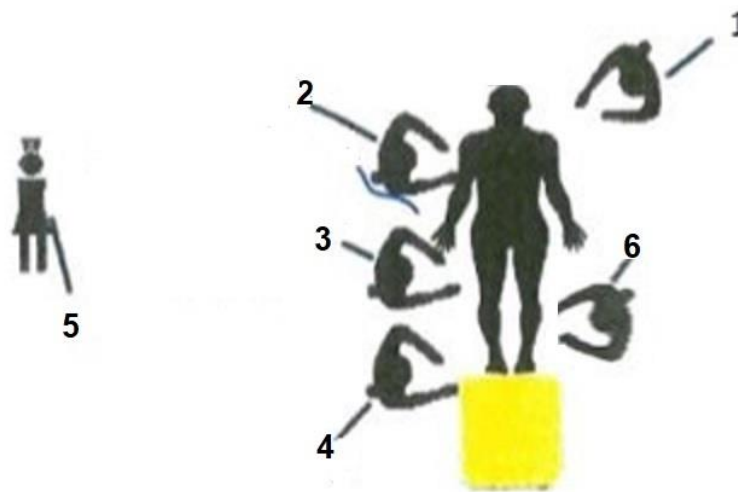
εξεταστικής τράπεζας του ακτινοσκοπικού, σε τρία διαφορετικά ύψη που να αντιστοιχούν στα γόνατα, τη μέση και το κεφάλι, από 20cm έως 200cm με και χωρίς το πέτασμα ακτινοπροστασίας Egg Nest. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το Egg Nest μειώνει την προσλαμβάνουσα δόση από 82% έως 97%, ανάλογα τη θέση.[51] Οι Steege et al [2], σε παρόμοια έρευνα, ανέφεραν μείωση στο ύψος του γονάτου κατά 92.8%, στη μέση 89.2% και στην κεφαλή 87.6%.[2] Σε μία άλλη έρευνα, οι Ursani et al [3], πραγματοποίησαν μετρήσεις για τις ίδιες θέσεις και ύψη σε συγκεκριμένες γωνίες του C-arm καθώς η γεωμετρία της λυχνίας αποτελεί πολύ σημαντικό παράγοντα για το ποσοστό μείωσης της δόσης. Για τη θέση PA ο μέσος όρος μείωσης της δόσης είναι 92%, για RAO 30/ CAUDAL 20: 88%, για RAO 30/ CRANIAL 20: 90%, για LAO 40/ CRANIAL 30: 94% και για LAO 40/ CAUDAL 30: 94%.[3] Οι Piccaluga et al [4], μέτρησαν το ρυθμό δόσης σε 5 διαφορετικές θέσεις στα ύψη: 50cm, 100cm, 150cm από το έδαφος, με και χωρίς το Egg Nest. Στα 150cm τα ποσοστά μείωσης ήταν από 0% έως 80%, στα 100cm από 59% έως 97% και στα 50cm από 84% έως 98%, ανάλογα τη θέση. Η ερευνητική ομάδα της εταιρίας EGG MEDICAL Inc., που είναι και ο κατασκευαστικός οίκος του συστήματος αναφέρει μείωση κατά 91% της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας μετρώντας μέγιστη τιμή ρυθμού έκθεσης 1200μSv/h χωρίς το Egg Nest και 90μSv/h έπειτα από την τοποθέτησή του.[50] Παρατήρησαν, λοιπόν, ότι κάτω από το 1m το Egg Nest ήταν πιο αποτελεσματικό [4], γεγονός πολύ σημαντικό καθώς όπως αναφέρουν οι Wilson et al [1][51], το 69% της ακτινοβολίας στο χώρο προέρχεται από τη λυχνία που βρίσκεται κάτω από την τράπεζα. Σε όλες τις μελέτες που προαναφέρθηκαν, οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με χρήση phantom και όπως τονίζει ο Wilson [1] οι περισσότερες μελέτες που έχουν δημοσιευθεί έως σήμερα αφορούν τη θέση PA του C-arm, όμως κατά την κλινική πράξη η λυχνία συνήθως είναι υπό γωνία.

4.3.1 Εισαγωγή - Πειραματικού Μέρους

Στην παρούσα μελέτη, διερευνήθηκε η αποτελεσματικότητα του Egg Nest μετρώντας με θάλαμο ιονισμού το ρυθμό έκθεσης σε συγκεκριμένες θέσεις και ύψη περιμετρικά της λυχνίας του C-arm. Κάθε μέτρηση πραγματοποιήθηκε κατά τη διάρκεια κλινικής πράξης με τυχαίες γωνίες του C-arm, στο αιμοδυναμικό εργαστήριο του ΓΝΑ "ΚΟΡΓΙΑΛΕΝΕΙΟ-ΜΠΕΝΑΚΕΙΟ" ΕΕΣ. Οι εξετάσεις που πραγματοποιούνται στο συγκεκριμένο εργαστήριο είναι οι ακόλουθες: CA, PCI, PTCA, CTO, CORO. Στην τελική απορροφώμενη δόση επιδρούν πολλοί διαφορετικοί παράγοντες ταυτόχρονα, ο έλεγχος των οποίων δεν ήταν πάντοτε εφικτός. Η ποιότητα της δέσμης, το μέγεθος του πεδίου, το πλήθος των ατόμων που παρευρίσκονταν στην αίθουσα είναι μερικά τέτοια παραδείγματα. Σημειώνεται ότι στις λαμβάνουσες τιμές του ρυθμού έκθεσης, δεν έχουν χρησιμοποιηθεί αποτελέσματα από cine καταγραφή διότι κάτι τέτοιο θα επηρέαζε την τελική διαμόρφωση των ποσοστών μείωσης. Επομένως, όλες οι ακόλουθες τιμές του ρυθμού έκθεσης που θα αναφέρονται στο εξής αφορούν fluoro ακτινοσκόπηση.

4.3.2 Υλικό-Μέθοδος.

Στην παρούσα έρευνα, πραγματοποιήθηκαν συνολικά 364 μετρήσεις (με το Egg Nest) του ρυθμού έκθεσης σε έξι διαφορετικές θέσεις οι οποίες φαίνονται στο Σχήμα 5, και τρία διαφορετικά ύψη (20cm, 60cm, 180cm). Πραγματοποιήθηκαν επίσης 302 μετρήσεις χωρίς το Egg Nest, σε αντίστοιχες θέσεις και ύψη.



Σχήμα 5. Θέσεις καταγραφής των μετρήσεων.

1. Υπερηχοκαρδιογραφιστής
2. Θέση βιοψίας
3. Πρώτος επεμβατιστής
4. Δεύτερος επεμβατιστής
5. Νοσηλευτικό προσωπικό
6. Αντιδιαμετρική θέση του πρώτου επεμβατιστή

Για τις μετρήσεις χρησιμοποιήθηκε ο θάλαμος ιονισμού LUDLUM' S US 9DP, με τα εξής χαρακτηριστικά:

- Εύρος ανίχνευσης από ακτινοβολία υποστρώματος έως 50mSv/h
- Η ευαισθησία ενεργειών του θαλάμου είναι από 25keV έως 1MeV
- Ενεργειακή απόκριση $\pm 25\%$ από 60keV έως 1.25MeV
- Χρόνος απόκρισης από 2sec έως 7sec
- Ακρίβεια $\pm 10\%$
- Στην οθόνη του θαλάμου εμφανίζεται τόσο ο ρυθμός έκθεσης όσο και ο ολοκληρωμένος ρυθμός έκθεσης ή ο μέγιστος ρυθμός έκθεσης

- Με δυνατότητα αυτόματου μηδενισμού
- Επαναφορτιζόμενες μπαταρίες
- Ο θάλαμος διαθέτει οπτικές και ηχητικές σημάνσεις
- Βαθμονομημένος



Εικόνα 29Α. Θάλαμος ιονισμού.
ιονισμού [52].



Εικόνα 29Β. Οθόνη θαλάμου [52].

Το σύστημα του στεφανιογράφου είναι Philips, Azurion 3 M12 με τα εξής χαρακτηριστικά:

- Ακτινογραφική τάση: 40-125 kVp
- Ισχύς γεννήτριας: 100kW
- Μέγιστη συνεχιζόμενη ισχύ κατά την ακτινοσκόπηση 1.5kW
- Μέγιστο ρεύμα 1000mA για 100kV
- Ελάχιστος χρόνος απόκρισης: 1ms
- Ο ανιχνευτής είναι τύπου flat panel
- Εύρος πεδίου 30, 27, 22, 19, 15cm
- Διαθέτει σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης (AEC)
- Διαθέτει αντιδιαχυτικό διάφραγμα
- Το σύστημα έχει δυνατότητες περιστροφής 120° LAO και 120° RAO, 45° Cranial και 45° Caudal [53]

Στο τέλος κάθε εξέτασης γινόταν η καταγραφή του DAP ($Gy \cdot cm^2$) και της διάρκειας ακτινοσκόπησης (min) από την οθόνη του στεφανιογράφου, μεγέθη απαραίτητα για τη διεξαγωγή της έρευνας. Για την επεξεργασία των δεδομένων χρειάστηκαν τρία αρχεία excel. Στο ένα γινόταν η καταγραφή των μετρήσεων χωρίς το πέτασμα, σε ένα δεύτερο καταγράφονταν οι

μετρήσεις με το πέτασμα και το τρίτο χρησιμοποιήθηκε για τη σύγκριση των αποτελεσμάτων. Τα δύο πρώτα αρχεία είχαν κοινή λογική και μεθοδολογία:

Πίνακας 4: Μέθοδος καταγραφής των αποτελεσμάτων

Position	Height(cm)	No EggNest Dose (μSv/h)	Camera Angle	No EggNest Dose (μSv)	Normalized
1	180	1300	0/0	95.33333333	167.260199
1	60	1800	0/0	132	231.5910448
1	20	3000	0/0	220	385.9850746

Στην πρώτη στήλη σημειώσαμε τη θέση μέτρησης, στη δεύτερη το ύψος (cm), στην τρίτη το ρυθμό έκθεσης (μSv/h), δηλαδή την τιμή που κατέγραφε ο θάλαμος ιονισμού, σε μια άλλη στήλη τη γωνία του C-arm. Η κανονικοποίηση έγινε ως προς τον αριθμό DAP ($Gy \cdot cm^2$), λαμβάνοντας ως τιμή αναφοράς την τιμή $70.53 Gy \cdot cm^2$. Η τιμή αυτή αποτελεί τον μέσο όρο των DAP που σημειώθηκαν από όλες συνολικά τις εξετάσεις (με και χωρίς το Egg Nest). Προκειμένου να γίνει η κανονικοποίηση των τιμών, έγινε μετατροπή του ρυθμού δόσης (μSv/h) σε δόση (μSv), πολλαπλασιάζοντας το ρυθμό δόσης με το λόγο της χρονικής διάρκειας της ακτινοσκόπησης (min) προς 60 (min). Για την κανονικοποίηση χρησιμοποιήθηκε η σχέση:

$$\frac{DAP_{\mu}}{DAP_{\epsilon\xi}} = \frac{\Delta_{normalized}}{\Delta_{\epsilon\xi}}$$

DAP_{μ} : Μέση τιμή των DAP

$DAP_{\epsilon\xi}$: Τιμή DAP της εξέτασης

$\Delta_{\epsilon\xi}$: Η δόση της εξέτασης που προέκυψε από τον ρυθμό έκθεσης

$\Delta_{normalized}$: Κανονικοποιημένη τιμή δόσης

Η παραπάνω διαδικασία πραγματοποιήθηκε για κάθε μέτρηση ξεχωριστά.

Με την ολοκλήρωση της κανονικοποίησης όλων των τιμών προχωρήσαμε στη σύγκριση. Η σύγκριση έγινε μεταξύ των κανονικοποιημένων τιμών με και χωρίς το Egg Nest, αρχικά, ξεχωριστά για κάθε ύψος θέσης. Σε μία στήλη σημειώθηκαν οι κανονικοποιημένες τιμές με το Egg Nest και σε μία άλλη οι τιμές χωρίς αυτό. Για κάθε στήλη έγινε εξαγωγή μιας μέσης τιμής (mean). Το ποσοστό μείωσης προέκυψε από τη σχέση:

$$\left(\frac{mean_{NoEggNest} - mean_{EggNest}}{mean_{NoEggNest}} \right) \cdot 100\% ,$$

$$\text{δηλαδή: } \left(\frac{APX - TE\Delta}{APX} \right) \cdot 100\%$$

$mean_{\delta. No Egg Nest}$: η μέση τιμή των (κανονικοποιημένων) δόσεων χωρίς το Egg Nest

$mean_{\delta. Egg Nest}$: η μέση τιμή των (κανονικοποιημένων) δόσεων με το Egg Nest

Τέλος, για κάθε θέση υπολογίστηκε και το συνολικό ποσοστό μείωσης, που προέκυψε από το μέσο όρο των ποσοστών μείωσης από όλα τα ύψη για τη συγκεκριμένη θέση.

4.3.3 Αποτελέσματα.

Τα αποτελέσματα της έρευνας αναγράφονται στον Πίνακα 5 που ακολουθεί.

Πίνακας 5: Αποτελέσματα έρευνας.

ΘΕΣΗ	ΎΨΟΣ ΜΕΤΡΗΣΗΣ(cm)	ΠΟΣΟΣΤΟ ΜΕΙΩΣΗΣ	ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ ΠΟΣΟΣΤΟΥ ΜΕΙΩΣΗΣ
1	180	60.3%	73.9%
	60	72.4%	
	20	88.9%	
2	180	12.1%	64.1%
	60	85.3%	
	20	94.9%	
3	180	46.7%	56.4%
	60	71.2%	
	20	51.3%	
4	180	37.3%	56%
	60	46.1%	
	20	84.6%	
5	180	43.1%	46.7%
	60	63.1%	
	20	33.9%	
6	180	53.4%	54.5%
	60	64.7%	
	20	45.3%	

Στον Πίνακα 5 καταγράφονται τα αποτελέσματα της μελέτης. Στην πρώτη στήλη δηλώνεται η θέση (από το Σχήμα 5), στη δεύτερη τα ύψη που πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις, στην τρίτη στήλη καταγράφεται το ποσοστό μείωσης για το κάθε ύψος σε κάθε θέση και τέλος στην τέταρτη στήλη το συνολικό ποσοστό μείωσης για την κάθε θέση ανεξάρτητα από το ύψος.

Το ποσοστό μείωσης εξαρτάται από τρεις παράγοντες: τη θέση εργασίας, καθώς σχετίζεται με την απόσταση από τη λυχνία, το ύψος που πραγματοποιήθηκε η μέτρηση και τέλος τη γεωμετρία του C-arm κατά την εξέταση. Στον Πίνακα 5 καταγράφονται τα αποτελέσματα των μετρήσεων για κάθε διαφορετική θέση που αναγράφεται στο Σχήμα 5, για τα ύψη 20cm, 60cm και 180cm και στην τελευταία στήλη καταγράφεται το συνολικό ποσοστό μείωσης για κάθε θέση. Από τον πίνακα των αποτελεσμάτων προκύπτει ότι στα 20cm από το έδαφος, στις περισσότερες περιπτώσεις σημειώνονται τα μεγαλύτερα ποσοστά μείωσης, γεγονός πολύ σημαντικό καθώς το 69% της σκεδαζόμενης και της διαρρέουσας ακτινοβολίας προέρχεται κάτω

από την τράπεζα. [5] Στις θέσεις 1 και 2, που βρίσκονται πάρα πολύ κοντά στη λυχνία του συστήματος, τα συνολικά ποσοστά μείωσης αγγίζουν το 73.9% και 64.1% αντίστοιχα, ενώ για το ύψος των 20cm τα ποσοστά ξεπερνούν το 88%. Στη θέση 3, όπου στέκεται ο Ιατρός, η συνολική μείωση είναι 56.1%, όμως στη θέση αυτή, ακόμα και όταν δεν είναι εγκατεστημένο το Egg Nest, υπάρχει η τυπική θωράκιση. Επομένως, οι τιμές των απορροφούμενων δόσεων με και χωρίς το Egg Nest δεν έχουν σημαντική διαφορά, γι'αυτό και το ποσοστό μείωσης δεν είναι ιδιαίτερα υψηλό. Στη θέση 4, το ποσοστό μείωσης κυμαίνεται από 37.3% έως 84.6%, ανάλογα το ύψος. Το ποσοστό μείωσης παρουσιάζει σημαντική αύξηση από πάνω προς τα κάτω και σε αυτήν τη θέση. Στη θέση 5, που αφορά περισσότερο το νοσηλευτικό προσωπικό, το συνολικό ποσοστό μείωσης είναι 46.7%. Σημειώνεται, ότι η θέση 5 βρίσκεται σε απόσταση 1.5m από την εξεταστική τράπεζα. Επομένως, παρατηρούμε ότι αν και ήδη σε αυτή τη θέση οι τιμές του ρυθμού δόσης είναι μικρότερες λόγω της απόστασης, τα ποσοστά μείωσης είναι ικανοποιητικά, γεγονός που αποδεικνύει την αποτελεσματικότητα του Egg Nest ως προς τη μείωση της δόσης στο χώρο γενικότερα. Τέλος, για τη θέση 6, το συνολικό ποσοστό μείωσης είναι 54.5%, με τα ποσοστά να κυμαίνονται ανάλογα με το ύψος από 45.3% έως 64.7%. Σημειώνεται ότι όλα τα αποτελέσματα προήλθαν με απόλυτη ακρίβεια δεκαδικών ψηφίων.

Ενδιαφέρον παρουσιάζουν και οι απόλυτες κανονικοποιημένες τιμές δόσης για κάθε ύψος θέσης του Πίνακα 6. Οι τιμές που αναγράφονται είναι με ακρίβεια ενός δεκαδικού ψηφίου.

Πίνακας 6: Κανονικοποιημένες τιμές δόσης.

Χωρίς Egg Nest Με Egg Nest

ΘΕΣΗ 1	180cm	241.9μSv	96.1μSv
	60cm	474.9μSv	131.2μSv
	20cm	743.5μSv	82.4μSv
ΘΕΣΗ 2	180cm	205.6μSv	175.2μSv
	60cm	1127.7μSv	165.4μSv
	20cm	737.1μSv	37.3μSv
ΘΕΣΗ 3	180cm	11.6μSv	6.2μSv
	60cm	10.4μSv	3μSv
	20cm	6.9μSv	3.3μSv
ΘΕΣΗ 4	180cm	6.7μSv	4.2μSv
	60cm	4.6μSv	2.5μSv
	20cm	26.1μSv	4μSv
ΘΕΣΗ 5	180cm	2.4μSv	1.4μSv
	60cm	3.3μSv	1.2μSv
	20cm	2μSv	1.3μSv

ΘΕΣΗ 6	180cm	26.7μSv	12.4μSv
	60cm	56.7μSv	20μSv
	20cm	74.3μSv	40.7μSv

Στον Πίνακα 6 καταγράφονται οι απόλυτες κανονικοποιημένες τιμές δόσης των αποτελεσμάτων της έρευνας. Στην πρώτη στήλη δηλώνεται η θέση (από το Σχήμα 5), στη δεύτερη τα ύψη που πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις, στην τρίτη και στην τέταρτη στήλη καταγράφονται οι απόλυτες κανονικοποιημένες τιμές δόσης των αποτελεσμάτων της έρευνας, χωρίς το Egg Nest και με το Egg Nest αντίστοιχα.

Σε κάθε περίπτωση παρατηρούμε μείωση μεταξύ των τιμών της δόσης πριν την εγκατάσταση του Egg Nest και έπειτα από αυτήν. Μάλιστα όπως προκύπτει από τον Πίνακα 6, στις περισσότερες περιπτώσεις, η διαφορά αυτή είναι σημαντική.

T-test

Η διενέργεια του t-test πραγματοποιήθηκε με σκοπό να διακριβωθεί εάν τα αποτελέσματα προέκυψαν λόγω σημαντικής στατιστικής διαφοράς ή λόγω τυχαίων παραγόντων.

Τα δείγματα πληθυσμού που λήφθηκαν υπόψιν στην παρούσα έρευνα ήταν ανεξάρτητα μεταξύ τους, αφορούν κανονικό πληθυσμό, η επιλογή τους έγινε τυχαία. Τα δείγματα ακολουθούν συμμετρική κατανομή και είναι αντιπροσωπευτικά.

Θεωρούμε επίπεδο σημαντικότητας $\alpha=0.05$ ή $\alpha=0.01$. [54]

Πίνακας 7: Έλεγχος t-Test.

ΘΕΣΗ		P-τιμή	Έλεγχος
ΘΕΣΗ 1	180cm	0.027507	<0.05
	60cm	0.003871	<0.01
	20cm	$4.52 \cdot 10^{-6}$	<0.01
ΘΕΣΗ 2	180cm	0.558744	>0.05
	60cm	0.045619	<0.05
	20cm	0.000577	<0.01
ΘΕΣΗ 3	180cm	0.017907	<0.05
	60cm	0.016951	<0.05
	20cm	0.008456	<0.01
ΘΕΣΗ 4	180cm	0.014051	<0.05
	60cm	0.004844	<0.01
	20cm	$5.33 \cdot 10^{-5}$	<0.01
ΘΕΣΗ 5	180cm	0.015607	<0.05
	60cm	0.004515	<0.01
	20cm	0.129405	>0.05
ΘΕΣΗ 6	180cm	0.001824	<0.01
	60cm	0.008298	<0.01

20cm	0.047295	<0.05
------	----------	-------

Για τις τιμές του πίνακα που ισχύει: $P < 0.05$ ή $P < 0.01$, θεωρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά σε επίπεδο σημαντικότητας 0.05 ή 0.01, αντίστοιχα.

4.3.4 Συμπεράσματα.

Δεδομένου ότι το προσωπικό, το οποίο παρευρίσκεται στις αίθουσες του αιμοδυναμικού εργαστηρίου κατά τη διάρκεια των εξετάσεων λαμβάνει ετησίως μεγάλες δόσεις ακτινοβολίας, ενδεικτικά αναφέρουμε ότι, τα τελευταία χρόνια το ιατρικό προσωπικό του Αιμοδυναμικού εργαστηρίου στο Νοσοκομείο του Ελληνικού Ερυθρού Σταυρού, έχει λάβει αρκετά υψηλές δόσεις, με βάση της επίσημες καταστάσεις δόσεων της Ελληνικής Επιτροπής Ατομικής Ενέργειας (Ε.Ε.Α.Ε), η ανωτέρω μείωση στις απορροφούμενες δόσεις που παρατηρείται έπειτα από τοποθέτηση του Egg Nest, θεωρείται πολύ σημαντική. Παρόλ' αυτά, δρα συμπληρωματικά ως μέσο ακτινοπροστασίας και σε καμία περίπτωση δεν πρέπει να αντικαθιστά τα ήδη υπάρχοντα μέσα.

Σύμφωνα και με τα όσα αναφέρθηκαν στην παρούσα διπλωματική εργασία, ειδικότερα στο κεφάλαιο 3 που αφορά τις αρχές ακτινοπροστασίας και πιο συγκεκριμένα την αρχή της βελτιστοποίησης (ALARA) κάθε προσπάθεια που αποφέρει τελικά μείωση στην προσλαμβάνουσα δόση και μάλιστα χωρίς να επηρεάζει την κλινική πράξη ή το κλινικό αποτέλεσμα, θα πρέπει να λαμβάνεται σοβαρά υπόψη η παγίωσή της ως ένα επιπλέον μέτρο ακτινοπροστασίας.

Από τα αποτελέσματα, φαίνεται ότι η εγκατάσταση του Egg Nest θα απέφερε ικανοποιητικό όφελος στα εκτιθέμενα άτομα, ειδικότερα στο προσωπικό των Αιμοδυναμικών Εργαστηρίων που όπως αναφέρθηκε, οι επεμβατιστές καρδιολόγοι είναι εκείνοι που λαμβάνουν τη μεγαλύτερη ακτινική επιβάρυνση σε σχέση με κάθε άλλη ειδικότητα των επαγγελματικά εκτιθέμενων ατόμων.

Στο κεφάλαιο 1 έγινε αναφορά των επιπτώσεων που μπορεί να έχει η έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία σε φυσικό, χημικό, βιοχημικό και βιολογικό στάδιο στους ζώντες οργανισμούς και κατηγοριοποιήθηκαν τα αποτελέσματα σε στοχαστικά και μη στοχαστικά. Με την τοποθέτηση του Egg Nest στόχος είναι η μείωση της πιθανότητας εκδήλωσης των στοχαστικών αποτελεσμάτων και κατ' επέκταση των παθήσεων που μπορεί να προκληθούν, όπως είναι οι διάφορες μορφές καρκίνου, ο καταρράκτης, οι καρδιακές παθήσεις, οι δερματικές αλλοιώσεις κ.α.

Ωστόσο, σε κάθε περίπτωση ανεξάρτητα από το διαθέσιμο βαθμό θωράκισης θα πρέπει πάντα να τηρούνται τα όσα αναφέρθηκαν στο κεφάλαιο 3, δίνοντας ιδιαίτερη προσοχή στα τεχνικά χαρακτηριστικά της δέσμης και έχοντας πάντα υπόψιν ότι η εικόνα πρέπει να έχει όσο καλύτερη ποιότητα είναι δυνατό να επιτευχθεί με ταυτόχρονη ελαχιστοποίηση της δόσης. Δεν πρέπει να

θυσιάζεται ούτε η διαγνωστική πληροφορία ώστε να μειωθεί η δόση, άλλωστε κάθε ιατρική πράξη υπακούει στην αρχή της αιτιολόγησης, αλλά ούτε να αυξάνεται αλόγιστα η δόση προκειμένου να παραχθεί η τέλεια εικόνα. Γι' αυτό, είναι πάρα πολύ σημαντικό να τηρούνται τα ΔΕΑ που έχουν θεσπιστεί ανά ιατρική πράξη.

Περιορισμοί έρευνας

Γεωμετρία C-arm

Δεδομένου ότι η έρευνα πραγματοποιήθηκε σε πραγματικές συνθήκες εργασίας, σε αντίθεση με τις περισσότερες άλλες μελέτες που έγινε χρήση phantom και επομένως ήταν εφικτός ο έλεγχος της γεωμετρίας του C-arm, γεγονός που αν και διαφοροποιεί την έρευνά μας από άλλες που αναφέρονται στη βιβλιογραφία, αποτελεί έναν περιορισμό καθώς η γεωμετρία της λυχνίας επηρεάζει το ρυθμό δόσης. Για παράδειγμα στη LAO κλίση φαίνεται να έχουμε τη μεγαλύτερη ακτινική επιβάρυνση, όπως προαναφέρθηκε, ενώ στη θέση PA την ελάχιστη.

Μέγεθος πεδίου

Κατά την διάρκεια των επεμβατικών διαδικασιών, κάποιες φορές χρειάστηκε να γίνει μεγέθυνση του πεδίου. Για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων δεν λήφθηκε υπόψη, διότι ειδικά για τις θέσεις δεξιά του συστήματος, δεν ήταν δυνατή η πρόσβαση στην οθόνη του στεφανιογράφου ώστε να γνωρίζουμε για κάθε μέτρηση το μέγεθος του πεδίου.

Χαρακτηριστικά ασθενούς

Το BMI του ασθενούς θα μπορούσε να αποτελεί έναν παράγοντα επίδρασης στις μετρήσεις καθώς με αύξηση του πάχους του ασθενούς αυξάνεται η ενέργεια της δέσμης και άρα η δόση. Το αποτέλεσμα είναι η αύξηση της συνολικής τιμής DAP. Ωστόσο, ο περιορισμός αυτός εξαλείφθηκε καθώς έγινε κανονικοποίηση ως προς το DAP.

Απόσταση λυχνίας-ανιχνευτή

Στο κεφάλαιο 3 όταν αναλύθηκε, επίσης, η ακτινοπροστασία ασθενούς, ένας από τους τρόπους που αναφέρθηκαν ήταν η απόσταση λυχνίας-ασθενή-ανιχνευτή. Γενικά, επιθυμούμε μεγιστοποίηση απόστασης λυχνίας-ασθενή και ελαχιστοποίηση απόστασης ασθενή-ανιχνευτή (επιφέρει μείωση της δόσης άρα και μείωση της σκεδαζόμενης), που όμως δεν είναι πάντοτε εφικτό. Ο παράγοντας αυτός δεν λήφθηκε υπόψη διότι η τελική επίδραση στα αποτελέσματα της έρευνας θα μπορούσε να θεωρηθεί αμελητέα.

Πλήθος ατόμων στην αίθουσα

Ο συγκεκριμένος παράγοντας αφορά περισσότερο τη θέση 5, όπου οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν από απόσταση 1.5m οπότε όσο περισσότερα άτομα παρεμβάλλονταν μεταξύ του σημείου όπου έγινε η μέτρηση και της πηγής, ο ρυθμός δόσης θα ήταν μικρότερος.

Στις περισσότερες κλινικές επεμβάσεις ο αριθμός των ατόμων ωστόσο παρέμενε σταθερός (τρία με τέσσερα άτομα στην αίθουσα).

Frames/sec

Τα frames/sec ελέγχονταν από τους επεμβατιστές ανάλογα με τις ανάγκες της κλινικής πράξης. Ωστόσο, στις περισσότερες περιπτώσεις γίνεται χρήση των 15frames/sec.

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

[1] Wilson RF, Gainor JP, Valeti US, Wilson BV, Montague JR, Allen B, (2018), "A New Device to Markedly Reduce Personnel Radiation Exposure in the Cardiac Cath Lab", PCR 2018 Eggnest Abstract

- [2] Steege, Wilson, Allen, (2022), "Investigating the Radiation Scatter Cloud of the Catheterization Lab", Egg Nest by Egg Medical
- [3] Ursani A, Lima K, Seidelin P, (2020), "Radiation Scatter Dose Survey - Cardiac Catheterization Laboratories and Interventional Radiology TGH", Toronto General Hospital
- [4] Piccaluga, Colombo, Muti, Martino, Piombino, Oreglia, (2021), "Radiation protection of hemodynamic staff: Phantom testing and clinical evaluation of a new passive device", 42 National Congress Italian Society of Cardiology
- [5] Seibert JA, (2004), "X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists." Part 1: Basic Principles of X-Ray Production, JNMT.
- [6] Serway RA, Jewett JW, (2010), "Φυσική για επιστήμονες και μηχανικούς", Εκδόσεις Κλειδάριθμος , **ISBN 978-960-461-509-4**
- [7] Κανδαράκης Ι, (2007), "Ακτινοδιαγνωστική", Πανεπιστημιακές εκδόσεις Αράκυνθος, **ISBN 978-960-89768-1-8**
- [8] Cottingham WN, Greenwood DA, (1996), "Εισαγωγή στην Πυρηνική Φυσική", Εκδόσεις Τυπωθύτω, **ISBN 978-960-7643-18-6**
- [9] Κανδαράκης Ι, (2007), "Πυρηνική Ιατρική", Πανεπιστημιακές εκδόσεις Αράκυνθος, **ISBN 978-960-91034-8-0**
- [10] Ψαρράκος Κ, Μολυβδά-Αθανασοπούλου Ε, Γκοτζαμάνη-Ψαρράκου Α, Σιούντας Α, (2018), "Ιατρική Φυσική", Εκδόσεις UNIVERSITY STUDIO PRESS, **ISBN 978-960-12-2092-5**
- [11] Martin LM, Marples B, Lynch TH, Hollywood D, Marignol L, (2013), "Exposure to low dose ionising radiation: Molecular and clinical consequences", ELSEVIER
- [12] Medistudies, (2021), "Εκπαιδευτικό υλικό", [online] Available at: < medistudies.edu.gr/wp-content/uploads/2023/01/ΙΑΤΡΙΚΗ-ΦΥΣΙΚΗ-ΔΙΑΦΑΝΕΙΕΣ-ΚΕΦ3_5.pptx.pdf>
- [13] Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών, Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας, (2016), "Βασικές γνώσεις ακτινοπροστασίας ασθενών και προσωπικού στην επεμβατική καρδιολογία", pp 34-36
- [14] McNamara DA, Chopra R, Decker JM, McNamara MW, VanOosterhout SM, Berkompas DC, Dahu MI, Kanaan MA, Jawad WI, Merhi WM, Parker JL, Madder RD, (2022), "Comparison of Radiation Exposure Among Interventional Echocardiographers, Interventional Cardiologists, and Sonographers During Percutaneous Structural Heart Interventions", JAMA Network/Open
- [15] Kern M, (2018), "Novel Radiation Protection Devices: An Update on Radiation Safety in the Cath Lab", cathlabdigest.com, v 26
- [16] Grazia AM, Piccaluga E, Guagliumi G, Del Greco M, Gaita F, Picano E, (2022), "Occupational Health Risks in Cardiac Catheterization Laboratory Workers", Cardiac Catheterization
- [17] National Eye Institute, (2023), "Cataracts"

- [18] Κουκοράβα ΧΕ, (2014), “Μελέτη δοσιμετρίας προσωπικού σε επεμβατικές τεχνικές με τη βοήθεια πειραματικών μετρήσεων και τεχνικών Monte Carlo”, ΕΚΠΑ, ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ, ΔΙΑΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΑΚΟ ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ-ΑΚΤΙΝΟΦΥΣΙΚΗ
- [19] Webster JG, (2021), “ΙΑΤΡΙΚΗ ΟΡΓΑΝΟΛΟΓΙΑ”, Εκδόσεις ιων, **ISBN 978-960-508-335-9**
- [20] Μπούρκας Π, Ουζούνoglου Ν, (1991), “Βιοϊατρική Τεχνολογία και Ειδικές Νοσοκομειακές Εγκαταστάσεις”, Εκδόσεις ΣΥΜΕΩΝ, **ISBN 960-7346-25-4**
- [21] Αναγνωστόπουλος ΔΦ, (2013), “Φασματοσκοπία εκπομπής ακτίνων Χ”, Εκπαιδευτικό υλικό, Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων, Τμήμα Μηχανικών Επιστήμης Υλικών
- [22] Leblanc L, (2015), “Half value layer”, QUALITY CONTROL IN RADIOGRAPHY
- [23] Κόττου Σ, (2017), “Ακτινοσκόπηση”, Εκπαιδευτικό υλικό, Πανεπιστήμιο Αθηνών, Ιατρική σχολή
- [24] Κάππας Κ, Θεοδώρου Κ, (2019), “ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΕΣ ΚΑΙ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ”, Broken Hill Publishers LTD, Εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης, Τόμος 2, **ISBN 978-992-556-329-6**
- [25] Kontis E, “Event & Corporate Photography”, [online] Available at: < www.elisseoskontis.com>
- [26] Nett B, “X-ray Contrast to Noise (CNR) Illustrated examples of image noise (SNR, Quantum Mottle) for Radiologic Technologists”, How Radiology Works
- [27] Αλτσιτζόγλου Π, (2023), “Αγγειοπλαστική PTCA-PCI”, Όμιλος Ιατρικού Αθηνών, [online] Available at: < epemvaseiskardias.gr/επεμβάσεις-καρδιάς/304-αγγειοπλαστική>
- [28] Atiga WL, Duranni SA, Eldadah ZA, Fischer MB, Islam MG, Jones RP, Mazel JA, Meiningner GR, (2023), “Radiofrequency Ablation for Atrial Fibrillation”, MedStar Health, [online] Available at: < <https://www.medstarhealth.org/services/radiofrequency-ablation-atrial-fibrillation>>
- [29] Beinart SC, Talavera F, Compton SJ, Ei-Chami MF, (2018), “Junctional Rythm”, the heart.org Medscape
- [30] Gruner M, Stegherr S, Veith J, (2006), “Fruhdefibrillation”, Εκδόσεις Stumpf + Kossendey, **ISBN 3938179333**
- [31] Ιωαννίδης Π, (2018), “Αμφικουλιακή βηματοδότηση ή θεραπεία καρδιακού επανασυγχρονισμού CRT”, Heart Rythm Center, ΙΑΣΩ Γενική Κλινική
- [32] Παυλίδης Γ, “Αγγειογραφία: Τι είναι & πως διενεργείται;”, Όμιλος Ευρωκλινικής, [online] Available at: < <https://www.euroclinic.gr/article/aggeiografia-ti-einai-kai-pws-dienergeitai/>>
- [33] Chen MA, Dugdale CD, Conaway B, (2022), “Arterial Embolism”, MedlinePlus
- [34] Καραβόλιας Γ, (2017), “Αντικατάσταση βαλβίδας της καρδιάς χωρίς χειρουργείο” Metropolitan Hospital
- [35] Πισσαρίδης Κ, (2017), “Η ΧΡΟΝΙΑ ΟΛΙΚΗ ΑΠΟΦΡΑΞΗ ΣΤΕΦΑΝΙΑΙΑΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ (CTO)”, [online] Available at: < καρδιολογοσπισσαριδησκ.gr/2017/09/10/η-χρονια-ολικη-αποφραξη-στεφανιαιας-α/>
- [36] Madder RD, Vanoosterhout S, Mulder A, Brock TT, Clarey AT, Parker JL, Jacoby ME, (2022), “Patient Body Mass Index and Physician Radiation Dose During Coronary Angiography”, Cardiovascular Interventions

- [37] Kim S, Einstein AJ, Berrington De Gonzalez A, (2009), "Coronary Artery Calcification Screening Estimated Radiation Dose and Cancer Risk", Arch Intern Med, v 169, pp 1188-1194
- [38] Vano E, Gonzalez L, Guibelalde E, Fernandez JM, Ten JJ, (2008), "Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology", BJR, v 71, pp 954-960
- [39] Rehani MM, Lopez O, (2006), "Radiation effects in fluoroscopically guided cardiac interventions-keeping them under control", Int J Cardiol, v 109, pp 147-151
- [40] ΠΡΟΕΔΡΙΚΟ ΔΙΑΤΑΓΜΑ, Προσαρμογή της ελληνικής νομοθεσίας στην Οδηγία 2013/59/Ευρατόμ του Συμβουλίου, (2013), "Θέσπιση κανονισμών ακτινοπροστασίας", [online] Available at: < http://www.opengov.gr/ypepth/wp-content/uploads/2017/09/pd_euratom.pdf>
- [41] Φούντος Γ, (2020), "Ακτινοπροστασία", Εκπαιδευτικό υλικό, Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής, Μηχανικών Βιοϊατρικής
- [42] Nivaco ENTERPRISES, [online] Available at: < nicaco.gr/ατομική-ακτινοπροστασία/ποδιές-ακτινοπροστασίας/>
- [43] Cousins C, Miller DL, Bernardi G, Rehani MM, Schofield P, Vano E, Einstein AJ, Geiger B, Heintz P, Padovani R, Sim KH, (2013), "Radiological protection in cardiology", I.C.R.P.
- [44] Efstathopoulos EP, MakrygiannisSS, Kottou S, Karvouni E, Giazitzoglou E, Korovesis S, (2003), "Medical personnel and patient dosimetry during coronary angiography and intervention", Physics in Medicine&Biology, v 48, pp 3059-3068
- [45] Dendy PP, (2008), "Radiation risks in interventional radiology", BJR, v 81, pp 1-7
- [46] Tsapaki V, Kottou S, Vano E, Kompa T, Padovani R, Dowling A, Molfetas M, Neofotistou V, (2004), "Occupational dose constraints in interventional cardiology procedures: the DIMOND approach", Physics in Medicine&Biology, v 49, pp 997-1005
- [47] Limacher M, Douglas PS, Germano G, Laskey WK, Lindsay BD, McKetty MH, Moore ME, Park JK, Prigent FM, Walsh MN, (1998), "ACC expert consensus document. Radiation safety in the practice of cardiology", Journal of the American College of Cardiology
- [48] Lindsay BD, Eichling JO, Ambos HD, Cain ME, (1992), "Radiation exposure to patients and medical personnel during radiofrequency catheter ablation for supraventricular tachycardia", National Library of Medicine
- [49] EGGNEST by Egg Medical, brochure, [online] Available at: < <https://eggmedical.com/wp-content/uploads/2022/11/The-EggNest%E2%84%A2-Brochure.pdf>>
- [50] EGG MEDICAL, "User and service manual", [online] Available at: < <https://eggmedical.com/the-eggnest/>>
- [51] Maxwell, (2018), "Below-the-Table System May Protect Against Scatter Radiation in the Cath Lab", tctMD/the heart beat
- [52] LUDLUM MEASUREMENTS, INC. [online] Available at: < <https://ludlums.com/products/all-products/product/model-9dpstar>>

[53] Cooper R, Cohen M, Payne M, (2020), "Replace existing cardiac catheterization equipment", NC DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES

[54] Παπαδόπουλος Γ, "Στατιστικός έλεγχος υποθέσεων, Εργαστήριο Μαθηματικών & Στατιστικής", Γεωπονικό Πανεπιστήμιο Αθηνών [online] Available at: <<https://www.aua.gr/gpapadopoulos/files/hypoth-tests-3.pdf>>

** Η λήψη της εικόνας πραγματοποιήθηκε κατά τη διενέργεια της πρακτικής μου άσκησης στην εταιρία Siemens healthineers με σκοπό να χρησιμοποιηθεί στην παρούσα Διπλωματική εργασία.