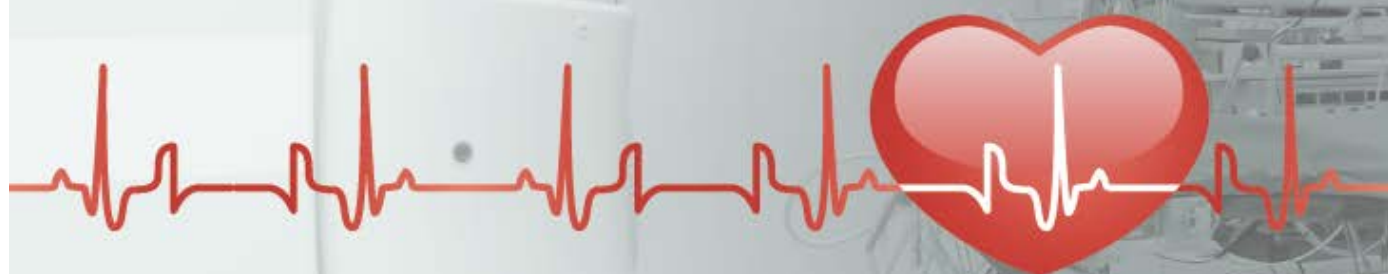


ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΥΛΙΚΟ

Βασικές γνώσεις ακτινοπροστασίας ασθενών και προσωπικού στην επεμβατική ακτινολογία



Συγγραφή:
Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής,
Ιατρική Σχολή,
Εθνικό και Καποδιστριακό
Πανεπιστήμιο Αθηνών

Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας

ΑΘΗΝΑ 2016

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	1
1 ΒΑΣΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΦΥΣΙΚΗΣ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ	3
1.1 Το άτομο.....	3
1.2 Διέγερση.....	4
1.3 Ιοντισμός	5
1.4 Αλληλεπίδραση ιοντίζουσας ακτινοβολίας ηλεκτρονίων και ύλης.....	6
1.5 Αλληλεπίδραση ιοντίζουσας ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας και ύλης.....	6
1.6 Νόμος εκθετικής εξασθένισης.....	9
1.7 Νόμος αντιστρόφου τετραγώνου.....	10
2 ΜΕΓΕΘΗ ΚΑΙ ΜΟΝΑΔΕΣ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ.....	11
2.1 Απορροφούμενη δόση.....	11
2.2 Ισοδύναμη δόση	11
2.3 Ενεργός δόση.....	12
2.4. Δοσιμετρία στην επεμβατική ακτινολογία	13
2.4.1 Δόση δέρματος	13
2.4.2 Το μέγεθος DAP.....	13
2.4.3 Δόση στο σημείο αναφοράς επεμβατικής ακτινολογίας (IRP).....	14
3 ΒΙΟΛΟΓΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΩΝ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ.....	16
3.1 Κυτταρική δομή.....	16
3.2 Κυτταρική διαίρεση.....	17
3.3 Επίδραση της ακτινοβολίας στο κύτταρο.....	17
3.4 Μη στοχαστικά αποτελέσματα (καθορισμένα ή άμεσα).....	20
3.5 Στοχαστικά αποτελέσματα (απώτερα)	22
4 ΣΥΣΤΗΜΑ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ	25
4.1 Εθνικό σύστημα ακτινοπροστασίας - Βασικές αρχές.....	25
4.2 Προστασία των εκτιθέμενων εργαζομένων.....	28
4.3 Ταξινόμηση και οριοθέτηση των ζωνών	28
4.4 Ταξινόμηση των εκτιθέμενων εργαζομένων	29
4.5 Μέτρα προστασίας των εκτιθέμενων εργαζομένων	29
4.6 Εκτίμηση της έκθεσης των εργαζομένων.....	29
4.7 Αρχές της ακτινοπροστασίας κατά τις ιατρικές εκθέσεις σε ακτινοβολία	30
4.7.1 Αρχή της αιτιολόγησης στις ιατρικές εκθέσεις	30
4.7.2 Αρχή της βελτιστοποίησης στις ιατρικές εκθέσεις.....	30
4.8 Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς (Diagnostic Reference Levels):	30
4.9 Ακτινοπροστασία εγκύου/κύηματος κατά τις ιατρικές εφαρμογές	33
4.9.1 Επιδράσεις της ακτινοβολίας στο κυοφορούμενο παιδί.....	33
4.9.2 Εξάρτηση από την ισοδύναμη δόση ακτινοβολίας στο κύημα.....	33
4.9.3 Εξάρτηση από την εβδομάδα της κύησης	34
4.9.4 Έκθεση γυναικών σε ιοντίζουσα ακτινοβολία για ιατρικούς σκοπούς	35
5 ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΗΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ.....	37
5.1 Παραγωγή και διαμόρφωση της δέσμης ακτίνων-X	38
5.2 Σύστημα σχηματισμού εικόνας	42
5.3 Βραχίονας τύπου C-arm - Ονοματολογία προβολών	43
5.4 Ακτινοσκόπηση και καταγραφή (CINE)	45
5.4.1 Ακτινοσκόπηση	45
5.4.2 CINE καταγραφή.....	45

5.5 Σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης (AEC).....	46
5.6 Μεγέθυνση εικόνας	47
5.7 Αντιδιαχυτικό διάφραγμα (grid).....	47
6 ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ.....	48
6.1 Αντίθεση (contrast)	48
6.2 Ασάφεια (sharpness).....	48
6.3 Θόρυβος.....	49
7 ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΑΣΘΕΝΟΥΣ	52
7.1 Επικοινωνία με τον ασθενή	52
7.2 Περιορισμός πεδίου ακτινοβολίας (διαφράγματα).....	52
7.3 Τοποθέτηση λυχνίας-ασθενούς-ενισχυτή εικόνας.....	53
7.4 Πάχος ασθενούς-Πλάγιες λήψεις	54
7.5 Ισοκεντρική τεχνική - Αλλαγή επιφάνειας εισόδου	55
7.6 Μεγέθυνση (Field Of View).....	55
7.7 Παλμική ακτινοσκόπηση.....	56
7.8 Προστασία ευαίσθητων περιοχών	57
7.9 Εξετάσεις σε παιδιά.....	57
7.10 Trigger levels.....	57
8 ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΠΡΟΣΩΠΙΚΟΥ	59
8.1 Όρια δόσης	59
8.2 Παράγοντες έκθεσης του προσωπικού	59
8.3 Παράμετροι ακτινοβολήσης	60
8.4 Μέσα ατομικής προστασίας	61
8.5 Ατομική δοσιμέτρηση	63
9 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	64

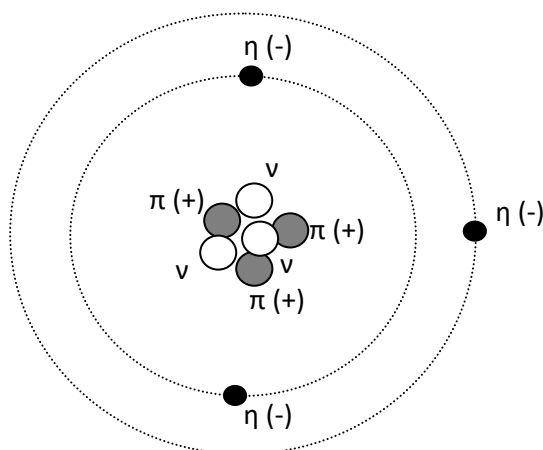
1

ΒΑΣΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΦΥΣΙΚΗΣ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ

1.1 Το άτομο

Οι σημαντικότερες ιδιότητες της ατομικής και μοριακής δομής μπορούν να αποδοθούν βάσει μιας απλοποιημένης εικόνας του ατόμου σύμφωνα με το πρότυπο του Bohr. Καίτοι ατελής, και κατά προσέγγιση μόνο ορθό, το ατομικό αυτό πρότυπο είναι επαρκές για την συζήτηση της αλληλεπίδρασης ιοντίζουσας ακτινοβολίας και ύλης.

Όπως γνωρίζετε, το άτομο αποτελείται από τον θετικά φορτισμένο πυρήνα και τα αρνητικά φορτισμένα ηλεκτρόνια που περιφέρονται γύρω από αυτόν (Σχ. 1). Ο πυρήνας αποτελείται από θετικά φορτισμένα πρωτόνια και ηλεκτρικά ουδέτερα νετρόνια. Τα ηλεκτρόνια έχουν ίσο και αντίθετο φορτίο με τα πρωτόνια. Καθώς το πλήθος των πρωτονίων είναι ίσο με το πλήθος των ηλεκτρονίων, το άτομο εμφανίζεται ηλεκτρικά ουδέτερο. Ο αριθμός των πρωτονίων ή ατομικός αριθμός, Z , καθορίζει πλήρως το είδος του ατόμου και τις χημικές του ιδιότητες. Έτσι συχνά ένα στοιχείο συμβολίζεται ως: A_X όπου: $A=Z+N$ ο μαζικός αριθμός, με N το πλήθος των νετρονίων, και X το χημικό σύμβολο του στοιχείου, αντί για: ${}_Z^AX$.



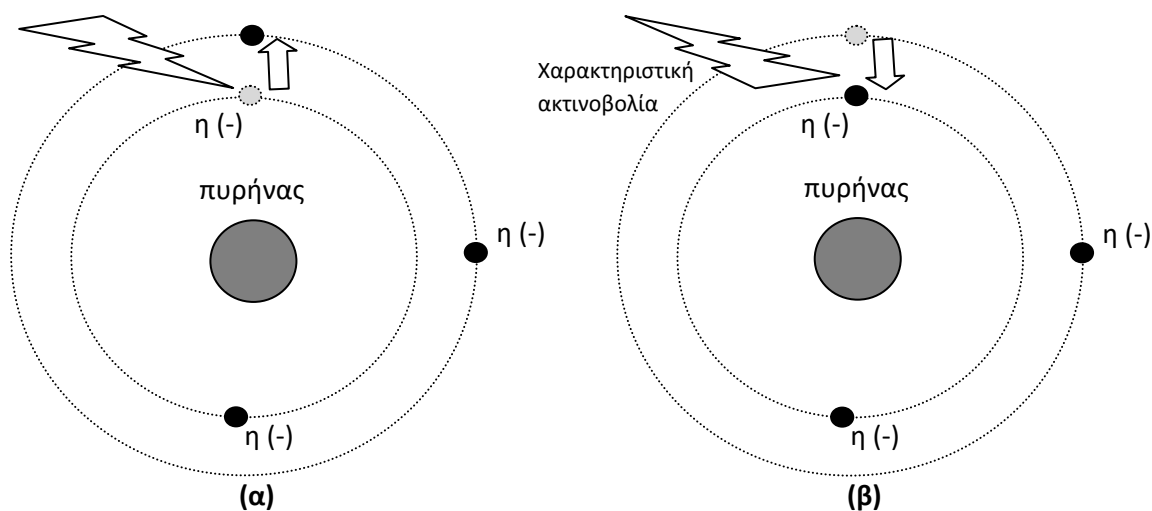
Σχ. 1: Σχηματική αναπαράσταση του ατόμου ${}_3^6\text{Li}$. Σημειώστε ότι το σχήμα δεν είναι υπό κλίμακα καθώς η ακτίνα του ατόμου είναι περί τις 10^5 φορές μεγαλύτερη του πυρήνα.

Η ενέργεια των ηλεκτρονίων μπορεί να λάβει μόνο συγκεκριμένες, διακριτές τιμές (ενεργειακές στάθμες ή στοιβάδες) καθώς, υπό την επίδραση της ηλεκτρικής δύναμης από τον πυρήνα, τα ηλεκτρόνια κινούνται με δεδομένη στροφορμή σε συγκεκριμένες

τροχιές. Οι τροχιές αυτές, και οι αντίστοιχες ενεργειακές στοιβάδες, συμβολίζονται με χρήση του λεγόμενου κύριου κβαντικού αριθμού n ($n=1,2,3,\dots$) ή, αντίστοιχα, γραμμάτων του λατινικού αλφαβήτου (K, L, M, ...). Η τιμή της ενέργειας σε κάθε τροχιά (το άθροισμα κινητικής και ηλεκτρικής δυναμικής ενέργειας) είναι αρνητική υποδηλώνοντας ότι πρέπει να προσφερθεί ενέργεια στο άτομο για να αποσπάσουμε ένα ηλεκτρόνιο από αυτό. Η ενέργεια είναι μικρότερη κοντά στον πυρήνα ($n=1$) και γίνεται 0 για ελεύθερο ηλεκτρόνιο ($n=\infty$). Καλούμε θεμελιώδη κατάσταση του ατόμου αυτή που αντιστοιχεί στην ελάχιστη συνολική ενέργεια με τα ηλεκτρόνια να καταλαμβάνουν τις κοντινότερες στον πυρήνα τροχιές ή ενεργειακές στοιβάδες ($2n^2$ ηλεκτρόνια ανά στοιβάδα).

1.2 Διέγερση

Καθώς η ενέργεια των ηλεκτρονίων λαμβάνει διακριτές τιμές, η απορρόφηση ενέργειας από το άτομο γίνεται ασυνεχώς. Ενέργεια απορροφάται μόνο αν το προσφερόμενο ποσό ενέργειας αντιστοιχεί στη διαφορά μεταξύ δυο ενεργειακών στοιβάδων. Στην περίπτωση αυτή ένα ηλεκτρόνιο μεταβαίνει στην στοιβάδα αυξημένης ενέργειας (Σχ. 2α) και το άτομο καλείται διεγερμένο καθώς δεν βρίσκεται πλέον στη θεμελιώδη του κατάσταση. Η διεγερμένη κατάσταση είναι ασταθής. Το άτομο σύντομα αποδιεγείρεται αποβάλλοντας το πλεόνασμα ενέργειας με τη μορφή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (φωτονίου) (Σχ. 2β). Οι ενεργειακές στοιβάδες είναι διαφορετικές για κάθε άτομο (εξαρτώνται από τον Z). Έτσι η μετάβαση μεταξύ των ίδιων ενεργειακών στοιβάδων θα οδηγήσει σε εκπομπή ακτινοβολίας διαφορετικής ενέργειας για κάθε άτομο, και για αυτό η ακτινοβολία αυτή καλείται και χαρακτηριστική ακτινοβολία. Εναλλακτικά της εκπομπής χαρακτηριστικής ακτινοβολίας, το άτομο μπορεί κατά την αποδιέγερσή του να αποβάλλει ένα ηλεκτρόνιο εξωτερικής στοιβάδας (ηλεκτρόνιο Auger). Η εκπομπή ηλεκτρονίων Auger είναι πιθανότερη της εκπομπής χαρακτηριστικής ακτινοβολίας σε άτομα χαμηλού ατομικού αριθμού, από τα οποία αποτελούνται κυρίως οι βιολογικοί ιστοί.



Σχ. 2: (α) Η απορρόφηση ενέργειας οδηγεί σε μετάβαση ηλεκτρονίου σε στοιβάδα (τροχιά) μεγαλύτερης ενέργειας. Το άτομο είναι διεγερμένο. (β) Η διέγερση διαρκεί για μικρό χρονικό

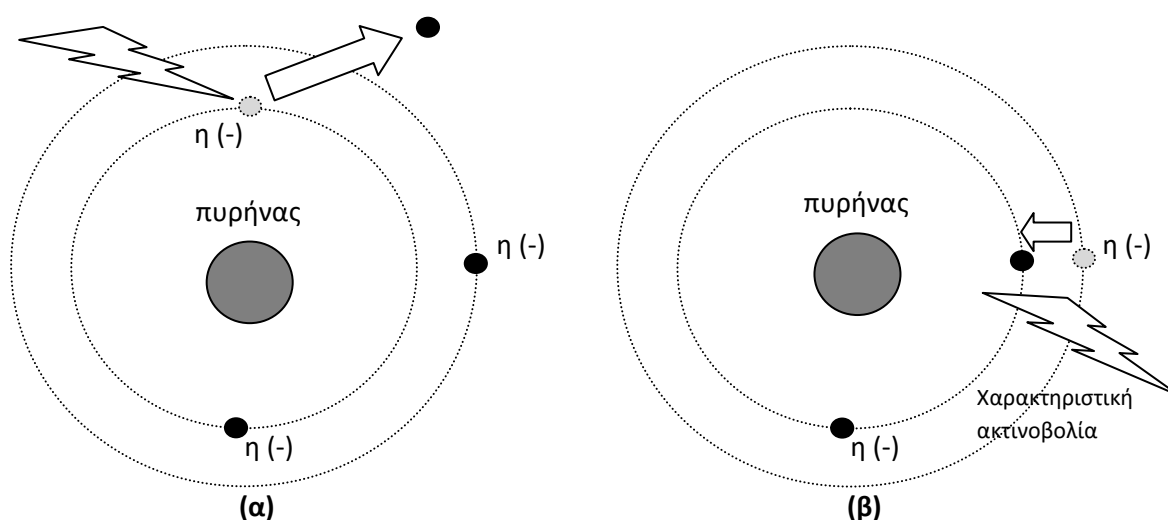
διάστημα. Το άτομο επιστρέφει στη θεμελιώδη του κατάσταση με ταυτόχρονη εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας.

1.3 Ιοντισμός

Αν η ενέργεια που προσφέρεται σε ένα άτομο επαρκεί για να μεταβεί ένα ηλεκτρόνιο στην ενεργειακή στάθμη $n=\infty$, το ηλεκτρόνιο μπορεί να εγκαταλείψει το άτομο (τυχόν πλεόνασμα ενέργειας θα μετατραπεί σε κινητική ενέργεια του ηλεκτρονίου). Καθώς το αποτέλεσμα είναι ένα ελεύθερο φορτίο (ηλεκτρόνιο) και ένα θετικό ιόν (άτομο με έλλειμμα ενός ηλεκτρονίου), η διαδικασία αυτή καλείται ιοντισμός (Σχ. 3). Ο ιοντισμός ακολουθείται από την εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας ή ηλεκτρονίων Auger.

Ακτινοβολία ενέργειας ικανής να προκαλέσει ιοντισμό καλείται ιοντίζουσα ακτινοβολία. Καθώς η ικανότητα της ακτινοβολίας να προκαλέσει ιοντισμό καθορίζεται και από το υλικό στο οποίο διαδίδεται, δεν υφίσταται σαφές όριο ενέργειας πέρα της οποίας κάνουμε λόγο για ιοντίζουσα ακτινοβολία. Στις ιατρικές εφαρμογές που μας ενδιαφέρουν, ο όρος ιοντίζουσα ακτινοβολία αφορά πρακτικά ενέργειες άνω των 10 keV ($1 \text{ keV} = 10^3 \text{ eV}$, όπου 1 eV είναι η κινητική ενέργεια που θα αποκτήσει φορτίο ίσο με το φορτίο του ηλεκτρονίου όταν επιταχυνθεί από διαφορά δυναμικού 1V και ισούται με $1.6 \cdot 10^{-19} \text{ Joule}$).

Ο όρος ακτινοβολία αναφέρεται γενικά σε διαδιδόμενη ενέργεια με τη μορφή ηλεκτρομαγνητικού κύματος ή ροής σωματιδίων. Παρατηρείστε ότι με τη χρήση του όρου ακτινοβολία δεν εξυπακούεται η δυνατότητα πρόκλησης ιοντισμού (π.χ. θερμική ακτινοβολία, ακτινοβολία μικροκυμάτων, ακτινοβολία υπερήχων).



Σχ. 3: (α) Η απορρόφηση ενέργειας από το ηλεκτρόνιο του δίνει τη δυνατότητα να εγκαταλείψει το άτομο και να απομακρυνθεί από αυτό. (β) Η κενή θέση καταλαμβάνεται από ηλεκτρόνιο υψηλότερης ενεργειακής στοιβάδας με ταυτόχρονη εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας.

1.4 Αλληλεπίδραση ιοντίζουσας ακτινοβολίας ηλεκτρονίων και ύλης

Λόγω του φορτίου τους τα ηλεκτρόνια αλληλεπιδρούν με την κατανομή φορτίου του υλικού στο οποίο διαδίδονται και μεταφέρουν την ενέργειά τους σε αυτό μέσω δύο μηχανισμών.

Ο πρώτος, και πιο σημαντικός, μηχανισμός αφορά το μεγάλο αριθμό σκεδάσεων μικρής κατά μέσο όρο απώλειας ενέργειας μεταξύ των φορτισμένων σωματιδίων και των ηλεκτρονίων του υλικού που έχουν σαν αποτέλεσμα διεγέρσεις και ιοντισμούς των ατόμων του υλικού.

Τα φορτισμένα σωματίδια όμως αλληλεπιδρούν και με τους πυρήνες των ατόμων του υλικού. Η ενέργεια που χάνουν καθώς επιβραδύνονται εκπέμπεται με τη μορφή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με συνεχές φάσμα ενεργειών (τιμές ενέργειας από 0 έως και το σύνολο της κινητικής ενέργειας των ηλεκτρονίων). Η ηλεκτρομαγνητική αυτή ακτινοβολία (φωτόνια) καλείται ακτινοβολία πέδησης (bremsstrahlung). Η απώλεια ενέργειας με αυτό το μηχανισμό είναι σημαντική μόνο για ηλεκτρόνια που διαδίδονται σε υλικό μεγάλου ατομικού αριθμού Z (ισοδύναμα μεγάλου πυρηνικού φορτίου). Η εκπομπή ακτινοβολίας πέδησης αποτελεί την αρχή λειτουργίας της λυχνίας ακτίνων-Χ.

Σε αντίθεση με τις έμμεσες ιοντίζουσες ακτινοβολίες (π.χ. φωτόνια) όπου υφίσταται μόνο πιθανότητα αλληλεπίδρασης, τα ηλεκτρόνια (και γενικά τα φορτισμένα σωματίδια) χαρακτηρίζονται από μια μέγιστη απόσταση που θα διανύσουν σε ένα υλικό πριν αποδώσουν όλη την κινητική τους ενέργεια, η οποία καλείται εμβέλεια. Η εμβέλεια των ηλεκτρονίων είναι γενικά μικρή (μικρότερη από 1 mm σε νερό στην περιοχή ενεργειών που σχετίζεται με την ακτινολογία). Έτσι, η ενέργεια που, όπως θα δούμε στα επόμενα, μεταφέρεται κατά τις αλληλεπιδράσεις φωτονίων σε ηλεκτρόνια μπορούμε να θεωρήσουμε ότι απορροφάται πλήρως.

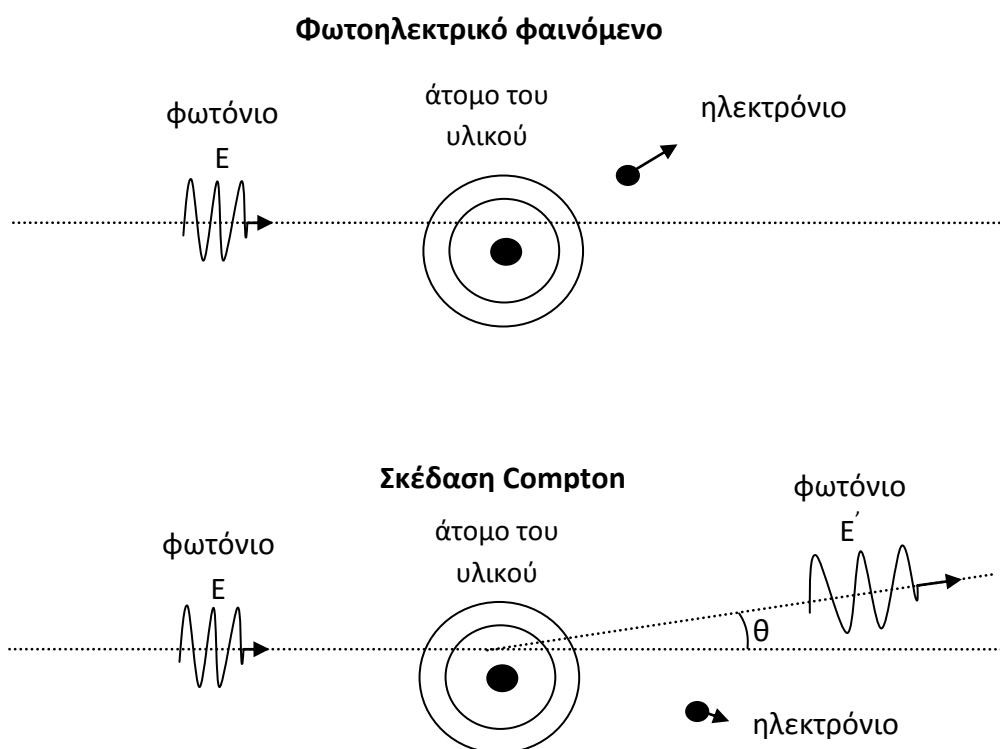
1.5 Αλληλεπίδραση ιοντίζουσας ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας και ύλης

Κατά τη διάδοση ιοντίζουσας ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (φωτονίων) σε ένα υλικό είναι πιθανοί διάφοροι μηχανισμοί αλληλεπίδρασής σε ατομικό επίπεδο. Οι σημαντικότεροι μηχανισμοί αλληλεπίδρασης στην περιοχή ενεργειών που χρησιμοποιούνται στην επεμβατική ακτινολογία είναι δύο: το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και η σκέδαση Compton.

Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο αποτελεί αλληλεπίδραση μεταξύ ενός φωτονίου και του ατόμου που έχει σαν αποτέλεσμα την απορρόφηση του φωτονίου και την εκπομπή ενός ισχυρά δέσμιου ηλεκτρονίου (εσωτερικής στοιβάδας) από το άτομο (ιοντισμός). Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο ακολουθείται από την αποδιέγερση του ατόμου με εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας ή ηλεκτρονίων Auger.

Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο είναι πιθανότερο για φωτόνια χαμηλής ενέργειας και υψηλού ατομικού αριθμού υλικά. Η πιθανότητα αλληλεπίδρασης με φωτοηλεκτρικό φαινόμενο ανά μονάδα διαδρομής της ακτινοβολίας σε ένα υλικό (ή ισοδύναμα ανά μονάδα πάχους του υλικού) είναι ανάλογη της πυκνότητας του υλικού και της τρίτης δύναμης του ατομικού αριθμού, και αντιστρόφως ανάλογη της τρίτης δύναμης της ενέργειας.

Η σκέδαση Compton αποτελεί αλληλεπίδραση ενός φωτονίου ενέργειας E και ενός ελεύθερου ηλεκτρονίου (ή ηλεκτρονίου εξωτερικής στοιβάδας ατόμου για το οποίο η ενέργεια σύνδεσης είναι πολύ μικρότερη της E). Το φωτόνιο, εν είδη σωματιδίου, σκεδάζεται στο ηλεκτρόνιο αποδίδοντάς του κινητική ενέργεια T (ιοντισμός), και μεταφέρει το υπόλοιπο της ενέργειας, E' , σε διεύθυνση που σχηματίζει γωνία θ με την αρχική διεύθυνση διάδοσής του.

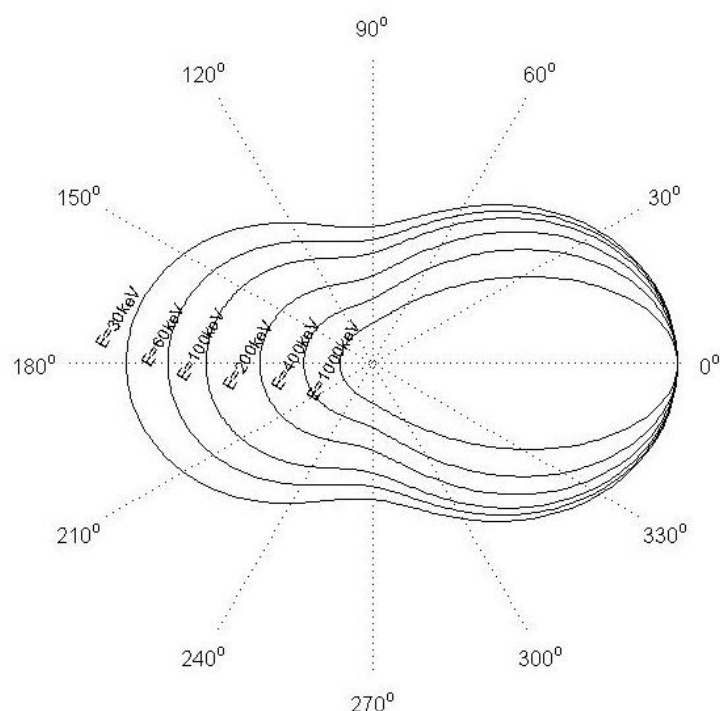


Σχ. 4: Σχηματική αναπαράσταση του αποτελέσματος αλληλεπίδρασης ιοντίζουσας ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας και ύλης με φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και σκέδαση Compton.

Η πιθανότητα σκέδασης Compton ανά μονάδα πάχους υλικού εξαρτάται πρακτικά μόνο από την πυκνότητα του υλικού και παρουσιάζει μικρή εξάρτηση (μείωση) με την ενέργεια.

Σαν αποτέλεσμα έχουμε ιοντισμό και διάδοση ενός σκεδασμένου φωτονίου με ενέργεια και διεύθυνση που μπορεί να διαφέρουν σημαντικά από την αρχική.

Συνοπτικά, φωτόνια υψηλής ενέργειας θα χάνουν κατά μέσο όρο σημαντικό ποσοστό της ενέργειάς τους αλλά θα υφίστανται μικρή απόκλιση από την αρχική διεύθυνση διάδοσής τους. Αντιθέτως, χαμηλής ενέργειας φωτόνια θα υφίστανται κατά μέσο όρο μικρή απώλεια ενέργειας αλλά θα σκεδάζονται σε μεγάλες γωνίες (σχήμα 5).



Σχ. 5: Σχηματική αναπαράσταση της γωνιακής κατανομής των φωτονίων που εκπέμπονται κατά τη σκέδαση Compton συναρτήσει της ενέργειας αρχικού φωτονίου.

Παρατηρήστε ότι στο φωτοηλεκτρικό φαινόμενο έχουμε απορρόφηση του συνόλου σχεδόν της ενέργειας του φωτονίου από το υλικό, ενώ στο Compton μέρους μόνο αυτής. Σημειώστε επίσης ότι το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, λόγω της εξάρτησης της πιθανότητάς του από το είδος του υλικού, προάγει τη διάκριση διαφορετικών υλικών στην ακτινοδιάγνωση (αντίθεση εικόνας). Το φαινόμενο Compton αποτελεί πηγή θορύβου για την απεικόνιση και παράλληλα πρόβλημα από απόψεως ακτινοπροστασίας.

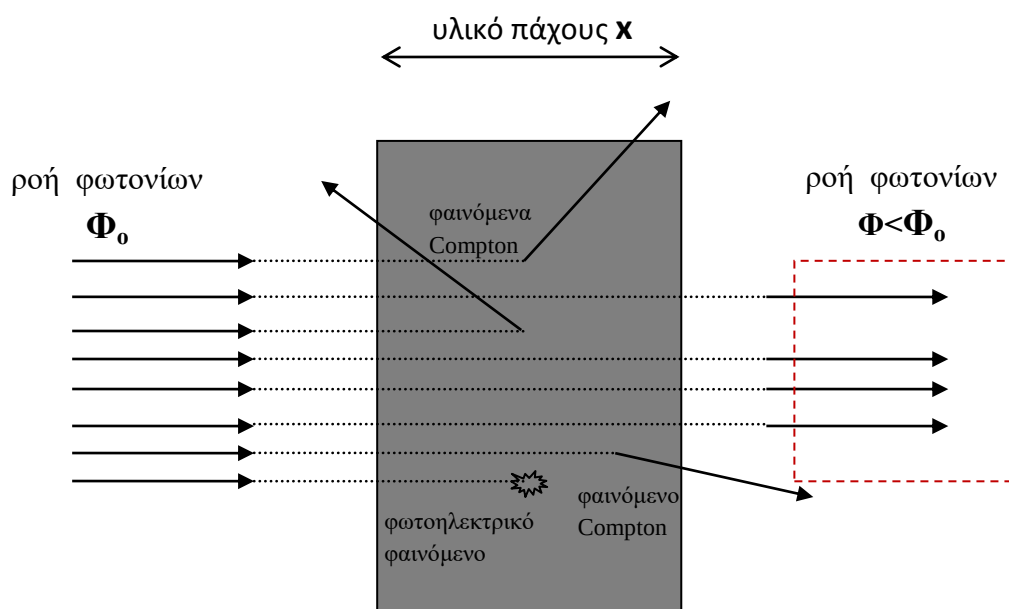
Στην περιοχή ενεργειών που χρησιμοποιούνται στην επεμβατική ακτινολογία, ο πιθανότερος μηχανισμός αλληλεπίδρασης είναι το φαινόμενο Compton και το μεγαλύτερο μέρος των φωτονίων που αλληλεπιδρούν υφίστανται οπισθοσκέδαση (σκεδάζονται σε γωνίες μεγαλύτερες των 90° σε σχέση με την αρχική διεύθυνση διάδοσης). Τα παραπάνω έχουν μεγάλη πρακτική σημασία από απόψεως ακτινοπροστασίας του προσωπικού και επιβάλλουν η λυχνία ακτίνων-X να τοποθετείται κάτω από την κλίνη.

1.6 Νόμος εκθετικής εξασθένησης

Η εξασθένηση λεπτής παράλληλης δέσμης ιοντίζουσας ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας συναρτήσει του πάχους υλικού που θα παρεμβληθεί σε αυτή είναι εκθετική. Ειδικότερα, αν σε δέσμη ροής Φ_0 φωτονίων ανά μονάδα επιφάνειας παρεμβληθεί υλικό πάχους x , η ροή των φωτονίων που θα εξέλθει στην ίδια διεύθυνση θα είναι $\Phi < \Phi_0$ λόγω αλληλεπιδράσεων στο υλικό (φωτοηλεκτρικά φαινόμενα και σκεδάσεις Compton) και θα ισχύει:

$$\Phi_0 = \Phi * e^{-\mu * x}$$

όπου: e η βάση των φυσικών λογαρίθμων ($\sim 2,7$) και μ μέτρο της πιθανότητας αλληλεπίδρασης φωτονίων ανά μονάδα πάχους υλικού που συναρτάται της πυκνότητας και του Z του υλικού και της ενέργειας των φωτονίων (βλ. 1.6) και καλείται γραμμικός συντελεστής εξασθένησης.



Σχ. 6: Σχηματική αναπαράσταση του νόμου της εκθετικής εξασθένησης. Μια δέσμη φωτονίων ροής Φ_0 εισέρχεται σε υλικό πάχους x . Κάποια φωτόνια αλληλεπιδρούν με τους γνωστούς μηχανισμούς και κάποια δεν αλληλεπιδρούν. Η ροή της δέσμης των φωτονίων που **δεν** αλληλεπιδράσαν είναι Φ και δίνεται από τον εκθετικό νόμο της εξασθένησης.

Στην πράξη, η ροή φωτονίων που εξέρχεται του υλικού είναι μεγαλύτερη από ότι προβλέπει ο νόμος της εκθετικής εξασθένησης καθώς μέρος της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας εκπέμπεται σε διευθύνσεις παραπλήσιες της αρχικής. Σε κάθε περίπτωση όμως, η εκθετική εξασθένηση αποτελεί τη βάση της απεικόνισης στην ακτινολογία.

Στην εκθετική εξασθένηση βασίζεται επίσης η πρακτική της χρήσης πετασμάτων από υλικό υψηλού ατομικού αριθμού για λόγους ακτινοπροστασίας, τα οποία παρεμβάλλονται μεταξύ του προστατευόμενου ατόμου και της πηγής πρωτογενούς ή σκεδαζόμενης ακτινοβολίας. Σημειώστε ότι η εξασθένηση της ακτινοβολίας

αυξάνεται με την αύξηση του πάχους του υλικού λόγω της εκθετικής της φύσης και ότι για κάθε υλικό και ενέργεια ακτινοβολίας ορίζεται ένα χαρακτηριστικό πάχος υποδιπλασιασμού, $x_{1/2}$, ικανό να μειώσει τη ροή της ακτινοβολίας στο ήμισυ [$x_{1/2} = \ln(2)/\mu$].

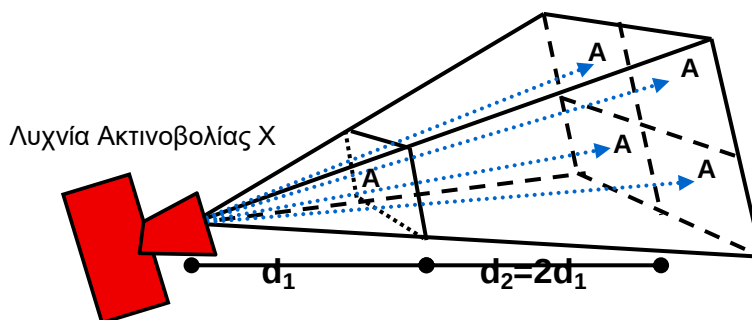
1.7 Νόμος αντιστρόφου τετραγώνου

Η μείωση της ροής του πεδίου ιοντίζουσας ακτινοβολίας (αριθμός σωματιδίων ή φωτονίων ανά μονάδα επιφάνειας) αντιστρόφως ανάλογα με το τετράγωνο της απόστασης από σημειακή ισοτροπική πηγή ακτινοβολίας είναι γεωμετρικό φαινόμενο (Σχ. 7) και συχνά καλείται νόμος του αντιστρόφου τετραγώνου της απόστασης:

$$\frac{\Phi_2}{\Phi_1} = \left[\frac{d_1}{d_2} \right]^{-2}$$

Όπου Φ_i η ροή σε απόσταση d_i .

Έτσι αν διπλασιαστεί η απόσταση από μια πηγή η ροή υπο-τετραπλασιάζεται.



Σχ. 7: Η μείωση του αριθμού των φωτονίων ανά μονάδα επιφάνειας ισούται με το αντίστροφο τετράγωνο της αύξησης της απόστασης.

Ο βασικός κανόνας αύξησης της απόστασης μεταξύ εκτιθεμένου και πηγής ακτινοβολίας (της λυχνίας ακτίνων-Χ ή του ασθενούς που αποτελεί πηγή σκεδαζόμενης ακτινοβολίας) μπορεί να χρησιμοποιηθεί αποτελεσματικά για τη μείωση της έκθεσης των επαγγελματικά απασχολούμενων.

Η μεγιστοποίηση της απόστασης μεταξύ ακτινολογικής λυχνίας-ασθενούς και η ελαχιστοποίηση της απόστασης ασθενούς-ανιχνευτή, αποτελούν επίσης βασικούς παράγοντες βελτιστοποίησης της ακτινοπροστασίας του ασθενούς.

2

ΜΕΓΕΘΗ ΚΑΙ ΜΟΝΑΔΕΣ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ

Αποδεδειγμένα, οι ιοντίζουσες ακτινοβολίες μπορούν να προκαλέσουν δυσμενή βιολογικά αποτελέσματα. Η εμφάνιση βιολογικής βλάβης ή/και η έκταση αυτής εξαρτώνται από το φυσικό μέγεθος Δόση.

2.1 Απορροφούμενη δόση

Ας υποθέσουμε ότι ακτινοβολούμε ομοιόμορφα ένα υλικό μάζας **m**. Με βάση τους μηχανισμούς αλληλεπίδρασης ακτινοβολίας-ύλης, τα φωτόνια θα αποθέσουν ενέργεια, **E**, στη μάζα του υλικού. Απορροφούμενη δόση, **D**, ορίζεται ο λόγος της ενέργειας που απορροφήθηκε από το υλικό προς τη μάζα του:

$$D = E/m \quad (1)$$

Η ενέργεια μετράται σε Joule και η μάζα σε kg. Από την εξίσωση-(1) προκύπτει ότι μονάδα μέτρησης της απορροφούμενης δόσης είναι το Joule/kg. Για ευκολία, συμβολίζουμε τη μονάδα αυτή ως **Gy** (Gray). Σαν μονάδα μέτρησης είναι αρκετά μεγάλη, οπότε στην πράξη χρησιμοποιούμε υποπολλαπλάσια της όπως το mGy.

Για παράδειγμα, αν ακτινοβοληθεί ένα υλικό μάζας 2 kg με ακτίνες-X και απορροφήσει ενέργεια 10 Joule τότε η απορροφούμενη δόση είναι: $D = E/m = 10 \text{ Joule} / 2 \text{ kg} = 5 \text{ Gy}$.

2.2 Ισοδύναμη δόση

Προκειμένου να ληφθεί υπόψη η τροποποίηση του βιολογικού αποτελέσματος δεδομένης δόσης από το είδος της ακτινοβολίας χρησιμοποιείται το μέγεθος της **ισοδύναμης δόσης**. Η ισοδύναμη δόση (**H_T**) που έλαβε ένας ιστός, **T**, προκύπτει από τον πολλαπλασιασμό της απορροφούμενης δόσης (**D**) με έναν συντελεστή στάθμισης (**W_R**) ο οποίος εξαρτάται από το είδος της ακτινοβολίας (ακτίνες-X, ηλεκτρόνια, νετρόνια, πρωτόνια, σωμάτια -α):

$$H_T = D \cdot W_R \quad (2)$$

Μονάδα μέτρησης της ισοδύναμης δόσης είναι το Sv (σίβερτ). Σαν μονάδα είναι αρκετά μεγάλη και για τον λόγο αυτό χρησιμοποιούμε υποπολλαπλάσια της όπως το mSv (= 0,001 Sv, «μιλισίβερτ»).

Στον Πίνακα 1 δίνονται οι τιμές του συντελεστή στάθμισης W_R .

Πίνακας 1: Συντελεστές στάθμισης της ακτινοβολίας W_R για τον υπολογισμό της ισοδύναμης δόσης H_T

Είδος ακτινοβολίας	Συντελεστής στάθμισης ακτινοβολίας W_R
Φωτόνια (χ και γ) όλων των ενεργειών	1
Ηλεκτρόνια	1
Πρωτόνια	2
Σωματία α , θραύσματα σχάσης, βαρέα ιόντα	20
Νετρόνια	5-20 ανάλογα την ενέργεια

Ας επανέλθουμε στο παράδειγμα της προηγούμενης παραγράφου. Είχαμε πει ότι ένας οφθαλμός απορρόφησε δόση 2 Gy από ακτινοβόληση με φωτόνια ενώ ένας άλλος απορρόφησε την ίδια δόση από σωματία- α . Στην περίπτωση των φωτονίων η ισοδύναμη δόση είναι (εξίσωση-2):

$$H_T = 2 \text{ Gy} \cdot 1 = 2 \text{ Sv}$$

Στην περίπτωση των σωματίων- α :

$$H_T = 2 \text{ Gy} \cdot 20 = 40 \text{ Sv}$$

Βλέπουμε ότι η βιολογική βλάβη από τα σωματία- α είναι 20πλάσια από αυτή που προκαλούν τα φωτόνια.

2.3 Ενεργός δόση

Οι διάφοροι ανθρώπινοι ιστοί για δεδομένη ισοδύναμη δόση, H_T , ακτινοβολίας συμβάλλουν με διαφορετική βαρύτητα στον **συνολικό κίνδυνο** που διατρέχει από την ακτινοβόλησή τους η υγεία του ανθρώπου. Για παράδειγμα, η ακτινοβόληση του αιμοποιητικού ιστού, επιβαρύνει με μεγαλύτερο κίνδυνο την υγεία από ότι η ακτινοβόληση με ίση ισοδύναμη δόση H_T του θυρεοειδούς και αυτή με τη σειρά της μεγαλύτερο κίνδυνο από ότι η ακτινοβόληση του δέρματος. Από την καθημερινότητα μας σε ένα ακτινολογικό εργαστήριο γνωρίζουμε ότι μια ακτινογραφία κοιλίας είναι πιο επιβλαβής για την υγεία του εξεταζομένου από ότι μια ακτινογραφία άκρας χείρας έστω και αν ακτινοβοληθούν με την ίδια ισοδύναμη δόση. Για να ληφθεί υπόψη η **συνολική επιβάρυνση της υγείας** από την ακτινοβόληση ενός **οργάνου ή ιστού** χρησιμοποιείται η έννοια της **ενεργού δόσης**. Η **ενεργός δόση** (E_{eff}) είναι το γινόμενο της ισοδύναμης δόσης (H_T) που έλαβε ένας συγκεκριμένος ιστός (T) επί έναν συντελεστή W_T ο οποίος εξαρτάται από το είδος του ιστού:

$$E_{\text{eff}} = H_T \cdot W_T \quad (3)$$

ή πιο αναλυτικά:

$$E_{\text{eff}} = H_T \cdot W_T = D \cdot W_R \cdot W_T \quad (4)$$

Η ενεργός δόση μετράται και αυτή σε Sv, mSv.

Στον Πίνακα 2 δίνονται οι τιμές του συντελεστή W_T για διάφορους ιστούς.

Πίνακας 2: Συντελεστές στάθμισης των εκτιθέμενου ιστού W_T για τον υπολογισμό της ενεργού δόσης E_{eff}

Ιστός	Συντελεστής W_T
Μυελός των οστών, Κόλον, Πνεύμονες, Στομάχι, Μαστός, επινεφρίδια, εξωθωρακική περιοχή, χοληδόχος, καρδιά, νεφροί, λεμφικοί αδένες, μύες, επιθήλιο στόματος, πάγκρεας, προστάτης, λεπτό έντερο, σπλήνας, θύμος αδένας, μήτρα / τράχηλος	0,12
Γονάδες	0,08
Ουροδόχος κύστη, οισοφάγος, ήπαρ, θυρεοειδής	0,04
Επιφάνεια οστών, εγκέφαλος, σιελογόνοι αδένες, δέρμα	0,01

Στην περίπτωση που ακτινοβοληθούν περισσότερα από ένα όργανα τότε για να υπολογίσουμε την συνολική επιβάρυνση προσθέτουμε την ενεργό δόση που έλαβε το καθένα από αυτά.

Για να θυμάστε τη διαφορά μεταξύ ισοδύναμης και ενεργού δόσης: η πρώτη εξαρτάται από το είδος της ακτινοβολίας και η δεύτερη από το είδος του ιστού ή οργάνου που ακτινοβολείται.

2.4. Δοσιμετρία στην επεμβατική ακτινολογία

2.4.1 Δόση δέρματος

Δόση δέρματος ορίζουμε την ενεργό δόση που απορροφάται σε βάθος **0,07 mm** από την επιφάνεια του δέρματος κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσης. Χρησιμοποιείται σαν δείκτης της επιβάρυνσης του δέρματος αλλά και σαν εργαλείο για τον υπολογισμό, με μαθηματικές μεθόδους, της συνολικής δόσης που έλαβε ο εκτιθέμενος. Σε ακτινοσκοπικές κυρίως εξετάσεις, η διάρκεια της ακτινοβολήσης του ασθενούς είναι ιδιαίτερα μεγάλη με αποτέλεσμα την πιθανή δημιουργία εγκαύματος στο δέρμα (υπέρβαση του ορίου ακτινικής αντοχής). Για τον λόγο αυτό είναι απαραίτητη η συνεχής παρακολούθηση της δόσης δέρματος κατά τη διάρκεια των ακτινοσκοπικών εξετάσεων. Στη συνέχεια θα δούμε πως γίνεται η παρακολούθηση αυτή.

2.4.2 Το μέγεθος DAP

Τα αρχικά DAP προέρχονται από την πρόταση **Dose Area Product** που σημαίνει «γινόμενο δόση X επιφάνεια». Σαν μέγεθος ορίζεται ως το γινόμενο της δόσης, **D**, που απορροφάται σε μια επιφάνεια εμβαδού **A** επί την επιφάνεια αυτή:

$$DAP = D \times A$$

Συνήθης μονάδα μέτρησης του DAP είναι το $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$.

Ουσιαστικά το DAP είναι το ολοκλήρωμα της δόσης σε όλη την επιφάνεια του πεδίου ακτινοβολίας. Επομένως η συνολική τιμή DAP από μια εξέταση είναι μέτρο της συνολικής ποσότητας ακτινοβολίας η οποία χρησιμοποιήθηκε και μπορεί να συσχετισθεί τόσο με την έκθεση του εξεταζόμενου όσο και του προσωπικού που παρίσταται στον ακτινολογικό θάλαμο κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Πιο συγκεκριμένα οι τιμές του DAP μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την **εκτίμηση της δόσης δέρματος** αλλά και της **ενεργού δόσης** του ασθενούς. Συνήθως η μετατροπή γίνεται με τον πολλαπλασιασμό του DAP με κατάλληλους συντελεστές που υποδεικνύει ο Ακτινοφυσικός του ακτινολογικού εργαστηρίου.

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

Στον Πίνακα 3 δίνονται κάποιες ενδεικτικές τιμές DAP για διάφορες επεμβατικές πρακτικές.

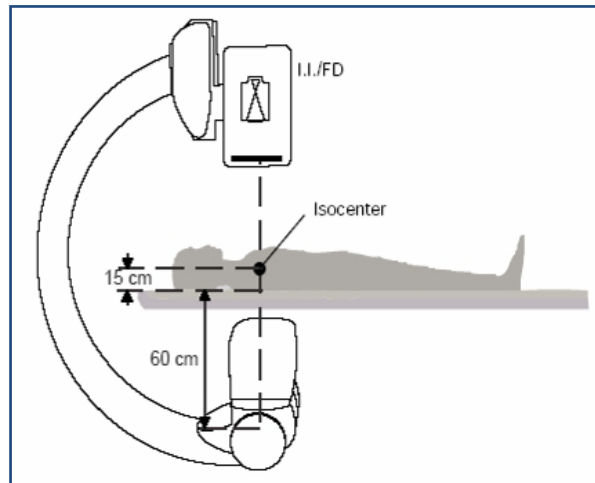
Πίνακας 3: Ενδεικτικές τιμές DAP για εξετάσεις επεμβατικής καρδιολογίας

Διαδικασία	Χρόνος ακτινοσκόπησης (min)	DAP ($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$)
Διαγνωστική στεφανιογραφία (CA)	4 - 6	30 - 60
Διαδιερμική στεφανιαία παρέμβαση (PCI)	10 - 20	70 - 130
Εμφύτευση βηματοδότη (PMI)	5 - 8	10 - 40
Καρδιακή κατάλυση με ραδιοσυχνότητες (RFCA)	20 - 40	40 - 150

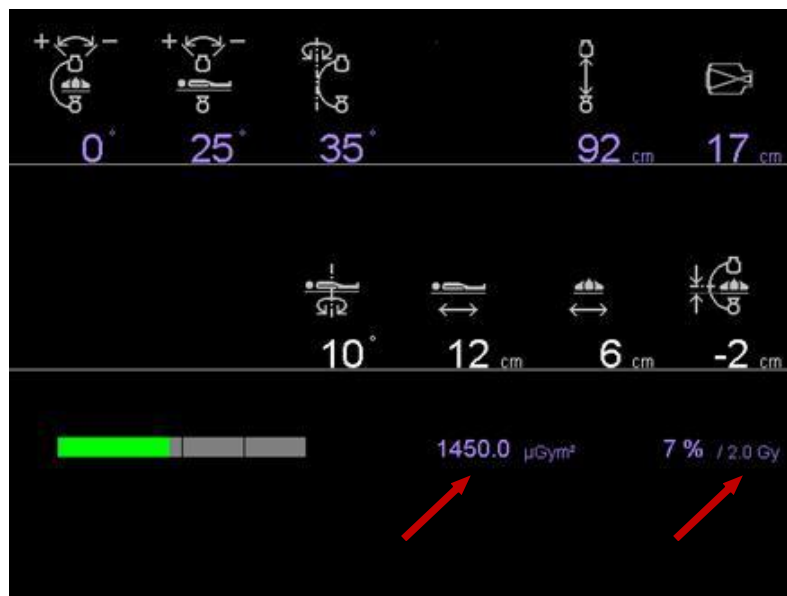
2.4.3 Δόση στο σημείο αναφοράς επεμβατικής ακτινολογίας (IRP)

Το σημείο αναφοράς επεμβατικής ακτινολογίας (Interventional Reference Point – IRP) ή σημείο αναφοράς εισόδου στον ασθενή (patient entrance reference point) βρίσκεται επάνω στον κύριο άξονα της δέσμης και απέχει 15 cm από το ισόκεντρο περιστροφής του C-arm προς τη πλευρά της λυχνίας (**Error! Reference source not found.α**). Κατά τη διάρκεια καρδιολογικών επεμβατικών διαδικασιών, το ισόκεντρο συνήθως τοποθετείται στην περιοχή της καρδιάς ώστε να διευκολύνεται η λήψη των επιθυμητών προβολών. Με αυτή τη γεωμετρία, το IRP βρίσκεται κοντά στο σημείο

εισόδου της δέσμης στον εξεταζόμενο, τουλάχιστον για ορισμένες προβολές. Επομένως, το συνολικό air kerma (διαθέσιμη προς απορρόφηση ενέργεια στον αέρα) στο IRP αποτελεί μία ένδειξη της μέγιστης πιθανής δόσης στο δέρμα του εξεταζομένου και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εκτίμηση της πιθανότητας πρόκλησης άμεσων αποτελεσμάτων λόγω της ακτινοβολίας. Στα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας τελευταίας τεχνολογίας η συνολική τιμή και ο ρυθμός air kerma στο IRP απεικονίζεται κατά τη διάρκεια της εξέτασης.



(α)



(β)

Σχ.8: (α) Ορισμός του σημείου αναφοράς επεμβατικής ακτινολογίας (IRP). (β) Κατά τη διάρκεια της εξέτασης, στο monitor αναγράφεται η τιμή του DAP και του IRP.

ΒΙΟΛΟΓΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΩΝ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ

Ο μηχανισμός που οδηγεί σε οποιοδήποτε είδος βιολογικού αποτελέσματος εκκινεί με την απορρόφηση ενέργειας κατά την αλληλεπίδραση ιοντίζουσας ακτινοβολίας με τα άτομα της ύλης και την απορρόφηση ενέργειας μέσω ιονισμών και διεγέρσεων ατόμων και μορίων που συζητήθηκε στην προηγούμενη παράγραφο. Από ποσοτικής απόψεως, η ενέργεια που απορροφάται και εκδηλώνεται τελικά με τη μορφή θερμότητας είναι σχετικά μικρή, και απολύτως ακίνδυνη βιολογικά. Από ποιοτικής απόψεως όμως, το ποσοστό της ενέργειας που θα απορροφηθεί μέσω ιονισμών μπορεί να προκαλέσει μια ποικιλία χημικών μεταβολών.

Πέραν της διάσπασης χημικών δεσμών και της παραγωγής άτυπων μορίων, ο ιονισμός ενός μορίου (είτε αυτό είναι ένα βιολογικό μακρομόριο είτε πιθανότερα ένα μόριο νερού, μιας και το νερό απαντάται σε ποσοστό μεγαλύτερο του 50% στο κυτταρόπλασμα) μπορεί να οδηγήσει στο σχηματισμό δραστικών ελευθέρων ριζών. Η οξειδωτική δράση των ελευθέρων ριζών προκαλεί περαιτέρω χημικές μεταβολές σε βιολογικά μακρομόρια (με σημαντικότερες αυτές στο DNA για λόγους που θα εξηγηθούν στα επόμενα). Αν και σε κυτταρικό επίπεδο διατίθενται αποδοτικοί μηχανισμοί επιδιόρθωσης διαφόρων βλαβών, οι σπάνιες περιπτώσεις βλαβών που δεν θα επιδιορθωθούν ορθά, μπορούν να οδηγήσουν σε μια ποικιλία βιολογικών αποτελεσμάτων σε κυτταρικό επίπεδο, από γονιδιακές μεταλλάξεις και χρωμοσωμικές ανωμαλίες έως καθυστέρηση της διαίρεσης, μεταβολικές διαταραχές και κυτταρικό θάνατο.

Η θανάτωση σημαντικού αριθμού κυττάρων, ιδιαίτερα βλαστικών, οδηγεί στα λεγόμενα άμεσα βιολογικά αποτελέσματα από εβδομάδες έως μήνες μετά την έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία. Η τροποποίηση του γενετικού υλικού των κυττάρων όμως, μπορεί να οδηγήσει σε απώτερα βιολογικά αποτελέσματα που θα εκδηλωθούν έτη μετά την έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία όπως κληρονομήσιμες βλάβες προκειμένου για αναπαραγωγικά κύτταρα ή καρκινογένεση.

3.1 Κυτταρική δομή

Το ανθρώπινο σώμα αποτελείται από διάφορων ειδών κύτταρα τα οποία έχουν συγκεκριμένες λειτουργικότητες. Τα κύτταρα κινούνται, μεγαλώνουν,

αλληλεπιδρούν, αυτοπροστατεύονται, ρυθμίζουν διαδικασίες και αναπαράγονται. Η σωστή λειτουργία τους εξασφαλίζει τη σωστή λειτουργία ολόκληρου του σώματος.

Το κύτταρο αποτελείται από οργανικά και ανόργανα συστατικά. Γενικά μέσα σε ένα κύτταρο βρίσκονται πρωτεΐνες, υδατάνθρακες, λιπίδια, νουκλεϊνικά οξέα (DNA, RNA), ανόργανες ενώσεις, όπως οξέα και βάσεις. Η κυριότερη ανόργανη ένωση που περιέχεται στο κύτταρο είναι το νερό. Το 80-85% του βάρους μας είναι νερό.

Στον πυρήνα του κυττάρου βρίσκεται το DNA και μεγάλα ποσά RNA. Ο πυρήνας ελέγχει την κυτταρική διαίρεση, τον πολλαπλασιασμό και τις βιοχημικές αντιδράσεις που πραγματοποιούνται στο κύτταρο. Ειδικότερα, το DNA είναι υπεύθυνο για τη μεταφορά της γενετικής πληροφορίας και καθοδηγεί τη διαδικασία παραγωγής πρωτεϊνών. Αναμφισβήτητα είναι το κέντρο πληροφοριών και το βασικότερο συστατικό του κυττάρου.

3.2 Κυτταρική διαίρεση

Πολύ σημαντική και ενδιαφέρουσα διαδικασία στη ζωή ενός κυττάρου είναι η διαίρεση. Στη συνέχεια θα δούμε εν συντομία αυτή τη διαδικασία.

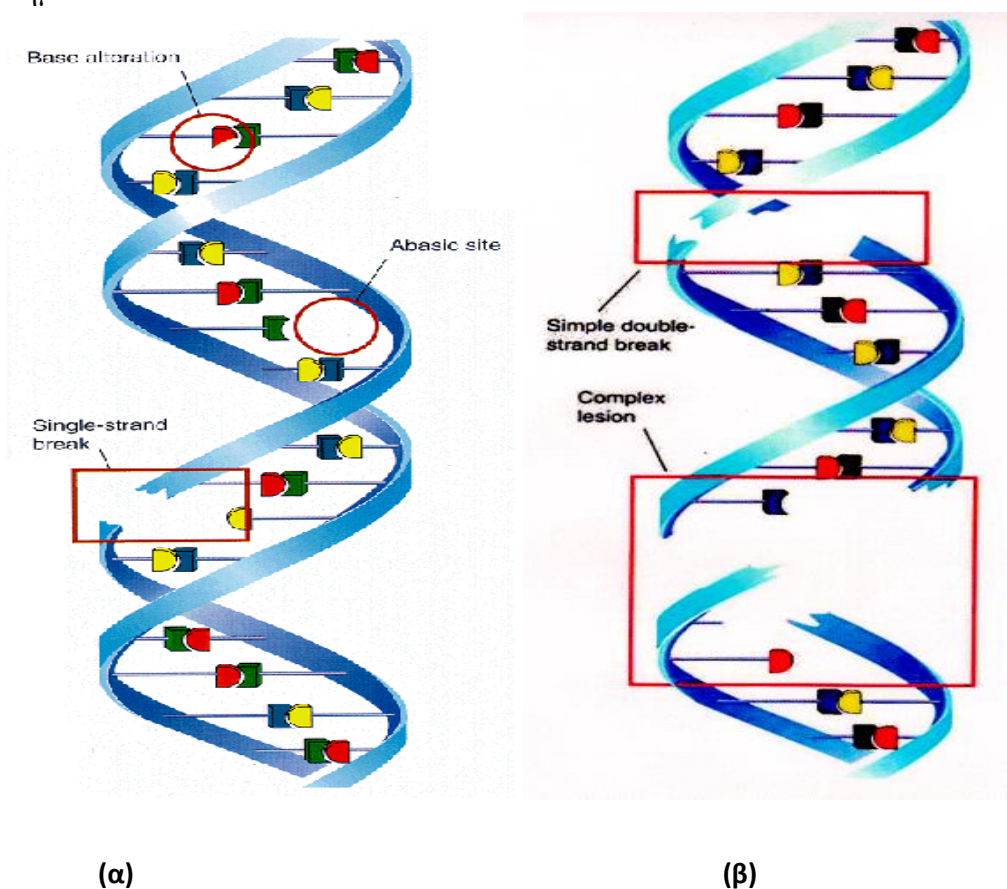
Κατά την κυτταρική διαίρεση (μίτωση) το μητρικό κύτταρο χωρίζεται σε 2 όμοια με αυτό κύτταρα (αυτό συμβαίνει στην διαίρεση των σωματικών κυττάρων και όχι των γενετικών). Η διαδικασία αυτή πραγματοποιείται σε 4 στάδια (πρόφαση, μετάφαση, ανάφαση και τελόφαση). Κατά τη διάρκεια της διαίρεσης το DNA βρίσκεται πακεταρισμένο στα χρωμοσώματα. Στο τέλος της διαίρεσης το μητρικό κύτταρο και το θυγατρικό έχουν τον ίδιο αριθμό χρωμοσωμάτων (τα ανθρώπινα κύτταρα έχουν 46 χρωμοσώματα). Υπάρχει και άλλος μηχανισμός διαίρεσης, η **μείωση**, η οποία πραγματοποιείται στα αναπαραγωγικά κύτταρα. Κατά τη διαδικασία της διαίρεσης η γενετική πληροφορία μεταδίδεται από το μητρικό κύτταρο στο θυγατρικό. Αν κάτι δεν πάει καλά στη διαδικασία αυτή, το θυγατρικό κύτταρο θα είναι δυσλειτουργικό ή νεκρό. Επίσης, αν το μητρικό κύτταρο για κάποιο λόγο είναι μεταλλαγμένο τότε το θυγατρικό του θα είναι και αυτό μεταλλαγμένο αφού είναι πιστό αντίγραφο του.

3.3 Επίδραση της ακτινοβολίας στο κύτταρο

Υπάρχουν δυο τρόποι δράσης της ακτινοβολίας, η άμεση και η έμμεση. Η **άμεση δράση** αφορά την απευθείας δράση της ακτινοβολίας στο μόριο του DNA ή σε άλλα μεγαλομόρια (πρωτεΐνες, ένζυμα, RNA). Για παράδειγμα, αν το ιόν που θα σχηματιστεί από τη δράση της ακτινοβολίας προσβάλει μια πρωτεΐνη τότε είναι πιθανό να σπάσει τους δεσμούς που την συγκροτούν ή να αλλάξει το σχήμα της καθιστώντας τη μη-λειτουργική. Αν χτυπηθεί κάποιο ένζυμο τότε θα επηρεαστεί η βιοχημική αντίδραση στην οποία συμμετέχει (π.χ. σύνθεση πρωτεϊνών) και το αποτέλεσμα θα είναι η ελλειμματική παραγωγή κάποιου σημαντικού για το κύτταρο συστατικού.

Με τον όρο **έμμεση δράση** της ακτινοβολίας αναφερόμαστε στην πρόκληση βιολογικής βλάβης λόγω της χημικής αντίδρασης σημαντικών οργανικών μορίων του

κυττάρου με δραστικές ελεύθερες ρίζες (ρίζες υδρογόνου και υδροξυλίου) που σχηματίζονται κατά τη ραδιόλυση του νερού, την αλληλεπίδραση δηλαδή της ακτινοβολίας με άτομα των μορίων του νερού που αφθονεί στα βιολογικά συστήματα.

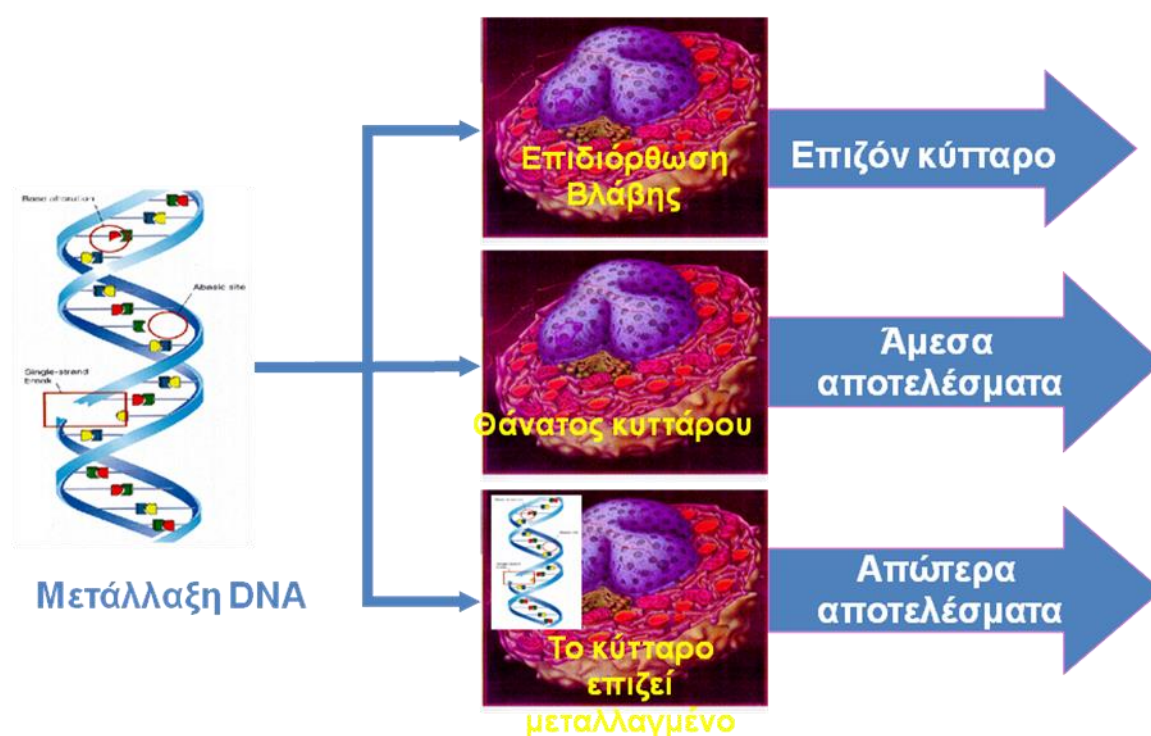


Σχ. 9: (α) Απλό και (β) διπλό σπάσιμο της έλικας του DNA από τη δράση ελεύθερων ριζών.

Σύμφωνα με τους μηχανισμούς της άμεσης και έμμεσης δράσης που σκιαγραφήθηκαν στα προηγούμενα, η έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία μπορεί να προκαλέσει στο DNA διάφορα είδη βλάβης όπως: αποσύνθεση, θραύση (συνήθως στο φωσφοδιεστερικό δεσμό) του ενός ή και των δύο κλώνων (Single Strand Break-SSB και Double Strand Break-DSB), βλάβη βάσεων, ενδο-κλωνική, δια-κλωνική ή και διαμοριακή σύνδεση (με άλλα μόρια DNA ή πρωτεϊνών). Ανά 1 Gy απορροφούμενης δόσης από ακτινοβολία χαμηλού LET, όπως αυτή που συναντάται στην επεμβατική ακτινολογία, προκαλούνται κατά μέσο περί τους 10^5 ιοντισμούς ανά κύτταρο που οδηγούν, δια της άμεσης ή έμμεσης δράσης, κατά μέσο όρο σε περίπου 1000 SSB, 40 DSB και 1000 βλάβες βάσεων στο DNA. Σημειώνεται ότι πάνω από 100.000 βλάβες του DNA σημειώνονται καθημερινά στα κύτταρα των θηλαστικών αυθόρμητα ή λόγω της επίδρασης εξωγενών και ενδογενών παραγόντων. Ευτυχώς το κύτταρο διαθέτει αποτελεσματικούς μηχανισμούς επιδιόρθωσης της. Έτσι πρόδρομο των διαφόρων βιολογικών αποτελεσμάτων αποτελεί το, εξαιρετικά μικρό, ποσοστό μη επιδιορθωμένων ή ανεπιτυχώς επιδιορθωμένων βλαβών του DNA, και πλήθος πειραματικών αποτελεσμάτων απέδειξε ότι το είδος της βλάβης που συσχετίζεται

καλύτερα με τα βιολογικά αποτελέσματα της ιοντίζουσας ακτινοβολίας, και ειδικότερα τον κυτταρικό θάνατο, είναι οι DSB.

Συμπερασματικά λοιπόν, τα **απλά σπασίματα** της έλικας του DNA (SSB) είναι εφικτό να **διορθωθούν** από τους διορθωτικούς μηχανισμούς που διαθέτει το κύτταρο. Τα **διπλά σπασίματα** (DSB) είναι **δύσκολο** να διορθωθούν και οδηγούν σε **μετάλλαξη** ή **θάνατο του κυττάρου**. Συνεπώς υπάρχουν 3 περιπτώσεις που ακολουθούν την ακτινοβόληση του κυττάρου και δίνονται στο Σχ. 10. Αν το κύτταρο θανατωθεί τότε έχουμε την εμφάνιση των **άμεσων αποτελεσμάτων**. Δηλαδή σε πολύ μικρό χρονικό διάστημα θα εμφανιστούν οι συνέπειες του κυτταρικού θανάτου. Για παράδειγμα, μπορεί να εμφανιστεί δερματική πληγή από τη θανάτωση δερματικών κυττάρων ή αιμορραγία από τη θανάτωση κυττάρων του εντέρου. Στην περίπτωση που το κύτταρο επιζήσει αλλά είναι μεταλλαγμένο τότε πρέπει να μιλήσουμε για την πιθανότητα ύπαρξης **απώτερων αποτελεσμάτων** (δηλαδή να εμφανιστούν οι βλάβες στο μέλλον). Απώτερα αποτελέσματα είναι η εμφάνιση καρκίνου ή η μετάδοση της αλλοιωμένης κληρονομικής πληροφορίας στους απογόνους (αυτό μπορεί να συμβεί στην περίπτωση που ακτινοβολήθηκαν και μεταλλάχθηκαν γενετικά κύτταρα του ανθρώπου δηλαδή τα ωάρια ή τα σπερματοζώαρια).

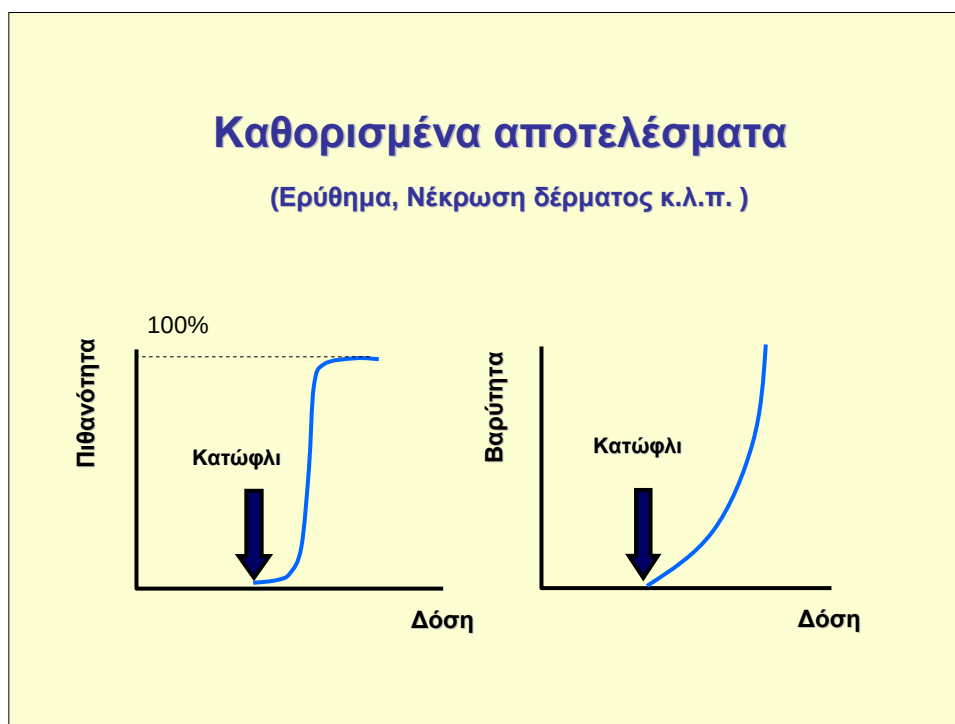


Σχ. 10: Η μετάλλαξη του DNA που προήλθε από τη δράση της ακτινοβολίας οδηγεί σε 3 πιθανές περιπτώσεις.

Είπαμε προηγουμένως και φαίνεται στο Σχ. 10 ότι τα αποτελέσματα της ακτινοβόλησης των κυττάρων διακρίνονται σε άμεσα και απώτερα. Στη βιβλιογραφία ονομάζονται και **μη στοχαστικά** (ή καθορισμένα) και **στοχαστικά** αποτελέσματα αντίστοιχα.

3.4 Μη στοχαστικά αποτελέσματα (καθορισμένα ή άμεσα)

Τα **καθορισμένα ή μη στοχαστικά ή άμεσα** αποτελέσματα είναι κλινικά αποτελέσματα, ανιχνεύσιμα μετά από έκθεση σε μεγάλες καταστροφικές δόσεις ακτινοβολίας, ενίοτε πολύ σοβαρά, που οφείλονται στη θανάτωση ή τη βαρεία δυσλειτουργία μεγάλων πληθυσμών κυττάρων ενός ιστού. Τα αποτελέσματα αυτά εμφανίζονται μετά από έκθεση σε δόσεις ακτινοβολίας, μεγαλύτερες από ένα κατώφλι δόσης, πάνω από το οποίο η εμφάνισή τους είναι αναπόφευκτη ενώ η σφοδρότητά τους αυξάνει με την αύξηση δόσης. Αν η **δόση** που έλαβε ένας ιστός ή όργανο είναι **μικρότερη** από τη **δόση κατώφλιου** για την εμφάνιση ενός μη στοχαστικού αποτελέσματος τότε η **πιθανότητα** εμφάνισης της **βλάβης** είναι **μηδενική**. Αν όμως η **δόση υπερβεί** το **κατώφλι** τότε η **πιθανότητα** εμφάνισης και η **βαρύτητα** της **βλάβης αυξάνεται ραγδαία**. Στον Πίνακα 4 δίνονται διάφορα μη στοχαστικά αποτελέσματα, η δόση κατώφλιου και το χρονικό διάστημα στο οποίο κάνουν την εμφάνιση τους.



Σχ. 11: Τα μη στοχαστικά αποτελέσματα εμφανίζονται μόνο αν η δόση υπερβεί μια τιμή που ονομάζεται κατώφλι. Η πιθανότητα εμφάνισης βλάβης και η βαρύτητά της αυξάνεται ραγδαία μετά την υπέρβαση αυτής της τιμής.

Πίνακας 4: Μη στοχαστικά αποτελέσματα, συμπτώματα, δόση κατωφλίου και χρόνος εκδήλωσης

Βλάβη	Συμπτώματα	Δόση κατωφλίου	Χρόνος εκδήλωσης
Σύνδρομο αιμοποιητικού συστήματος	Λεμφομενία, αιμοραγία, αναιμία	2 Gy	24 ώρες
Σύνδρομο γαστρεντερικού συστήματος	Ναυτία, εμετός, διάρροια, έλκη, εντερική αιμορραγία	7 Gy	7 εβδομάδες
Σύνδρομο κεντρικού νευρικού συστήματος	Εγκεφαλικό οίδημα, μείωση του ενδοαγγειακού όγκου αίματος	50 Gy	Θάνατος σε 1-4 ημέρες
Άμεσο δερματικό ερύθημα	Ερύθημα στην περιοχή ακτινοβολήσης, πόνος κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσης ή την αμέσως επόμενη ημέρα	2 Gy	Μερικές ώρες
Κύριο δερματικό ερύθημα	Ερύθημα στην περιοχή ακτινοβολήσης	6 Gy	~10 ημέρες
Ύστερο δερματικό ερύθημα	Αποφολίδωση, φλύκταινες	14 Gy	Μερικές εβδομάδες
>>	Έλκος, Νέκρωση	18 Gy	2-3 μήνες
Προσωρινή απώλεια μαλλιών		3 Gy	3 εβδομάδες
Καταράκτης		5 Gy	

Παρατηρούμε ότι οι δόσεις κατωφλίου είναι πολύ μεγάλες σε σύγκριση με τις δόσεις που συναντώνται σε διαγνωστικές εφαρμογές των ιοντιζουσών ακτινοβολιών (για παράδειγμα η δόση από μια τυπική ακτινογραφία θώρακος είναι 0,0005 Gy ενώ από μια ολόσωμη αξονική τομογραφία 0,015 Gy). Περίληπτικά, οι **δόσεις από κοινές διαγνωστικές εξετάσεις** είναι τουλάχιστον **1000 φορές μικρότερες** από τις δόσεις κατωφλίου. Παρόλα αυτά σε επεμβατικές τεχνικές κατά τις οποίες δεν τηρούνται οι κανόνες ακτινοπροστασίας που θα αναφερθούν ποαρακάτω, η απορροφούμενη δόση στο δέρμα μπορεί να ξεπεράσει τη δόση κατωφλίου με επακόλουθα άμεσα αποτελέσματα. Στο Σχ. 12 φαίνεται η δερματική βλάβη σε παχύ ασθενή (140 kgr) που υποβλήθηκε σε 51 λεπτά ακτινοσκόπηση υψηλού ρυθμού δόσης και 74 δευτερόλεπτα cine. Η δόση δέρματος ήταν 22 Gy.



Σχ. 12: Δερματικές βλάβες από δόση ακτινοβολίας 22 Gy.

3.5 Στοχαστικά αποτελέσματα (απώτερα)

Η γνώση μας σχετικά με την πρόκληση των στοχαστικών αποτελεσμάτων της ακτινοβολίας στον άνθρωπο, πηγάζει κυρίως από στατιστικές μελέτες σε πληθυσμούς ανθρώπων που εκτέθηκαν στο παρελθόν σε ακτινοβολία (επιδημιολογία). Η επικρατούσα σήμερα άποψη σχετικά με τα στοχαστικά αποτελέσματα, δηλαδή αυτά που πιθανόν να εκδηλωθούν μακροπρόθεσμα σε ένα άτομο που εκτέθηκε σε ακτινοβολία συνοψίζεται στα ακόλουθα:

- η πιθανότητα εμφάνισής τους αυξάνει ευθέως ανάλογα με το μέγεθος της δόσης της ακτινοβολίας που δέχθηκε το σωματικό κύτταρο που μεταλλάχθηκε αρχικά,
- για την εμφάνισή τους δεν απαιτείται υπέρβαση κάποιου κατωφλίου – δόσης και
- η βαρύτητα του αποτελέσματος, για παράδειγμα η εξέλιξη της νόσου μετά την εμφάνισή της, είναι ανεξάρτητη της δόσης της ακτινοβολίας που δέχθηκε το σωματικό κύτταρο που αρχικά μεταλλάχθηκε.

Συνοπτικά λοιπόν, σε αντίθεση με τα μη στοχαστικά αποτελέσματα, τα **στοχαστικά δεν παρουσιάζουν κατώφλι** εμφάνισης και η πιθανότητα εμφάνισης τους ξεκινά από πολύ μικρές δόσεις (Σχ. 13). Τα **στοχαστικά** αποτελέσματα προέρχονται από **μεταλλάξεις** των κυττάρων οι οποίες προκαλούν βλάβες που **εμφανίζονται** μετά από **αρκετά μεγάλο χρονικό διάστημα** (έως και πάνω από 30 χρόνια) στο άτομο ή στους απογόνους του ή δεν εμφανίζονται καθόλου. Στα στοχαστικά αποτελέσματα μιλάμε αποκλειστικά για **πιθανότητα εμφάνισης**. Στην κατηγορία των στοχαστικών αποτελεσμάτων περιλαμβάνεται η ανάπτυξη καρκίνου, λευχαιμίας και μετάδοσης γενετικών ανωμαλιών στους απογόνους. Αυτές οι βλάβες είναι πιθανό να προκληθούν και από άλλους παράγοντες άσχετους με τις ακτινοβολίες όπως το περιβάλλον, η διατροφή, ο τρόπος ζωής και η κληρονομικότητα. Η δόση από ακτινοβολία στην ουσία **αυξάνει την πιθανότητα**, που ήδη υπάρχει, να εμφανιστεί η βλάβη.



Σχ. 13: Τα στοχαστικά αποτελέσματα δεν έχουν κατώφλι εμφάνισης και η πιθανότητα εκδήλωσης τους ξεκινά από τη μηδενική δόση.

Στον Πίνακα 5 καταγράφονται διάφορα στοχαστικά αποτελέσματα και η αύξηση της πιθανότητας εμφάνισης τους από την ακτινοβολία.

Πίνακας 5: Στοχαστικά αποτελέσματα και αύξηση της πιθανότητας εμφάνισης. Σαν «φυσιολογική» πιθανότητα εννοείται η πιθανότητα εμφάνισης της βλάβης για λόγους άσχετους με την ακτινοβολία

Βλάβη	Χρόνος	Αύξηση πιθανότητας εμφάνισης	Φυσιολογική πιθανότητα εμφάνισης
Θανατηφόρος καρκίνος	20-30 χρόνια	5% ανά Sv	25%
Μη θανατηφόρος καρκίνος	20-30 χρόνια	1% ανά Sv	
Λευχαιμία	8-10 χρόνια	5% ανά Sv	0,015%
Γενετικά αποτελέσματα	Επόμενες γενεές	1,3% ανά Sv	3-6%

Σύμφωνα λοιπόν με τα στοιχεία του Πίνακα 5, η πιθανότητα εμφάνισης θανατηφόρου καρκίνου κατά τη διάρκεια ζωής του ανθρώπου είναι 25%. Αν κάποιος υποβληθεί σε εξέταση **διαγνωστικής στεφανιογραφίας (CA)** η δόση που δέχεται είναι της τάξης των 0,011 Sv. Η δόση αυτή αυξάνει την πιθανότητα εμφάνισης καρκίνου στα επόμενα 20 έτη κατά **0,055%** ($= 5\% \text{ ανά Sv} \times 0,011 \text{ Sv}$). Παρατηρούμε ότι η αύξηση της πιθανότητας είναι σχεδόν αμελητέα σε σχέση με την ίδια την πιθανότητα (25%). Παρόλα αυτά σημειώνεται ότι η **δόση** από ακτινοβολία θεωρείται **αθροιστική** και η κάθε δόση που λαμβάνουμε προστίθεται στις προηγούμενες. Αυτή η ιδιότητα

λαμβάνεται υπόψη στο σχεδιασμό των συστημάτων ακτινοπροστασίας και στη θέσπιση των ορίων δόσεων για τα άτομα του κοινού πληθυσμού και τους εργαζόμενους με ακτινοβολίες. Σκοπός των ορίων δόσεων είναι η ελαχιστοποίηση της πιθανότητας εμφάνισης στοχαστικών και μη αποτελεσμάτων.

ΣΥΣΤΗΜΑ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ

Ακτινοπροστασία είναι η επιστήμη που έχει ως αντικείμενο την προστασία της ανθρώπινης υγείας και του περιβάλλοντος από τις ακτινοβολίες, με παράλληλη διατήρηση του οφέλους που προκύπτει από την ορθολογική χρήση τους στους τομείς της υγείας, της βιομηχανίας, της ενέργειας και της έρευνας.

Η Διεθνής Επιτροπή Ραδιολογικής Προστασίας ICRP, με συστάσεις που εκδίδει κατά καιρούς και λαμβάνοντας υπόψη όλα τα νέα επιστημονικά δεδομένα σχετικά με τις επιπτώσεις των ακτινοβολιών στην υγεία καθορίζει την ακολουθητέα διεθνώς πολιτική σε θέματα ακτινοπροστασίας. Η πολιτική αυτή υιοθετείται από παγκόσμιους και διεθνείς οργανισμούς όπως π.χ. ο Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας, ο Διεθνής Οργανισμός Ατομικής Ενέργειας και η Ευρωπαϊκή Ένωση.

Το διεθνές σύστημα ακτινοπροστασίας στηρίζεται στα επιστημονικά δεδομένα που αφορούν στην βλαπτικότητα των ακτινοβολιών και προέρχονται όπως προαναφέρθηκε από μακροχρόνιες συστηματικές επιδημιολογικές και ραδιοβιολογικές μελέτες πληθυσμών που ακτινοβολήθηκαν με μεγάλες δόσεις ακτινοβολίας (Χιροσίμα-Ναγκασάκι, κ.λ.π).

Για την έκθεση σε χαμηλές δόσεις ακτινοβολίας ($< 100 \text{ mSv}$) παρόλο οι επιδημιολογικές μελέτες λόγω της ενεχόμενης αβεβαιότητας, αδυνατούν να διαχωρίσουν τον ραδιολογικά προκληθέντα καρκίνο από αυτούς που προκλήθηκαν από άλλους μη ραδιολογικούς παράγοντες, προσεγγιστικά η πιθανότητα εμφάνισης θανατηφόρου καρκίνου για την περιοχή των χαμηλών δόσεων ($< 100 \text{ mSv}$), εκτιμάται κατά προσέγγιση ίση με 0.005% ανά mSv.

Οι ανωτέρω τιμές χρησιμοποιούνται σήμερα για τη μελέτη του κινδύνου και την προστασία της υγείας από τις διάφορες εφαρμογές των ιοντιζουσών ακτινοβολιών. Το ισχύον διεθνές και εθνικό σύστημα ακτινοπροστασίας, στηρίζεται στις τιμές αυτές και κατ' επέκταση στην παραδοχή ότι, οιαδήποτε δόση ακτινοβολίας, οσοδήποτε μικρή και αν είναι αυτή, ενέχει πιθανότητα πρόκλησης καρκίνου, το μέτρο της οποίας είναι ανάλογο της εν λόγω δόσης.

4.1 Εθνικό σύστημα ακτινοπροστασίας - Βασικές αρχές

Το Εθνικό σύστημα ακτινοπροστασίας (ΦΕΚ Β/216/6.3.2001) στηρίζεται στο αντίστοιχο σύστημα της ICRP – 60 και τις επακόλουθες ευρωπαϊκές οδηγίες 97/43

και 96/29 και εφαρμόζεται στις *πρακτικές* και στις *παρεμβάσεις* που ορίζονται ως ακολούθως:

Πρακτικές καλούνται όλες οι ανθρώπινες δραστηριότητες που μπορούν να αυξήσουν την έκθεση των ατόμων σε ιοντίζουσα ακτινοβολία, πέραν αυτής στην οποία εκτίθενται λόγω της υφιστάμενης ακτινοβολίας του φυσικού υποστρώματος. Οι δραστηριότητες που περιλαμβάνουν τη χρήση ακτινοβολιών στην ιατρική κατατάσσονται στις πρακτικές.

Παρεμβάσεις καλούνται αντίστοιχα οι ανθρώπινες δραστηριότητες που αποσκοπούν στη μείωση της έκθεσης των ατόμων από υπάρχουσες πηγές ή καταστάσεις έκτακτης ανάγκης όπως π.χ. η αποκατάσταση μιας ραδιορυσπασμένης περιοχής.

Οι Κανονισμοί Ακτινοπροστασίας εφαρμόζονται σε όλες τις πρακτικές και επεμβάσεις που συνεπάγονται κινδύνους από ιοντίζουσες ακτινοβολίες που εκπέμπονται από φυσικές ή τεχνητές πηγές. Κάθε φυσικό ή νομικό πρόσωπο προκειμένου να προβεί σε οποιαδήποτε πρακτική, ή επέμβαση, πρέπει να έχει την ειδική άδεια από την Αρμόδια Αρχή.

Εθνική Αρμόδια Αρχή για θέματα ακτινοπροστασίας είναι η Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας (ΕΕΑΕ), η οποία μεριμνά για την εφαρμογή των Κανονισμών και εισηγείται πρόσθετα μέτρα, οποτεδήποτε κρίνει σκόπιμο, προκειμένου να εξασφαλίζεται ο περιορισμός των ατομικών και συλλογικών δόσεων, που προκύπτουν από τις πρακτικές εφαρμόζοντας τρεις βασικές αρχές:

1. την *Αρχή της Αιτιολόγησης*,
2. την *Αρχή της Βελτιστοποίησης και*
3. την *Αρχή των Ορίων Δόσεων*,

οι οποίες μπορούν να αποδοθούν περιληπτικά ως εξής :

- *Αρχή της Αιτιολόγησης*: Μία πρακτική που ενέχει έκθεση ή *δυναμική έκθεση* ενός ατόμου σε ιοντίζουσα ακτινοβολία, μπορεί να εφαρμοστεί μόνον εφόσον αυτή αποφέρει ικανοποιητικό όφελος στα εκτιθέμενα άτομα ή το κοινωνικό σύνολο, έτσι ώστε να αντισταθμίζεται η πιθανή βλάβη την οποία αυτή μπορεί να προκαλέσει.
- *Αρχή της βελτιστοποίησης*: Τόσον οι πηγές όσο και τα μηχανήματα παραγωγής ακτινοβολιών στα πλαίσια μιας πρακτικής, πρέπει να προσφέρουν κάτω από τις επικρατούσες συνθήκες λειτουργίας τους την καλύτερη δυνατή προστασία και ασφάλεια, έτσι ώστε :
 - (α) το μέτρο της ενεχόμενης έκθεσης,
 - (β) η πιθανότητα μη αναμενόμενης έκθεσης και
 - (γ) ο αριθμός των εκτιθεμένων ατόμων,

να είναι τόσο μικρά όσον αυτό είναι λογικά εφικτό (γνωστή ως αρχή της ALARA – **As Low As Reasonably Achievable**), λαμβανομένων υπόψη οικονομικών και κοινωνικών παραγόντων. Κατά τις πρακτικές πρέπει να εφαρμόζονται περιοριστικά επίπεδα δόσεων.

- *Αρχή των ορίων δόσεων* : Οι ατομικές εκθέσεις σε ακτινοβολία, που οφείλονται στο σύνολο των πηγών ακτινοβολήσης στα πλαίσια των εγκεκριμένων πρακτικών, πρέπει να υπόκεινται σε όρια δόσεων ή όρια κινδύνων, η υπέρβαση των οποίων θεωρείται μη αποδεκτή (απαγορεύεται η υπέρβαση των ορίων δόσεων).

Τα όρια δόσεως για τους επαγγελματικά εκτιθεμένους και για μεμονωμένα άτομα του κοινού είναι διαφορετικά. Για τους επαγγελματικά εκτιθεμένους το ετήσιο όριο της ενεργού δόσεως είναι κατά μέσον όρο 20 mSv με μέγιστο τα 50 mSv, ενώ κατά τη διάρκεια περιόδου πέντε συνεχόμενων ετών δεν πρέπει να ξεπερνά τα 100 mSv. Για μεμονωμένα άτομα του κοινού, το όριο της ενεργού δόσης καθορίζεται σε 1 mSv κατά τη διάρκεια ενός έτους για το σύνολο των εφαρμοζομένων πρακτικών. Στα όρια αυτά δεν περιλαμβάνονται οι δόσεις που οφείλονται στην ακτινοβολία του υποστρώματος και στις ιατρικές εκθέσεις για διαγνωστικούς και θεραπευτικούς σκοπούς. Τα όρια δόσεως για τους επαγγελματικά εκτιθεμένους και για μεμονωμένα άτομα του κοινού δίδονται στον Πίνακα 6.

Πίνακας 6: Όρια δόσεως για τους επαγγελματικά εκτιθεμένους και για μεμονωμένα άτομα του κοινού

Είδος Ορίου	Επαγγελματική	Κοινό
Ετήσια Ενεργός δόση	20 mSv ανά έτος σταθμισμένη σε περίοδο 5 ετών.	1 mSv ανά έτος
Ετήσια ισοδύναμη δόση σε:		
δέρμα	150 mSv	15 mSv
χέρια & πόδια	500 mSv	50 mSv
	500 mSv	-



Τα όρια ενεργού δόσεως θεσπίστηκαν με σκοπό περιορισμό του κινδύνου σε αποδεκτά επίπεδα των επαγγελματικά εκτιθεμένων και των μεμονωμένων ατόμων του κοινού από τα στοχαστικά αποτελέσματα των ακτινοβολιών.

Τα όρια ισοδύναμης δόσης για τον φακό του οφθαλμού, το δέρμα και τα άκρα που περιλαμβάνονται στον πίνακα θεσπίστηκαν με σκοπό στην αποσόβηση άμεσων αποτελεσμάτων της ακτινοβολίας των επαγγελματικά εκτιθεμένων. Επισημαίνεται ότι πρόσφατες διεθνείς οδηγίες προτείνουν τη μείωση του ορίου για το φακό του ματιού για τους επαγγελματικά εκτιθεμένους στα 20 mSv. Η μείωση αυτή αναμένεται σύντομα να ενσωματωθεί στην ελληνική νομοθεσία.

Η αντίστοιχη μέση ετήσια δόση που δέχεται ο ελληνικός πληθυσμός από τις φυσικές πηγές ακτινοβολήσης είναι της τάξης του 1 mSv.

Τα όρια δόσεως για τους επαγγελματικά εκτιθεμένους είναι υψηλότερα από ότι τα αντίστοιχα για τα μεμονωμένα άτομα του κοινού διότι **οι επαγγελματικά εκτιθέμενοι** έχουν το ατομικό όφελος της απολαβής της εργασίας τους, είναι εκπαιδευμένοι και καταρτισμένοι για την εργασία που επιτελούν, γνωρίζουν τους ενεχόμενους επαγγελματικούς κινδύνους για την υγεία τους, γνωρίζουν τα μέτρα προστασίας και ασφάλειας κατά την εργασία τους και δοσιμετρούνται συστηματικά κατά την εργασία τους

Αντίθετα τα μεμονωμένα άτομα του κοινού δεν έχουν ατομικό, αλλά μόνον κοινωνικό όφελος από την εφαρμογή μιας πρακτικής (π.χ. ιατρικές εφαρμογές), δεν είναι εκπαιδευμένα άρα δεν γνωρίζουν τους ενεχόμενους κινδύνους για την υγεία τους, δεν γνωρίζουν τα μέτρα προστασίας από την εφαρμογή μιας πρακτικής και δεν δοσιμετρούνται.

4.2 Προστασία των εκτιθέμενων εργαζομένων

Για την προστασία των εκτιθέμενων σε ακτινοβολία εργαζομένων θα πρέπει:

- (α) να εφαρμόζεται η αρχή της αιτιολόγησης, εξασφαλίζοντας ότι όλες οι εφαρμοζόμενες πρακτικές είναι πλήρως αιτιολογημένες,
- (β) να αξιολογείται η φύση και το μέγεθος του κινδύνου και να εφαρμόζεται η αρχή της βελτιστοποίησης της ακτινοπροστασίας σε όλες τις συνθήκες εργασίας,
- (γ) να ταξινομούνται οι χώροι εργασίας σε διάφορες ζώνες και οι εργαζόμενοι σε διάφορες κατηγορίες, με βάση τις προβλεπόμενες ετήσιες δόσεις,
- (δ) να εφαρμόζονται κατάλληλα μέτρα ελέγχου και παρακολούθησης των συνθηκών εργασίας και να εφαρμόζεται όπου απαιτείται, ατομική δοσιμετρική και ιατρική παρακολούθηση των εκτιθέμενων εργαζομένων.

4.3 Ταξινόμηση και οριοθέτηση των ζωνών

Οι χώροι εργασίας στους οποίους υπάρχει πιθανότητα η δόση από έκθεση σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες να υπερβεί το 1 mSv ανά έτος, διακρίνονται σε ελεγχόμενες και επιβλεπόμενες ζώνες ως ακολούθως:

Ελεγχόμενη ζώνη: κάθε περιοχή μέσα στην οποία ενδέχεται να γίνει υπέρβαση των 6 mSv ετησίως.

Επιβλεπόμενη ζώνη: θεωρείται κάθε περιοχή στην οποία ενδέχεται να γίνει υπέρβαση του 1 mSv ετησίως και η οποία δεν θεωρείται ελεγχόμενη ζώνη.

Στις ιατρικές εφαρμογές των ακτινοβολιών, ως ελεγχόμενες ζώνες χαρακτηρίζονται μεταξύ άλλων οι ακτινολογικοί και ακτινοθεραπευτικοί θάλαμοι όπου βρίσκονται εγκατεστημένα τα μηχανήματα, οι θάλαμοι βραχυθεραπείας, οι αίθουσες όπου βρίσκονται εγκατεστημένα τα μηχανήματα απεικόνισης της πυρηνικής ιατρικής, οι χώροι διαχείρισης ραδιοφαρμάκων και ραδιενεργών καταλοίπων και τα δωμάτια ιωδοθεραπείας. Ως επιβλεπόμενες ζώνες χαρακτηρίζονται οι χώροι των χειριστηρίων των μηχανημάτων έξω από τους θαλάμους και γενικότερα οι λοιποί χώροι των εργαστηρίων στους οποίους η πρόσβαση είναι ελεγχόμενη.

Η ελεγχόμενη ζώνη πρέπει να είναι σαφώς οριοθετημένη με κατάλληλη σήμανση και η πρόσβαση σ' αυτή να επιτρέπεται μόνο στο εξουσιοδοτημένο προσωπικό. Ειδικά μέτρα πρέπει να λαμβάνονται ώστε να καλύπτουν μεταξύ άλλων την είσοδο και την έξοδο ατόμων. Το περιβάλλον εργασίας πρέπει να ελέγχεται συνεχώς και να πραγματοποιούνται μετρήσεις της ραδιενέργειας, των δόσεων και των ρυθμών δόσεων, ενώ τα αντίστοιχα αποτελέσματα να καταγράφονται. Ανάλογα με τον κίνδυνο που απορρέει από τις πηγές και τις αντίστοιχες εργασίες πρέπει να εκδίδονται σχετικές οδηγίες εργασίας.

Στην επιβλεπόμενη ζώνη πρέπει να τοποθετείται κατάλληλη σήμανση όπου απαιτείται, να επιβλέπεται το περιβάλλον εργασίας και να εκδίδονται οδηγίες εργασίας ανάλογα με τον κίνδυνο από ακτινοβολίες που απορρέει από τις πηγές.

4.4 Ταξινόμηση των εκτιθέμενων εργαζομένων

Οι επαγγελματικά εκτιθέμενοι εργαζόμενοι, για λόγους επίβλεψης και παρακολούθησης, κατατάσσονται στις ακόλουθες κατηγορίες:

Κατηγορία Α: οι εκτιθέμενοι εργαζόμενοι που ενδέχεται να δεχτούν ενεργό δόση μεγαλύτερη από 6 mSv ανά έτος.

Κατηγορία Β: οι εκτιθέμενοι εργαζόμενοι που ενδέχεται να δεχτούν ενεργό δόση από 1 mSv έως 6 mSv ανά έτος.

4.5 Μέτρα προστασίας των εκτιθέμενων εργαζομένων

Οι επαγγελματικά εκτιθέμενοι, πρέπει να ενημερώνονται για τους κινδύνους της υγείας που απορρέουν από την εργασία τους και να τους παρέχεται συνεχής εκπαίδευση σε θέματα ακτινοπροστασίας.

Η εφαρμογή των μέτρων προστασίας των εκτιθέμενων εργαζομένων πρέπει να παρακολουθείται από τον υπεύθυνο ακτινοπροστασίας.

4.6 Εκτίμηση της έκθεσης των εργαζομένων

Για τους εργαζόμενους της κατηγορίας Α, η εκτίμηση των ατομικών δόσεων πρέπει να είναι συστηματική και στηρίζεται κατά κύριο λόγο στις μετρήσεις με ατομικά δοσίμετρα. Τα δοσίμετρα για την ατομική δοσιμέτρηση των εργαζομένων στην Ελλάδα είναι τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLDs). Τα δοσίμετρα αυτά διατίθενται και μετρώνται κάθε μήνα από το τμήμα Δοσιμέτρησης Προσωπικού της ΕΕΑΕ.

Για τους εργαζόμενους της κατηγορίας Β η παρακολούθηση μπορεί να επιτευχθεί είτε με συλλογική είτε με ατομική δοσιμέτρηση.

Η ΕΕΑΕ τηρεί το επίσημο αρχείο δόσεων όλων των δοσιμετρούμενων στην Ελληνική Επικράτεια. Τα δοσιμετρικά στοιχεία καταχωρούνται και αρχειοθετούνται για χρονικό διάστημα τουλάχιστον 30 ετών μετά το τέλος της εργασίας που συνεπάγεται έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία. Σε περίπτωση υπέρβασης των ΠΕΔ και των ορίων

δόσεων η ΕΕΑΕ σε συνεργασία με τον υπεύθυνο ακτινοφυσικό διερευνά τα αίτια που μπορεί να οδήγησαν σε αυτή αξιολογώντας κυρίως τις πρακτικές που εφαρμόζονται από το προσωπικό.

4.7 Αρχές της ακτινοπροστασίας κατά τις ιατρικές εκθέσεις σε ακτινοβολία

Ως ιατρικές εκθέσεις σε ακτινοβολία σύμφωνα με τους κανονισμούς ακτινοπροστασίας νοούνται οι ακόλουθες εκθέσεις:

- α) η έκθεση των ασθενών που υποβάλλονται σε ιατρική διάγνωση ή θεραπευτική αγωγή,
- β) η έκθεση των ατόμων λόγω ιατρικής παρακολούθησης στα πλαίσια της εργασίας τους,
- γ) η έκθεση ατόμων στα πλαίσια προγραμμάτων προληπτικής ιατρικής σε φυσιολογικές ομάδες πληθυσμού, (όπως π.χ. η εξέταση μαστογραφίας σε γυναίκες άνω των 40 ετών), που χαρακτηρίζονται ως υψηλού κινδύνου για την εμφάνιση κάποιας νόσου,

4.7.1 Αρχή της αιτιολόγησης στις ιατρικές εκθέσεις

Η αρχή της αιτιολόγησης στις ιατρικές εκθέσεις σε ακτινοβολία, εφαρμόζεται σε δύο επίπεδα:

α) Σε επίπεδο πρακτικής :

Οι διαγνωστικές και θεραπευτικές τεχνικές αιτιολογούνται σε εθνικό επίπεδο ως προς το προσδοκώμενο όφελος από την Ειδική Επιτροπή Ιοντιζουσών και μη Ιοντιζουσών Ακτινοβολιών του Υπουργείου Υγείας.

β) Σε επίπεδο εξεταζομένου ή θεραπευομένου :

Η εφαρμογή μιας πρακτικής πρέπει να είναι κλινικά αιτιολογημένη εν' όψη των στόχων της έκθεσης και προσαρμοσμένη στις κλινικές ενδείξεις του εκτιθέμενου. Την τελική ευθύνη για την αιτιολόγηση της έκθεσης και την αποφυγή περιττής έκθεσης έχει ο ιατρός που πραγματοποιεί την έκθεση.

4.7.2 Αρχή της βελτιστοποίησης στις ιατρικές εκθέσεις

Σύμφωνα με την αρχή της βελτιστοποίησης όλες οι αιτιολογημένες ιατρικές εκθέσεις σε ακτινοβολία υπακούουν στην αρχή της ALARA.

Ειδικότερα η διαδικασία βελτιστοποίησης πρέπει να περιλαμβάνει την επιλογή του κατάλληλου εξοπλισμού και τη διασφάλιση της ποιότητας των χρησιμοποιούμενων μεθόδων.

4.8 Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς (Diagnostic Reference Levels):

Η αρχή των ορίων δόσεων, ισχύει εξ' ορισμού για τον πληθυσμό και για τους επαγγελματικά εκτιθέμενους, ενώ αντίθετα δεν ισχύει για άτομα που υποβάλλονται σε αιτιολογημένη ιατρική διάγνωση ή θεραπευτική αγωγή, δεδομένου ότι ο

εξεταζόμενος είναι ο άμεσος αποδέκτης του οφέλους από την εξέταση. Η έκθεση του ασθενούς σε ακτινοβολία είναι αποδεκτή, μόνον όταν η προτεινόμενη εξέταση ή θεραπεία είναι κλινικά αιτιολογημένη και η ακτινοπροστασία του ασθενούς κατά την εφαρμοζόμενη πρακτική βελτιστοποιημένη.

Στα πλαίσια της βελτιστοποίησης της ακτινοπροστασίας του ασθενούς εφαρμόζονται τα διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς (ΔΕΑ). Ως ΔΕΑ ορίζονται επίπεδα δόσης για ιατρικές ακτινοδιαγνωστικές πράξεις, για τυποποιημένες εξετάσεις ομάδων ασθενών κανονικής διάπλασης και για ευρέως χρησιμοποιούμενους τύπους εξοπλισμού. Τα επίπεδα αυτά δεν θα πρέπει να υπερβαίνονται όταν εφαρμόζεται μία ορθή και κανονική πρακτική κατά τις τυποποιημένες διαδικασίες και συντελούν στη βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας βοηθώντας να αποφεύγονται οι περιττά υψηλές δόσεις στον ασθενή.

4.8.1 ΔΕΑ στην επεμβατική καρδιολογία

Οι διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας αφενός δεν είναι πάντα αμιγώς διαγνωστικές, αφετέρου δεν μπορούν το ίδιο εύκολα να τυποποιηθούν, κυρίως λόγω των διαφορών τόσο στην ανατομία όσο και στην παθολογία μεταξύ των ασθενών. Παρόλα αυτά, η θέσπιση ΔΕΑ για αυτές τις διαδικασίες έχει διερευνηθεί στο παρελθόν και η αναγκαιότητά της τονίζεται ιδιαίτερα στις πρόσφατες σχετικές οδηγίες. Τα μεγέθη τα οποία έχουν χρησιμοποιηθεί για τη θέσπιση ΔΕΑ για διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας είναι η συνολική τιμή DAP και ο συνολικός χρόνος ακτινοσκόπησης. Σε ορισμένες περιπτώσεις έχει επίσης χρησιμοποιηθεί ο συνολικός αριθμός frames CINE καταγραφής καθώς και η δόση (ή το air kerma) στο IRP. Έχουν επίσης θεσπιστεί ΔΕΑ σχετικά με την απόδοση των συστημάτων ή τα πρωτόκολλα εξέτασης που χρησιμοποιούνται κατά τις επεμβατικές διαδικασίες (π.χ. δόση εισόδου σε συγκεκριμένο ομοίωμα).

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

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

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

αυτές διορθώσεις σχετικές με τη πολυπλοκότητα των διαδικασιών που πραγματοποιήθηκαν. Αντίστοιχα μπορούν να κατηγοριοποιηθούν για την πολυπλοκότητά τους οι διαδικασίες εμφύτευσης βηματοδότη ή απινιδωτή ανάλογα με το είδος της συσκευής που εμφυτεύεται (συμβατική ή αμφικολιακή) και οι διαδικασίες καρδιακής κατάλυσης με ραδιοσυχνότητες ανάλογα με το είδος της αρρυθμίας που αντιμετωπίζεται.

Τα ΔΕΑ καθορίζονται σε εθνικό επίπεδο μέσω υπουργικής απόφασης έπειτα από σχετική εισήγηση της ΕΕΑΕ, με βάση τις υπάρχουσες εφαρμοζόμενες πρακτικές για κάθε εξέταση. Σύμφωνα με τις σχετικές διεθνείς οδηγίες, κάθε ίδρυμα πρέπει να συγκρίνει τις μέσες τιμές των δοσιμετρικών μεγεθών του με τα αντίστοιχα εθνικά ΔΕΑ. Αν παρατηρείται συστηματική υπέρβαση των ΔΕΑ, τότε τα αίτια της θα πρέπει να διερευνώνται και να αναζητούνται διορθωτικές ενέργειες. Ωστόσο, η εφαρμογή των ΔΕΑ πρέπει να πραγματοποιείται με ευελιξία, έτσι ώστε να επιτρέπονται υψηλότερες δόσεις όταν κάτι τέτοιο επιβάλλεται για κλινικούς λόγους. Η ευελιξία στην εφαρμογή των ΔΕΑ είναι ιδιαίτερα σημαντική στις διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας κατά τις οποίες παράγοντες όπως η πολυπλοκότητα της διαδικασίας, η εμπειρία των επεμβατιστών Ιατρών Καρδιολόγων και τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά των ασθενών, μπορούν να οδηγήσουν σε μεγάλο εύρος δοσιμετρικών μεγεθών. Σε κάθε περίπτωση, η εφαρμογή των ΔΕΑ από τα ιδρύματα μπορεί να αποτελέσει ένα εργαλείο ευαισθητοποίησης όλων των εμπλεκομένων στα θέματα που αφορούν τη βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας.

Στον Πίνακα 7 δίδονται τα εθνικά ΔΕΑ ενηλίκων για τον χρόνο ακτινοσκόπησης και το συνολικό DAP των κυριότερων διαδικασιών επεμβατικής καρδιολογίας, καθώς και για τον ακτινοσκοπικό ρυθμό air kerma και το air kerma ανά frame κατά την cine καταγραφή είσοδο ομοιώματος νερού πάχους 20 cm, το οποίο προσομοιάζει ενήλικα εξεταζόμενο μέσου σωματότυπου.

Πίνακας 7: Εθνικά ΔΕΑ ενηλίκων Επεμβατικής Καρδιολογίας

Διαδικασία	Χρόνος ακτινοσκόπησης (min)	KAP (Gy·cm ²)
Διαγνωστική στεφανιογραφία (CA)	6	53
Διαδιερμική 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

4.9 Ακτινοπροστασία εγκύου/κυήματος κατά τις ιατρικές εφαρμογές

Ως γνωστόν, οι συντελεστές επικινδυνότητας της ακτινοβολίας για την εμβρυακή, τη βρεφική, τη νηπιακή και την παιδική ηλικία είναι συγκριτικά μεγαλύτεροι των αντιστοίχων για τους ενήλικες. Ως εκ τούτου πρέπει να δίνεται ιδιαίτερη προσοχή στην αιτιολόγηση και τη βελτιστοποίηση των σχεδιασμένων ιατρικών εκθέσεων στις οποίες υποβάλλονται μέλλουσες μητέρες, ώστε να ελαχιστοποιείται η έκθεση του κυήματος σε ιοντίζουσα ακτινοβολία.

4.9.1 Επιδράσεις της ακτινοβολίας στο κυοφορούμενο παιδί

Τα βιολογικά αποτελέσματα στο κύημα λόγω της έκθεσης της μέλλουσας μητέρας σε ιοντίζουσα ακτινοβολία, διακρίνονται σε στοχαστικά και άμεσα (μη στοχαστικά).

Ως στοχαστικό αποτέλεσμα της ακτινοβολήσης του κυήματος θεωρείται ο κίνδυνος για εμφάνιση καρκίνου ή λευχαιμίας είτε στην παιδική ηλικία είτε στην μετέπειτα ζωή, ο οποίος υπάρχει καθ' όλη τη διάρκεια της κύησης και είναι ανάλογος της ισοδύναμης δόσης ακτινοβολίας στο κύημα.

Η πιθανότητα εμφάνισης στοχαστικών αποτελεσμάτων από την ακτινοβολήση του κυήματος είναι 2 έως 3 φορές μεγαλύτερη από την αντίστοιχη πιθανότητα των ενηλίκων (0,015% ανά 1 mSv) και αριθμητικά ίση με την αντίστοιχη πιθανότητα για τα παιδιά μέχρις ηλικίας 10 ετών.

Ως άμεσα βιολογικά αποτελέσματα από την ακτινοβολία στο κύημα χαρακτηρίζονται τα ακόλουθα:

- η αποτυχία εμφύτευσης του γονιμοποιημένου ωαρίου στο βλεννογόνο της μήτρας και ο θάνατος του εμβρύου
- η δυσπλασία των οργάνων του εμβρύου
- η μείωση του δείκτη νοημοσύνης
- η διανοητική υστέρηση

Τα άμεσα βιολογικά αποτελέσματα στο κύημα εξαρτώνται (α) από την ισοδύναμη δόση ακτινοβολίας στο κύημα και (β) από την εβδομάδα της κύησης κατά τη στιγμή της ακτινοβολήσης.

4.9.2 Εξάρτηση από την ισοδύναμη δόση ακτινοβολίας στο κύημα

Για την εμφάνιση άμεσων αποτελεσμάτων στο έμβρυο, η δόση θα πρέπει να υπερβεί κατώφλι το οποίο για τον άνθρωπο είναι άνω των 100 mSv. Ακόμη και για τις ιατρικές διαγνωστικές τεχνικές υψηλής δόσης όπως π.χ. η αξονική τομογραφία, η απορροφούμενη δόση στο κύημα σπανίως μπορεί να πλησιάσει το

κατώφλι αυτό. Άρα δεν αναμένεται να εμφανιστούν άμεσα αποτελέσματα της ακτινοβολίας στο κυοφορούμενο παιδί κατά τις συνήθεις διαγνωστικές εκθέσεις της εγκυμονούσας μητέρας.

Ειδικά στην επεμβατική καρδιολογία, η δόση στο έμβρυο προέρχεται κυρίως από σκεδαζόμενη ακτινοβολία και είναι επίσης μικρή (της τάξης των λίγων mSv υπό ιδιαίτερα δυσμενείς συνθήκες ακτινοβολήσης) και πολύ μικρότερη από το κατώφλι εμφάνισης άμεσων αποτελεσμάτων.

4.9.3 Εξάρτηση από την εβδομάδα της κύησης

Τα άμεσα αποτελέσματα στο κύημα εξαρτώνται από τη φάση της ανάπτυξης του κυήματος (εβδομάδα κύησης) κατά τη στιγμή της ακτινοβολήσης. Πιο συγκεκριμένα:

1η φάση: Η φάση από τη σύλληψη μέχρι την εμφύτευση του εμβρύου στο βλεννογόνο της μήτρας (πρώτες δυο εβδομάδες).

2η φάση : Η φάση της μείζονος οργανογένεσης που διαρκεί μέχρι την 8η εβδομάδα μετά τη σύλληψη.

3η φάση : Η φάση της ανάπτυξης του εμβρύου που διαρκεί από την όγδοη περίπου εβδομάδα μέχρι τη γέννηση και περιλαμβάνει τη φάση της κυρίως διάπλασης του κεντρικού νευρικού συστήματος από την 8η μέχρι την 15η εβδομάδα.

Ειδικότερα και όσον αφορά τα άμεσα βιολογικά αποτελέσματα από την ακτινοβολία στο κύημα ισχύουν τα ακόλουθα:

- Η αποτυχία εμφύτευσης του γονιμοποιημένου ωαρίου στο βλεννογόνο της μήτρας και ο θάνατος του εμβρύου είναι η πλέον πιθανή επίδραση μεγάλων δόσεων ακτινοβολίας ($>>100$ mSv) κατά την πρώιμη περίοδο της εγκυμοσύνης. Το αποτέλεσμα αυτό είναι δύσκολο να μελετηθεί και η εγκυμοσύνη δεν θα γίνει αντιληπτή. Η πρώιμη περίοδος της εγκυμοσύνης αντιμετωπίζεται γενικώς σαν περίοδος χαμηλού κινδύνου από τις επιπτώσεις της ακτινοβολίας.
- Η δυσπλασία των οργάνων του εμβρύου εμφανίζεται κατά τη δεύτερη φάση που αφορά την 3η έως την 8η εβδομάδα της κύησης μετά την υπέρβαση του σχετικού κατωφλίου. Ο κίνδυνος δυσπλασίας εξαρτάται από την περίοδο της οργανογένεσης κατά το χρόνο της ακτινοβολήσης και είναι αυξημένος κατά τη διάρκεια της πλέον δραστήριας φάσης του πολλαπλασιασμού των κυττάρων και της διαφοροποίησης των οργάνων που αναπτύσσονται.
- Η μείωση του δείκτη νοημοσύνης είναι ανάλογη της απορροφούμενης δόσης. Ειδικότερα για κάθε Sv απορροφούμενης δόσης κατά την 8η έως 15η εβδομάδα από τη σύλληψη, αναμένεται μείωση του δείκτη νοημοσύνης κατά 30 μονάδες. Για δόση 100 mSv η αναμενόμενη μείωση του δείκτη νοημοσύνης είναι 3 μονάδες. Η επίδραση της ακτινοβολίας στο δείκτη νοημοσύνης κατά την έκθεση μετά τη 16η έως την 25η εβδομάδα είναι λιγότερο πιθανή.

4.9.4 Έκθεση γυναικών σε ιοντίζουσα ακτινοβολία για ιατρικούς σκοπούς

Για την αποφυγή της αναίτιας έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία του κυήματος πρέπει να ακολουθούνται ειδικές διαδικασίες, οι οποίες αφορούν γυναίκες σε αναπαραγωγική ηλικία, οι οποίες πρόκειται να υποβληθούν σε κάποια ιατρική έκθεση.

Αρχικά, πρέπει να διερευνηθεί προσεκτικά από το προσωπικό του εργαστηρίου η πιθανότητα να είναι έγκυος η γυναίκα η οποία πρόκειται να υποβληθεί στην ιατρική έκθεση.

Θα πρέπει να υπάρχει σε εμφανή θέση στο εργαστήριο ταμπέλα της οποίας το περιεχόμενο θα υπενθυμίζει στις εξεταζόμενες ότι πρέπει να ενημερώσουν το προσωπικό του εργαστηρίου για πιθανή εγκυμοσύνη. Στη συνέχεια πρέπει να διερευνηθεί διεξοδικά η πιθανότητα η ασθενής/εξεταζόμενη να είναι έγκυος. Εάν αποκλειστεί η πιθανότητα εγκυμοσύνης, τότε η εξέταση μπορεί να πραγματοποιηθεί όπως έχει προγραμματιστεί. Σε αντίθετη περίπτωση, η εξέταση πρέπει να αναβληθεί, μέχρι την επόμενη περίοδο ή να πραγματοποιηθεί δοκιμασία (test) εγκυμοσύνης πριν την εξέταση.

Σε περίπτωση που η έκθεση πραγματοποιηθεί πριν γίνει αντιληπτή η εγκυμοσύνη, απαιτείται η άμεση ενημέρωση του/της γυναικολόγου.

Για ακτινολογικές εξετάσεις με τη μήτρα εκτός της κύριας δέσμης της ακτινοβολίας (ακτινογραφία θώρακα, ακτινογραφία αυχένα, ακτινογραφία άκρων, μαστογραφία, ακτινογραφία οδόντων, αξονική τομογραφία κεφαλής και θώρακα, κλπ) η δόση στο κύημα είναι ιδιαίτερα χαμηλή (<1mSv).

Για εξετάσεις όπου ακτινοβολείται η κοιλιακή χώρα (π.χ. αξονική τομογραφία κοιλίας) πρέπει να αξιολογηθούν τα δεδομένα της ιατρικής έκθεσης από φυσικό ιατρικής και να εκτιμηθεί ενδεχομένως η δόση και ο σχετικός κίνδυνος.

Σε περίπτωση επιβεβαιωμένης εγκυμοσύνης πρέπει να εξεταστούν μεταξύ άλλων:

I. Η δυνατότητα χρήσης εναλλακτικών διαγνωστικών μεθόδων, που οδηγούν σε χαμηλότερη ή μηδενική δόση στο κύημα, λαμβάνοντας όμως υπόψη και τα πιθανά μειονεκτήματα των μεθόδων αυτών.

II. Η δυνατότητα η εξέταση ή η θεραπεία να αναβληθεί για μετά τον τοκετό, σταθμίζοντας τον κίνδυνο και το όφελος τόσο για τη μητέρα όσο και για το παιδί.

Στις περιπτώσεις που η καθυστέρηση της εξέτασης ή της θεραπείας δεν είναι κλινικά αποδεκτή, η εξέταση ή η θεραπεία πρέπει να πραγματοποιηθεί αφού ληφθεί ειδική μέριμνα για την ελαχιστοποίηση της δόσης στο κύημα. Ωστόσο, η μέριμνα δεν πρέπει να επιδρά αρνητικά στην αποτελεσματικότητα της εξέτασης ή της θεραπείας. Η δόση στο κυοφορούμενο παιδί πρέπει να εκτιμηθεί πριν την πραγματοποίηση της

εξέτασης ή της θεραπείας και, εάν είναι σκόπιμο (σημαντική δόση) και μετά την ολοκλήρωσή της.

Σε περιπτώσεις έκτακτης ανάγκης, όπου η ζωή της μητέρας βρίσκεται σε κίνδυνο και πρέπει να πραγματοποιηθεί άμεσα μια εξέταση ή θεραπεία, δεν είναι πάντοτε δυνατόν να εφαρμοστούν τα παραπάνω. Στις περιπτώσεις αυτές είναι ιδιαίτερα σημαντικό να εκτιμηθεί ο κίνδυνος για το κυοφορούμενο παιδί από την πιθανή έκθεσή του στην ιοντίζουσα ακτινοβολία. Για το σκοπό αυτό η λεπτομερής καταγραφή όλων των τεχνικών παραμέτρων της έκθεσης είναι αναγκαία, ώστε να διευκολυνθούν οι απαιτούμενοι υπολογισμοί.

Επισημαίνεται ότι, σύμφωνα με τις σχετικές κατευθυντήριες οδηγίες της Ευρωπαϊκής Ένωσης (Radiation Protection 100), για δόσεις στο κύημα μικρότερες των 100mSv **η διακοπή της κύησης πρέπει να αποκλείεται.**

Δόσεις στο κύημα μεγαλύτερες των 100mSv δεν αναμένεται να προκύψουν από τις συνήθεις διαγνωστικές εξετάσεις, παρά μόνο από την ακτινοθεραπεία, τις θεραπείες με ραδιοφάρμακα και ειδικές διαγνωστικές εξετάσεις (π.χ. επεμβατικές διαδικασίες και σύνθετες εξετάσεις αξονικής τομογραφίας κοιλιακής χώρας).

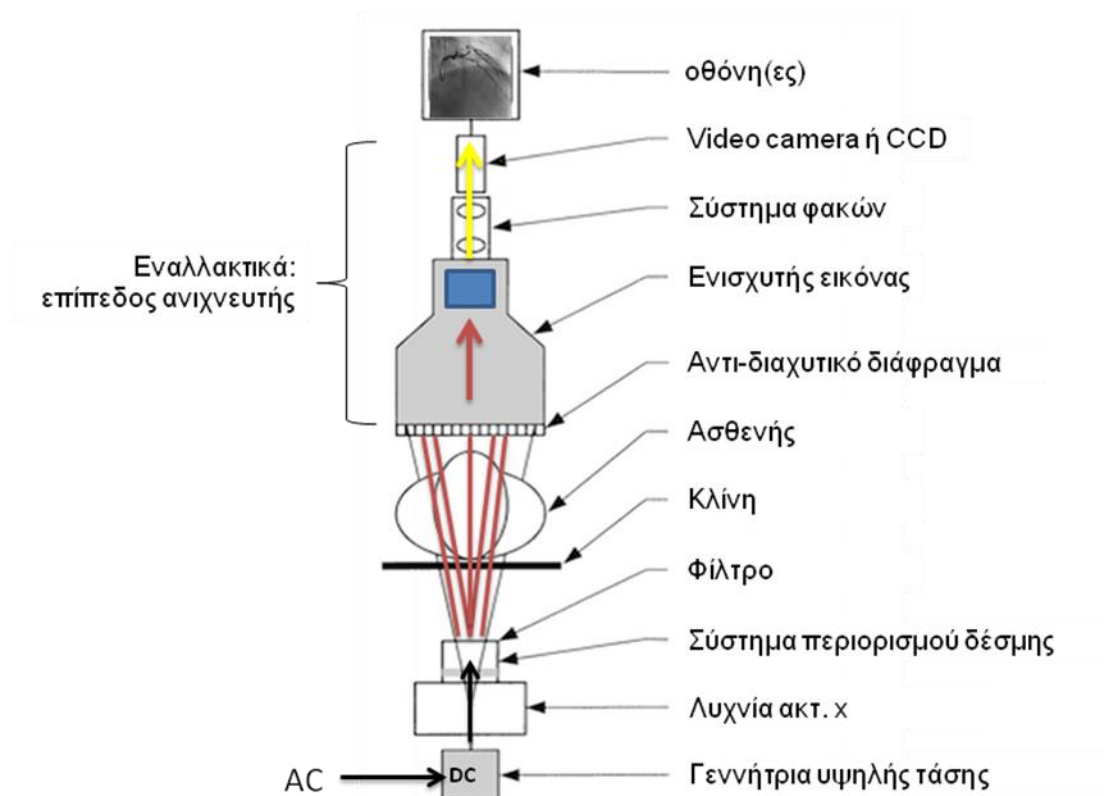
Για δόσεις στο κύημα $>100\text{mSv}$, η απόφαση για τη διακοπή της κύησης ανήκει αποκλειστικά στο οικογενειακό περιβάλλον του κυοφορούμενου παιδιού. Πρώτα πρέπει να αναλυθούν και συζητηθούν με τους ειδικούς, τα ιατρικά δεδομένα και οι τυχόν επιπτώσεις στο παιδί και συνεκτιμηθούν οικογενειακοί, κοινωνικοί, ψυχολογικοί και προσωπικοί παράγοντες. Σε κάθε περίπτωση, επισημαίνεται ότι σύμφωνα με το Radiation Protection 100, ακόμη και για δόσεις στο κύημα της τάξης των μερικών εκατοντάδων mSv, δεν συνιστάται, σε όλες τις περιπτώσεις η διακοπή της κύησης.

ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΗΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ

Η βασική αρχή του σχηματισμού εικόνας δεν διαφέρει μεταξύ της ακτινογράφησης και της ακτινοσκόπησης, που χρησιμοποιείται στην επεμβατική ακτινολογία. Μια χωρικά ομοιόμορφη δέσμη ακτίνων-X αλληλεπιδρά διερχόμενη από τον ασθενή και μετατρέπεται σε μια χωρικά ανομοιόμορφη δέσμη που πρέπει να απεικονιστεί με χρήση ενός ανιχνευτικού συστήματος.

Στη περίπτωση της ακτινοσκόπησης όμως γίνεται απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο. Αυτό απαιτεί μεγάλο αριθμό διαδοχικών εικόνων (frames) και για να περιοριστεί η δόση στον ασθενή πρέπει να μειωθεί η ροή της δέσμης των ακτίνων-X με αποτέλεσμα αυξημένο θόρυβο εικόνας. Έτσι οι σημαντικότερες διαφορές των συστημάτων ακτινοσκόπησης και κλασσικής ακτινογράφησης αφορούν τις απαιτήσεις στην αποδοτικότητα του ανιχνευτή και τη χρήση συστημάτων αυτόματου ελέγχου της δέσμης.

Τα βασικά μέρη ενός ακτινοσκοπικού συστήματος παρουσιάζονται στο Σχήμα 14.



Σχ. 14: Τα βασικά μέρη ενός συστήματος ακτινοσκόπησης.

Στο Σχήμα 14 δεν σημειώνονται: ο θάλαμος ιοντισμού για τη μέτρηση του γινομένου δόσης-επιφάνειας (Dose-Area Product – DAP) που φέρει η κεφαλή της λυχνίας ακτίνων-X, ο βραχίονας τύπου C (C-arm) ο οποίος φέρει την λυχνία ακτίνων-X και το σύστημα ανίχνευσης και σε συνδυασμό με το σχεδιασμό της κλίνης (τύπου πρόβολου) επιτρέπει την λήψη διάφορων προβολών χωρίς μετακίνηση του ασθενή, και τα συστήματα επεξεργασίας και αποθήκευσης εικόνας.

Τυπικά συστήματα ακτινοσκόπησης στην επεμβατική καρδιολογία παρουσιάζονται στο Σχήμα 15.



Σχ. 15: Τυπικά συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας με ένα ανιχνευτή (ενισχυτής εικόνας, αριστερά) και δύο ανιχνευτές (επίπεδοι ανιχνευτές, δεξιά).

Για τα ακτινοσκοπικά συστήματα που χρησιμοποιούνται στην επεμβατική ακτινολογία έχουν θεσπιστεί ειδικές προδιαγραφές (IEC 2010). Στη συνέχεια γίνεται αναφορά στα σημαντικότερα χαρακτηριστικά των βασικών τμημάτων ενός ακτινοσκοπικού συστήματος και ιδιαίτερα σε αυτά που σχετίζονται με την ακτινοπροστασία προσωπικού και ασθενή.

5.1 Παραγωγή και διαμόρφωση της δέσμης ακτίνων-X

Όπως και στα κλασσικά ακτινοδιαγνωστικά συστήματα, η παραγωγή των ακτίνων-X πραγματοποιείται σε ακτινολογική λυχνία με την εφαρμογή υψηλής τάσης από τη γεννήτρια του συστήματος, η οποία παρέχει την απαραίτητη ηλεκτρική ισχύ (100-150 kW).

Εν συντομία, η δέσμη των ακτίνων-X αποτελεί ακτινοβολία πέδησης και χαρακτηριστική ακτινοβολία (βλ. παραγράφους 1.2 και 1.4) που εκπέμπονται όταν ρεύμα ηλεκτρονίων (της τάξεως των mA που ισοδυναμεί με $6 \cdot 10^{15}$ ηλεκτρόνια ανά sec) επιταχυνόμενων με χρήση υψηλής τάσης (διαφοράς δυναμικού μεταξύ 40 και 140 χιλιάδων V ή kV) προσπίπτουν στην άνοδο και αλληλεπιδρούν με το υψηλού ατομικού αριθμού υλικό αυτής.

Ενώ η χαρακτηριστική ακτινοβολία έχει δεδομένες τιμές ενέργειας που εξαρτώνται από το υλικό της ανόδου, η ακτινοβολία πέδησης αποτελείται από φωτόνια ενέργειας από 0 έως και το σύνολο της κινητικής ενέργειας των ηλεκτρονίων, που ισούται με το γινόμενο του φορτίου του ηλεκτρονίου με την υψηλή τάση με μονάδες keV.

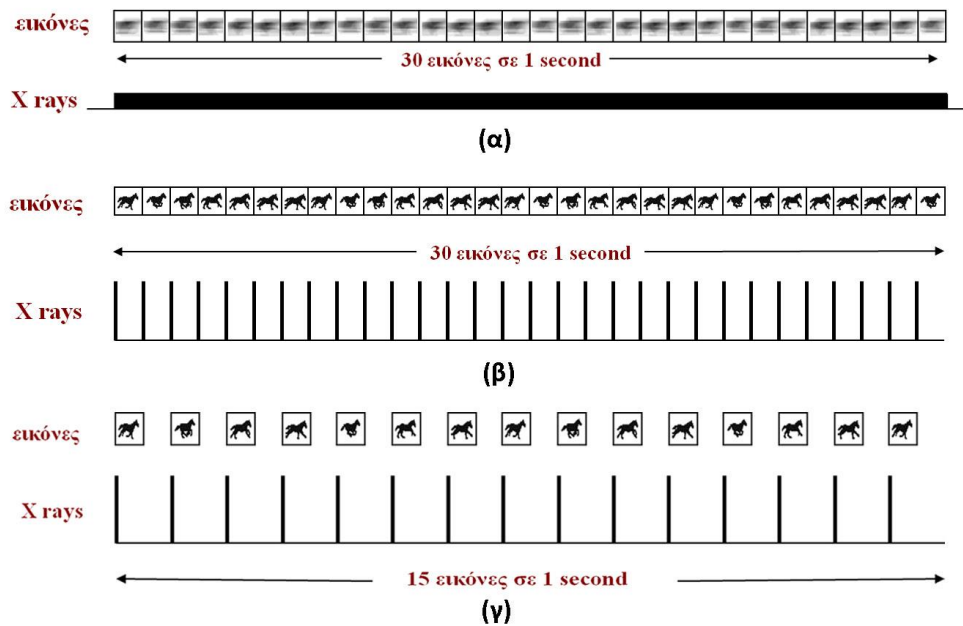
Αύξηση του ρεύματος της λυχνίας (mA) ή του χρόνου λειτουργίας της (s) έχει σαν αποτέλεσμα την αύξηση του αριθμού των εκπεμπόμενων φωτονίων (της ροής της δέσμης ακτίνων-X) χωρίς μεταβολή του ενεργειακού τους φάσματος (της κατανομής ενέργειας που θα παρουσιάζουν).

Αύξηση της υψηλής τάσης της λυχνίας έχει σαν αποτέλεσμα αύξηση του αριθμού των εκπεμπόμενων φωτονίων καθώς και της μέγιστης και της μέσης ενέργειας τους.

Η λυχνία ακτίνων-X μπορεί να λειτουργεί κατά τρόπο συνεχή ή παλμικό, οπότε κάνουμε λόγο για συνεχή ή παλμική ακτινοσκόπηση.

Για απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο απαιτούνται περί τις 30 διαδοχικές εικόνες ανά δευτερόλεπτο (frames per sec ή fps).

Στη περίπτωση της συνεχούς ακτινοσκόπησης, για κάθε εικόνα ολοκληρώνεται το από τον ανιχνευτή σήμα για $1/30=0,033$ sec ή 33 msec. Έτσι, προκύπτει ασάφεια λόγω κίνησης (θολή εικόνα) όταν απεικονίζονται ταχέως κινούμενα αντικείμενα όπως η καρδιά (Σχ. 16α). Το πρόβλημα αυτό μπορεί να εξαλειφθεί με χρήση παλμικής λειτουργίας 30 παλμών ανά δευτερόλεπτο (Σχ. 16β) εφόσον κάθε μια από τις εικόνες παράγεται από έναν πολύ σύντομο παλμό ακτινοβολίας (π.χ. διάρκειας 10msec). Καθώς η μικρή διάρκεια παλμού θα οδηγούσε σε υποβίβαση της ποιότητας της εικόνας (λόγω αύξησης του θορύβου), απαιτείται αύξηση της ροής της δέσμης ακτίνων-X (του αριθμού των φωτονίων ανά μονάδα επιφάνειας) σε σχέση με τη συνεχή ακτινοσκόπηση. Σαν αποτέλεσμα, η συνολική δόση στον ασθενή παραμένει η ίδια για ίδια ποιότητα εικόνας. Μείωση της δόσης στον ασθενή μπορεί να επιτευχθεί αν μειωθεί ο αριθμός των παλμών ανά δευτερόλεπτο. Ως αποτέλεσμα έχουμε υποβάθμιση της χρονικής διακριτικής ικανότητας της απεικόνισης, η οποία όμως μπορεί να παραμένει κλινικά αποδεκτή επιτυγχάνοντας σημαντική μείωση της δόσης (Σχ. 16γ).



Σχ. 16: Συνεχής (α) και παλμική ακτινοσκόπηση (β & γ) με 30 & 15 παλμούς/εικόνες, αντίστοιχα.

Τα σύγχρονα συστήματα παρέχουν επιλογή διαφόρων μεθόδων απεικόνισης τα οποία, ανεξάρτητα από την διαφορετική ονομασία τους ανάλογα με τον κατασκευαστή, περιλαμβάνουν συνεχή ακτινοσκόπηση, ακτινοσκόπηση υψηλής δόσης για τη μείωση του θορύβου, και παλμικής ακτινοσκόπησης με επιλογή του αριθμού εικόνων ανά δευτερόλεπτο (fps). Εκτός από την ορθή χρήση της παλμικής ακτινοσκόπησης διατίθενται και άλλα εργαλεία διευκόλυνσης του ιατρού που προάγουν τον περιορισμό της δόσης όπως η διατήρηση της τελευταίας εικόνας στην οθόνη (last image hold), η προβολή εικόνων όδευσης (roadmapping) και αλγόριθμοι επεξεργασίας εικόνας (recursive filtering, frame averaging).

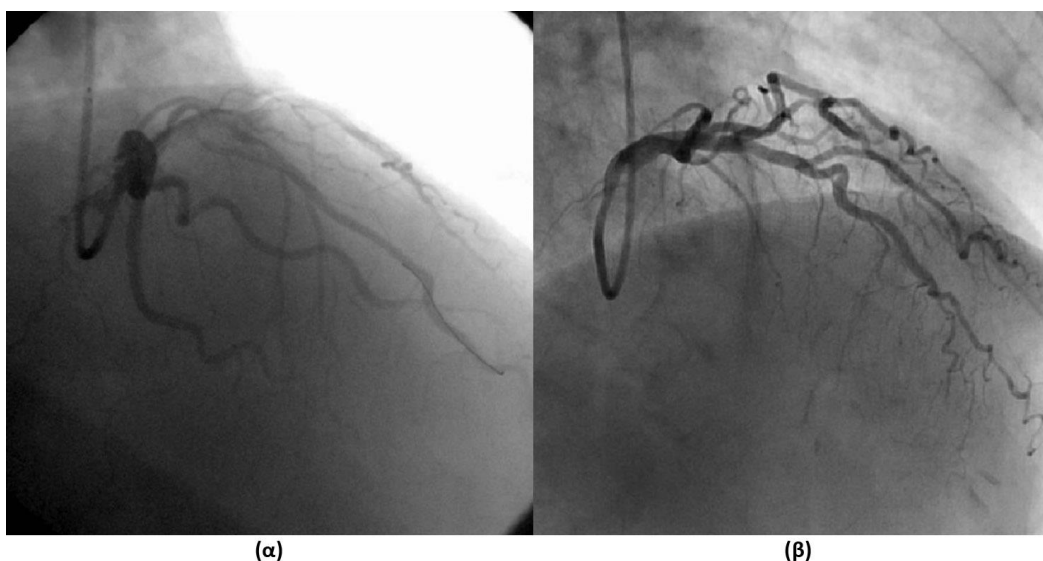
Σημαντικό πρόβλημα ακτινοπροστασίας στις διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας μπορούν να αποτελέσουν οι συχνά υψηλές δόσεις δέρματος του ασθενή στην περιοχή εισόδου της δέσμης. Για τον περιορισμό της δόσης δέρματος, πέραν της θέσπισης ελάχιστης απόστασης εστίας και μέγιστου ρυθμού δόσης εισόδου, στα συστήματα επεμβατικής ακτινολογίας παρέχεται η δυνατότητα εισαγωγής πρόσθετων φίλτρων αλουμινίου (Al), χαλκού (Cu) ή και συνδυασμών τους. Τα φίλτρα αυτά εξασθενούν σημαντικά τη ροή των φωτονίων χαμηλής ενέργειας, τα οποία αυξάνουν τη δόση δέρματος και δεν συνεισφέρουν στο σχηματισμό εικόνας. Στα σύγχρονα συστήματα η εισαγωγή πρόσθετων φίλτρων γίνεται αυτόματα με βάση τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά του ασθενούς και την γωνία λήψης.

Ο περιορισμός της δέσμης ακτίνων-X στην περιοχή ενδιαφέροντος μειώνει τη απορροφούμενη δόση τόσο στον εξεταζόμενο όσο και στο προσωπικό. Για το λόγο αυτό, τα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας φέρουν σύστημα περιορισμού της δέσμης με χρήση επίπεδων διαφραγμάτων ή/και διαφραγμάτων τύπου ίριδας (Σχ. 17).



Σχ. 17: Συνδυασμός επίπεδων διαφραγμάτων και διαφράγματος τύπου ίριδας.

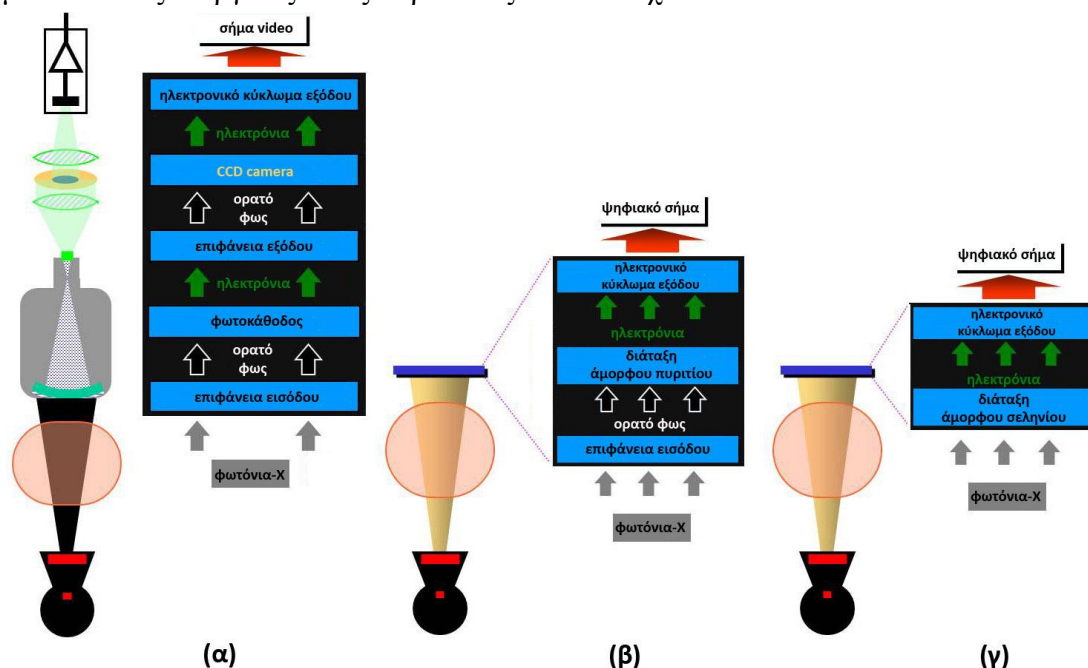
Καθώς η απεικονιζόμενη περιοχή δεν χαρακτηρίζεται από ομοιομορφία πάχους και ομοιογένεια, συχνά παρατηρείται υποβάθμιση της ποιότητας εικόνας λόγω υψηλής φωτεινότητας από περιοχές χαμηλής εξασθένησης της ακτινοβολίας με αποτέλεσμα να δυσχεραίνεται η προσπάθεια διάγνωσης και θεραπείας (Σχ. 18α). Το φαινόμενο αυτό αντιμετωπίζεται στα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας με τη χρήση σφηνοειδών φίλτρων (wedges). Τα φίλτρα αυτά μπορούν να παρεμβληθούν στη δέσμη ακτίνων-Χ στην θέση την οποία επιλέγει ο χειριστής του συστήματος ώστε να εξομαλύνουν τις διαφορές στην απορρόφηση στην περιοχή ενδιαφέροντος βελτιώνοντας με αυτό τον τρόπο την ποιότητα των λαμβανομένων εικόνων (**Error! Reference source not found.**Σχ. 18β).



Σχ. 18: Βελτίωση της απεικονιστικής με τη χρήση σφηνοειδούς φίλτρου.

5.2 Σύστημα σχηματισμού εικόνας

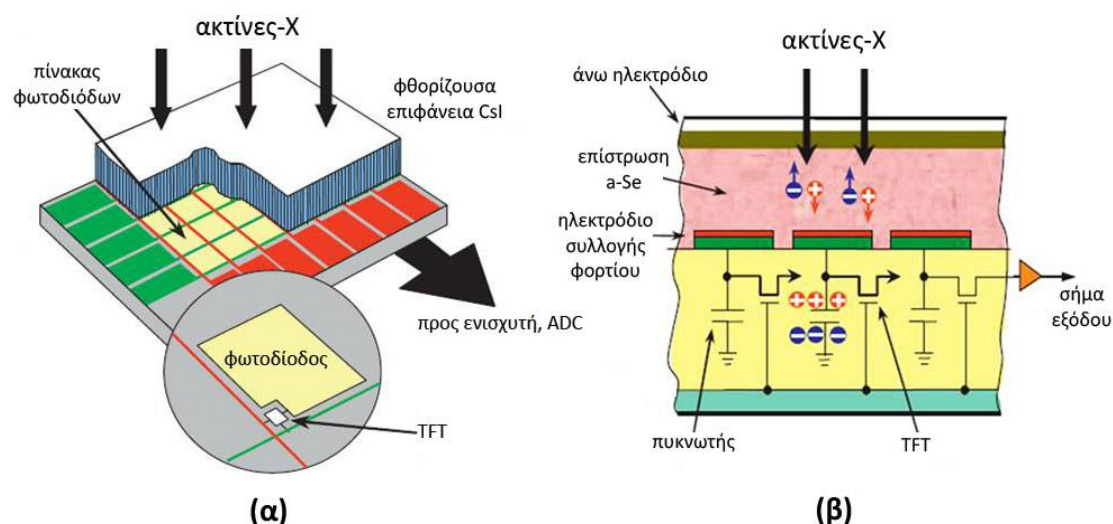
Μετά την αλληλεπίδραση της με τον εξεταζόμενο, η δέσμη των ακτίνων-x προσπίπτει στο σύστημα ανίχνευσης και σχηματισμού εικόνας το οποίο είναι είτε ενισχυτής εικόνας (Image Intensifier – II), είτε επίπεδος ανιχνευτής (Flat Panel Detector – FD). Και τα δύο είδη ανιχνευτών αποτελούν ουσιαστικά εξαιρετικά αποδοτικούς μεταλλάκτες ενέργειας όπως παρουσιάζεται στο Σχ. 19.



Σχ. 19: (α) Λειτουργία ενισχυτή εικόνας, (β) επίπεδος ανιχνευτής έμμεσης και (γ) άμεσης ανίχνευσης.

Στον ενισχυτή εικόνας η δέσμη των ακτίνων-x, προσπίπτει στη φθορίζουσα ουσία της επιφάνειας εισόδου (CsI:Na) με αποτέλεσμα τη δημιουργία ορατού φωτός. Η επιφάνεια εισόδου έχει τη μορφή λεπτών βελόνων ώστε τα ορατά φωτόνια να μεταφέρονται κατά παρόμοιο τρόπο με αυτό των οπτικών ινών. Με αυτό τον τρόπο επιτρέπεται η αύξηση του πάχους του κι επομένως της ευαισθησίας του ανιχνευτή στην ακτινοβολία x, χωρίς όμως να υποβαθμίζεται η χωρική διακριτική του ικανότητα λόγω διάχυσης των φωτονίων. Αυτό με τη σειρά του μετατρέπεται από τη φωτοκάθοδο σε δέσμη ηλεκτρονίων, η οποία εστιάζεται στην έξοδο του ενισχυτή με τη χρήση ηλεκτροδίων και ταυτόχρονα επιταχύνεται. Τα ηλεκτρόνια που προσπίπτουν στην έξοδο μετατρέπονται σε ορατό φως. Η φωτεινότητα του σήματος στην έξοδο του ενισχυτή εικόνας είναι σημαντικά μεγαλύτερη από την αντίστοιχη στην είσοδό του λόγω τόσο της επιτάχυνσης των ηλεκτρονίων (ηλεκτρονική ενίσχυση της τάξης παράγοντα 50) όσο και της διαφοράς της επιφάνειάς τους (γεωμετρική ενίσχυση της τάξης παράγοντα ίσου με το τετράγωνο του λόγου επιφάνειας εισόδου/εξόδου που είναι περίπου 100). Το φως αυτό οδηγείται είτε σε σύστημα οπτικών ακολουθούμενο από αναλογική κάμερα σήματος video (τύπου Vidicon, Plumbicon, Chalnicon ανάλογα με το υλικό του φωτο-αγώγιμου υλικού που χρησιμοποιεί: Sb₂S₃, PbO, CdSe, αντίστοιχα) ή σε ψηφιακό ανιχνευτή τύπου διάταξης συζευγμένου φορτίου (charge coupled device - CCD). Το σήμα εξόδου διαβιβάζεται σε ηλεκτρονικά κυκλώματα επεξεργασίας, απεικόνισης ή αποθήκευσης.

Στα σύγχρονα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας οι ενισχυτές εικόνας έχουν αντικατασταθεί από επίπεδους ανιχνευτές έμμεσης ή άμεσης ανίχνευσης. Όπως στους ενισχυτές εικόνας, έτσι και στα συστήματα έμμεσης ανίχνευσης η δέσμη των ακτίνων-X, προσπίπτει στη φθορίζουσα ουσία της επιφάνειας εισόδου με αποτέλεσμα την δημιουργία ορατού φωτός. Το φως μεταφέρεται σε μια επίπεδη διάταξη φωτοδίοδων άμορφου υδρογονωμένου πυριτίου (a-Si:H) και τρανζίστορες λεπτού υμενίου (Thin Film Transistor - TFT), επί υάλινου υποστρώματος. Η διάταξη αυτή είναι διαχωρισμένη σε pixels, με κάθε ένα από αυτά να διαθέτει ένα TFT (Σχ. 20α). Τα ορατά φωτόνια μετατρέπονται από τις φωτοδιόδους σε ηλεκτρόνια τα οποία ενεργοποιούν τα TFT. Όταν ένα TFT καταστεί αγωγίμο, το φορτίο της αντίστοιχης φωτοδίοδου μπορεί να μετρηθεί και να μετατραπεί σε ψηφιακό σήμα από μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (Analog to Digital Converter – ADC). Στα συστήματα άμεσης ανίχνευσης, η ενέργεια των ακτίνων-X μετατρέπεται απευθείας σε ηλεκτρικό σήμα μετά την αλληλεπίδρασή τους με στρώμα άμορφου σεληνίου (a-Se) το οποίο βρίσκεται σε επαφή με μήτρα TFT (Σχ. 20β).



Σχ. 20: Επίπεδοι ανιχνευτές έμμεσης (α) και άμεσης (β) ανίχνευσης.

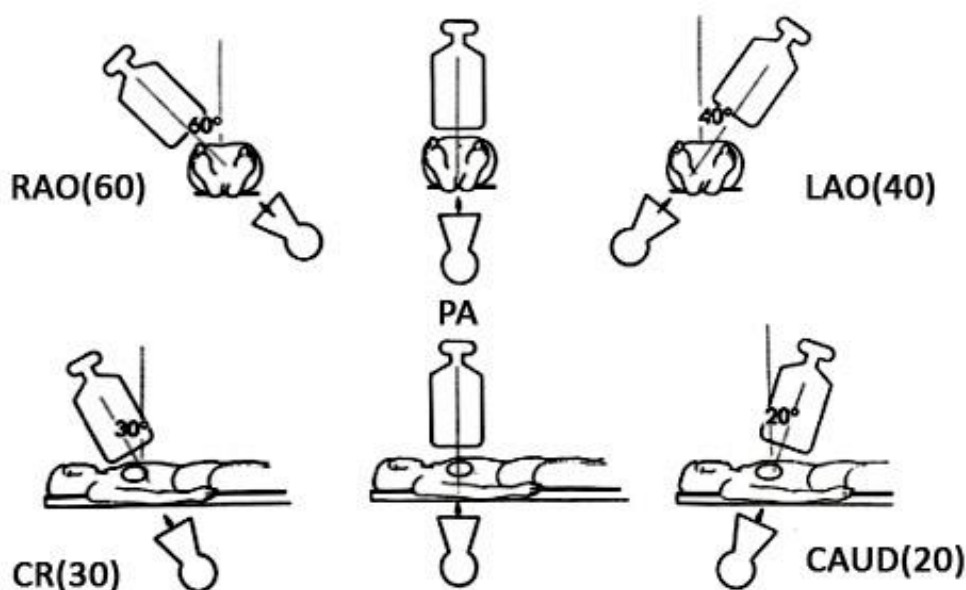
Σε σχέση με τους ενισχυτές εικόνας, οι επίπεδοι ανιχνευτές χαρακτηρίζονται από μεγαλύτερο μέγεθος, μικρότερο όγκο και απουσία παραμορφώσεων εικόνας καθώς η ανίχνευση της ακτινοβολίας και η ανάγνωση της εικόνας γίνονται στο ίδιο επίπεδο και δεν απαιτείται σύστημα εστίασης. Χαρακτηρίζονται επίσης από καλύτερη αποδοτικότητα ανίχνευσης ακτινοβολίας αλλά σε υψηλότερους ρυθμούς δόσης καθώς σε αντίθεση με τους ενισχυτές εικόνας έχουν εγγενή θόρυβο ανάγνωσης.

5.3 Βραχίονας τύπου C-arm - Ονοματολογία προβολών

Όπως φαίνεται στο Σχ. 21, η κεφαλή της λυχνίας και το σύστημα σχηματισμού εικόνας βρίσκονται αντιδιαμετρικά τοποθετημένα στα άκρα βραχίονα με σχήμα ημικυκλικό ή C. Η διάταξη αυτή επιτρέπει την εύκολη τοποθέτηση του εξεταζομένου στην εξεταστική τράπεζα, την ανεμπόδιστη παρουσία του ιατρικού προσωπικού

δίπλα στον εξεταζόμενο κατά τη διάρκεια των εξετάσεων και κυρίως, την εύκολη λήψη εικόνων σε διάφορες θέσεις και υπό διάφορες γωνίες, πράγμα απολύτως απαραίτητο για την πραγματοποίηση των διαγνωστικών και θεραπευτικών διαδικασιών. Η ευκολία αυτή προκύπτει από το γεγονός το σύστημα του βραχίονα μπορεί να περιστραφεί τόσο πάνω στο επίπεδό του όσο και κάθετα σε αυτό. Επίσης, το σύστημα μπορεί να αυξομειώνει την απόσταση λυχνίας-ανιχνευτή και να εκτελεί κατακόρυφη κίνηση η οποία σε συνδυασμό με αντίστοιχη κίνηση της εξεταστικής τράπεζας, επιτρέπει την επιλογή της βέλτιστης για το χειριστή θέσης εξέτασης.

Ξεκινώντας με το σύστημα λυχνίας-ανιχνευτή σε κατακόρυφη θέση, περιστροφή του βραχίονα πάνω στο επίπεδό του έχει ως αποτέλεσμα την μεταφορά του ανιχνευτή είτε προς το κεφάλι είτε προς τα πόδια του εξεταζομένου. Περιστροφή του βραχίονα κάθετα στο επίπεδο του ημικυκλίου του, έχει ως αποτέλεσμα την μεταφορά του ανιχνευτή είτε προς το δεξί είτε προς το αριστερό χέρι του εξεταζομένου. Η ονοματολογία των προβολών που προκύπτουν από τις περιστροφές του βραχίονα, στηρίζονται στη φορά μετακίνησης του ανιχνευτή και στην γωνία περιστροφής (Paulin 1981). Χαρακτηριστικά παραδείγματα παρουσιάζονται στο Σχ.21. Κατά τη κατακόρυφη θέση του συστήματος λυχνίας-ανιχνευτή με τη λυχνία κάτω, η προβολή είναι οπισθοπρόσθια (posteroanterior – PA). Προβολή κατά την οποία υπάρχει μετακίνηση του ανιχνευτή προς το κεφάλι του εξεταζομένου ονομάζεται Cranial (CR) και το όνομα συνοδεύεται από τις μοίρες περιστροφής του συστήματος λυχνίας-ανιχνευτή σε σχέση με τη κατακόρυφη θέση, π.χ. CR(30). Αντιδιαμετρική προβολή, με τον ανιχνευτή προς τα πόδια του εξεταζομένου ονομάζεται Caudal (CAU). Όταν η περιστροφή μετακινεί τον ανιχνευτή προς το δεξί ή το αριστερό χέρι του εξεταζομένου, οι προβολές ονομάζονται αντίστοιχα Right Anterior Oblique (RAO) ή Left Anterior Oblique (LAO). Οι προβολές οι οποίες προκύπτουν από συνδυασμό περιστροφών και στα δύο επίπεδα, έχουν όνομα που αποτελείται από συνδυασμό των παραπάνω ονομάτων, π.χ. RAO(30)-CAUD(20).



Σχ. 21: Ονοματολογία προβολών στην επεμβατική καρδιολογία.

5.4 Ακτινοσκόπηση και καταγραφή (CINE)

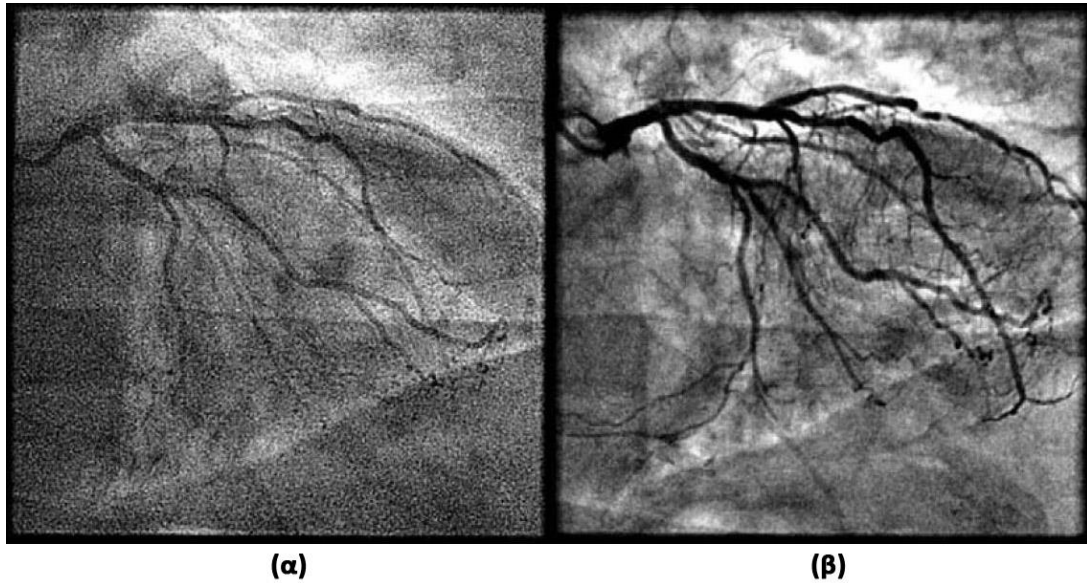
Η σειρά εικόνων που λαμβάνεται από ένα σύστημα επεμβατικής ακτινολογίας μπορεί να αξιοποιηθεί για θέαση στις οθόνες του συστήματος (καλούμενη και λειτουργία ακτινοσκόπησης) ή καταγραφή (καλούμενη και λειτουργία CINE). Οι λειτουργίες αυτές παρουσιάζουν σημαντικές διαφορές τόσο στη ποιότητα των λαμβανομένων εικόνων όσο και στα στοιχεία έκθεσης και την ακτινική επιβάρυνση για τον εξεταζόμενο και το προσωπικό.

5.4.1 Ακτινοσκόπηση

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

5.4.2 CINE καταγραφή

Κατά τη CINE καταγραφή παράγονται εικόνες υψηλότερης ποιότητας (χαμηλότερου θορύβου), κατάλληλες για διάγνωση και αποθήκευση. Για το σκοπό αυτό τα στοιχεία έκθεσης στο CINE είναι υψηλότερα από ότι στην ακτινοσκόπηση με αποτέλεσμα **υψηλότερους ρυθμούς δόσης**. Τυπικά, η δόση ανά frame CINE καταγραφής είναι περίπου 10 φορές μεγαλύτερη από την αντίστοιχη της ακτινοσκόπησης, κάτι που έχει άμεσο αντίκτυπο και στην βελτίωση της ποιότητας εικόνας των λαμβανομένων frames (Σχ. 22). Ο τελικός ρυθμός δόσης είναι ευθέως ανάλογος με το ρυθμό λήψης frames της CINE καταγραφής. Τυπικός ρυθμός καταγραφής σε αιμοδυναμικές μελέτες ενηλίκων είναι 15 frames ανά δευτερόλεπτο.



Σχ. 22: Σύγκριση μεμονωμένων εικόνων ακτινοσκόπησης (α) και CINE καταγραφής (β). Πρόκειται για εικόνες του ίδιου εξεταζομένου με την ίδια προβολή (Hirshfeld JW 2005).

5.5 Σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης (AEC)

Στα ακτινογραφικά συστήματα χρησιμοποιούνται συστήματα αυτόματου ελέγχου της έκθεσης (automatic exposure control-AEC) τα οποία ρυθμίζουν αυτόματα τις τεχνικές παραμέτρους της ακτινοβολήσης (κυρίως το γινόμενο ρεύματος λυχνίας-χρόνου, mAs) ώστε να επιτυγχάνεται σταθερή ένταση σήματος στον ανιχνευτή εικόνας ανεξάρτητα από διαφορές στο πάχος ασθενούς, την ενέργεια των ακτίνων-X, την απόσταση λυχνίας-ανιχνευτή και άλλες τεχνικές παραμέτρους. Αντίστοιχα, στα συστήματα ακτινοσκόπησης, το AEC ελέγχει το ρυθμό δόσης εισόδου στον ανιχνευτή για να αποτρέπονται διακυμάνσεις στη φωτεινότητα της εικόνας και το επίπεδο θορύβου οι οποίες θα καθιστούσαν δύσκολη τη διάγνωση ή την οδήγηση εργαλείων.

Το AEC στην ακτινοσκόπηση χρησιμοποιεί το σήμα κατάλληλου αισθητήρα ή, συνηθέστερα, το σήμα εξόδου του ανιχνευτή, για να καθορίσει τις απαραίτητες τροποποιήσεις στην υψηλή τάση και το ρεύμα της λυχνίας. Η επιλογή των παραμέτρων αυτών γίνεται βάσει αποθηκευμένων καμπυλών ανταπόκρισης και μπορεί ο χρήστης να έχει τη δυνατότητα επιλογής μεταξύ της τυπικής καμπύλης του συστήματος και καμπύλης υψηλής δόσης ή υψηλής αντίθεσης.

Σε ορισμένα συστήματα το AEC αναλαμβάνει τον έλεγχο και άλλων παραμέτρων όπως τη διάρκεια παλμών κατά την παλμική ακτινοσκόπηση, τη χρήση πρόσθετου φίλτρου και τη διακύμανση του μεγέθους πεδίου ακτινοβολίας.

5.6 Μεγέθυνση εικόνας

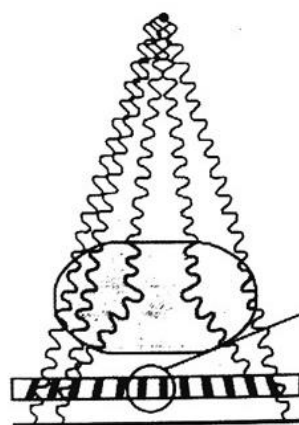
Ο ανιχνευτής εικόνας στα συστήματα επεμβατικής καρδιολογίας έχει συνήθως διάμετρο περίπου 23 cm. Οι επίπεδοι ανιχνευτές έχουν συνήθως μέγεθος 30 x 40 cm (σε συστήματα με δύο ανιχνευτές ο δεύτερος είναι συνήθως μικρότερος). Για την καλύτερη απεικόνιση μικρότερων περιοχών στη περιοχή ενδιαφέροντος, υπάρχει η δυνατότητα ηλεκτρονικής μεγέθυνσης. Στην περίπτωση αυτή, το ενεργό μέγεθος του ανιχνευτή μπορεί να μειωθεί μέχρι και τα 13 cm περίπου με δύο ενδιάμεσα βήματα μεγέθυνσης. **Η μείωση της ακτινοβολούμενης περιοχής λόγω της μεγέθυνσης, οδηγεί σε αύξηση των στοιχείων έκθεσης ώστε να αποτραπεί η μείωση της φωτεινότητας της εικόνας, με αποτέλεσμα την αύξηση του ρυθμού δόσης στον εξεταζόμενο.** Στα συστήματα με ενισχυτή εικόνας, ο ρυθμός δόσης είναι περίπου αντιστρόφως ανάλογος με την ενεργό επιφάνεια του ανιχνευτή. Στα συστήματα με επίπεδο ανιχνευτή η σχέση μεταξύ ρυθμού δόσης και ενεργού επιφάνειας δεν είναι συγκεκριμένη και εξαρτάται μεταξύ άλλων και από τις ρυθμίσεις του συστήματος. **Σε κάθε περίπτωση πάντως, η χρήση της μεγέθυνσης οδηγεί σε αύξηση του ρυθμού δόσης στον εξεταζόμενο** τόσο κατά την ακτινοσκόπηση όσο και κατά την καταγραφή. Θα πρέπει ωστόσο να σημειωθεί ότι παρά την αύξηση των στοιχείων έκθεσης, οι ρυθμοί δόσης που δέχεται **το προσωπικό** κατά την χρήση μεγέθυνσης δεν μεταβάλλονται σημαντικά, λόγω της μείωσης του πεδίου ακτινοβολίας και της περιοχής σκέδασης.

5.7 Αντιδιαχυτικό διάφραγμα (grid)

Το αντιδιαχυτικό διάφραγμα (Σχ. 23) τοποθετείται στην επιφάνεια του ανιχνευτή. Αποτελείται από λωρίδες μολύβδου οι οποίες αποτρέπουν τις ακτίνες-X που έχουν υποστεί σκέδαση να φτάσουν την επιφάνεια του ενισχυτή εικόνας και να δημιουργήσουν «θόρυβο» και υποβάθμιση της ποιότητας της εικόνας. Παράλληλα αποκόπτουν μικρό μέρος της πρωτογενούς ακτινοβολίας ακτίνων-X και για το λόγο αυτό θα πρέπει να υπάρχει η δυνατότητα αφαίρεσής τους όταν δεν αναμένεται σημαντική συνεισφορά σκεδαζόμενης ακτινοβολίας (παιδιά και μικρό πάχος ασθενούς).



(α)



(β)

Σχ. 23: (α) Αντιδιαχυτικό διάφραγμα στην είσοδο του ανιχνευτή. (β) Το αντιδιαχυτικό διάφραγμα αποτρέπει τα σκεδασμένα φωτόνια να φτάσουν στον ανιχνευτή.

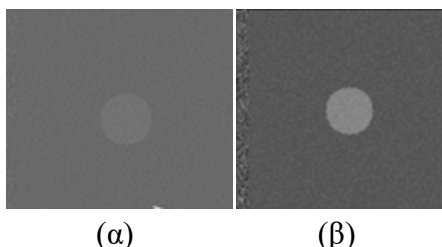
6

ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ

Με τον όρο *ποιότητα εικόνας* εννοούμε ένα σύνολο των χαρακτηριστικών που αξιολογούν την εικόνα ως προς την πληροφορία που μπορεί να προσφέρει στον παρατηρητή. Επειδή η αξιολόγηση μιας εικόνας από τον άνθρωπο είναι μια υποκειμενική διαδικασία (εμπειρία, αντίληψη, συνθήκες παρατήρησης), έχουν οριστεί μαθηματικές έννοιες που προσφέρουν αντικειμενικά κριτήρια αξιολόγησης. Στη συνέχεια θα εξετάσουμε τα πιο σημαντικά χαρακτηριστικά της ακτινολογικής εικόνας.

6.1 Αντίθεση (*contrast*)

Η διαφορά της οπτικής πυκνότητας μεταξύ δυο γειτονικών περιοχών του ακτινολογικού film/οθόνη ονομάζεται *αντίθεση εικόνας*. Οπτική πυκνότητα είναι το μέγεθος που μας δείχνει το ποσό της αμαύρωσης που προκαλεί η ακτινοβολία στο φιλμ/οθόνη. Όσο μεγαλύτερη είναι η αμαύρωση τόσο μεγαλύτερη είναι η οπτική πυκνότητα. Η υψηλή αντίθεση καθιστά πιο ευδιάκριτη τη δομή που μας ενδιαφέρει (Σχ. 24).



Σχ. 24: (α) Εικόνα χαμηλής και (β) υψηλής αντίθεσης.

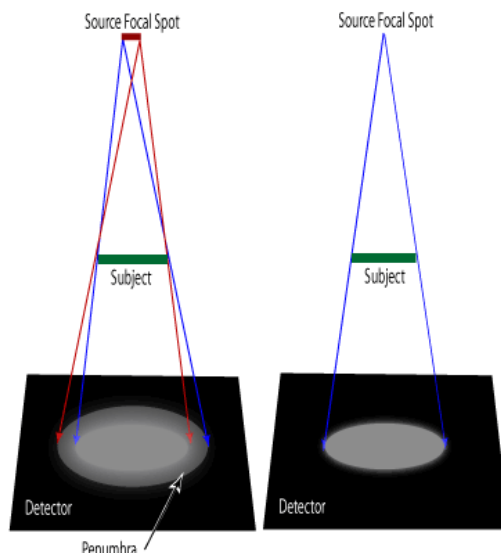
Η αντίθεση εικόνας εξαρτάται:

- Από τη διάσταση (πάχος) του ασθενούς κατά μήκος του άξονα της ακτινοβολίας.
- Την ενέργεια των ακτίνων-X που χρησιμοποιούμε (kV). Όσο **αυξάνονται τα kV η αντίθεση μειώνεται**.
- Από το μέγεθος του πεδίου της ακτινοβολίας (μικρότερο μέγεθος-καλύτερη αντίθεση λόγω μείωσης της σκεδασμένης ακτινοβολίας).
- Από τα τεχνικά χαρακτηριστικά του ενισχυτή εικόνας.

6.2 Ασάφεια (*sharpness*)

Με τον όρο ασάφεια εννοούμε την αδυναμία της απεικονιστικής μεθόδου να απεικονίσει αυστηρά το περίγραμμα ή τα όρια του αντικειμένου. Η ασάφεια

οφείλεται σε πολλούς παράγοντες και κυρίως στο μέγεθος της εστίας παραγωγής ακτίνων-X (Σχ. 25). Άλλοι παράγοντες είναι η κίνηση του αντικειμένου κατά την απεικόνιση, η μορφή/γεωμετρικά χαρακτηριστικά του αντικειμένου κ.α. Η ασάφεια αναφέρεται και ως παρασκιά (penumbra).

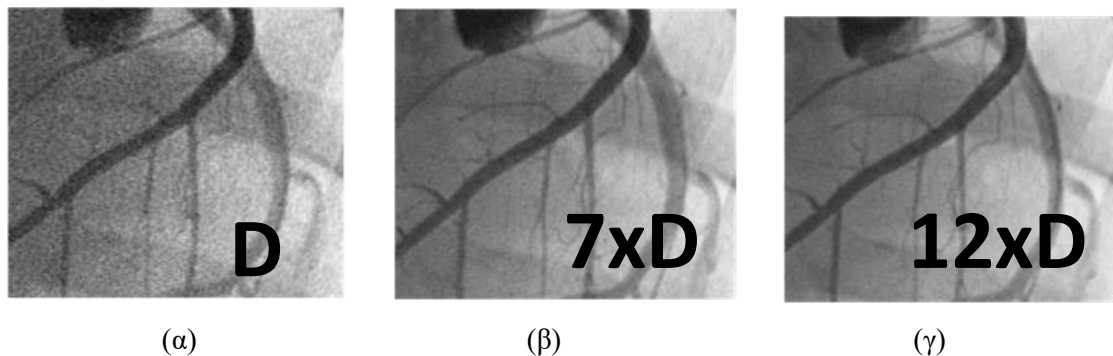


Σχ. 25: Ασάφεια ακτινολογικής εικόνας λόγω του πεπερασμένου μεγέθους της εστίας παραγωγής ακτίνων-X.

6.3 Θόρυβος

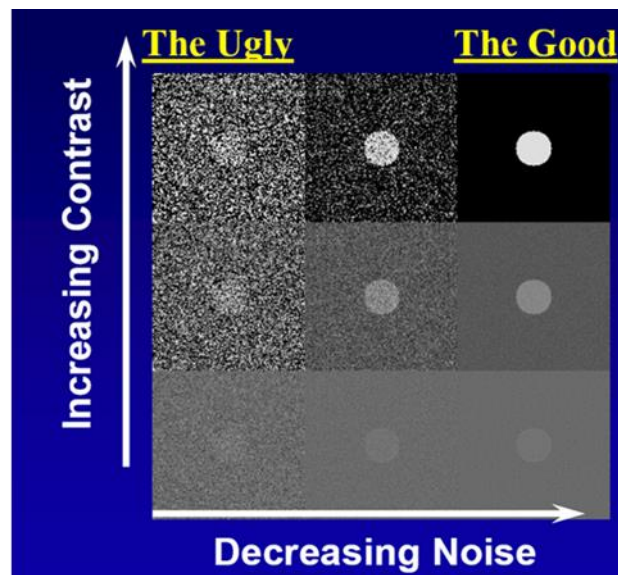
Ο θόρυβος είναι από τους σημαντικότερους παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα της ακτινογραφικής εικόνας. Υπάρχουν αρκετές κατηγορίες θορύβου όπως θόρυβος δομής, θόρυβος από τα σκεδασμένα φωτόνια κ.α.

Οι «κόκκοι» που βλέπουμε στην ακτινολογική εικόνα αποτέλεσμα του θορύβου. Ο θόρυβος εξαρτάται κυρίως από τον αριθμό των ακτίνων-X (φωτόνια) που διαμορφώνουν την εικόνα. **Όσο μεγαλύτερος ο αριθμός των ακτίνων-X (άρα και η δόση στον ασθενή) τόσο μικρότερος ο θόρυβος και κατά συνέπεια καλύτερη η ποιότητα της εικόνας.** Στο Σχ. 26 φαίνονται 3 καρτέ που ελήφθησαν με διαφορετικά στοιχεία. Στην (α) εικόνα χρησιμοποιήθηκαν σχετικά λίγα φωτόνια (άρα μικρή δόση στον ασθενή) και γι αυτό ο θόρυβος (κόκκοι) είναι αρκετά εμφανής. Στην (β) εικόνα ο αριθμός των φωτονίων αυξήθηκε και βελτιώθηκε ο θόρυβος ενώ παράλληλα αυξήθηκε η δόση του ασθενούς (περίπου 7 φορές). Στην τρίτη (γ) εικόνα χρησιμοποιήθηκαν ακόμα περισσότερα φωτόνια με αποτέλεσμα την σχεδόν «τέλεια» εικόνα όμως η δόση στον ασθενή είναι σημαντικά μεγαλύτερη (12 φορές μεγαλύτερη).



Σχ. 26: (α) Εικόνα με έντονο θόρυβο και δόση δέρματος στον ασθενή, (β) βελτίωση του θορύβου και 7-πλάσια δόση δέρματος στον ασθενή, (γ) «εξαφάνιση» του θορύβου και 12-πλάσια δόση δέρματος στον ασθενή.

Στο Σχ. 27 φαίνεται η επίδραση της αντίθεσης και του θορύβου στην ποιότητα της εικόνας.



Σχ. 27: Η αύξηση της αντίθεσης και η μείωση του θορύβου οδηγούν στην βέλτιστη εικόνα.

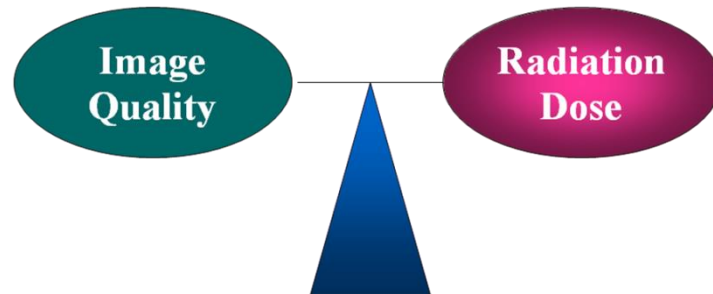
Η ποιότητα της εικόνας είναι αυστηρά συνδεδεμένη με τη δόση που δέχεται ο ασθενής (Σχ. 28). Πιο συγκεκριμένα:

- **Αύξηση της αντίθεσης** επιτυγχάνεται με μείωση της ενέργειας των ακτίνων-Χ (kV) και συνεπώς **αύξηση της δόσης** στον ασθενή (διότι τα χαμηλής ενέργειας φωτόνια δεν έχουν ικανή διεισδυτικότητα και απορροφούνται στο σώμα του ασθενή αυξάνοντας τη δόση του).
- **Μείωση του θορύβου** της εικόνας επιτυγχάνεται με αύξηση του πλήθους των φωτονίων (mA) και συνεπώς **αύξηση της δόσης** στον ασθενή.

Το ζητούμενο είναι η εικόνα που θα πάρουμε να έχει διαγνωστική αξία και η δόση του ασθενή να είναι η ελάχιστη δυνατή. Δεν έχει νόημα να ληφθούν εικόνες με αμελητέα ακτινοβολήση του ασθενή και φτωχή διαγνωστική αξία (χαμηλή ποιότητα εικόνας). Το ίδιο ισχύει και για τη λήψη ποιοτικά «τέλειων» εικόνων (με

σημαντική ακτινοβολήση του ασθενή) οι οποίες ενώ έχουν διαγνωστική αξία δεν δίνουν παραπάνω πληροφορία από εικόνες με μικρότερη ποιότητα.

Συνεπώς, στόχος μας είναι ο **συγκερασμός δόσης-ζητούμενης ποιότητας** εικόνας και όχι της τέλει εικόνας.



Σχ. 28: Η ποιότητα της εικόνας εξαρτάται άμεσα από την δόση που λαμβάνει ο ασθενής.

ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΑΣΘΕΝΟΥΣ

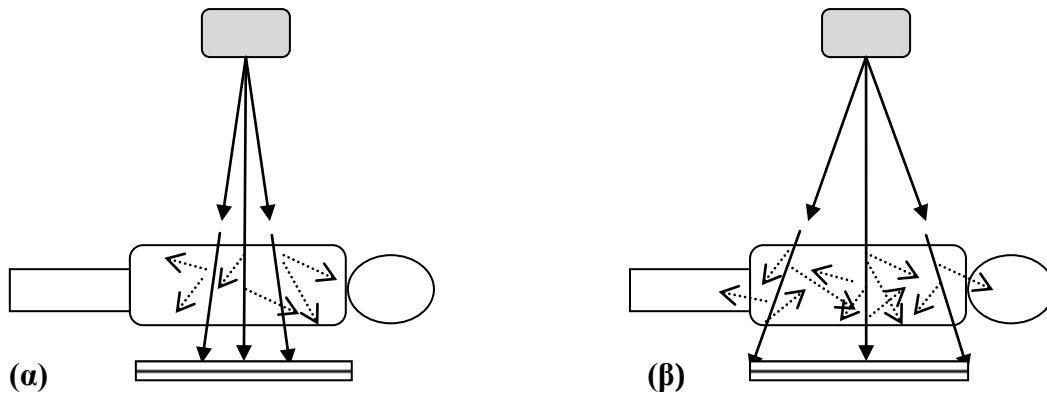
Όλες οι ακτινολογικές εξετάσεις πρέπει να πραγματοποιούνται αφού πρώτα έχει εξασφαλιστεί η μέγιστη δυνατή ακτινοπροστασία του ασθενή. Όπως θα δούμε στη συνέχεια, η ακτινοπροστασία του ασθενή και του προσωπικού έχουν κοινά στοιχεία. Ιδιαίτερη μέριμνα λαμβάνεται στην περίπτωση που κάποια γυναίκα είναι έγκυος και στα παιδιά.

7.1 Επικοινωνία με τον ασθενή

Οι ασθενείς συνήθως είναι ανήσυχοι και στρεσαρισμένοι όταν πρόκειται να υποβληθούν σε εξετάσεις. Η **σωστή προσέγγιση/επικοινωνία, η εξήγηση της εξέτασης και της διαδικασίας** είναι σημαντικοί παράγοντες που εξασφαλίζουν τη συνεργασία του ασθενή και οδηγούν στη σωστή έκβαση. Ιδιαίτερα σε περιπτώσεις όπου η διαδικασία είναι επίπονη (καθετηριασμός κλπ) η ενημέρωση του ασθενή είναι μείζονος σημασίας διότι τον προετοιμάζει ψυχολογικά και σωματικά. Η διακοπή ή η μη ενδεδειγμένη πραγματοποίηση μιας εξέτασης λόγω μη συνεργασίας του ασθενή, οδηγεί σε επανάληψη της ή σε μειωμένη διαγνωστική πληροφορία. Και στις δυο περιπτώσεις το πιο πιθανό είναι να επαναληφθεί η εξέταση με αποτέλεσμα την επιπλέον ακτινοβολήση του ασθενή.

7.2 Περιορισμός πεδίου ακτινοβολίας (διαφράγματα)

Η ποιότητα της εικόνας βελτιώνεται και η δόση ακτινοβολίας του εξεταζομένου ελαττώνεται με τον **περιορισμό της ακτινολογικής δέσμης στο μικρότερο δυνατό πεδίο που απαιτείται για τη μέγιστη διαγνωστική πληροφόρηση**. Ο περιορισμός της ακτινολογικής δέσμης περιλαμβάνει επίσης το σκεπτικό της εξαίρεσης (όποτε αυτό είναι εφικτό) από την πρωτογενή δέσμη ακτινοευαίσθητων οργάνων (γονάδες κλπ). Επιπλέον, **όσο μεγαλύτερο είναι το πεδίο ακτινοβολίας τόσο περισσότερη σκεδασμένη ακτινοβολία παράγεται με αποτέλεσμα την ακτινοβόληση περιοχών του ασθενή που βρίσκονται εκτός της περιοχής ενδιαφέροντος** (Σχ. 29).

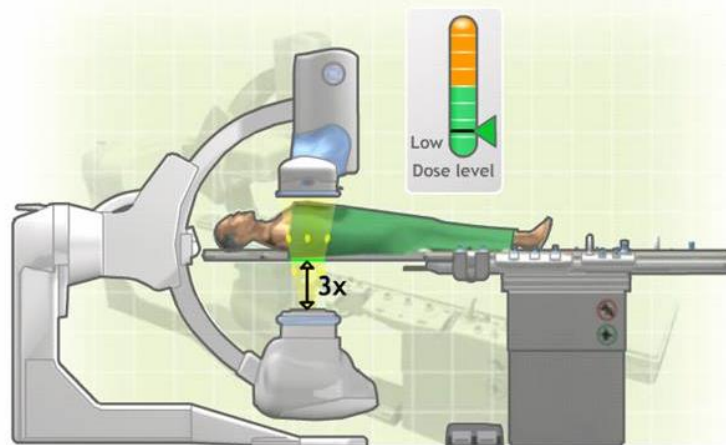


Σχ. 29: Το ποσό της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας εξαρτάται άμεσα από το μέγεθος του πεδίου. Στην περίπτωση (β) το πεδίο είναι μεγαλύτερο σε σχέση με την (α) και κατά συνέπεια η σκεδασμένη ακτινοβολία είναι πολύ περισσότερη.

7.3 Τοποθέτηση λυχνίας-ασθενούς-ενισχυτή εικόνας

Όπως είναι γνωστό, η ποσότητα της ακτινοβολίας σε ένα σημείο εξαρτάται από την απόσταση του από την πηγή εκπομπής. Αν διπλασιαστεί η απόσταση τότε η ποσότητα της ακτινοβολίας που φτάνει στο σημείο είναι το $\frac{1}{4}$ της αρχικής ενώ αν τριπλασιαστεί η απόσταση τότε στο σημείο θα φτάνει το $\frac{1}{9}$. Γενικά ισχύει ο περίφημος νόμος του αντιστρόφου τετραγώνου της απόστασης.

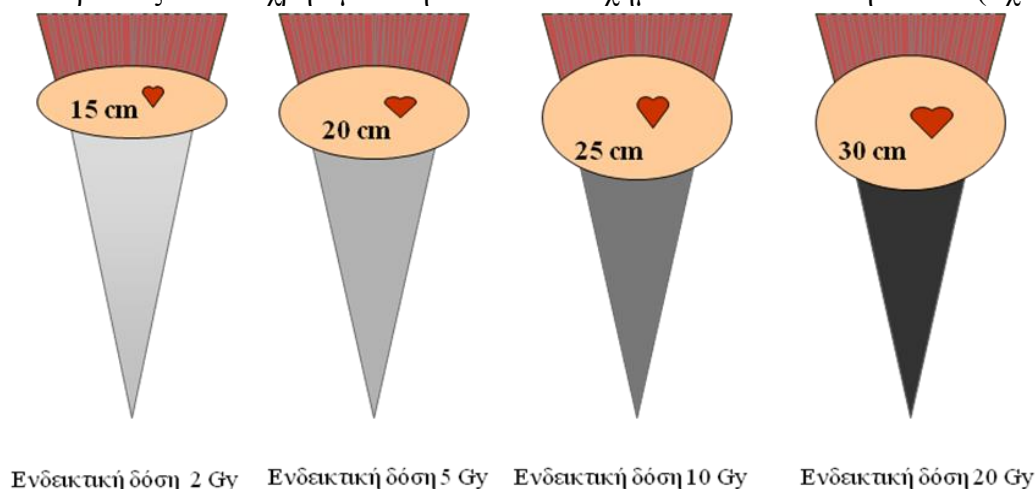
Κατά τη διάρκεια της εξέτασης επιθυμούμε ο ασθενής να δέχεται τη μικρότερη δυνατή ποσότητα ακτινοβολίας (δόση) ενώ ο ενισχυτής εικόνας να δέχεται τη μεγαλύτερη (για την βελτίωση της ποιότητας εικόνας). Αυτό επιτυγχάνεται με την **τοποθέτηση της λυχνίας στη μέγιστη απόσταση από τον ασθενή ενώ ο ενισχυτής εικόνας στην ελάχιστη από τη λυχνία** (πρακτικά όσο το δυνατό πιο κοντά στον ασθενή). Στο Σχ. 30 φαίνεται η σωστή διάταξη που πρέπει να χρησιμοποιείτε.



Σχ. 30: Η λυχνία τοποθετείται στη μέγιστη απόσταση από τον ασθενή ενώ ο ενισχυτής εικόνας στην ελάχιστη.

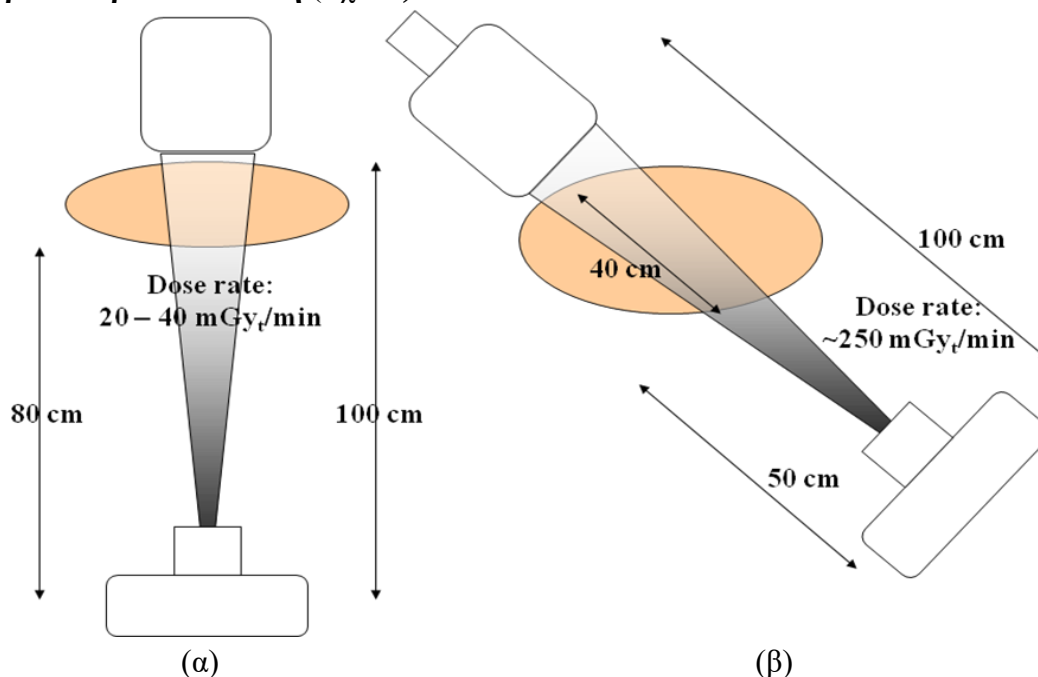
7.4 Πάχος ασθενούς-Πλάγιες λήψεις

Όσο πιο παχύς είναι ο ασθενής τόσο μεγαλύτερη πρέπει να είναι η ποσότητα ακτινοβολίας που θα χρησιμοποιηθεί ώστε να σχηματιστεί αποδεκτή εικόνα (Σχ. 31).



Σχ. 31: Όσο πιο παχύς είναι ο ασθενής τόσο μεγαλύτερη δόση θα λάβει κατά την εξέταση.

Το ίδιο συμβαίνει στις πλάγιες λήψεις. Επειδή η ακτινοβολία θα διαπεράσει μεγαλύτερο πάχος ιστού θα πρέπει να αυξηθεί σημαντικά ώστε να το διαπεράσει και να δημιουργήσει ικανοποιητική εικόνα. **Συνεπώς οι πλάγιες λήψεις επιβαρύνουν περισσότερο τον ασθενή (Σχ. 32).**

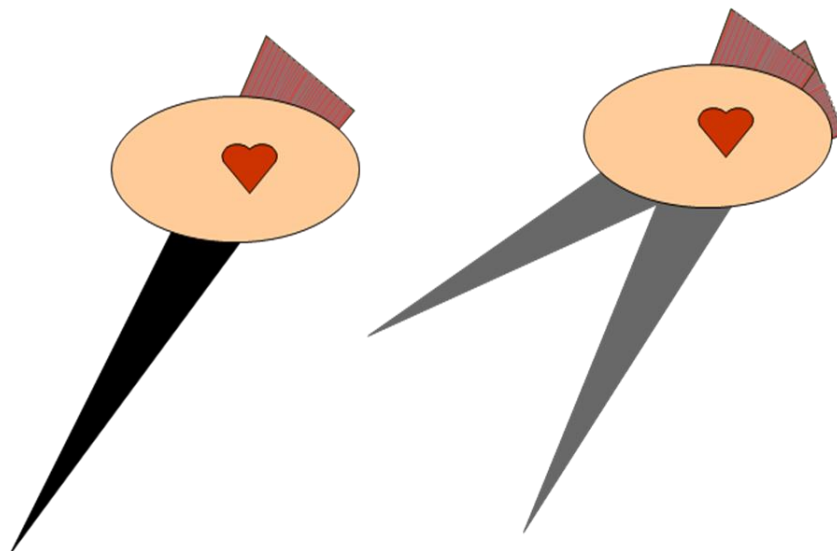


Σχ. 32: Ο ρυθμός δόσης δέρματος του ασθενή στην προσθοπίσθια λήψη είναι μεταξύ 20 και 40 mGy/min. (β) Στην πλάγια λήψη ο ρυθμός δόσης αυξήθηκε στα 250 mGy/min.

Για τους παραπάνω λόγους πρέπει επίσης να λαμβάνεται μέριμνα ώστε να μην παρεμβάλλονται αναίτια στην δέσμη ανατομικές περιοχές του εξεταζομένου (π.χ. τα χέρια στις πλάγιες προβολές).

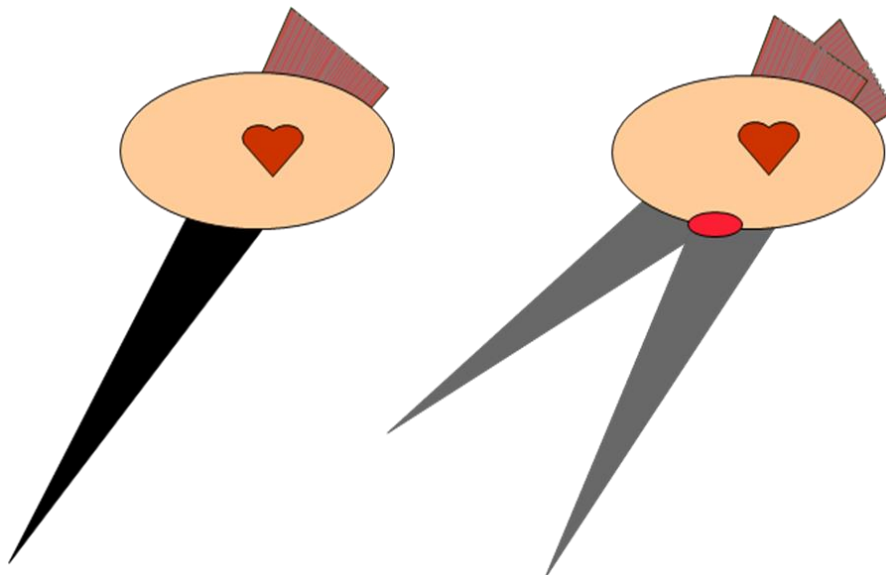
7.5 Ισοκεντρική τεχνική - Αλλαγή επιφάνειας εισόδου

Συνήθως στις εξετάσεις, το νοητό κέντρο περιστροφής του C-arm τοποθετείται στο σημείο ενδιαφέροντος. Για την αποφυγή της ακτινοβόλησης μιας συγκεκριμένης περιοχής του δέρματος καθ' όλη τη διάρκεια της εξέτασης επιλέγουμε την αλλαγή της γωνίας του βραχίονα ώστε **η δέσμη να εισέρχεται από διαφορετική περιοχή** χωρίς να χάνεται η παρουσία του αντικειμένου από την εικόνα (Σχ. 33).



Σχ. 33: Αλλαγή της επιφάνειας εισόδου της δέσμης για την προστασία του δέρματος.

Προσοχή χρειάζεται ώστε να μην **αλληλεπικαλύπτονται** οι περιοχές εισόδου διότι θα έχουμε **υπερέκθεση** της περιοχής (Σχ. 34).

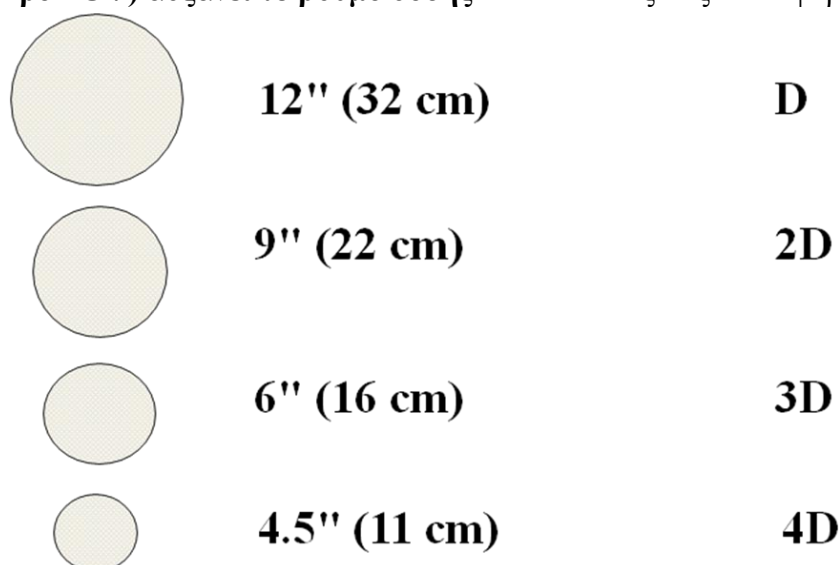


Σχ. 34: Η αλληλεπικάλυψη οδηγεί σε υπερέκθεση της περιοχής του δέρματος.

7.6 Μεγέθυνση (Field Of View)

Η λειτουργία της μεγέθυνσης απαιτεί την συνεισφορά πολλών φωτονίων στον σχηματισμό ποιοτικής εικόνας και αυτό συνεπάγεται αύξηση της δόσης στον ασθενή.

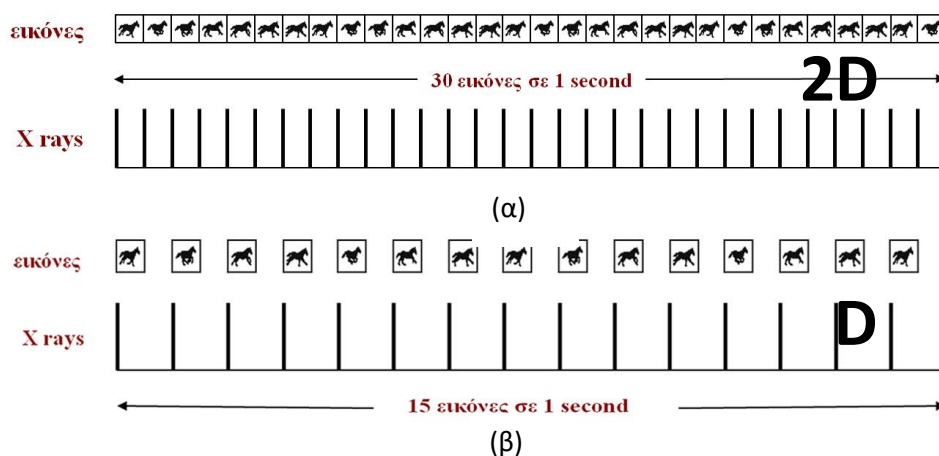
Στο Σχ. 35 φαίνεται η σχέση μεταξύ FOV και δόσης ασθενούς. Η χρήση **μεγάλου zoom (μικρό FOV)** αυξάνει το ρυθμό δόσης του ασθενούς έως και 4 φορές.



Σχ. 35: Μεταβολή του ρυθμού δόσης σε σχέση με το FOV.

7.7 Παλμική ακτινοσκόπηση

Κατά την παλμική ακτινοσκόπηση λαμβάνονται στιγμιαίες εικόνες (frames) με ρυθμό που επιλέγει ο χρήστης (π.χ. 7,5 frames/sec, 15 frames/sec, 20 frames/sec κλπ). Η επιλογή **μεγαλύτερου ρυθμού frames/sec** έχει σαν αποτέλεσμα την συλλογή μεγάλου αριθμού εικόνων οι οποίες συνδυασμένα δίνουν με **υψηλή ποιότητα** (καθαρά) την κίνηση. Η δόση που δέχεται ο ασθενής ανά εικόνα (μSv/frame) είναι ανεξάρτητος της επιλογής frames/sec. Όμως η συνολική δόση του ασθενή εξαρτάται άμεσα διότι σε ένα sec θα έχουν ληφθεί περισσότερες εικόνες (Σχ. 36). **Στην περίπτωση (α) η απεικόνιση έγινε με 30 frames/sec και η δόση που θα λάβει ο ασθενής είναι 2πλάσια από αυτή που θα λάμβανε αν χρησιμοποιούνταν 15 frames/sec (β).**

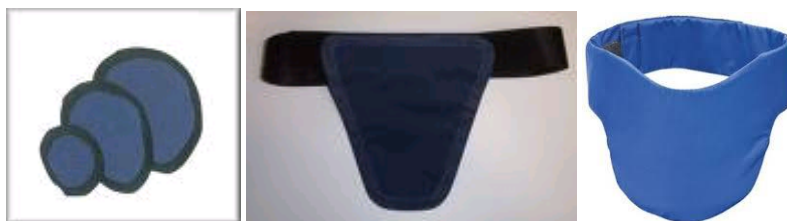


Σχ. 36: (α) Απεικόνιση με 30 frames/sec και (β) με 15 frames/sec. Η δόση στην (α) περίπτωση είναι διπλάσια από αυτή στη (β).

Κατά συνέπεια, επιλέγουμε τον ρυθμό frames/sec που θα μας δώσει την επιθυμητή διαγνωστική πληροφορία και θα ελαχιστοποιήσει την δόση του ασθενή.

7.8 Προστασία ευαίσθητων περιοχών

Αν οι συνθήκες το επιτρέπουν, θα πρέπει **να προστατεύονται οι ευαίσθητοι ιστοί-όργανα του ασθενούς** όπως ο θυρεοειδής και οι γονάδες (Σχ. 37).



Σχ. 37: Προστατευτικά γονάδων και θυρεοειδούς.

7.9 Εξετάσεις σε παιδιά

Ειδική μέριμνα ακτινοπροστασίας χρειάζεται κατά την εξέταση παιδιών. Τα παιδιά είναι 2-3 φορές πιο ευαίσθητα στην ακτινοβολία σε σχέση με τους ενήλικες. Δηλαδή η ίδια δόση ακτινοβολίας είναι 3 φορές πιο «επικίνδυνη» σε ένα παιδί από ότι σε έναν ενήλικα. Επιπλέον, τα παιδιά λόγω του υψηλότερου προσδόκιμου επιβίωσης έχουν μεγαλύτερη πιθανότητα να εμφανίσουν, σε βάθος χρόνου, νεοπλασίες που οφείλονται στην ακτινοβολία.

Επιλογή και χρήση εξοπλισμού για παιδιατρικές εξετάσεις:

- Η **γεννήτρια ακτίνων-X** θα πρέπει να είναι ικανή να παράγει παλμική ακτινοβολία με μικρή διάρκεια παλμού (30 msec). Επειδή τα παιδιά έχουν υψηλότερους καρδιακούς ρυθμούς από ότι οι ενήλικες, σε μια στεφανιαία αγγειογραφία συχνά χρησιμοποιούνται 25-30 frames/sec αντί για 12,5-15 frames/sec που χρησιμοποιούνται στους ενήλικες. Συνεπώς, η γεννήτρια ακτίνων-X θα πρέπει να είναι υψίσυχνη ώστε να δίνει με ακρίβεια και επαναληψιμότητα παλμούς ακτινοβολίας με ρυθμούς 25-30 frames/sec.
- Το **αντιδιαχτυτικό διάφραγμα (grid)**, σε αντίθεση με τις εξετάσεις σε ενήλικες, δεν βελτιώνει αισθητά την εικόνα σε παιδιατρικές εξετάσεις ενώ παράλληλα αυξάνει τη δόση στο δέρμα τουλάχιστον 2 φορές. Συνεπώς **στις παιδιατρικές εξετάσεις το αντιδιαχτυτικό διάφραγμα θα πρέπει να αφαιρείται.**

7.10 Trigger levels

Λόγω της φύσης των επεμβατικών διαδικασιών υπάρχει αυξημένος κίνδυνος εμφάνισης ιστικών αντιδράσεων (π.χ. δερματικές αντιδράσεις). Οι ιστικές αντιδράσεις είναι αποτελέσματα ντετερμινιστικά τα οποία δημιουργούνται εξαιτίας

των βλαβών σε πληθυσμούς κυττάρων και χαρακτηρίζονται από κατώφλι δόσης. Η πιθανότητα εμφάνισης αλλά και η σοβαρότητα της αντίδρασης αυξάνεται καθώς αυξάνεται η δόση.

Οι αντιδράσεις ιστού μπορεί και να μη γίνουν πλήρως εμφανείς αν δεν περάσουν μερικές εβδομάδες ή και μήνες από την έκθεση στην ακτινοβολία. Για το λόγο αυτό η διάγνωση μπορεί να καθυστερήσει. Οι αντιδράσεις στο δέρμα του ασθενούς μπορεί να οδηγήσουν σε βαθύτερες βλάβες, τα συμπτώματα των οποίων είναι πιθανό να διατηρηθούν για χρόνια. Μπορεί επιπλέον να συνοδεύονται από αύξηση του κινδύνου εμφάνισης στοχαστικών αποτελεσμάτων. Ο κίνδυνος αυξάνεται ακόμη περισσότερο σε παχύσαρκους ασθενείς και σε περίπλοκες διαδικασίες, ακόμα και αν γίνονται από έμπειρο προσωπικό σε μοντέρνα συστήματα.

Με σκοπό τη πρόληψη δερματικών βλαβών κατά τη διάρκεια επεμβατικών διαδικασιών, αλλά και την έγκαιρη διάγνωση και αντιμετώπισή τους, έχουν θεσπιστεί κατάλληλα επίπεδα «ενεργοποίησης», τα λεγόμενα *trigger levels*. Τα επίπεδα αυτά είναι τιμές του γινομένου δόσης επιφάνειας - DAP, ή της τιμής air kerma στο IRP. Αν σε επεμβατική διαδικασία οι τιμές αυτές ξεπεραστούν, τότε υπάρχει πιθανότητα ο ασθενής να αναπτύξει δερματική αντίδραση λόγω της απορροφηθείσας δόσης. Στις περιπτώσεις λοιπόν αυτές ο ασθενής θα πρέπει να μπαίνει σε πρόγραμμα παρακολούθησης τουλάχιστον 2-4 εβδομάδες μετά την επέμβαση για την ανίχνευση πιθανών βλαβών από ακτινοβολία.

Για τις περιπτώσεις διαδικασιών επεμβατικής καρδιολογίας, τα προτεινόμενα trigger levels είναι (ICRP 120):

- **DAP: 500 Gy·cm²**
- **air kerma στο IRP: 5 Gy**

Εξυπακούεται ότι εφαρμογή των trigger levels σε ένα εργαστήριο προϋποθέτει την καταγραφή και την αξιολόγηση των δοσιμετρικών μεγεθών μετά το τέλος κάθε διαδικασίας.

ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΠΡΟΣΩΠΙΚΟΥ

8.1 Όρια δόσης

Όπως προαναφέρθηκε, τα όρια δόσης σύμφωνα με τον Ελληνικό Κανονισμό Ακτινοπροστασίας (ΦΕΚ Β/216/6.3.2001) είναι:

Επαγγελματικά εκτιθέμενοι: 20 mSv/έτος. Μπορεί να γίνει υπέρβαση στα 50 mSv σε ένα συγκεκριμένο έτος όμως θα πρέπει η συνολική δόση των προηγούμενων 5 ετών (συμπεριλαμβανομένου και του τρέχοντος) να μην υπερβαίνει τα 100 mSv.

Κοινός πληθυσμός: 1 mSv/έτος.

Φακός οφθαλμού: 150 mSv/έτος (το 2018 θα μειωθεί επίσημα στα 20 mSv/έτος).

Ισοδύναμη δόση δέρματος: 500 mSv/έτος.

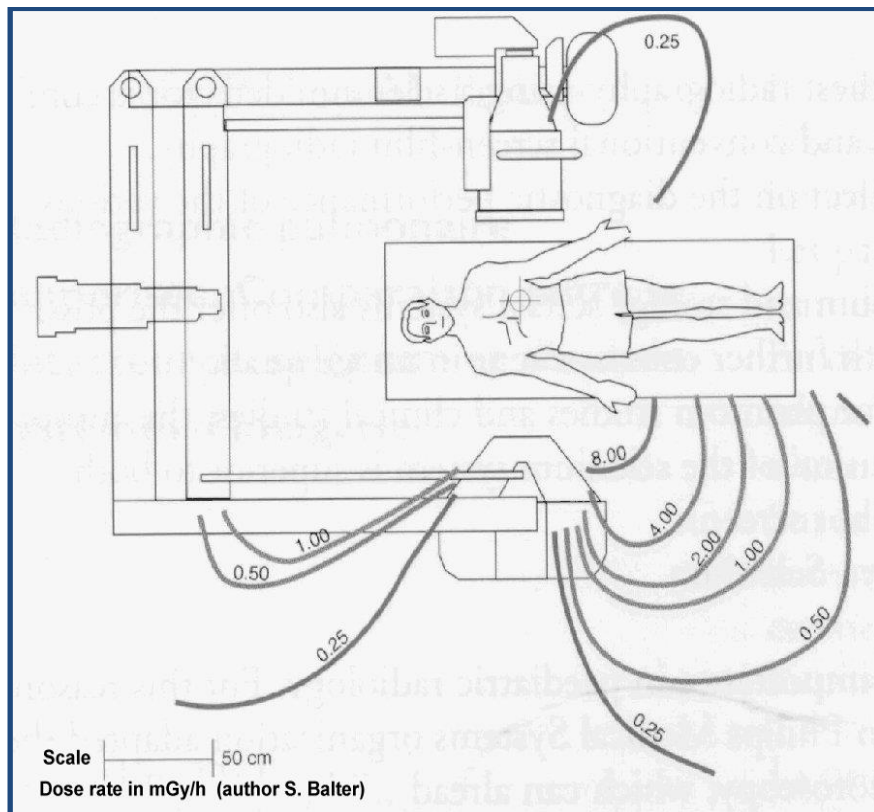
Ισοδύναμη δόση άκρας χείρας, αντιβράχιο, κάτω μέρος κνήμης, άκρου ποδός: 150 mSv/έτος.

8.2 Παράγοντες έκθεσης του προσωπικού

Κατά την διάρκεια της εξέτασης, το προσωπικό δέχεται ακτινοβολία από:

- Την κύρια δέσμη (μόνο αν τα χέρια του επεμβατιστή βρίσκονται εντός του πεδίου ακτινοβολίας).
- Την ακτινοβολία διαρροής της κεφαλής παραγωγής ακτίνων-X.
- Την ακτινοβολία που σκεδάζεται στο σώμα του ασθενούς ή σε σημεία του εξοπλισμού και του χώρου, που αποτελεί και την κύρια πηγή έκθεσής του.

Στο Σχ. 38 φαίνονται οι ρυθμοί δόσης σε διάφορα σημεία της αίθουσας κατά τη διάρκεια ακτινοβολήσης με τη διάταξη του C-arm σε οριζόντια θέση.



Σχ. 38: Ρυθμοί δόσης (mGy/h) γύρω από τον ασθενή.

Η δόση που δέχεται το προσωπικό μπορεί να μειωθεί με την επιλογή κατάλληλων λειτουργικών στοιχείων ακτινοβολήσης και με τη χρήση των μέσων ατομικής προστασίας.

8.3 Παράμετροι ακτινοβολήσης

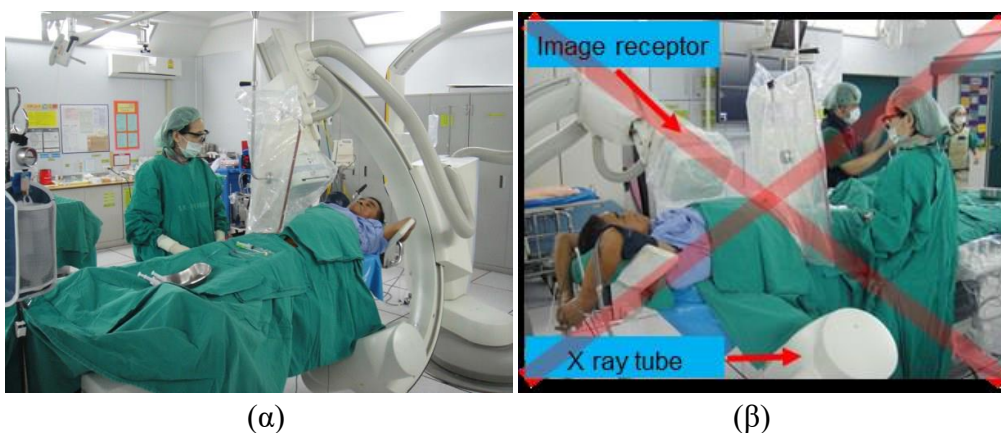
- Προτιμούμε παλμική ακτινοσκόπηση. Ο ρυθμός της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας κατά τη διάρκεια του **cine** είναι **10 φορές μεγαλύτερος** από της **παλμικής ακτινοσκόπησης**.
- **Ελαχιστοποιούμε** όσο είναι εφικτό τους χρόνους ακτινοσκόπησης και cine.
- Λαμβάνουμε **μόνο τις ακολουθίες εικόνων που μας είναι απαραίτητες**.
- **Περιορίζουμε αυστηρά το πεδίο της ακτινοβολίας στο σημείο ενδιαφέροντος**.
- Κατά την εξέταση παχιών ασθενών η σκεδαζόμενη ακτινοβολία αυξάνεται έως και 5 φορές σε σχέση με έναν αδύνατο ασθενή.
- Η **θέση του C-arm** (οριζόντια, κάθετη, πλάγια) παίζει μεγάλο ρόλο στους ρυθμούς δόσης γύρω από τον ασθενή καθώς μπορεί να αυξηθεί/ελατωθεί έως και 5 φορές ανάλογα τη διάταξη. **Στις κάθετες λήψεις** η λυχνία παραγωγής των ακτίνων-X θα πρέπει να βρίσκεται κάτω από την εξεταστική κλίνη (Σχ. 39).



Σχ. 39: Στις κάθετες λήψεις η ακτινολογική λυχνία πρέπει να βρίσκεται κάτω από την εξεταστική κλίνη.

Ακόμα και στις πλάγιες λήψεις προτιμάμε η λυχνία ακτίνων-X να βρίσκεται προς τα κάτω (όταν είναι εφικτό) γιατί μειώνεται σημαντικά η σκεδαζόμενη ακτινοβολία που δεχόμαστε.

Όταν η λήψη είναι πλάγια η οριζόντια τότε επιλέγουμε να βρισκόμαστε προς την πλευρά του ενισχυτή εικόνας (Σχ. 40α) και όχι στην πλευρά της λυχνίας ακτίνων-X (Σχ. 40β).



Σχ. 40: (α) Επιλέγουμε να βρισκόμαστε προς την πλευρά του ενισχυτή εικόνας και όχι προς την πλευρά της λυχνίας ακτίνων-X (β).

8.4 Μέσα ατομικής προστασίας

Θα πρέπει πάντα να χρησιμοποιούμε τα μέσα ατομικής προστασίας.

- Ποδιές, κολάρο και γυαλιά ακτινοπροστασίας (Σχ. 41).
Για ακτίνες-X ενέργειας 100 kV οι ποδιές πάχους 0,5 mm Pb μειώνουν τη δόση έως και 93-97%. Οι ποδιές πάχους 0,25 mm Pb τη μειώνουν έως και 85-92%.
Προτιμήστε τα γυαλιά που προσφέρουν και πλευρική προστασία.

Τα γάντια ακτινοπροστασίας προσφέρουν έως και 50% μείωση της δόσης όταν τα χέρια βρίσκονται εκτός πεδίου ακτινοβολίας. Αν όμως τα χέρια βρεθούν στην κύρια δέσμη και πάνω από τον ανιχνευτή του AEC τότε αυξάνονται σημαντικά τα στοιχεία ακτινοβολήσης και κατά συνέπεια τη δόση του ασθενή (και του προσωπικού λόγω σκεδαζόμενης ακτινοβολίας) ενώ τα γάντια μειώνουν τη δόση των χεριών μόνο κατά 15%.



Σχ. 41: Ποδιά, κολάρο θυρεοειδούς, και γυαλιά ακτινοπροστασίας.

- Πέτασμα οροφής από μολυβδύαλο (0,5 - 1 mm) και μολυβδοκουρτίνα (Σχ. 42). Πρέπει να χρησιμοποιείτε πάντα το πέτασμα οροφής και την μολυβδοκουρτίνα της εξεταστικής τράπεζας καθώς μειώνουν σημαντικά τον ρυθμό δόσης που δέχεστε.



Σχ. 42: Πέτασμα οροφής από μολυβδύαλο και μολυβδοκουρτίνα εξεταστικής κλίνης.

8.5 Ατομική δοσιμέτρηση

Κάθε άτομο του προσωπικού που συμμετέχει στην εξέταση πρέπει να φορά ατομικό δοσίμετρο (Σχ. 43). Το ολόσωμο δοσίμετρο τοποθετείται στο ύψος του στήθους έξω από την ποδιά ακτινοπροστασίας.



Σχ. 43: Ολόσωμα δοσίμετρα και δαχτύλου.

Η δόση που πραγματικά δέχεται (ενεργός δόση) ο κάτοχος του δοσιμέτρου είναι περίπου 20 φορές μικρότερη.

Αν κάποιος θελήσει μπορεί να τοποθετήσει ένα ολόσωμο δοσίμετρο έξω από την ποδιά ακτινοπροστασίας και ένα εντός αυτής. Στην περίπτωση αυτή θα πρέπει να ακολουθήσει αυστηρά τις οδηγίες τοποθέτησης που χορηγεί το Τμήμα Δοσιμετρίας της Ελληνικής Επιτροπής Ατομικής Ενέργειας (ΕΕΑΕ). Στην περίπτωση χρήσης δυο δοσιμέτρων ο υπολογισμός της πραγματικής δόσης γίνεται με αλγόριθμο που αναγράφεται στην μηνιαία κατάσταση δοσιμέτρησης που αποστέλει μηνιαία το παραπάνω Τμήμα της ΕΕΑΕ.

Ο επεμβατιστής μπορεί επίσης να προμηθευτεί δοσίμετρο τύπου δαχτυλιδιού (Σχ. 43) για τον έλεγχο της δόσης στα δάχτυλα.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Ε. Γεωργίου, “Ιατρική Φυσική: Βασικές αρχές και Εφαρμογές”. Εκδόσεις Π.Χ. ΠΑΣΧΑΛΙΔΗΣ ΕΠΕ, Αθήνα 2014
2. Γ. Σημαντηράκης, “Ακτινοπροστασία ασθενών και προσωπικού σε ακτινολογικές εφαρμογές υψηλής δόσης”, Διδακτορική Διατριβή, Ιατρική Σχολή Πανεπιστημίου Αθηνών, Αθήνα 2014
3. Aroua A, Besancon A, Buchillier-Decka I, et al. (2004) Adult reference levels in diagnostic and interventional radiology for temporary use in Switzerland. *Radiat Prot Dosimetry* 111:289-295
4. Brambilla M, Marano G, Dominiotto M et al (2004) Patient radiation doses and references levels in interventional radiology. *Radiol Med* 107:408-418
5. Efsthathopoulos EP, Brountzos EN, Alexopoulou E et al (2006) Patient radiation exposure measurements during interventional procedures: a prospective study. *Health Phys* 91(1):36-40
6. European Commission (1999) Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposure. Radiation Protection Report 109 (Luxembourg: Official Publications of the European Communities)
7. European Union (2014) Laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation, and repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom and 2003/122/Euratom. Council Directive 2013/59/Euratom, Official J Eur Union. No L 13:1–73
8. Faulkner K, Vano E (2001) Deterministic effects in interventional radiology. *Radiat Prot Dosimetry* 94:95-98
9. Gruentzig AR, Senning A, Siegenthaler WE (1979) Non-operative dilatation of coronary artery stenosis: Percutaneous transluminal coronary angioplasty. *N Engl J Med* 301: 61-66
10. Hart D, Hillier MC, Wall BF (2002), Doses to patients from medical X-ray Examinations in the UK – 2000 Review, NRPB-W14 edition, National Radiation Protection Board, Chilton
11. Hirshfeld JW, Balter S, Brinker JA et al (2005) ACCF/AHA/HRS/SCAI Clinical Competence Statement on Physician Knowledge to Optimize Patient Safety and Image Quality in Fluoroscopically Guided Invasive Cardiovascular Procedures. A Report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association/American College of Physicians Task Force on Clinical Competence and Training. *Circulation* 111(4):511-532

12. International Atomic Energy Agency (2007) Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. Technical Reports Series 457
13. International Atomic Energy Agency (2009) Establishing Guidance Levels in X Ray Guided Medical Interventional Procedures: A Pilot Study. Safety Reports Series No. 59, IAEA, Vienna
14. International Commission on Radiological Protection (2007) The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103, Ann ICRP 37 (1–332)
15. International Commission on Radiological Protection (2012) Proceedings of the First ICRP Symposium on the International System of Radiological Protection: work of ICRP Committee 3, Ann ICRP 41 (3–4)
16. International Commission on Radiological Protection (2014). Diagnostic reference levels in medical imaging: review and additional advice. Available on http://www.icrp.org/docs/DRL_for_web.pdf
17. International Electrotechnical Commission (2010) Medical electrical equipment—Part 2–43: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for interventional procedures. IEC Report No. 60601-2-43 Ed. 2.0
18. Joseph JP and Rajappan k (2011) Radiofrequency ablation of cardiac arrhythmias: past, present and future. Q J Med 105:303–314
19. Koukorava C, Carinou E, Simantirakis G, et al (2010) Doses to operators during Interventional Radiology procedures - Focus on eye lens and extremity dosimetry. Radiat Prot Dosimetry 144: 482-486
20. Kuon E, Empen K, Rohde D, Dahm JB (2004) Radiation exposure to patients undergoing percutaneous coronary interventions: are current reference values too high? Herz 29:208-217
21. Lobotessi H, Karoussou A, Neofotistou V et al (2001) Effective dose to a patient undergoing coronary angiography. Radiat Prot Dosimetry 94:173-176
22. Marshall NW, Chapple CL, Kotre CJ (2000) Diagnostic reference levels in interventional radiology. Phys Med Biol 45:3833-3846
23. McFadden SL, Mooney RB and Shepherd PH (2002) X-ray dose and associated risks from radiofrequency catheter ablation procedures. Br J Radiol 75: 253–265
24. Miller DL et al (2003) Radiation doses in interventional radiology procedures. The RAD-IR study: Part II: Skin dose. J Vasc Interv Radiol 14: 977–990
25. Neofotistou V, Vano E, Padovani R et al. (2003) Preliminary reference levels in interventional cardiology. Eur Radiol 13:2259-2263.
26. Padovani R, Rodella CA (2001) Staff dosimetry in interventional cardiology. Radiat Prot Dosimetry 94:99-103
27. Padovani R, Vano E, Trianni A et al. (2008) Reference levels at European level for cardiac interventional procedures. Radiat Prot Dosimetry 129:104-107
28. Paulin S (1981) Terminology for radiographic projections in cardiac angiography. Cathet Cardiovasc Diagn 7:341-344

29. Perisinakis K, Damilakis J, Theocharopoulos N et al (2001) Accurate assessment of patient effective radiation dose and associated detriment risk from radiofrequency catheter ablation procedures. *Circulation* 104:58–62
30. Perisinakis K, Theocharopoulos N, Damilakis J et al (2005) Fluoroscopically guided implantation of modern cardiac resynchronization devices: radiation burden to the patient and associated risks. *J Am Coll Cardiol* 46:2335–2339
31. Ropolo R et al (2001) Evaluation of patient doses in interventional radiology. *Radiol Med* 102: 384–390
32. Simantirakis G, Koukorava C, Kalathaki M et al (2013) Reference levels and patient doses in interventional cardiology procedures in Greece. *Eur Radiol* 23:2324–2332
33. Stone MS, Robson KJ, LeBoit PE (1998) Subacute radiation dermatitis from fluoroscopy during coronary artery stenting: evidence for cytotoxic lymphocyte mediated apoptosis. *J Am Acad Dermatol* 38:333–336
34. Swedish Radiation Protection Authority (2002) Regulations and general advice on diagnostic standard doses and reference levels within medical x-ray diagnostics. Stockholm: Swedish Radiation Protection Authority
35. Topaltzikis T, Papageorgiou N, Skoularigis J et al (2009) Patient Radiation Doses during Cardiac Angiography and Implantations of Cardiac Resynchronization Devices. Derivation of Local DRLs. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany, IFMBE Proceedings 25(3):262–264
36. Trianni A, Chizzola G, Toh H et al (2005) Patient skin dosimetry in haemodynamic and electrophysiology interventional cardiology. *Radiat Prot Dosim* 117: 241–246
37. Tsapaki V, Patsilinakos S, Voudris V et al (2008) Level of patient and operator dose in the largest cardiac centre in Greece. *Radiat Prot Dosim* 129(1-3):71–73.
38. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and Effects of Ionizing Radiation. UNSCEAR 2008 Report. (New York: United Nations) (2010)
39. Vano E et al (2001) Skin radiation injuries in patients following repeated coronary angioplasty procedures. *Br J Radiol* 74: 1023–1031
40. Vano E, Goicolea J, Galvan C, et al. (2001) Skin radiation injuries in patients following repeated coronary angioplasty procedures. *Br J Radiol* 74:1023–1031
41. Vano E, Gonzalez L, Guibelalde E et al (1998) Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology. *Br J Radiol* 71:954–960
42. Vano E, Gonzalez L, Ten JJ et al (2001) Skin dose and dose-area product values for interventional cardiology procedures. *Br J Radiol* 74:48–55