



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ  
ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ ΚΑΙ  
ΦΥΣΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

**Δοσιμετρία Ακτίνων Χ στους οφθαλμικούς  
ιστούς των επαγγελματικά απασχολούμενων  
στην Επεμβατική Καρδιολογία**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**Θραψανιώτη Ζωή**

**Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή:** Μυρσίνη Μακροπούλου (Επιβλέπουσα Καθηγήτρια, ΣΕΜΦΕ-ΕΜΠ), Ε. Γαζής (ΣΕΜΦΕ-ΕΜΠ), Μ. Κόκκορης (ΣΕΜΦΕ-ΕΜΠ)

Η παρούσα εργασία πραγματοποιήθηκε στο Ωνάσειο Καρδιοχειρουργικό Κέντρο, σε συνεργασία με την Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας.

**Υπεύθυνοι Ωνασείου Καρδιοχειρουργικού Κέντρου:** Ειρήνη Μαστοράκου (Διευθύντρια Τμήματος Ιατρικής Απεικόνισης), Νικόλαος Κολλάρος (Φυσικός Ιατρικής –Ακτινοφυσικός)

**Υπεύθυνη ΕΕΑΕ:** Ελευθερία Καρίνου

ΑΘΗΝΑ 2011

# Περιεχόμενα

---

Ευχαριστίες.....	6
Πρόλογος.....	7
Περίληψη.....	8
A) ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	12
1.Ιοντίζουσες ακτινοβολίες-Ακτίνες Χ .....	12
1.1 Γενικά Στοιχεία .....	12
1.2 Μηχανισμός παραγωγής ακτίνων Χ .....	16
1.2.1 Λυχνία παραγωγής ακτίνων Χ .....	17
1.2.2 Ακτινοβολία Πέδησης .....	17
1.2.3 Παραγωγή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας .....	18
2. Δοσιμετρία .....	20
2.1 Γενικά στοιχεία .....	20
2.1.1 Βασικές μονάδες δοσιμετρίας .....	20
2.1.2 Βιολογική επιβάρυνση ακτινοβολίας .....	21
2.1.3 Dose Area Product(DAP) .....	23
2.1.4 Παράγοντας σχετικής βιολογικής δραστηριότητας (RBE).....	24
2.1.5 Ατομικό ισοδύναμο δόσης (Personal dose equivalent) .....	24
2.2 Θερμοφωταύγεια .....	24
2.2.1 Δοσίμετρα θερμοφωταύγειας .....	25
2.2.2 Υλικά θερμοφωταύγειας .....	26
2.2.3 Διαδικασία μέτρησης της θερμοφωταύγειας .....	27
2.2.4 Μετρητής Θερμοφωταύγειας (TLD Reader) .....	28
2.2.5 Καμπύλη αίγλης .....	32
2.2.6 Θερμική επεξεργασία των TLD (Annealing).....	32
2.2.7 Εξασθένηση σήματος (Fading) .....	33
2.2.8 Σήμα υποβάθρου (Background) .....	34
2.2.9 Σφάλματα στα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας .....	34
3. Απεικονιστικά Συστήματα .....	36

3.1 Ψηφιακός Αγγειογράφος .....	36
3.1.1 Στοιχεία ψηφιακού αγγειογράφου .....	38
3.1.2 Περιφερειακές Συσκευές .....	38
3.1.3 Εφαρμογές .....	38
3.1.4 Ειδικά χαρακτηριστικά .....	39
3.1.5 Αρχή λειτουργίας .....	39
3.1.6 Επεμβατική Διαδικασία .....	40
4. Ακτινοπροστασία .....	44
4.1 Διεθνής Επιτροπή Ραδιολογικής Προστασίας ή Ακτινοπροστασίας (ICPR) ...	44
4.2 Βασικές Αρχές Ακτινοπροστασίας .....	44
4.2.1 Παράμετροι που επηρεάζουν την ένταση της δόσης .....	45
4.2.2 Οδηγίες ακτινοπροστασίας κατά την ακτινοσκόπηση .....	46
4.2.3 Ειδική σήμανση - Κατηγορίες εργαζομένων .....	52
4.3 Όρια Δόσης Ακτινοβολίας .....	53
5. Οφθαλμός και Ιοντίζουσα Ακτινοβολία.....	55
B) ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	60
1. Μεθοδολογία .....	60
2. Βαθμονόμηση .....	66
2.1 Μέθοδος βαθμονόμησης .....	68
3. Ανάλυση Αποτελεσμάτων .....	70
Συμπεράσματα .....	86
Παράρτημα Α.....	89
Παράρτημα Β.....	91
Βιβλιογραφία .....	93

# Table of Contents

---

Acknowledgements .....	6
Introduction .....	7
Summary.....	10
A) General Part.....	12
1. Ionizing Radiation -X Rays.. .....	12
1.1 General information .....	12
1.2 X-Rays production mechanism. ....	16
1.2.1 Lamp of X-Rays production mechanism .....	17
1.2.2 Braking radiation (Bremsstrahlung) .....	17
1.2.3 Characteristic radiation production.....	18
2. Dosimetry.....	20
2.1 General information.....	20
2.1.1 Basic Dosimetry units .....	20
2.1.2 Biological Effects.....	21
2.1.3 Dose Area Product(DAP) .....	23
2.1.4 Radiation Biological Effects (RBE).....	24
2.1.5 Personal dose equivalent.....	24
2.2 Thermoluminescence .....	24
2.2.1 Thermoluminescent Dosemeters .....	25
2.2.2 Thermoluminescent materials.....	26
2.2.3 Procedure of Thermoluminescence measurement .....	27
2.2.4 TLD Reader .....	28
2.2.5 Glow Curve .....	32
2.2.6 TLD Annealing.....	32
2.2.7 Signal Fading.....	33
2.2.8 Background signal.....	34
2.2.9 TLD errors .....	34
3. Imaging Systems .....	36

<b>3.1 Digital Subtraction Angiography .....</b>	<b>36</b>
<b>3.1.1 Components .....</b>	<b>38</b>
<b>3.1.2 Peripheral Devices .....</b>	<b>38</b>
<b>3.1.3 Applications.....</b>	<b>38</b>
<b>3.1.4 Special characteristics .....</b>	<b>39</b>
<b>3.1.5 Operating principles .....</b>	<b>39</b>
<b>3.1.6 Interventional Procedure .....</b>	<b>40</b>
<b>4. Radiation Protection .....</b>	<b>44</b>
<b>4.1 International Commission on Radiological Protection(ICPR) .....</b>	<b>44</b>
<b>4.2 Basic principles.....</b>	<b>44</b>
<b>4.2.1 Parameters affecting the beam intensity .....</b>	<b>45</b>
<b>4.2.2 Instructions on radiological protection .....</b>	<b>46</b>
<b>4.2.3 Special signs - Categories of workers .....</b>	<b>52</b>
<b>4.3 Limits of Radiation Doses .....</b>	<b>53</b>
<b>5. Eye lens and Ionizing Radiation .....</b>	<b>55</b>
<b>B) Special Part .....</b>	<b>60</b>
<b>1. Methodology .....</b>	<b>60</b>
<b>2. Calibration.....</b>	<b>66</b>
<b>2.1 Calibration Method .....</b>	<b>68</b>
<b>3. Results .....</b>	<b>70</b>
<b>Conclusions .....</b>	<b>86</b>
<b>Appendix A .....</b>	<b>89</b>
<b>Appendix B.....</b>	<b>91</b>
<b>References .....</b>	<b>93</b>

# Ευχαριστίες

---

Η εργασία αυτή πραγματοποιήθηκε με τη συνεργασία του Ωνασείου Καρδιοχειρουργικού Κέντρου (Ω.Κ.Κ) και του Τμήματος Δοσιμετρίας της Ελληνικής Επιτροπής Ατομικής Ενέργειας (Ε.Ε.Α.Ε).

Θα ήθελα να ευχαριστήσω την κ. Μυρσίνη Μακροπούλου, καθηγήτρια του τομέα Φυσικής της Σχολής Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών, για την αμέριστη συμπαράσταση και βοήθεια της.

Ένα θερμό ευχαριστώ στην κ. Ειρήνη Μαστοράκου, Διευθύντρια του Τμήματος Ιατρικής Απεικόνισης του Ω.Κ.Κ, και στον κ. Νικόλαο Κολλάρο, Ακτινοφυσικό του Ω.Κ.Κ, για τη συνεπή και συνεχή τους καθοδήγηση και υποστήριξη, με σκοπό την περαίωση της παρούσας διπλωματικής εργασίας, θυσιάζοντας χρόνο από τις επαγγελματικές τους υποχρεώσεις.

Επίσης, ένα μεγάλο ευχαριστώ στην κ. Ελευθερία Καρίνου του τμήματος Δοσιμετρίας της Ε.Ε.Α.Ε, για την πολύτιμη βοήθεια και την ουσιαστική συμβολή της στη διεξαγωγή αυτής της εργασίας.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω αλφαβητικά τους κ. Αποστολοπούλου, κ. Βούδρη, κ. Ιακώβου, κ. Κατζή, κ. Κωστοπούλου, κ. Μαούνη, κ. Παυλίδη, κ. Σμπαρούνη και κ. Ράμμο, Επεμβατικούς Καρδιολόγους του Αιμοδυναμικού Εργαστηρίου του ΩΚΚ, που συνέβαλαν με ενδιαφέρον και ζήλο στη διεξαγωγή του πειραματικού μέρους της παρούσας εργασίας καθώς και όλο το υπόλοιπο προσωπικό του Αιμοδυναμικού Εργαστηρίου.

Αφιερώνω αυτήν την εργασία στους γονείς μου, που όλα αυτά τα χρόνια δεν έλειψαν στιγμή απ' το πλευρό μου και δε σταμάτησαν να στηρίζουν κάθε προσπάθεια και πράξη μου.

# Πρόλογος

---

Δοσιμετρία είναι ο κλάδος της επιστήμης, που ασχολείται με τις μετρήσεις των ιοντιζουσών ακτινοβολιών, με σκοπό την ποσοτική έκφραση της σχέσης μεταξύ των χαρακτηριστικών ενός πεδίου ακτινοβολίας και του αποτελέσματος της ακτινοβολίας ενός βιολογικού συστήματος. Η δοσιμετρία συνεισφέρει σημαντικά σε όσες επιστήμες συνδέονται με τη χρήση ιοντιζουσών ακτινοβολιών, και ιδιαίτερα στο χώρο της Ιατρικής, απ' όπου και πρωτοξεκίνησε η εφαρμογή της. Υπάρχουν πολλές μέθοδοι δοσιμετρίας, και φυσικά, πολλά διαφορετικά είδη δοσιμέτρων.

Στην παρούσα εργασία θα ασχοληθούμε αποκλειστικά με τη δοσιμετρία προσωπικού με τη μέθοδο της θερμοφωταύγειας, η οποία αποτελεί την πιο αξιόπιστη μέθοδο για τη μέτρηση δόσεων ακτινοβολίας, που προκύπτουν από τη διεξαγωγή ιατρικών εξετάσεων. Οι εφαρμογές της δοσιμετρίας θερμοφωταύγειας στην Ιατρική αφορούν κυρίως στις μετρήσεις της απορροφούμενης δόσης στην Ακτινοθεραπεία και στην Ακτινοδιαγνωστική ενώ σε μικρότερο βαθμό στην Πυρηνική Ιατρική.

Σκοπός της συγκεκριμένης εργασίας είναι η μέτρηση των δόσεων ακτινοβολίας στην Επεμβατική Καρδιολογία. Πιο συγκεκριμένα, αφορά στη μέτρηση της δόσης ακτινοβολίας που λαμβάνουν οι Επεμβατικοί Καρδιολόγοι στον οφθαλμό τους και στο θυρεοειδή αδένά τους, καθώς διεξάγουν επεμβάσεις όπως στεφανιογραφίες, αγγειοπλαστικές, εμφυτεύσεις βηματοδότη/απινιδωτή, ablation(αποδόμησης) και τέλος παιδιατρικές.

Αυτή η ανάγκη για δοσιμέτρηση προκύπτει από τις επιταγές της Ακτινοπροστασίας, η οποία απαιτεί τη μικρότερη δυνατή δόση τόσο στο προσωπικό όσο και στον ασθενή, με την καλύτερη δυνατή ποιότητα απεικόνισης των διαφόρων οργάνων και στη συγκεκριμένη περίπτωση της καρδιάς.

Παράλληλα, στα πλαίσια της συγκεκριμένης μελέτης πρόκειται να εκτιμηθεί η πιθανότητα καταρρακτογένεσης στους συγκεκριμένους γιατρούς λόγω των στοχαστικών αποτελεσμάτων της ακτινοβολίας, έπειτα από συσχέτιση με την τιμή της απορροφούμενης δόσης που προκύπτει.

# Σύνοψη

---

## A) Γενικό Μέρος

### **Κεφάλαιο 1: Ιοντίζουσες Ακτινοβολίες- Ακτίνες X**

Σύντομη παρουσίαση των χαρακτηριστικών γνωρισμάτων των ιοντιζουσών ακτινοβολιών. Ιστορικά στοιχεία για την προέλευσή τους. Ακτίνες X στην ιατρική. Μηχανισμός παραγωγής ακτίνων X.

### **Κεφάλαιο 2: Δοσιμετρία**

Δοσιμετρία στην ιατρική. Βασικές μονάδες δοσιμετρίας. Το φαινόμενο της θερμοφωταύγειας. Δοσιμετρία θερμοφωταύγειας. Δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLD).

### **Κεφάλαιο 3: Απεικονιστικά Συστήματα**

Εξέλιξη των απεικονιστικών συστημάτων από την εμφάνισή τους μέχρι σήμερα. Ψηφιακός αγγειογράφος. Δομικά μέρη, χαρακτηριστικά και αρχή λειτουργίας του ενισχυτή εικόνας του ψηφιακού αγγειογράφου. Επεμβατική διαδικασία με χρήση ψηφιακού αγγειογράφου.

### **Κεφάλαιο 4: Ακτινοπροστασία**

Βασικές αρχές ακτινοπροστασίας. Παράγοντες που επηρεάζουν την ένταση της δέσμης ακτίνων X. Βασικές αρχές ακτινοπροστασίας. Οδηγίες ακτινοπροστασίας. Όρια Δόσεων ακτινοβολίας.

### **Κεφάλαιο 5: Οφθαλμός και Ιοντίζουσα Ακτινοβολία**

Επίδραση ιοντίζουσας ακτινοβολίας στον οφθαλμό. Πιθανότητα Καταρρακτογένεσης. Παρουσίαση σχετικής μελέτης.



## **B) Ειδικό Μέρος**

### **Κεφάλαιο 1: Μεθοδολογία**

Παρουσίαση της μεθοδολογίας που ακολουθήθηκε για τη διεξαγωγή της πειραματικής διαδικασίας.

### **Κεφάλαιο 2: Βαθμονόμηση**

Περιγραφή της διαδικασίας βαθμονόμησης των δοσιμέτρων TL.

### **Κεφάλαιο 3: Ανάλυση Αποτελεσμάτων**

Περιγραφή του τρόπου επεξεργασίας των αποτελεσμάτων και του υπολογισμού των δόσεων ακτινοβολίας. Αναλυτικοί πίνακες και διαγράμματα των δόσεων  $H_p(3)$  και  $H_p(0,07)$  σε σχέση με τους γιατρούς, τα ιατρικά περιστατικά και τη χρήση ή τη μη χρήση ακτινοπροστατευτικών μέτρων.

### **Συμπεράσματα**

### **Παράρτημα Α**

### **Παράρτημα Β**

### **Βιβλιογραφία**

# Summary

---

## **A) General Part**

### **1<sup>st</sup> Chapter: Ionizing Radiation- X Rays**

Brief presentation of ionizing radiation and its characteristics. Historical data on its origin. X-rays in medicine. X-ray production mechanism.

### **2<sup>nd</sup> Chapter: Dosimetry**

Dosimetry in medicine. Basic dosimetric units. The phenomenon of thermoluminescence. Thermoluminescent dosimetry. Thermoluminescent dosimeters (TLD).

### **3<sup>rd</sup> Chapter: Imaging Systems**

Development of imaging systems from their appearance until today. Digital Subtraction Angiography(DSA). Components, characteristics and operational principles of the image intensifier. Interventional procedures.

### **4<sup>th</sup> Chapter: Radiation Protection**

Basic principles of radiation protection. Factors affecting the intensity of the beam X-ray radiation. Instructions for radiation protection. Radiation dose limits.

### **5<sup>th</sup> Chapter: Eye lens and Ionizing Radiation**

Effects of ionizing radiation on eye lens. The probability of cataract genesis. Presentation of a relative study.

## **B) Special Part**

### **1<sup>st</sup> Chapter: Methodology**

Presentation of the methodology followed in conducting the experimental procedure.

### **2<sup>nd</sup> Chapter: Calibration**

Description of the calibration process of the TL dosimeters.

### **3<sup>rd</sup> Chapter: Results**

Description of the results analysis and the calculation of radiation doses. Detailed tables and charts with the  $H_p(3)$  and  $H_p(0,07)$  doses in relevance with doctors, medical incidents and the use or non use of radioprotective meters.

#### **Conclusions**

#### **Appendix A**

#### **Appendix B**

#### **References**

# A) ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

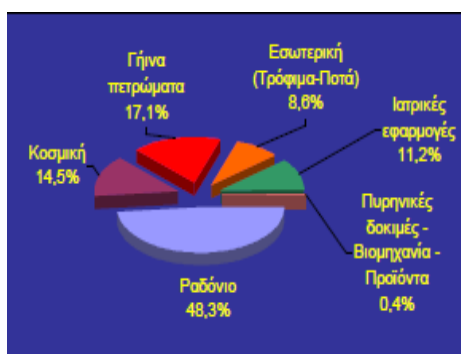
## 1. Ιοντίζουσες ακτινοβολίες-Ακτίνες X

### 1.1 Γενικά Στοιχεία

Οι ιοντίζουσες ακτινοβολίες είναι ηλεκτρομαγνητικά κύματα, που προέρχονται από το φυσικό περιβάλλον ή από τεχνητές πηγές και αποτελούνται είτε από φορτισμένα σωματίδια (πρωτόνια και ηλεκτρόνια) είτε από ουδέτερα κβάντα ενέργειας (φωτόνια και νετρίνα). Είναι δηλαδή, όπως καταλαβαίνουμε και από το όνομα τους, εκείνες οι ακτινοβολίες, που η ενέργειά τους είναι αρκετή για να προκαλέσει ιονισμό όταν προσπέσει σε άτομα.

Πιο συγκεκριμένα, το φαινόμενο του ιονισμού παρατηρείται όταν η ενέργεια που προσφέρουμε στο άτομο είναι ικανή να απομακρύνει τελείως ένα ηλεκτρόνιο από αυτό, με αποτέλεσμα το άτομο να έχει ένα ηλεκτρόνιο λιγότερο και να εμφανίσει θετικό φορτίο. Τη θέση του ηλεκτρονίου που απομακρύνθηκε την καταλαμβάνει άλλο ηλεκτρόνιο από υψηλότερη στοιβάδα, με αποτέλεσμα την εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας.

Στις ιοντίζουσες ακτινοβολίες ανήκουν οι ακτίνες X, οι ακτίνες γ, τα ηλεκτρόνια, τα πρωτόνια και τα νετρόνια.



**Εικόνα 1:** Ποσοστά έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία από διάφορες πηγές  
[Πηγή:[http://www.rad.uoa.gr/proptyxiaka/aktinologia/Οδηγίες\\_ακτινοπροστασίας.pdf](http://www.rad.uoa.gr/proptyxiaka/aktinologia/Οδηγίες_ακτινοπροστασίας.pdf)]

Στη διαγνωστική και επεμβατική Ακτινολογία, η λήψη των εικόνων πραγματοποιείται με χρήση ακτίνων X. Οι ακτίνες X είναι ένας τύπος ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με μήκος κύματος από 0,01 έως 10 nm. Το βασικό τους χαρακτηριστικό είναι η υψηλή ενέργεια που μεταφέρουν, η οποία είναι μεγαλύτερη από αυτή της υπεριώδους ακτινοβολίας και μικρότερη από της κοσμικής, γεγονός που τις καθιστά ικανές να διαπεράσουν το ανθρώπινο σώμα. Την ιδιότητα αυτή των ακτίνων X εκμεταλλεύτηκαν και συνεχίζουν να εκμεταλλεύονται οι επιστήμονες σε πολλές εφαρμογές, η σπουδαιότερη από τις οποίες είναι η εφαρμογή στην ιατρική διάγνωση.

Πιο αναλυτικά, οι ακτίνες X απορροφώνται ή σκεδάζονται από τους ιστούς του ανθρώπινου σώματος. Ο βαθμός απορρόφησης ή σκέδασης εξαρτάται κυρίως από την ενέργεια της δέσμης, από τον ατομικό αριθμό ( $Z$ ), αφού  $\mu = c \cdot \lambda^3 \cdot Z^3$ , καθώς και από την πυκνότητα ( $\rho$ ) των βιολογικών ιστών. Στις ενέργειες, που χρησιμοποιούνται στη διαγνωστική Ακτινολογία, η απορρόφηση των ακτίνων X οφείλεται κυρίως στο *φωτοηλεκτρικό φαινόμενο* ενώ η σκέδαση τους οφείλεται στο *φαινόμενο Compton* (βλ. Παράρτημα Α). Η πιθανότητα απορρόφησης των ακτίνων X, με βάση το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, είναι αυξημένη για φωτόνια χαμηλής ενέργειας και συστατικά στοιχεία βιολογικών ιστών μεγάλου ατομικού αριθμού. Η πιθανότητα σκέδασης Compton των ακτίνων X εξαρτάται μόνο από την πυκνότητα του ιστού και αυξάνεται σε υψηλές ενέργειες. Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο ενισχύει τις φυσιολογικές διαφορές απορρόφησης των ακτίνων X μεταξύ γειτονικών ιστών, όπου αυτές υπάρχουν, και ιδιαίτερα μεταξύ οστών και μαλακών ιστών. Σε μεγαλύτερες ενέργειες, επικρατεί η αλληλεπίδραση τύπου Compton, που είναι υπεύθυνη για όλη σχεδόν τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία και μειώνει την ικανότητα του συστήματος απεικόνισης να διακρίνει μικρές διαφορές στην εξασθένηση της δέσμης ακτίνων X από γειτονικούς βιολογικούς ιστούς.

Δηλαδή, κατά τη διέλευση τους από ένα αντικείμενο οι ακτίνες X απορροφώνται, με αποτέλεσμα η εξερχόμενη ή ανιχνευόμενη ένταση τους  $I$  (φωτόνια ανά μονάδα χρόνου) να είναι μικρότερη της προσπίπτουσας στο αντικείμενο έντασης  $I_0$ . Θεωρώντας μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X, η σχέση που συνδέει τα δύο μεγέθη είναι η:

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

όπου:

I- η ένταση της εξερχόμενης δέσμης ακτίνων X

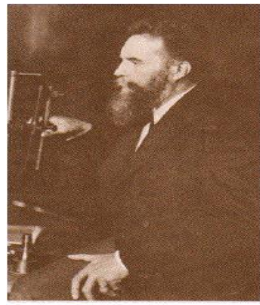
I<sub>0</sub>- η ένταση της εισερχόμενης δέσμης ακτίνων X

μ- ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης των ακτίνων X, ο οποίος εξαρτάται τόσο από την ενέργεια της προσπίπτουσας δέσμης όσο και από τη σύσταση και την πυκνότητα του υλικού που την απορροφά και x- το πάχος του υλικού.

Στην περίπτωση ενός μη ομογενούς μέσου, όπως ο ανθρώπινος οργανισμός, η χωρική κατανομή του συντελεστή μ δεν είναι σταθερή αλλά μπορεί να περιγραφεί ως μ(x,y,z) ή μ(x,y) για μια τρισδιάστατη ή δισδιάστατη τομή αντίστοιχα, και δεδομένη ενέργεια των ακτίνων X. Δεδομένου ότι η σύσταση των δομών του ανθρώπινου οργανισμού διαφέρει ελαφρώς, οι διακυμάνσεις του συντελεστή εξασθένησης οφείλονται σε διακυμάνσεις της πυκνότητας των επιμέρους ιστών και οργάνων. Η εξίσωση εξασθένησης τώρα μπορεί να λάβει τη μορφή:

$$\int \mu(x, y) ds = \ln\left(\frac{I_0}{I_d}\right)$$

Συνεπώς, είναι δυνατός ο προσδιορισμός της χωρικής πυκνότητας του συντελεστή εξασθένησης των ακτίνων X και κατ' επέκταση της πυκνότητας του σώματος σ' ένα δισδιάστατο επίπεδο καθώς και η αναπαράσταση της ανατομίας του. Η προβολή ενός οργάνου ή ιστού εμφανίζεται με διαβαθμίσεις του γκρι, που αντιστοιχούν σε διαβαθμίσεις της τιμής του συντελεστή εξασθένησης. Η υψηλότερη τιμή αντιστοιχεί στο λευκό (π.χ. οστά) και η χαμηλότερη στο μαύρο (π.χ. μαλακοί ιστοί).



Wilhelm Conrad Roentgen  
(1845-1923)



Πηγή: <http://www.xray.hmc.psu.edu/fr>

**Εικόνα 2:** Αριστερά, ο Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923). Δεξιά, η πρώτη ακτινογραφία που ο ίδιος πραγματοποίησε στο χέρι της γυναίκας του.

[Πηγή: <http://reich-chemistry.wikispaces.com/file/view/roentgen.gif/90233833/roentgen.gif> (αριστερά) και <http://www.easypedia.gr/el/images/shared/archive/e/e4/20041213232743!Roentgen-x-ray-von-kollikers-hand.jpg> (δεξιά)]

Σύντομα όμως, μετά την ανακάλυψη των ακτίνων X στις 8 Νοεμβρίου του 1895 από τον Wilhelm Conrad Röntgen, οι επιστήμονες κατάλαβαν, ότι οι νέες αυτές ακτίνες προκαλούν βλάβες στον οργανισμό (Εικόνα 3). Είναι χαρακτηριστικό ότι οι περισσότεροι πρωτοπόροι στην έρευνα των ακτινοβολιών αυτών πέθαναν νέοι από λευχαιμία.



**Εικόνα 3:** Βλαβερά αποτελέσματα από λανθασμένη χρήση ακτίνων X.

[Πηγή: [http://www.umw.edu/hisa/resources/Student%20Projects/Amy%20Miller%20--%20X-Ray/students.mwc.edu/\\_amill4gn/XRAY/pictures/deformities.jpg](http://www.umw.edu/hisa/resources/Student%20Projects/Amy%20Miller%20--%20X-Ray/students.mwc.edu/_amill4gn/XRAY/pictures/deformities.jpg)]

Οι βλαβερές συνέπειες των ακτινοβολιών αυτών οφείλονται σε αλλοιώσεις των κυττάρων, που προκαλούνται όταν το σώμα ακτινοβολείται με ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Οι βλάβες, που προκαλούνται είναι:

➤ είτε σωματικές

1. βραχυπρόθεσμες (εγκαύματα, αλλοιώσεις του αίματος, κλπ. μέχρι και θάνατο) ή

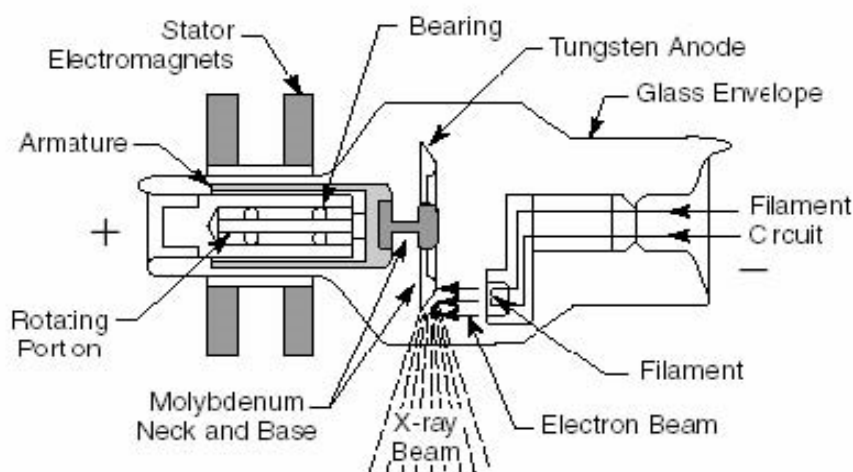
## 2. μακροπρόθεσμες (νεοπλασίες)

- είτε γενετικές, οι οποίες οφείλονται στις μεταλλάξεις των γεννητικών κυττάρων και συνήθως εμφανίζονται στους απογόνους (αλλοιώσεις της διάπλασης, λειτουργικές διαταραχές κλπ.).

Στη Διαγνωστική και Επεμβατική Ακτινολογία και Καρδιολογία (Κλασσικές Ακτινολογικές Εξετάσεις, Αγγειογραφίες, Αξονικές Τομογραφίες, κλπ.) χρησιμοποιούνται αποκλειστικά ακτίνες X, οι οποίες παράγονται από τα ειδικά ακτινολογικά μηχανήματα. Οι ακτίνες X δεν είναι ραδιενεργές και επομένως όταν το ακτινολογικό μηχάνημα πάψει να τις εκπέμπει, στην ακτινολογική αίθουσα δεν υπάρχει ακτινοβολία.

### 1.2 Μηχανισμός παραγωγής ακτίνων X

Οι ακτίνες X παράγονται όταν ηλεκτρόνια με μεγάλη κινητική ενέργεια αλληλεπιδρούν με την ύλη και μετατρέπουν την ενέργειά τους σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Η λυχνία παραγωγής ακτίνων X αποτελείται από μια πηγή ηλεκτρονίων, χώρο για την επιταχυνόμενη κίνηση των ηλεκτρονίων σε κενό, ένα ηλεκτρόδιο-στόχο και μια πηγή ενέργειας για την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων (Εικόνα 4).



**Εικόνα 4:** Λυχνία παραγωγής ακτίνων X  
[Πηγή: <http://panacea.med.uoa.gr/extra/4279.jpg>]

Η λυχνία είναι κατάλληλα θωρακισμένη, ώστε οι ακτίνες X να εξέρχονται μόνο από το ειδικό παράθυρο, και εξοπλισμένη με συστήματα



ψύξης. Ειδικοί κατευθυντήρες διαμορφώνουν τη γεωμετρία της εξερχόμενης δέσμης και ειδικά φίλτρα-ηθμοί διαμορφώνουν την ποιότητα (τις ενέργειες) της εξερχόμενης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Η γεννήτρια είναι η πηγή ενέργειας για τη λειτουργία της λυχνίας και σε αυτήν ρυθμίζονται: (α) η τιμή της διαφοράς δυναμικού που θα επιταχύνει τα ηλεκτρόνια, (β) η τιμή της έντασης του ρεύματος που καθορίζει τον αριθμό των παραγομένων φωτονίων και (γ) ο χρόνος έκθεσης.

### **1.2.1 Λυχνία παραγωγής ακτίνων X**

Η λυχνία περιλαμβάνει δύο ηλεκτρόδια στα άκρα ενός αερόκενου σωλήνα, μεταξύ των οποίων δημιουργείται μια μεγάλη διαφορά δυναμικού (kV), που οδηγεί στην επιτάχυνση των ηλεκτρονίων. Η κάθοδος είναι αρνητικά φορτισμένη και λειτουργεί ως πηγή ηλεκτρονίων. Η άνοδος είναι θετικά φορτισμένη και λειτουργεί ως κατάλληλος στόχος για τα επιταχυνόμενα ηλεκτρόνια, ώστε με τη σύγκρουση να παραχθούν ακτίνες X με την καλύτερη δυνατή απόδοση (στη μετατροπή της κινητικής ενέργειας των ηλεκτρονίων σε ηλεκτρομαγνητική ενέργεια). Η κινητική ενέργεια που αποκτούν τα ηλεκτρόνια είναι ανάλογη της διαφοράς δυναμικού που τα επιτάχυνε.

### **1.2.2 Ακτινοβολία Πέδησης**

Τη στιγμή της σύγκρουσης των ηλεκτρονίων με την άνοδο-στόχο η κινητική τους ενέργεια μετατρέπεται σε άλλες μορφές ενέργειας. Το μεγαλύτερο ποσοστό της παραγόμενης ενέργειας είναι θερμότητα. Το υπόλοιπο ποσοστό οφείλεται σε ηλεκτρόνια που κατορθώνουν να φτάσουν στη γειτονιά πυρήνων του υλικού της ανόδου. Δυνάμεις Coulomb έλκουν και επιβραδύνουν τα ηλεκτρόνια προκαλώντας σημαντική απώλεια της κινητικής τους ενέργειας και αλλαγή της ευθύγραμμης πορείας τους. Σύμφωνα με το νόμο της διατήρησης της ενέργειας, η κινητική ενέργεια που χάνει κάθε ηλεκτρόνιο (αυτής της κατηγορίας) μετατρέπεται σε φωτόνιο X ίσης ενέργειας. Τα παραγόμενα φωτόνια X συνιστούν τη λεγόμενη ακτινοβολία πέδησης (Bremsstrahlung) από το «φρενάρισμα» των ηλεκτρονίων στο πεδίο του πυρήνα.

Το πόσο κοντά στον πυρήνα θα πλησιάσει το ηλεκτρόνιο θα καθορίσει και το ποσό της κινητικής ενέργειας που θα χάσει (δηλαδή την ηλεκτρομαγνητική ενέργεια του εκπεμπόμενου φωτονίου), εφόσον η ελκτική δύναμη Coulomb αυξάνει αντιστρόφως ανάλογα με το τετράγωνο της απόστασης των φορτίων ως εξής:

$$|F| = k_C \frac{|q_1||q_2|}{r^2} \quad (\text{νόμος Coulomb})$$

Όπου  $|F|$ - το μέτρο της ηλεκτρικής δύναμης,

$q_1$ - το ηλεκτρικό φορτίο που φέρει το σώμα 1,

$q_2$  -το ηλεκτρικό φορτίο που φέρει το σώμα 2,

$r$  - η απόσταση μεταξύ των δύο σωμάτων και

$$k_C = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \approx 8.988 \times 10^9 \text{ N m}^2 \text{ C}^{-2} \text{ - η ηλεκτροστατική σταθερά Coulomb}$$

Όταν το ηλεκτρόνιο έρθει σε «κατά μέτωπο» σύγκρουση με τον πυρήνα, θα παραχθεί το φωτόνιο μέγιστης ενέργειας. Η κατανομή του αριθμού των φωτονίων ανά μονάδα ενέργειας επηρεάζεται αναπόφευκτα από το περίβλημα της λυχνίας και τα επιπλέον φίλτρα που παρεμβάλλονται στην πορεία της δέσμης των ακτίνων X. Κάθε υλικό, που οι ακτίνες X αναγκάζονται να διαπεράσουν, αφαιρεί ποσοστό από τα φωτόνια, ανάλογο του πάχους και της πυκνότητάς του, σύμφωνα με τη σχέση της εκθετικής απορρόφησης  $I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$  (βλ. §1.1). Το ποσοστό αυτό είναι σημαντικά μεγαλύτερο για τα φωτόνια των μικρών ενεργειών.

### 1.2.3 Παραγωγή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας

Κατά την πρόσκρουση ενός ηλεκτρονίου στο στόχο είναι δυνατόν να σημειωθεί αλληλεπίδραση αυτού με ηλεκτρόνιο της εσωτερικής στιβάδας ενός ατόμου του στόχου, γεγονός που συνεπάγεται την εκτόξευση του δεύτερου εκτός ατόμου (ιονισμός). Τότε η κενή θέση συμπληρώνεται με ένα ηλεκτρόνιο υψηλότερης στιβάδας, που συνοδεύεται με ταυτόχρονη εκπομπή ενός φωτονίου. Αυτά τα εκπεμπόμενα φωτόνια αποτελούν

τη χαρακτηριστική ακτινοβολία του υλικού του στόχου. Οι ενέργειές τους είναι διακριτές και ίσες με την ενεργειακή διαφορά των στιβάδων, ανάμεσα στις οποίες πραγματοποιείται η μετάβαση κι έτσι το ενεργειακό φάσμα της χαρακτηριστικής ακτινοβολίας είναι γραμμικό, ενώ εμφανίζεται με τη μορφή αιχμηρών κορυφών επικαθήμενων στο φάσμα της ακτινοβολίας πεδήσεως.

# 2. Δοσιμετρία

---

## 2.1 Γενικά στοιχεία

Η δοσιμετρία αφορά στον υπολογισμό της απορροφούμενης δόσης σε ύλη και ιστούς, η οποία προκύπτει από την άμεση ή έμμεση έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία.

Είναι άρρηκτα συνδεδεμένη με τον επιστημονικό κλάδο της Ιατρικής Φυσικής- Ακτινοφυσικής και η μελέτη των δοσιμετρικών παραμέτρων (KERMA, ισοδύναμη δόση, ενεργός δόση, κλπ.) αποτελεί απαραίτητη προϋπόθεση σε τομείς, που σχετίζονται με ιοντίζουσες ακτινοβολίες, όπως η Ακτινοδιάγνωση, η Ακτινοθεραπεία και η Ακτινοπροστασία.

### 2.1.1 Βασικές μονάδες δοσιμετρίας

Οι βασικές μονάδες δοσιμετρίας, που έχουν καθοριστεί από την ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) και είναι παγκοσμίως αποδεκτές για τον χαρακτηρισμό μιας ακτινοβολίας είναι οι παρακάτω τρεις:

- **Ροή σωματιδίων,  $\Phi$ :**

Είναι ο λόγος των σωματιδίων  $dN$ , που προσπίπτουν σε μια επιφάνεια σφαιρικής διατομής  $da$ , δηλαδή:

$$\Phi = \frac{dN}{da}$$

με μονάδα μέτρησης το  $m^{-2}$ .

- **KERMA (Kinetic Energy Released per unit MAss):**

Είναι ο λόγος του αθροίσματος της μέσης αρχικής κινητικής ενέργειας όλων των φορτισμένων σωματιδίων, που ελευθερώνονται από μη φορτισμένα σωματίδια (π.χ. φωτόνια, νετρόνια) σε μια μονάδα μάζας  $dm$  ενός υλικού προς τη μονάδα μάζας  $dm$ , δηλαδή:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

με μονάδα μέτρησης το Gray ( $Gy=J/Kg$ ).

- **Απορροφούμενη δόση (Absorbed Dose):**

Είναι ο λόγος της ενέργειας  $dE$ , που μεταφέρεται σε μια στοιχειώδη μάζα  $dm$ , δηλαδή:

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

με μονάδα μέτρησης το Gy.

Σε διαγνωστικές εφαρμογές συναντάται συχνά το cGy (= 0,01Gy) ή το mGy (=0,001 Gy).

### 2.1.2 Βιολογική επιβάρυνση ακτινοβολίας

Προκειμένου να ληφθεί υπόψη η βιολογική επιβάρυνση, που προκαλεί η iontίζουσα ακτινοβολία σε έναν ιστό, εισήχθησαν οι έννοιες της ισοδύναμης και της ενεργού δόσης, για τις οποίες ισχύουν τα εξής:

- **Ισοδύναμη δόση (Equivalent Dose):**

Προκύπτει από τον πολλαπλασιασμό της απορροφούμενης δόσης,  $D_{T,R}$ , σε ένα όργανο ή έναν ιστό με έναν συντελεστή στάθμισης ακτινοβολίας,  $w_R$ . Δηλαδή:

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

με μονάδα μέτρησης το Sievert (Sv). Επειδή το Sievert αντιστοιχεί σε μεγάλες δόσεις, στις περιπτώσεις ακτινοβόλησης του ανθρώπου από τεχνητές ή φυσικές πηγές, χρησιμοποιούνται υποπολλαπλάσια αυτού όπως το mSv(=0,001Sv) και το  $\mu$ Sv(=10<sup>-6</sup>Sv).

Επίσης, πρέπει να σημειωθεί πως η βιολογική επιβάρυνση εξαρτάται και από το είδος της ακτινοβολίας (π.χ. φωτόνια, νετρόνια, σωματία α, κλπ.) καθώς κάθε είδος ακτινοβολίας αντιστοιχεί σε ένα διαφορετικό συντελεστή στάθμισης  $w_R$ .

**Πίνακας 1:** Παράγοντας στάθμισης ακτινοβολίας  $w_R$  για διαφορετικά είδη ακτινοβολίας.

Είδος ακτινοβολίας	Ενέργεια	Συντελεστής στάθμισης ακτινοβολίας, $w_R$
Φωτόνια	όλες	1
Ηλεκτρόνια	όλες	1
Νετρόνια	<10keV	5
	10keV to 100keV	10
	100keV to 2MeV	20
	2MeV to 20 MeV	10
	>20MeV	5
Πρωτόνια	>2MeV	5
Σωματίδια $\alpha$	όλες	20
Θραύσματα σχάσης	όλες	20
Βαρείς πυρήνες	όλες	20

- **Ενεργός δόση (Effective Dose):**

Η ενεργός δόση  $E$  προκύπτει από τον πολλαπλασιασμό της ισοδύναμης δόσης,  $H_T$ , με έναν παράγοντα στάθμισης ιστού,  $w_T$ , δηλαδή είναι:

$$E = H_T \cdot w_T$$

με μονάδα μέτρησης το Sv ή το mSv.

Στην περίπτωση της ενεργού δόσης, η βιολογική επιβάρυνση δεν εξαρτάται μόνο από το είδος της ακτινοβολίας αλλά και από το είδος του ιστού που ακτινοβολείται. Για παράδειγμα, αν ακτινοβοληθούν με την ίδια ισοδύναμη δόση το έντερο και το ήπαρ, η βιολογική επιβάρυνση θα είναι διαφορετική, καθώς ο συντελεστής  $w_T$  διαφέρει ανάλογα με το είδος του ιστού.

**Πίνακας 2:** Παράγοντας στάθμισης ιστού  $w_T$  για διαφορετικούς ιστούς

Όργανα	Παράγοντας Στάθμισης $w_T$
Γεννητικά Όργανα	0.20
Παχύ Έντερο	0.12
Ερυθρός μυελός	0.12
Πνεύμονας	0.12
Στομάχι	0.12
Ουροδόχος κύστη	0.05
Θώρακας	0.05
Συκώτι	0.05
Θυρεοειδής αδένας	0.05
Οισοφάγος	0.05
Δέρμα	0.01
Επιφάνεια Οστών	0.01
Επινεφρίδια, εγκέφαλος, μήτρα, λεπτό έντερο, μύες, πάγκρεας, σπλήνα, θύμος αδένας, νεφρά (ο παράγοντας στάθμισης 0.05 αναφέρεται στη μέση τιμή δόσης σε αυτά τα όργανα)	0.05

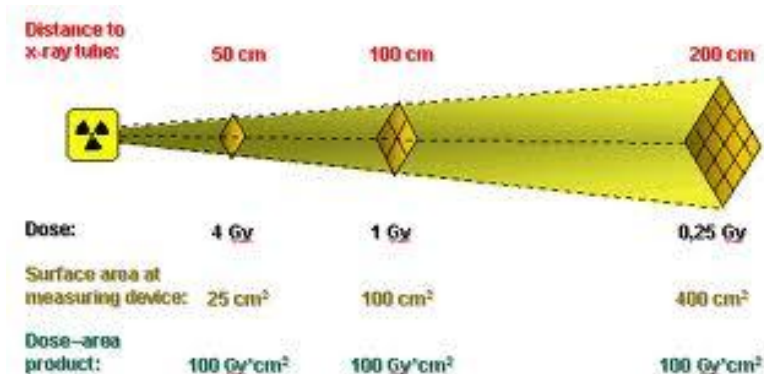
### 2.1.3 Dose Area Product (DAP)

Ορίζεται ως το γινόμενο της δόσης  $D$ , που απορροφάται από μια επιφάνεια εμβαδού  $A$ , επί την επιφάνεια αυτή, δηλαδή:

$$DAP = D \times A$$

με μονάδα μέτρησης  $Gy \times cm^2$ .

Πρέπει να σημειωθεί ότι το DAP είναι ανεξάρτητο της απόστασης της επιφάνειας που ακτινοβολείται από την πηγή της ακτινοβολίας, όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα (Εικόνα 5).



**Εικόνα 5:** Ανεξαρτησία του DAP από την απόσταση της επιφάνειας που ακτινοβολείται από την πηγή της ακτινοβολίας.

[Πηγή: [http://www.e-radiography.net/radtech/d/Dose\\_ge/dose2.gif](http://www.e-radiography.net/radtech/d/Dose_ge/dose2.gif)]

Σε κάποιες περιπτώσεις, ο όρος DAP καλείται επίσης και KAP (Kerma Area Product), καθώς μετρά το KAP σε μια ορισμένη επιφάνεια A.

#### **2.1.4 Παράγοντας σχετικής βιολογικής δραστηριότητας (Relative Biological Effectiveness)**

Προκειμένου να εκτιμηθεί το βλαβερό απώτερο βιολογικό αποτέλεσμα της ακτινοβολίας για συγκεκριμένο όργανο ή ιστό, καθορίζεται για κάθε ακτινοβολία ο παράγοντας της σχετικής βιολογικής δραστηριότητας (RBE). Ο παράγοντας αυτός χρησιμοποιείται για την σύγκριση του βιολογικού αποτελέσματος διαφόρων μορφών ακτινοβολίας και δίνεται από τον λόγο της απορροφούμενης δόσης σε rad μιας ακτινοβολίας X από λυχνία 250kV προς τη δόση σε rad ακτινοβολίας, που προκαλεί τα ίδια αποτελέσματα με την ακτινοβολία X. Η τιμή του RBE εξαρτάται από πολλές παραμέτρους, όπως το είδος και η ενέργεια της ακτινοβολίας, ο ρυθμός δόσης, κλπ.

#### **2.1.5 Ατομικό ισοδύναμο δόσης (Personal dose equivalent)**

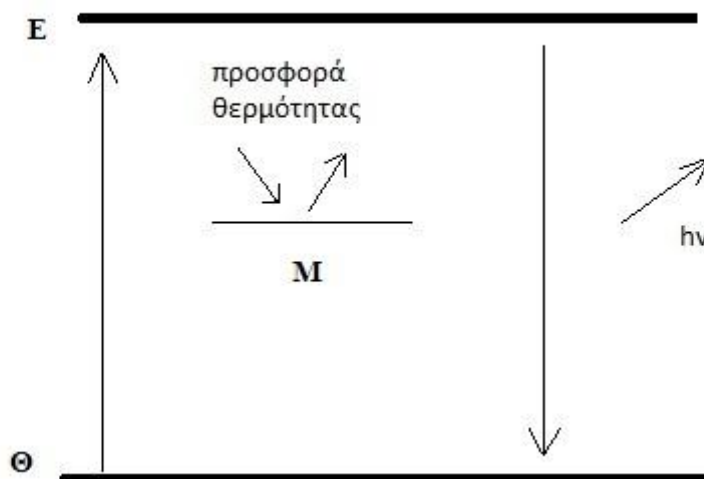
Το ατομικό ισοδύναμο δόσης,  $H_p(d)$ , ορίζεται ως η ισοδύναμη δόση σε μαλακούς ιστούς στο κατάλληλο βάθος d κάτω από ένα συγκεκριμένο σημείο του σώματος. Η τιμή της  $H_p(d)$  μετράται σε Sv. Για αρκετά διεισδυτική ακτινοβολία συνίσταται το βάθος των 10 mm. Στην αντίθετη περίπτωση χρησιμοποιείται το βάθος των 0,07mm για το δέρμα και των 3mm για το μάτι.

## **2.2 Θερμοφωταύγεια**

*Φωταύγεια* ονομάζεται η εκπομπή ορατού φωτός από ένα υλικό, που προκαλείται από οποιοδήποτε άλλο αίτιο εκτός της θέρμανσης του. Τα υλικά, που παρουσιάζουν αυτό το φαινόμενο, χαρακτηρίζονται από την ικανότητά τους να απορροφούν ενέργεια και να τη μετατρέπουν σε φωτεινή ακτινοβολία.

*Θερμοφωταύγεια* είναι το φαινόμενο, όπου παρατηρείται εκπομπή φωτός μόνο από μονωτές ή ημιαγωγούς κατά τη θέρμανση τους, αφού πρώτα έχουν απορροφήσει ενέργεια από ιοντίζουσες ακτινοβολίες, φως, κλπ. Οι κυριότερες εφαρμογές του φαινομένου της θερμοφωταύγειας εμφανίζονται στη δοσιμετρία, στη χρονολόγηση υλικών όπως ορυκτά ή αρχαιολογικά ευρήματα καθώς και στον έλεγχο της αυθεντικότητάς τους.





Εικόνα 6: Ενεργειακές στάθμες σε ημιαγωγό. Φαινόμενο θερμοφωταύγειας.

Πιο συγκεκριμένα το φαινόμενο της θερμοφωταύγειας εκδηλώνεται ως εξής (βλέπε εικόνα 6):

Αφού ένα ηλεκτρόνιο απορροφήσει ενέργεια μεταβαίνει από τη βασική του κατάσταση  $\Theta$  στην διεγερμένη  $E$ . Λόγω όμως της ύπαρξης μιας μετασταθούς κατάστασης  $M$ , το ηλεκτρόνιο δεν μπορεί να επιστρέψει στη βασική του κατάσταση αλλά αντιθέτως παγιδεύεται στην κατάσταση  $M$ . Εκεί παραμένει παγιδευμένο, έως ότου του αποδοθεί η απαραίτητη προς διαφυγή ενέργεια. Με την προσφορά θερμότητας, όμως, το ηλεκτρόνιο απελευθερώνεται και τέλος επιστρέφει στη βασική του κατάσταση εκπέμποντας ένα φωτόνιο.

### 2.2.1 Δοσίμετρα θερμοφωταύγειας

Το φαινόμενο της θερμοφωταύγειας χρησιμοποιείται ευρέως, όπως αναφέραμε παραπάνω, στη δοσιμετρία. Πιο συγκεκριμένα χρησιμοποιείται για τη μέτρηση της δόσης σε ευρεία περιοχή τιμών από πολύ χαμηλές (δοσιμετρία περιβάλλοντος) έως πολύ υψηλές (Ακτινοδιάγνωση και Ακτινοθεραπεία). Για τις ανάγκες των δύο τελευταίων, που ανήκουν στις εφαρμογές της Ακτινοφυσικής, δημιουργήθηκαν ειδικά δοσίμετρα θερμοφωταύγειας, γνωστά ως TLD (Thermo-Luminescent Dosemeters).

Γενικά, το δοσίμετρο είναι η διάταξη, το όργανο ή το σύστημα εκείνο, που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση ή την εκτίμηση οποιασδήποτε ποσότητας μπορεί να συσχετιστεί με τον καθορισμό της δόσης ακτινοβολίας ή έκθεσης.

Πιο συγκεκριμένα όμως, τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας απορροφούν και αποθηκεύουν ενέργεια από ιοντίζουσα ακτινοβολία, την οποία μετά τη θέρμανση τους μετατρέπουν σε φωτεινή ακτινοβολία. Η ποσότητα της εκπεμπόμενης φωτεινής ακτινοβολίας εξαρτάται από την ποσότητα της ακτινοβολίας που έχει απορροφηθεί και με την κατάλληλη βαθμονόμηση και τους απαραίτητους υπολογισμούς μπορεί να δώσει μια εκτίμηση της ισοδύναμης δόσης.



**Εικόνα 7:** Δοσίμετρα θερμοφωταύγειας οφθαλμού και θυρεοειδούς αδένου.

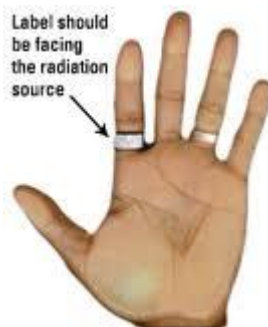
### **2.2.2 Υλικά θερμοφωταύγειας**

Τα υλικά που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή των TLD είναι ανόργανα υλικά, μονωτές ή ημιαγωγοί καθώς και οι εξής οικογένειες φθορίζουσών ενώσεων: το φθοριούχο λίθιο (LiF) με προσμίξεις μαγνησίου (Mg) και τιτανίου (Ti), το βορικό λίθιο με προσμίξεις μαγγανίου (Mn) και χαλκού (Cu) και τέλος το φθοριούχο ασβέστιο με διάφορες προσμίξεις.

Ανάλογα με την χρήση τους, τα TLD μπορούμε να τα συναντήσουμε σε διάφορες μορφές όπως σκόνη, μικρούς κρυστάλλους(chips), μικρούς

κυλίνδρους (rods), κλπ. Για τη χρήση τους σε δοσιμετρία προσωπικού (ολόσωμη, άκρων, ματιών, κλπ.) τα TLD τοποθετούνται μέσα σε ειδικές θήκες με διάφορα φίλτρα όπως καδμίου, αλουμινίου και χαλκού (βλ. Εικόνες 7 και 8).

Όσον αφορά στα πλεονεκτήματά τους, πρέπει να σημειωθεί ότι παρουσιάζουν καλή μακροχρόνια απόκριση, τα δοσίμετρα είναι επαναχρησιμοποιήσιμα ενώ η μέτρηση της δόσης είναι άμεση και έχει μεγάλη ακρίβεια, χαμηλά όρια ανίχνευσης και γραμμικότητα για ένα ευρύ φάσμα δόσεων.



**Εικόνα 8:** Δοσίμετρο θερμοφωταύγειας δαχτύλου.

[Πηγή: [http://www.uos.harvard.edu/images/ehs/radiation/dosimetry\\_ring.gif](http://www.uos.harvard.edu/images/ehs/radiation/dosimetry_ring.gif)]

### 2.2.3 Διαδικασία μέτρησης της θερμοφωταύγειας

Η πειραματική διαδικασία που ακολουθείται για τον προσδιορισμό της ποσότητας ακτινοβολίας, που απορροφήθηκε από το φθορίζον υλικό, περιλαμβάνει τα εξής στάδια:

- a) Αρχική ανόπτηση του υλικού, δηλαδή θέρμανση αυτού σε υψηλή θερμοκρασία ώστε να σβηστούν τυχόν σήματα, τα οποία μπορεί να έχουν προέλθει από τυχαίες απορροφήσεις ενέργειας, που είναι πιθανόν να έχει υποστεί.
- b) Ακτινοβόληση του υλικού.
- c) Δευτερεύουσα ανόπτηση ώστε να σταθεροποιηθεί η εκπομπή φωτός που θα ακολουθήσει και να σβηστούν κάποιες φωτοκορυφές, που είτε δεν θα βοηθήσουν στον υπολογισμό της ποσότητας ακτινοβολίας που απορροφήθηκε είτε έχουν χαμηλό χρόνο ημιζωής.

- d) Τοποθέτηση του υλικού στον ειδικό μετρητή θερμοφωταύγειας (TLD Reader), που περιλαμβάνει τη θέρμανση του σε κλειστό χώρο. Συνήθως αυτή πραγματοποιείται σε ατμόσφαιρα αζώτου ώστε να αποφεύγεται η αλληλεπίδραση του υλικού με το οξυγόνο του αέρα.

#### 2.2.4 Μετρητής Θερμοφωταύγειας (TLD Reader)

Η μέτρηση του σήματος ενός δοσίμετρου θερμοφωταύγειας, αφού έχει εκτεθεί σε ιοντίζουσα ακτινοβολία, πραγματοποιείται μέσω μιας ειδικής συσκευής ανάγνωσης σήματος, που καλείται μετρητής θερμοφωταύγειας (TLD Reader) και απεικονίζεται στην παρακάτω εικόνα:

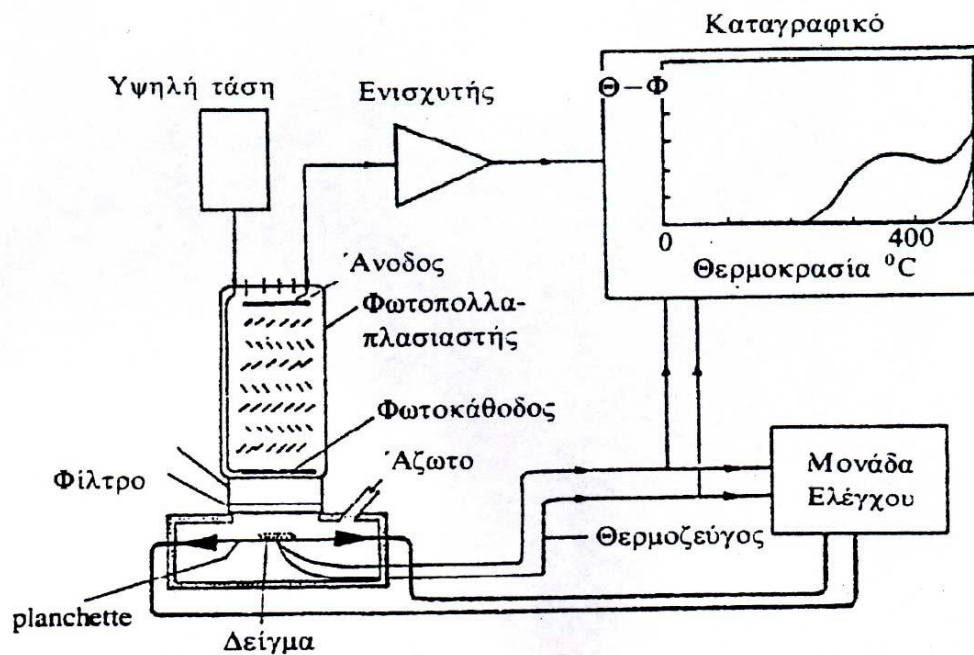


**Εικόνα 9:** Μετρητής θερμοφωταύγειας(TLD Reader).

Τα δομικά στοιχεία μιας τέτοιας συσκευής είναι (Εικόνα 10):

- Το σύστημα θέρμανσης του TLD (TLD Heating System).
- Το σύστημα ανίχνευσης και συλλογής της ακτινοβολίας θερμοφωταύγειας (Light-collection System).
- Το σύστημα μέτρησης του εκπεμπόμενου σήματος (Signal-measuring System).

- Η οθόνη λειτουργίας και το σύστημα καταγραφής (Display System).



**Εικόνα 10:** Πειραματική διάταξη μετρητή θερμοφωταύγειας(TLD Reader).

[Πηγή: <http://nefeli.lib.teicrete.gr/browse/stef/iat/2004/Avraam/attached-document/2004Avraam.pdf>]

- **Το σύστημα θέρμανσης**

Η συσκευή αυτή παρέχει θερμότητα, δηλ. θερμική ενέργεια, στα παγιδευμένα ηλεκτρόνια του κρυστάλλου προκειμένου αυτά να απελευθερωθούν και να εκπέμψουν το σήμα θερμοφωταύγειας, που πρέπει να υπολογιστεί. Ο κρύσταλλος τοποθετείται πάνω σε μεταλλικό δίσκο, που βρίσκεται στο εσωτερικό ενός θαλάμου και στη συνέχεια ξεκινάει η διαδικασία θέρμανσής του, που μπορεί να γίνει με διάφορες μεθόδους:

*a) Θέρμανση με τη βοήθεια ωμικής αντίστασης*

Η διαρροή του ηλεκτρικού ρεύματος θερμαίνει άμεσα ή έμμεσα το TLD. Ο έλεγχος της θερμοκρασίας γίνεται με τη βοήθεια θερμοζεύγους, που βρίσκεται σε επαφή με το δίσκο ή συγκολλημένο σε αυτόν. Πρόκειται για την πιο διαδεδομένη μέθοδο.

*b) Θέρμανση με διοχέτευση θερμού αδρανούς αερίου*

Το θερμό αδρανές αέριο (κυρίως άζωτο, N) διοχετεύεται μέσα στο χώρο μέτρησης, γεγονός που συνεπάγεται τη θέρμανση του TLD. Η θέρμανση είναι γρήγορη και δραστική, ενώ η μέθοδος χρησιμοποιείται σε πολλές αυτόματες συσκευές ανάγνωσης και πάντα για δοσίμετρα σε στερεά μορφή.

*c) Θέρμανση με υπέρυθρη ακτινοβολία*

Στην περίπτωση αυτή γίνεται χρήση ενός στοιχείου που εκπέμπει στο υπέρυθρο, θερμαίνοντας την πλακέτα που τοποθετείται το TLD και κατά συνέπεια και το ίδιο το TLD. Ωστόσο, παρατηρείται διαρροή φωτός, που αποτελεί σημαντικό μειονέκτημα, καθώς επηρεάζει το καθαρό σήμα θερμοφωταύγειας, με αποτέλεσμα η μέθοδος να κρίνεται αναποτελεσματική.

*d) Θέρμανση με ραδιοσυχνότητες*

Εδώ, η θέρμανση του TLD πραγματοποιείται με ρεύμα εξ επαγωγής, μέσω ενός επαγωγικού θερμαντικού πηνίου ραδιοσυχνοτήτων. Πρόκειται για μια αξιόπιστη μέθοδο, που εμφανίζει όμως δυσκολίες στον έλεγχο του κύκλου θέρμανσης.

- **Το σύστημα ανίχνευσης και συλλογής της ακτινοβολίας θερμοφωταύγειας**

Το σύστημα αυτό αφορά στην ανίχνευση και συγκέντρωση της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας θερμοφωταύγειας, που ακολουθεί την απελευθέρωση των ηλεκτρονίων. Αυτή η διαδικασία συνοδεύεται από ταυτόχρονη απόρριψη οποιασδήποτε άλλης μορφής ακτινοβολίας καθώς και από μετατροπή του φωτός θερμοφωταύγειας σε ηλεκτρικό ρεύμα. Το συγκεκριμένο ρόλο, σε όλες τις συσκευές ανάγνωσης, αναλαμβάνει μια ειδική συσκευή, που ονομάζεται φωτοπολλαπλασιαστής (photomultiplier). Η λειτουργία του βασίζεται σε φαινόμενα φωτοεκπομπής και δευτερογενούς εκπομπής ηλεκτρονίων. Η φωτοεκπομπή είναι η εξαγωγή ηλεκτρονίων από ένα υλικό, εξαιτίας της έκθεσής του σε οπτική ακτινοβολία. Στην περίπτωσή μας, το υλικό αυτό ονομάζεται φωτοκάθοδος. Τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται με τη βοήθεια μιας υψηλής διαφοράς δυναμικού και κατόπιν προσκρούουν σε

συγκεκριμένες επιφάνειες εκπομπής, που καλούνται δύνοδοι, με αποτέλεσμα την εκπομπή περισσότερων ηλεκτρονίων.

Συνοπτικά λοιπόν, ο φωτοπολλαπλασιαστής λειτουργεί ως πολλαπλασιαστής ηλεκτρονίων, κι έτσι πραγματοποιείται σημαντική ενίσχυση του αρχικού φωτορεύματος. Η ενίσχυση αυτή αυξάνεται με αύξηση της ευαισθησίας του φωτοπολλαπλασιαστή, η οποία με τη σειρά της εξαρτάται από τον αριθμό των δυνόδων που αυτός διαθέτει, όπως και από την εφαρμογή υψηλής τάσης μεταξύ φωτοκαθόδου –ανόδου (~650 – 1100 Volts). Οι φωτοπολλαπλασιαστές ποικίλουν όσον αφορά στο υλικό της φωτοκαθόδου τους (είτε καίσιο -Cs- είτε αντιμόνιο -Sb-) και κατά συνέπεια και του φάσματος εκπομπής τους, παράγοντες που καθορίζουν επίσης και την ευαισθησία τους. Στα συστήματα δοσιμετρίας χρησιμοποιούνται ως επί το πλείστον φωτοκάθοδοι με μέγιστη ευαισθησία γύρω στα 400 nm.

Τέλος, για την αποτελεσματική μείωση οποιασδήποτε άλλης μορφής ανεπιθύμητης ακτινοβολίας, χρησιμοποιούνται φίλτρα διέλευσης υψηλών και χαμηλών συχνοτήτων (High pass filters, Band pass filters).

- **Το σύστημα μέτρησης και ενίσχυσης του σήματος**

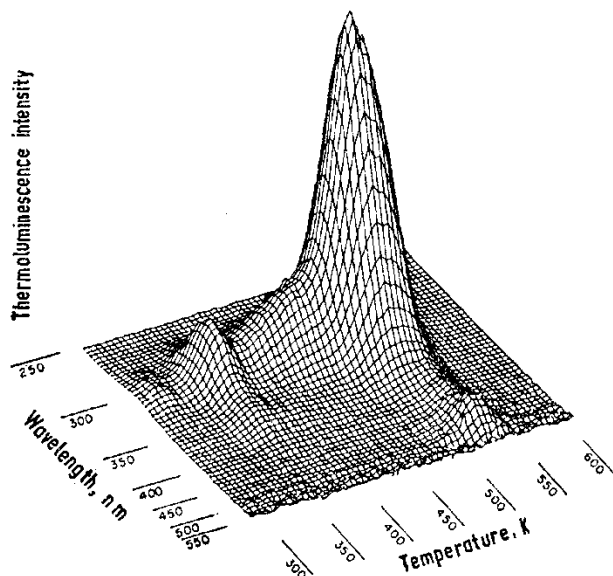
Το συνολικό ρεύμα που δημιουργεί ο φωτοπολλαπλασιαστής είναι ανάλογο της θερμοφωταύγειας, που εξέπεμψε ο κρύσταλλος κατά τη διάρκεια της θέρμανσής του, και μετράται με τη βοήθεια ενός ηλεκτρόμετρου, ενώ στη συνέχεια ακολουθεί μια διαδικασία κατά την οποία επιτυγχάνεται η ενίσχυση του τελικού σήματος.

- **Η οθόνη λειτουργίας και το σύστημα καταγραφής**

Τα μετρητικά συστήματα συνοδεύονται από κατάλληλα προγράμματα και μια φθορίζουσα οθόνη, που μας επιτρέπουν την απεικόνιση της καμπύλης αίγλης του δοσιμέτρου, την απεικόνιση της τιμής του συνολικού φορτίου και τη δυνατότητα μιας πληθώρας άλλων επιλογών, που σχετίζονται με την ανάλυση και την επεξεργασία της καμπύλης και των αναγραφόμενων στοιχείων της οθόνης (π.χ. επιλογή περιοχής ενδιαφέροντος, καναλιού μέτρησης, κ.ά.). Τέλος, ορισμένοι TLD Readers διαθέτουν και συστήματα εκτύπωσης των δεδομένων μέτρησης, ανάλυσης και επεξεργασίας.

### 2.2.5 Καμπύλη αίγλης

Τοποθετώντας το δοσίμετρο στο εσωτερικό του θαλάμου του αναγνώστη θερμοφωταύγειας, παίρνουμε με τη βοήθεια του ανιχνευτή φωτός που βρίσκεται πάνω από αυτό, την ονομαζόμενη καμπύλη αίγλης (Εικόνα 11), η οποία απεικονίζεται στο καταγραφικό σύστημα. Αυτή η καμπύλη αναπαριστά την ένταση της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας συναρτήσει του χρόνου.



Εικόνα 11: Χαρακτηριστική καμπύλη αίγλης του LiF(TLD-100)  
[Πηγή: [www.physics.ntua.gr/~cchrist/DIALEXEIS/.../TL.ppt](http://www.physics.ntua.gr/~cchrist/DIALEXEIS/.../TL.ppt)]

Τέλος, με την κατάλληλη βαθμονόμηση είτε της έντασης της ακτινοβολίας είτε του εμβαδού της φωτοκορυφής προκύπτει η ποσότητα της αρχικής ακτινοβολίας, που απορροφήθηκε από το συγκεκριμένο υλικό.

### 2.2.6 Θερμική επεξεργασία των TLD (Annealing)

Κάθε υλικό θερμοφωταύγειας που χρησιμοποιείται στη δοσιμετρία είναι απαραίτητο, ύστερα από κάθε ακτινοβόλησή του και πριν την επόμενη χρήση του, να ακολουθεί μια διαδικασία, η οποία έχει ως σκοπό να επαναφέρει τις αρχικές ιδιότητες του. Αυτή η διαδικασία καλείται θερμική επεξεργασία (annealing) και πραγματοποιείται με τη βοήθεια μιας ειδικής συσκευής-φούρνου, που φαίνεται στην παρακάτω εικόνα.





**Εικόνα 12:** Συσκευή θερμικής επεξεργασίας TLD  
[Πηγή:<http://www.rpdinc.com/assets/images/K168-001-A.gif>]

### **2.2.7 Εξασθένηση σήματος(Fading)**

Όταν ένα υλικό θερμοφωταύγειας εκτίθεται σε ιοντίζουσα ακτινοβολία, η μέτρηση της απορροφούμενης δόσης πραγματοποιείται με τον υπολογισμό της έντασης της καμπύλης αίγλης του, η οποία είναι ανάλογη του αριθμού των ηλεκτρονίων, που παραμένουν παγιδευμένα τη στιγμή της μέτρησης. Ωστόσο, η συγκεκριμένη τιμή δόσης που μετράται δεν είναι η πραγματική, διότι σημειώνεται και μια ακούσια απελευθέρωση ηλεκτρονίων πριν τη στιγμή της μέτρησης, η οποία καλείται εξασθένηση ή απώλεια σήματος (fading). Αυτό συμβαίνει γιατί, κάποια παγιδευμένα ηλεκτρόνια ενδέχεται να αποκτήσουν την απαιτούμενη ενέργεια διαφυγής, μέσω θέρμανσης, απορρόφησης φωτονίων ή του συνδυασμού και των δύο, ακόμα και υπό θερμοκρασία περιβάλλοντος. Η ελάττωση των παγιδευμένων ηλεκτρονίων, και άρα η εξασθένηση του σήματος είναι πιο έντονη όσο περισσότερος χρόνος μεσολαβήσει από τη στιγμή της ακτινοβόλησης έως την αντίστοιχη της ανάγνωσης του σήματος. Ένα χαρακτηριστικό γνώρισμα λοιπόν των υλικών θερμοφωταύγειας είναι η εξασθένηση, που σε κάποιες περιπτώσεις παρατηρείται σε μεγαλύτερο βαθμό ενώ σε άλλες όχι.

### 2.2.8 Σήμα υποβάθρου (Background)

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, η ανάγνωση του σήματος θερμοφωταύγειας γίνεται με τη βοήθεια των μετρητών θερμοφωταύγειας (TLD Readers).

Ωστόσο, η τιμή του σήματος θερμοφωταύγειας που λαμβάνουμε δεν αντιστοιχεί στο πραγματικό σήμα. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι, το τελικό σήμα προκύπτει από το άθροισμα του σήματος, που οφείλεται στην ιοντίζουσα ακτινοβολία και του σήματος, που οφείλεται σε άλλες αιτίες εκτός από αυτήν.

Η ύπαρξη του δεύτερου σήματος οφείλεται σε διάφορους παράγοντες, όπως για παράδειγμα σε φαινόμενα χημειοφωταύγειας, που δημιουργούν ένα ψευδές σήμα στο δοσίμετρο, στο ρεύμα σκότους από την θερμιονική εκπομπή της φωτοκαθόδου και των δυνόδων του φωτοπολλαπλασιαστή ή στη θερμιονική εκπομπή της θερμαινόμενης μεταλλικής επιφάνειας, στην οποία τοποθετείται το δοσίμετρο κατά την ανάγνωσή του. Έτσι, το τελικό σήμα που μας ενδιαφέρει, το οποίο αποτελεί το καθαρά προερχόμενο από την ακτινοβολία σήμα είναι αυτό, από το οποίο έχει αφαιρεθεί το προαναφερθέν σήμα ή αλλιώς το σήμα υποβάθρου.

### 2.2.9 Σφάλματα στα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας

Κατά τη διάρκεια της διεξαγωγής του υπολογισμού των δόσεων, δεν πρέπει να ξεχνάμε την ύπαρξη των σφαλμάτων, τα οποία μπορούν να επηρεάσουν τόσο την ακρίβεια όσο και την ορθότητα των αποτελεσμάτων. Τα σφάλματα αυτά μπορεί να είναι είτε τυχαία είτε συστηματικά και μπορεί να προέλθουν από τα ίδια τα δοσίμετρα, από τη συσκευή ανάγνωσης και τη διαδικασία εκτίμησης του σήματος ή από τη θερμική επεξεργασία των κρυστάλλων.

Στη συνέχεια αναφέρονται τα σημαντικότερα σφάλματα, που προέρχονται από τα ίδια τα δοσίμετρα.

- Εξάρτηση της απόκρισης των δοσιμέτρων από την κατεύθυνση της ακτινοβολίας
- Ευαισθησία στο φως
- Απώλεια σήματος (fading)
- Μεταβολές στη μάζα του δοσιμέτρου
- Απόκλιση στην ευαισθησία μιας παρτίδας δοσιμέτρων
- Ελλιπής καθαρισμός του δοσιμέτρου

- Επίδραση της θερμοκρασίας
- Μη έκθεση δοσιμέτρου στην ακτινοβολία (λόγω θέσης, διαστάσεων πεδίου, κ.τ.λ.)
- Αλλαγές στην ευαισθησία του δοσιμέτρου λόγω βλάβης από ακτινοβολία (δόση άνω του επιτρεπτού ορίου)
- Μεταβολές στην επιφάνεια και τις οπτικές ιδιότητες του δοσιμέτρου, λόγω μη προσεκτικής χρήσης του.

## 3. Απεικονιστικά Συστήματα

---

Όπως έχει αναφερθεί παραπάνω, η μεγάλη ανακάλυψη των ακτίνων Χ στο τέλος του 19<sup>ου</sup> αιώνα ήρθε να δώσει μια νέα διάσταση στην ιατρική επιστήμη και να συμβάλλει οριστικά στη συμβίωση της με τη Φυσική. Το Νοέμβριο του 1895 ο Röntgen ανακάλυψε μια αόρατη ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, η οποία προς έκπληξη του διαπέρασε το ανθρώπινο σώμα και παρήγαγε μια «φωτογραφία» από το εσωτερικό του, απεικονίζοντας με λεπτομέρεια τα οστά, τις κοιλότητες και άλλες ανατομικές δομές.

Από τότε και μέχρι σήμερα η επιστήμη προχώρησε με μεγάλα βήματα, εκμεταλλευόμενη τις αρχές αλληλεπίδρασης διαφόρων μορφών ενέργειας με την ύλη, κατασκευάζοντας ολοκληρωμένα συστήματα μη επεμβατικής απεικόνισης και ανακατασκευής εικόνας από τις διάφορες τομές που λαμβάνονται κάθε φορά από το υπό εξέταση όργανο. Έτσι, μια ποικιλία σύγχρονων απεικονιστικών συστημάτων εντάχθηκαν στην καθημερινή κλινική πρακτική, τόσο για τις ανάγκες της έγκαιρης πρόγνωσης και διάγνωσης, όσο και για την ανάγκη της θεραπείας σε επείγοντα ιατρικά περιστατικά.

Χαρακτηριστικά παραδείγματα τέτοιων απεικονιστικών συστημάτων είναι ο υπολογιστικός τομογράφος, ο υπερηχογράφος, ο μαγνητικός τομογράφος, ο ψηφιακός αγγειογράφος, με τον οποίο θα ασχοληθούμε στη συνέχεια, κλπ.

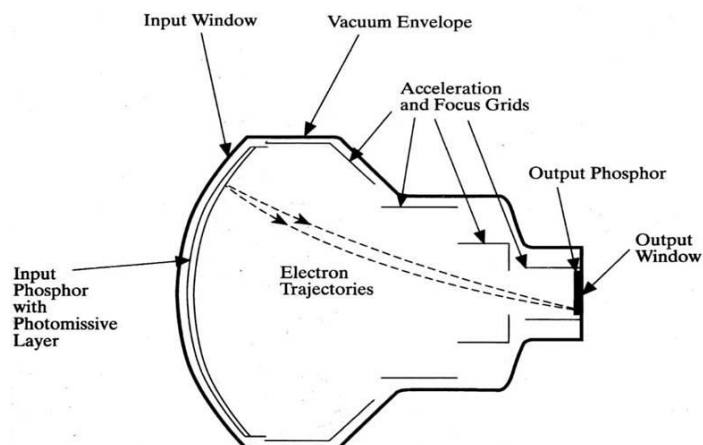
### 3.1 Ψηφιακός Αγγειογράφος

Ένας ψηφιακός αγγειογράφος χρησιμοποιείται για δύο σκοπούς: απλή ακτινοσκόπηση και ψηφιακή αγγειογραφία (Digital Subtraction Angiography-DSA). Ένα από τα κύρια μέρη του είναι η λυχνία παραγωγής ακτίνων Χ ενώ και ο ενισχυτής εικόνας παίζει έναν αρκετά σημαντικό ρόλο. Ο τελευταίος έχει ακτινογραφικές ικανότητες, αν και χρησιμοποιείται κυρίως για την ακτινοσκοπική απεικόνιση κατά τη διάρκεια επεμβάσεων χειρουργικών, ορθοπεδικών, εντατικής θεραπείας και επείγουσας περίθαλψης. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα ψηφιακού αγγειογράφου, κατασκευασμένου από την εταιρία Philips, φαίνεται στην Εικόνα 13.



**Εικόνα 13:** Ψηφιακός αγγειογράφος Philips  
 [Πηγή: [http://upload.wikimedia.org/wikipedia/en/b/bd/Philips\\_II.jpg](http://upload.wikimedia.org/wikipedia/en/b/bd/Philips_II.jpg)]

Πιο συγκεκριμένα, η λυχνία παραγωγής ακτίνων X και ο ενισχυτής εικόνας (Εικόνα 14), που μερικές φορές στο χώρο της υγείας αναφέρονται ως C-arm ή ακτινοσκόπιο λόγω της διάταξης τους (βλ. Εικόνα 13), είναι μια συσκευή απεικόνισης που χρησιμοποιεί ακτίνες X και παράγει ζωντανή εικόνα, η οποία εμφανίζεται στην οθόνη ενός ηλεκτρονικού υπολογιστή. Τα πρώτα μηχανήματα C-arm εισήχθησαν το έτος 1955.



**Εικόνα 14:** Ενισχυτής εικόνας  
 [Πηγή: <http://panacea.med.uoa.gr/extra/637.jpg>]

Ο όρος «ενίσχυση εικόνας» αναφέρεται σε ένα ειδικό χαρακτηριστικό του μηχανήματος, που του επιτρέπει να ενισχύει χαμηλής έντασης ακτίνες X, με αποτέλεσμα ο ασθενής να λαμβάνει μικρότερη δόση ακτινοβολίας.

Παράλληλα, επιτρέπει τη χρήση χαμηλότερων δόσεων ακτίνων X, αυξάνοντας την ένταση που παράγεται στην εικόνα εξόδου, ενώ δίνει τη δυνατότητα στο γιατρό να βλέπει εύκολα τη δομή του οργάνου ή του ιστού που απεικονίζεται.

Ένας συνηθισμένος ενισχυτής εικόνας έχει διάμετρο οθόνης εισόδου 23, 30, 35 ή 40 cm. Μεγαλύτερες διαμέτροι επιλέγονται για εξετάσεις του γαστρεντερικού και του ουρογεννητικού συστήματος, όπου πρέπει να απεικονιστεί ολόκληρη η κοιλιακή χώρα. Για καρδιολογικές εξετάσεις η συνήθης διάμετρος είναι 23 cm.

### **3.1.1 Στοιχεία ψηφιακού αγγειογράφου**

- C-arm (περιλαμβάνει την λυχνία ακτίνων X και τον ενισχυτή εικόνας)
- Εξεταστικό τραπέζι
- Σύστημα ελέγχου της έκθεσης στην ακτινοβολία
- Λογισμικό επεξεργασίας εικόνας
- Μόνιτορ

### **3.1.2 Περιφερειακές Συσκευές**

- Κινηματογραφική μηχανή(35mm)
- Photospot camera (100mm)
- Συσκευή spot film
- Ψηφιακή photospot
- Σύστημα DSA (ψηφιακή αφαιρετική αγγειογραφία)

### **3.1.3 Εφαρμογές**

Ο ψηφιακός αγγειογράφος χρησιμοποιείται στα εξής:

- Ενδοσκοπικές εξετάσεις
- Εξετάσεις γονιμότητας
- Αγγειογραφικές εξετάσεις

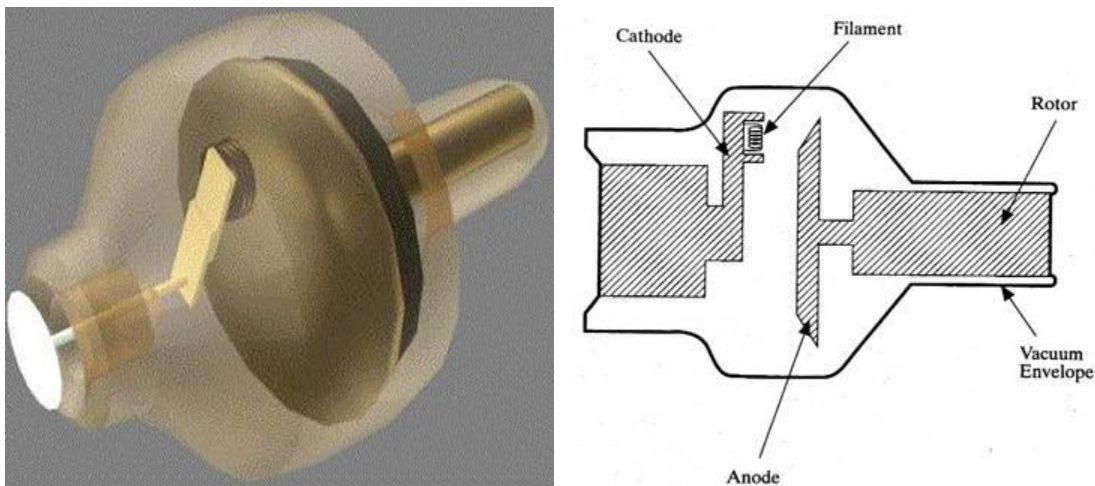
- Θεραπευτικές εξετάσεις  
(π.χ. αντικατάσταση γραμμών, τοποθέτηση stent, βιοψίες, εμφύτευση απινιδωτών, κλπ)
- Αγγειοπλαστικές επεμβάσεις (PTCA)
- Ορθοπεδικές εξετάσεις

### 3.1.4 Ειδικά χαρακτηριστικά

- Απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο
- Τηλεχειριστήριο
- Zoom
- Αντίθεση εικόνας

### 3.1.5 Αρχή λειτουργίας

Από το νήμα της λυχνίας των ακτίνων-X, που θερμαίνεται (βλ. Εικόνα 15), εκπέμπονται ηλεκτρόνια, τα οποία λόγω της μεγάλης διαφοράς δυναμικού, που αναπτύσσεται ανάμεσα στην άνοδο και την κάθοδο, επιταχύνονται και προσκρούουν στην άνοδο με ταυτόχρονη παραγωγή φωτονίων.



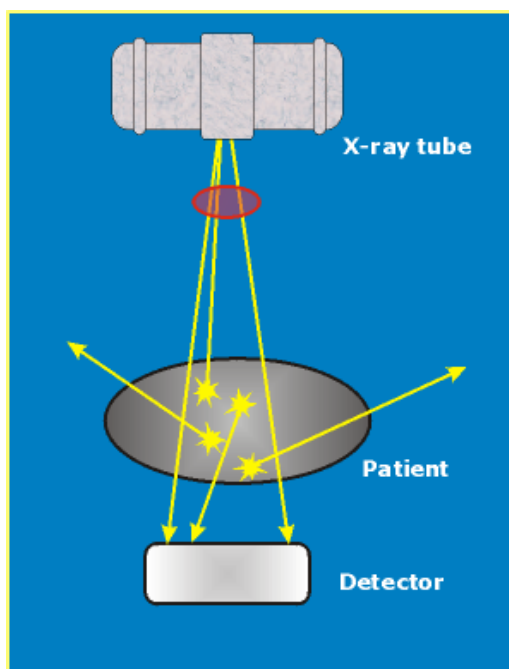
**Εικόνα 15:** Λυχνία παραγωγής ακτίνων X

[Πηγή:<http://panacea.med.uoa.gr/extra/628.jpg>(αριστερά)  
<http://panacea.med.uoa.gr/extra/627.jpg>(δεξιά)]

Η παραγόμενη δέσμη φωτονίων διέρχεται από το ανθρώπινο σώμα, όπου απορροφάται και σκεδάζεται, ανάλογα με τον τύπο ιστού τον οποίο διαπερνά, σύμφωνα με το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και το φαινόμενο

Compton (βλ. Παράρτημα Α).

Στη συνέχεια τα φωτόνια προσπίπτουν στην οθόνη εισόδου του ενισχυτή εικόνας, όπου και παράγονται ηλεκτρόνια, τα οποία επιταχύνονται μέσω μεγάλης διαφοράς δυναμικού και τελικώς προσπίπτουν στην οθόνη εξόδου. Εκεί παράγονται ορατά φωτόνια, των οποίων ο αριθμός είναι αρκετά μεγαλύτερος από τα αρχικά φωτόνια, γεγονός που μπορεί να συμβάλλει στην αύξηση της φωτεινότητας της τελικής εικόνας.



**Εικόνα 16:** Ακτινοσκοπική Διάταξη

[Πηγή:[http://www.lxi.leeds.ac.uk/learning/dose/measures/dose\\_daig\\_dap.png](http://www.lxi.leeds.ac.uk/learning/dose/measures/dose_daig_dap.png)]

Τέλος, τα ορατά φωτόνια οδηγούνται στη λυχνία εξόδου, όπου η εικόνα αποτυπώνεται στο φωτοαγωγίμο υλικό της και με τη βοήθεια ηλεκτρονίων παράγεται το τελικό σήμα, το οποίο απεικονίζεται στον ηλεκτρονικό υπολογιστή και είναι έτοιμο για επεξεργασία (Εικόνα 16).

### **3.1.6 Επεμβατική Διαδικασία**

Όπως βλέπουμε στην Εικόνα 17, ο επεμβατικός γιατρός βρίσκεται δίπλα στη λυχνία παραγωγής ακτίνων X, από τη δεξιά πλευρά του κρεβατιού όταν πρόκειται για τη διεξαγωγή στεφανιογραφίας (Angiography), αγγειοπλαστικής (Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty-



PTCA), ablation (Radiofrequency Ablation για τη διόρθωση της καρδιακής αρρυθμίας) και παιδιατρικής επέμβασης (εμφύτευση “ομπρέλας” για τη σύγκλειση μεσοκοιλιακού ή μεσοκοιλιακού διαφράγματος, καρδιακός καθετηριασμός, κλπ.) ενώ από την αριστερή πλευρά του κρεβατιού όταν πρόκειται για εμφύτευση απινιδωτή (Implantable Cardioverter Defibrillator- ICD) ή βηματοδότη(PaceMaker). Η αλλαγή θέσης του γιατρού σε σχέση με τη λυχνία παραγωγής ακτίνων X οφείλεται στο γεγονός ότι η εμφύτευση βηματοδότη/απινιδωτή πραγματοποιείται από την πλευρά της καρδιάς (αριστερά), ενώ στις άλλες επεμβατικές διαδικασίες ο καθετηριασμός γίνεται από τη δεξιά μηριαία αρτηρία.



**Εικόνα 17:** Διεξαγωγή παιδιατρικής επέμβασης (εμφύτευση «ομπρέλας»)

Ο ενισχυτής εικόνας τοποθετείται όσο γίνεται πιο κοντά στην επιφάνεια του ασθενή (βλ. Εικόνα 17), έτσι ώστε το αυτόματο σύστημα έκθεσης να μην αυξάνει τα στοιχεία της ακτινοβολήσης (ένταση δέσμης, ενέργεια).

Καθώς προχωράει η εξέταση, ο υπεύθυνος τεχνολόγος- ακτινολόγος κινεί, με τα ειδικά χειριστήρια, το C- arm γύρω από τον ασθενή ώστε να λαμβάνονται πρόσθιες και πλάγιες προβολές της καρδιάς και να

καθίσταται δυνατή η παρατήρηση της κίνησης αυτής και των αγγείων της σε πραγματικό χρόνο (βλ. Εικόνα 18).



**Εικόνα 18:** Χαρακτηριστική προβολή αρτηρίας στο μόνιτορ

Παράλληλα, ο ενισχυτής εικόνας παρέχει τη δυνατότητα μεγέθυνσης της εικόνας (zoom), η οποία όμως πρέπει να χρησιμοποιείται μόνο όταν κρίνεται απαραίτητο και για μικρά χρονικά διαστήματα. Αυτό συμβαίνει γιατί αύξηση της μεγέθυνσης οδηγεί σε αύξηση της ενέργειας και της έντασης της δέσμης, με αποτέλεσμα την αύξηση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας και τελικά την αύξηση της δόσης που λαμβάνει το προσωπικό.

Τέλος, πρέπει να αναφερθεί η χρήση του μετρητή DAP, ο οποίος είναι ένας επίπεδος θάλαμος ιονισμού, ο οποίος φαίνεται στην Εικόνα 19, που τοποθετείται στην έξοδο της δέσμης και καταγράφει το γινόμενο δόσης-επιφάνειας κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Πρόκειται, δηλαδή, για έναν θάλαμο με αέριο, μέσα στον οποίο δημιουργούνται ιόντα κατά την αλληλεπίδρασή του με την ακτινοβολία. Τα ιόντα αυτά συλλέγονται από ηλεκτρόδια και με ειδικές ηλεκτρονικές διατάξεις μετρώνται και προκύπτει ηλεκτρικό σήμα.

Η ένδειξη αυτού του μετρητή είναι στη διάθεση του γιατρού και μπορεί να τον βοηθάει να έχει αίσθηση της δόσης, που έχει λάβει ο ασθενής, σε σχέση με την τιμή DAP, που έχει οριστεί εξ αρχής για μια συγκεκριμένη ακτινοσκοπική εξέταση.



**Εικόνα 19:** Μετρητής DAP

[Πηγή:[http://www.vacutec-gmbh.de/uploads/pics/VacuDAP\\_Bluetooth.jpg](http://www.vacutec-gmbh.de/uploads/pics/VacuDAP_Bluetooth.jpg)]

## 4. Ακτινοπροστασία

---

Η 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.

### 4.1 Η Διεθνής Επιτροπή Ραδιολογικής Προστασίας ή Ακτινοπροστασίας (ICRP)

Η ανάγκη για τη θεμελίωση των αρχών της ακτινοπροστασίας και τη σύνταξη συστάσεων και κανόνων καθολικής αποδοχής, οδήγησε στην ίδρυση της Διεθνούς Επιτροπής Ραδιολογικής Προστασίας ή Ακτινοπροστασίας (ICRP- International Committee on Radiological Protection), το 1928. Έκτοτε και μέχρι σήμερα, με συστάσεις που εκδίδει κατά καιρούς, η ICRP καθορίζει την ακολουθητέα διεθνή πολιτική σε θέματα ακτινοπροστασίας. Οι αρχές της ακτινοπροστασίας στη σύγχρονη μορφή τους είναι καταγεγραμμένες υπό τη μορφή Νομοθεσίας στη χώρα μας από τους επικαιροποιημένους Κανονισμούς Ακτινοπροστασίας (ΦΕΚ 216, 6/3/2001, τ. Β', «Έγκριση Κανονισμών Ακτινοπροστασίας»).

### 4.2 Βασικές Αρχές Ακτινοπροστασίας

Σε όλες τις περιπτώσεις που έχουμε έκθεση ανθρώπων σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες πρέπει να ισχύουν οι τρεις βασικές αρχές Ακτινοπροστασίας, που είναι καθιερωμένες διεθνώς από την ICRP (ΦΕΚ 216, 6/3/2001, τ. Β', «Έγκριση Κανονισμών Ακτινοπροστασίας») και είναι οι εξής:

α. **Αρχή Αιτιολόγησης**: Οποιαδήποτε έκθεση σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες πρέπει να έχει αιτιολογηθεί επαρκώς.

β. **Αρχή Βελτιστοποίησης**: Από κάθε έκθεση σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες πρέπει να προκύπτει το μεγαλύτερο δυνατό όφελος (διαγνωστικό ή θεραπευτικό) με τη μικρότερη δυνατή προκαλούμενη βλάβη (δόση ακτινοβολίας που παίρνει ο ασθενής) όσο είναι λογικά εφικτό,

λαμβάνοντας υπ' όψη τις δυνατότητες της υπάρχουσας τεχνολογίας, τα πορίσματα της ανάλυσης κόστους – οφέλους και γενικά κάθε σχετικό κοινωνικό και οικονομικό παράγοντα.

γ. **Αρχή Ορίων Δόσεων**: Δεν επιτρέπεται υπέρβαση των ορίων δόσεων που καθορίζονται από τους κανονισμούς, παρά μόνο σε ειδικές περιπτώσεις και αφού ληφθεί υπόψη η Αρχή της Αιτιολόγησης. Η αρχή αυτή δεν περιλαμβάνει ιατρικές εφαρμογές σε ασθενείς.

#### **4.2.1 Παράμετροι που επηρεάζουν την ένταση της δόσης**

Για τη βέλτιστη προστασία από τις ιοντίζουσες ακτινοβολίες πρέπει να λάβουμε υπόψη τους παράγοντες :

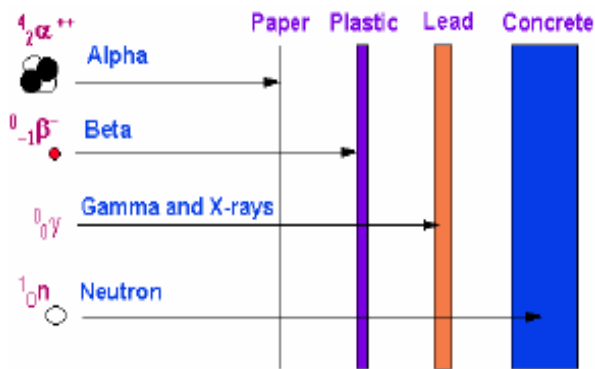
- 1) του χρόνου έκθεσης
- 2) της απόστασης από την πηγή της ακτινοβολίας και
- 3) της θωράκισης μεταξύ της πηγής και του εκτιθέμενου στην ακτινοβολία.

**α) Χρόνος**: Οι δόσεις ακτινοβολίας που λαμβάνει ένα άτομο από μία πηγή ακτινοβολίας είναι ευθέως ανάλογες με το χρόνο, κατά τον οποίο το άτομο αυτό είναι εκτεθειμένο στην πηγή αυτή. Η δόση που δέχεται το άτομο μπορεί να ελεγχθεί από πλευράς χρόνου με αντίστοιχο χρονικό περιορισμό της έκθεσης από την πηγή.

**β) Απόσταση**: Η δόση που λαμβάνεται από μία ραδιενεργό πηγή είναι αντιστρόφως ανάλογη με το τετράγωνο της απόστασης από την πηγή αυτή, σύμφωνα με τη σχέση:  $D_1 * r_1^2 = D_2 * r_2^2$ , όπου D είναι ο ρυθμός δόσης σε απόσταση r από την πηγή. Έτσι, η έκθεση σε άτομο που βρίσκεται 2m μακριά από την πηγή είναι το 1/4 της έκθεσης όταν το ίδιο άτομο βρίσκεται 1m από την ίδια πηγή.

**γ) Θωράκιση**: Η τρίτη παράμετρος ελέγχου του κινδύνου ακτινοβολίας είναι η παρεμβολή κάποιου προστατευτικού μέσου. Η παράμετρος αυτή είναι ιδιαίτερα σημαντική γιατί οδηγεί σε ουσιαστικά ασφαλείς συνθήκες εργασίας για τους εργαζόμενους σε περιοχές με ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Το είδος της θωράκισης που απαιτείται, εξαρτάται από το είδος της ακτινοβολίας, την ενεργότητα της πηγής και τον αποδεκτό ρυθμό δόσης μέσα και έξω από τον προστατευόμενο χώρο. Η απαιτούμενη θωράκιση

είναι αμελητέα για τα σωμάτια  $\alpha$ , ένα λεπτό φύλλο αλουμινίου αρκεί για την ακτινοβολία  $\beta$ , ενώ για την ακτινοβολία  $\gamma$  ή X απαιτούνται μεγαλύτερες θωρακίσεις.



Τα πιο κοινά υλικά θωράκισης είναι ο μόλυβδος, το μπετόν και ο σίδηρος για τις ακτίνες  $\gamma$  και X.

**Εικόνα 20:** Θωράκιση από ιοντίζουσες ακτινοβολίες

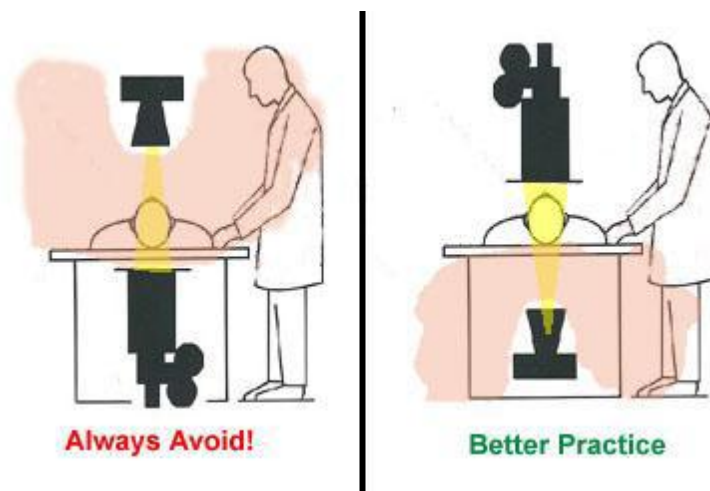
[Πηγή: <http://www.gtceis.anl.gov/images/photos/PenetrationRad.gif>]

#### 4.2.2 Οδηγίες ακτινοπροστασίας κατά την ακτινοσκόπηση

Βασική προϋπόθεση για να τηρηθούν τα όρια των δόσεων είναι η τήρηση βασικών κανόνων -οδηγιών σχετικά με το χειρισμό των ακτινοσκοπικών μηχανημάτων και τη στάση των εκτιθέμενων στην ακτινοβολούμενη περιοχή. Οι βασικές αυτές οδηγίες συνοψίζονται στις εξής:

##### Α) Λυχνία κάτω από την τράπεζα εξέτασης

Όλες οι εξετάσεις ακτινοσκόπησης, κατά τις οποίες ο γιατρός πρέπει να είναι δίπλα στο εξεταστικό κρεβάτι και στον εξεταζόμενο, πρέπει να πραγματοποιούνται με μηχανήματα, στα οποία η λυχνία είναι τοποθετημένη κάτω από αυτό, έτσι ώστε να μειώνεται όσο γίνεται η έκθεση του γιατρού στην ακτινοβολία. Για παράδειγμα, έχει παρατηρηθεί ότι σε περιπτώσεις που η λυχνία βρίσκεται πάνω από το εξεταστικό κρεβάτι, η δόση στους φακούς των ματιών και στα χέρια είναι 27 και 30 φορές αντίστοιχα μεγαλύτερη, από αυτήν που θα ήταν αν η λυχνία βρισκόταν κάτω από το κρεβάτι. Για τον ίδιο λόγο βέβαια, οι δόσεις στα πόδια είναι συνήθως μεγαλύτερες όταν η λυχνία βρίσκεται κάτω από το κρεβάτι. Τέλος, κατά τις διαγώνιες ή πλάγιες προβολές (oblique or lateral), ο γιατρός θα πρέπει να αποφεύγει να βρίσκεται από την πλευρά της λυχνίας.



**Εικόνα 21:** Λανθασμένη θέση λυχνίας παραγωγής ακτίνων X πάνω από την εξεταστική τράπεζα (αριστερά) έναντι σωστής θέσης αυτής κάτω από την εξεταστική τράπεζα (δεξιά).  
 [Πηγή: [http://www.rad.uoa.gr/proptyxiaka/aktinologia/Oδηγίες\\_ακτινοπροστασίας.pdf](http://www.rad.uoa.gr/proptyxiaka/aktinologia/Oδηγίες_ακτινοπροστασίας.pdf)]

### **Β) Μικρή απόσταση ασθενή – ενισχυτή εικόνας**

Κρατώντας τον ενισχυτή εικόνας πλησιέστερα στον ασθενή μειώνεται η έκθεση του γιατρού και του εξεταζομένου. Παράλληλα, η ταυτόχρονη απομάκρυνση της λυχνίας από τον εξεταζόμενο μειώνει εντυπωσιακά τη δόση του τελευταίου.

### **Γ) Μείωση έκθεσης βοηθητικού προσωπικού**

Ο γιατρός μπορεί να μειώσει την έκθεση του βοηθητικού προσωπικού, είτε καθυστερώντας την ακτινοσκόπηση όταν το προσωπικό βρίσκεται κοντά στον ασθενή, είτε ειδοποιώντας το να απομακρυνθεί, ειδικότερα κατά την καταγραφή (cine). Απαραίτητη είναι η χρήση φορητών πετασμάτων για το βοηθητικό προσωπικό.

### **Δ) Αύξηση απόστασης από τον ασθενή**

Η τεχνική που ακολουθεί ο γιατρός κατά την εξέταση πρέπει να του δίνει την δυνατότητα να επωφελείται από τον παράγοντα της απόστασης. Μικρή αύξηση της απόστασης κατά ένα βήμα από τον ασθενή μειώνει τον ρυθμό έκθεσης κατά 4 φορές.

### **Ε) Δόση από διαφορετικές τεχνικές**

Στις διαδερμικές διαυλικές τεχνικές, επιλέγοντας την πρόσβαση από τη μηριαία αρτηρία έναντι της μασχαλαίας, ο ιατρός βρίσκεται σε

μεγαλύτερη απόσταση από την πηγή της ακτινοβολίας. Ουσιώδης αύξηση της απόστασης του γιατρού είναι δυνατή μέσω τηλεχειριζόμενης ενεργοποίησης της ακτινοσκόπησης, όταν χρησιμοποιούνται αυτόματοι εγγυτές σκιαγραφικού.

### **ΣΤ) Χρήση κατάλληλων προβολών**

Προβολές υπό μεγάλες γωνίες συνδέονται με αύξηση της έκθεσης αφού:

- Οι ακτίνες πρέπει να διαπεράσουν περισσότερο ιστό μέχρι να φθάσουν στον ενισχυτή εικόνας.
- Η λυχνία έρχεται πιο κοντά στον γιατρό, ο οποίος εκτίθεται περισσότερο στην ακτινοβολία διαρροής του κελύφους της λυχνίας.
- Ο ρυθμός δόσης μπορεί να μειωθεί κατά 5 φορές αν ο γιατρός στέκεται από την πλευρά του ενισχυτή εικόνας κατά τις πλάγιες προβολές.

### **Ζ) Περιορισμός ορίων πρωτογενούς δέσμης**

Περιορίζοντας την πρωτογενή δέσμη μόνο στην περιοχή ενδιαφέροντος, μειώνεται η έκθεση του ασθενή αλλά και του προσωπικού, καθώς και ο θόρυβος, που οφείλεται στη δευτερογενή ακτινοβολία από τους επιπλέον ακτινοβολούμενους ιστούς, βελτιώνοντας έτσι την ποιότητα της εικόνας.

### **Η) Χρήση προστατευτικών**

Πολύ βασική είναι η χρήση ακτινοπροστατευτικών μέσων τόσο από τον γιατρό όσο και από το βοηθητικό προσωπικό, τα κυριότερα από τα οποία είναι τα εξής:

- Ακτινοπροστατευτικά οροφής : Πρέπει να χρησιμοποιούνται σε κάθε περίπτωση, ειδικά σε καρδιολογικά και αγγειογραφικά περιστατικά. Είναι κατασκευασμένα από μολυβδύαλο συγκεκριμένου πάχους (χαρακτηριστικό πάχος του φύλλου μολύβδου ενός ακτινοπροστατευτικού οροφής είναι τα 0,5mm) , όπως βλέπουμε στην Εικόνα 22, και προκαλούν εξασθένηση της δέσμης της ιοντίζουσας ακτινοβολίας.





**Εικόνα 22:** Χαρακτηριστικό πέτασμα οροφής

Η βέλτιστη θέση είναι όταν ο γιατρός μπορεί να βλέπει τον ασθενή και την περιοχή που ακτινοσκοπείται διαμέσου μολυβδύαλου (βλ. Εικόνα 23)



**Εικόνα 23:** Σωστή τοποθέτηση του πετάσματος οροφής ανάμεσα σε ασθενή και γιατρό

- Ποδιές από μόλυβδο (Εικόνα 24): Οποιοσδήποτε στέκεται κατά την διάρκεια ακτινοσκόπησης σε απόσταση μικρότερη των 2 m από την ακτινοσκοπική τράπεζα πρέπει να φοράει ποδιά από μολυβδούχο ελαστικό. Με την χρήση της ακτινολογικής ποδιάς, η οποία φαίνεται στην Εικόνα 24, επιτυγχάνεται μείωση της έκθεσης κατά 90% περίπου (ανάλογα με το ισοδύναμο πάχος της ποδιάς). Όσο υψηλότερα είναι τα kV ακτινοσκόπησης, τόσο μειώνεται η προστατευτική ικανότητα της ποδιάς. Υψηλά kV χρησιμοποιούνται σε μεγαλόσωμους εξεταζόμενους ή σε χονδρά σημεία του σώματος. Οι προστατευτικές ποδιές στα επεμβατικά εργαστήρια πρέπει να καλύπτουν και την πλάτη. Ποδιές τύπου “φούστας-μπλούζας” προτιμώνται επειδή παρέχουν συνολική προστασία και κατανέμουν το βάρος ομοιόμορφα.



**Εικόνα 24:** Ακτινοπροστατευτική ποδιά από μόλυβδο

[Πηγή:<http://www.thegeminigeek.com/wp-content/uploads/2010/06/What-is-Lead-Apron.jpg>]

- Προστατευτικά θυρεοειδούς αδένες (Εικόνα 25): Είναι απαραίτητα για μεγάλους χρόνους ακτινοσκόπησης και συστήνονται σε κάθε περίπτωση.



PC10

**Εικόνα 25:** Προστατευτικό θυροειδούς αδένος

[Πηγή:[http://style.hisimg.com/var/userImages/2009-12/28/tenhoo\\$162134996\(240\).jpg](http://style.hisimg.com/var/userImages/2009-12/28/tenhoo$162134996(240).jpg)]

- Γυαλιά από μολυβδύαλο: Μειώνουν τη δόση στα μάτια κατά 85-90%. Εξαιτίας του σχετικά υψηλού κατωφλίου ανάπτυξης καταρράκτη τα γυαλιά αυτά επιβάλλονται σε προσωπικό τμημάτων με μεγάλο φόρτο εργασίας. Τα γυαλιά πρέπει να είναι τύπου "wraparound" (πλαϊνή σκίαση) για να προστατεύουν τα μάτια και από πλάγιες εκθέσεις.
- Γάντια: Τα γάντια από μολυβδόχο ελαστικό παρέχουν ακτινοπροστασία, όμως δυσκολεύουν τον γιατρό. Για τους λόγους αυτούς η χρήση τους είναι στην κρίση του. Ο γιατρός μπορεί να ελαχιστοποιήσει την έκθεση στα χέρια του αν αποφεύγει να τα έχει μέσα στη πρωτογενή δέσμη. Υπάρχουν γάντια, όπως τα χειρουργικά, από μολυβδόχο ελαστικό μικρότερης μεν προστατευτικής ικανότητας (10-25%) αλλά με πολύ καλή προσαρμογή στα χέρια, τα οποία και συστήνονται.

### Θ) Μείωση χρόνου ακτινοσκόπησης

Επιτυγχάνεται με:

- Παύση της ακτινοσκόπησης όταν δεν βλέπουμε το monitor.
- Επαρκή προετοιμασία πριν από την ακτινοσκόπηση, π.χ. σωστή τοποθέτηση του ασθενούς στην εξεταστική τράπεζα.
- Αποφυγή άσκοπων λήψεων.
- Εξοικείωση του γιατρού με τις πεντάλεπτες ηχητικές προειδοποιήσεις.

Οι δυνατότητες που προσφέρει η ακτινοσκόπηση για απεικόνιση σε

“πραγματικό χρόνο” είναι ανεκτίμητες για την καθοδήγηση των επεμβάσεων ή την παρατήρηση δυναμικών λειτουργιών. Εντούτοις δεν παρέχει κανένα πλεονέκτημα έναντι της συμβατικής ακτινογραφίας για την απόκτηση στατικών λήψεων. Η χρήση του “παγώματος” της εικόνας (λειτουργία απομνημόνευσης) επιτρέπει την παρατήρηση στατικών εικόνων χωρίς τη συνεχή έκθεση ασθενούς και γιατρού. Το ανθρώπινο μάτι χρειάζεται 0,2 sec για να αναγνωρίσει μια εικόνα ακτινοσκόπησης. Επομένως, οι μικρής διάρκειας εκθέσεις έχουν το ίδιο αποτέλεσμα με τη συνεχόμενη έκθεση. Με τη συνεχόμενη έκθεση δεν επιτυγχάνουμε βελτίωση ούτε στη φωτεινότητα ούτε στη διακριτική ικανότητα. Συστήνεται συνεπώς η χρήση της παλμικής ακτινοσκόπησης (pulsed fluoroscopy 12,5 pulses/sec).

#### **I) Χρήση κατάλληλης τεχνικής**

Ένας άλλος παράγοντας ακτινοπροστασίας είναι η χρήση «σκληρής» τεχνικής, δηλαδή υψηλής τάσης (kV), λαμβάνοντας όμως υπόψιν ότι η ποιότητα της εικόνας μπορεί να είναι χειρότερη σε σχέση με την πιο χαμηλή τάση.

#### **ΣΤ) Ύπαρξη φίλτρου στην έξοδο της λυχνίας παραγωγής ακτίνων X**

Με την επιλογή των kVp (peak kilovoltage), ουσιαστικά, ορίζουμε τη μέγιστη τιμή της ενέργειας του φάσματος των φωτονίων. Είναι, δηλαδή, η μέγιστη τάση που εφαρμόζεται σε μια λυχνία παραγωγής ακτίνων X και καθορίζει την κινητική ενέργεια των ηλεκτρονίων που επιταχύνθηκαν μέσα σε αυτήν καθώς και τη μέγιστη ενέργεια του φάσματος εκπομπής των ακτίνων-X. Καθώς τα φωτόνια χαμηλής ενέργειας απορροφώνται από το σώμα του ασθενούς (αυξάνοντας έτσι τη δόση που δέχεται), δεν συνεισφέρουν στη δημιουργία της εικόνας. Για την εξάλειψη αυτών των φωτονίων, τοποθετούνται στην έξοδο της λυχνίας ειδικά φίλτρα από αλουμίνιο, τα οποία τα απορροφούν χωρίς να επηρεάζουν τα φωτόνια υψηλής ενέργειας.

#### **4.2.3 Ειδική σήμανση - Κατηγορίες εργαζομένων**

Οι χώροι εργασίας, όπου γίνεται χρήση ακτινοβολιών, ταξινομούνται σε ζώνες και οι εργαζόμενοι σε κατηγορίες, με βάση τις προβλεπόμενες ετήσιες δόσεις, όπως φαίνεται παρακάτω:

**Ελεγχόμενη ζώνη:** Κάθε περιοχή, μέσα στην οποία ενδέχεται να γίνει

υπέρβαση των 6 mSv ετησίως. Η πρόσβαση σ' αυτή επιτρέπεται μόνο στο εξουσιοδοτημένο προσωπικό.

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

Τοποθετείται κατάλληλη σήμανση όπου απαιτείται (βλ. Εικόνα 26).



Εικόνα 26

**Κατηγορία εργαζομένων Α:** Οι εκτιθέμενοι εργαζόμενοι, που ενδέχεται να δεχτούν ενεργό δόση μεγαλύτερη από 6 mSv ανά έτος. Ακτινολόγοι, πυρηνικοί γιατροί, ακτινοφυσικοί, τεχνολόγοι-ακτινολόγοι, άλλοι επεμβατικοί γιατροί, χειριστές, εμφανιστές, παρασκευαστές ραδιοφαρμάκων, κλπ.

**Κατηγορία εργαζομένων Β:** Οι εκτιθέμενοι εργαζόμενοι, που ενδέχεται να δεχτούν ενεργό δόση από 1mSv έως 6 mSv ανά έτος. Τεχνικό και νοσηλευτικό προσωπικό που απασχολείται συστηματικά στις ελεγχόμενες ζώνες.

### 4.3 Όρια Δόσης Ακτινοβολίας

Όταν αναφερόμαστε στα όρια δόσεων δεν είναι δυνατόν να προσδιορίσουμε με σαφήνεια μία τιμή, στην οποία η δόση είναι επιτρεπτή. Όμως μέσα από μελέτες είναι δυνατόν να υπολογιστεί η μέση ετήσια τιμή των δόσεων, για τις οποίες η πιθανότητα θανάτου ή πρόκλησης γενετικής ανωμαλίας είναι ελάχιστη και κάπως έτσι να οριστούν τα όρια δόσης. Δηλαδή, με βάση τη συχνότητα καρκινογένεσης που έχει παρατηρηθεί σε μεγάλες δόσεις γίνονται υπολογισμοί για την επικινδυνότητα σε μικρότερες δόσεις, με την παραδοχή ότι η σχέση είναι

γραμμική και ότι δεν υπάρχει κατώφλι εμφάνισης των φαινομένων. Με βάση τα παραπάνω, για τους επαγγελματικά εκτιθέμενους η επικινδυνότητα θανάτου από καρκίνο υπολογίζεται σε 4,1% ενώ για όλο τον πληθυσμό σε 5,5% ανά Sv ολόσωμης ακτινοβολίας (ICRP 2007) . Επιπροσθέτως, η πιθανότητα εμφάνισης γενετικών ανωμαλιών στις αντίστοιχες περιπτώσεις είναι 0,1% και 0,2% ανά Sv αντίστοιχα. Το όριο των 20 mSv αντιστοιχεί σε πιθανότητα ενός θανάτου από καρκίνο σε 1000 περιπτώσεις ολόσωμης ακτινοβολίας με 20 mSv στα επόμενα 40 χρόνια ζωής και σε πιθανότητα εμφάνισης μίας περίπτωσης γενετικής ανωμαλίας σε 5000 απογόνους. Πιο συγκεκριμένα, η πιθανότητα θανάτου από καρκίνο καταγράφεται στον πίνακα 3:

**Πίνακας 3:** Πιθανότητα θανάτου από καρκίνο λόγω δια βίου έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία.

Ισοδύναμη δόση(mSv)	Πιθανότητα θανάτου από καρκίνο
1	0,004%
10	0,04%
100	0,4%
1000	4,0%

Σύμφωνα λοιπόν με τους κανονισμούς, τα όρια δόσης για ολόσωμη έκθεση έχουν καθοριστεί στο 1 mSv ανά έτος για το γενικό κοινό και στα 20 mSv ανά έτος για τους επαγγελματικά εκτιθέμενους. Ειδικότερα, το όριο δόσης για το δέρμα καθορίζεται στα 50 mSv για το κοινό και στα 500 mSv για τους επαγγελματικά εκτιθέμενους. Τέλος, τα όρια για τους φακούς των οφθαλμών καθορίζονται στα 15mSv και στα 150mSv αντίστοιχα.

Τα παραπάνω όρια συνοψίζονται στον παρακάτω πίνακα:

**Πίνακας 4:** Όρια δόσης ακτινοβολίας ανά έτος

Περιοχή Ακτινοβολίας	Γενικός πληθυσμός	Επαγγελματικά Εκτιθέμενοι
Ολόσωμη ακτινοβολία	1mSv	20mSv
Δέρμα	50mSv	500mSv
Φακοί οφθαλμών	15mSv	150mSv

## 5. Οφθαλμός και Ιοντίζουσα Ακτινοβολία

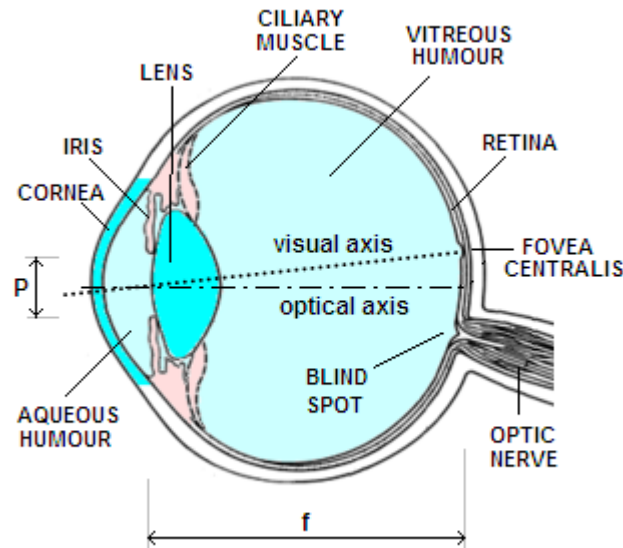
---

Έχει παρατηρηθεί ότι η μακροχρόνια έκθεση του ανθρώπου, ακόμα και σε χαμηλές δόσεις ακτίνων  $\gamma$ , νετρονίων, σωματιδίων  $\beta$ , κοσμικής ακτινοβολίας και ακτίνων X, μπορεί να συνδεθεί με βλάβη στους οφθαλμούς και συγκεκριμένα με την εμφάνιση καταρράκτη.

Ιστορικά, καταρράκτης λόγω επίδρασης των ακτίνων X παρατηρήθηκε για πρώτη φορά τον πρώτο χρόνο μετά την ανακάλυψη τους από τον Röntgen. Για μεγάλο διάστημα θεωρείτο πως η πιθανότητα καταρρακτογένεσης ήταν αποτέλεσμα της επίδρασης μόνο των υψηλών δόσεων ακτινοβολίας, θεωρία που αργότερα καταρρίφθηκε.

Αρχικά πρέπει να αναφερθεί ότι ο καταρράκτης είναι η θόλωση του φακού που βρίσκεται στο εσωτερικό του ματιού, γεγονός το οποίο εμποδίζει τη διέλευση του φωτός και μπορεί να προκαλέσει απώλεια της όρασης. Ανάλογα με την τοποθεσία ανάπτυξής του, ο καταρράκτης χωρίζεται σε πυρηνικού τύπου, τύπου φλοιού, οπίσθιου υποφακικού τύπου ή μικτού τύπου.

Πιο συγκεκριμένα ο φακός του ματιού, ο οποίος είναι από τους πιο ραδιοευαίσθητους ιστούς του σώματος, βρίσκεται ακριβώς πίσω από την ίριδα και την κόρη και εστιάζει το φως πάνω στον αμφιβληστροειδή χιτώνα στο πίσω μέρος του ματιού, όπου και καταγράφεται η εικόνα κάθε αντικειμένου (βλ. Εικόνα 27). Ο φακός, επίσης, ρυθμίζει την εστίαση του ματιού, επιτρέποντάς μας να βλέπουμε τα αντικείμενα καθαρά, τόσο στις κοντινές όσο και στις μακρινές αποστάσεις. Τα κύρια συστατικά του είναι νερό και ένζυμα, που βοηθούν τον φακό να είναι διαυγής, επιτρέποντας έτσι στο φως να τον διαπερνά.

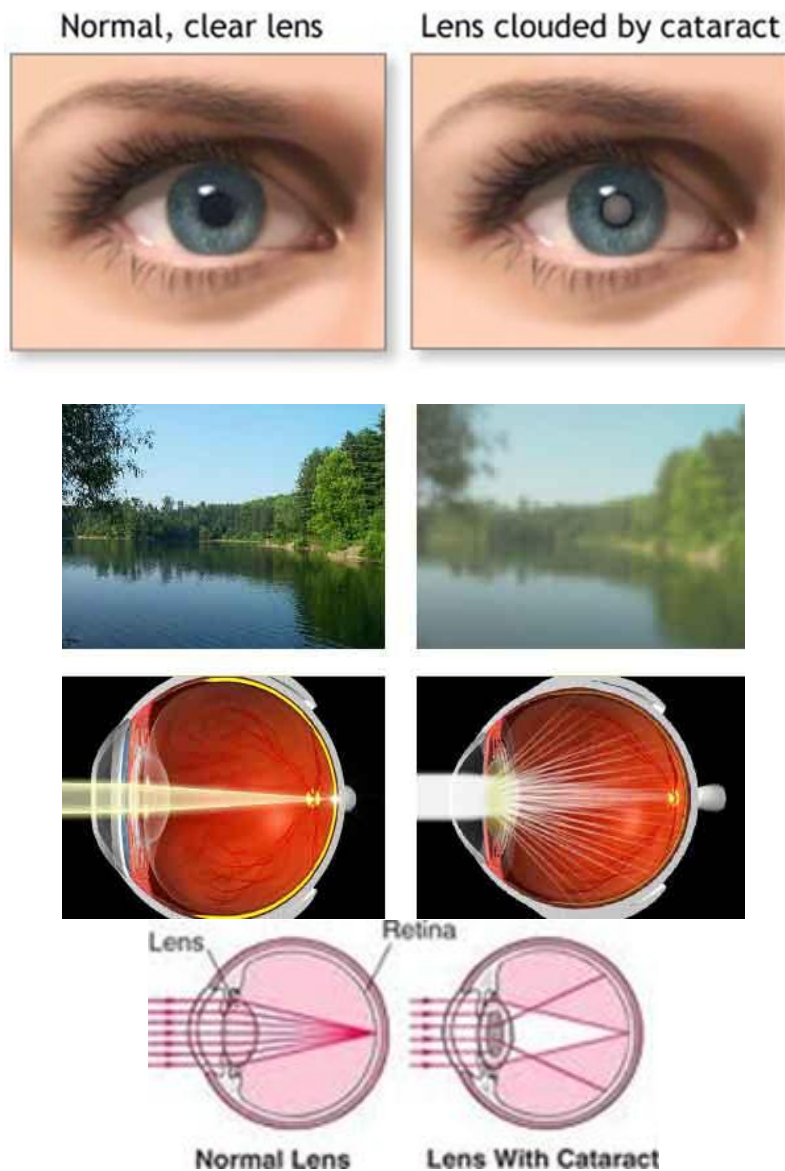


**Εικόνα 27:** Τομή ανθρώπινου οφθαλμού  
 [Πηγή:<http://www.telescope-optics.net/images/50n.PNG>]

Με το πέρασμα όμως της ηλικίας, ποσότητα από αυτά τα ένζυμα μπορεί να συσσωρευτεί σε συγκεκριμένο σημείο ή σημεία σκιάζοντας με αυτόν τον τρόπο μια μικρή περιοχή του φακού και τελικά οδηγώντας στην εμφάνιση του καταρράκτη.

Όμως, όπως αναφέρεται παραπάνω, η πιθανότητα καταρρακτογένεσης, εκτός από το γήρας (ο κίνδυνος καταρρακτογένεσης αυξάνεται με την ηλικία κατά ένα ποσοστό 15% το χρόνο) και άλλες παθολογικές καταστάσεις, αυξάνεται σε ανθρώπους, οι οποίοι εκτίθενται μακροχρόνια σε ιοντίζουσα ακτινοβολία. Εδώ ο μηχανισμός καταρρακτογένεσης περιλαμβάνει την παραμόρφωση των θερμο-ευαίσθητων ενζύμων, που προστατεύουν συνήθως τις πρωτεΐνες των κυττάρων του φακού και τα λιπίδια της κυτταρικής του μεμβράνης από την οξειδωση, η οποία παραμόρφωση τελικά οδηγεί σε θολερότητα του φακού, όπως φαίνεται στην Εικόνα 28.





**Εικόνα 28:** Φακός οφθαλμού με και χωρίς καταρράκτη.

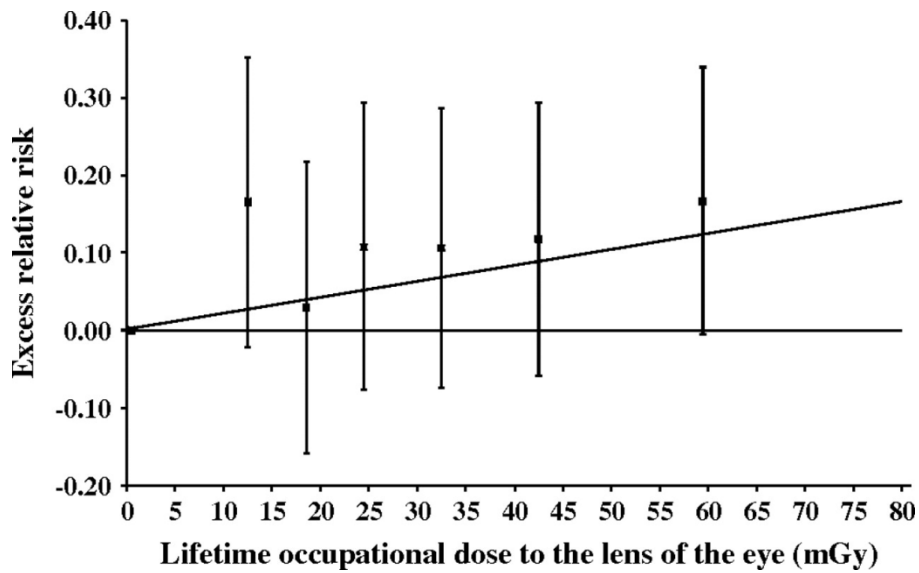
[Πηγή:<http://averaorg.adam.com/graphics/images/en/18012.jpg>(επάνω) και <http://www.pnkeyecare.com/images/imgCataract.jpg>(κάτω)]

Οι εκτιμήσεις δείχνουν ότι περίπου 13 εκατομμύρια άνθρωποι στις Ηνωμένες Πολιτείες υποφέρουν από καταρράκτη και ο αριθμός αυτός μαζί με τις χειρουργικές επεμβάσεις που τον συνοδεύουν αναμένεται να αυξηθεί δραματικά κατά τις επόμενες δεκαετίες. Η μόνη αποτελεσματική αντιμετώπιση είναι η διαδικασία εκείνη, κατά την οποία αφαιρείται ο φακός του ματιού ενώ η ελαστική κάψουλα που τον περιβάλλει παραμένει σχεδόν ανέπαφη ώστε να επιτρέψει την εμφύτευση ενός οφθαλμικού φακού στο εσωτερικό. Η παραπάνω διαδικασία αντιστοιχεί στο 60% των ετήσιων χρηματικών δαπανών που χορηγούνται σε υπηρεσίες σχετικές με την όραση.

Σύμφωνα με έρευνες της ICRP η ελάχιστη δόση, που μπορεί να προκαλέσει ανιχνεύσιμη αδιαφάνεια στον φακό είναι περίπου από 0,5- 2 Gy συνολικά για μεμονωμένη έκθεση, 5 Gy συνολικά για παρατεταμένη έκθεση και πάνω από 0,1Gy/year για ετήσια έκθεση. Επιπροσθέτως, το ελάχιστο όριο για την εμφάνιση καταρράκτη είναι 5Gy για μεμονωμένη έκθεση, πάνω από 8 Gy για παρατεταμένη έκθεση και πάνω από 0,15Gy/yearγια ετήσια έκθεση.

Επίσης, σύμφωνα με μελέτη που πραγματοποιήθηκε σε μια ομάδα 35.705 τεχνολόγων ακτινολόγων στις ΗΠΑ<sup>(18)</sup>, ηλικίας 24-44 χρονών για διάστημα 20 περίπου ετών (1983-2004), παρατηρήθηκαν 2.832 φαινόμενα καταρράκτη (591 από τα οποία εμφανίστηκαν πριν την ηλικία των 50 ετών) και 647 σχετικές επεμβάσεις (183 από τις οποίες πραγματοποιήθηκαν πριν την ηλικία των 50 ετών).

Η διάμεση τιμή της δόσης στο μάτι λόγω της ιοντίζουσας ακτινοβολίας εκτιμάται σε 28,1 mGy για ολόκληρη την ομάδα της ανωτέρω μελέτης. Στην ανάλυση δόσης-απόκρισης (Εικόνα 29), η τιμή ERR/ Gy(Excess Relative Risk/Gy) της επαγγελματικής έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία για τη δημιουργία καταρράκτη ήταν 1,98 ύστερα από την προσαρμογή για το φύλο, το έτος γέννησης, για κάποια βασικά δεδομένα σχετικά με την οικογενειακή κατάσταση, το δείκτη μάζας σώματος, την ύπαρξη ή όχι διαβήτη, το κάπνισμα, την υπερχοληστερολαιμία, την υπέρταση, την κατανάλωση αλκοόλ, την αρθρίτιδα, κλπ. Στους εργαζόμενους στην υψηλότερη κατηγορία επαγγελματικής δόσης (διάμεση δόση 60,1 Gy) αντιστοιχεί μια προσαρμοσμένη αναλογία κινδύνου 1,18 σε αντίθεση με εργαζόμενους στην χαμηλότερη κατηγορία επαγγελματικής δόσης (διάμεση δόση 5,1 Gy), όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα. Τέλος, όταν επαναλήφθηκαν πολυμεταβλητές αναλύσεις για καταρράκτη, που εμφανίστηκε πριν την ηλικία των 50 ετών, ο ERR / Gy ήταν στην τιμή 3,29.



**Εικόνα 29 :** Διάγραμμα δόσης-απόκρισης στον φακό του ματιού για επαγγελματική έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία και κίνδυνος καταρρακτογένεσης (US Radiologic Technologists Study, 1983–2004). Η τιμή ERR (Excess Relative Risk) ισοδυναμεί με τον σχετικό κίνδυνο μείον 1 και έχει προσαρμοστεί για όλες τις τιμές που αναφέρονται παραπάνω. Συνήθως εκφράζεται ανά μονάδα δόσης ακτινοβολίας . Η διαγώνια γραμμή αντιπροσωπεύει το γραμμικό μοντέλο καλύτερης προσαρμογής με το ERR/Gy να αντιστοιχεί στην τιμή 2,0. Τα κουτάκια αναπαριστούν εκτιμήσεις του ERR για έξι διαφορετικές κατηγορίες δόσεων. [Πηγή: <http://aje.oxfordjournals.org/content/168/6/620/F2.medium.gif>]

## B) ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

### 1. Μεθοδολογία

---

Η διεξαγωγή των μετρήσεων πραγματοποιήθηκε στο Αιμοδυναμικό Εργαστήριο του Ωνασείου Καρδιοχειρουργικού Κέντρου, για ένα διάστημα δύο μηνών. Το εργαστήριο αυτό αποτελείται από τρεις αίθουσες. Πιο συγκεκριμένα, στην Α Αίθουσα χρησιμοποιείται ψηφιακός αγγειογράφος Philips Integris με ενισχυτή εικόνας και σύστημα Biplane, στη Β Αίθουσα χρησιμοποιείται ψηφιακός αγγειογράφος Philips Integris με την τεχνολογία Flat Panel και στη Γ Αίθουσα χρησιμοποιείται ψηφιακός αγγειογράφος Siemens.

Στη μελέτη συμμετείχαν οι Επεμβατικοί Καρδιολόγοι του Αιμοδυναμικού Εργαστηρίου, πάνω στους οποίους τοποθετήθηκαν δοσίμετρα θερμοφωταύγειας(TL) τύπου TLD 100H και MCP-N νέας τεχνολογίας, με προσμίξεις χαλκού (Cu), μαγνησίου (Mg) και φωσφόρου (P), που βρίσκονται μέσα σε υδατοστεγές πλαστικό περίβλημα (Εικόνα 30).

Τα δοσίμετρα αυτά κατέγραφαν τη δόση ακτινοβολίας, την οποία λάμβαναν στο μάτι και στο θυρεοειδή αδένα τους οι συγκεκριμένοι καρδιολόγοι σε επεμβατικές διαδικασίες παιδιατρικές, στεφανιογραφίας, αγγειοπλαστικής, ablation και τοποθετήσεις βηματοδότη ή απινιδωτή.



**Εικόνα 30:** TLD ματιού τύπου MCP-N.

Τα TLD 100H (τετράγωνου σχήματος) τοποθετήθηκαν στο μάτι και στο θυρεοειδή αδένα, ενώ τα MCP-N (στρογγυλού σχήματος) τοποθετήθηκαν μόνο στο μάτι. Τα TLD 100H τοποθετήθηκαν μέσα σε πλαστικά σακουλάκια, πάνω στα οποία σημειώθηκε η ταυτότητά τους, ενώ τα MCP-N τοποθετήθηκαν μέσα στην κάψουλα του ειδικού δοσιμέτρου ματιού, που φαίνεται στην Εικόνα 30. Αξίζει να σημειωθεί ότι το δοσίμετρο αυτό είναι το πρώτο και μοναδικό δοσίμετρο που υπάρχει αυτή τη στιγμή για τη μέτρηση της ισοδύναμης δόσης στο μάτι. Η εταιρεία που το κατασκεύασε (Radcard s.c) βρίσκεται στη φάση της πατέντας με την εμπορική ονομασία (EYE-D).

Τα μεν δοσίμετρα, που τοποθετήθηκαν στο μάτι, επικολλήθηκαν πάνω στα ακτινοπροστατευτικά γυαλιά του κάθε γιατρού με κολλητική ταινία από την πλευρά εκείνη, που κάθε φορά βρισκόταν πιο κοντά στη λυχνία παραγωγής ακτίνων X και με τέτοιο τρόπο, ώστε να μην θωρακίζονται από το μολυβδύαλο των γυαλιών. Σε περίπτωση μη χρήσης αυτών των γυαλιών τοποθετήθηκαν σε ειδική κορδέλα, που προσαρμόστηκε γύρω από το κεφάλι, όπως βλέπουμε στις Εικόνες 31 και 32 αντίστοιχα.



**Εικόνα 31:** TLD ματιού επικολλημένα στα ακτινοπροστατευτικά γυαλιά.



**Εικόνα 32:** TLD ματιού προσαρμοσμένα στην ειδική κορδέλα

Τα δε δοσίμετρα, που τοποθετήθηκαν στον θυρεοειδή αδένα, επικολλήθηκαν με κολλητική ταινία επάνω στο ακτινοπροστατευτικό θυρεοειδούς αδένα (κολλάρο), όπως ακριβώς βλέπουμε στην επόμενη Εικόνα:

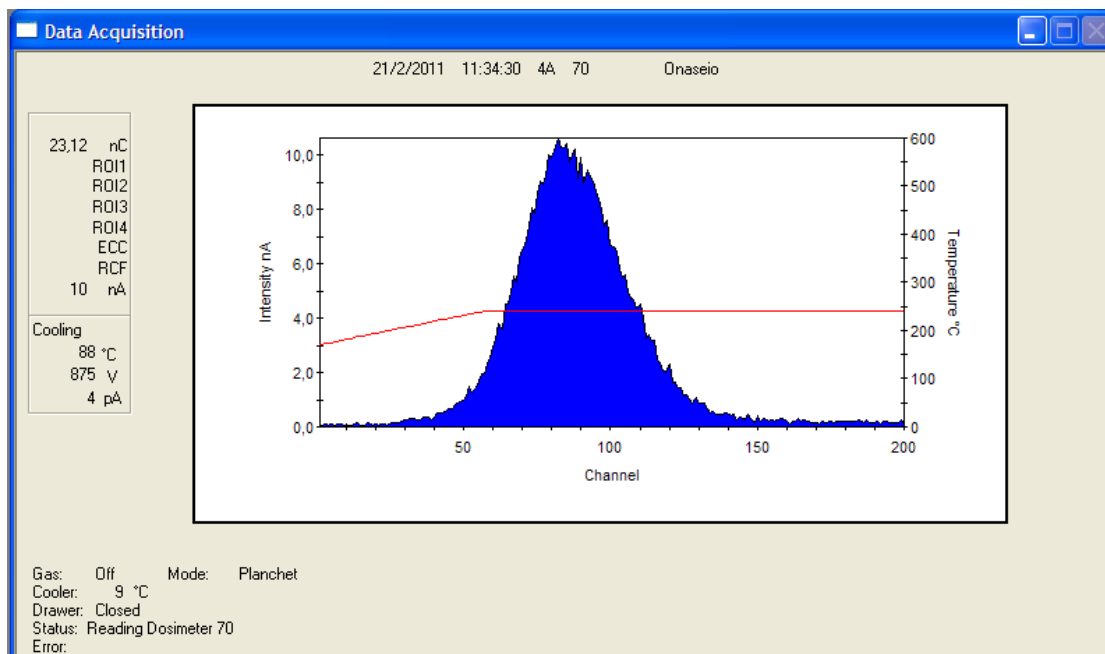


**Εικόνα 33:** TLD θυρεοειδούς αδένα επικολημένα στο ακτινοπροστατευτικό θυρεοειδούς αδένα.

Σε κάθε γιατρό δινόταν ένα ξεχωριστό δοσίμετρο ανάλογα με το είδος της επεμβατικής διαδικασίας, την οποία κάθε φορά πραγματοποιούσε. Μετά το πέρας της κάθε επεμβατικής διαδικασίας, καταγράφονταν ο χρόνος ακτινοσκόπησης (σε min) και το συνολικό KAP (Kerma Area Product - βλ. σελίδα 16) (σε  $Gy \times cm^2$ ) ενώ παράλληλα σημειώνονταν η θέση του καρδιολόγου σε σχέση με τη λυχνία παραγωγής ακτίνων X και τα επιπλέον ακτινοπροστατευτικά μέτρα, που τυχόν χρησιμοποιούνταν.

Στη συνέχεια, τα δοσίμετρα συλλέγονταν ανά εβδομάδα και μεταφέρονταν στο Τμήμα Δοσιμετρίας της Ελληνικής Επιτροπής Ατομικής Ενέργειας. Εκεί, πραγματοποιούσαμε τη μέτρηση του συνολικού σήματος, που είχαν καταγράψει για ορισμένο αριθμό περιστατικών και στη συνέχεια, ύστερα από την εκτέλεση κατάλληλων υπολογισμών, προέκυπτε η συνολική δόση ακτινοβολίας, που λάμβανε κάθε γιατρός για αυτόν τον αριθμό περιστατικών, τόσο στο μάτι όσο και στο θυρεοειδή αδένά του. Πιο αναλυτικά, η διαδικασία υπολογισμού της δόσης ακτινοβολίας έχει ως εξής:

Αρχικά, κάθε δοσίμετρο τοποθετείται μέσα στον θάλαμο του αναγνώστη θερμοφωταύγειας (Εικόνα 9) και με τη βοήθεια του προγράμματος WinREMs λαμβάνεται κάθε φορά η καμπύλη αίγλης στον ηλεκτρονικό υπολογιστή, που αναπαριστά το συνολικό σήμα (σε nC), που έχει καταγραφεί στο δοσίμετρο και έχει την παρακάτω μορφή:



**Εικόνα 34:** Καμπύλη αίγλης δοσιμέτρου ματιού τύπου 100H.

Επίσης, στον αναγνώστη θερμοφωταύγειας τοποθετούνται και κάποια δοσίμετρα, που δεν έχουν χρησιμοποιηθεί στην πειραματική διαδικασία, έτσι ώστε να ληφθεί ένα μέσο σήμα υποβάθρου, που θα αφαιρεθεί από το σήμα που έχουν καταγράψει τα δοσίμετρα που χρησιμοποιήθηκαν από το ιατρικό προσωπικό. Επιπλέον, εκτός από το σήμα υποβάθρου,

λαμβάνεται και ένα μέσο TL σήμα από δοσίμετρα και των δύο τύπων, τα οποία έχουν ακτινοβοληθεί από πηγή στροντίου ( $^{90}\text{Sr}$ ). Η διαδικασία αυτή, που πραγματοποιείται από ένα ειδικό μηχάνημα, το οποίο καλείται «ακτινοβολητής» (Εικόνα 35), διορθώνει την απόκριση του αναγνώστη θερμοφωταύγειας σχετικά με το σήμα των δοσιμέτρων όταν βαθμονομήθηκαν.



**Εικόνα 35:** Ακτινοβολητής πηγής στροντίου ( $^{90}\text{Sr}$ ).

Τέλος, τα TLD, ύστερα από την ακτινοβόλησή τους και πριν την επόμενη χρήση τους, τοποθετούνται στην ειδική συσκευή- φούρνο (βλ. Εικόνα 36), όπου και πραγματοποιείται η θερμική επεξεργασία τους (annealing), η οποία έχει ως σκοπό να σβήσει το υπάρχον σήμα και να επαναφέρει τα δοσίμετρα στην αρχική τους κατάσταση.



**Εικόνα 36:** Ειδικός φούρνος θερμικής επεξεργασίας των TLD.



Η θέρμανση των TLD πραγματοποιείται, μέσω του προγράμματος Thermosoft του H/Y, στους 240°C για το χρονικό διάστημα των 10 λεπτών και στη συνέχεια, πραγματοποιείται απότομη πτώση της θερμοκρασίας τους στη θερμοκρασία του περιβάλλοντος (απομάκρυνση τους από τον φούρνο- fast cooling). Ύστερα από αυτή τη διαδικασία, τα δοσίμετρα TL είναι έτοιμα να καταγράψουν νέο σήμα.

## 2. Βαθμονόμηση

---

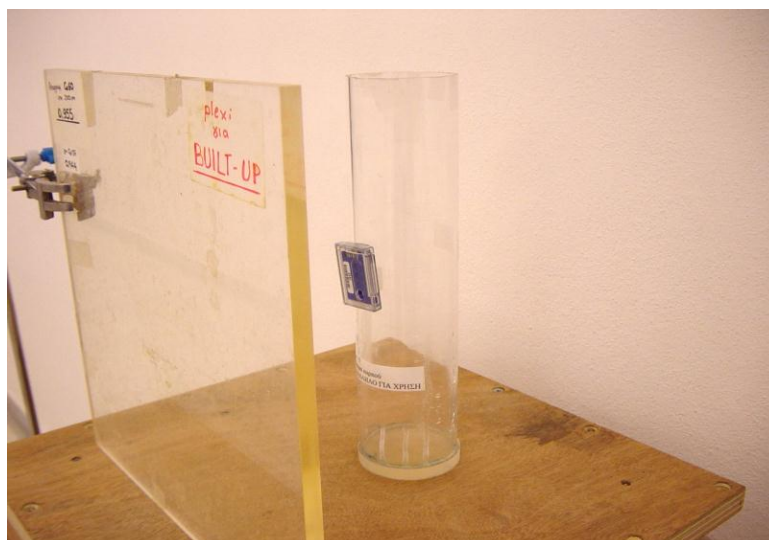
Γενικά, η βαθμονόμηση είναι η διαδικασία εκείνη, κατά την οποία αποδεικνύεται μια σχέση μεταξύ της μετρούμενης τιμής ενός μεγέθους και της πραγματικής τιμής του, όταν έχει μετρηθεί κάτω από σαφώς καθορισμένες συνθήκες αναφοράς.

Στη συνέχεια της εργασίας θα ασχοληθούμε ιδιαίτερα με το ατομικό ισοδύναμο δόσης,  $H_p(d)$ , που όπως είχαμε αναφέρει νωρίτερα, ορίζεται ως η ισοδύναμη δόση σε μαλακούς ιστούς στο κατάλληλο βάθος  $d$  κάτω από ένα συγκεκριμένο σημείο του σώματος. Για αρκετά διεισδυτική ακτινοβολία συνίσταται το βάθος των 10 mm ενώ στην αντίθετη περίπτωση χρησιμοποιείται το βάθος των 0,07mm για το δέρμα και των 3mm για το μάτι.

Σύμφωνα, λοιπόν, με το ISO 4037, η βαθμονόμηση στα μεγέθη  $H_p(0,07)$ ,  $H_p(3)$  και  $H_p(10)$  γίνεται με τη βοήθεια τριών μοντέλων, που αναπαριστούν τρεις τυπικές θέσεις τοποθέτησης των δοσιμέτρων (κορμός, καρπός και αστράγαλος, δάκτυλο), χρησιμοποιώντας τους αντίστοιχους συντελεστές μετατροπής. Τα τρία αυτά μοντέλα είναι ο προσομοιωτής νερού (water phantom) για τον κορμό (Εικόνα 37), ο προσομοιωτής σωλήνας (pillar phantom) για τον αστράγαλο και τον καρπό (Εικόνα 38) και ο προσομοιωτής κύλινδρος (rod phantom) για το δάκτυλο (Εικόνα 39).



**Εικόνα 37:** Water Slab Phantom



**Εικόνα 38:** Pillar Phantom



**Εικόνα 39:** Rod Phantom

Τα ειδικά χαρακτηριστικά, καθενός από τα τρία παραπάνω μοντέλα βαθμονόμησης, φαίνονται συγκεντρωτικά στον παρακάτω πίνακα:

**Πίνακας 5:** Ιδιότητες των προτεινόμενων μοντέλων βαθμονόμησης

Όνομα	Σχήμα και Διαστάσεις	Υλικό	Βαθμονομούμενο Μέγεθος	Θέση Τοποθέτησης του Δοσιμέτρου
Water slab phantom	Ορθογώνιο 30cm×30cm×15cm	PMMA* Τοιχώματα, γεμάτο με νερό	H <sub>p</sub> (10) H <sub>p</sub> (0,07)	Κορμός
Pillar phantom	Κύλινδρος Διάμετρος 7,3cm Μήκος 30cm	PMMA Τοιχώματα, γεμάτο με νερό	H <sub>p</sub> (0,07)	Αστράγαλος Καρπός
Rod phantom	Κύλινδρος Διάμετρος 1,9cm Μήκος 30cm	PMMA	H <sub>p</sub> (0,07)	Δάκτυλο

\*Poly(methyl methacrylate)= διαφανές θερμοπλαστικό, που χρησιμοποιείται σαν εναλλακτικό του γυαλιού λόγω της ανθεκτικότητάς του. Αναφέρεται συχνά ως ακρυλικό γυαλί. Χημικά είναι το συνθετικό πολυμερές του μεθακρυλικού μεθυλίου.

Η λειτουργία των τριών μοντέλων βαθμονόμησης λαμβάνει υπόψη της και την παραγωγή οπισθοσκεδαζόμενης ακτινοβολίας.

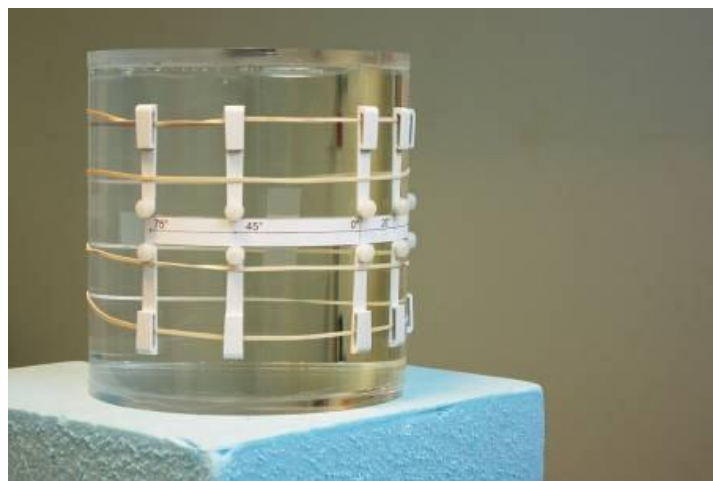
## 2.1 Μέθοδος βαθμονόμησης

Η μέθοδος βαθμονόμησης πραγματοποιείται με τα εξής βήματα:

- Επιλογή του δοσιμέτρου, που θα βαθμονομηθεί και των συνθηκών βαθμονόμησης (ποσότητα αναφοράς, ποιότητα ακτινοβολίας, κλπ.)
- Επιλογή ενός κατάλληλου πεδίου ακτινοβολίας αναφοράς και ενός σημείου δοκιμής (παράμετροι όπως ποιότητα ακτινοβολίας, μέγεθος πεδίου και ένταση πρέπει να ληφθούν υπόψιν)
- Μέτρηση της τιμής της βασικής φυσικής ποσότητας (συνήθως Kerma στον αέρα) στο σημείο δοκιμής χωρίς την ύπαρξη δοσιμέτρου ή μοντέλου βαθμονόμησης.
- Υπολογισμός της τιμής της απαιτούμενης ποσότητας (H<sub>p</sub>(10), H<sub>p</sub>(0,07) και H<sub>p</sub>(3)) με τον πολλαπλασιασμό του συντελεστή μετατροπής. Αυτό το αποτέλεσμα αντιστοιχεί στη συμβατική πραγματική τιμή.
- Τοποθέτηση του δοσιμέτρου, και ενός από τα τρία μοντέλα βαθμονόμησης αν απαιτείται, με σημείο αναφοράς το σημείο δοκιμής, και στη συνέχεια ακτινοβόλησή του και καταγραφή της ενδεικτικής τιμής.

- Υπολογισμός του παράγοντα βαθμονόμησης του δοσιμέτρου, που είναι ο λόγος της συμβατικής πραγματικής τιμής δια την ενδεικτική τιμή.

Στην παρούσα εργασία τα TLD 100H, που τοποθετήθηκαν στο θυρεοειδή αδένα, βαθμονομήθηκαν σε pillar phantom ενώ αυτά που τοποθετήθηκαν στο μάτι των καρδιολόγων, βαθμονομήθηκαν σε slab phantom. Σχετικά με τα MCP-N χρησιμοποιήθηκε το νέο ομοίωμα, που προτείνεται για το μάτι (κύλινδρος με διάμετρο 20 cm και ύψος 20 cm), όπως βλέπουμε στην Εικόνα 40, καθώς και οι νέοι συντελεστές μετατροπής σε  $H_p(3)$  του συγκεκριμένου ομοιώματος.



**Εικόνα 40:** Ομοίωμα βαθμονόμησης δοσιμέτρων τύπου MCP-N

### 3. Ανάλυση Αποτελεσμάτων

---

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, τα TLD 100H και MCP-N συλλέγονταν σε εβδομαδιαία βάση και μεταφέρονταν στο Τμήμα Δοσιμετρίας της Ελληνικής Επιτροπής Ατομικής Ενέργειας (ΕΕΑΕ). Με την κατάλληλη επεξεργασία των σημάτων (σε nC) των δοσιμέτρων που μετρήθηκαν, προέκυψαν οι δόσεις ακτινοβολίας, τις οποίες λάμβαναν οι Επεμβατικοί Καρδιολόγοι τόσο στον οφθαλμό τους όσο και στον θυρεοειδή αδένά τους. Οι δόσεις αυτές υπολογίστηκαν ως εξής:

Αρχικά το κάθε σήμα διαιρέθηκε με το χαρακτηριστικό για κάθε δοσίμετρο παράγοντα ECC (Element Correction Coefficient), ο οποίος σταθμίζει την ευαισθησία του κάθε δοσιμέτρου σε σχέση με την ευαισθησία της ομάδας στην οποία ανήκει. Στη συνέχεια, από αυτό το κανονικοποιημένο σήμα αφαιρέθηκε το μέσο σήμα του υποβάθρου, το μέσο σήμα δηλαδή των δοσιμέτρων που δεν ακτινοβολήθηκαν και ούτε χρησιμοποιήθηκαν από τους γιατρούς, αλλά ακολουθούσαν την υπόλοιπη ομάδα στον κύκλο (ακτινοβόληση -ανόπτηση), με αποτέλεσμα να προκύψει για κάθε δοσίμετρο ένα καθαρό κανονικοποιημένο σήμα (σε nC). Το τελικό σήμα, που χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της δόσης, υπολογίστηκε πολλαπλασιάζοντας το προαναφερθέν καθαρό κανονικοποιημένο σήμα με έναν παράγοντα, που λαμβάνει υπόψη του τη σταθερότητα της μετρητικής διάταξης. Ο παράγοντας αυτός υπολογίστηκε από το μέσο σήμα των ακτινοβολημένων σε πηγή Στροντίου δοσιμέτρων της κάθε εβδομαδιαίας μέτρησης προς το σήμα των δοσιμέτρων που ακτινοβολήθηκαν στην πηγή του Στροντίου κατά τη διάρκεια της πρώτης τους βαθμονόμησης, που πραγματοποιήθηκε 3 χρόνια πριν, λαμβάνοντας υπόψη την εκθετική μείωση της ραδιενεργής πηγής του στροντίου.

Τελικά, οι δόσεις ακτινοβολίας προέκυψαν προσαρμόζοντας το τελικό σήμα στις εξής ευθείες:

A)  $y = 0,00178x - 0,0147$  για τα δοσίμετρα τύπου TLD 100H ματιού ( $H_p(0,07)$ )

B)  $y = 0,00174x + 0,017$  για τα δοσίμετρα τύπου TLD100H θυρεοειδούς αδένια ( $H_p(0,07)$ ) και

Γ)  $y = 0,000804x$  για τα δοσίμετρα τύπου MCP-N ( $H_p(3)$ ),

όπου το  $x$  σε κάθε περίπτωση αντιστοιχεί στο τελικό σήμα, που υπολογίστηκε παραπάνω (σε nC) και το  $y$  στη ζητούμενη δόση ακτινοβολίας (σε mSv).

Αφού υπολογίστηκαν όλες οι δόσεις ακτινοβολίας για κάθε έναν γιατρό και για κάθε είδους ιατρικό περιστατικό που πραγματοποιεί, έγινε η περαιτέρω επεξεργασία των αποτελεσμάτων.

Αρχικά, θεωρήθηκε σημαντικό να επιβεβαιωθεί αν υπάρχει κάποια σχέση μεταξύ των συντελεστών  $H_p(3)$  και  $H_p(0,07)$  του ματιού. Οι δόσεις, που προέκυψαν από τη μικρότερη προς τη μεγαλύτερη τιμή καθώς και ο μεταξύ τους λόγος, φαίνονται στον παρακάτω πίνακα.

**Πίνακας 5:** Τιμές  $H_p(3)$  και  $H_p(0,07)$  του ματιού και ο μεταξύ τους λόγος

$H_p(3)$ (mSv)	$H_p(0,07)$ (mSv)-μάτι	$H_p(3)/H_p(0,07)$
0,002	0	-
0,002	0	-
0,002	0	-
0,002	0	-
0,004	0	-
0,005	0	-
0,006	0	-
0,006	0	-
0,008	0	-
0,009	0	-
0,009	0	-
0,012	0	-
0,016	0	45,23
0,017	0,001	14,44
0,017	0	-
0,017	0,004	4,07
0,018	0,003	5,95
0,018	0	-
0,023	0,005	4,36
0,025	0,0111	2,22
0,025	0,007	3,38
0,026	0,009	2,95

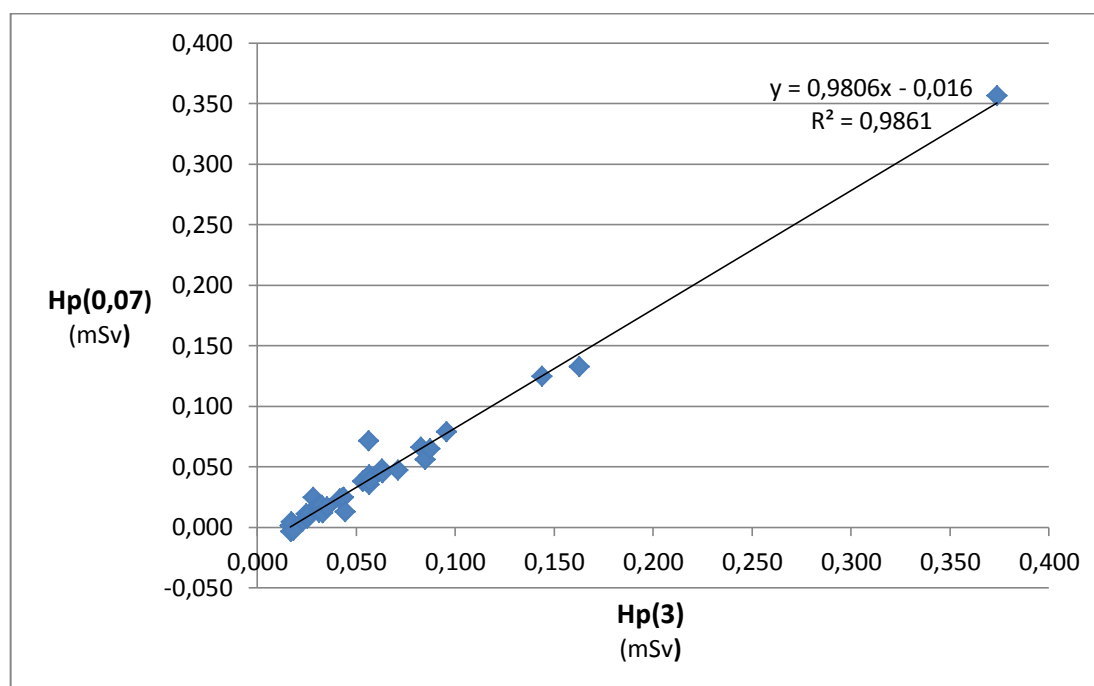
$H_p(3)(mSv)$	$H_p(0.07)(mSv)$ -μάτι	$H_p(3)/H_p(0.07)$
0,028	0,025	1,15
0,031	0,0182	1,71
0,031	0,015	2,01
0,031	0,012	2,58
0,032	0,018	1,80
0,033	0,018	1,81
0,033	0,012	2,76
0,035	0,017	2,09
0,042	0,023	1,78
0,043	0,0236	1,81
0,043	0,025	1,75
0,044	0,013	3,48
0,053	0,0377	1,41
0,054	0,038	1,39
0,056	0,071	0,79
0,057	0,043	1,31
0,057	0,035	1,60
0,057	0,038	1,48
0,063	0,0481	1,31
0,063	0,045	1,41
0,071	0,047	1,51
0,083	0,0660	1,25
0,085	0,056	1,52
0,087	0,065	1,35
0,096	0,079	1,22
0,144	0,125	1,15
0,163	0,133	1,23
0,374	0,356	1,05

Στον παραπάνω πίνακα, αξίζει να παρατηρήσουμε ότι στα TLD MCP-N καταγράφονταν και τα πολύ μικρά σήματα, που μας έδιναν πολύ χαμηλές δόσεις ( $H_p(3) < 0,012 mSv$ ), γεγονός το οποίο δεν συνέβη με τα TLD 100H, όπου οι αντίστοιχες δόσεις για το μάτι είναι μηδενικές ( $H_p(0,07)$ ).

Εισάγοντας τις τιμές αυτές σε γραφική παράσταση παρατηρήθηκε ότι υπάρχει μια γραμμική σχέση μεταξύ των δύο συντελεστών με αρκετά καλή συσχέτιση ( $R^2=0,98$ ). Η γραμμική αυτή σχέση φαίνεται στο εξής γράφημα:



**Γράφημα 1:** Γραμμική σχέση συντελεστών  $H_p(3)$  και  $H_p(0,07)$  ματιού.



Παράλληλα, στον πίνακα 5 βλέπουμε πως ο λόγος  $H_p(3)/H_p(0,07)$  για μικρές δόσεις ακτινοβολίας είναι αρκετά μεγάλος. Καθώς, όμως, οι δόσεις μεγαλώνουν, αυτός μικραίνει αλλά είναι πάντα μεγαλύτερος της μονάδας, γεγονός που σημαίνει πως σε κάθε περίπτωση η τιμή του  $H_p(3)$  είναι μεγαλύτερη του  $H_p(0,07)$ . Για τις μεγαλύτερες τιμές δόσης η υποεκτίμηση της πραγματικής τιμής του  $H_p(3)$  από το  $H_p(0,07)$  είναι γύρω στο 30% (μέση τιμή της υποεκτίμησης για δόσεις μεγαλύτερες από 0,053mSv), που σημαίνει ότι το  $H_p(3)$  είναι περίπου 30% μεγαλύτερο από το  $H_p(0,07)$  του ματιού.

Αντιστοίχως, ερευνήθηκε και η σχέση του  $H_p(3)$  με το  $H_p(0,07)$  του θυρεοειδούς αδένου. Οι δόσεις ακτινοβολίας που μετρήθηκαν και ο μεταξύ τους λόγος, φαίνονται στον πίνακα 6.

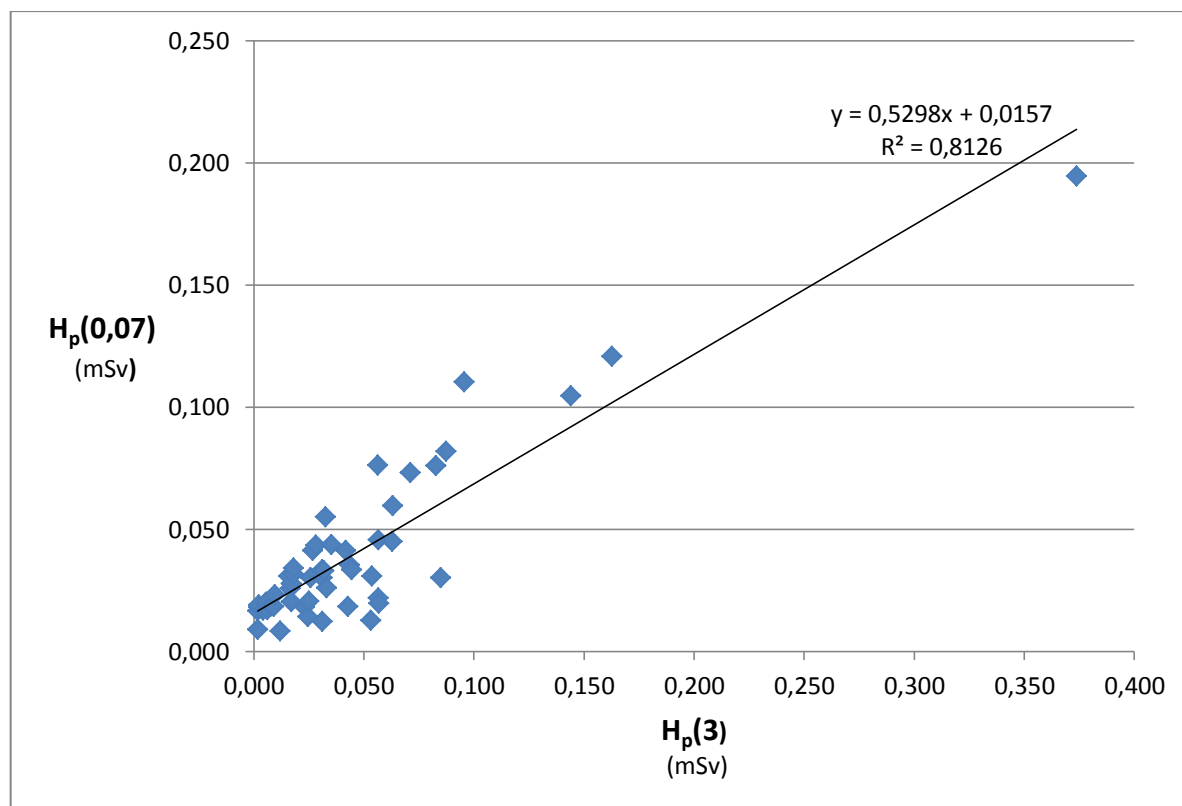
**Πίνακας 6:** Τιμές  $H_p(3)$  και  $H_p(0,07)$  του θυρεοειδούς αδένου και ο μεταξύ τους λόγος

$H_p(3)$ (mSv)	$H_p(0,07)$ (mSv)-θυρ.	$H_p(3)/H_p(0,07)$
0,002	0,017	0,10
0,002	0,009	0,19
0,002	0,018	0,12
0,002	0,019	0,12
0,004	0,017	0,25
0,005	0,020	0,27
0,006	0,020	0,28

<b>H<sub>p</sub>(3)(mSv)</b>	<b>H<sub>p</sub>(0.07)(mSv)-θυρ.</b>	<b>H<sub>p</sub>(3)/H<sub>p</sub>(0.07)</b>
0,006	0,017	0,36
0,008	0,018	0,41
0,009	0,018	0,49
0,009	0,023	0,41
0,012	0,008	1,42
0,016	0,031	0,51
0,017	0,026	0,64
0,017	0,020	0,83
0,017	0,028	0,62
0,018	0,032	0,57
0,018	0,034	0,53
0,023	0,018	1,27
0,025	0,014	1,72
0,025	0,021	1,22
0,026	0,030	0,85
0,027	0,041	0,65
0,028	0,043	0,65
0,031	0,012	2,54
0,031	0,033	0,93
0,031	0,030	1,03
0,032	0,033	0,96
0,033	0,055	0,59
0,033	0,026	1,27
0,035	0,044	0,81
0,042	0,041	1,01
0,043	0,018	2,33
0,043	0,035	1,23
0,044	0,033	1,33
0,053	0,013	4,21
0,054	0,031	1,74
0,056	0,076	0,74
0,057	0,046	1,24
0,057	0,022	2,57
0,057	0,020	2,88
0,063	0,045	1,40
0,063	0,060	1,06
0,071	0,073	0,97
0,083	0,076	1,09
0,085	0,030	2,81
0,087	0,082	1,07
0,096	0,110	0,87
0,144	0,105	1,38
0,163	0,121	1,35
0,374	0,195	1,92

Και σ' αυτήν την περίπτωση, όπως βλέπουμε στο γράφημα 2, υπάρχει γραμμική σχέση μεταξύ του  $H_p(3)$  και του  $H_p(0,07)$  του θυρεοειδούς αδένος αλλά εδώ δεν είναι σταθερή η μεταξύ τους σχέση, ποια δηλαδή από τις δύο τιμές είναι μεγαλύτερη.

**Γράφημα 2:** Γραμμική σχέση συντελεστών  $H_p(3)$  και  $H_p(0,07)$  θυρεοειδούς αδένος.



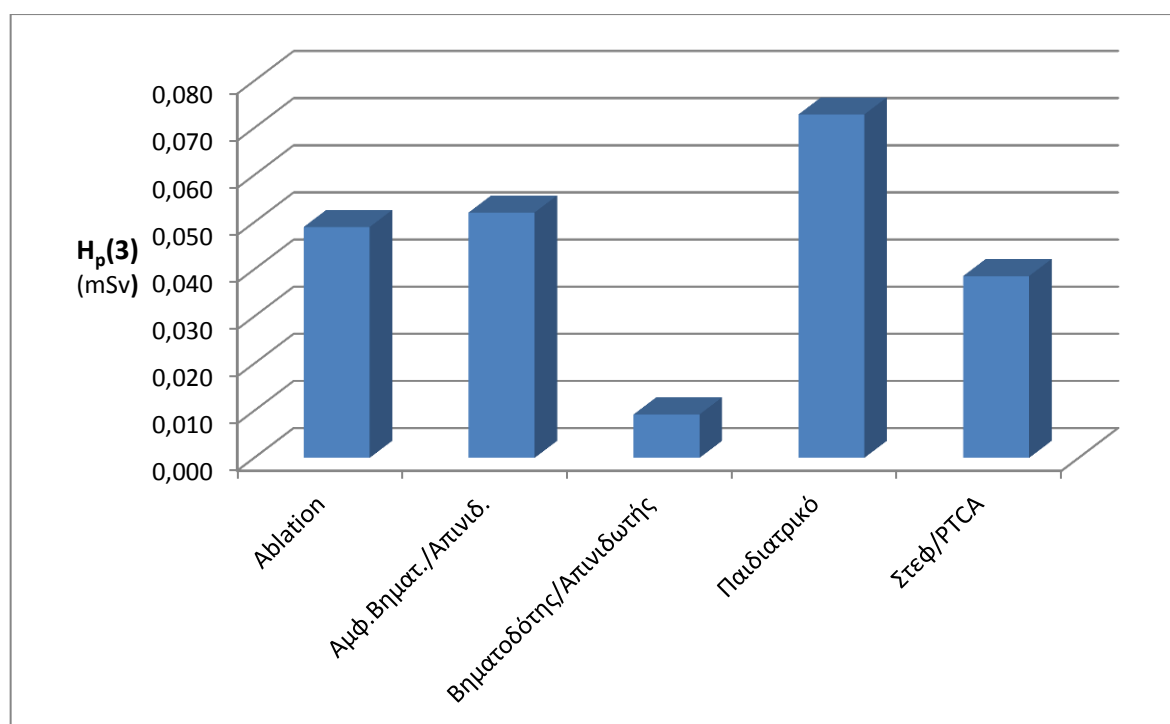
Αυτό που πρέπει να παρατηρηθεί είναι ότι στις πιο μεγάλες δόσεις (μεγαλύτερες από 0,035mSv) σταθεροποιείται η σχέση  $H_p(0,07)_{\text{θυρ}} < H_p(3)$  καθώς ο λόγος  $H_p(3)/H_p(0,07)$  είναι μεγαλύτερος της μονάδας. Αντίθετα, για τις μικρότερες δόσεις ο λόγος  $H_p(3)/H_p(0,07)$  είναι σε γενικές γραμμές μικρότερος της μονάδας άρα ισχύει ότι  $H_p(0,07)_{\text{θυρ}} > H_p(3)$ . Στην πρώτη, λοιπόν, περίπτωση ( $H_p(0,07)_{\text{θυρ}} < H_p(3)$ ) μπορούμε να πούμε ότι δεν υπάρχει ασφαλής εκτίμηση της δόσης του ματιού από το δοσίμετρο, που τοποθετείται στο θυρεοειδή αδένος, γεγονός που δεν ισχύει για τη δεύτερη περίπτωση, όπου  $H_p(0,07)_{\text{θυρ}} > H_p(3)$ .

Στη συνέχεια, συγκρίνοντας τις μέσες τιμές του  $H_p(3)$  (σε mSv) και του  $H_p(3)/KAP$  (σε mSv/Gy×cm<sup>2</sup>) για κάθε ένα από τα προς μελέτη ιατρικά περιστατικά προέκυψαν οι παρακάτω πίνακες (πίνακες 7 και 8) και τα αντίστοιχα γραφήματα (γραφήματα 3 και 4).

**Πίνακας 7:** Μέση τιμή  $H_p(3)$  για διαφορετικά είδη ιατρικών επεμβατικών διαδικασιών.

Ablation	Αμφικολιακός Βηματοδότης/ Απινιδωτής	Βηματοδότης/ Απινιδωτής	Παιδιατρικό	Στεφ/PTCA
0,049mSv	0,052mSv	0,009mSv	0,073mSv	0,039mSv

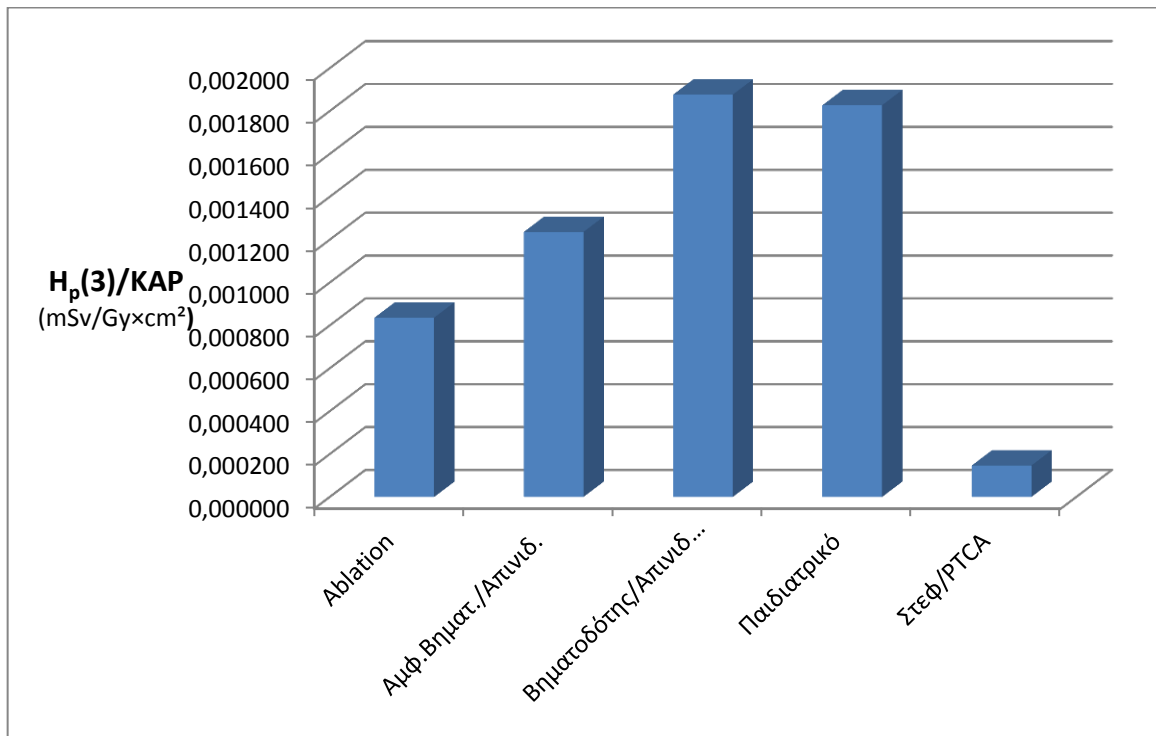
**Γράφημα 3:** Μέσο  $H_p(3)$  για διαφορετικά είδη ιατρικών επεμβατικών διαδικασιών.



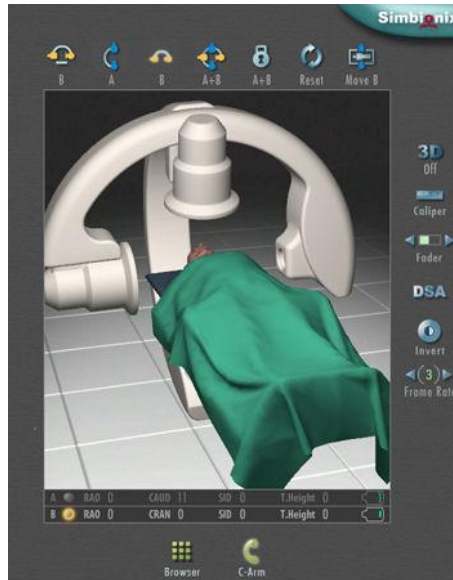
**Πίνακας 8:** Μέση τιμή  $H_p(3)/KAP$  για διαφορετικά είδη ιατρικών επεμβατικών διαδικασιών

Ablation	Αμφικολιακός Βηματοδότης/ Απινιδωτής	Βηματοδότης/ Απινιδωτής	Παιδιατρικό	Στεφανιογραφία /Αγγειοπλαστική
0,000837 mSv/Gy×cm <sup>2</sup>	0,001236 mSv/Gy×cm <sup>2</sup>	0,001877 mSv/Gy×cm <sup>2</sup>	0,001827 mSv/Gy×cm <sup>2</sup>	0,0001465 mSv/Gy×cm <sup>2</sup>

**Γράφημα 4:** Μέσο  $H_p(3)/KAP$  για διαφορετικά είδη ιατρικών επεμβατικών διαδικασιών.



Όπως βλέπουμε από τα παραπάνω γραφήματα, το μεγαλύτερο  $H_p(3)/KAP$  εμφανίζεται στην περίπτωση της εμφύτευσης Βηματοδότη/Απινιδωτή, ενώ σε απόλυτη τιμή δόσης (γράφημα 3) τα παιδιατρικά περιστατικά έχουν το προβάδισμα. Στην περίπτωση των βηματοδοτών/απινιδωτών, το KAP είναι συνήθως μικρό και δεν έχουν πολλή καταγραφή cine (καρέ λήψης). Για το λόγο αυτό οι κανονικοποιημένες τιμές  $H_p(3)/KAP$  είναι αυξημένες. Επίσης, αυξημένο  $H_p(3)/KAP$  παρατηρείται και στα παιδιατρικά περιστατικά, γεγονός που μπορεί να οφείλεται στις μεγάλες ούτως ή αλλιώς τιμές του  $H_p(3)$  λόγω της πολύ κοντινής θέσης του γιατρού στην λυχνία παραγωγής ακτίνων X χωρίς τη χρήση ακτινοπροστατευτικού πετάσματος οροφής ή/και λόγω της χρήσης ψηφιακού αγγειογράφου με σύστημα biplane (βλ. Εικόνα 41), δηλαδή με το σύστημα των δύο λυχνιών, που προσφέρει πλαϊνές λήψεις της καρδιάς αλλά εισάγει επιπρόσθετη ακτινοβολία από αυτές.



**Εικόνα 41:** Σύστημα Biplane

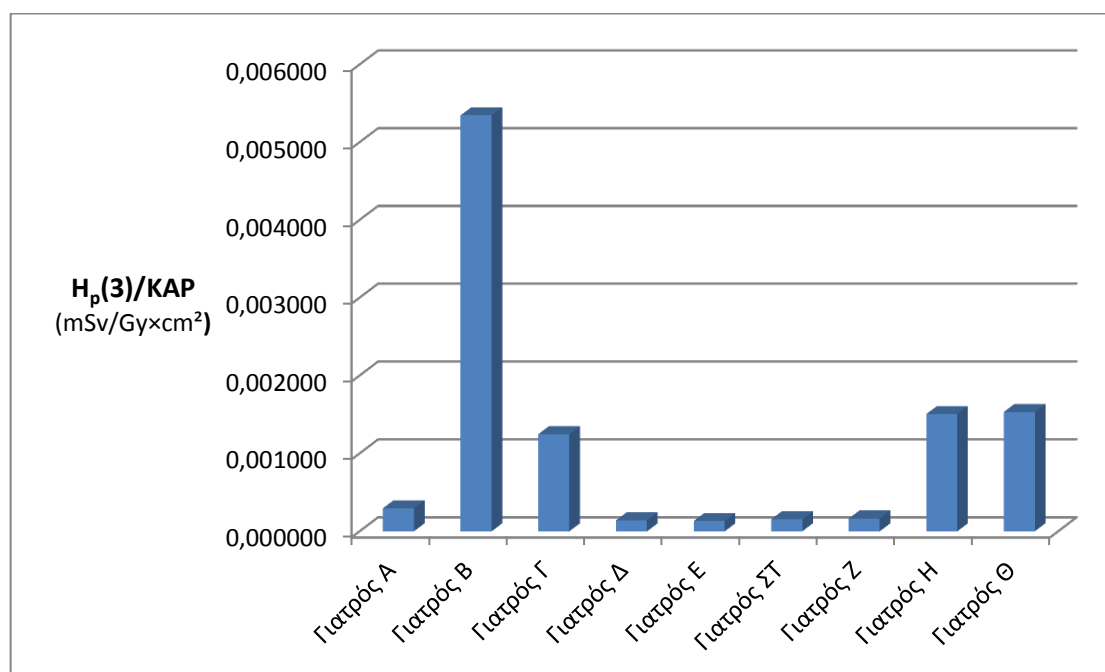
[Πηγή: <http://www.whichmedicaldevice.com/uploads/files/Products/OKB/angio-mentor-biplane-xray-system.jpg>]

Αντιστοίχως, συγκρίνονται οι τιμές του  $H_p(3)/KAP$  για κάθε γιατρό (πίνακας 9), ο οποίος συμμετείχε στην πειραματική διαδικασία και παρουσιάζονται στο γράφημα 5.

**Πίνακας 9:** Τιμές  $H_p(3)/KAP$  για κάθε γιατρό

Γιατρός Α	Γιατρός Β	Γιατρός Γ	Γιατρός Δ	Γιατρός Ε	Γιατρός ΣΤ	Γιατρός Ζ	Γιατρός Η	Γιατρός Θ
0,000295 mSv/ Gy×cm <sup>2</sup>	0,00535 mSv/ Gy×cm <sup>2</sup>	0,001248 mSv/ Gy×cm <sup>2</sup>	0,000140 mSv/ Gy×cm <sup>2</sup>	0,000131 mSv/ Gy×cm <sup>2</sup>	0,000155 mSv/ Gy×cm <sup>2</sup>	0,000164 mSv/ Gy×cm <sup>2</sup>	0,001505 mSv/ Gy×cm <sup>2</sup>	0,001532 mSv/ Gy×cm <sup>2</sup>

**Γράφημα 5:** Μέσο  $H_p(3)/KAP$  για κάθε γιατρό.

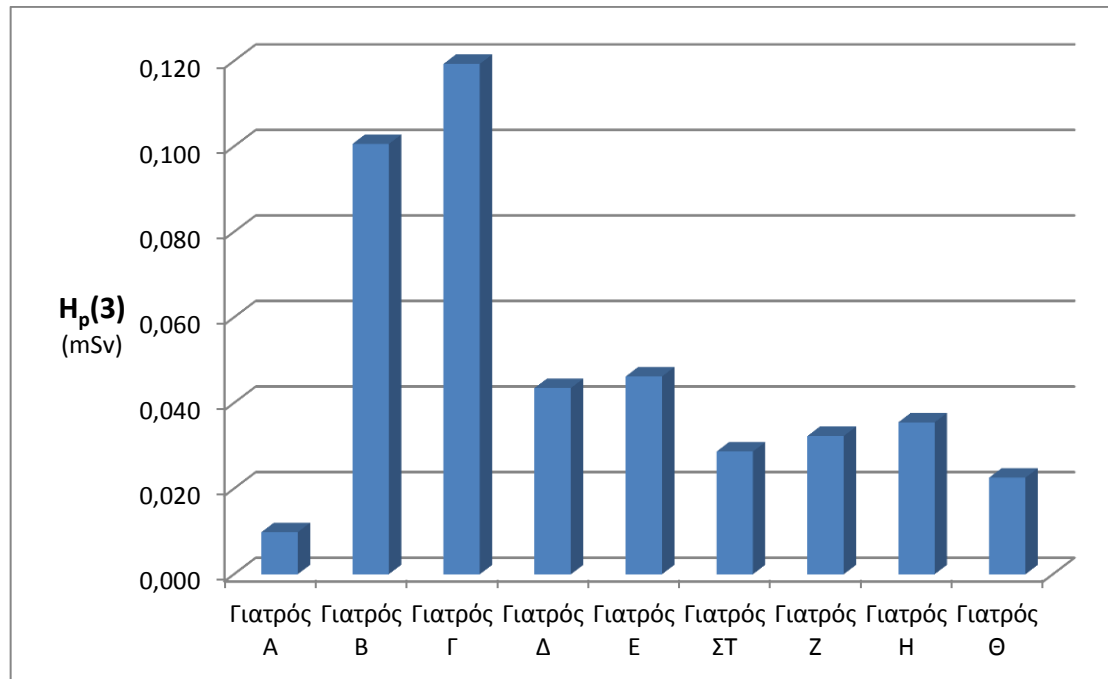


Στο παραπάνω γράφημα, βλέπουμε ότι σε γενικές γραμμές γιατροί, οι οποίοι διεξάγουν τα ίδια περιστατικά παρουσιάζουν πανομοιότυπες τιμές  $H_p(3)/KAP$ . Για παράδειγμα, οι γιατροί Δ, Ε, ΣΤ, Ζ, οι οποίοι πραγματοποιούν στεφανιογραφίες και αγγειοπλαστικές, εμφανίζουν πολύ χαμηλές τιμές  $H_p(3)/KAP$ , κυρίως λόγω της συνεχούς χρήσης ακτινοπροστατευτικών πετασμάτων οροφής. Ομοίως και οι γιατροί Η,Θ, οι οποίοι διεξάγουν εμφυτεύσεις βηματοδοτών και απινιδωτών με χαμηλά ΚΑΡ. Στην περίπτωση αυτή, βέβαια, δεν γίνεται χρήση ακτινοπροστατευτικού πετάσματος οροφής και γι αυτό τον λόγο οι τιμές είναι μεγαλύτερες συγκρινόμενες με αυτές των γιατρών, που διεξάγουν στεφανιογραφίες και αγγειοπλαστικές. Όσον αφορά, όμως, στους γιατρούς Α, Β, Γ, οι οποίοι πραγματοποιούν παιδιατρικές επεμβάσεις, παρατηρούμε αρκετά μεγάλες διαφορές στην τιμή  $H_p(3)/KAP$ . Ειδικά ο γιατρός Β, βλέπουμε ότι παρουσιάζει πολύ μεγάλη διαφορά τιμής σε σχέση με τους άλλους δύο, κυρίως λόγω των χαμηλών ΚΑΡ, που καταγράφονται στις επεμβάσεις του.

Παρόμοια είναι και η κατάσταση για τις απόλυτες τιμές δόσης του κάθε γιατρού (γράφημα 6). Τα υψηλότερα  $H_p(3)$  εμφανίζονται σε καρδιολόγους, οι οποίοι διεξάγουν παιδιατρικές επεμβάσεις, όπως οι γιατροί Β και Γ. Αυτοί χρησιμοποιούν σε ελάχιστες περιπτώσεις

ακτινοπροστατευτικά πετάσματα οροφής ενώ συνήθως κάνουν χρήση του biplane.

**Γράφημα 6:** Μέσο  $H_p(3)$  για κάθε γιατρό.



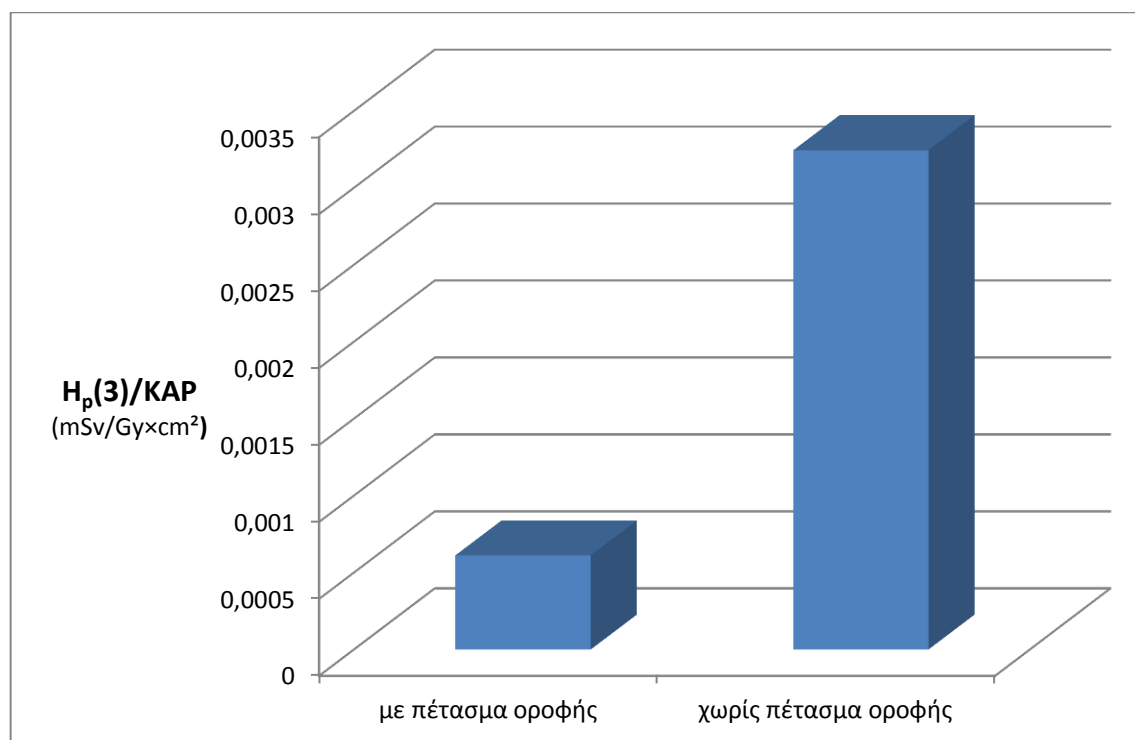
Επιπροσθέτως, είναι σημαντικό να συγκριθούν οι τιμές  $H_p(3)/KAP$  για τις παιδιατρικές επεμβάσεις στην περίπτωση χρήσης και μη ακτινοπροστατευτικού πετάσματος οροφής και συστήματος biplane. Όπως θα περιμέναμε, η τιμή του  $H_p(3)/KAP$  στην περίπτωση ύπαρξης ακτινοπροστατευτικού πετάσματος οροφής είναι χαμηλότερη από ότι θα ήταν στην αντίθετη περίπτωση, γεγονός που φαίνεται τόσο στον πίνακα 10 όσο και στο γράφημα 7.

**Πίνακας 10:**  $H_p(3)/KAP$  σε σχέση με τη χρήση και μη του ακτινοπροστατευτικού πετάσματος οροφής

με πέτασμα οροφής	χωρίς πέτασμα οροφής
0,000612 mSv/Gy×cm <sup>2</sup>	0,003245 mSv/Gy×cm <sup>2</sup>



**Γράφημα 7:** Μέσο  $H_p(3)/KAP$  παιδιατρικών επεμβάσεων στην περίπτωση χρήσης και μη χρήσης ακτινοπροστατευτικού πετάσματος οροφής.

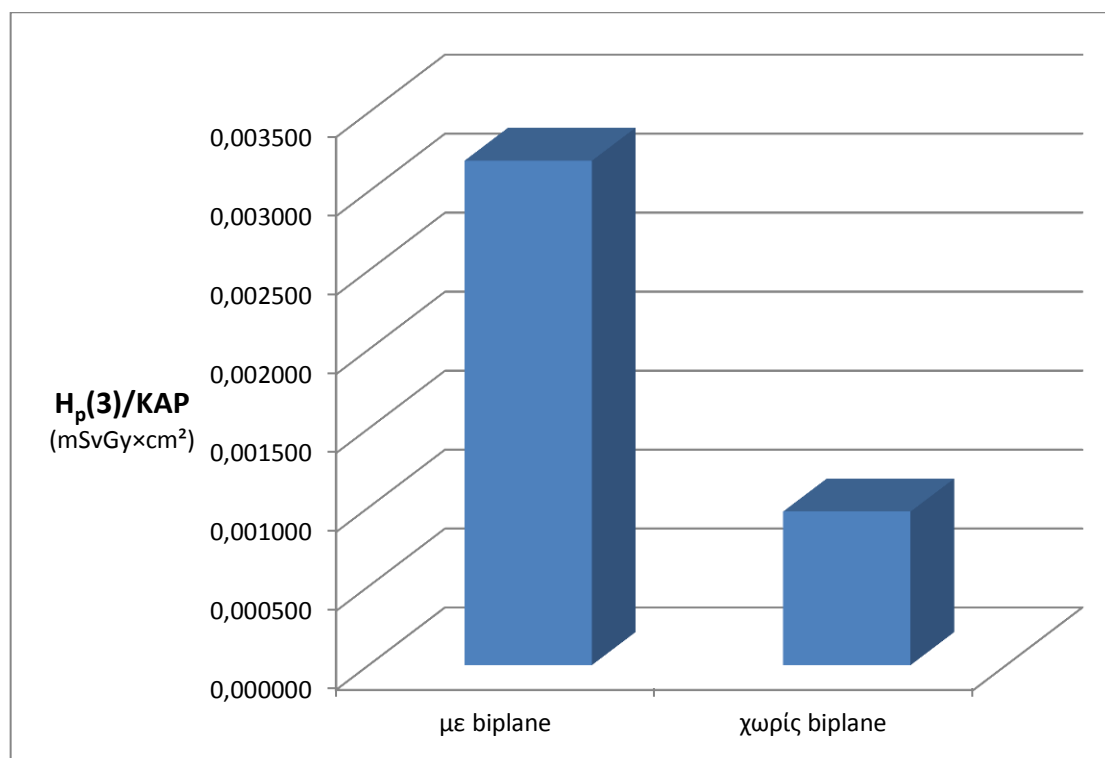


Αντιστοίχως, το μέσο  $H_p(3)/KAP$  είναι μεγαλύτερο στην περίπτωση χρήσης του συστήματος biplane του ψηφιακού αγγειογράφου, σε σχέση με την περίπτωση που αυτό δεν χρησιμοποιείται. Αυτό συμβαίνει διότι ο γιατρός δέχεται επιπρόσθετη ακτινοβολία από τη λυχνία παραγωγής ακτίνων X του biplane, όπως φαίνεται στον πίνακα 11 και στο γράφημα 8.

**Πίνακας 11:** Τιμές  $H_p(3)/KAP$  για χρήση και μη του συστήματος biplane

με biplane	χωρίς biplane
0,003194 mSv/Gy×cm <sup>2</sup>	0,000973 mSv/Gy×cm <sup>2</sup>

**Γράφημα 8:** Μέσο  $H_p(3)/KAP$  παιδιατρικών επεμβάσεων στην περίπτωση χρήσης και μη χρήσης του συστήματος biplane.

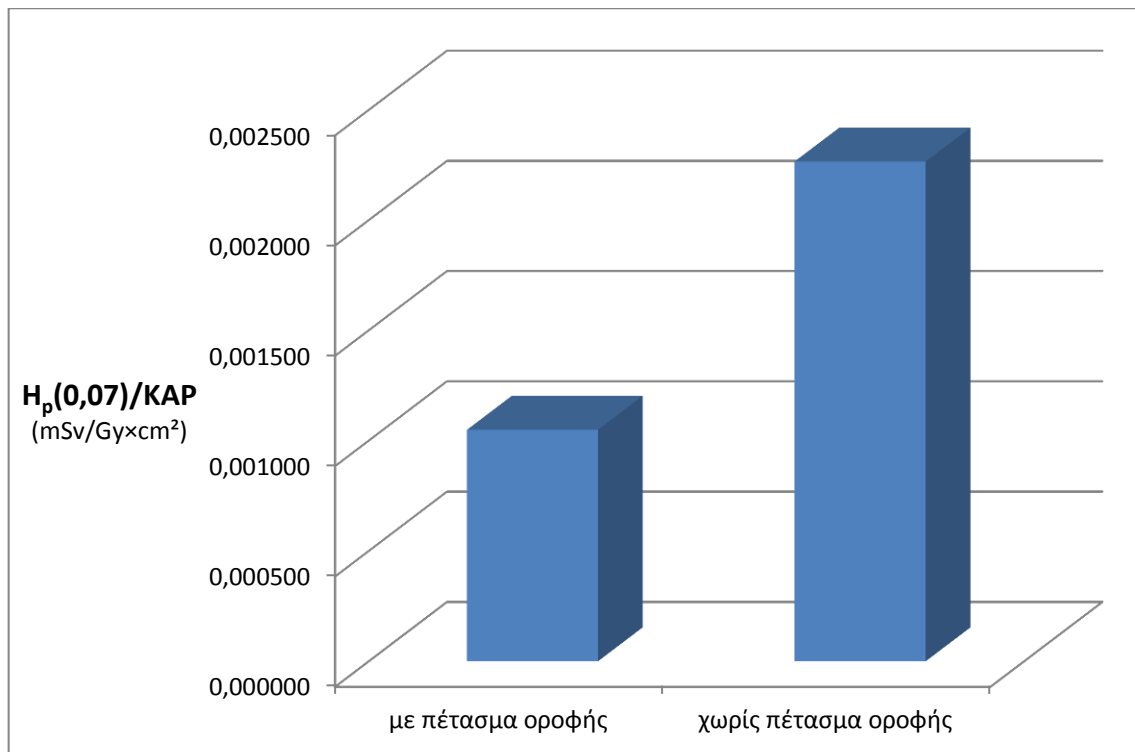


Παρομοίως, εξετάζοντας το μέσο  $H_p(0,07)/KAP$  του θυρεοειδούς αδένος για τις παιδιατρικές επεμβάσεις καταλήγουμε στο ίδιο συμπέρασμα. Δηλαδή και πάλι, στην περίπτωση χρήσης ακτινοπροστατευτικού πετάσματος οροφής το  $H_p(0,07)/KAP$  είναι μικρότερο σε σχέση με την περίπτωση που αυτό δεν χρησιμοποιείται. Επίσης και στην περίπτωση του θυρεοειδούς αδένος η χρήση biplane αυξάνει το  $H_p(0,07)/KAP$ , όπως παρουσιάζεται στους πίνακες 12,13 και στα γραφήματα 9,10.

**Πίνακας 12:** Τιμές  $H_p(0,07)/KAP$  του θυρεοειδούς αδένος για χρήση και μη του ακτινοπροστατευτικού πετάσματος οροφής

με πέτασμα οροφής	χωρίς πέτασμα οροφής
0,001049 mSv/Gy×cm <sup>2</sup>	0,002266 mSv/Gy×cm <sup>2</sup>

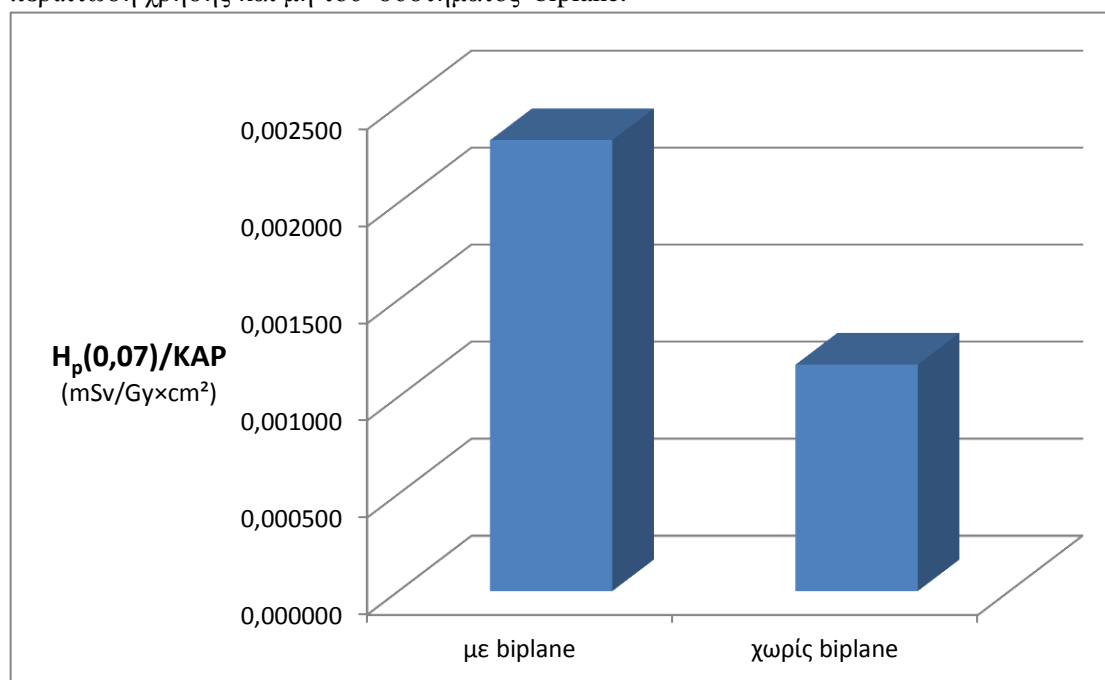
**Γράφημα 9:** Μέσο  $H_p(0,07)/KAP$  του θυρεοειδούς αδένα για παιδιατρικές επεμβάσεις στην περίπτωση χρήσης και μη ακτινοπροστατευτικού πετάσματος οροφής.



**Πίνακας 13:** Τιμές  $H_p(0,07)/KAP$  του θυρεοειδούς αδένα στην περίπτωση χρήσης και μη του συστήματος biplane

με biplane	χωρίς biplane
0,002323	0,001166
mSv/Gy*cm <sup>2</sup>	mSv/Gy*cm <sup>2</sup>

**Γράφημα 10:** Μέσο  $H_p(0,07)/KAP$  θυρεοειδούς αδένος για παιδιατρικές επεμβάσεις στην περίπτωση χρήσης και μη του συστήματος biplane.



Εδώ, πρέπει να πούμε ότι αντίστοιχη σύγκριση των  $H_p(3)/KAP$  και των  $H_p(0,07)/KAP$  σε σχέση με τη χρήση ακτινοπροστατευτικού πετάσματος οροφής ή biplane δεν ήταν δυνατόν να πραγματοποιηθεί για τις άλλες ομάδες ιατρικών επεμβατικών διαδικασιών, καθώς εκεί η χρήση ακτινοπροστατευτικού οροφής ή biplane είναι συγκεκριμένη. Δηλαδή, χρήση biplane γίνεται μόνο στις παιδιατρικές επεμβάσεις ενώ όσον αφορά στο ακτινοπροστατευτικό πέτασμα οροφής, αυτό χρησιμοποιείται πάντα στις στεφανιογραφίες/αγγειοπλαστικές και στα ablations αλλά όχι στις εμφυτεύσεις βηματοδοτών/απινιδωτών.

Τέλος, πρέπει να αναφερθεί ότι, γνωρίζοντας κατά μέσο όρο τα περιστατικά, τα οποία διεξάγει ο κάθε γιατρός για διάστημα ενός έτους, υπολογίστηκε το σύνολο της δόσης ακτινοβολίας, που λαμβάνει στον οφθαλμό του για το συγκεκριμένο διάστημα και συγκρίθηκε με τα όρια από την ICRP και τους ελληνικούς κανονισμούς ακτινοπροστασίας. Ο υπολογισμός αυτός έγινε ως εξής:

Αρχικά, υπολογίστηκε ένα μέσο  $H_p(3)$  κάθε γιατρού για τις συγκεκριμένες επεμβατικές διαδικασίες που φέρνει εις πέρας. Αυτό, στη συνέχεια, πολλαπλασιάστηκε με τον μέσο αριθμό των περιστατικών που

διεξάγει σε έναν μήνα και με τον αριθμό 12, που είναι ο αριθμός των μηνών ενός έτους. Το ετήσιο κατά μέσο όρο  $H_p(3)$  που προέκυψε, παρουσιάζεται στον παρακάτω πίνακα:

**Πίνακας 14:** Ετήσιες τιμές δόσης ματιού για κάθε Καρδιολόγο

Γιατρός Α	Γιατρός Β	Γιατρός Γ	Γιατρός Δ	Γιατρός Ε	Γιατρός ΣΤ	Γιατρός Ζ	Γιατρός Η	Γιατρός Θ
1,767 mSv	12,07 mSv	71,59 mSv	26,1 mSv	27,71 mSv	15,47 mSv	17,44 mSv	16,58 mSv	9,88 mSv

Όπως παρατηρούμε, οι ετήσιες δόσεις ακτινοβολίας, που λαμβάνουν οι Επεμβατικοί Καρδιολόγοι στον οφθαλμό τους, κυμαίνονται σε χαμηλά επίπεδα σε σχέση με το ανώτατο όριο των 150 mSv, που έχει καθοριστεί ως κατώφλι από την ICRP. Παρόλα αυτά, βλέπουμε ότι ο γιατρός Γ, που διεξάγει παιδιατρικές καρδιολογικές επεμβάσεις λαμβάνει ετησίως πολύ μεγαλύτερη δόση ακτινοβολίας σε σχέση με τους υπόλοιπους γιατρούς. Σε περίπτωση, λοιπόν, μείωσης του προκαθορισμένου ορίου στα 100mSv ή ακόμα και στα 50mSv ο συγκεκριμένος γιατρός θα πρέπει να είναι περισσότερο προσεκτικός με τα ακτινοπροστατευτικά μέτρα, που χρησιμοποιεί καθώς και με την απόσταση του από τη λυχνία παραγωγής ακτίνων Χ.

## Συμπεράσματα

---

Πραγματοποιώντας την παραπάνω επεξεργασία των αποτελεσμάτων καταλήγουμε συνοπτικά στα εξής συμπεράσματα:

Αρχικά, όσον αφορά στο ατομικό ισοδύναμο δόσης,  $H_p(d)$ , παρατηρούμε ότι υπάρχει γραμμική σχέση τόσο μεταξύ του  $H_p(3)$  και του  $H_p(0,07)$  του ματιού όσο και μεταξύ του  $H_p(3)$  και του  $H_p(0,07)$  του θυρεοειδούς αδένου. Για την περίπτωση του  $H_p(3)$  και του  $H_p(0,07)$  του ματιού, βλέπουμε ότι ισχύει η σχέση  $H_p(3) > H_p(0,07)$  και ειδικότερα για μεγάλες δόσεις (π.χ.  $H_p(3) > 0,050\text{mSv}$ ) προκύπτει ότι το  $H_p(3)$  είναι περίπου 30% μεγαλύτερο από το  $H_p(0,07)$ . Επομένως για τον καλύτερο προσδιορισμό της δόσης του ματιού θα πρέπει να χρησιμοποιείται δοσίμετρο, που να μπορεί να καταγράφει το μέγεθος  $H_p(3)$ . Αν όμως χρησιμοποιούνται απλά TLD βαθμονομημένα σε  $H_p(0,07)$  τότε βλέπουμε υπάρχει υποεκτίμηση της δόσης και αυτό θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψη στις αβεβαιότητες, ιδιαίτερα όταν οι καταγραφόμενες τιμές πλησιάζουν τα όρια δόσεων.

Για την περίπτωση του  $H_p(3)$  και του  $H_p(0,07)$  του θυρεοειδούς αδένου τα πράγματα είναι λίγο διαφορετικά. Εδώ, δεν είναι πλήρως εμφανές ποια από τις δύο ποσότητες είναι μεγαλύτερη. Ενώ, δηλαδή, στις μεγάλες δόσεις (μεγαλύτερες από  $0,035\text{mSv}$ ) ισχύει η σχέση  $H_p(0,07)_{\text{θυρ}} < H_p(3)$ , για τις μικρότερες δόσεις η σχέση αυτή μετατρέπεται σε  $H_p(0,07)_{\text{θυρ}} > H_p(3)$ . Καταλήγουμε, λοιπόν, στο συμπέρασμα ότι όσο περισσότερο αυξάνεται η δόση ακτινοβολίας ( $H_p(3) > H_p(0,07)_{\text{θυρ}}$ ), τόσο λιγότερη ασφάλεια παρέχεται στον υπολογισμό της δόσης του ματιού από το δοσίμετρο, που φέρεται στον θυρεοειδή αδένου.

Στη συνέχεια, συγκρίνοντας τα  $H_p(3)/\text{KAP}$  για κάθε ένα είδους περιστατικό, που διεξήγαγαν οι Επεμβατικοί Καρδιολόγοι, βλέπουμε πώς η μεγαλύτερη τιμή παρουσιάζεται στην εμφύτευση βηματοδότη και απινιδωτή. Αυτό οφείλεται κυρίως στο γεγονός, ότι κατά τη συγκεκριμένη επεμβατική διαδικασία δεν πραγματοποιείται αρκετή cine καταγραφή και συνεπώς τα KAP είναι πολύ χαμηλά. Επίσης, αρκετά υψηλή τιμή παρατηρήθηκε και στις παιδιατρικές επεμβάσεις, κυρίως λόγω της χρήσης του συστήματος biplane και της πιο κοντινής θέσης του γιατρού στη λυχνία παραγωγής ακτίνων X. Το τελευταίο συμβαίνει διότι

ο καθετηριασμός πραγματοποιείται στη μηριαία αρτηρία του ασθενούς και καθώς η απόσταση του σημείου καθετηριασμού από τη λυχνία είναι μικρότερη σε ένα παιδί σε σχέση με έναν ενήλικα, ο γιατρός αναγκαστικά πλησιάζει τη λυχνία παραγωγής ακτίνων X. Επιπροσθέτως, βλέπουμε σχετικά υψηλή τιμή στους αμφικοιλιακούς βηματοδότες/απινιδωτές και στα ablations. Στους αμφικοιλιακούς βηματοδότες/απινιδωτές τα KAP είναι χαμηλότερα σε σχέση με τα ablations αλλά δεν χρησιμοποιούνται ακτινοπροστατευτικά πετάσματα οροφής. Και στις δυο όμως επεμβατικές διαδικασίες οι χρόνοι ακτινοσκόπησης είναι αρκετά μεγάλοι.

Επίσης, συγκρίθηκαν οι τιμές  $H_p(3)/KAP$  για κάθε έναν Επεμβατικό Καρδιολόγο ξεχωριστά. Παρατηρήθηκε ότι καρδιολόγοι, που πραγματοποιούν στεφανιογραφίες και αγγειοπλαστικές έχουν τις μικρότερες τιμές διότι χρησιμοποιούν ανελλιπώς ακτινοπροστατευτικό πέτασμα οροφής. Επίσης, οι τιμές διαφορετικών καρδιολόγων, που διεξάγουν εμφυτεύσεις βηματοδοτών/απινιδωτών, κυμαίνονται περίπου στα ίδια επίπεδα καθώς σε αυτή την περίπτωση τα KAP είναι πολύ χαμηλά, όπως έχει αναφερθεί και παραπάνω. Πολύ υψηλή τιμή εμφανίζεται σε Καρδιολόγο, που πραγματοποιεί παιδιατρικές επεμβάσεις λόγω του μεγάλου χρόνου ακτινοσκόπησης και της χρήσης του συστήματος biplane παρά τα χαμηλά KAP.

Παράλληλα, συγκρίθηκαν οι τιμές  $H_p(3)/KAP$  και  $H_p(0,07)/KAP$  του θυρεοειδούς αδένος με και χωρίς τη χρήση ακτινοπροστατευτικού πετάσματος οροφής μόνο για τις παιδιατρικές επεμβάσεις. Όπως ήταν αναμενόμενο, και στις δύο περιπτώσεις οι τιμές είναι μεγαλύτερες στην περίπτωση μη χρήσης αυτού. Πιο συγκεκριμένα, η δόση ακτινοβολίας είναι 5,3 φορές μεγαλύτερη για το μάτι και 2 φορές μεγαλύτερη για τον θυρεοειδή αδένος, όταν το ακτινοπροστατευτικό πέτασμα οροφής δεν χρησιμοποιείται. Αυτό σημαίνει πως η χρήση του ακτινοπροστατευτικού πετάσματος οροφής είναι ύψιστης σημασίας, καθώς παρέχει την επιθυμητή και απαραίτητη ακτινοπροστασία τόσο στους οφθαλμούς όσο και στον θυρεοειδή αδένος του γιατρού.

Παρόμοια ανάλυση έγινε και για τη χρήση του συστήματος biplane. Οι τιμές  $H_p(3)/KAP$  και  $H_p(0,07)/KAP$  του θυρεοειδούς αδένος ήταν σαφώς αυξημένες στην περίπτωση χρήσης του biplane λόγω της επιπρόσθετης πλαϊνής ακτινοβολίας, στην οποία εκτίθεται ο γιατρός. Δηλαδή, το

$H_p(3)/KAP$  είναι 30% μεγαλύτερο και το  $H_p(0,07)/KAP$  50% μεγαλύτερο όταν το biplane χρησιμοποιείται.

Τέλος, υπολογίστηκαν οι ετήσιες δόσεις ακτινοβολίας, που λαμβάνει ο κάθε γιατρός, που συμμετείχε στην έρευνα, στους οφθαλμούς του. Τα αποτελέσματα είναι αρκετά ικανοποιητικά καθώς οι τιμές των δόσεων είναι σε αρκετά χαμηλά επίπεδα και δεν πλησιάζουν το προκαθορισμένο, από την ICRP, ετήσιο όριο των 150mSv. Μόνο στην περίπτωση του γιατρού Γ παρατηρούμε μια υψηλότερη τιμή (71,59mSv) σε σχέση με τους υπόλοιπους γιατρούς. Ο συγκεκριμένος γιατρός πραγματοποιεί παιδιατρικές επεμβάσεις χωρίς χρήση ακτινοπροστατευτικού πετάσματος οροφής, με συνήθη χρήση του συστήματος biplane και σχετικά υψηλούς χρόνους ακτινοσκόπησης. Σε περίπτωση που μελλοντικά τα όρια ακτινοπροστασίας για τον οφθαλμό πέσουν σε χαμηλότερα επίπεδα, αυτός ο γιατρός θα πρέπει να είναι περισσότερο προσεκτικός, κυρίως όσον αφορά στη χρήση ακτινοπροστατευτικών μέτρων.

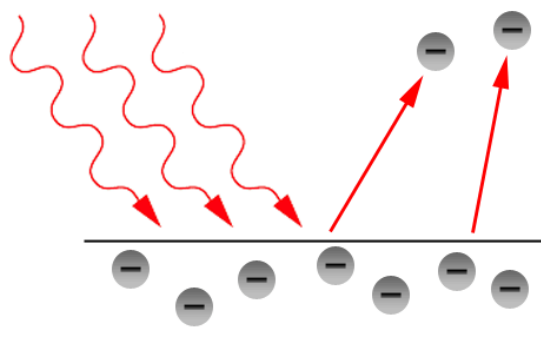


# Παράρτημα Α

---

- Φωτοηλεκτρικό Φαινόμενο:

Συμβαίνει όταν ένα φωτόνιο της δέσμης ακτίνων X απορροφάται από άτομο μετάλλου, με αποτέλεσμα την εκπομπή ηλεκτρονίων από τις εξωτερικές στιβάδες του ατόμου. Μ' αυτόν τον τρόπο το άτομο ιονίζεται. Στη συνέχεια, το ιονισμένο άτομο επιστρέφει στην ουδέτερή του κατάσταση με ταυτόχρονη εκπομπή άλλης ακτίνας X, η οποία είναι χαρακτηριστική του ατόμου. Τα φωτόνια αυτά, που έχουν γενικά χαμηλότερη ενέργεια, απορροφώνται με σχετική ευκολία από τα άτομα του μετάλλου. Ο μηχανισμός αυτός του φωτοηλεκτρικού φαινομένου εμφανίζεται σε ενέργειες των ακτίνων X άνω των 500 KeV. Η φωτοηλεκτρική απορρόφηση είναι επίσης χαρακτηριστικό των ατόμων με μεγάλους ατομικούς αριθμούς.



**Εικόνα 42:** Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο

[Πηγή: [http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/7/77/Photoelectric\\_effect.png](http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/7/77/Photoelectric_effect.png)]

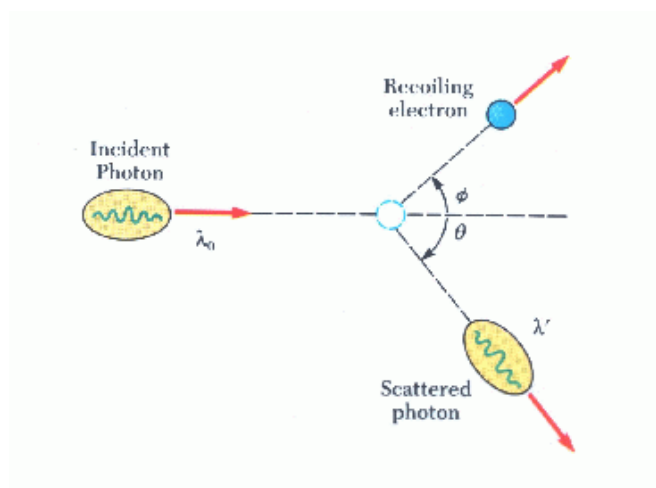
- Σκέδαση Compton:

Γνωστή επίσης και ως ασύμφωνη σκέδαση. Συμβαίνει όταν το φωτόνιο της προσπίπτουσας ακτίνας X εκτινάσσει ένα ηλεκτρόνιο από το άτομο, ενώ συγχρόνως ένα φωτόνιο ακτίνας X με χαμηλότερη ενέργεια σκεδάζεται από αυτό (αλληλεπίδραση φωτονίου και ελαφρώς δεσμευμένου ή ελεύθερου ηλεκτρονίου). Στον μηχανισμό αυτόν εφαρμόζονται οι σχετικιστικές αρχές διατήρησης της ενέργειας και ορμής, ενώ το φωτόνιο που σκεδάζεται, αφού έχει μικρότερη ενέργεια, έχει και μεγαλύτερο μήκος κύματος από το αρχικό. Παράλληλα, η

συχνότητα της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας εξαρτάται μόνο από τη γωνία σκέδασης ως εξής:

$$\lambda' - \lambda_0 = \frac{h}{mc}(1 - \cos\theta)$$

Η σκέδαση Compton είναι σημαντική για άτομα με μικρούς ατομικούς αριθμούς. Σε ενέργειες της τάξης των 100 keV -- 10 MeV, η απορρόφηση των ακτίνων X οφείλεται κυρίως στο φαινόμενο Compton.



**Εικόνα 43:** Σκέδαση Compton

[Πηγή: [http://esperia.iesl.forth.gr/~kafesaki/Modern-Physics/lectures/modern\\_physics2\\_files/im40.11.gif](http://esperia.iesl.forth.gr/~kafesaki/Modern-Physics/lectures/modern_physics2_files/im40.11.gif)]

# Παράρτημα Β

Παρακάτω, στον πίνακα 15 βλέπουμε συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα, που προέκυψαν από τους υπολογισμούς και χρησιμοποιήθηκαν στην ανάλυση και στη διεξαγωγή των συμπερασμάτων.

**Πίνακας 15**

Hp(0.07) (mSv) ματιού	Hp(0.07) (mSv) θυρ.	Hp(3) (mSv)	Περισ/κά	Πέτασμα οροφής	Biplane	Hp(0,07)/ ΚΑΡ ματιού	Hp(0,07)/ ΚΑΡ θυρ.	Hp(3)/ ΚΑΡ	Γιατρός
0,0111	0,014	0,025	Παιδ/κό	όχι	ναι	0,000314	0,000406	0,000698	Γ
0,0660	0,076	0,083	Παιδ/κό	όχι	όχι	0,002896	0,003333	0,003628	B
0,0377	0,013	0,053	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000087	0,000029	0,000123	E
0,0481	0,045	0,063	Αμφ.Απινιδ.	όχι	-	0,000891	0,000835	0,001165	H
0,0182	0,012	0,031	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000059	0,000040	0,000101	Δ
0	0,008	0,012	Παιδ/κό	ναι	όχι	0	0,000054	0,000076	A
0,0236	0,018	0,043	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000129	0,000100	0,000234	Z
0,025	0,043	0,028	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000066	0,000117	0,000076	ΣΤ
0,071	0,076	0,056	Παιδ/κό	ναι	όχι	0,003218	0,003451	0,002544	B
0	0,018	0,008	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000000	0,000118	0,000049	E
0,004	0,028	0,017	Παιδ/κό	ναι	όχι	0,000139	0,000915	0,000566	A
0,003	0,032	0,018	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000011	0,000120	0,000068	Δ
0,007	0,021	0,025	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000034	0,000094	0,000115	ΣΤ
0	0,018	0,002	Στεφ/PTCA	ναι	-	0	0,000789	0,000095	E
0,018	0,033	0,032	Βηματοδότης	όχι	-	0,001263	0,002362	0,002271	H
0,047	0,073	0,071	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000145	0,000226	0,000219	Z
0,045	0,060	0,063	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000207	0,000275	0,000291	Δ
0	0,017	0,002	Βηματοδότης	όχι	-	0	0,016629	0,001725	Θ
0	0,020	0,006	Παιδ/κό	ναι	όχι	0	0,001117	0,000314	A
0,012	0,026	0,033	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000075	0,000162	0,000206	ΣΤ
0,035	0,022	0,057	Παιδ/κό	όχι	ναι	0,000779	0,000484	0,001245	Γ
0,023	0,041	0,042	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000065	0,000115	0,000116	E
0,001	0,026	0,017	Βηματοδότης	όχι	-	0,000185	0,004169	0,002673	H
0,017	0,044	0,035	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000101	0,000263	0,000212	Z
0	0,031	0,016	Στεφ/PTCA	ναι	-	0	0,000305	0,000156	Δ
0,056	0,030	0,085	Παιδ/κό	όχι	όχι	0,000169	0,000091	0,000257	Γ
0,012	0,030	0,031	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000081	0,000203	0,000209	ΣΤ
0	0,034	0,018	Στεφ/PTCA	ναι	-	0	0,000366	0,000194	Z
			Αμφ.						Θ
0,012	0,041	0,027	Βηματοδότης	ναι	-	0,000372	0,001330	0,000860	
0,025	0,035	0,043	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000084	0,000120	0,000148	E
0	0,017	0,004	Βηματοδότης	όχι	-	0	0,002684	0,000673	H
0,018	0,055	0,033	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000049	0,000148	0,000088	Δ
0,038	0,031	0,054	Ablation	ναι	-	0,000321	0,000257	0,000446	Θ
0	0,019	0,002	Βηματοδότης	όχι	-	0	0,009988	0,001246	Θ
0,038	0,020	0,057	Παιδ/κό	ναι	όχι	0,000176	0,000091	0,000261	Γ
0,009	0,030	0,026	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000057	0,000198	0,000169	ΣΤ
0	0,020	0,005	Παιδ/κό	ναι	ναι	0	0,001443	0,000386	A
0,125	0,105	0,144	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000221	0,000185	0,000255	E
0,079	0,110	0,096	Αμφ.Απινιδ.	όχι	-	0,001695	0,002377	0,002061	H
0	0,023	0,009	Στεφ/PTCA	ναι	-	0	0,000137	0,000056	Z
0,065	0,082	0,087	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000185	0,000234	0,000250	Δ
0	0,009	0,002	Βηματοδότης	όχι	-	0	0,000970	0,000187	H
0,005	0,018	0,023	Αμφ.Απινιδ.	όχι	-	0,000197	0,000677	0,000859	Θ
0,133	0,121	0,163	Παιδ/κό	όχι	ναι	0,008033	0,007314	0,009866	B
0	0,018	0,009	Παιδ/κό	ναι	όχι	0	0,000275	0,000135	A
0,015	0,033	0,031	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000067	0,000144	0,000134	E

0,356	0,195	0,374	Παιδ/κό	όχι	ναι	0,003598	0,001966	0,003776	Γ
0	0,020	0,017	Στεφ/PTCA	ναι	-	0	0,000085	0,000071	Z
0,043	0,046	0,057	Στεφ/PTCA	ναι	-	0,000022	0,000024	0,000029	Δ
0	0,017	0,006	Βηματοδότης	όχι	-	0	0,012203	0,004360	Θ
0,013	0,033	0,044	Ablation	ναι	-	0,000353	0,000924	0,001227	Θ

# Βιβλιογραφία

---

- 1) Ιατρική Φυσική – Ακτινοφυσική , 1<sup>ος</sup> Τόμος , Χαράλαμπος Χ. Προυκάκης, Εκδόσεις Παρισιάνου Α.Ε., 2004
- 2) Ιατρικά Απεικονιστικά συστήματα, Δ. Κουτσούρης, Κ. Νικήτα, Σ. Παυλόπουλος, Εκδόσεις Τζιόλα, 2004
- 3) Ιοντίζουσες Ακτινοβολίες, Φυσική-Εφαρμογές στη Βιολογία και Ιατρική, Ευάγγελος Ν. Γαζής, Αναπληρωτής Καθηγητής του Τομέα Φυσικής της Σχολής Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών επιστημών, ΕΜΠ, 1999
- 4) Ψηφιακή Απεικόνιση (Ακτινολογία-Ακτινοσκόπηση), Λήψη, Επεξεργασία, Παρουσίαση της εικόνας και Δοσιμετρία, Σ. Κόττου, Εργαστήριο Ιατρικής φυσικής, Ιατρική Σχολή Πανεπιστημίου Αθηνών,  
<http://mpl.med.uoa.gr/downloads/PDF/psifiak-apeikonisi-kai-dosimetria.pdf>
- 5) Προστασία από ακτίνες-Χ, Στάθης Ευσταθόπουλος ,Δρ. Ακτινοφυσικός, Λέκτορας Ιατρικής Σχολής Αθηνών, Προστασία από ακτίνες-Χ, Στάθης Ευσταθόπουλος ,Δρ. Ακτινοφυσικός, Λέκτορας Ιατρικής Σχολής Αθηνών,  
<http://www.rad.uoa.gr/proptyxiaka/aktinologia/Προστασία από ακτίνες-Χ.pdf>
- 6) Τι είναι η Ακτινοπροστασία ,Ίων Ε. Σταματελάτος, Εργαστήριο Ερευνητικού Αντιδραστήρα Ινστιτούτου Πυρηνικής Τεχνολογίας και Ακτινοπροστασίας, ΕΚΕΦΕ«Δημόκριτος»,  
[http://oldportal.demokritos.gr/parousiaseis/STAMATELATOS\\_210705.pdf](http://oldportal.demokritos.gr/parousiaseis/STAMATELATOS_210705.pdf)
- 7) Οδηγίες Ακτινοπροστασίας, Στάθης Ευσταθόπουλος ,Δρ. Ακτινοφυσικός, Λέκτορας Ιατρικής Σχολής Αθηνών,  
<http://www.rad.uoa.gr/proptyxiaka/aktinologia/Οδηγίες ακτινοπροστασίας.pdf>
- 8) Ακτινοσκόπηση, Σ. Κόττου, Επίκουρη Καθηγήτρια, Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή Πανεπιστημίου Αθηνών, Απρίλιος 2008
- 9) Σεμινάριο «Ακτινοπροστασία για χειριστές ιατρικών μηχανημάτων ιοντίζουσών ακτινοβολιών», Σύστημα Ακτινοπροστασίας, Ν. Κολλάρος, Ωνάσειο Καρδιοχειρουργικό Κέντρο, Ιούνιος 2006
- 10) Σεμινάριο «Ακτινοπροστασία για χειριστές ιατρικών μηχανημάτων ιοντίζουσών ακτινοβολιών», Δοσιμετρικές Ποσότητες και Μονάδες, Ν. Κολλάρος, Ωνάσειο Καρδιοχειρουργικό Κέντρο, Ιούνιος 2006
- 11) Σεμινάριο «Ακτινοπροστασία για χειριστές ιατρικών μηχανημάτων ιοντίζουσών ακτινοβολιών», Ακτινοπροστασία Προσωπικού, Σ. Καμπανάρου, Ωνάσειο Καρδιοχειρουργικό Κέντρο, Ιούνιος 2006
- 12) Θερμοφωταύγεια και Εφαρμογές, Κ. Χριστοδουλίδης, ΣΕΜΦΕ, Σεμινάρια Φυσικής 2003
- 13) Ακτινοδιαγνωστικές Εφαρμογές Ακτίνων Χ, Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή Πανεπιστημίου Αθηνών
- 14) Radiation Effects on Eye Lens, Madan Rehani, Radiation Protection of Patients Unit, IAEA

- 15) Radiation-induced Cataracts, Jochen Graw, Helmholtz Centre Munich, Institute of Developmental Genetics, Laboratory of Molecular Eye Development, Paris, October 2010
- 16) J. Domienik, M. Brodecki, E. Carinou, L. Donadille, J. Jankowski, C. Koukorava, S. Krim, D. Nikodemova, N. Ruiz-Lopez, M. Sans-Mercé, L. Struelens, and F. Vanhavere, "Extremity and eye lens doses in interventional radiology and cardiology procedures: first results of the ORAMED project", *Radiat Prot Dosimetry* (2011) 144(1-4): 442-447
- 17) Vanhavere F., Carinou E., Donadille L., Ginjaume M., Jankowski J., Rimpler A. and Sans Merce M., 2008. An overview on extremity Dosimetry in medical applications, *Radiation Protection Dosimetry* ,129(1-3), 350-355
- 18) Gabriel Chodick, Nural Bekiroglu, Michael Hauptmann, Bruce H. Alexander, D. Michal Freedman, Michele Morin Doody, Li C. Cheung, Steven L. Simon, Robert M. Weinstock, André Bouville and Alice J. Sigurdson, 2008, Risk of Cataract after Exposure to Low Doses of Ionizing Radiation: A 20-Year Prospective Cohort Study among US Radiologic Technologists, *American journal of Epidemiology*, Volume 168, Issue 6, pp. 620-631
- 19) Pamela S. Douglas, Marian C. Limacher, Guido Germano, Warren K. Laskey, Bruce D. Lindsay, Marlene H. Mcketty, Mary E. Moore, Jeanny K. Park, Florence M. Prigent, Mary N. Walsh, Radiation Safety in the Practice of Cardiology, ACC EXPERT CONSENSUS DOCUMENT, *JACC* Vol. 31, No. 4, March 15, 1998:892–913
- 20) H. Stadtmann, 2001, Dose quantities in radiation protection and dosimeter calibration, *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 96, Nos 1-3, pp. 21-26
- 21) Vano E., Gonzales L., Beneytez F. and Moreno F, 1998. Lens injuries induced by occupational exposure in non optimized interventional radiology laboratories, *Br. J. Radiol*, 71(847), 728–733.
- 22) ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, International Commission on Radiological Protection, Publication 103, *Ann. ICRP* 37(2-4)
- 23) AAPM, 2001. Cardiac Catheterization Equipment Performance. American Association of Physicists in Medicine, Report No. 70, Madison. WI: Medical Physics Publishing
- 24) Council Directive 96/29/Euratom of 13 May 1996, laying down basic safety standards for the health protection of the general public and workers against the dangers of ionizing radiation, *Official Journal L-159* of 29.06.1996, 1.
- 25) International Organisation for Standardisation. X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy—Part 1: Radiation characteristics and production methods, *ISO 4037-1*, ISO (1997).
- 26) [http://www.ndt-ed.org/EducationResources/CommunityCollege/RadiationSafety/safe\\_use/exposure.htm](http://www.ndt-ed.org/EducationResources/CommunityCollege/RadiationSafety/safe_use/exposure.htm)
- 27) <http://panacea.med.uoa.gr/topic.aspx?id=128>
- 28) <http://www.eeae.gr/gr/docs/edu/eeae.pdf>
- 29) [http://mpl.med.uoa.gr/Downloads/ekpaideutiko%20yliko\\_seminaria.pdf](http://mpl.med.uoa.gr/Downloads/ekpaideutiko%20yliko_seminaria.pdf)

- 30) <http://panacea.med.uoa.gr/topic.aspx?id=924>
- 31) <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3734904>
- 32) <http://nefeli.lib.teicrete.gr/browse/stef/iat/2004/Avraam/attached-document/2004Avraam.pdf>
- 33) [http://www.biomed.ntua.gr/Portals/1/undergraduate/ergasthrio/askhsh\\_1.pdf](http://www.biomed.ntua.gr/Portals/1/undergraduate/ergasthrio/askhsh_1.pdf)
- 34) <http://www.csd.uoc.gr/~hy571/NOTES/x-rays.pdf>