



538 2005

A

371

ΔΙΑΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΑΚΟ -ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ
ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ-ΑΚΤΙΝΟΦΥΣΙΚΗ
ΤΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΣΧΟΛΗΣ, ΤΟΥ ΒΙΟΛΟΓΙΚΟΥ ΚΑΙ ΤΟΥ ΦΥΣΙΚΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΤΟΥ ΕΘΝΙΚΟΥ
ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟΥ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΑΘΗΝΩΝ,
ΤΟΥ ΙΑΤΡΙΚΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΤΟΥ ΑΡΙΣΤΟΤΕΛΕΙΟΥ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗΣ, ΤΟΥ
ΙΑΤΡΙΚΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΤΟΥ ΔΗΜΟΚΡΙΤΕΙΟΥ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΘΡΑΚΗΣ, ΤΟΥ ΙΑΤΡΙΚΟΥ
ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΤΟΥ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ, ΤΟΥ ΙΑΤΡΙΚΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΚΡΗΤΗΣ
(ΥΠΟΥΡΓΙΚΗ ΑΠΟΦΑΣΗ ΑΡΙΘΜ. Β7/371/12.8.98., ΦΕΚ 942/2.9.98 Τ.Β.)

ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΚΑΙ ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΠΡΟΤΥΠΟΥ ΜΕΤΡΗΤΗ ΟΛΟΣΩΜΟΥ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ

Ευτυχία Τζίμα
Φυσικός Ιατρικής-Ακτινοφυσικός

Διδακτορική Διατριβή

ΙΩΑΝΝΙΝΑ 2003



ΒΙΒΛΙΟΘΗΚΗ
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ



02600200184



99/2003



Η έγκριση της διδακτορικής διατριβής από την Ιατρική Σχολή του Πανεπιστημίου
Ιωαννίνων δεν υποδηλώνει αποδοχή των γνώμων του συγγραφέα.

(Νόμος 5343/32, άρθρο 202, παράγραφος 2)



Η αίτηση ανάθεσης της διδακτορικής διατριβής υπεβλήθη την 19-06-1995. Η τριμελής Συμβουλευτική Επιτροπή ορίστηκε την 27-06-1995 και απαρτιζόταν από τα κάτωθι μέλη:

1. ΓΛΑΡΟΣ Δημήτριος (Επιβλέπων), Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής Παν/μίου Ιωαννίνων
2. ΚΑΛΕΦ-ΕΖΡΑ Τζων (Μέλος), Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής Παν/μίου Ιωαννίνων
3. ΛΕΟΝΤΙΟΥ Ιωάννης (Μέλος), Επ. Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής Παν/μίου Ιωαννίνων

Το θέμα ορίστηκε την 13-07-1995 και η διδακτορική διατριβή κατατέθηκε την 20-03-2003 επί προεδρίας της Καθηγητού Αγνάντη Νίκης.

Η επταμελής Εξεταστική Επιτροπή συνίστατο από τα κάτωθι μέλη:

1. ΓΛΑΡΟΣ Δημήτριος, Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής Παν/μίου Ιωαννίνων
2. ΚΑΛΕΦ-ΕΖΡΑ Τζων, Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής Παν/μίου Ιωαννίνων
3. ΛΕΟΝΤΙΟΥ Ιωάννης, Επ. Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής Παν/μίου Ιωαννίνων
4. ΤΖΑΦΛΙΔΟΥ Μαργαρίτα, Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής Παν/μίου Ιωαννίνων
5. ΔΗΜΗΤΡΙΟΥ Παναγιώτης, Αν. Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής Παν/μίου Αθηνών
6. ΣΙΑΜΟΠΟΥΛΟΣ Κων/νος, Καθηγητής Νεφρολογίας Παν/μίου Ιωαννίνων
7. ΦΩΤΟΠΟΥΛΟΣ Ανδρέας, Επ. Καθηγητής Πυρηνικής Ιατρικής Παν/μίου Ιωαννίνων

Η διδακτορική διατριβή έγινε αποδεκτή με βαθμό "Άριστα".

Η Γραμματέας της Σχολής

ΕΥΑΓΓΕΛΙΑ ΤΣΑΓΓΑΛΑ



*αφιερώνεται
στην κορούλα μου*



ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η εργασία αυτή εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων.

Ολοκληρώνοντας την προσπάθεια αυτή, αισθάνομαι την ανάγκη να ευχαριστήσω όλους όσους με βοήθησαν, με την καθοδήγηση και την συμπαράστασή τους, κατά τη διάρκεια εκπόνησης της παρούσας εργασίας.

Αρχικά θέλω να ευχαριστήσω τον καθηγητή μου κ. Τζων Καλέφ-Εζρά, Καθηγητή του Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής, για την ακούραστη καθοδήγηση και συμπαράστασή του όλα αυτά τα χρόνια, το ενδιαφέρον του και τις συμβουλές του που συνέβαλαν καθοριστικά στην ολοκλήρωση της διδακτορικής διατριβής μου.

Επίσης ευχαριστώ τον Καθηγητή του Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής κ. Δημήτριο Γλάρο, που με μύησε στα μονοπάτια της Ιατρικής Φυσικής, για το ενδιαφέρον και τον ενθουσιασμό που μου ενέπνευσε καθ' όλο το διάστημα παραμονής μου στο εργαστήριο.

Θα ήθελα ακόμη να ευχαριστήσω τον Επίκουρο καθηγητή κ. Γιάννη Λεοντίου για το ενδιαφέρον, τις χρήσιμες συμβουλές και τον πρακτικό τρόπο σκέψης που μου ενέπνευσε.

Ιδιαίτερες ευχαριστίες οφείλω στον κ. Ίωνα Σταματελάτο, Ερευνητή Β' του Ινστιτούτου Πυρηνικής Τεχνολογίας-Ακτινοπροστασίας του ΕΚΕΦΕ "Δημόκριτος", για τη θερμή φιλοξενία στο χώρο εργασίας του, τη αμέριστη βοήθειά του στη χρήση του Monte-Carlo κώδικα MCNP, τη πρόθυμη συνεργασία και τις εποικοδομητικές συζητήσεις.

Θερμά ευχαριστώ τον Prof. Seiichi Yasumura για την φιλοξενία του στο Ιατρικό Τμήμα του Διεθνούς Εργαστηρίου Brookhaven της Νέας Υόρκης των Ηνωμένων Πολιτειών Αμερικής. Τον ευχαριστώ επίσης για το ενδιαφέρον του και την αμέριστη βοήθειά του σε επιστημονικά θέματα.

Ευχαριστώ επίσης όλο το Προσωπικό του Εργαστηρίου για τη φιλοξενία, τις διευκολύνσεις που μου παρείχαν και την συμπαράσταση και φιλική ενθάρρυνσή τους κατά τη συγγραφή της παρούσας εργασίας. Ιδιαίτερα ευχαριστώ την κ. Ματθίλδη Εσκινατζή, μέλος ΕΤΕΠ του Εργαστηρίου, που επιμελείται και κάνει ευχάριστο το χώρο εργασίας και για τη συντροφιά της στα διαλείμματα της κουραστικής μελέτης.

Θερμά ευχαριστώ τους φίλους μου μεταπτυχιακούς του Εργαστηρίου (παρόντες και απόντες πλέον από τα Εργαστήρια) για το ενδιαφέρον και τη βοήθεια, ιδιαίτερα κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης μου. Ευχαριστώ ιδιαίτερα τον Φυσικό Ιατρικής - Ακτινοφυσικό κ. Γεώργιο Μπόζιο για τη βοήθεια του σε θέματα ηλεκτρονικών υπολογιστών και την καλή του διάθεση.

Τέλος ευχαριστώ τους γονείς μου και τους φίλους μου, η συμπαράσταση και η συνεχής ενθάρρυνση των οποίων έκανε δυνατή την ολοκλήρωση αυτής της προσπάθειας, και τον σύζυγό μου και την κορούλα μου για τη διαρκή εμπύχωση του πρώτου και το χρόνο που με στερήθηκαν και οι δύο.



ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Ο Μετρητής Ολοσώμου Ακτινοβολίας (ΜΟΑ) χρησιμοποιείται για την εκτίμηση της εσωτερικής ραδιομόλυνσης με εκπομπούς ακτινοβολίας-γ. Πιθανές πηγές ακτινοβολίας, εκτός των ραδιονουκλιδίων (ΡΝ) που βρίσκονται συνήθως εντός του ανθρώπινου σώματος, όπως το ^{40}K , είναι τα ΡΝ που έχουν παραχθεί με τεχνητό τρόπο, όπως τα προϊόντα σχάσης ή ενεργοποίησης, αλλά και τα φυσικά ΡΝ των οποίων η παρουσία στο περιβάλλον έχει αυξηθεί από κάποια ανθρώπινη δραστηριότητα (τεχνολογικά αυξημένη φυσική ραδιενέργεια). Ο ΜΟΑ του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, που τέθηκε για πρώτη φορά σε λειτουργία το 1986, αναβαθμίστηκε ριζικά με την προσθήκη 14 ανιχνευτών NaI(Tl) (15.7cm x 5cm) και ενός ανιχνευτή Ge στους δύο προϋπάρχοντες ανιχνευτές NaI(Tl) (29.2cm x 10.2cm).

Ο σχεδιασμός του νέου ΜΟΑ έγινε με χρήση του κώδικα Monte Carlo MCNP-4B. Ο κώδικας χρησιμοποιήθηκε για την προσομοίωση της ανιχνευτικής διάταξης, της θωράκισης και του εξεταζόμενου ανθρώπου. Μελετήθηκαν πέντε γεωμετρίες, τρεις ακίνητης κλίνης και δύο με σάρωση της κλίνης σε σήραγγα. Κριτήρια επιλογής της βέλτιστης γεωμετρίας ήταν η απόδοση ανίχνευσης, η ομοιομορφία και η ελάχιστη ανιχνεύσιμη ραδιενέργεια φωτονίων ενέργειας 1.46 MeV. Επιλέχθηκε η γεωμετρία σάρωσης με τους ανιχνευτές τοποθετημένους κεντρικά σε σήραγγα μήκους 2 m (12000 kg Pb). Επτά ανιχνευτές NaI(Tl) θα είναι τοποθετημένοι πάνω και επτά κάτω από την κλίνη. Οι δύο 29.2cm x 10.2cm ανιχνευτές NaI(Tl) , καθώς και ο ανιχνευτής Ge , θα είναι τοποθετημένοι στα πλάγια της κλίνης.

Με χρήση του κώδικα υπολογίσθηκε η απόδοση ανίχνευσης του ΜΟΑ για πηγές φωτονίων ενέργειας 0.06 έως 1.46 MeV τόσο ομοιόμορφα όσο και ανομοιόμορφα κατανεμημένες μέσα στο ανθρώπινο σώμα. Επίσης εκτιμήθηκε η εξάρτηση της απόδοσης του ΜΟΑ από τη σωματική διάπλαση του εξεταζόμενου, την κατανομή του ραδιονουκλιδίου (ρν) εντός του σώματός του, και τη θέση του εξεταζόμενου στην κλίνη. Συνδυάστηκε το μαθηματικό μοντέλο εξεταζόμενου «BOMAB» με τα μοντέλα εξεταζόμενων διαφόρων ηλικιών των Christy και Eckerman και χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό Bodybuilder™. Επίσης έγινε χρήση μαθηματικών μοντέλων για την περιγραφή οργάνων και περιοχών του σώματος, ανάλογα με την ηλικία του εξεταζόμενου.

Ο κώδικας MCNP επέτρεψε την λεπτομερή εξομοίωση της γεωμετρίας της πηγής, του ανθρώπινου σώματος, των ανιχνευτών και της θωράκισης, που είναι απαραίτητη για τον σχεδιασμό και τη βαθμονόμηση ενός ΜΟΑ με πολλούς ανιχνευτές.



ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 : Εισαγωγή

1.1. Μετρητές ολοσώμου ακτινοβολίας	1
1.2. Ιστορικά στοιχεία	2
1.3. ΜΟΑ του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων προς αναβάθμιση	2
1.4. Αντικείμενο εργασίας	3

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 : Ανιχνευτές γ και x-ακτινοβολίας

2.1. Γενικά	5
2.2. Χαρακτηριστικά ανιχνευτών	10
2.2.1. Ευαισθησία	10
2.2.2. Ενεργειακή απόκριση ανιχνευτή	10
2.2.3. Συνάρτηση ενεργειακής απόκρισης ανιχνευτή	10
2.2.4. Χρόνος απόκρισης – Νεκρός χρόνος	11
2.2.5. Απόδοση του ανιχνευτή	12
2.2.6. Ενεργειακή διακριτική ικανότητα ανιχνευτή	12

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: Μετρητές Ολοσώμου Ακτινοβολίας (Μ.Ο.Α.)

3.1. Βασικά μέρη ενός ΜΟΑ	15
3.1.1. Θωράκιση	15
3.1.2. Ανιχνευτές	18
3.1.3. Ηλεκτρονική διάταξη	19
3.2. Γεωμετρίες ανιχνευτών – εξεταζομένων	19
3.3. Βασικά χαρακτηριστικά ΜΟΑ	22
3.3.1. Ευαισθησία – Ελάχιστη Ανιχνεύσιμη Ποσότητα (ΕΑΠ)	22
3.3.2. Σχετική απόκλιση	26
3.3.3. Σχετική ακρίβεια	27
3.3.4. Εξάρτηση από τη σωματική διάπλαση του εξεταζομένου	27
3.3.5. Χωρική εξάρτηση-Ομοιομορφία μέτρησης	27
3.4. Μέτρηση Ολοσώμου Ακτινοβολίας	28
3.4.1. Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα της μέτρησης ολοσώμου ακτινοβολίας	28
3.4.2. Απαραίτητες προϋποθέσεις μέτρησης	28
3.4.3. Διαδικασία μέτρησης	29



3.4.4. Ραδιενέργεια εντός του σώματος	30
3.4.5. Κριτήρια μέτρησης ραδιονουκλιδίων εντός του σώματος	31
3.5. Βαθμονόμηση ΜΟΑ	33
3.5.1. Τεχνική βαθμονόμησης	33
3.5.2. Προγράμματα ποιοτικού ελέγχου ΜΟΑ - Συγκριτικές μελέτες	34
3.6. Ερμηνεία αποτελεσμάτων μέτρησης	37
3.6.1. Δεδομένα προς κατοχύρωση	37
3.6.2. Επεξεργασία αποτελεσμάτων ΜΟΑ για την εκτίμηση δόσης	37
3.6.3 Υπολογισμός αρχικής εναπόθεσης ρν εντός του σώματος	38
3.6.4 Υπολογισμός δόσης λόγω εσωτερικής ακτινοβολήσης	39
3.6.5 Σφάλματα στις μετρήσεις	41

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: Εφαρμογές ΜΟΑ

4.1. Ακτινοπροστασία εργαζομένων και κοινού	43
4.2. Κλινικές εφαρμογές	47
4.2.1. <i>In vivo</i> στοιχειακή ανάλυση ανθρώπινου σώματος	48
4.2.2. Καθορισμός ολόσωμης ποσότητας καλίου με χρήση ΜΟΑ	54
4.2.3. Μετρήσεις διαφόρων στοιχείων με ΜΟΑ για την εκτίμηση παθολογικών και μη καταστάσεων	57
4.3. ΜΟΑ για προσδιορισμό κατανομής ρν εντός του σώματος	58

ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: Υπολογιστική μέθοδος Monte-Carlo

5.1. Ιστορία και βασικά χαρακτηριστικά της μεθόδου Monte-Carlo	59
5.2. Προσομοίωση Monte-Carlo φαινομένων μεταφοράς ακτινοβολίας	61
5.3. Ανάλυση της τεχνικής Monte-Carlo	61
5.4. MC κώδικας MCNP	62
5.4.1. Λειτουργία κώδικα MCNP	62
5.4.1.1. Αλληλεπιδράσεις φωτονίων	63
5.4.1.2. Αλληλεπιδράσεις ηλεκτρονίων	67
5.4.2. Γενικά χαρακτηριστικά κώδικα MCNP	67
5.4.2.1. Γεωμετρία του MCNP	69
5.4.2.2. Προσδιορισμός πηγής	70
5.4.2.3. Απογραφές και έξοδος	70
5.4.2.4. Εκτίμηση Σφαλμάτων	72
5.4.2.4.1. Μείωση Διακύμανσης	73



ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: Χαρακτηριστικά ανιχνευτών Μ.Ο.Α.

6.1. Περιγραφή ανιχνευτών	75
6.2. Εκτίμηση της απόδοσης με τη μέθοδο MC - Ακριβής περιγραφή ανιχνευτών NaI(Tl)	77
6.2.1. Υπολογισμός ενεργού όγκου ανιχνευτών NaI(Tl)	78
6.2.2. Προσδιορισμός της επίδρασης του περιβλήματος και των πλησίων του κρυστάλλου υλικών στην απόδοσή του	78
6.2.2.1. Κατασκευαστικά στοιχεία ανιχνευτή NaI(Tl)	78
6.2.2.2. Μέθοδος προσδιορισμού ισοδύναμου πάχους περιβλήματος των κρυστάλλων NaI(Tl) του ΜΟΑ	81
6.2.3. Ενεργειακή διακριτική ικανότητα ανιχνευτών NaI(Tl)	83

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7: Επιλογή γεωμετρίας κατασκευής

7.1. Γεωμετρίες προς μελέτη και τοποθέτησή τους στο διαθέσιμο χώρο	85
7.2. Δεδομένα προσομοίωσης στις υπό μελέτη γεωμετρίες	87
7.2.1. Γεωμετρίες σάρωσης	88
7.2.1.1. Γεωμετρία Α	88
7.2.1.2. Γεωμετρία Β	89
7.2.2. Γεωμετρίες ακίνητης κλίνης	91
7.2.2.1. Γεωμετρία Γ	91
7.2.2.2. Γεωμετρία Δ	91
7.2.2.3. Γεωμετρία Ε	93

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8: Παράγοντες μεταβολής της απόδοσης

8.1. Ανθρωπόμορφα ομοιώματα	95
8.2. Υπολογισμός ακτινοβολίας υποστρώματος και βαθμονόμηση ΜΟΑ με τη βοήθεια ομοιωμάτων	95
8.3. Υπολογιστικά μοντέλα για ανθρωπόμορφα ομοιώματα	96
8.4. Ομοιώματα που προσομοιάστηκαν	97
8.4.1. Ομοίωμα μορφής BOMAB	97
8.4.2. Ομοίωμα των Cristy και Eckerman με όργανα	108
8.5. Υπολογιστικά μοντέλα που χρησιμοποιήθηκαν για τη βαθμονόμηση του ΜΟΑ	112
8.5.1. Ομοίωμα BOMAB	112
8.5.2. Ομοίωμα των Cristy και Eckerman με όργανα	113
8.6. Κατανομές ραδιονουκλιδίων στα ομοιώματα	115
8.7. Μετατόπιση ομοιώματος	115



ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 9: Χαρακτηριστικά ανιχνευτών NaI(Tl) Μ.Ο.Α.

9.1. Ενεργός όγκος ανιχνευτών NaI(Tl)	117
9.2. Υπολογισμός ισοδύναμου πάχους αλουμινίου περιβαλλόντων του κρυστάλλου υλικών	119
9.3. Ενεργειακή διακριτική ικανότητα ανιχνευτών NaI(Tl)	122

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 10: Επιλογή γεωμετρίας με βάση την προσομοίωση

10.1. Αποτελέσματα προσομοίωσης γεωμετριών	127
<i>10.1.1. Γεωμετρίες σάρωσης</i>	127
10.1.1.1. Γεωμετρία Α	128
10.1.1.2. Γεωμετρία Β	130
<i>10.1.2. Γεωμετρίες ακίνητης κλίνης</i>	132
10.1.2.1. Γεωμετρία Γ	132
10.1.2.2. Γεωμετρία Δ	133
10.1.2.3. Γεωμετρία Ε	134
10.2. Συγκεντρωτικά αποτελέσματα - Σύγκριση γεωμετριών	135
10.3. Βελτιώσεις στην επιλεγμένη γεωμετρία Α	138
<i>10.3.1. Προσέγγιση της θωράκισης στους ανιχνευτές Α1 και μείωση του ύψους της σήραγγας</i>	140
10.3.1.1. ΑΦ/ΕΦ στο ΜΟΑ από το ομοίωμα	140
10.3.1.2. ΑΦ/ΕΦ στο ΜΟΑ από το υπόστρωμα	142
<i>10.3.2. Αλλαγές στη θωράκιση των άνω ανιχνευτών Α1</i>	144

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 11: Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ για πηγές με διαφορετικές ενέργειες σε ομοιόμορφες και μη κατανομές

11.1. Εισαγωγή	149
11.2. Μεταβολή της απόδοσης με την ηλικία του εξεταζομένου για ομοιόμορφη κατανομή ⁴⁰ K	149
11.3. Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ με τον όγκο σώματος του εξεταζομένου για ομοιόμορφη κατανομή ⁴⁰ K	154
11.3.1. Ομοίωμα παιδιού ηλικίας δέκα ετών	155
11.3.2. Ενήλικη γυναίκα ή παιδί ηλικίας δεκαπέντε ετών	159
11.3.3. Ενήλικας άνδρας	163
11.4. Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ με τον όγκο σώματος του εξεταζομένου για ομοιόμορφη κατανομή ¹³⁷ Cs	168



11.4.1 Ομοίωμα παιδιού ηλικίας δέκα ετών	168
11.4.2 Ενήλικη γυναίκα ή παιδί ηλικίας δεκαπέντε ετών	172
11.4.3 Ενήλικας άνδρας	177
11.5. Απόδοση ΜΟΑ σε ομοίωμα εύσωμου άνδρα και μικρόσωμης γυναίκας με ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K .	181
11.6. Υπολογισμός απόδοσης του ΜΟΑ στα ομοιώματα των Cristy και Eckerman: σύγκριση με τα ομοιώματα BOMAB και υπολογισμός απόδοσης σε ανομοιόμορφες κατανομές	183
11.6.1. Υπολογισμός απόδοσης στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman για ομοιόμορφη και μη κατανομή φωτονίων 1.46 MeV (^{40}K)	184
11.6.2. Υπολογισμός απόδοσης στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman για ομοιόμορφη και μη κατανομή φωτονίων 0.662 MeV (^{137}Cs)	186
11.6.3. Υπολογισμός απόδοσης στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman για ομοιόμορφη και μη κατανομή πηγής φωτονίων 0.365 MeV (^{131}I)	189
11.6.4. Υπολογισμός απόδοσης στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman για ομοιόμορφη και μη κατανομή πηγής φωτονίων 0.140 MeV ($^{99\text{m}}\text{Tc}$)	190
11.6.5. Υπολογισμός απόδοσης στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman για ομοιόμορφη και μη κατανομή φωτονίων 0.060 MeV (^{241}Am)	193
11.6.6. Υπολογισμός απόδοσης στο ομοίωμα των Cristy και Eckerman ενήλικης γυναίκας και εγκύου εννέα μηνών για ανομοιόμορφη κατανομή φωτονίων 1.46 MeV (^{40}K)	196
11.6.7. Υπολογισμός απόδοσης στο ομοίωμα των Cristy και Eckerman ενήλικης γυναίκας και εγκύου εννέα μηνών για ανομοιόμορφη κατανομή φωτονίων 0.662 MeV (^{137}Cs)	198
11.7. Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ με μετατόπιση του ομοιώματος σε άξονα εγκάρσιο της σάρωσης	200

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 12: Σχολιασμός αποτελεσμάτων-συμπεράσματα

12.1. Χαρακτηριστικά ανιχνευτών	203
12.1.1. Ενεργός όγκος	203
12.1.2. Περίβλημα	203
12.2. Επίλογή γεωμετρίας	205
12.3. Παράγοντες μεταβολής της απόδοσης στην επιλεγμένη γεωμετρία	209
12.3.1 Σωματική διάπλαση εξεταζομένου για ομοιόμορφες κατανομές ρ_V	209
12.3.2 Διαφορετικοί τύποι ομοιωμάτων-Ανομοιόμορφες κατανομές ρ_V	215
12.3.3 Απόδοση ΜΟΑ για το ^{40}K και το ^{137}Cs σε έγκυο εννέα μηνών	221
12.3.4 Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ με μη σωστή τοποθέτηση του εξεταζομένου	221



12.4. Προοπτικές	221
ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΕΛΛΗΝΙΚΗ	223
ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΑΓΓΛΙΚΗ (SUMMARY)	227
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	231
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ	243



ΛΙΣΤΑ ΠΙΝΑΚΩΝ

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 : Εισαγωγή

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 : Ανιχνευτές γ και x -ακτινοβολίας

Πίνακας 2.1: Φυσικά χαρακτηριστικά Ge	6
Πίνακας 2.2: Φυσικά χαρακτηριστικά κρυστάλλου NaI(Tl)	7
Πίνακας 2.3: Εναλλακτικοί ανόργανοι σπινθηριστές	8
Πίνακας 2.4: Σύγκριση οργανικών σπινθηριστών με NaI (Tl)	9

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: Μετρητές Ολοσώμου Ακτινοβολίας (Μ.Ο.Α.)

Πίνακας 3.1: Σύγκριση τιμών ΕΑΠ και ΕΟΠ για ρν σε πυρηνικούς σταθμούς παραγωγής ενέργειας	26
Πίνακας 3.2: Συνήθως ανιχνεύσιμα ρν σώματα	31
Πίνακας 3.3: Συντελεστές στάθμισης της ακτινοβολίας για διάφορα είδη ακτινοβολίας	39
Πίνακας 3.4: Συντελεστές στάθμισης ιστού w_T	41

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: Εφαρμογές ΜΟΑ

Πίνακας 4.1: Χαρακτηριστικά ραδιενεργού ατυχήματος μεγάλης κλίμακας	47
Πίνακας 4.2: Αποτελέσματα in vino NE	50
Πίνακας 4.3: Συγκέντρωση Καλίου σε ιστούς και όργανα του ανθρώπινου σώματος (ICRP 23)	54
Πίνακας 4.4: Χαρακτηριστικά ισοτόπων Καλίου	55

ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: Υπολογιστική μέθοδος Monte-Carlo

Πίνακας 5.1: Οι κατευθυντήριες γραμμές για την ερμηνεία του σχετικού σφάλματος R	72
--	----

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: Χαρακτηριστικά ανιχνευτών Μ.Ο.Α.

Πίνακας 6.1: Χαρακτηριστικά ανιχνευτή HpGe	76
Πίνακας 6.2: Λειτουργικά χαρακτηριστικά ανιχνευτή HpGe	76
Πίνακας 6.3: Χαρακτηριστικά πηγών πειράματος	82



ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7: Επιλογή γεωμετρίας κατασκευής

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8: Παράγοντες μεταβολής της απόδοσης σε ΜΟΑ

Πίνακας 8.1: Ομοίωμα νεογνό - ύψος=51.5 cm, όγκος=3626 cm ³	99
Πίνακας 8.2: Ομοίωμα ηλικίας ενός έτους - ύψος=74.96 cm, όγκος= 9650 cm ³	100
Πίνακας 8.3: Ομοίωμα ηλικίας πέντε ετών - ύψος=109 cm, όγκος= 18911 cm ³	100
Πίνακας 8.4: Ομοίωμα ηλικίας δέκα ετών - ύψος = 138.58 cm, όγκος= 31933 cm ³	100
Πίνακας 8.5: Ομοίωμα ηλικίας δεκαπέντε ετών ή ενήλικης γυναίκας - ύψος= 164 cm, όγκος = 57830 cm ³	101
Πίνακας 8.6: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα - ύψος = 174 cm, όγκος = 81353 cm ³	101
Πίνακας 8.7: Σχετικοί όγκοι τμημάτων του ομοιώματος εκφρασμένοι ως ποσοστά του συνολικού όγκου	101
Πίνακας 8.8: Ομοίωμα ηλικίας δέκα ετών-ύψος = 138.58 cm, όγκος = 25025 cm ³	102
Πίνακας 8.9: Ομοίωμα ηλικίας δέκα ετών-ύψος = 138.58 cm, όγκος = 30085 cm ³	102
Πίνακας 8.10: Ομοίωμα ηλικίας δέκα ετών-ύψος = 138.58 cm, όγκος=35052 cm ³	103
Πίνακας 8.11: Ομοίωμα ηλικίας δέκα ετών-ύψος = 138.58 cm, όγκος=40077 cm ³	103
Πίνακας 8.12: Ομοίωμα ηλικίας δεκαπέντε ετών ή ενήλικης γυναίκας - ύψος= 164 cm, όγκος = 50039 cm ³	103
Πίνακας 8.13: Ομοίωμα ηλικίας δεκαπέντε ετών ή ενήλικης γυναίκας - ύψος= 164 cm, όγκος = 60016 cm ³	104
Πίνακας 8.14: Ομοίωμα ηλικίας δεκαπέντε ετών ή ενήλικης γυναίκας - ύψος= 164 cm, όγκος = 70087 cm ³	104
Πίνακας 8.15: Ομοίωμα ηλικίας δεκαπέντε ετών ή ενήλικης γυναίκας - ύψος= 164 cm, όγκος = 79976 cm ³	104
Πίνακας 8.16: Ομοίωμα ηλικίας δεκαπέντε ετών ή ενήλικης γυναίκας - ύψος= 164 cm, όγκος = 89977 cm ³	104
Πίνακας 8.17: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα - ύψος = 174 cm, όγκος = 59952 cm ³	105
Πίνακας 8.18: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα - ύψος = 174 cm, όγκος = 69980 cm ³	105
Πίνακας 8.19: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα - ύψος = 174 cm, όγκος = 80078 cm ³	105
Πίνακας 8.20: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα - ύψος = 174 cm, όγκος = 89955 cm ³	106
Πίνακας 8.21: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα - ύψος = 174 cm, όγκος = 100076 cm ³	106
Πίνακας 8.22: Ομοίωμα εύσωμου ενήλικα άνδρα - ύψος = 190.6 cm, όγκος = 89304 cm ³	106
Πίνακας 8.23: Ομοίωμα μικρόσωμης γυναίκας-ύψος = 151 cm, όγκος=50048 cm ³	107
Πίνακας 8.24: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (BODYBUILDER) - ύψος=175.25 cm, όγκος=73000 cm ³	111
Πίνακας 8.25: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (BODYBUILDER) - ύψος=165.18 cm, όγκος=56.690 cm ³	111
Πίνακας 8.26: Χαρακτηριστικά υλικών ομοιωμάτων στο BODYBUILDER	114

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

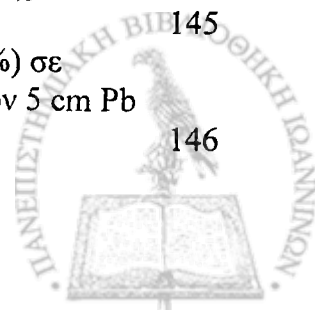
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 9: Χαρακτηριστικά ανιχνευτών NaI(Tl) Μ.Ο.Α.



Πίνακας 9.1: Απόδοση (%) φωτοκορυφής στον ανιχνευτή τύπου A1	119
Πίνακας 9.2: Απόδοση (%) φωτοκορυφής στον ανιχνευτή τύπου A2	120
Πίνακας 9.3: Απόδοση (%) φωτοκορυφής στον ανιχνευτή τύπου A2	122
Πίνακας 9.4: Ενεργειακή διακριτική ικανότητα ανιχνευτών A1	123
Πίνακας 9.5: Ενεργειακή διακριτική ικανότητα ανιχνευτών A2	123

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 10: Monte-Carlo αποτελέσματα από την προσομοίωση κάθε γεωμετρίας

Πίνακας 10.1: Γεωμετρία A – ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από το ομοίωμα	128
Πίνακας 10.2: Γεωμετρία A – ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από τον πλησιέστερο απέναντι τοίχο	129
Πίνακας 10.3: Γεωμετρία A – ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από το δάπεδο	129
Πίνακας 10.4: Γεωμετρία B – ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από το ομοίωμα	130
Πίνακας 10.5: Γεωμετρία B – ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από τον απέναντι τοίχο	131
Πίνακας 10.6: Γεωμετρία B – ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από το δάπεδο	131
Πίνακας 10.7: Γεωμετρία Γ – ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από ομοίωμα, πλαινό τοίχο, οροφή και δάπεδο	132
Πίνακας 10.8: Γεωμετρία Δ – ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από ομοίωμα, πλαινό τοίχο και δάπεδο (με και χωρίς θωράκιση από Pb)	133
Πίνακας 10.9: Γεωμετρία E – ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από ομοίωμα, πλαινό τοίχο και οροφή	134
Πίνακας 10.10: Σύγκριση γεωμετριών - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ΜΟΑ για φωτόνια 1.46 MeV από το ομοίωμα	135
Πίνακας 10.11: Σύγκριση γεωμετριών - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ΜΟΑ για φωτόνια 1.46 MeV από τοίχο	135
Πίνακας 10.12: Σύγκριση γεωμετριών - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ΜΟΑ για φωτόνια 1.46 MeV από δάπεδο	136
Πίνακας 10.13: Σύγκριση γεωμετριών - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ΜΟΑ για φωτόνια 1.46 MeV από οροφή	136
Πίνακας 10.14: Αξιολόγηση γεωμετριών (ανιχνευτές τύπου A1)	137
Πίνακας 10.15: Αξιολόγηση γεωμετριών (ανιχνευτές τύπου A2)	137
Πίνακας 10.16: Βελτιώσεις στην επιλεγμένη γεωμετρία A - ΑΦ/ΕΦ (%) στους ανιχνευτές από το κυλινδρικό ομοίωμα	140
Πίνακας 10.17: Βελτιώσεις στην επιλεγμένη γεωμετρία A - ΑΦ/ΕΦ (%) στους ανιχνευτές από το κυλινδρικό ομοίωμα (αφαίρεση τμημάτων μολύβδου - σχήμα 10.9)	141
Πίνακας 10.18: Βελτιώσεις στην επιλεγμένη γεωμετρία A - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από τον πλησίον απέναντι τοίχο	142
Πίνακας 10.19: Βελτιώσεις στην επιλεγμένη γεωμετρία A - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από το δάπεδο	143
Πίνακας 10.20: Βελτιώσεις στην επιλεγμένη γεωμετρία A - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από την οροφή	144
Πίνακας 10.21: Βελτιώσεις στην επιλεγμένη γεωμετρία A - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από τον απέναντι τοίχο. Θωράκιση άνω ανιχνευτών 5 cm Pb (σχήμα 10.10β)	145
Πίνακας 10.22: Βελτιώσεις στην επιλεγμένη γεωμετρία A - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από την οροφή. Θωράκιση άνω ανιχνευτών 5 cm Pb (σχήμα 10.10β)	146



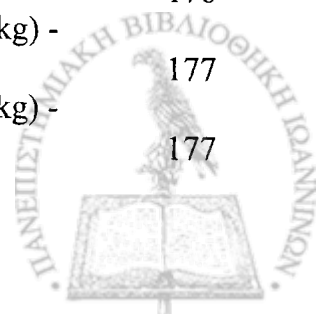
Πίνακας 10.23: Βελτιώσεις στην επιλεγμένη γεωμετρία A - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από την οροφή. Θωράκιση άνω ανιχνευτών συνδυασμός 10 cm και 5 cm Pb (σχήμα 10.10γ)	147
Πίνακας 10.24: Βελτιώσεις στην επιλεγμένη γεωμετρία A - ΑΦ/ΕΦ (%) από το υπόστρωμα	147

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 11: Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ για πηγές με διαφορετικές ενέργειες σε ομοιόμορφες και μη κατανομές

Πίνακας 11.1: Ομοίωμα: νεογνό (ύψος 51.5 cm, μάζα 3.626 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	149
Πίνακας 11.2: Ομοίωμα: ενός έτους (ύψος 74.96 cm, μάζα 9.650 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	150
Πίνακας 11.3: Ομοίωμα πέντε ετών (ύψος 109 cm, μάζα 18.911 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	150
Πίνακας 11.4: Ομοίωμα δέκα ετών (ύψος 138.58 cm, μάζα 31.933 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	151
Πίνακας 11.5: Ομοίωμα δεκαπέντε ετών ή ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 57.830 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	151
Πίνακας 11.6: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 81.353 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	152
Πίνακας 11.7: Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 1.46 MeV) με την ηλικία για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K	153
Πίνακας 11.8: Ομοίωμα δέκα ετών (ύψος 138.58 cm, μάζα 25.025 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	155
Πίνακας 11.9: Ομοίωμα δέκα ετών (ύψος 138.58 cm, μάζα 30.085 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	155
Πίνακας 11.10: Ομοίωμα δέκα ετών (ύψος 138.58 cm, μάζα 35.052 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	156
Πίνακας 11.11: Ομοίωμα δέκα ετών (ύψος 138.58 cm, μάζα 40.077 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	156
Πίνακας 11.12: Απόδοση ΜΟΑ (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 1.46 MeV) με μεταβολή της μάζας για ομοίωμα ύψους ≈ 140 cm	157
Πίνακας 11.13: Τιμές παραμέτρων στη σχέση απόδοσης % (y) - μάζας ομοιώματος (x), ($y = a + b x$), για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K στο ομοίωμα ύψους 140 cm	157
Πίνακας 11.14: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 50.039 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	159
Πίνακας 11.15: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 60.016 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	159
Πίνακας 11.16: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 70.087 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	160
Πίνακας 11.17: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 79.976 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	160
Πίνακας 11.18: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 89.977 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	160
Πίνακας 11.19: Απόδοση ΜΟΑ (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 1.46 MeV) με μεταβολή της μάζας για ομοίωμα ύψους 164 cm	161



Πίνακας 11.20: Τιμές παραμέτρων στη σχέση απόδοσης % (y) - μάζας ομοιώματος (x), ($y = a + b x$), για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K στο ομοίωμα ύψους 164 cm	163
Πίνακας 11.21: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 59.952 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	163
Πίνακας 11.22: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 69.980 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	164
Πίνακας 11.23: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 80.078 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	164
Πίνακας 11.24: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 89.955 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	165
Πίνακας 11.25: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 100.076 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 1.46 MeV	165
Πίνακας 11.26: Απόδοση MOA (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 1.46 MeV) με μεταβολή της μάζας για ομοίωμα ύψους 175 cm	166
Πίνακας 11.27: Τιμές παραμέτρων στη σχέση απόδοσης % (y) - μάζας ομοιώματος (x), ($y = a + b x$), για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K στο ομοίωμα ύψους 175 cm	167
Πίνακας 11.28: Ομοίωμα δέκα ετών (ύψος 138.6 cm, μάζα 25.025 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια 0.662 MeV	168
Πίνακας 11.29: Ομοίωμα δέκα ετών (ύψος 138.6 cm, μάζα 30.085 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV	169
Πίνακας 11.30: Ομοίωμα δέκα ετών (ύψος 138.6 cm, μάζα 35.052 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV	169
Πίνακας 11.31: Ομοίωμα δέκα ετών (ύψος 138.6 cm, μάζα 40.077 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV	170
Πίνακας 11.32: Απόδοση MOA (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 0.662 MeV) με μεταβολή της μάζας για ομοίωμα ύψους 140 cm	170
Πίνακας 11.33: Τιμές παραμέτρων στη σχέση απόδοσης % (y) - μάζας ομοιώματος (x), ($y = a + b x$), για ομοιόμορφη κατανομή ^{137}Cs στο ομοίωμα ύψους 140 cm	172
Πίνακας 11.34: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 50.039 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV	172
Πίνακας 11.35: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 60.016 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV	173
Πίνακας 11.36: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 70.087 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV	173
Πίνακας 11.37: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 79.976 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV	174
Πίνακας 11.38: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 89.977 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV	174
Πίνακας 11.39: Απόδοση MOA (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 0.662 MeV) με μεταβολή της μάζας για ομοίωμα ύψους 164 cm	175
Πίνακας 11.40: Τιμές παραμέτρων στη σχέση απόδοσης % (y) - μάζας ομοιώματος (x), ($y = a + b x$), για ομοιόμορφη κατανομή ^{137}Cs στο ομοίωμα ύψους 164 cm	176
Πίνακας 11.41: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 59.952 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV	177
Πίνακας 11.42: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 69.980 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV	177



Πίνακας 11.43: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 80.078 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV	178
Πίνακας 11.44: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 89.955 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV	178
Πίνακας 11.45: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 100.076 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV	179
Πίνακας 11.46: Απόδοση MOA (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 0.662 MeV) με μεταβολή της μάζας για ομοίωμα ύψους 175 cm	179
Πίνακας 11.47: Τιμές παραμέτρων στη σχέση απόδοσης % (y) - μάζας ομοιώματος (x), ($y = a + b x$), για ομοιόμορφη κατανομή ^{137}Cs στο ομοίωμα ύψους 175 cm	181
Πίνακας 11.48: Ομοίωμα εύσωμου ενήλικα άνδρα (ύψος 190.6 cm, μάζα 89.304 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV	181
Πίνακας 11.49: Ομοίωμα μικρόσωμης ενήλικης γυναίκας (ύψος 151 cm, μάζα 50.048 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV	182
Πίνακας 11.50: Μεταβολή της απόδοσης του MOA (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 1.46 MeV) για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K σε δύο ειδικά ομοιώματα	182
Πίνακας 11.51: Ομοίωμα ενήλικα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: ομοιόμορφη κατανομή φωτονίων ενέργειας 1.46 MeV	184
Πίνακας 11.52: Ομοίωμα ενήλικα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 1.46 MeV μόνο στα μαλακά μόρια	185
Πίνακας 11.53: Ομοίωμα ενήλικα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 1.46 MeV μόνο στο σκελετό	185
Πίνακας 11.54: Ομοίωμα ενήλικα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 1.46 MeV μόνο στην ουροδόχο κύστη	186
Πίνακας 11.55: Μεταβολή της απόδοσης του MOA (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 1.46 MeV) στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman	186
Πίνακας 11.56: Ομοίωμα ενήλικα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: ομοιόμορφη κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.662 MeV	187
Πίνακας 11.57: Ομοίωμα ενήλικα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.662 MeV μόνο στα μαλακά μόρια	187
Πίνακας 11.58: Ομοίωμα ενήλικα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.662 MeV μόνο στο σκελετό	188
Πίνακας 11.59: Ομοίωμα ενήλικα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.662 MeV μόνο στην ουροδόχο κύστη	188
Πίνακας 11.60: Μεταβολή της απόδοσης των ανιχνευτών του MOA (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 0.662 MeV) στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman	189
Πίνακας 11.61: Ομοίωμα ενήλικα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: ομοιόμορφη κατανομή φωτονίων ενέργειας	189



Πίνακας 11.62: Ομοίωμα ενήλικα (ύψος 175.25 cm, μάζα \approx 76 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.365 MeV μόνο στο θυρεοειδή	190
Πίνακας 11.63: Μεταβολή της απόδοσης του MOA (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 0.365 MeV) στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman	190
Πίνακας 11.64: Ομοίωμα ενήλικα (ύψος 175.25 cm, μάζα \approx 76 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: ομοιόμορφη κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.140 MeV	191
Πίνακας 11.65: Ομοίωμα ενήλικα (ύψος 175.25 cm, μάζα \approx 76 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.140 MeV μόνο στα μαλακά μόρια	191
Πίνακας 11.66: Ομοίωμα ενήλικα (ύψος 175.25 cm, μάζα \approx 76 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.140 MeV μόνο στο σκελετό	192
Πίνακας 11.67: Ομοίωμα ενήλικα (ύψος 175.25 cm, μάζα \approx 76 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.140 MeV μόνο στην ουροδόχο κύστη	192
Πίνακας 11.68: Ομοίωμα ενήλικα (ύψος 175.25 cm, μάζα \approx 76 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.140 MeV μόνο στους πνεύμονες	193
Πίνακας 11.69: Μεταβολή της απόδοσης του MOA (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 0.140 MeV) στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman	193
Πίνακας 11.70: Ομοίωμα ενήλικα (ύψος 175.25 cm, μάζα \approx 76 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: ομοιόμορφη κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.060 MeV	194
Πίνακας 11.71: Ομοίωμα ενήλικα (ύψος 175.25 cm, μάζα \approx 76 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.060 MeV μόνο στα μαλακά μόρια	194
Πίνακας 11.72: Ομοίωμα ενήλικα (ύψος 175.25 cm, μάζα \approx 76 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.060 MeV μόνο στο σκελετό	195
Πίνακας 11.73: Ομοίωμα ενήλικα (ύψος 175.25 cm, μάζα \approx 76 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.060 MeV μόνο στην ουροδόχο κύστη	195
Πίνακας 11.74: Μεταβολή της απόδοσης του MOA (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 0.060 MeV) στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman	196
Πίνακας 11.75: Ομοίωμα ενήλικης (ύψος 165.18 cm, μάζα \approx 59 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 1.46 MeV μόνο στα μαλακά μόρια	197
Πίνακας 11.76: Ομοίωμα εγκύου εννέα μηνών (ύψος 165.18 cm, μάζα \approx 66 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 1.46 MeV μόνο στα μαλακά μόρια	197
Πίνακας 11.77: Μεταβολή της απόδοσης του MOA (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 1.46 MeV) σε ομοίωμα ενήλικης και εγκύου εννέα μηνών των Cristy και Eckerman για κατανομή ^{40}K μόνο στα μαλακά μόρια	198



Πίνακας 11.78: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 165.18 cm , μάζα \approx 59 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.662 MeV μόνο στα μαλακά μόρια	198
Πίνακας 11.79: Ομοίωμα εγκύου εννέα μηνών (ύψος 165.18 cm, μάζα \approx 66 kg) - Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.662 MeV μόνο στα μαλακά μόρια	199
Πίνακας 11.80: Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 0.662 MeV) σε ομοίωμα ενήλικης και εγκύου εννέα μηνών των Cristy και Eckerman για κατανομή ^{137}Cs μόνο στα μαλακά μόρια	199
Πίνακας 11.81: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα \approx 60 kg) στη θέση $y=0\text{cm}$	200
Πίνακας 11.82: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα \approx 60 kg) μετατοπισμένο στον y -άξονα κατά 2cm	200
Πίνακας 11.83: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα \approx 60 kg) μετατοπισμένο στον y -άξονα κατά 4cm	201
Πίνακας 11.84: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα \approx 60 kg) μετατοπισμένο στον y -άξονα κατά 6cm	201
Πίνακας 11.85: Απόδοση ΜΟΑ (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 1.46 MeV) με μετατόπιση του ομοιώματος	202

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 12: Σχολιασμός αποτελεσμάτων-συμπεράσματα

Πίνακας 12.1: Αξιολόγηση γεωμετριών ΜΟΑ	207
Πίνακας 12.2: Τιμές παραμέτρων στη σχέση απόδοσης % (y) - μάζας ομοιώματος (x), ($y = a + b x$), για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K στο ομοίωμα	210
Πίνακας 12.3: Τιμές παραμέτρων στη σχέση απόδοσης % (y) - μάζας ομοιώματος (x), ($y = a + b x$) για ομοιόμορφη κατανομή ^{137}Cs στο ομοίωμα	211
Πίνακας 12.4: Συντελεστές συσχέτισης R για την απόδοση % $y(M, Y)$ του ΜΟΑ σε σχέση με τις μεταβλητές M , Y , $(MY)^{1/2}$, $(M/Y)^{1/2}$ και (M/Y)	213
Πίνακας 12.5: Μεταβολή της απόδοσης των ανιχνευτών του ΜΟΑ (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο) για ομοιόμορφη κατανομή πηγής στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman σε συνάρτηση με την ενέργεια	216
Πίνακας 12.6: Λόγος της απόδοσης των ανιχνευτών A1 για ανομοιόμορφες κατανομές ως προς ομοιόμορφη κατανομή ρ	217
Πίνακας 12.7: Λόγος της απόδοσης των ανιχνευτών A2 για ανομοιόμορφες κατανομές ως προς ομοιόμορφη κατανομή ρ	217
Πίνακας 12.8: Λόγος της απόδοσης των ανιχνευτών του ΜΟΑ (A1+A2) για ανομοιόμορφες κατανομές ως προς ομοιόμορφη κατανομή ρ	217



ΛΙΣΤΑ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 : Εισαγωγή

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 : Ανιχνευτές γ και x -ακτινοβολίας

Σχήμα 2.1: Τυπική μεταβολή της ενδογενούς απόδοσης κορυφής με την ενέργεια του φωτονίου για n -τύπου και p -τύπου ομοαξονικό ανιχνευτή ισοδύναμου όγκου (<i>Knoll 2000</i>).	6
Σχήμα 2.2: "Phoswich" ανιχνευτής	8
Σχήμα 2.3: Φάσμα γ -ακτινοβολίας	11
Σχήμα 2.4: Ενεργειακή διακριτική ικανότητα	13

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: Μετρητές Ολοσώμου Ακτινοβολίας (Μ.Ο.Α.)

Σχήμα 3.1: Μ.Ο.Α. θωράκισης δωματίου ¹ (α) και «εγγύς» θωράκισης ² (β)	16
Σχήμα 3.2: Μείωση ακτινοβολίας υποστρώματος με διαφορετικό τύπο θωράκισης (<i>Dudley RA 1968</i>)	17
Σχήμα 3.3: Ορισμός ΕΑΠ (<i>Boecker 1991</i>)	22
Σχήμα 3.4: Φάσματα εξεταζόμενων 1 και 2	30
Σχήμα 3.5: Ομοίωμα αποτελούμενο από τούβλα υποκατάστατα ιστούς για προγράμματα σύγκρισης ΜΟΑ. Προσομοίωση διαφορετικών σωματικών διαπλάσεων (P1:παιδί, P4:ενήλικας) και διαφορετικής τοποθέτησης. (<i>Thieme και συν. 1996</i>)	36

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: Εφαρμογές ΜΟΑ

Σχήμα 4.1: Λειτουργικά μοντέλα σύνθεσης ανθρώπινου σώματος δύο, τεσσάρων και πέντε διαμερισμάτων (το καθένα βασισμένο σε μετρήσιμες παραμέτρους).	48
Σχήμα 4.2: Μοντέλο σύνθεσης ανθρώπινου σώματος τεσσάρων διαμερισμάτων (<i>Pierson και συν. 1989</i>)	49
Σχήμα 4.3: Αντιδράσεις νετρονιακής ενεργοποίησης	51

ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: Υπολογιστική μέθοδος Monte-Carlo

Σχήμα 5.1: Δομή Monte-Carlo τεχνικής	60
Σχήμα 5.2: Συντελεστές μαζικής εξασθένησης σε συνάρτηση με την ενέργεια	



φωτονίων	66
Σχήμα 5.3: Μορφή αρχείου εισόδου MCNP	68

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: Χαρακτηριστικά ανιχνευτών Μ.Ο.Α.

Σχήμα 6.1: Ανιχνευτής τύπου A1	75
Σχήμα 6.2: Ανιχνευτής τύπου A2	75
Σχήμα 6.3: Ανιχνευτής HpGe	76
Σχήμα 6.4: Δομή ανιχνευτή NaI(Tl)	78
Σχήμα 6.5: Περίβλημα κρυστάλλου NaI(Tl)	79
Σχήμα 6.6: Ανακλάσεις φωτός εσωτερικά και εξωτερικά του κρυστάλλου	80
Σχήμα 6.7: Πειραματική διάταξη για την εκτίμηση της επίδρασης του περιβλήματος του κρυστάλλου στην απόδοση του ανιχνευτή A1.	82

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7: Επιλογή γεωμετρίας κατασκευής

Σχήμα 7.1: Χώρος Μετρητή Ολοσώμου Ακτινοβολίας	85
Σχήμα 7.2: Τοποθέτηση ΜΟΑ σε γεωμετρίες σάρωσης	86
Σχήμα 7.3: Τοποθέτηση ΜΟΑ σε γεωμετρίες ακίνητης κλίνης	86
Σχήμα 7.4: Τοποθέτηση ανιχνευτών εντός της θωράκισης στη γεωμετρία Α	89
Σχήμα 7.5: Τοποθέτηση ανιχνευτών εντός της θωράκισης στη γεωμετρία Β	90
Σχήμα 7.6: Τοποθέτηση ανιχνευτών εντός της θωράκισης στη γεωμετρία Γ	91
Σχήμα 7.7: Τοποθέτηση ανιχνευτών εντός της θωράκισης στη γεωμετρία Δ	92
Σχήμα 7.8: Τοποθέτηση ανιχνευτών εντός της θωράκισης στη γεωμετρία Ε	93

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8: Παράγοντες μεταβολής της απόδοσης σε ΜΟΑ

Σχήμα 8.1: Δομή ομοιωμάτων προσομοίωσης	98
Σχήμα 8.2: Τμήματα ομοιώματος	99
Σχήμα 8.3: Μοντέλα προσομοίωσης Bodybuilder (α) ενήλικης γυναίκας, (β) παιδί ενός έτους, (γ) εγκύου 9 μηνών	108
Σχήμα 8.4: Παράδειγμα αρχείου δεδομένων χρήστη στο πρόγραμμα Bodybuilder	109
Σχήμα 8.5: Δομή σκελετού στο Bodybuilder	110
Σχήμα 8.6: Προσανατολισμός μοντέλου στο Καρτεσιανό Σύστημα Συντεταγμένων	112

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 9: Χαρακτηριστικά ανιχνευτών NaI(Tl) Μ.Ο.Α.

Σχήμα 9.1: Προσδιορισμός πάχους ενεργού όγκου ανιχνευτή A1	118
Σχήμα 9.2: Προσδιορισμός πάχους ενεργού όγκου ανιχνευτή A2	118
Σχήμα 9.3: Εκτίμηση πάχους περιβλήματος κρυστάλλου (A1) από πειραματικά	



και υπολογιστικά αποτελέσματα	120
Σχήμα 9.4: Εκτίμηση πάχους περιβλήματος κρυστάλλου (A2) από πειραματικά και υπολογιστικά αποτελέσματα	121
Σχήμα 9.5: Μείωση απόδοσης συναρτήσεως πάχους περιβλήματος κρυστάλλου για δύο ενέργειες	122
Σχήμα 9.6: Ενεργειακή διακριτική ικανότητα σε συνάρτηση με την ενέργεια για τους A1 και A2	124
Σχήμα 9.7: Εύρος φωτοκορυφής σε συνάρτηση με την ενέργεια για τους A1 και A2	124
Σχήμα 9.8: Συλλεγόμενο φάσμα από πηγή ^{214}Bi (A1 και A2 ανιχνευτές)	125

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 10: Monte-Carlo αποτελέσματα από την προσομοίωση κάθε γεωμετρίας

Σχήμα 10.1: Τοποθέτηση και αρίθμηση ανιχνευτών στη γεωμετρία A	128
Σχήμα 10.2: Τοποθέτηση και αρίθμηση ανιχνευτών στη γεωμετρία B	130
Σχήμα 10.3: Τοποθέτηση και αρίθμηση ανιχνευτών στη γεωμετρία Γ	132
Σχήμα 10.4: Τοποθέτηση και αρίθμηση ανιχνευτών στη γεωμετρία Δ	133
Σχήμα 10.5: Τοποθέτηση και αρίθμηση ανιχνευτών στη γεωμετρία E	134
Σχήμα 10.6: Τοποθέτηση ανιχνευτών A1 και A2 εντός της σήραγγας	138
Σχήμα 10.7: Μολύβδινη θωράκιση της διάταξης των ανιχνευτών στο σχ.10.6	138
Σχήμα 10.8: Βάση από σκυρόδεμα – μολύβδινη θωράκιση και τοποθέτηση κάτω ανιχνευτών A1	139
Σχήμα 10.9: Αφαίρεση μέρους μολύβδινης θωράκισης πλησίον των κάτω ανιχνευτών A1	141
Σχήμα 10.10: Μεταβολή πάχους θωράκισης πάνω ανιχνευτών A1	145

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 11: Μεταβολή της απόδοσης του MOA για πηγές με διαφορετικές ενέργειες σε ομοιόμορφες και μη κατανομές

Σχήμα 11.1: Απόδοση MOA (%) με χρήση των A1 ή A2 ανιχνευτών σε ομοιώματα που αντιπροσωπεύουν διαφορετικές ηλικίες με ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K	153
Σχήμα 11.2: Απόδοση MOA (%) για το σύνολο των ανιχνευτών σε ομοιώματα που αντιπροσωπεύουν διαφορετικές ηλικίες με ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K	154
Σχήμα 11.3α: Μεταβολή απόδοσης ανιχνευτών τύπου A1 και A2 με τη μάζα ομοιώματος ύψους 140 cm για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K	158
Σχήμα 11.3β: Μεταβολή απόδοσης MOA με τη μάζα ομοιώματος ύψους 140 cm για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K	158
Σχήμα 11.4α: Μεταβολή απόδοσης ανιχνευτών τύπου A1 και A2 με τη μάζα ομοιώματος ύψους 164 cm για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K	162
Σχήμα 11.4β: Μεταβολή απόδοσης MOA με τη μάζα ομοιώματος ύψους 164 cm για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K	162
Σχήμα 11.5α: Μεταβολή απόδοσης ανιχνευτών τύπου A1 και A2 με τη μάζα ομοιώματος ύψους 175 cm για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K	166
Σχήμα 11.5β: Μεταβολή απόδοσης MOA με τη μάζα ομοιώματος ύψους 175 cm	



για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K	167
Σχήμα 11.6α: Μεταβολή απόδοσης ανιχνευτών τύπου A1 και A2 με τη μάζα ομοιώματος ύψους 140 cm για ομοιόμορφη κατανομή ^{137}Cs	171
Σχήμα 11.6β: Μεταβολή απόδοσης ΜΟΑ με τη μάζα ομοιώματος ύψους 140 cm για ομοιόμορφη κατανομή ^{137}Cs	171
Σχήμα 11.7α: Μεταβολή απόδοσης ανιχνευτών τύπου A1 και A2 με τη μάζα ομοιώματος ύψους 164 cm για ομοιόμορφη κατανομή ^{137}Cs	175
Σχήμα 11.7β: Μεταβολή απόδοσης ΜΟΑ με τη μάζα ομοιώματος ύψους 164 cm για ομοιόμορφη κατανομή ^{137}Cs	176
Σχήμα 11.8α: Μεταβολή απόδοσης ανιχνευτών τύπου A1 και A2 με τη μάζα ομοιώματος ύψους 175 cm για ομοιόμορφη κατανομή ^{137}Cs	180
Σχήμα 11.8β: Μεταβολή απόδοσης ΜΟΑ με τη μάζα ομοιώματος ύψους 175 cm για ομοιόμορφη κατανομή ^{137}Cs	180
Σχήμα 11.9: Ομοιόμορφη κατανομή φωτονίων 1.46MeV σε ενήλικα (εγκάρσια κεντρική τομή στο ομοίωμα)	183
Σχήμα 11.10: Κατανομή φωτονίων 1.46 MeV στους ιστούς ενήλικα (εγκάρσια κεντρική τομή στο ομοίωμα)	183
Σχήμα 11.11: Κατανομή φωτονίων 0.014 MeV στην ουροδόχο κύστη ενήλικα (εγκάρσια μη κεντρική τομή στο ομοίωμα)	184
Σχήμα 11.12: Κατανομή φωτονίων 1.46 MeV σε ενήλικη γυναίκα (κάθετη μη κεντρική τομή στο ομοίωμα)	196
Σχήμα 11.13: Κατανομή φωτονίων 1.46 MeV σε έγκυο εννέα μηνών (κάθετη μη κεντρική τομή στο ομοίωμα)	196

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 12: Σχολιασμός αποτελεσμάτων-συμπεράσματα

Σχήμα 12.1: Υπό κατασκευή ΜΟΑ	208
Σχήμα 12.2: Απόδοση ΜΟΑ (A1 ανιχνευτές) σε συνάρτηση με το δείκτη σωματικής διάπλασης $(M/Y)^{1/2}$ για ενέργεια 1.46 MeV	214
Σχήμα 12.3: Απόδοση ΜΟΑ (A2 ανιχνευτές) σε συνάρτηση με το δείκτη σωματικής διάπλασης $(M/Y)^{1/2}$ για ενέργεια 1.46 MeV	214
Σχήμα 12.4: Απόδοση ΜΟΑ (σύνολο ανιχνευτών) σε συνάρτηση με το δείκτη σωματικής διάπλασης $(M/Y)^{1/2}$ για ενέργεια 1.46 MeV	215
Σχήμα 12.5: Απόδοση ανιχνευτών ΜΟΑ σε ομοιόμορφη κατανομή ρν σε συνάρτηση με την ενέργειά του	216
Σχήμα 12.6: Λόγος ομοιόμορφης κατανομής προς κατανομή στην ουροδόχο κύστη σε συνάρτηση με την ενέργειά του ρν	220



ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

Εισαγωγή

1.1. ΜΕΤΡΗΤΕΣ ΟΛΟΣΩΜΟΥ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ

Μετρητής Ολοσώμου Ακτινοβολίας, ΜΟΑ, ονομάζεται η διάταξη που χρησιμοποιείται για την ανίχνευση της ραδιενέργειας και την ποσοτικοποίηση ραδιονουκλιδίων που εκπέμπουν γ ή x -ακτινοβολία και βρίσκονται στους ιστούς και στα όργανα του ανθρώπινου σώματος. Αν και οι περισσότεροι ΜΟΑ χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση της ραδιενέργειας στο ανθρώπινο σώμα, έχουν κατασκευαστεί ορισμένοι που χρησιμοποιούνται αποκλειστικά για μετρήσεις σε ζώα (*Yasumura και συν. 1990, Yasumura και συν. 1993, Stamatelatos και συν. 1999*).

Η μέτρηση ολοσώμου ακτινοβολίας κάνει δυνατό τον καθορισμό της ραδιενέργειας που βρίσκεται στο σώμα του εξεταζομένου κατά τη διάρκεια της μέτρησης. Η ποσότητα αυτή δεν μπορεί να προσδιορίσει άμεσα την ραδιενέργεια που υπήρχε σε κάποιο πολύ προγενέστερο χρόνο, γιατί αυτό απαιτεί ακριβή γνώση μεταβολικών μοντέλων που περιγράφουν τη συμπεριφορά του ραδιονουκλιδίου στο σώμα του συγκεκριμένου εξεταζομένου. Επιπλέον από τη μέτρηση δεν μπορεί να προκύψει συμπέρασμα για την ακτινική επιβάρυνση του εξεταζομένου από πηγές που βρίσκονται εξωτερικά του σώματος.

Εκτός της μέτρησης ραδιονουκλιδίων λόγω πρόσληψης, η ακτινοβόληση με νετρόνια ή με υψηλής ενέργειας φωτόνια (>8 MeV) είναι δυνατό να μετατρέψει σταθερούς πυρήνες του σώματος σε ραδιενεργούς, που μπορεί να είναι μετρήσιμοι. Στην περίπτωση που οι πυρήνες αυτοί αποδιεγείρονται με μικρό χρόνο ημιζωής $T_{1/2}$ (λεπτά έως ημέρες) μπορούν να μετρηθούν με ΜΟΑ έως και μερικές εβδομάδες μετά την έκθεση.

Ως εκ τούτου οι ΜΟΑ χρησιμοποιούνται στην ακτινοπροστασία (*Berger 1981, Katoch και συν. 1988, Toohey και συν. 1991, Palmer και συν. 1991, Kalef-Ezra και συν. 1992, Kalef-Ezra και Yasumura 1997*), στην έρευνα και καθημερινή κλινική πράξη κυρίως για μεταβολικές μελέτες (*Stamatelatos και συν. 1999, Isaksson και συν. 2000*) και τον *in vivo* προσδιορισμό της σύστασης του ανθρώπινου σώματος σε φυσιολογικές και σε παθολογικές καταστάσεις (*Cohn και συν. 1985, Lukaski 1987, Yasumura και συν. 1990, Kalef-Ezra και συν. 1997, Kalef-Ezra και συν. 2000*). Στην εν λόγω κατηγορία μελετών ανήκει η μέτρηση της ολόσωμης ποσότητας ^{40}K , του ^{214}Pb και του ^{214}Bi καθώς και η στοιχειακή ανάλυση με νετρονιακή ενεργοποίηση για την εκτίμηση ασυμπτωματικών ατόμων και την διάγνωση και παρακολούθηση ορισμένων νοσημάτων. Οι μετρήσεις αυτές συνδυάζονται συχνά με *in vivo* μετρήσεις εκπομπών ακτινοβολίας- γ από μέρος του ανθρώπινου σώματος (*Glaros και συν. 1987, Glaros και συν. 1990, Estrada και Laurer 1993, Kalef-Ezra και συν. 1997*).



1.2. ΙΣΤΟΡΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

Οι πρώτες in vivo μετρήσεις ραδιονουκλιδίων θεωρείται ότι έγιναν το 1925 σε τεχνίτες κατασκευής ρολογιών που χειριζόταν άλατα του ^{226}Ra με πινελάκι, το οποίο ακουμπούσαν στα χείλη τους για την επιχρωμάτωση των ενδείξεων των ρολογιών. Για την in-vivo μέτρηση της γ -ακτινοβολίας από ^{226}Ra ο H.Schlundt χρησιμοποίησε θάλαμο ιονισμού σε απόσταση 30 cm από τον εξεταζόμενο. Η περιορισμένη απόδοση του θαλάμου και η ποιότητα των ηλεκτρονικών εκείνης της εποχής έδιναν όριο ανιχνευσιμότητας 5-100 mCi ^{226}Ra σε ισορροπία με τα θυγατρικά του. Το 1937 ο R.Evans χρησιμοποιώντας ανιχνευτές Geiger-Müller έλαβε υπόψη του τη γεωμετρία μέτρησης και την απορρόφηση της γ -ακτινοβολίας από τους ιστούς του εξεταζομένου, θέτοντας κατά κάποιο τρόπο τη βάση των μετρητών ολόσωμου ακτινοβολίας. Η μεγαλύτερη απόδοση των ανιχνευτών Geiger-Müller καθώς και η βελτίωση των ηλεκτρονικών μείωσαν το όριο ανιχνευσιμότητας, το οποίο όμως πάλι ήταν μεγαλύτερο από τη συνήθη φυσική ραδιενέργεια στο ανθρώπινο σώμα. Το 1957 ο E.C.Anderson χρησιμοποίησε ως ανιχνευτές υγρούς σπινθηριστές σε γεωμετρία μέτρησης 4π. Η ευαισθησία του συστήματος ήταν υψηλή λόγω του μεγάλου όγκου του ανιχνευτή, η ομοιομορφία της μέτρησης ήταν καλή, αλλά η ενεργειακή διακριτική ικανότητα ήταν πολύ περιορισμένη.

Η ανάπτυξη της πυρηνικής έρευνας σε στρατιωτικό, ενεργειακό αλλά και επιστημονικό επίπεδο τα επόμενα χρόνια, καθώς και η πρόθεση να μειωθεί η ακτινική επιβάρυνση σε εργαζομένους από εσωτερικά αποτιθέμενα ραδιονουκλίδια οδήγησε στη διαρκή βελτίωση των ανιχνευτικών συστημάτων και των μετρούμενων τεχνικών. Με την είσοδο των σπινθηριστών NaI(Tl) η μέτρηση ολόσωμης ραδιενέργειας έγινε η μέτρηση ρουτίνας για τον προσδιορισμό της εσωτερικής ραδιομόλυνσης σε εργαζομένους. Η τεχνική έγινε ευρέως διαδεδομένη στα τέλη της δεκαετίας του 1950 για τη μέτρηση π.χ. του ^{137}Cs στον άνθρωπο εξαιτίας της ατμοσφαιρικής ρύπανσης από πυρηνικά όπλα. Στις περισσότερες περιοχές του κόσμου ακολούθησε μία σταθερή πτώση του επιπέδου της εσωτερικής ραδιομόλυνσης σε ραδιενεργό καίσιο μέχρι το 1962, ενώ το 1970 το επίπεδο έπεσε χαμηλότερα από τα όρια ανιχνευσιμότητας των περισσότερων συστημάτων MOA. Το ατύχημα στο Chernobyl το 1986 επανέφερε στο προσκήνιο τους MOA που χρησιμοποιήθηκαν για την εκτίμηση της εσωτερικής ραδιομόλυνσης του γενικού πληθυσμού.

Στις αρχές της δεκαετίας του 1980 νέοι τύποι ανιχνευτών αποτελούμενοι από ημιαγώγιμα υλικά (π.χ. ανιχνευτές γερμανίου) έκαναν την εμφάνισή τους, με πολύ καλύτερη ενεργειακή διακριτική ικανότητα αλλά συνήθως χαμηλότερη ανιχνευτική απόδοση και άρχισαν να χρησιμοποιούνται για μετρήσεις ολόσωμου ακτινοβολίας.

Η χρήση των MOA σήμερα δεν εστιάζεται πλέον στην εκτίμηση εσωτερικής ραδιομόλυνσης λόγω ατυχημάτων, όπως αρχικά και σχεδόν αποκλειστικά γινόταν, αλλά βρίσκει πολλαπλές εφαρμογές, κλινικά και ερευνητικά.

1.3. MOA ΤΟΥ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ ΠΡΟΣ ΑΝΑΒΑΘΜΙΣΗ

Από τις αρχές του 1986 λειτουργούσε στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων (ΕΙΦΠΙ) MOA για μετρήσεις ακτινοπροστασίας και για μετρήσεις ολόσωμου καλίου. Ο μετρητής διέθετε δύο ανιχνευτές NaI(Tl) διαστάσεων



29.2 cm x 10.2 cm. Η μεταξύ των ανιχνευτών απόσταση μπορούσε να μεταβληθεί κατά βούληση από 1 cm έως 1.2 m και με αυτό τον τρόπο ο ΜΟΑ να μετατραπεί και σε μετρητή μέρους του σώματος ή ακόμα και μετρητή δειγμάτων. Η μείωση της ακτινοβολίας υποστρώματος επιτυγχάνονταν με «εγγύς» θωράκιση από Pb πάχους 10 cm. Ο εξεταζόμενος σε μία συνήθη ολόσωμη μέτρηση ξάπλωνε σε ηλεκτροκίνητο κρεβάτι, μήκους 2 m, το οποίο κινούνταν μέσα σε σήραγγα μεταξύ των δύο ανιχνευτών με σταθερή, επιλεγόμενη ταχύτητα, από 0.1 cm/min έως και 50 cm/min. Ο ΜΟΑ χρησιμοποιήθηκε τόσο για ιατρικές μελέτες όσο και για την αποτίμηση της εσωτερικής ραδιομόλυνσης του γενικού πληθυσμού, αλλά και ασθενών ορισμένων κατηγοριών (π.χ. αιμοκαθαιρομένων ασθενών, ασθενών με β-μεσογειακή αναιμία) λόγω του ατυχήματος του Τσερνομπίλ.

Με τον ΜΟΑ του ΕΙΦΠΙ μετρήθηκε η ολόσωμη ποσότητα καλίου σε ομάδες φυσιολογικών ατόμων (νεογνά ως υπερήλικες) με διαφορετικά ανθρωπομετρικά στοιχεία αλλά και σε άτομα με χρόνιες μεταβολικές παθήσεις (Καλέφ-Εζρά και συν. 1989, Λεοντίου και συν. 1989, Kalef-Ezra και συν. 1997). Επίσης αξιολογήθηκε η ραδιενεργός επίπτωση στην Ελλάδα από τα ραδιενεργά ισότοπα του καισίου ^{137}Cs και ^{134}Cs από πυρηνικό ατύχημα του Τσερνομπίλ. Με in vivo μετρήσεις, σε διάφορες ομάδες ατόμων, έγινε δυνατός ο προσδιορισμός των εσωτερικών δόσεων ακτινοβολίας κατά τα πέντε πρώτα χρόνια μετά το ατύχημα. (Καλέφ-Εζρά και Γλάρος 1989, Kalef-Ezra και συν. 1992, Kalef-Ezra και Yasumura 1997).

Η βαθμονόμηση του ΜΟΑ για ολόσωμες μετρήσεις γινόταν χρησιμοποιώντας ανθρωπόμορφα ομοιώματα γεμάτα με υδατικά διαλύματα ραδιονουκλιδίων, ρν, γνωστής ραδιενέργειας. Τα ομοιώματα αποτελούνταν από κυλινδρικά και ελλειψοειδή δοχεία τα οποία με κατάλληλο συνδυασμό προσομοίαζαν το ανθρώπινο σώμα σε διαφορετικούς σωματότυπους. Βρέθηκε ότι μικρός αριθμός ομοιωμάτων δεν είναι αρκετός για την σωστή εκτίμηση της απόδοσης του ΜΟΑ ή για την ανάπτυξη ενός προσεγγιστικού πίνακα ή γραφικής παράστασης με τιμές βαθμονόμησης που θα εφαρμόζονται στις μετρήσεις, ανάλογα με τη μάζα ή το δείκτη μάζας σώματος του εξεταζόμενου (Boddy και συν. 1971, Hansen και Allen 1996). Οι μεταβολές στα γεωμετρικά στοιχεία του ομοιώματος φαίνονται να έχουν και διαφορετική επίδραση ανάλογα με το ρν που μας ενδιαφέρει και γενικά τα συστηματικά σφάλματα στη βαθμονόμηση είναι ικανά να δώσουν σημαντικές αποκλίσεις (Λεοντίου 1990, Ishikawa και Uchiyama 1997).

1.4. ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΟ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο ΜΟΑ του ΕΙΦΠΙ αναβαθμίσθηκε ριζικά με την προσθήκη δεκατεσσάρων κυλινδρικών σπινθηριστών NaI(Tl) (15 cm x 5 cm) και ενός ανιχνευτή υπερκαθαρού γερμανίου (hpGe) στους δύο προϋπάρχοντες κυλινδρικούς ανιχνευτές σπινθηρισμού NaI(Tl) (29.2 cm x 10.2 cm). Για το σχεδιασμό του έγινε χρήση του κώδικα Monte Carlo MCNP-4B και μελετήθηκαν εναλλακτικοί σχεδιασμοί θωράκισης και θέσεων των σπινθηριστών. Η απαίτηση ακριβούς προσομοίωσης οδήγησε σε έλεγχο των σπινθηριστών, όσον αφορά τον ακριβή ενεργό όγκο τους και την επίδραση του περιβλήματός τους (εκτίμηση σε ισοδύναμο πάχος αλουμινίου) στην απόδοσή τους, με συνδυασμό πειραματικής και υπολογιστικής μεθόδου. Για κάθε υποψήφια γεωμετρία έγινε προσομοίωση του χώρου τοποθέτησης, της ανιχνευτικής διάταξης, της θωράκισης και του εξεταζόμενου.



Μελετήθηκαν πέντε συνολικά βασικές γεωμετρίες, τρεις ακίνητης κλίνης και δύο με σάρωση της κλίνης σε σήραγγα. Κριτήρια επιλογής της βέλτιστης γεωμετρίας ήταν η απόδοση ανίχνευσης, η ομοιομορφία μέτρησης και η ελάχιστη ανιχνεύσιμη ραδιενέργεια. Για την τελική επιλογή συνεκτιμήθηκε η άνεση του εξεταζομένου σε κάθε γεωμετρία και το κόστος κατασκευής. Η επιλογή έγινε με βάση τα αναμενόμενα τεχνικά χαρακτηριστικά του MOA για μετρήσεις φωτονίων ενέργειας 1.46 MeV, δεδομένου ότι η ποσοτικοποίηση του καλίου μέσω του ^{40}K είναι κλινικά πολύ σημαντική επειδή επιτρέπει την έμμεση *in vivo* μέτρηση δύο παραμέτρων που είναι ιδιαίτερα σημαντικές κλινικά, της μυϊκής και της κυτταρικής μάζας.

Η γεωμετρία που επιλέχθηκε ελέγχθηκε όσον αφορά τη μεταβολή της ανιχνευτικής απόδοσής της για διαφορετικές σωματικές διαπλάσεις εξεταζομένων σε διάφορες ηλικίες με χρήση του κώδικα. Η θεωρητική βαθμονόμηση έγινε με συνδυασμό του μαθηματικού μοντέλου διαστάσεων ανθρωπομορφικών ομοιωμάτων εξεταζομένων διαφόρων ηλικιών των Christy και Eckerman (ORNL 1987). Υπολογίστηκε η απόδοση ανίχνευσης του MOA για φωτόνια ενέργειας 0.06 έως 1.46 MeV, για ομοιόμορφες και μη κατανομές πηγών. Στις μη ομοιόμορφες κατανομές χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό Bodybuilder™ (Van Riper 1997), που βασίζεται στα μοντέλα των Christy και Eckerman και με επιλογή του χρήστη αναπαράγει ομοίωμα οποιασδήποτε ηλικίας, με ή δίχως όργανα, για την απευθείας εισαγωγή του στον κώδικα MCNP. Η απόδοση ανίχνευσης του MOA σε κάθε ομοίωμα υπολογίστηκε αφού λήφθηκε ο μέσος όρος έντεκα ισαπεχόντων θέσεων κατά μήκος της σήραγγας.

Οι προβλέψεις της προσομοίωσης θα ελεγχθούν και πειραματικά μετά το πέρας της κατασκευής του MOA για ορισμένες περιπτώσεις και εφόσον βρεθεί ικανοποιητική ταύτιση, η βαθμονόμηση του θα γίνεται με βάση τα σωματομετρικά στοιχεία κάθε εξεταζόμενου και την κατανομή του ρν, με παρεμβολή στα δεδομένα απόδοσης ανίχνευσης που εκτιμήθηκαν κάνοντας χρήση της τεχνικής Monte Carlo. Επιπλέον συγκρίθηκε η απόδοση που υπολογίστηκε για τον παλαιό MOA του ΕΙΦΠΙ με αυτήν που είχε μετρηθεί.



ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

Ανιχνευτές γ και x -ακτινοβολίας

2.1. ΓΕΝΙΚΑ

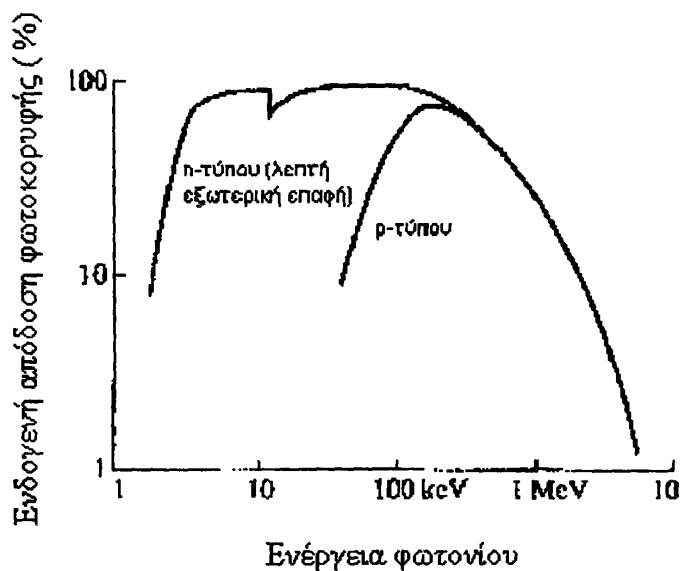
Τα όργανα που χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση και τη μέτρηση ακτινοβολίας ονομάζονται ανιχνευτές. Φορητά όργανα για φασματοσκοπικές μετρήσεις x ή γ -ακτινοβολίας εμφανίστηκαν μετά τον II Παγκόσμιο Πόλεμο, συνήθως με ανιχνευτή σπινθηρισμών. Αρχικά η φασματοσκοπία γινόταν με τη χρήση αναλυτή ενός καναλιού. Στα τέλη της δεκαετίας του 1950 ήταν διαθέσιμοι αναλυτές ύψους παλμών πολλών καναλιών (ΑΥΠΠΚ) και κατέγραφαν όλους τους παλμούς από τον ανιχνευτή, ταξινομώντας τους στο κατάλληλο κανάλι με βάση το ύψους παλμού. Το 1960 εμφανίστηκε ο πρώτος εμπορικός ΑΥΠΠΚ.

Το επόμενο βήμα έγινε στις αρχές της δεκαετίας του '60 με την εμφάνιση των ημιαγωγικών ανιχνευτών γερμανίου (Ge) ή πυριτίου (Si) εμπλουτισμένων με Li. Οι ανιχνευτές αυτοί αποτέλεσαν μία σημαντική εξέλιξη στη γ - και x -φασματοσκοπία αφού παρείχαν τουλάχιστον μία τάξη μεγέθους καλύτερη ενεργειακή διακριτική ικανότητα σε σχέση με τους σπινθηριστές. Έδωσαν την δυνατότητα εξέτασης πολύπλοκων αποδιεγέρσεων και μειγμάτων γ που θα αλληλοκαλύπτονταν τα φάσματά τους στην περίπτωση χρήσης σπινθηριστών. Η αστάθεια του Li στο Ge σε θερμοκρασίες δωματίου επέβαλε να βρίσκονται συνεχώς σε θερμοκρασία υγρού αζώτου είτε λειτουργούσαν, είτε όχι. Όμως στις αρχές της δεκαετίας του '70, η πρόοδος στις τεχνικές καθαρισμού του γερμανίου έδωσε τη δυνατότητα κατασκευής ανιχνευτών Ge υψηλής καθαρότητας (hpGe). Οι ανιχνευτές αυτοί είχαν παρόμοια χαρακτηριστικά (Πίνακας 2.1) με τους Ge(Li), επιπλέον όμως ένα σημαντικό πλεονέκτημα: μεταξύ των μετρήσεων μπορούσαν να βρίσκονται σε θερμοκρασία δωματίου. Μετά την εισαγωγή τους, τα τυπικά μεγέθη ανιχνευτών Ge ολοένα και αυξάνονταν και η αύξηση αυτή, όπως είναι φυσικό, αύξαινε και την απόδοσή τους. Τα πιο διαδεδομένα μεγέθη ανιχνευτών Ge που χρησιμοποιούνται σήμερα σε ΜΟΑ έχουν διάμετρο και πάχος που μεταβάλλεται μεταξύ 50-70 mm και 13-30 mm αντίστοιχα (Palmer και συν. 1989, Toohey και συν. 1991, Vickers 1996, Kramer 1999, Genicot και συν. 1999). Τελευταία χρησιμοποιούνται και οι ανιχνευτές ευρείας ενέργειας Ge, που έχουν μειωμένη ηλεκτρική χωρητικότητα σε σχέση με τους προαναφερθέντες και για το λόγο αυτό υπάρχει η δυνατότητα παραγωγής τους με μεγάλες διαμέτρους σχετικά με το πάχος τους (π.χ. 80 mm x 20 mm). Οι ανιχνευτές αυτοί συνήθως χρησιμοποιούνται για μετρήσεις γ που εκπέμπουν φωτόνια χαμηλών ενεργειών < 300 keV (^{238}Pu , ^{239}Pu , ^{241}Am , ^{235}U κτλ).



Πίνακας 2.1: Φυσικά χαρακτηριστικά Ge (Leo 1987)	
Ατομικός αριθμός Z	32
Ατομικό βάρος A	72.6
Πυκνότητα (g/cm ³)	5.32
Ενεργειακό χάσμα (300° K) (eV)	0.7
Ενεργειακό χάσμα (0° K) (eV)	0.785
Μέση ενέργεια που απαιτείται για τη δημιουργία ζεύγους e-οπής (eV)	2.96
Ενεργειακή διακριτική ικανότητα στα 1.33 MeV	≈ 0.15%

Οι ανιχνευτές Ge, που είναι διαδεδομένοι στο εμπόριο, είναι δύο κατηγοριών : n-τύπου και p-τύπου. Οι p-τύπου χρησιμοποιούνται περισσότερο λόγω του χαμηλού κόστους, αλλά έχουν το μειονέκτημα της φύσης της ηλεκτρικής επαφής που πρέπει να γίνεται στην εξωτερική επιφάνεια του ανιχνευτή. Η επαφή αυτή είναι σχετικά ευρεία και εμπλουτισμένη με λίθιο και αποτελεί μία νεκρή ζώνη από την οποία πρέπει να περάσει η ακτινοβολία για να ανιχνευθεί. Σαν αποτέλεσμα, η απόδοση της ανίχνευσης για τους ανιχνευτές p-τύπου μειώνεται απότομα κάτω από 100 keV (σχήμα 2.1). Αν το υλικό του ημιαγωγού είναι n-τύπου, είναι δυνατή μία διαφορετικού τύπου επαφή με παροχή ιόντων, πιο λεπτή από την προηγούμενη. Σαν συνέπεια οι n- τύπου ανιχνευτές έχουν καλή απόδοση και σε χαμηλές ενέργειες.



Σχήμα 2.1: Τυπική μεταβολή της ενδογενούς απόδοσης κορυφής με την ενέργεια του φωτονίου για n-τύπου και p-τύπου ομοαξονικό ανιχνευτή ισοδύναμου όγκου (Knoll 2000).

Τα τελευταία χρόνια γίνεται σημαντική προσπάθεια για την εύρεση ενός ημιαγώγιμου υλικού που να διατηρεί την υψηλή ενεργειακή διακριτική ικανότητα, αλλά να λειτουργεί και σε θερμοκρασία δωματίου. Για να επιτευχθεί αυτό, θα πρέπει το ημιαγώγιμο υλικό να έχει ένα σχετικά ευρύ ενεργειακό χάσμα 1.5 eV ή και περισσότερο. Υποψήφια ημιαγώγιμα υλικά είναι κυρίως τα σύνθετα που αποτελούνται από συνδυασμούς δύο ή και περισσότερων. Επισημάνθηκαν το τελουρίδιο του καδμίου (CdTe) και ο ιωδιούχος υδράργυρος που έχουν κατάλληλο ενεργειακό χάσμα για τη λειτουργία σε θερμοκρασία δωματίου. Δυσκολίες

παρουσιάστηκαν στο παρελθόν στη λήψη υλικού υψηλής καθαρότητας και κρυσταλλικής τελειότητας, ώστε τα φορτία να συλλέγονται εποικοδομητικά από κρύσταλλο όχι πολύ μικρού όγκου (και για κρυστάλλους διαμέτρου άνω του 1.0 cm) και στην επίτευξη ικανοποιητικής ενεργειακής διακριτικής ικανότητας. Η σύνθεση κάδμιο - ψευδάργυρος - τελουρίδιο (CZT) αποτελεί ένα πιθανό υλικό για χρήση που έχει τη δυνατότητα να σχηματίσει και σχετικά μεγάλους κρυστάλλους (Knoll 2000).

Παρά τα πλεονεκτήματα των ημιαγωγικών ανιχνευτών στους ΜΟΑ, οι περισσότεροι κάνουν χρήση σπινθηριστών. Οι ανιχνευτές αυτοί διακρίνονται σε οργανικούς και ανόργανους. Γενικό πλεονέκτημα των ανόργανων κρυστάλλων, όπως του NaI(Tl), αποτελεί η μεγαλύτερη ανασχετική τους ικανότητα λόγω της μεγάλης πυκνότητάς τους και ο υψηλός ατομικός αριθμός τους. Επίσης μεταξύ όλων των σπινθηριστών οι σπινθηριστές NaI(Tl) διαθέτουν τις μεγαλύτερες αποδόσεις φωτός, γεγονός που ενισχύει και βελτιώνει την ενεργειακή τους διακριτική ικανότητα. Βασικά μειονεκτήματα των ανόργανων είναι τα ακόλουθα: α) είναι 2-3 φορές πιο αργοί από τους οργανικούς σπινθηριστές λόγω του φαινομένου φθορισμού (εξαιρέση αποτελεί το CsF με χρόνο αποδιέγερσης 5ns!) και β) είναι υγροσκοπικοί και απαιτούν ειδική θωράκιση.

Ο σπινθηριστής NaI(Tl) έχει παραμείνει ο πιο ευρέως διαδεδομένος ανιχνευτής για 5 δεκαετίες λόγω των φυσικών χαρακτηριστικών του (Πίνακας 2.2). Το χαρακτηριστικό φάσμα εκπομπής του κρυστάλλου είναι ευρύ και ποικίλει ανάλογα με την θερμοκρασία. Στους $-172\text{ }^{\circ}\text{C}$ η εκπομπή εμφανίζει μέγιστο σε μήκος κύματος 435 nm, ενώ σε θερμοκρασία δωματίου ($21\text{ }^{\circ}\text{C}$) στα 420 nm. Οι κρύσταλλοι ιωδιούχου νατρίου παρουσιάζουν ικανοποιητική μηχανική αντοχή και για αυτό το λόγο μπορούμε να τους δώσουμε το επιθυμητό σχήμα για την κάθε εφαρμογή, όπως γ κάμερα, τύπου φρέατος κ.τ.λ. Ακόμη η πυκνότητα των κρυστάλλων NaI(Tl) (3.67 g/cm^3) σε συνδυασμό με τον μεγάλο ατομικό αριθμό του ιωδίου τους καθιστά ιδιαίτερα απορροφητικούς στα φωτόνια μέσης και μικρής ενέργειας. Επιπλέον οι κρύσταλλοι NaI(Tl) είναι εξαιρετικά διαφανείς στο φως που παράγουν.

Πίνακας 2.2: Φυσικά χαρακτηριστικά κρυστάλλου NaI(Tl) (Crouthamel 1970, Caltech 's Senior Physics Laboratory)	
Πυκνότητα	3.67 g/cm^3
σημείο τήξης	924 K°
σκληρότητα	2 (Mho)
συντελεστής θερμικής διαστολής	$47.4 \times 10^{-6}\text{ K}^{-1}$
συγκέντρωση θαλίου	$\approx 0.1\%$
χρόνος εξασθένισης	230 ns στους $25\text{ }^{\circ}\text{C}$
ατομικός αριθμός επιμέρους στοιχείων	Na = 11, I = 53, Tl = 81
μέγιστο εκπομπής ακτινοβολίας ($\sim 20\text{ }^{\circ}\text{C}$)	420 nm
δείκτης διάθλασης	1.85 στα 420 nm
κρίσιμη γωνία πρόσπτωσης NaI στον αέρα	34°
κρίσιμη γωνία πρόσπτωσης NaI σε σιλικόνη	56°
απόδοση μετατροπής ενέργειας	$\sim 12\%$ της ενέργειας της ακτινοβολίας
Ενεργειακή διακριτική ικανότητα στα 0.662 MeV	6.5% - βέλτιστη τιμή (7.5% τυπική τιμή)
Ενεργειακή διακριτική ικανότητα στα 1.33 MeV	$\approx 8\%$

Ο σπινθηριστής NaI(Tl) είναι υγροσκοπικός, αλλά έχει τη μεγαλύτερη απόδοση σε φως ανά μονάδα εναποτιθέμενης ενέργειας από τους υπολοίπους ανόργανους σπινθηριστές, (Πίνακας 2.3) μπορεί να είναι αρκετά μεγάλων διαστάσεων και διατηρεί για μεγάλο χρονικό διάστημα τα τεχνικά χαρακτηριστικά του. Το ιώδιο με ατομικό αριθμό 53 θεωρείται ο κύριος μεταφορέας ενέργειας από τα φωτόνια σε φωτοηλεκτρόνια. Μειονέκτημά του είναι ο σχετικά μεγάλος χρόνος αποδιέγερσης (~230 ns) που αποτρέπει τη χρήση του σε ψηλούς ρυθμούς κρούσεων.

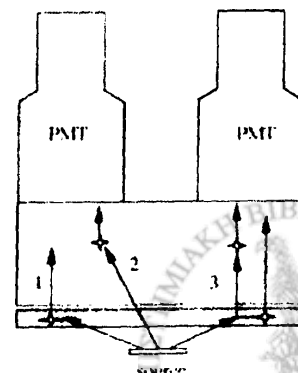
Υλικό	Συντομογραφία	λ_{max} (nm)	Χρόνος αποδιέγερσης (ns)	Απόδοση φωτός % NaI(Tl)
Gd ₂ (SiO ₄)O*	GSO	440	56	24
YAlO ₃ *	YAP	370	27	47
Y ₃ Al ₅ O ₁₂ *	YAG	550	88, 302	45
Lu ₂ (SiO ₄)O*	LSO	420	47	66
LuAlO ₃ *	LuAP	365	17	45
CsI(Tl)		580	1100	41
CsI(Na)		420	650	65

*ενεργοποιημένοι με Ce

Σε ορισμένους νεώτερης τεχνολογίας ανόργανους σπινθηριστές χρησιμοποιείται ως ενεργοποιητής το ιόν Ce³⁺, σε μικρή συγκέντρωση. Οι χρόνοι αποδιέγερσης των εν λόγω σπινθηριστών είναι μικρότεροι από ότι του NaI(Tl) και αρκετοί από αυτούς έχουν υψηλούς ατομικούς αριθμούς, που ενισχύουν την φωτοηλεκτρική απορρόφηση της ακτινοβολίας-γ. Αυτοί όμως (Πίνακας 2.3) έχουν μικρότερη απόδοση φωτός από το NaI(Tl) και χειρότερη ενεργειακή διακριτική ικανότητα. Πρόβλημα επίσης αποτελεί και η κατασκευή κρυστάλλων μεγάλου μεγέθους με καλή οπτική ποιότητα. Συνήθως χρησιμοποιούνται σε περιπτώσεις που απαιτείται ταχύτερη απόκριση, όπως στην περίπτωση του υπολογιστικού τομογράφου, έστω και εις βάρος άλλων χαρακτηριστικών.

Δύο άλλα σημαντικά υλικά σπινθηρισμού είναι το Bi₄Ge₃O₁₂ (bismuth germanate, BGO) και το BaF₂ (barium fluoride). Το BGO έχει 3-5 φορές μεγαλύτερη απόδοση από το NaI(Tl) και είναι μη υγροσκοπικό. Μειονέκτημά του είναι η μειωμένη απόδοση φωτός σε σχέση με το NaI(Tl) κατά ένα παράγοντα δύο και η μειωμένη ενεργειακή διακριτική του ικανότητα, καθώς και η υψηλή τιμή αγοράς. Το BaF₂ έχει μία πολύ γρήγορη συνιστώσα φωτός στην υπεριώδη περιοχή. Οι χρόνοι αποδιέγερσης που έχουν μετρηθεί είναι της τάξης του 500 ps και είναι διπλάσιοι από εκείνους για τους πλαστικούς οργανικούς σπινθηριστές, αλλά πολύ μικρότεροι των υπολοίπων ανόργανων σπινθηριστών. Μειονέκτημα τους είναι η μικρή απόδοση φωτός για τη συνιστώσα αυτή (Leo 1987).

Ο “phoswich” ανιχνευτής (σάντουιτς φωσφόρου) δημιουργήθηκε για την ανάγκη ανίχνευσης χαμηλής έντασης και ενέργειας ακτινοβολίας με την παρουσία υποστρώματος υψηλότερων ενεργειών. Αποτελείται από δύο κρυστάλλους σπινθηρισμών με διαφορετικούς χρόνους αποδιέγερσης και πάχη,



Σχήμα 2.2: “Phoswich” ανιχνευτής

συνδεδεμένους με έναν ή περισσότερους φωτοπολλαπλασιαστές. Ο λεπτός πρωτεύον κρύσταλλος είναι υψηλής απόδοσης για την ανίχνευση x ή γ -ακτινοβολίας χαμηλής ενέργειας, ενώ ο δεύτερος κρύσταλλος έχει μεγάλο ειδικό πάχος και χρησιμοποιείται για τη μείωση του "θορύβου" από το υπόστρωμα. Οι πιο συνήθεις συνδυασμοί αυτού του τύπου ανιχνευτών είναι NaI(Tl) (0.23μsec) και CsI(Tl) (1μsec). Τρία γεγονότα μπορεί να συμβούν που απεικονίζονται στο σχήμα 2.2.

1. Η ακτινοβολία απορροφάται εξολοκλήρου στον πρώτο κρύσταλλο. Το σήμα είναι αποδεκτό.
2. Η ακτινοβολία διαπερνά τον πρώτο κρύσταλλο και αντιδρά στο δεύτερο. Το σήμα δεν είναι αποδεκτό.
3. Η ακτινοβολία αντιδρά με Compton στον πρώτο κρύσταλλο και έπειτα αλληλεπιδρά με το δεύτερο. Το αντι-συμπτωματικό σύστημα απορρίπτει τον παλμό. Το σήμα δεν είναι αποδεκτό.

Χρησιμοποιούνται κυρίως για μετρήσεις στην περιοχή των πνευμόνων για την εκτίμηση της ραδιομόλυνσης από γ της σειράς των ακτινιδίων (χαμηλές ενέργειες) υπό την παρουσία σκεδαζόμενων φωτονίων από το ^{40}K . Τα γ που συνήθως ανιχνεύονται είναι ^{238}Pu , ^{239}Pu , ^{210}Pb , ^{241}Am ή και άλλα ισότοπα της σειράς του ουρανίου που εκπέμπουν μεταξύ 10 και 200 keV (Berger και Goans 1981, Palmer και συν. 1989, Estrada και Laurer 1993, Richards 1999).

Ορισμένα ανιχνευτικά συστήματα χρησιμοποιούν ως ανιχνευτές οργανικούς σπινθηριστές που είναι συνθέσεις αρωματικών υδρογονανθράκων, δηλαδή υλικά χαμηλού ατομικού αριθμού και πυκνότητας (Πίνακας 2.4). Λόγω της χαμηλής πυκνότητάς τους, απαιτείται μεγάλος όγκος για μια συγκρίσιμη απόδοση με εκείνη των ανόργανων σπινθηριστών. Διακρίνονται σε οργανικούς κρυστάλλους, σε υγρούς οργανικούς και σε πλαστικούς οργανικούς σπινθηριστές. Η υψηλότερη τιμή απόδοσης στους οργανικούς σπινθηριστές παρατηρείται για τον οργανικό στερεό κρύσταλλο του ανθρακίτη, $\text{C}_{14}\text{H}_{10}$, ενώ οι άλλες είναι πολύ πιο χαμηλές από εκείνες των ανόργανων σπινθηριστών. Χρησιμοποιούνται κυρίως για ενέργειες φωτονίων μεγαλύτερες των 100 keV, αλλά και για την ανίχνευση φορτισμένων σωματιδίων και νετρονίων.

Πίνακας 2.4: Σύγκριση οργανικών σπινθηριστών με NaI (Tl) (Crouthamel 1970)

Σπινθηριστής	Μέγιστο φάσματος εκπομπής (nm)	Χρόνος αποδιέγερσης (nsec)	Πυκνότητα (g/cm^3)	Απόδοση σε σχέση με την απόδοση του NaI(Tl)
NaI(Tl)	420	250	3.67	1.00
Ανθρακίτης ($\text{C}_{14}\text{H}_{10}$)	440	32	1.25	0.48
Πλαστικοί οργανικοί σπινθηριστές	350-450	25-5	1.06	0.13-0.23
Υγροί οργανικοί σπινθηριστές	355-450	15-8	0.86	0.13-0.23



Πλεονεκτήματά τους είναι:

- Το χαμηλό τους κόστος
- Η δυνατότητα κατασκευής τους σε μεγάλα μεγέθη
- Ο μικρός χρόνος αποδιέγερσής τους

2.2.ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ

2.2.1. Ευαισθησία

Με τον όρο ευαισθησία ορίζεται η ικανότητα παραγωγής ενός χρήσιμου σήματος από τον ανιχνευτή για δεδομένο τύπο ακτινοβολίας και ενέργειάς της. Η ευαισθησία ενός ανιχνευτή εξαρτάται από:

- Την ενεργό διατομή αλληλεπίδρασης της ακτινοβολίας με τον ανιχνευτή
- Τη μάζα ή τον όγκο του ανιχνευτή
- Τον ενδογενή «θόρυβο» του ανιχνευτή
- Το προστατευτικό υλικό που περιβάλλει τον ανιχνευτή

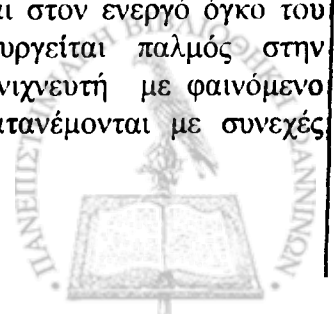
Οι δύο πρώτοι παράγοντες καθορίζουν την πιθανότητα η προσπίπτουσα ακτινοβολία να μετατρέψει ένα ποσοστό της ενέργειάς σε ιονισμούς. Το σήμα για να ανιχνευθεί θα πρέπει να είναι μεγαλύτερο από εκείνο που δημιουργεί από μόνος του ο ανιχνευτής ή τα ηλεκτρονικά του («θόρυβος»). Το υλικό που περιβάλλει τον ενεργό όγκο του ανιχνευτή αποτελεί άλλον ένα περιοριστικό παράγοντα της ευαισθησίας του, εξαιτίας της απορρόφησης ακτινοβολίας χαμηλής ενέργειας και της πιθανής ενδογενούς του ραδιομόλυνσης.

2.2.2. Ενεργειακή απόκριση ανιχνευτή

Η σχέση μεταξύ της ενέργειας της ακτινοβολίας και του ολικού φορτίου ή του ύψους παλμού του παραχθέντος σήματος ονομάζεται ενεργειακή απόκριση του ανιχνευτή. Η σχέση αυτή είναι γραμμική για τους περισσότερους ανιχνευτές σε ένα δεδομένο εύρος ενεργειών.

2.2.3. Συνάρτηση ενεργειακής απόκρισης ανιχνευτή

Για τη μελέτη του ενεργειακού φάσματος, ένας σημαντικός παράγοντας που πρέπει να λαμβάνεται υπόψη είναι η συνάρτηση ενεργειακής απόκρισης του ανιχνευτή για τον τύπο της ακτινοβολίας που ανιχνεύεται. Η συνάρτηση ενεργειακής απόκρισης ενός ανιχνευτή για μία συγκεκριμένη ενέργεια εξαρτάται από τις αντιδράσεις που λαβαίνουν χώρα στον ενεργό όγκο του ανιχνευτή, αλλά και από το σχήμα και τον όγκο του. Για παράδειγμα, στην περίπτωση της γ-ακτινοβολίας για να είναι δυνατή η ανίχνευση θα πρέπει να δημιουργηθούν φορτισμένα σωματίδια στον ενεργό όγκο. Αυτό γίνεται μέσω των βασικών αντιδράσεων γ-ακτινοβολίας και ύλης όπως το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, το φαινόμενο Compton και η δίδυμη γένεση. Στο φωτοηλεκτρικό φαινόμενο μεταφέρεται ενέργεια στο φωτοηλεκτρόνιο, το οποίο συνήθως λόγω της μικρής του εμβέλειας σταματά εντός του ανιχνευτή και δημιουργεί στο φάσμα μία απότομη κορυφή. Στην περίπτωση που η αποδιέγερση του ατομικού συστήματος γίνει με την εκπομπή ηλεκτρονίων (εκπομπή Auger) ή με την εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας-Χ που απορροφάται στον ενεργό όγκο του ανιχνευτή, συμβαίνει πλήρης απορρόφηση και δημιουργείται παλμός στην φωτοκορυφή του. Ορισμένα φωτόνια σκεδάζονται στον ανιχνευτή με φαινόμενο Compton και εκτινάσσουν ηλεκτρόνια Compton, που κατανέμονται με συνεχές



ενεργειακό φάσμα (σχήμα 2.3). Ο μηχανισμός της δίδυμης γένεσης προσδίδει συχνά μόνο ένα ποσοστό της ενέργειας στον ευαίσθητο όγκο του ανιχνευτή. Η μορφή του φάσματος καθορίζεται από τις σχετικές ενεργές διατομές για κάθε μηχανισμό αντίδρασης, και διαφέρει για διαφορετικές ενέργειες, αλλά και υλικά ανιχνευτή. Αν ο ανιχνευτής χρησιμοποιείται για να μετρήσει το φάσμα της γ-ακτινοβολίας, η παρατηρούμενη κατανομή παλμών θα είναι το ολοκλήρωμα του φάσματος της γ-ακτινοβολίας και της συνάρτησης απόδοσης, δηλ.:

$$PH(E) = \int S(E')R(E, E')dE' \quad (2.1)$$

όπου $R(E, E')$ η συνάρτηση απόδοσης στην προσπίπτουσα ενέργεια E' και $S(E')$ είναι το ενεργειακό φάσμα των φωτονίων. Για τον καθορισμό του φάσματος των ενεργειών $S(E')$ από την μετρούμενη κατανομή ύψους παλμών απαιτείται γνώση της $R(E, E')$ και αναστροφή της (2.1). Στο σημείο αυτό φαίνεται η χρησιμότητα του να ισχύει $R(E, E') = \delta(E' - E)$.



Σχήμα 2.3: Φάσμα γ-ακτινοβολίας

2.2.4. Χρόνος απόκρισης – Νεκρός χρόνος

Ως χρόνος απόκρισης ενός ανιχνευτή ορίζεται ο χρόνος που χρειάζεται ο ανιχνευτής για να διαμορφώσει το σήμα έπειτα από την αλληλεπίδρασή του με την ακτινοβολία. Ο χρόνος αυτός είναι καθοριστικός για τη συμπεριφορά του ανιχνευτή. Επιθυμητό είναι το σήμα να διαμορφώνεται σύντομα σε έναν απότομο παλμό με μικρό χρόνο ανόδου και καθόδου. Κατά τη διάρκειά του ένα δεύτερο γεγονός δεν είναι αποδεκτό, είτε λόγω του ότι ο ανιχνευτής είναι αδρανής, είτε διότι το δεύτερο σήμα θα επικαλύψει το πρώτο. Αυτό συνεισφέρει στο νεκρό χρόνο του ανιχνευτή και περιορίζει τον ρυθμό κρούσεων στον οποίο μπορεί να λειτουργήσει. Κάθε μονάδα του ανιχνευτικού συστήματος συνεισφέρει στο νεκρό χρόνο. Υπάρχουν διάφορες τεχνικές υπολογισμού του νεκρού χρόνου, όπως είναι η τεχνική των δύο-πηγών (Leo 1987).



2.2.5. Απόδοση του ανιχνευτή

Απόδοση $E_{ολ}$ ενός ανιχνευτή, κατά τη μέτρηση της ραδιενέργειας μιας πηγής, ορίζεται ο λόγος των μετρούμενων κρούσεων στη μονάδα του χρόνου (counts per minute ή cpm) προς τον αριθμό των διασπάσεων πυρήνων στη μονάδα του χρόνου (σε Bq ή σε διασπάσεις ανά λεπτό dpm), δηλαδή:

$$E_{ολ} = (cpm/dpm) \times 100$$

Η $E_{ολ}$ εξαρτάται από τη γεωμετρική απόδοση $E_{γ}$, την ενδογενή απόδοση $E_{ε}$ του ανιχνευτή και το ποσοστό διασπάσεων f που οδηγεί στην εκπομπή φωτονίων με την συγκεκριμένη ενέργεια ως εξής:

$$E_{ολ} = E_{γ} \times E_{ε} \times f \quad (2.2)$$

Η γεωμετρική απόδοση $E_{γ}$ ισούται με τον αριθμό των φωτονίων που προσπίπτουν στον ανιχνευτή προς τον αριθμό των φωτονίων που εκπέμπονται από την πηγή (μέρος της ακτινοβολίας της πηγής η οποία προσπίπτει στον ανιχνευτή). Αυτό εξαρτάται από τη γεωμετρία πηγής – ανιχνευτή καθώς και την συνάρτηση που περιγράφει τη χωρική κατανομή της ακτινοβολίας στην πηγή. Άρα, η $E_{γ}$ εξαρτάται κυρίως από την απόσταση x πηγής-ανιχνευτή (αντίστροφα ανάλογη του x^2 όταν η πηγή είναι σημειακή και το πάχος του ανιχνευτή $\ll x$) και από την ακτίνα r του ανιχνευτή (ανάλογη του r^2). Για την περίπτωση π.χ. ενός κυλινδρικού ανιχνευτή και μιας σημειακής πηγής, η $E_{γ}$ υπολογίζεται μέσω της στερεάς γωνίας με την οποία ο ανιχνευτής βλέπει τη σημειακή πηγή. Σε συστήματα πολλών ανιχνευτών οι υπολογισμοί είναι πολύπλοκοι και για τον προσδιορισμό της απόδοσης συχνά χρησιμοποιούμε υπολογιστικούς κώδικες Monte-Carlo.

Η ενδογενής απόδοση $E_{ε}$ ισούται με τον αριθμό των ανιχνευόμενων φωτονίων προς τον αριθμό των φωτονίων που προσπίπτουν στον ανιχνευτή. Η $E_{ε}$ εξαρτάται από τις διαστάσεις του ενεργού όγκου του ανιχνευτή και από το συντελεστή γραμμικής εξασθένησης του ανιχνευτή.

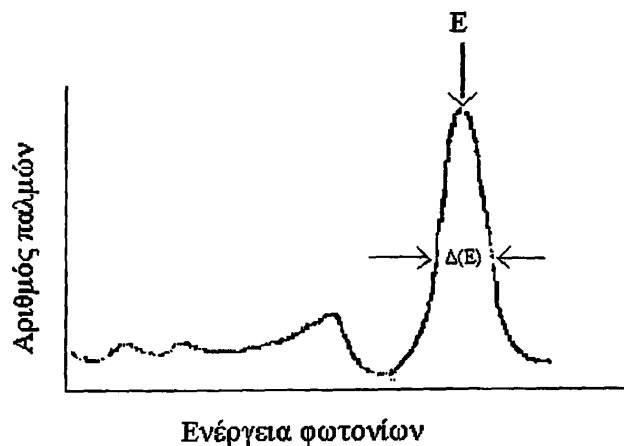
2.2.6. Ενεργειακή διακριτική ικανότητα ανιχνευτή

Η ενεργειακή διακριτική ικανότητα ενός ανιχνευτή χαρακτηρίζει την ικανότητά του να διακρίνει φωτόνια που δεν διαφέρουν πολύ ως προς την ενέργειά τους. Η διακριτική ικανότητα ενός ανιχνευτή μπορεί να υπολογισθεί με τη χρήση μιας μονοενεργειακής δέσμης που προσπίπτει σε έναν ανιχνευτή και το παρατηρούμενο φάσμα. Εξαρτάται από το σχήμα της φωτοκορυφής, δηλαδή όσο ευρύτερη είναι η φωτοκορυφή τόσο μικρότερη η διακριτική ικανότητα και αντίστροφα. Ως μέτρο της ενεργειακής διακριτικής ικανότητας ενός ανιχνευτή χρησιμοποιείται συχνά το εύρος της φωτοκορυφής στο μισό του ύψους της (Full Width at Half Maximum, FWHM). Ενέργειες που βρίσκονται πιο κοντά από το εύρος αυτό θεωρούνται μη διακριτές.

Ο λόγος αυτού του εύρους FWHM σε keV προς την ενέργεια της φωτοκορυφής σε keV αποτελεί τη σχετική διακριτική ικανότητα του ανιχνευτή (σχήμα 2.4) που δίνεται από τη σχέση:

$$R = \frac{\Delta E}{E}$$





Σχήμα 2.4: Ενεργειακή διακριτική ικανότητα

Η σχετική διακριτική ικανότητα είναι συνάρτηση της ενέργειας που αποτίθεται σε έναν ανιχνευτή και συνήθως βελτιώνεται με αύξηση της ενέργειας. Στην περίπτωση που η φωτοκορυφή έχει κανονική κατανομή, η ενεργειακή εξάρτηση της διακριτικής ικανότητας προκύπτει και δίνεται από τη σχέση:

$$R = 2.35 \frac{\sigma}{J} \quad (2.3),$$

όπου σ η διασπορά του αριθμού των ιοντισμών για δεδομένη ενέργεια και J ο αριθμός των ιοντισμών για δεδομένη ενέργεια που δίνεται από τον τύπο:

$$J = \frac{E}{w} \quad (2.4)$$

όπου E η δεδομένη ενέργεια και w η μέση ενέργεια που απαιτείται για την παραγωγή ενός ιοντισμού, που εξαρτάται μόνο από το υλικό. Θεωρώντας την πλήρη απορρόφηση της ενέργειας, που είναι επιθυμητό στους ανιχνευτές για πειράματα φασματοσκοπίας, σύμφωνα με τον Fano (Fano 1947):

$$\sigma^2 = F \cdot J \quad (2.5),$$

όπου J είναι ο μέσος αριθμός ιοντισμών που προκύπτουν και F ο παράγοντας Fano, που λαμβάνει υπόψη του όλους τους στοιχειώδεις μηχανισμούς που μπορούν να οδηγήσουν σε απόδοση της ενέργειας στον ανιχνευτή και εξαρτάται αποκλειστικά από το υλικό από το οποίο είναι κατασκευασμένος ο ανιχνευτής. Από την εξίσωση (2.3) με χρήση των (2.4) και (2.5) προκύπτει:

$$R = 2.35 \frac{\sqrt{FJ}}{J} = 2.35 \sqrt{\frac{Fw}{E}}$$

Συνήθως για σπινθηριστές $F=1$ (οπότε η διασπορά δίνεται για κατανομή Poisson δηλ. $\sigma^2=J$), ενώ για άλλους ανιχνευτές όπως π.χ. ημιαγωγούς $F \approx 0.12$ και κατά συνέπεια η ενεργειακή διακριτική ικανότητα είναι βελτιωμένη. Άλλοι παράγοντες που επηρεάζουν την ενεργειακή διακριτική ικανότητα είναι τα χαρακτηριστικά των ηλεκτρονικών μονάδων που συνοδεύουν το σύστημα.



ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

Μετρητές Ολοσώμου Ακτινοβολίας (ΜΟΑ)

3.1. ΒΑΣΙΚΑ ΜΕΡΗ ΕΝΟΣ ΜΟΑ

Ένας τυπικός ΜΟΑ αποτελείται από τρία μέρη: τη θωράκιση, τους ανιχνευτές και την ηλεκτρονική διάταξη.

3.1.1. Θωράκιση

Οι μονάδες που χρησιμοποιούνται για μετρήσεις *in vivo* απαιτούν θωράκιση των ανιχνευτών για τη μείωση της ακτινοβολίας, φυσικής ή μη, που δεν οφείλεται στον εξεταζόμενο (ακτινοβολία υποστρώματος). Η ακτινοβολία υποστρώματος προέρχεται από :

- Τα υλικά κατασκευής του χώρου μέτρησης και αντικείμενα τοποθετημένα σε αυτόν
- Τα ισότοπα του ραδονίου και τα θυγατρικά τους στον αέρα του δωματίου
- Την κοσμική ακτινοβολία
- Οποιαδήποτε πηγή που υπάρχει κοντά στο χώρο μέτρησης

Σε κάθε κτίριο υπάρχει συνήθως σκυρόδεμα σε μεγάλες ποσότητες ως κάτασκευαστικό υλικό που επηρεάζει την ακτινοβολία υποστρώματος. Το σκυρόδεμα είναι δυνατό να περιέχει σημαντικές ποσότητες ουρανίου, θορίου και καλίου, γιατί εκτός των άλλων, το χαλίκι που χρησιμοποιείται σαν πρώτη ύλη, έχει ως κύρια πηγή τον γρανίτη. Πιθανά ραδιονουκλίδια που μπορούν να ανιχνευθούν στο σκυρόδεμα είναι το ^{226}Ra , ^{212}Pb , ^{214}Pb , ^{214}Bi , ^{137}Cs , ^{40}K , ^{208}Tl κ.ά. Τυπικές συγκεντρώσεις ραδιενέργειας είναι τα 50 Bq/kg για το ^{226}Ra , 40 Bq/kg για το ^{38}Th και 840 Bq/kg για το ^{40}K αλλά αυτές κυμαίνονται αρκετά, ανάλογα με τις περιοχές από τις οποίες λήφθηκε η πρώτη ύλη (*Mustonen και Raimo 1984*). Οι διακυμάνσεις μπορεί να είναι ιδιαίτερα μεγάλες (π.χ. η ραδιενεργή συγκέντρωση της άμμου κυμαίνεται από 5 έως 100 Bq/kg) και για το λόγο αυτό είναι απαραίτητος ο έλεγχος υλικών πριν την κατασκευή του χώρου (*Katoch και συν 1988, Tillander και συν. 2001*).

Τα ισότοπα του ραδονίου που προέρχονται από τη σειρά του ουρανίου και του θορίου, που βρίσκονται στα υλικά κατασκευής και στο έδαφος, διαχέονται στον αέρα του δωματίου. Προϊόντα διάσπασης των ισοτόπων του ραδονίου που εκπέμπουν γ-ακτινοβολία συνεισφέρουν στο υπόστρωμα και δημιουργούν ιδιαίτερα προβλήματα σε μετρήσεις χαμηλής ενεργότητας, αφού η συνεισφορά τους εξαρτάται από την εποχή, τις καιρικές συνθήκες και το ρυθμό εναλλαγής του αέρα.

Η κοσμική ακτινοβολία μπορεί να μειωθεί με την εγκατάσταση των ΜΟΑ σε υπόγεια ή ισόγεια κτιρίων. Πηγές ακτινοβολίας φωτονίων υψηλής ενέργειας πρέπει να είναι απομακρυσμένες και ικανοποιητικά θωρακισμένες από το χώρο μέτρησης. Επίσης ισχυρά ηλεκτρομαγνητικά πεδία πρέπει να αποφεύγονται γιατί μπορεί να επηρεάσουν την απόδοση των ανιχνευτών που διαθέτουν φωτοπολλαπλασιαστές και να εισάγουν θόρυβο.

Το τυχαίο σφάλμα (standard error) στην εκτίμηση της ραδιενέργειας σε έναν εξεταζόμενο δίνεται από την ακόλουθη σχέση (*Katoch και συν 1988*):



$$SE(\%S) = \frac{100}{S} \left(\frac{B}{T_B} + \frac{S+B}{T_{S+B}} \right)^{1/2} = \frac{100}{(LS)^{1/2}} \left(\frac{1}{T_B} + \frac{1+L}{T_{S+B}} \right)^{1/2}$$

όπου ,

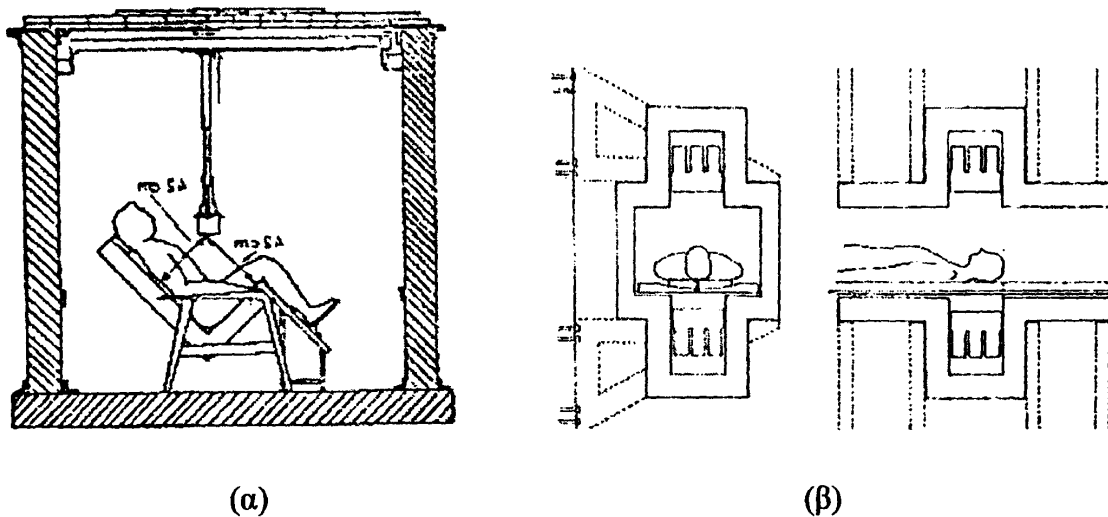
S: ο ρυθμός συλλογής παλμών από την πηγή και T_{S+B} ο αντίστοιχος χρόνος μέτρησης

B : ο ρυθμός συλλογής παλμών από το υποστρώμα και T_B ο αντίστοιχος χρόνος μέτρησης, και $L=S/B$.

Συνεπώς η αξιοπιστία είναι ανάλογη του S/B. Για μία συγκεκριμένη γεωμετρία το S θεωρείται σταθερό. Μείωση της ακτινοβολίας υποστρώματος, χρησιμοποιώντας θωράκιση, απαιτείται για τη βελτίωση της ακρίβειας. Επιπρόσθετα, η θωράκιση μειώνει την αβεβαιότητα εξαιτίας της αυτοαπορρόφησης της ακτινοβολίας υποστρώματος από το σώμα του εξεταζομένου.

Ένα υλικό θωράκισης είναι επιθυμητό να έχει: α) υψηλή πυκνότητα, β) υψηλό ατομικό αριθμό Z, γ) ικανοποιητική μηχανική αντοχή δ) χαμηλό κόστος και ευχέρεια ανεύρεσης και ε) χαμηλή ραδιενεργό μόλυνση.

Δύο τύποι θωρακίσεων χρησιμοποιούνται για τους MOA: θωράκιση δωματίου και «εγγύς» θωράκιση. Ενδεικτικοί MOA κάθε περίπτωσης απεικονίζονται στο σχήμα 3.1.



Σχήμα 3.1: Μ.Ο.Α. θωράκισης δωματίου¹(α) και «εγγύς» θωράκισης² (β)

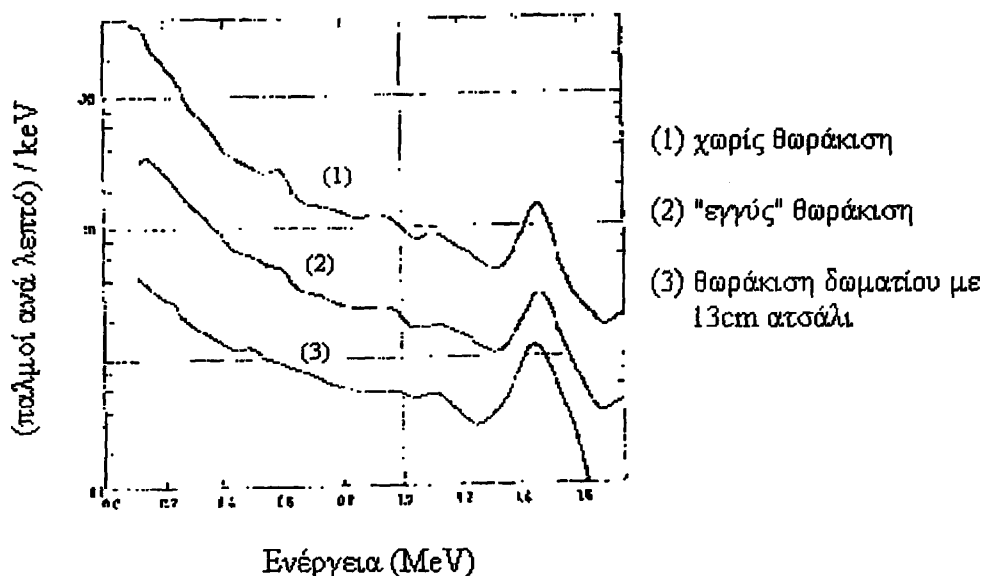
¹ (IAEA 1970)

² (Mitra και συν. 1989)

Στη θωράκιση δωματίου οι τοίχοι του χώρου στον οποίο βρίσκεται το σύστημα αποτελούνται από υλικά που στοχεύουν στη θωράκισή του. Με τον τρόπο τα επίπεδα ακτινοβολίας στο χώρο είναι χαμηλά και επιτυγχάνεται ανίχνευση και χαμηλών ενεργειών. Γύρω στο 70% των MOA που υπάρχουν σήμερα έχουν θωράκιση δωματίου η οποία μειώνει την ακτινοβολία υποστρώματος από 50 έως και 100% ανάλογα με την ενέργεια ενδιαφέροντος (σχήμα 3.2).

Στους μετρητές «εγγύς» θωράκισης στόχος είναι να φθάνει στους ανιχνευτές, χωρίς να εμποδισθεί από τη θωράκιση, μόνο σκεδαζόμενη ακτινοβολία υποστρώματος και στην περίπτωση αυτή είναι δυνατή η ανίχνευση ραδιονουκλιδίων με ενέργειες συνήθως >500 keV. Τα πλεονεκτήματα του τύπου αυτού, πέραν του μικρότερου

κόστους κατασκευής, είναι η πιο ελαφριά θωράκιση που επιτρέπει την τοποθέτησή τους σε συμβατικό δωμάτιο και η δυνατότητα άμεσης επικοινωνίας εξεταζομένου-εξεταστή. Μειονεκτήματα αποτελούν η μειωμένη ομοιομορφία μέτρησης και η αυξημένη ακτινοβολία υποστρώματος στις χαμηλές ενέργειες. Εκτός των άλλων υπάρχουν ΜΟΑ «εγγύς θωράκισης» οι οποίοι είναι εγκατεστημένοι σε «κινητά» εργαστήρια, δηλ. εντός μεγάλων φορτηγών διαμορφωμένων για το σκοπό αυτό (Boddy 1967, Rahola και Suomela 1982). Χρησιμοποιούνται κυρίως σε περιπτώσεις ατυχήματος, δηλαδή όταν υπάρχει μεγάλος φόρτος εργασίας και επιζητείται άμεση εκτίμηση του μεγέθους του ατυχήματος.



Σχήμα 3.2 : Μείωση ακτινοβολίας υποστρώματος με διαφορετικό τύπο θωράκισης (Dudley RA 1968)

Στη θωράκιση δωματίου οι τοίχοι είναι συνήθως από ατσάλι ή σίδηρο πάχους μερικών εκατοστών. Προτιμάται ατσάλι που φτιάχτηκε πριν το 2^ο Παγκόσμιο Πόλεμο, το οποίο βρίσκεται συνήθως σε ναυάγια ή παλιές σιδηροτροχιές. Από τον πόλεμο και έπειτα το ατσάλι είναι συχνά ραδιομολυσμένο με ραδιονουκλίδια, που εμφανίστηκαν εξαιτίας της χρήσης πυρηνικών όπλων ή με ^{60}Co το οποίο επεισέρχεται στη βιομηχανική διαδικασία κατασκευής του ατσαλιού. Συνήθως ως μέγιστη αποδεκτή συγκέντρωση για χρήση θωράκισης θεωρούνται τα $3.7 \times 10^3 \text{ Bq } ^{60}\text{Co}$ ανά kg ατσαλιού. Τα θωρακισμένα δωμάτια συνήθως τοποθετούνται στα ισόγεια ή υπόγεια για την περαιτέρω μείωση της φυσικής ακτινοβολίας (κοσμική), όπως αναφέρθηκε, και εξασφαλίζεται με τεχνητά μέσα η εναλλαγή του αέρα ώστε να μειώνεται η συγκέντρωση ραδονίου και των θυγατρικών του.

Παρότι το ατσάλι είναι το σύνηθες υλικό θωράκισης για ΜΟΑ δωματίου, ενώ ο μόλυβδος χρησιμοποιείται συνήθως για ΜΟΑ «εγγύς» θωράκισης, υπάρχουν πολλοί χώροι που είναι θωρακισμένοι με μόλυβδο λόγω της συχνά άμεσης εύρεσης μολύβδινων τούβλων ως υλικού θωράκισης και της εξοικονόμησης λειτουργικού χώρου με το μικρότερο πάχος τοίχου που επιτυγχάνεται. Στις περιπτώσεις χρησιμοποίησης μολύβδινης θωράκισης ιδιαίτερη προσοχή απαιτείται σε προσμίξεις ^{210}Pb και σε άλλα ρν φυσικά ή τεχνητά.



Οι περισσότερες θωρακίσεις από ατσάλι δεν ξεπερνούν το πάχος των 21 cm. Συνήθως κυμαίνονται από 15 έως 20 cm. Όσον αφορά τις θωρακίσεις από μόλυβδο, τα τούβλα που χρησιμοποιούνται είναι συνήθως πάχους 5 ή 10 cm. Σε πολλές περιπτώσεις γίνεται και συνδυασμός των δύο υλικών για θωράκιση, δηλ. ατσάλι και φύλλα μολύβδου μικρού πάχους (<1cm), με επιπρόθετη στρώση από κάδμιο (Cd) ή χαλκό (Cu) για την αποκοπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας των ως άνω υλικών και την αποφυγή νετρονιακής ενεργοποίησης (Kramer και συν. 2001). Για τη μείωση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας Compton, κυρίως σε χαμηλές ενέργειες, χρησιμοποιούνται 3 mm Pb ως θωράκιση. Για παράδειγμα, απορρόφηση της χαρακτηριστικής ακτινοβολίας-x ($\approx 80\text{keV}$) του Pb επιτυγχάνεται με στρώση από $\text{Cd} \approx 1\text{mm}$, καθώς και μία επιπρόσθετη στρώση χαλκού 0.5mm μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την απορρόφηση της χαρακτηριστικής ακτινοβολίας - x του Cd (<60keV) (Oliveira και συν. 1989).

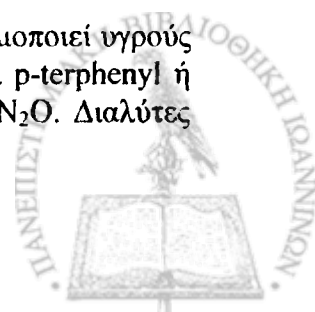
3.1.2. Ανιχνευτές

Δύο είδη ανιχνευτών χρησιμοποιούνται ευρέως στους MOA: σπινθηριστές κρύσταλλοι NaI(Tl) και ημιαγωγοί ανιχνευτές Ge. Όσον αφορά τους ανιχνευτές NaI(Tl) το μέγεθος του κρυστάλλου ποικίλει ανάλογα με τη γεωμετρία μέτρησης που χρησιμοποιείται σε κάθε σύστημα. Οι μικρότεροι κυλινδρικοί ανιχνευτές έχουν συνήθως διαστάσεις 4.4 cm x 5.1 cm (ενεργός όγκος: 77.5 cm^3) ενώ οι μεγαλύτεροι συνήθως έως 29.2 cm x 10.2 cm (ενεργός όγκος: 6830 cm^3). Την τελευταία δεκαετία έκαναν την εμφάνισή τους και παραλληλεπίπεδοι ανιχνευτές NaI (Tl) διαφόρων μεγεθών, π.χ. 40.6 cm x 27.7 cm x 7.6 cm, οι οποίοι βελτιώνουν σημαντικά την απόδοση και την ομοιομορφία των συστημάτων. Συνήθως οι MOA διαθέτουν αριθμό αλλά και ποικιλία μεγεθών ανιχνευτών NaI(Tl).

Οι ανιχνευτές Ge έχουν υψηλή διακριτική ικανότητα σε σχέση με τους ανιχνευτές NaI(Tl) και έτσι παρέχουν την ικανότητα εντοπισμού ραδιονουκλιδίων εντός του σώματος που εκπέμπουν φωτόνια σε κοντινές ενέργειες. Διακρίνονται σε δύο κατηγορίες: εμπλουτισμένοι με Li, δηλ. Ge(Li) και οι υψηλής καθαρότητας Ge, δηλ. hpGe οι οποίοι κυρίως χρησιμοποιούνται τα τελευταία χρόνια. Οι ανιχνευτές Ge είναι συνήθως πολύ μικρότεροι σε διαστάσεις από τους NaI (Tl) και εξαιτίας αυτής της διαφοράς όγκου έχουν μικρότερη απόδοση στην ανίχνευση φωτονίων και συχνά χρησιμοποιούνται συνήθως σε συνδυασμό με τους NaI(Tl). Συνήθως η απόδοση των MOA που διαθέτουν μόνο ανιχνευτές Ge κυμαίνεται από 17-83% ανάλογα και με τον αριθμό τους (σχετική απόδοση συγκρινόμενη με εκείνη του $3\text{in} \times 3\text{in}$ NaI(Tl)) (Palmer και συν. 1991, Kramer και συν. 1993). Στις περισσότερες περιπτώσεις που χρησιμοποιούνται μόνοι τους είναι σε γεωμετρία καρέκλας και σε μετρητές για ανομοιογενείς κατανομές (ρν συγκεντρωμένο σε κάποιο μέρος του σώματος ή όργανο).

Πιο πολύπλοκα ανιχνευτικά συστήματα με ανιχνευτές NaI(Tl), Ge και/ή phoswich χρησιμοποιούνται σε ορισμένα εργαστήρια MOA για ιδιαίτερες εφαρμογές. Με τη χρήση μεγάλων ανιχνευτών NaI(Tl), λόγω της υψηλής τους απόδοσης, επιτυγχάνεται η γρήγορη εκτίμηση ραδιομόλυνσης για σειρά εργαζομένων, ενώ στην περίπτωση σύνθετων φασμάτων, με διάφορα ρν, η χρήση Ge είναι απαραίτητη για την αναγνώρισή τους (Chou και συν. 1993).

Σήμερα, σε σχέση με το παρελθόν, μικρός αριθμός εργαστηρίων χρησιμοποιεί υγρούς οργανικούς σπινθηριστές, εκ των οποίων οι πιο διαδεδομένοι είναι οι p-terphenyl ή $\text{C}_{18}\text{H}_{14}$, PPO ή $\text{C}_{15}\text{H}_{11}\text{NO}$, POPOP ή $\text{C}_{24}\text{H}_{16}\text{N}_2\text{O}_2$ και PBD ή $\text{C}_{20}\text{H}_{14}\text{N}_2\text{O}$. Διαλύτες



που επίσης χρησιμοποιούνται συνήθως είναι ο έγχρωμος διαλύτης της εταιρείας Shell, TS28, ή η τριεθυλική βενζίνη (triethyl-benzene). Τα τοιχώματα που περιβάλλουν τον σπινθηριστή είναι συνήθως από ανοξείδωτο ατσάλι. Ελάχιστοι ΜΟΑ διαθέτουν πλαστικούς οργανικούς σπινθηριστές των οποίων η χημική σύσταση συχνά δεν γίνεται γνωστή, αλλά στις περισσότερες περιπτώσεις αποτελείται από p-terphenyl, p-terphenyl+POPOP, PBD σε στερεό πλαστικό διαλύτη πολυβινυλιτολουένιο (polyvinyltoluene) ή πολυστυρένιο (IAEA 1970).

3.1.3. Ηλεκτρονική διάταξη

Η ηλεκτρονική διάταξη χρησιμοποιείται για την ανάλυση του σήματος που προκύπτει από κάθε ανιχνευτή στον οποίο προσπίπτει ακτινοβολία. Η έξοδος κάθε ανιχνευτή του ΜΟΑ συνδέεται με ένα προενισχυτή με καλώδιο μικρού μήκους, ώστε να ελαχιστοποιείται ο λόγος "θόρυβος/σήμα". Ο προενισχυτής δέχεται τον ηλεκτρονικό παλμό από τον ανιχνευτή, τον ενισχύει διατηρώντας τη γραμμικότητα και του δίνει τέτοια μορφή, ώστε να μπορεί να μεταφερθεί στον ενισχυτή μέσω οποιουδήποτε μήκους καλωδίου. Στη συνέχεια ο ενισχυτής που δέχεται τον παλμό, τον μορφοποιεί και τον ενισχύει, ώστε στην έξοδό του να δίνει παλμό κατάλληλο για περαιτέρω επεξεργασία.

Στη συνέχεια, εφόσον ενδιαφερόμαστε για τη φασματική κατανομή της ακτινοβολίας, ακολουθεί ένας αναλυτής ύψους παλμών πολλών καναλιών (Multichannel Analyzer). Αυτός αποτελείται από έναν μετατροπέα αναλογικών σημάτων σε ψηφιακά (ADC) και ένα μικρό υπολογιστή. Το ADC μετατρέπει τον παλμό στην είσοδό του σε έναν αριθμό, που είναι ανάλογος με το ύψος του παλμού και ο υπολογιστής κάθε φορά που δέχεται ένα συγκεκριμένο αριθμό, προσθέτει από μια μονάδα σε συγκεκριμένη θέση της μνήμης. Οι παλμοί ταξινομούνται με αυτόν τον τρόπο ανάλογα με το ύψος τους και σαν αποτέλεσμα λαμβάνουμε το φάσμα στην οθόνη με την οποία είναι συνδεδεμένο το σύστημα. Ο αναλυτής παλμών επίσης μπορεί να διαθέτει αναλυτή ύψους παλμού ενός καναλιού (SCA) ή διακριτή, γραμμική θύρα, μετρητή ενεργού ή νεκρού χρόνου καθώς και άλλα ενημερωτικά συστήματα. Στην περίπτωση που ο ΜΟΑ διαθέτει αριθμό ανιχνευτών, συχνά γίνεται χρήση ενός ψηφιακού οδηγητή πολλαπλών καλωδίων που δέχεται τους παλμούς από τους ανιχνευτές μετά την ενίσχυσή τους και αποδίδει ένα συνολικό παλμό για είσοδο στο ΜΟΑ.

Τέλος, συνήθως τα αποτελέσματα λαμβάνονται με τη βοήθεια υπολογιστή όπου το εγκατεστημένο πρόγραμμα φασματοσκοπίας προβάλλει, αναλύει και επεξεργάζεται το φάσμα και μας δίνει τα ζητούμενα που προκαθορίζουμε.

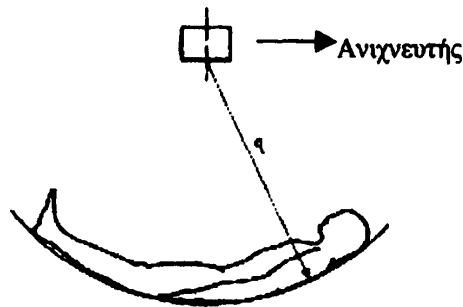
3.2. ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ-ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΩΝ

Υπάρχει μεγάλη ποικιλία στις γεωμετρίες ανιχνευτών-εξεταζομένων και κάθε μία έχει και τη δική της τεχνική μέτρησης. Επειδή η γεωμετρία μέτρησης επηρεάζει άμεσα την απόδοση ενός συστήματος, σημαντικό είναι να υπάρχει βαθμονόμηση των συστημάτων μεταξύ τους ώστε η διαφορετική τεχνική και γεωμετρία να μην επηρεάζει το αποτέλεσμα. Οι πιο συνήθεις γεωμετρίες είναι οι εξής (IAEA 1970):



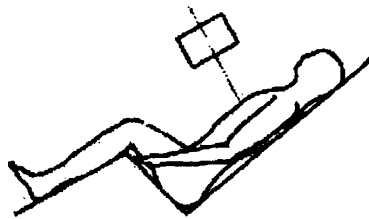
i. Γεωμετρία τόξου

Βασικό της χαρακτηριστικό είναι ότι η επιφάνεια του σώματος του ασθενούς σε κατάκλιση ισαπέχει καθόλο το ύψος του από τον ανιχνευτή.



ii. Γεωμετρία καρέκλας

Ο ασθενής είναι καθισμένος σε ειδική καρέκλα μέτρησης με τον/τους ανιχνευτές πλησίον του κορμού του.



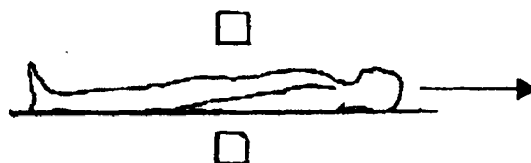
iii. Γεωμετρία τόξου- καρέκλας

Ενώ η γεωμετρία τόξου έχει το μειονέκτημα ότι ο ανιχνευτής πρέπει να απέχει το λιγότερο 1 m από τον εξεταζόμενο (μείωση της απόδοσης), η τεχνική καρέκλας δίνει αποτελέσματα που εξαρτώνται σημαντικά από το χωρικό εντοπισμό του ρν. Σε μια προσπάθεια να χρησιμοποιηθεί μικρότερη ακτίνα στη γεωμετρία τόξου και δεχόμενοι το γεγονός ότι τα πόδια κάτω από το γόνατο δεν τοποθετούνται εντός του τόξου αλλά λυγίζουν σε μία καρέκλα προκύπτει η συνδυασμένη αυτή τεχνική (Chhabra 1962).



iv. Γεωμετρία γραμμικής σάρωσης κλίνης

Η τεχνική αυτή γίνεται με σάρωση της κλίνης με μεταβλητή ή σταθερή ταχύτητα με σκοπό να περνά όσο το δυνατόν μεγαλύτερο μέρος του σώματος του εξεταζομένου μπροστά από τους ανιχνευτές.



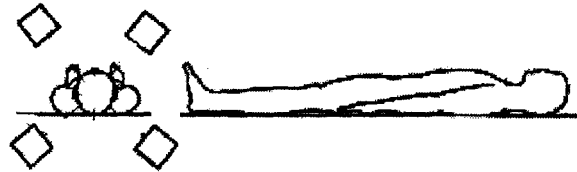
v. Γεωμετρία γραμμικής σάρωσης ανιχνευτών

Στην περίπτωση αυτή η σάρωση γίνεται από τους ανιχνευτές κατά μήκος του εξεταζομένου που βρίσκεται επί της κλίνης.



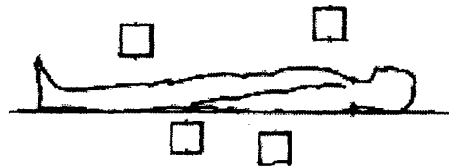
vi. Γεωμετρία σάρωσης με πολύπλοκη κίνηση

Συνδυάζεται η γραμμική σάρωση ανιχνευτή/τών κατά μήκος του εξεταζομένου με μία περιστροφική κίνηση σε ένα επίπεδο κάθετο στο σώμα του. Υπάρχουν περιπτώσεις που η περιστροφική κίνηση γίνεται από τον ασθενή και όχι από τον/τους ανιχνευτή/ές.



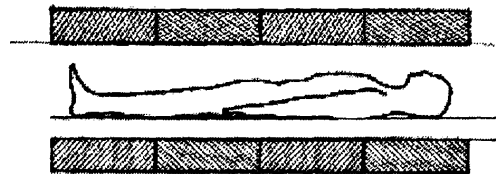
vii. Γεωμετρία ακίνητης κλίνης

Οι ανιχνευτές και ο εξεταζόμενος βρίσκονται σε συγκεκριμένες θέσεις κατά τη διάρκεια της μέτρησης.



viii. Γεωμετρία ακίνητης κλίνης και μεγάλων και επίπεδων ανιχνευτών

Παρόμοια τεχνική με την προηγούμενη, αλλά με ορθογώνιους συνήθως ανιχνευτές που είναι συνήθως τοποθετημένοι πάνω και κάτω από τον ασθενή.



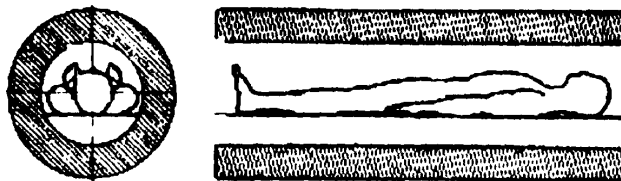
ix. Γεωμετρία ακίνητης κλίνης με ανιχνευτή που περιβάλλει μερικώς τον εξεταζόμενο

Χαρακτηριστικό της το ότι ο ανιχνευτής περιβάλλει τον εξεταζόμενο και η γωνία σύγκλισης του ανιχνευτή κυμαίνεται από 90° έως 360° (αναφέρεται και ως 2π τεχνική όταν η γωνία είναι 180° δηλ, ο εξεταζόμενος περιβάλλεται κατά το ήμισυ)



χ. Γεωμετρία 4π μεγάλων ανιχνευτών

Στην περίπτωση αυτή οι επίπεδοι ανιχνευτές περιβάλλουν ολοκληρωτικά τον εξεταζόμενο.



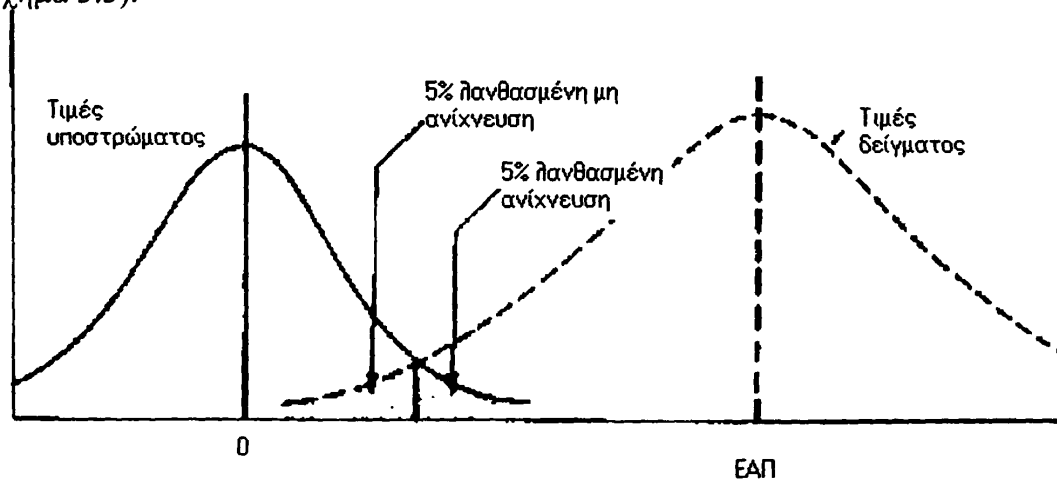
Οι τρεις τελευταίες γεωμετρίες χρησιμοποιούν κυρίως πλαστικούς ή υγρούς σπινθηριστές.

Ποικιλία ΜΟΑ, όσον αφορά τη γεωμετρία τους, χρησιμοποιείται ανάλογα με τις ανάγκες κάθε εργαστηρίου. Οι περισσότεροι κατασκευάστηκαν κατά τις δεκαετίες '60 και '70 (Dudley 1968, Glass 1966, Boddy 1967, Cohn και συν. 1969, Cohn και Palmer 1974), περίοδο ανάπτυξης των πυρηνικών σταθμών παραγωγής ηλεκτρικής ενέργειας. Σήμερα κυκλοφορεί και μεγάλη ποικιλία από εμπορικούς ΜΟΑ, οι οποίοι διαφοροποιούνται ανάλογα με τα επιθυμητά αναμενόμενα από το χρήστη χαρακτηριστικά, π.χ. ενέργεια ρν, ΕΑΠ, χρόνος μέτρησης, ομοιομορφία μέτρησης κ.ά. (Systems for in-vivo dose measurement, Canberra).

3.3.ΒΑΣΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΜΟΑ

3.3.1. Ευαισθησία – Ελάχιστη Ανιχνεύσιμη Ποσότητα (ΕΑΠ)

Ιδιαίτερο χαρακτηριστικό ενός ΜΟΑ είναι η ευαισθησία του, δηλαδή η μικρότερη ποσότητα ραδιονουκλιδίου εντός του σώματος που μπορεί να ποσοτικοποιηθεί με βάση τη μέτρηση. Ο όρος «Ελάχιστη Ανιχνεύσιμη Ποσότητα» (ΕΑΠ) χρησιμοποιείται για να ορίσει και να συγκρίνει ευαισθησίες συστημάτων μέτρησης ολόσωμου ακτινοβολίας για διάφορα ραδιονουκλίδια. Συνήθως ως ΕΑΠ ορίζεται η ποσότητα της ραδιενέργειας ενός συγκεκριμένου ρν που μπορεί να ανιχνευθεί με πιθανότητα πραγματικής ανίχνευσης 0.95 και πιθανότητα εσφαλμένης ανίχνευσης 0.5 (σχήμα 3.3).



Σχήμα 3.3: Ορισμός ΕΑΠ (Boecker 1991)



Οι παράγοντες που ορίζουν την ΕΑΠ ή την ευαισθησία ενός ΜΟΑ για δεδομένο ρν είναι:

1. η μετρούμενη ακτινοβολία υποστρώματος,
2. το μέγεθος του ανιχνευτή και η διακριτική ικανότητα,
3. η γεωμετρία μέτρησης,
4. ο χρόνος μέτρησης,
5. η συνύπαρξη με το προς μέτρηση ρν φυσικών ραδιονουκλιδίων και εισαχθέντων στο ανθρώπινο σώμα για ιατρικούς σκοπούς,
6. η ένταση της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας ανά πυρηνική διάσπαση,
7. η ενέργεια της γ-ακτινοβολίας και η πιθανότητα απορρόφησής της εντός του σώματος.

Η βελτιστοποίηση των τεσσάρων πρώτων παραγόντων επιτρέπουν την αύξηση της ευαισθησίας. Αντίθετα η βελτιστοποίηση των υπολοίπων τριών δεν είναι δυνατή, εκτός της αναβολής της μέτρησης στην περίπτωση ρν που χορηγήθηκαν για ιατρικούς σκοπούς.

Τα συλλεγόμενα φωτόνια από το υπόστρωμα μπορεί να οφείλονται σε διάφορους παράγοντες όπως:

1. ενδογενής ραδιενέργεια και ραδιομόλυνση του ή των ανιχνευτών
2. ενδογενής ραδιενέργεια και ραδιομόλυνση στα υλικά θωράκισης
3. πηγές ακτινοβολίας εκτός του μετρητή, εκ των οποίων ένα ποσοστό των σωματιδίων που εκπέμπουν αλληλεπιδρούν με τον ή τους ανιχνευτές, παρά την ύπαρξη θωράκισης
4. ραδιονουκλίδια στο σώμα του εξεταζομένου πέραν αυτού που επιζητούμε τη μέτρηση.

Ο πρώτος παράγοντας αναφέρεται ως το υπόστρωμα του ανιχνευτή, το άθροισμα του δεύτερου και τρίτου αναφέρεται ως υπόστρωμα χώρου και ο τέταρτος ως υπόστρωμα εξεταζομένου. Σε υψηλής ευαισθησίας ΜΟΑ, το υπόστρωμα του εξεταζομένου (κυρίως εξαιτίας του φυσικού καλίου στο σώμα του) ξεπερνά την συνεισφορά των άλλων παραγόντων υποστρώματος που αναφέρθηκαν, με αποτέλεσμα κάθε προσπάθεια μείωσης του υποστρώματος λόγω ανιχνευτών και χώρου να μην βελτιώνει την ΕΑΠ του συστήματος.

Στην περίπτωση προηγούμενης χορήγησης ανοικτής ραδιενεργής πηγής για διαγνωστικούς ή θεραπευτικούς σκοπούς απαιτείται χορήγηση ραδιενέργειας πολλές τάξεις μεγέθους μεγαλύτερη από την ΕΑΠ του ΜΟΑ. Αν και τα περισσότερα ρν που χρησιμοποιούνται στην Πυρηνική Φυσική είναι βραχείας ημιζωής, σε ορισμένες περιπτώσεις, όπως στην περίπτωση χορήγησης ^{131}I για διαγνωστικούς ή για θεραπευτικούς σκοπούς, ο ενεργός χρόνος ημιζωής δεν είναι αμελητέος και κατά το χρόνο μέτρησης μπορεί να υπάρξει σημαντική παραμένουσα ραδιενέργεια στον εξεταζόμενο είτε από το ίδιο το χορηγηθέν ρν είτε από άλλα ρν που συνυπήρχαν στο ραδιοφάρμακο, λόγω περιορισμένης ραδιοϊσοτοπικής καθαρότητάς του ($^{99\text{m}}\text{Tc}$ με προσμίξεις ^{99}Mo). Συνεπώς η παραμένουσα ραδιενέργεια στο σώμα από πράξεις πυρηνικής ιατρικής στο παρελθόν (υπόστρωμα εξεταζομένου) μπορεί να εισάγει σφάλματα στη μέτρηση. Για το λόγο αυτό πάντα πρέπει να λαμβάνεται ιατρικό ιστορικό του υπό εξέταση ατόμου, κατά προτίμηση πριν από τη μέτρηση (*Stabin και Schlafke-Stelson 1991*).

Το φάσμα ακτινοβολίας υποστρώματος πρέπει να λαμβάνεται με γεωμετρία ακριβώς ίδια με εκείνη της μέτρησης, σε συνθήκες σταθερής ακτινοβολίας υποστρώματος. Για το σκοπό αυτό πρέπει να γίνεται χρήση ανενεργού ομοιώματος, που έχει ακριβώς το ίδιο μέγεθος και σχήμα με τον εξεταζόμενο προς μέτρηση.



Ο χρόνος που μπορεί ένα άτομο να παραμείνει ακίνητο είναι περιορισμένος, για πρακτικούς λόγους. Με τη μέθοδο πρόσθεσης φασμάτων που λαμβάνονται από σχετικά σύντομες μετρήσεις που γίνονται σε μικρό χρονικό διάστημα μπορούμε να βελτιώσουμε την ευαισθησία και να μειώσουμε την ΕΑΠ. Τέλος, οι παράγοντες του όγκου του ανιχνευτή και της ενεργειακής διακριτικής ικανότητας του ΜΟΑ επιδρούν στην ευαισθησία.

Δεδομένου ότι στη βιβλιογραφία αναφέρονται διάφοροι τρόποι προσδιορισμού της ΕΑΠ, είναι απαραίτητο για τη σύγκριση της απόδοσης διαφόρων συστημάτων να δίνονται τα σχετικά στοιχεία. Στο παρελθόν, η μη από κοινού χρήση μιας καθορισμένης σχέσης δημιουργούσε προβλήματα σύγκρισης των εργαστηρίων μεταξύ τους και δε γινόταν σωστή εκτίμηση και κατηγοριοποίησή τους.

Στην παρούσα μελέτη ο προσδιορισμός της ΕΑΠ στηρίζεται στη γενική σχέση (*HPS N13.30, 1996*):

$$ΕΑΠ = \frac{(1 + \Delta_K)(2\Delta_B B + 2ks_0 + 3)}{KT} \quad (3.1)$$

όπου Β ο συνολικός αριθμός παλμών που καταγράφονται από ομοίωμα υψηλής ραδιενεργής καθαρότητας (ανενεργό) στην περιοχή ενδιαφέροντος
 s_0 η σταθερά απόκλισης στους παλμούς ενός εξεταζόμενου ή ομοιώματος υψηλής ραδιενεργής καθαρότητας

Κ ο παράγοντας βαθμονόμησης (συμπεριλαμβάνει την αυτοαπορρόφηση στο ομοίωμα ή τον εξεταζόμενο)

Δ_K το μέγιστο συστηματικό σφάλμα που σχετίζεται με τον παράγοντα βαθμονόμησης Κ (εκτίμηση σύμφωνα με επαγγελματική κρίση του εξεταστή)

Δ_B το μέγιστο αναμενόμενο συστηματικό σφάλμα που σχετίζεται με το ομοίωμα υψηλής ραδιενεργής καθαρότητας

k ο αριθμός με τον οποίο πρέπει να πολλαπλασιαστεί η σταθερά απόκλισης μιας κανονικής κατανομής, ώστε το εμβαδόν κάτω από την καμπύλη με όρια $\pm k \sigma$ να δίνει ποσοστό Χ του όλου του εμβαδού (για Χ=90% , k=1.645) και

T ο χρόνος μέτρησης.

Η ΕΑΠ δίνεται και σε ρυθμό καταμετρούμενων παλμών από τη σχέση:

$$ΕΑΠ = \frac{(1 + \Delta'_K)(2\Delta'_B B' + 2ks'_0 + 3)}{K'T} \quad (3.2)$$

όπου $B' = B/T$, $s'_0 = s_0/T$, $K' = K/T$ και $\Delta'_K = \Delta_K$ αφού παριστάνουν το ίδιο σχετικό σταθερό συστηματικό σφάλμα.

Θεωρώντας τα Δ_B και Δ_K αμελητέα (Δ_B και $\Delta_K=0$) και υποθέτοντας κανονική κατανομή η (3.1) γίνεται:

$$ΕΑΠ = \frac{3.29s_0 + 3}{KT} \quad (3.3)$$

όπου s_0 η σταθερά απόκλισης του αριθμού των καταμετρηθέντων παλμών που προήλθαν από επαναλαμβανόμενες μετρήσεις.



Το s_o μπορεί να περιλαμβάνει μεταβολές στο χρόνο μέτρησης και δίνεται από τον τύπο:

$$s_o = \sqrt{s_{B1}^2 + \frac{1}{m^2} s_{B0}^2}$$

όπου s_{B1} η σταθερή απόκλιση, συμπεριλαμβάνοντας τα σφάλματα κατανομής Poisson και άλλα τυχαία σφάλματα (σε παλμούς) στη μέτρηση ενός εξεταζομένου, με τη διαδικασία μέτρησης ρουτίνας, όπου ο εξεταζόμενος δεν περιέχει ραδιενέργεια πάνω από το ανάλογο ομοίωμα υψηλής ραδιενεργής καθαρότητας

s_{B0} η σταθερά απόκλισης, συμπεριλαμβάνοντας τα σφάλματα κατανομής Poisson και άλλα τυχαία σφάλματα (σε παλμούς) στο μη επεξεργασμένο (προσαρμοσμένο) αριθμό παλμών ενός σταθερού ομοιώματος υψηλής ραδιενεργής καθαρότητας και

m είναι ο παράγοντας προσαρμογής για το κατάλληλο ομοίωμα υψηλής ραδιενεργής καθαρότητας.

Για $s_{B1} = s_{B0} = s_b$, $m=1$ η σχέση (3.3) γίνεται:

$$EAP = \frac{4.65s_b}{KT} + \frac{3}{KT} \quad (3.4)$$

όπου s_b η σταθερά απόκλισης από ένα ομοίωμα υψηλής ραδιενεργής καθαρότητας.

Αν ο συντελεστής βαθμονόμησης μεταβάλλεται μεταξύ μετρήσεων, δηλαδή το Δ_K δεν είναι αμελητέο, τότε στην εξίσωση (3.4) θέτουμε $K = K_{0.05}$ (θεωρείται η χαμηλότερη τιμή για το K , που αντιπροσωπεύει την πιθανότητα 0.95 οι τιμές του K να είναι υψηλότερες από την υπολογιζόμενη $K_{0.05}$).

Στην προηγούμενη σχέση θεωρήθηκαν ίσοι χρόνοι μέτρησης του εξεταζόμενου προς μελέτη και του ομοιώματος και για το λόγο αυτό η εξίσωση περιείχε ένα χρόνο T .

Περιπτώσεις που αφορούν διαφορετικούς χρόνους μέτρησης ομοιώματος υψηλής ραδιενεργής καθαρότητας και μη, μεταβλητό συντελεστή βαθμονόμησης ή μετατροπής και ραδιονουκλίδια μικρού χρόνου ημιζωής αναφέρονται αναλυτικά στο Performance criteria for radiobioassay, HPS N13.30-1996.

Συνήθως η ευαισθησία των ΜΟΑ για ανίχνευση εκπομπών φωτονίων ενέργειας άνω των 200 keV είναι μικρότερη από το 1/1000 του Ετήσιου Ορίου Πρόσληψης (ΕΟΠ) για εργαζόμενο σε χώρο ακτινοβολιών (όσον αφορά τη γ -ακτινοβολία). Στον Πίνακα 3.1 που ακολουθεί παρατίθενται ενδεικτικές τιμές για την ΕΑΠ διαφόρων ρ_n σε ΜΟΑ που είναι εγκατεστημένοι σε πυρηνικούς σταθμούς παραγωγής ενέργειας για την ακτινοπροστασία των εργαζομένων.

Οι ΜΟΑ που έχουν σχεδιαστεί και αποσκοπούν στη μέτρηση γενικού πληθυσμού σε περίπτωση ραδιενεργού μόλυνσης λόγω ατυχήματος, σε μεταβολικές μελέτες και μελέτες σύνθεσης του ανθρώπινου σώματος έχουν έως και δύο τάξεις μεγέθους καλύτερη ευαισθησία από την αναγραφόμενη στον Πίνακα 3.1 (Toohey 1991).



Πίνακας 3.1: Σύγκριση τιμών ΕΑΠ και ΕΟΠ για ρν σε πυρηνικούς σταθμούς παραγωγής ενέργειας				
Ισότοπο	Ενέργεια σε keV (ένταση)	ΕΑΠ ¹	ΕΟΠ λόγω εισπνοής ²	ΕΟΠ λόγω κατάποσης ²
⁵¹ Cr	320 (9%)	8222	5.6×10^8	5.3×10^8
⁵⁸ Co	810 (100%)	740	10.0×10^6	2.7×10^7
	864 (1.38%)...			
⁶⁰ Co	1173 (99.88%)	740	6.9×10^5	5.9×10^6
	1332 (100%) ...			
¹³¹ I	365 (79%)	937	18.2×10^5	9.1×10^5
	637 (6.7%)			
	284 (5.9%) ...			
⁵⁴ Mn	835 (100%)	740	13.3×10^6	2.8×10^7
⁵⁹ Fe	1099 (56%)	1321	5.7×10^6	11.1×10^6
	1292 (44%)...			
¹³⁷ Cs	662 (84.8%)	890	3.0×10^6	15.4×10^5
⁶⁵ Zn	1115 (50.6%)...	1480	6.9×10^6	5.1×10^6

¹Performance criteria for radiobioassay, HPS N13.30-1996

²Στον Πίνακα παρατίθεται η χαμηλότερη ΕΟΠ που προκύπτει για κάθε ισότοπο θεωρώντας τον υψηλότερο συντελεστή ενεργού δόσης (Sv/Bq), ο οποίος εξαρτάται π.χ. για εισπνοή από το ρυθμό αποβολής από τους πνεύμονες, το μέγεθος του σωματιδίου, το συντελεστή εντερικής μεταφοράς f_1 κ.α. (ΦΕΚ 216, 6 Μαρτίου 2001, Κανονισμοί Ακτινοπροστασίας).

Αντίθετα, για ρν που εκπέμπουν ακτινοβολία άλφα που τα ανιχνεύουμε μέσω των φωτονίων χαμηλής ενέργειας που συνήθως εκπέμπονται, π.χ. χαρακτηριστική ακτινοβολία-X του θυγατρικού, η ευαισθησία των ΜΟΑ είναι μικρή και πολλές φορές η ΕΑΠ είναι μεγαλύτερη από το ΕΟΠ.

Για ρν που καθιλώνονται σε ορισμένα μόνο όργανα του σώματος, όπως το ιώδιο στο θυρεοειδή, πολύ μικρότερες ποσότητες γίνονται μετρήσιμες με θωράκιση επιλεκτικά του ανιχνευτικού συστήματος κοντά στο συγκεκριμένο όργανο, έτσι ώστε να μειώνεται η συμβολή από άλλα ρν εντός του σώματος.

3.3.2. Σχετική απόκλιση

Η σχετική απόκλιση της μετρούμενης ποσότητας του ρν από την πραγματική ποσότητα του ρν στον εξεταζόμενο ή το ομοίωμα αποτελεί ένδειξη του πόσο κοντά είναι η τιμή που εκτιμήθηκε στην πραγματική τιμή.

Συνήθως υπολογίζεται με χρήση ομοιωμάτων και δίνεται από τη σχέση:

$$B_{ri} = (A_i - A_{ai}) / A_{ai}$$

όπου A_i η τιμή ραδιενέργειας που αντιστοιχεί στην i μέτρηση και A_{ai} η πραγματική τιμή.

Υπολογίζεται ο μέσος όρος τουλάχιστον πέντε μετρήσεων και το αποτέλεσμα που λαμβάνεται αποτελεί το σχετικό συστηματικό σφάλμα των μετρήσεων:



$$B_r = \sum_{i=1}^N \frac{B_{ri}}{N}, N > 5$$

Θα πρέπει να ισχύει:

$-0.25 < B_r < 0.5$, όταν το A_{ai} είναι μεγαλύτερο ή ίσο με το ελάχιστο επίπεδο μέτρησης, που πρέπει να είναι πέντε έως δέκα φορές η ΕΑΠ, εκτός αν δηλώνεται διαφορετικά. Για μικρότερα A_{ai} δεν υπάρχουν όρια.

3.3.3. Σχετική ακρίβεια

Η σχετική ακρίβεια, που περιγράφει τη σχετική κατανομή των τιμών απόκλισης B_{ri} γύρω από το μέσο όρο τους B_r ορίζεται ως:

$$S_B = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (B_{ri} - B_r)^2}{(N-1)}}$$

Συνήθως θα πρέπει η απόλυτη τιμή του S_B να είναι ≤ 4 , διαφορετικά το εργαστήριο θα πρέπει να λάβει μέτρα για τη βελτίωση της ακρίβειας.

3.3.4. Εξάρτηση από τη σωματική διάπλαση του εξεταζομένου

Η εκτίμηση της ποσότητας ενός ρν επηρεάζεται από τη σωματική διάπλαση του εξεταζομένου, λόγω του διαφορετικού παράγοντα απορρόφησης (Cohn και Palmer 1974). Συνήθως για τη διόρθωση αυτή χρησιμοποιείται στους περισσότερους MOA ο Δείκτης Σωματικής Διάπλασης, δηλ. το πηλίκο $(M/Y)^{1/2}$ που εφαρμόζεται στον συλλεγόμενο αριθμό παλμών του συγκεκριμένου εξεταζομένου με μάζα M και ύψος Y . Κάθε MOA διαθέτει τους δικούς του παράγοντες βαθμονόμησης, λόγω απορρόφησης, που προσδιορίζονται είτε με τη χρήση ομοιωμάτων διαφορετικών μεγεθών, είτε με χρήση ραδιενεργών πηγών εξωτερικά ή εσωτερικά στον εξεταζόμενο (Cohn και συν. 1969), καθώς και τελευταία με τη χρήση ενός κώδικα Monte-Carlo, όπως έγινε στην παρούσα μελέτη.

3.3.5. Χωρική εξάρτηση-Ομοιομορφία μέτρησης

Ο ιδανικός MOA είναι εκείνος που δίνει το ίδιο αποτέλεσμα είτε το ρν είναι χωρικά εντοπισμένο στο σώμα του εξεταζομένου είτε είναι ομοιόμορφα κατανομημένο στο σώμα του. Στην πράξη όμως, η γεωμετρία ενός MOA (θέση ανιχνευτών) επηρεάζει την ακρίβεια μέτρησης μιας ποσότητας ρν ανάλογα με την κατανομή της, π.χ. στα χέρια, στο θώρακα, στο θυρεοειδή κ.α. Συνήθως το πρόβλημα αυτό σε MOA με περισσότερους από έναν ανιχνευτές αντιμετωπίζεται τοποθετώντας τον εξεταζόμενο στη μέση απόσταση μεταξύ των ανιχνευτών και εφαρμόζοντας τη τεχνική της σάρωσης.



3.4. ΜΕΤΡΗΣΗ ΟΛΟΣΩΜΟΥ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ

3.4.1. Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα της μέτρησης ολόσωμου ακτινοβολίας

Το βασικό πλεονέκτημα της μεθόδου, που είναι και ο λόγος για τον οποίο είναι ευρέως διαδεδομένη σαν μέθοδος εκτίμησης εσωτερικής ραδιομόλυνσης των εργαζομένων, είναι ότι παρέχει άμεση μέτρηση των εσωτερικά αποτιθέμενων ραδιονουκλιδίων, ρν. Τα πλεονεκτημά της σε σχέση με τη μέθοδο ανάλυσης των απεκκρίσεων:

1. Είναι συνήθως πιο ακριβής, αν και το όριο ανιχνευσιμότητας είναι συνήθως υψηλότερο από ότι στην περίπτωση τεχνικών μέτρησης απεκκρίσεων και χρήση μεταβολικών μοντέλων.
2. Μπορεί να μετρήσει μη διαλυτά στοιχεία και ενώσεις.
3. Δεν απαιτεί τεχνική ανάλυση μακράς διάρκειας.
4. Μπορεί να εκτιμηθεί ταυτόχρονα η συγκέντρωση στο σώμα πολλών ρν.

Υπάρχουν όμως και αρκετά μειονεκτήματα της συγκεκριμένης μεθόδου:

1. Περιορισμένη ανιχνευτική απόδοση σε σύγκριση με τις τεχνικές απέκκρισης. Συνήθως η χρήση μεταβολικού μοντέλου δίνει τη δυνατότητα υπολογισμού χαμηλότερης ποσότητας ρν στο ανθρώπινο σώμα, από ότι η άμεση μέτρηση με ΜΟΑ.
2. Δεν μπορούμε να διακρίνουμε εύκολα την προέλευση των ραδιονουκλιδίων δηλ. το αν το αποτέλεσμα της μέτρησής μας προήλθε από ραδιονουκλίδια βρισκόμενα εντός του σώματος (εσωτερικά) ή πάνω σε αυτό (επιφανειακή ραδιομόλυνση).
3. Οι ΜΟΑ είναι πολύπλοκες ειδικές διατάξεις υψηλού κόστους και μεγάλου βάρους, που λόγω των ειδικών τους απαιτήσεων είναι αναγκαία συνήθως η μετάβαση του προς εξέταση ατόμου στο χώρο εγκατάστασής τους.

3.4.2. Απαραίτητες προϋποθέσεις μέτρησης

Για να έχει αποτέλεσμα μία μέτρηση ολόσωμου ακτινοβολίας από τα ρν που έχουν εισαχθεί στο σώμα μέσω εισπνοής ή κατάποσης, μέσω λύσης συνέχειας του δέρματος ή μέσω απορρόφησης απ' αυτό, θα πρέπει να έχει κατακρατηθεί μια ποσότητά τους εντός του σώματος για αρκετό χρονικό διάστημα. Τα όργανα ή ιστοί όπου αρχικά προσλαμβάνονται τα ρν εξαρτώνται κατά σημαντικό ποσοστό από την οδό εισόδου του ρν και από τη χημική και φυσική του μορφή (π.χ. τα εισπνεόμενα ρν αρχικά θα συγκεντρωθούν σε περιοχές του αναπνευστικού συστήματος). Η μακράς διάρκειας κατακράτηση συνήθως δεν συμβαίνει στις αρχικές περιοχές εναπόθεσης (π.χ. το εισπνεόμενο ^{241}Am μεταφέρεται σταδιακά από τους πνεύμονες στα οστά και στο ήπαρ, όπου και παραμένει για αρκετό χρονικό διάστημα). Για να είναι δυνατή η ανίχνευση ενός ρν θα πρέπει ο ενεργός χρόνος ημιζωής του να είναι συγκρίσιμος με το χρόνο μεταξύ έκθεσης και μέτρησης. Ο ενεργός χρόνος ημιζωής εξαρτάται από το φυσικό χρόνο ημιζωής, που είναι χαρακτηριστικός του ραδιονουκλιδίου και ανεξάρτητος από τη φυσική ή χημική μορφή του και το βιολογικό χρόνο ημιζωής, ο οποίος εξαρτάται από το μεταβολισμό του ρν στο σώμα του εξεταζομένου καθώς και από τη φυσική και χημική του μορφή κατά την είσοδό του στο σώμα. Ο ρυθμός μείωσης σε συνδυασμό με την αρχική ραδιενεργό ποσότητα καθορίζει την ανιχνευσιμότητα οποιαδήποτε στιγμή έπειτα από την έκθεση.



Το ρν που μετράται με ΜΟΑ πρέπει να εκπέμπει φωτόνια ικανής ενέργειας προς έξοδο τους από το σώμα και ανίχνευσης με τον ΜΟΑ (συνήθως άνω των 150 keV). Υπάρχουν όμως ειδικά κατασκευασμένα υψηλού κόστους συστήματα μερικής η ολόσωμης μέτρησης, ικανά να ανιχνεύσουν και φωτόνια χαμηλής ενέργειας όπως ^{241}Am (60 keV) και ^{239}Pu (17 keV) (*Genicot και συν. 1999*).

Τα ρν που εκπέμπουν α ή β σωματίδια με τη συνοδεία «φτωχής» ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας δεν μπορούν να ανιχνευθούν με ΜΟΑ. Στην περίπτωση όμως εκπομπών β μεγάλης ενέργειας, όπως στην περίπτωση $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, είναι δυνατή σε ορισμένες περιπτώσεις η χρήση ΜΟΑ λόγω της παραγωγής ακτινοβολίας πέδησης.

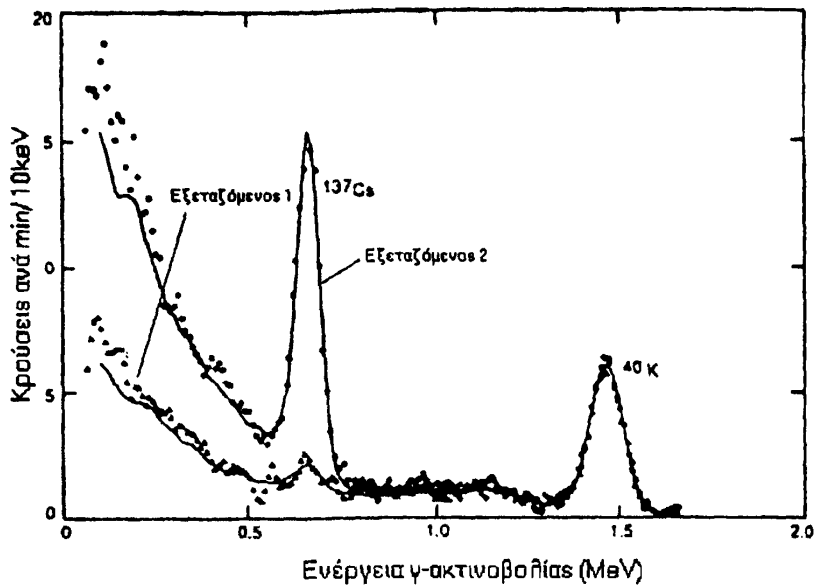
3.4.3. Διαδικασία μέτρησης

Πριν εισέλθουν τα εξεταζόμενα άτομα για μέτρηση στο χώρο του ΜΟΑ, τους ζητείται να φορέσουν μία καθαρή ολόσωμη ποδιά και ένα ζευγάρι παντόφλες (σε ορισμένες περιπτώσεις απαιτείται να πλυθούν προηγούμενα ώστε να μειωθεί η πιθανότητα μέτρησης επιφανειακής ραδιενεργής ρύπανσης). Όλα τα κοσμήματα και τα προσωπικά αντικείμενα (π.χ. γυαλιά) αφήνονται σε χώρο εκτός του μετρητή.

Ο εξεταζόμενος ανάλογα με τον τύπο του ΜΟΑ είτε είναι όρθιος είτε κάθεται σε καρέκλα είτε είναι ξαπλωμένος επί κλίνης. Οι ανιχνευτές είναι τοποθετημένοι σε κινητές ή ακίνητες κατασκευές πλησίον του εξεταζομένου. Μία τυπική μέτρηση μπορεί να διαρκέσει από μερικά λεπτά ως και μία ώρα. Ο εξεταζόμενος παροτρύνεται να χαλαρώσει και αν είναι δυνατό να κοιμηθεί κατά τη διάρκεια της μέτρησης. Μουσική συνήθως συντροφεύει τον εξεταζόμενο στο χώρο, ενώ διάβασμα ή άλλη δραστηριότητα που απαιτεί εισαγωγή νέων αντικειμένων απαγορεύεται, λόγω της πιθανής φυσικής επιπρόσθετης ακτινοβολίας που εκπέμπουν.

Η ακτινοβολία που προέρχεται από ρν εντός του σώματος αλληλεπιδρά με τους ανιχνευτές, οι οποίοι δημιουργούν ηλεκτρικό παλμό του οποίου το ύψος (τάση ή ρεύμα) είναι ανάλογο της ενέργειας που απορροφήθηκε από τον ανιχνευτή. Οι ηλεκτρικοί παλμοί μορφοποιούνται, ενισχύονται και μεταφέρονται σε αναλυτή ύψους πολλών καναλιών, ο οποίος διαχωρίζει τους παλμούς που έρχονται βάση της τάσης τους (ύψος παλμού). Μετά την αφαίρεση του φάσματος της ακτινοβολίας υποστρώματος, αναγνωρίζονται τα ρν στο σώμα του εξεταζομένου. Στο σχήμα 3.4 απεικονίζονται τα φάσματα που λήφθηκαν από δύο εξεταζόμενους. Ο εξεταζόμενος 1 δίνει ένα τυπικό φυσιολογικό φάσμα, ενώ ο εξεταζόμενος 2 δίνει φάσμα, από το οποίο διαπιστώνεται ύπαρξη υψηλής ποσότητας ^{137}Cs στον εξεταζόμενο (*Toohey 1991*).





Σχήμα 3.4: Φάσματα εξεταζόμενων 1 και 2

Η ραδιενέργεια ενός ρN συνήθως υπολογίζεται από τον αριθμό των φωτονίων που καταμετρούνται σε συγκεκριμένο ΜΟΑ για μια δεδομένη χρονική περίοδο, συγκριτικά με τον αριθμό φωτονίων που καταγράφηκε από ομοίωμα για μια γνωστή ραδιενέργεια του ίδιου ρN στον ίδιο χρόνο, ακολουθώντας την ίδια διαδικασία μέτρησης. Η διαδικασία διορθώσεων για πιθανές διαφορές στην αυτοαπορρόφηση, την κατανομή ραδιονουκλιδίου και στη γεωμετρία αναλύεται στην παράγραφο 3.5.1.

3.4.4. Ραδιενέργεια εντός του σώματος

Στην περίπτωση μη ραδιομολυσμένων ατόμων προκύπτουν φάσματα παρόμοια με αυτό του εξεταζόμενου 1 του Σχήματος 3.4, εξαιτίας των ραδιονουκλιδίων που υπάρχουν φυσιολογικά εντός του ανθρώπινου σώματος. Ραδιονουκλίδια που ανιχνεύονται σε μία μέτρηση λόγω της φυσικής παρουσίας τους είναι το ^{40}K , ^{214}Pb και ^{214}Bi (θυγατρικά του ραδονίου), τα οποία έχουν φυσική προέλευση (Πίνακας 3.2, *Toohy 1991*). Αυτά τα ρN περιορίζουν σημαντικά την ικανότητα μέτρησης μικρών ποσοτήτων άλλων ραδιονουκλιδίων. Το κυρίαρχο ρN στο φάσμα μέτρησης είναι το ραδιενεργό ^{40}K , με μέση ραδιενέργεια των ενηλίκων περίπου 3700 Bq (ICRP 1975). Το ^{40}K αποτελεί σταθερό ποσοστό (0.012%) του συνόλου του φυσικού καλίου που υπάρχει στο φυσικό περιβάλλον (για το λόγο αυτό, καθετί που περιέχει κάλιο είναι και πηγή ακτινοβολίας).

Πίνακας 3.2 : Συνήθως ανιχνεύσιμα ρν σώματος

Ραδιονουκλίδιο	Ενέργεια εκπομπής (MeV)	Προέλευση	Μέση συγκέντρωση σώματος Bq (μCi)
⁴⁰ K	1.460 (11%)	Φυσική	3700 (0.1)
²¹⁴ Pb	0.242(3.7%)	Φυσική	40 (0.001)
	0.295		
	0.352(36%)		
²¹⁴ Bi	0.609 (47%)	Φυσική	40 (0.001)
	0.769(5.3%)		
	0.935 (3.3%)		
	1.120 (16%)		
	1.238(6%)		
	1.378(4.8%)		
	1.40(4%)		
	1.509(2.4%)		
	1.728(3.2%)		
	1.764 (17%) κτλ.		

Ορισμένα άλλα ραδιονουκλίδια βρίσκονται εντός του ανθρώπινου σώματος, αλλά δεν είναι δυνατό να ανιχνευθούν με ολόσωμη μέτρηση είτε γιατί δεν εκπέμπουν φωτόνια μεγάλης ενέργειας είτε γιατί δεν υπάρχουν αρκετές ποσότητες ώστε να είναι δυνατή η ανίχνευση.

3.4.5. Κριτήρια μέτρησης ραδιονουκλιδίων εντός του σώματος

Η χρήση της μερικής ή ολόσωμης μέτρησης για τον προσδιορισμό ραδιονουκλιδίων εντός του σώματος από έκθεση στο παρελθόν εξαρτάται από το αν, τα ρν που μας ενδιαφέρουν, μπορούν να εντοπισθούν και να ποσοτικοποιηθούν. Αν γνωρίζουμε ποιά ρν ψάχνουμε, προσαρμόζουμε τις συνθήκες μέτρησης, ώστε να είναι όσο το δυνατό πιο εύκολη η μέτρησή τους. Κατά τον τρόπο αυτό διαφορετικοί ανιχνευτές και διαφορετικές γεωμετρίες μέτρησης επιλέγονται, αν είναι δυνατό, για τον εντοπισμό διαφορετικών ρν. Βασικά κριτήρια για την επιλογή είναι η ενέργεια των φωτονίων που εκπέμπουν και η κατανομή των ρν.

Για τα ραδιονουκλίδια τα οποία είναι πιθανό να βρεθούν στο σώμα με ολόσωμη μέτρηση και να δώσουν τη δυνατότητα να εκτιμηθεί μία προηγούμενη έκθεση, πρέπει να γνωρίζουμε χαρακτηριστικά όπως:

1. την πηγή προέλευσης, δηλ. ποιά ρν προϋπάρχουν και ποιά παράγονται (θυγατρικά)
2. τα χαρακτηριστικά της αποδιέγερσης του κάθε ραδιονουκλιδίου όπως το χρόνο ημιζωής, τον τρόπο αποδιέγερσης (γ, β ή α -ακτινοβολία), τα ποσοστά εκπομπής φωτονίων και την ενέργειά τους
3. την πιθανότητα πρόσληψης του ραδιονουκλιδίου
4. το μεταβολισμό τους, δηλαδή την κατακράτησή τους και την αποβολή τους και
5. το όριο ανιχνευσιμότητας (ΕΑΠ) του ΜΟΑ.



1. Πηγή προέλευσης του ρν

Ένα από τα βασικά κριτήρια για την μέτρηση ενός ρν είναι ο εντοπισμός της πηγής προέλευσής του. Πηγές εσωτερικής ραδιομόλυνσης, εκτός των ραδιονουκλιδίων που βρίσκονται φυσιολογικά εντός του ανθρώπινου σώματος όπως το ^{40}K , είναι τα ρν που έχουν παραχθεί με τεχνητό τρόπο, όπως τα προϊόντα σχάσης και ενεργοποίησης (πυρηνικά όπλα), αλλά και τα φυσικά ρν των οποίων η παρουσία στο περιβάλλον έχει αυξηθεί από κάποια ανθρώπινη δραστηριότητα (τεχνολογικά αυξημένη φυσική ραδιενέργεια). Δραστηριότητες που μπορεί να οδηγήσουν σε εσωτερική ραδιομόλυνση είναι η κατασκευή, αποθήκευση και χρήση πυρηνικών όπλων ή οπλικών συστημάτων που διαθέτουν ραδιενεργά τμήματα, οι πυρηνικοί αντιδραστήρες, η έρευνα στον τομέα της πυρηνικής φυσικής με τη χρήση ρν, η διαγνωστική ή θεραπευτική χρήση τους (πυρηνική ιατρική) κ.α.

2. Το «σχήμα» αποδιέγερσης του ραδιονουκλιδίου επηρεάζει την ανιχνευσιμότητα του ρν. Παράγοντες που παίζουν καθοριστικό ρόλο είναι:

- Ο χρόνος ημιζωής. Όσο μεγαλύτερος είναι ο χρόνος ημιζωής τόσο μεγαλύτερη και η πιθανότητα να είναι ανιχνεύσιμο μεγάλο χρονικό διάστημα μετά την είσοδό του στο σώμα.
- Η ενέργεια των εκπεμπόμενων φωτονίων και το ποσοστό εκπομπής τους για κάθε αποδιέγερση. Η ενέργεια των εκπεμπόμενων φωτονίων πρέπει να είναι τέτοια, ώστε αυτά να είναι ικανά να διαφεύγουν από το σώμα του εξεταζόμενου ($\gg 10 \text{ keV}$). Τα εκπεμπόμενα φωτόνια διακρίνονται σε χαμηλής και υψηλής ενέργειας και το κατώφλι μετάβασης είναι συνήθως στα 200 keV. Τα φωτόνια χαμηλής ενέργειας απαιτούν ειδικές τεχνικές και μονάδες μέτρησης, και όχι τους συνήθεις MOA.

3. Πιθανότητα εισαγωγής στο ανθρώπινο σώμα

Αυτή καθορίζεται από την κινητικότητα του ρν στο περιβάλλον και το αν είναι προσιτό στον άνθρωπο. Τα παραπάνω καθορίζονται από τα φυσικά, χημικά και βιολογικά χαρακτηριστικά (μέγεθος, σχήμα σωματιδίου, διαλυτότητα κτλ.). Καθένα από τα παραπάνω χαρακτηριστικά, ποσοτικοποιημένο, εισάγεται σε ένα μαθηματικό μοντέλο που εκπροσωπεί τη συμπεριφορά του ρν στο περιβάλλον και αποσκοπεί στην εκτίμηση της πιθανότητας εισαγωγής του στο ανθρώπινο σώμα. Στην πιθανότητα πρόσληψης του ρν συχνά διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο τα διάφορα στάδια της τροφικής αλυσίδας. Η πιθανότητα ανιχνεύσιμης πρόσληψης επηρεάζεται και από την ποσότητα των ρν που υπάρχουν στον εξεταζόμενο σαν υπόστρωμα τη στιγμή της μέτρησης. Η μέτρηση ολόσωμου ακτινοβολίας δεν μπορεί να διαχωρίσει παλιές εκθέσεις από πρόσφατες. Συνεπώς, μόνο γνωρίζοντας, από προηγούμενη μέτρηση, τις υπάρχουσες ποσότητες ανιχνεύσιμων ραδιονουκλιδίων στο σώμα μπορεί να εκτιμηθεί μία νέα επιβάρυνση.

4. Μεταβολισμός

Ο μεταβολισμός του ρν ορίζεται ως η πρόσληψη, η αρχική κατανομή, η ανακατανομή, η κατακράτηση και η βιολογική του αποβολή. Με τον όρο πρόσληψη εννοούμε την εισαγωγή του ραδιονουκλιδίου στο ανθρώπινο σώμα είτε μέσω κατάποσης, εισπνοής, απορρόφησης μέσω δέρματος και ανοιχτής πληγής. Μετά την πρόσληψη του ακολουθεί η μεταφορά του από την αρχική περιοχή εναπόθεσής του σε άλλη, η οποία καθορίζει και την κατακράτησή του. Για παράδειγμα υπάρχει περίπτωση το ρν που εισήχθει μέσω κατάποσης στο



ανθρώπινο σώμα, να περάσει από το γαστροεντερικό σύστημα και να διαφύγει πλήρως. Στην περίπτωση εισπνοής ή απορρόφησης μέσω δέρματος, μπορεί να παραμείνει στην αρχική περιοχή κατακράτησης και να είναι μετρήσιμο για μεγάλο χρονικό διάστημα. Μετά την εισαγωγή του στο ανθρώπινο σώμα, η κατακράτηση του εξαρτάται από το μεταβολισμό. Έτσι είναι απαραίτητη η περιγραφή και η ποσοτικοποίηση των ραδιονουκλιδίων που θα μετρηθούν in vivo με τη μορφή αντιπροσωπευτικών μεταβολικών παραμέτρων. Η πρωταρχική θεώρηση μεταβολισμού που καθορίζει τα ραδιονουκλίδια που περιλαμβάνονται στις προηγούμενες εκθέσεις είναι το ποσοστό το οποίο καθλώνεται στο σώμα. Είναι προφανές ότι ανεξάρτητα από τον φυσικό χρόνο ημιζωής του, το ρν δεν θα υπάρχει στο σώμα με την πάροδο του χρόνου, αν η βιολογική κατακράτηση είναι σχετικά μικρή. Τέλος, η κατανομή του στο σώμα σαν συνάρτηση του χρόνου καθορίζει την ιδανική γεωμετρία μέτρησης.

Ο ανθρώπινος μεταβολισμός των περισσότερων ραδιονουκλιδίων δεν είναι αρκετά γνωστός. Μία συνήθης πρακτική στην ακτινοπροστασία είναι η εφαρμογή μοντέλων για την περιγραφή του, τα οποία και δημοσιεύτηκαν (ICRP1979). Συνήθως η κατακράτηση περιγράφεται από μία εκθετική συνάρτηση με ένα χαρακτηριστικό χρόνο ημιζωής, αποκαλούμενο βιολογικό χρόνο ημιζωής, ο οποίος είναι παρόμοιος του φυσικού χρόνου ημιζωής. Τα μαθηματικά μοντέλα μεταβολισμού μας βοηθούν να εκτιμήσουμε το χρόνο έκθεσης (εισαγωγής στο σώμα) για πολλά ρν, συγκρίνοντας τους βιολογικούς χρόνους ημιζωής. Για αρκετά ρν, διαφορετικοί βιολογικοί χρόνοι ημιζωής δίνονται για διαφορετικές περιοχές εναπόθεσης του ρν (στα μοντέλα χρησιμοποιείται ο μέγιστος βιολογικός χρόνος). Η σύνθεση του φυσικού και του βιολογικού χρόνου ημιζωής μας δίνει τον ενεργό - χρόνο ημιζωής.

5. ΕΑΠ

Το τελικό κριτήριο για τον προσδιορισμό του ρν που θα εκτιμηθεί ως πιθανός δείκτης προηγούμενης έκθεσης είναι η ΕΑΠ κάθε ΜΟΑ για το συγκεκριμένο ρν. Για να εκτιμήσουμε αν η ποσότητα που θέλουμε να μετρήσουμε ξεπερνά την ΕΑΠ, για το συγκεκριμένο ραδιονουκλίδιο, πρέπει να δοθεί ιδιαίτερη προσοχή στις υποθέσεις που θα γίνουν για την αρχικά παραγόμενη ποσότητα, το μεταβολισμό του, κ.α.

3.5. ΒΑΘΜΟΝΟΜΗΣΗ ΜΟΑ

3.5.1. Τεχνική βαθμονόμησης

Για να επιτευχθεί η μεγαλύτερη ακρίβεια σε μια μέτρηση, θα πρέπει να λαμβάνει υπόψη της κατά τους υπολογισμούς την ποικιλία στη σωματική διάπλαση των εξεταζομένων, αλλά και στην κατανομή των ρν. Η βαθμονόμηση των συστημάτων ΜΟΑ είναι πιο πολύπλοκη από τη βαθμονόμηση για μετρήσεις δειγμάτων. Τα δείγματα με κατάλληλη επεξεργασία μπορούν συχνά να γίνουν ομογενή και να μειωθεί ο όγκος τους με διάφορες μεθόδους. Αυτό δεν είναι δυνατό φυσικά να συμβεί στις μετρήσεις των ανθρώπων και σε αυτές γίνονται δεκτά διαφορετικά μεγέθη και σχήματα (σωματικές διαπλάσεις), καθώς και κατανομές ρν. Για τη βαθμονόμηση πρέπει να υπάρχει ένα μοντέλο-ομοίωμα που να αναπαριστά τον εξεταζόμενο σε κάθε περίπτωση. Σήμερα χρησιμοποιούνται ομοιώματα τα οποία είναι χωρισμένα σε τμήματα, έτσι ώστε κατάλληλοι συνδυασμοί τους να προσομοιάζουν και μεγάλο αριθμό σωματικών διαπλάσεων εξεταζομένων. Στα ομοιώματα αυτά μπορεί να γίνει



προσομοίωση ομοιόμορφης και μη κατανομής ενός ρν. Η μη ομοιόμορφη κατανομή επιτυγχάνεται είτε βάζοντας το ρν ενδιαφέροντος με τη μορφή διαλύματος σε συγκεκριμένο τμήμα/τα που συνιστά/ούν μια συγκεκριμένη περιοχή του ομοιώματος, είτε σε μερικά ομοιώματα με τη χρήση φιαλιδίων-πηγών συγκεκριμένου όγκου που τοποθετούνται και αντικαθιστούν τα μη έχοντα ρν, σε εσοχές που διατηρούν μέρη του ομοιώματος για αυτό το σκοπό.

Για τον καθορισμό της ποσότητας ενός ρν στο ανθρώπινο σώμα, η απόδοση του ανιχνευτή πρέπει να βαθμονομείται για κάθε ραδιονουκλίδιο χωριστά. Αυτό γίνεται με την εισαγωγή γνωστών ποσοτήτων ραδιονουκλιδίων σε ανθρωπόμορφο ομοίωμα και μετρώντας τα συλλεγόμενα φωτόνια σε μία σταθερή και επαναλήψιμη γεωμετρία μέτρησης η οποία θα χρησιμοποιείται και με τους εξεταζόμενους. Το ανθρωπόμορφο ομοίωμα αποτελείται από υλικό του οποίου η πυκνότητα και ο ενεργός ατομικός αριθμός είναι ο ίδιος με του μαλακού ιστού. Μερικά από τα υλικά που χρησιμοποιούνται για ομοιώματα είναι το νερό, η ζάχαρη καθώς και πλαστικά υλικά όπως η πολυουρεθάνη. Εκτενέστερη αναφορά στα χαρακτηριστικά των ομοιωμάτων για ΜΟΑ γίνεται στο Κεφάλαιο 8.

Άλλη μέθοδος βαθμονόμησης που χρησιμοποιούνταν κυρίως στο παρελθόν ήταν η χορήγηση γνωστών ποσοτήτων ρν σε εθελοντές εξεταζόμενους για τον προσδιορισμό του παράγοντα βαθμονόμησης. Εάν τα ρν ενδιαφέροντος είχαν μεγάλο φυσικό ή βιολογικό χρόνο ημιζωής επιλέγονταν για τη βαθμονόμηση ραδιοϊσότοπα του ρν ενδιαφέροντος που εξέπεμπαν φωτόνια παρομοίων ενεργειών και με μικρούς χρόνους ημιζωής π.χ ^{42}K ($E_\gamma=1.51\text{MeV}$ και $T_{1/2}=12.4\text{h}$) για το ^{40}K , και ^{132}Cs ($E_\gamma=0.669\text{MeV}$ και $T_{1/2}=6.2\text{d}$) για το ^{137}Cs (Boddy και συν. 1971, Smith και συν. 1979). Η μέθοδος αυτή απεδείχθη αρκετά χρονοβόρα και εγκαταλήφθηκε για λόγους ακτινοπροστασίας.

Η τελευταία μέθοδος που χρησιμοποιείται πλέον είναι η υπολογιστική με προσομοίωση του συστήματος, του εξεταζόμενου και της υποτιθέμενης κατανομής ρν σε κάθε περίπτωση, και χρήση Monte-Carlo κώδικα. Η μέθοδος αυτή θα πρέπει βέβαια να επαληθεύεται πριν τη χρησιμοποίησή της (Ishikawa και συν. 1996, Ishikawa και Uchiyama 1997, Tae-Young και συν. 2000, Venturini και συν. 2001, Rogers και συν. 2002).

3.5.2. Προγράμματα ποιοτικού ελέγχου ΜΟΑ - Συγκριτικές μελέτες

Ο ποιοτικός έλεγχος ενός συστήματος περιλαμβάνει όλες τις σχεδιασμένες και συστηματικές ενέργειες που είναι αναγκαίες για τη διασφάλιση ότι ένα προϊόν ή μια υπηρεσία ικανοποιεί καθορισμένες απαιτήσεις ποιότητας. Ένα πρόγραμμα διασφάλισης ποιότητας περιλαμβάνει και τον ποιοτικό έλεγχο και την ποιοτική εκτίμηση του συστήματος (ISO 9000). Ο έλεγχος ποιότητας ενός προγράμματος εσωτερικής δοσιμετρίας με απ'ευθείας μεθόδους μέτρησης συνδυάζεται με ανάλογο πρόγραμμα για γ-φασματομετρία. Η δυσκολία και διαφορά στην εφαρμογή του προγράμματος από σύστημα σε σύστημα είναι η μέθοδος βαθμονόμησης. Το πρόγραμμα επίσης περιλαμβάνει διαδικασίες και πρωτόκολλα υπολογισμού δόσεων από εσωτερική ακτινοβόληση όπως και συστήματα αρχείου δεδομένων. Η εκτίμηση της ποιότητας ενός συστήματος περιλαμβάνει την παρακολούθηση και έγκριση του τρόπου μέτρησης καθώς και τη σύγκριση συστημάτων.



Κάθε εργαστήριο μπορεί να αυτοελέγχεται δημιουργώντας ένα πρωτόκολλο ελέγχου που θα εφαρμόζει κατά διαστήματα. Το πρωτόκολλο αυτό θα πρέπει να περιλαμβάνει τα ακόλουθα:

1. χρήση σταθερών πηγών για τεστ
2. τεστ ελέγχου των μετρητικών συστημάτων
3. βαθμονόμηση μονάδων μέτρησης
4. ανάλυση καθορισμένων "δειγμάτων" για επαλήθευση τιμών ανά διαστήματα
5. έλεγχος διαδικασιών, αρχείων επέμβασης
6. παρατηρήσεις στη λειτουργία και εκτίμηση δεδομένων
7. παρατήρηση διαδικασιών και εκτίμηση αποτελεσμάτων
8. σύγκριση των αποτελεσμάτων με τα δεδομένα όρια που θέτονται από οργανισμούς
9. έλεγχο ΕΑΠ

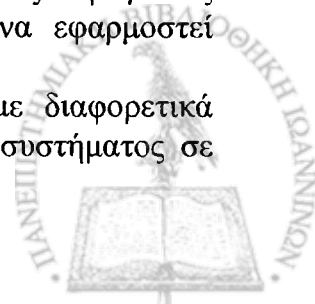
Θα πρέπει επίσης να προσδιορίζει συστηματικά τις ακόλουθες ποσότητες για τις οποίες έχουν δοθεί σταθερές σχέσεις υπολογισμού και να εξασφαλίζεται η σταθερότητά τους και η διατήρησή τους εντός των θεσμοθετημένων ορίων (*HPS N13.30 1996-1.2.5*):

1. ΕΑΠ,
2. σχετικό συστηματικό σφάλμα (πηλίκo του συστηματικού σφάλματος προς την αναμενόμενη τιμή) και
3. σχετική ακρίβεια (πηλίκo της διασποράς των μετρήσεων προς την αναμενόμενη ή μέση τιμή)

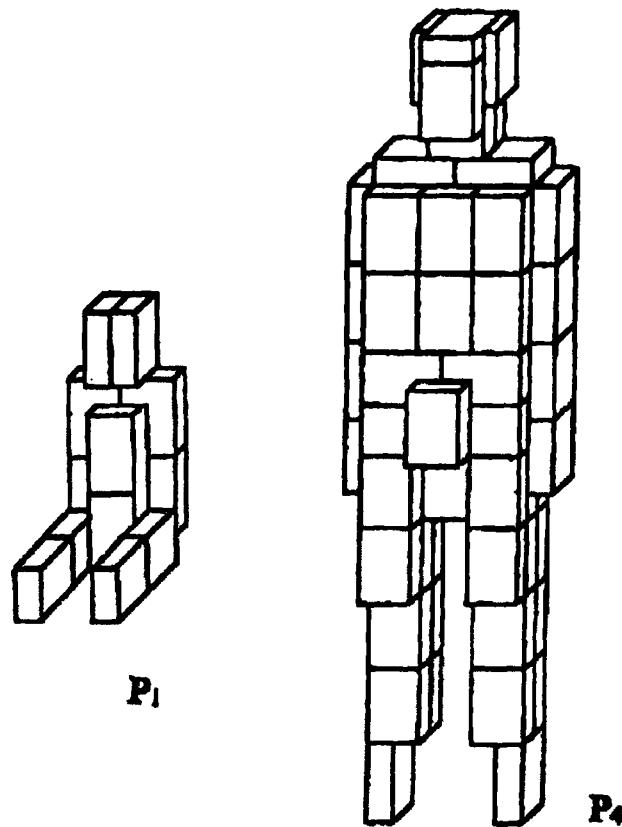
Σήμερα υπάρχουν πολύ λίγα εργαστήρια που εφαρμόζουν συστηματικά από μόνα τους ολοκληρωμένο πρόγραμμα ποιοτικού ελέγχου. Ο έλεγχος αυτός περιλαμβάνει συνήθως ανάλυση υποστρώματος, ενεργειακή βαθμονόμηση, βαθμονόμηση απόδοσης και ενεργειακή διακριτική ικανότητα. Τα παραπάνω καθορίζεται να γίνονται σε καθημερινή, εβδομαδιαία, μηνιαία ή και ετήσια βάση ανάλογα με το φόρτο εργασίας.

Προγράμματα σύγκρισης έχουν λάβει χώρα σε εθνικά (Αγγλία, Ιταλία) (*Fenwick και συν. 1991, Tarroni και συν. 1995*), σε διεθνή επίπεδα (Ευρωπαϊκή Ένωση, ΗΠΑ και Καναδάς, Ινδία) (*Kramer και συν. 2001, Mehta και συν. 1992, Katoch και συν. 1995, Thieme και συν. 1998*) αλλά και μεταξύ σταθμών παραγωγής πυρηνικής ενέργειας (*Neeson και συν. 1997*). Στα προγράμματα αυτά, που περιλαμβάνουν ένα συγκεκριμένο αριθμό ΜΟΑ, μετράται ένα άγνωστο στους ελεγχόμενους ομοίωμα και τους ζητείται να προσδιορίσουν τον αριθμό, την ταυτότητα και την ποσότητα των ρν που εμπεριέχονται σε αυτό. Σε μερικά συγκριτικά προγράμματα ζητείται επίσης να δοθεί η ακρίβεια, η επαναληψιμότητα της μέτρησης και η ΕΑΠ για τα εμπεριεχόμενα ρν. Τέλος και η εξάρτηση από τη θέση του ομοιώματος μπορεί να ελεγχθεί για κάθε σύστημα μετατοπίζοντας το ομοίωμα (το μικρότερο σε διαστάσεις αν υπάρχει ποικιλία) σε ακραίες θέσεις (*Kramer 1995*). Στις περισσότερες περιπτώσεις το ομοίωμα ζητείται να ελεγχθεί στην ενεργειακή περιοχή 200-2000 keV. Το ομοίωμα συνήθως περιέχει ^{40}K ομογενώς κατανεμημένο σε ποσότητα ανάλογη της φυσικής ύπαρξής του, ώστε να αναπαράγει ένα Compton-υπόστρωμα ανάλογο αυτού των εξεταζομένων. Αν η βαθμονόμηση ενός ΜΟΑ εφαρμόζει διορθωτικούς παράγοντες ανάλογα με τη σωματική διάπλωση του εξεταζομένου, ζητείται να εφαρμοστεί διορθωτικός παράγοντας και για το ομοίωμα ελέγχου.

Υπάρχουν περιπτώσεις χρήσης αριθμού ομοιωμάτων αντί ενός, με διαφορετικά μεγέθη, ώστε να υπολογίζεται και η εξάρτηση της απόδοσης του συστήματος σε



συνάρτηση με τη σωματική διάπλαση του εξεταζομένου. Υπάρχουν ομοιώματα από τούβλα με δυνατότητα να τοποθετούνται σε διαφορετικές γεωμετρίες ΜΟΑ (καρέκλας, σάρωσης κλίνης κ.α.) αλλά και να προσομοιάζουν ποικίλες διαστάσεις (σχήμα 3.5).



Σχήμα 3.5: Ομοίωμα αποτελούμενο από τούβλα υποκατάστατα ιστών για προγράμματα σύγκρισης ΜΟΑ. Προσομοίωση διαφορετικών σωματικών διαπλάσεων (P1:παιδί, P4:ενήλικας) και διαφορετικής τοποθέτησης. (Thieme και συν. 1996)

Στις συγκριτικές αυτές μελέτες το ομοίωμα/τα απαιτείται να μεταφέρεται με ευκολία, να είναι στερεά φτιαγμένο και να μην υπάρχει κίνδυνος ραδιομόλυνσης εξαιτίας του, όταν η πηγή είναι σε διάλυμα. Η δυνατότητα που υπάρχει στα ομοιώματα με κυλινδρικές πηγές να βρίσκονται κατά τη μεταφορά εκτός του ομοιώματος, αλλά και η δυνατότητα χρήσης συνδυασμού ρν με τέτοιες πηγές ενισχύει τη χρήση τέτοιου τύπου ομοιωμάτων.

Προσπάθεια γίνεται για την παραγωγή συγκεκριμένων τύπων ομοιωμάτων, ώστε να υπάρχει και δυνατότητα σύγκρισης μεταξύ των ΜΟΑ που τα χρησιμοποιούν. Ο σχεδιασμός τους και τα υλικά από τα οποία θα αποτελούνται είναι σημεία στα οποία θα πρέπει να δοθεί ιδιαίτερη προσοχή. Ομάδες επιστημόνων έχουν συμφωνήσει στο ότι τέσσερις συγκεκριμένοι τύποι ομοιώματος απαιτούνται από τους χρήστες: ένα ομοίωμα προϊόντων σχάσης και ενεργοποίησης, ομοίωμα οστού, θυρεοειδή και κορμού. Για το πρώτο προτάθηκε το ομοίωμα Bottle Manikin Absorption Calibration Phantom (BOMAB) για διάφορες ηλικίες (Kramer και συν 1991). Για την προσέγγιση σε ανθρώπινη μορφή τα άνω ομοιώματα θα πρέπει να διαθέτουν περιοχές που να προσομοιάζουν πνεύμονες, σκελετό καθώς και διάφορα όργανα του ανθρώπινου σώματος.



Μερικά συγκριτικά προγράμματα έχουν λάβει χώρα με εξεταζόμενους και όχι με ομοιώματα και τα ρν που μετρούνται στην περίπτωση αυτή είναι το ^{40}K , ^{134}Cs και ^{137}Cs (Werner και συν. 1995, Kalef-Ezra και Yasumura 1992).

3.6. ΕΡΜΗΝΕΙΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΜΕΤΡΗΣΗΣ

3.6.1. Δεδομένα προς κατοχύρωση

Το αποτελέσματα μιας μέτρησης που καταχωρούνται στο αρχείο του εργαστηρίου μέτρησης είναι συνήθως τα ακόλουθα:

1. Ταυτότητα εξεταζομένου
2. Ημερομηνία και ώρα εξέτασης
3. Αναγνωρισμένα ρν στο σώμα του εξεταζομένου
4. Διαδικασίες μέτρησης (ονομαστική αναφορά)
5. Ποσοτικοποίηση των ρν
6. Αβεβαιότητα μέτρησης
7. Τιμή της ΕΑΠ
8. Καθαρός ρυθμός κρούσεων και συστηματικό σφάλμα στην ποιοτική μέτρηση
9. Κωδικός εργαστηρίου
10. Εξοπλισμός
11. Υπεύθυνος μέτρησης

3.6.2. Επεξεργασία αποτελεσμάτων ΜΟΑ για την εκτίμηση δόσης

Τα αποτελέσματα που δίνονται από τη μέτρηση πρέπει να μας δίνουν τη δυνατότητα εκτίμησης των ακολούθων :

α) ταυτότητα και ποσότητα ρν στο σώμα ή σε συγκεκριμένο όργανο, β) προσληφθείσα ποσότητα ρν, γ) ποσοστό του Ελάχιστου Ορίου Πρόσληψης (ΕΟΠ) και δ) δεσμευμένη ενεργός ισοδύναμη δόση. Η ποσότητα του εισερχόμενου ρν και η δεσμευμένη ενεργός ισοδύναμη δόση υπολογίζονται συνήθως με βάση μοντέλα που δίνονται σε αναφορές π.χ. ICRP 1981. Τα μοντέλα αυτά λαμβάνουν υπόψη:

- Τρόπους πρόσληψης του ρν

Ο καθορισμός του τρόπου πρόσληψης έχει σημαντική επίδραση στην τελική εκτίμηση της προσληφθείσας ποσότητας και στην εκτίμηση της δόσης. Η αναφορά ICRP30 κάνει χρήση ενός μοντέλου του αναπνευστικού συστήματος βασισμένου σε μεταφορά και εναπόθεση μέσω της αναπνευστικής οδού, καθώς και ενός μοντέλου τεσσάρων διαμερισμάτων για το γαστρεντερικό σύστημα που παρέχει μια αναπαράσταση μεταφοράς ρν μέσω κατάποσης. Οι προσλήψεις μέσω απορροφήσεων από το δέρμα, πληγής ή ένεσης θεωρούνται ότι οδηγούν σε ολοκληρωτικές εναποθέσεις (100% πρόσληψη).

- Μεταβολικά μοντέλα

Τα μεταβολικά μοντέλα που χρησιμοποιούνται για την εκτίμηση του ΕΟΠ και της αναγόμενης αέριας συγκέντρωσης (DAC) περιγράφονται επίσης στην αναφορά ICRP30. Αυτά στηρίζονται σε μοντέλα για μετάθεση και κατακράτηση των ρν στο σώμα. Μεταβολές στα γενικά αυτά μοντέλα είναι σωστό να γίνονται ανάλογα με τις συνθήκες.



Για την εκτίμηση της δόσης θα πρέπει να είναι γνωστά τα ακόλουθα:

1. Ημερομηνία και ώρα πρόσληψης
2. Τρόπος πρόσληψης
3. Ραδιονουκλίδια που είναι παρόντα
4. Ταξινόμηση ρυθμού αποβολής από τους πνεύμονες (F,M,S)
 - F ταχεία αποβολή από τους πνεύμονες
 - M μέτριας ταχύτητας αποβολή από τους πνεύμονες
 - S βραδεία αποβολή από τους πνεύμονες
5. Μέγεθος σωματιδίου
6. Μεταβολικό μοντέλο
7. Σφάλμα μέτρησης

Αν στα παραπάνω υπάρχουν άγνωστοι, θα πρέπει να χρησιμοποιούνται καθορισμένες τιμές που να σχετίζονται με τον τρόπο έκθεσης και τις δυνατότητες μέτρησης.

Ο καθαυτού σκοπός μιας μέτρησης σε MOA είναι η εκτίμηση της ακριβούς ποσότητας του ρν σε ολόκληρο το σώμα ή σε όργανα αυτού. Το αποτέλεσμα εξαρτάται από το είδος του ρν και από τον εξεταζόμενο, παράγοντες που επηρεάζουν άμεσα την ευαισθησία του συστήματος. Πολλές φορές, αν οι παράμετροι κατακράτησης είναι γνωστοί ή υπολογίσιμοι, τα αποτελέσματα της μέτρησης δίνουν τη δυνατότητα να εκτιμηθεί και το μέγεθος της αρχικής εναπόθεσης ρν.

Η τελική εκτίμηση της ενεργού δόσης γίνεται συνήθως μετά από διάκριση τεσσάρων κατηγοριών προσληφθείσας ποσότητας σε ατύχημα:

1. μικρότερη του 0.10 ΕΟΠ. Επαλήθευση εκτίμησης βάση των άνω μετρήσεις αερίων δειγμάτων, εκτίμηση έκθεσης συνεργατών και επιπλέον μετρήσεις.
2. μεταξύ 0.10 ΕΟΠ και 0.25 ΕΟΠ. Όπως και στην κατηγορία 1, αλλά μετρήσεις και σε μεταγενέστερους χρόνους
3. μεταξύ 0.25 ΕΟΠ και 1.00 ΕΟΠ. Όπως και στην κατηγορία 2, αλλά χρησιμοποιούνται και άλλες τεχνικές εκτίμησης καθώς και προσωπικά στοιχεία του εργαζομένου για να πιστοποιηθεί η σωστή χρήση των γενικών τεχνικών, μοντέλων και υποθέσεων που χρησιμοποιήθηκαν για την εκτίμηση της δόσης.
4. Μεγαλύτερη του 1.00 ΕΟΠ. Όπως και στην κατηγορία 3, αλλά επιπλέον μετάθεση του εξεταζομένου σε χώρο που δεν υπάρχει κίνδυνος έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία, εκτεταμένος έλεγχος του συμβάντος, της εκτίμησης και του κινδύνου στον οποίο εκτέθηκε ο εξεταζόμενος.

Με τη μέθοδο αυτή και παρά την ανακρίβεια της μεθοδολογίας και των υπολογισμών, μπορεί να γίνει μια εκτίμηση της δόσης λόγω εσωτερικής ακτινοβολίας.

3.6.3. Υπολογισμός αρχικής εναπόθεσης ρν εντός του σώματος

Στην περίπτωση που το αποτέλεσμα μιας μέτρησης δίνει αρνητικά αποτελέσματα για ραδιομόλυνση από συγκεκριμένα ρν, αυτό δεν σημαίνει πάντα ότι δεν υπήρχε εναπόθεση του ρν, αλλά και ότι εναπόθεση, αν έγινε, ήταν μικρότερη από την ΕΑΠ. Αυτή μάλιστα μπορεί να ήταν και μεγάλη, αν ο εξεταζόμενος μετρήθηκε μετά από χρονικό διάστημα μεγάλο σε σχέση με την αναφερόμενη αρχική εναπόθεση. Έτσι ακόμα και για μη μετρήσιμες ποσότητες, η αρχική εναπόθεση μπορεί να υπολογιστεί για οποιοδήποτε παρελθοντικό χρόνο, αν υποθέσουμε ότι η επιβάρυνση του εξεταζομένου τη στιγμή της μέτρησης είναι ακριβώς ίση με την ευαισθησία (ΕΑΠ)



του συγκεκριμένου ΜΟΑ (χειρότερο σενάριο). Βέβαια η μέθοδος αυτή για ρν με μικρό χρόνο ημιζωής μας δίνει μεγάλες αρχικά εναποτιθέμενες ποσότητες, που πιθανώς να είναι λογικά απορριπτέες. Για θετικά αποτελέσματα μέτρησης και γνώση του χρόνου αρχικής εναπόθεσης, ο υπολογισμός της είναι ευκολότερος, χρησιμοποιώντας τα δεδομένα για το ρν ενδιαφέροντος που δίνονται από την αναφορά ICRP30 (1979).

3.6.4. Υπολογισμός δόσης λόγω εσωτερικής ακτινοβολίας

Ένα θετικό αποτέλεσμα μέτρησης, πέρα των φυσικά ευρισκόμενων ρν, απαιτεί την εκτίμηση του μεγέθους της εναπόθεσης αλλά και τον υπολογισμό της δεσμευθείσας ισοδύναμης δόσης σε ένα ή περισσότερα όργανα. Για τον υπολογισμό χρησιμοποιούνται συνήθως τα μοντέλα υπολογισμού δόσεων που έχουν δοθεί από διάφορες επιτροπές, όπως τη Διεθνή Επιτροπή Ακτινοπροστασίας (αναφορά ICRP30), εκτός αν υπάρχουν συγκεκριμένα μεταβολικά στοιχεία για μια ιδιαίτερη περίπτωση.

Η ολική μέση ισοδύναμη δόση σε έναν ιστό ή όργανο για 50 χρόνια μετά την αρχική εναπόθεση ονομάζεται δεσμευθείσα ισοδύναμη δόση ενήλικα και δίνεται από τον τύπο :

$$H_{50} = \sum_i \frac{MD_{50,i} w_{Ri} N_i d_m}{M_{dm}} \quad (3.5)$$

όπου Μ η μάζα του συγκεκριμένου οργάνου ή ιστού, το i αναφέρεται στα είδη ακτινοβολίας του ρν, $D_{50,i}$ είναι η ολική απορροφούμενη δόση για 50 χρόνια στη στοιχειώδη μάζα d_m του οργάνου ή του ιστού, w_R είναι ο συντελεστής στάθμισης της ακτινοβολίας (Πίνακας 3.3), και N_i είναι το γινόμενο άλλων τροποποιητικών παραγόντων που απαιτούνται για τον υπολογισμό (Toohey 1991).

Πίνακας 3.3: Συντελεστές στάθμισης της ακτινοβολίας για διάφορα είδη ακτινοβολίας	
Είδος και φάσμα ενεργειών	Συντελεστής στάθμισης ακτινοβολίας w_R^1
Φωτόνια οποιασδήποτε ενέργειας	1
Ηλεκτρόνια και μόνια οποιασδήποτε ενέργειας	1
Νετρόνια , ενέργεια <10 keV	5
>> , 10keV έως 100 keV	10
>> , 100keV έως 2 MeV	20
>> , 2MeV έως 20 MeV	10
>20 MeV	5
Πρωτόνια , εκτός από πρωτόνια ανάκρουσης, ενέργεια >2 MeV	5
Σωματίδια α, θραύσματα σχάσης, βαρείς πυρήνες	20

¹ ΦΕΚ 216, 6 Μαρτίου 2001, Κανονισμοί Ακτινοπροστασίας σελ. 4420



Η εξίσωση (3.5) θέτοντας $N_i=1$ γίνεται :

$$H_{50} = \sum_i w_i \overline{D_{50,i}}$$

όπου $D_{50,i}$ είναι η ολική απορροφούμενη δόση για 50 χρόνια μετά την είσοδο του ρν σε συγκεκριμένο όργανο ή ιστό (μέση τιμή στο όργανο ή στον ιστό).

Η δόση σε ένα όργανο ή ιστό είναι αποτέλεσμα της εναπόθεσης ρν σε αυτό, αλλά και της ακτινοβολίας που δέχεται από γειτονικά όργανα ή ιστούς. Έτσι η δόση σε ένα όργανο στόχο T από ένα όργανο πηγή ακτινοβολίας S, εξαρτάται από δύο παράγοντες:

Τον συνολικό αριθμό διασπάσεων του ρν j στο S, και την απορροφούμενη ενέργεια ανά μονάδα μάζας στο T από την ακτινοβολία τύπου i ανά διάσπαση του ρν j στο S. Σε πολλές περιπτώσεις S και T αποτελούν το ίδιο όργανο. Έτσι :

$$H_{50}(T \leftarrow S)_i = Q_i \overline{D_{50}(T \leftarrow S)}_i = U_s \times 1.6 \times 10^{-13} SEE(T \leftarrow S)_i \times 10^3 Sv$$

όπου U_s είναι ο αριθμός των διασπάσεων του ρν j στο όργανο S για τα 50 έτη μετά την εναπόθεση ανά μονάδα ραδιενέργειας, 1.6×10^{-13} είναι ο αριθμός των J ανά MeV, $SEE(T \leftarrow S)_i$ είναι η ειδική ενεργός ενέργεια (σε μονάδες MeV/g ανά διάσπαση) για το είδος της ακτινοβολίας i, τροποποιημένο με τον παράγοντα ποιότητας που απορροφήθηκε στο T για κάθε διάσπαση στο S, 10^3 ο παράγοντας μετατροπής από g^{-1} σε kg^{-1} . Η ποσότητα $H_{50}(T \leftarrow S)$ υπολογίζεται σε Sv.

Τρία αθροίσματα επιζητούνται: για όλους τους τύπους ακτινοβολίας i που εκπέμπονται από τα j, για όλα τα ρν j που περιέχονται στο S, και για όλες τις πηγές S. Έτσι η συνολική τιμή του H_{50} στο όργανο T είναι :

$$H_{50,T} = 1.6 \times 10^{-10} \sum_s \sum_j \left[U_s \sum_i SEE(T \leftarrow S)_i \right]_j Sv$$

Η δεσμευθείσα ενεργός δόση (H_E) λαμβάνεται από την $H_{50,T}$ με την εφαρμογή του αντίστοιχου παράγοντα βαρύτητας και αθροίζοντας στα όργανα στόχους T του Πίνακα 3.3, δηλαδή:

$$H_E = \sum_T w_T H_{50,T}$$

Τιμές για το συντελεστή στάθμισης ιστού w_T δίνονται στον Πίνακα 3.4 (Κανονισμοί Ακτινοπροστασίας-ΦΕΚ 216, 2001, σελ.4421), και οι τιμές για τη μάζα συγκεκριμένων οργάνων ή ιστών καταγράφονται στο ICRP23 για το «μέσο» άνθρωπο.



Πίνακας 3.4: Συντελεστές στάθμισης ιστού w _T	
Ιστός ή όργανο	Συντελεστής στάθμισης ιστού w _T
Γεννητικοί αδένες	0.20
Μυελός οστών (ενεργός)	0.12
Κόλον	0.12
Πνεύμονας	0.12
Στόμαχος	0.12
Κύστη	0.12
Μαστός	0.05
Ήπαρ	0.05
Οισοφάγος	0.05
Θυρεοειδής	0.05
Δέρμα	0.01
Επιφάνεια οστού	0.01
Λοιπά ^{1,2}	0.05

¹ Για τους υπολογισμούς, στα "λοιπά" περιλαμβάνονται οι εξής επιπλέον ιστοί και όργανα: επινεφρίδια, εγκέφαλος, άνω παχύ έντερο, λεπτό έντερο, νεφροί, μυς, πάγκρεας, σπλήνα, θύμος και μήτρα.

² Στις εξαιρετικές περιπτώσεις όπου ένας συγκεκριμένος ιστός ή όργανο από τα "λοιπά" δέχεται ισοδύναμη δόση μεγαλύτερη από την ανώτατη δόση, σε οποιοδήποτε από τα δώδεκα όργανα για τα οποία καθορίζεται συντελεστής στάθμισης, στον ιστό ή όργανο αυτό πρέπει να εφαρμόζεται συντελεστής στάθμισης 0.025 και στα υπόλοιπα από τα "λοιπά" συντελεστής στάθμισης 0.025 για τη μέση δόση.

Τιμές για το U_S καθώς και για το SEE(T←S) για διάφορα όργανα και ρν στα 50 χρόνια μετά την εναπόθεση καθορίζονται από τα μεταβολικά και δοσιμετρικά μοντέλα όπως αυτά της αναφοράς ICRP30. Υπάρχουν πίνακες που δίνουν την δεσμευθείσα ενεργό δόση (H_E) ανά Bq εισαγόμενου ρν, τρόπο εισαγωγής στο σώμα και όργανο στόχο (Κανονισμοί Ακτινοπροστασίας-ΦΕΚ 216, 2001, Πίνακας 12.4.2.1), καθώς και πίνακες που μας δίνουν την δεσμευθείσα ενεργό δόση (E) σε συγκεκριμένα όργανα με μέτρηση μιας ΕΑΠ για συγκεκριμένο ρν και χρονικό διάστημα μετά την εναπόθεση. Υπάρχουν παράγοντες που επιτρέπουν τον υπολογισμό της εναποτιθέμενης ενέργειας στο όργανο/α ή ιστό/ους ενδιαφέροντος με βάση την εισαγόμενη ποσότητα. Η μεθοδολογία υπολογισμού δόσης που χρησιμοποιείται στα διάφορα εργαστήρια ΜΟΑ διαφέρει ανάλογα με το πρωτόκολλο που χρησιμοποιείται (Κανονισμοί Ακτινοπροστασίας-ΦΕΚ 216 (2001), ICRP-30,-2,-26, MIRD κτλ.) και μάλιστα πολλά συστήματα χρησιμοποιούν και τις δύο μεθόδους υπολογισμού ή το συνδυασμό τους (Saban και συν. 1986).

3.6.5. Σφάλματα στις μετρήσεις

Οι μετρήσεις σε ένα ΜΟΑ επηρεάζονται από παράγοντες οι οποίοι δεν μπορούν να ελεγχθούν και γι αυτό το λόγο επαναλαμβανόμενες μετρήσεις έχουν μία διασπορά γύρω από μια μέση τιμή.

Πιθανά σφάλματα σε μία μέτρηση, κυρίως για χαμηλά επίπεδα ραδιομόλυνσης, σχετίζονται με:

- Τη γεωμετρία του ΜΟΑ
- Τη στατιστική των συλλεγομένων παλμών



- Τον καθορισμό ακτινοβολίας σώματος ως υποστρώμα
- Μεταβολή της εκτίμησης του υποστρώματος λόγω μη ακριβούς προσομοίωσης του συγκεκριμένου εξεταζομένου (*Hansen και Allen 1996*)
- Αστάθεια του συστήματος (π.χ. ηλεκτρονικές διακυμάνσεις)
- Τεχνικά σφάλματα κατά τη διάρκεια της μέτρησης (π.χ. τοποθέτηση εξεταζομένου, κίνηση του σώματός του, κ.α.)
- Το συστηματικό σφάλμα στη διαδικασία βαθμονόμησης (μεταβολών της απόδοσης λόγω ποικιλίας της ανθρώπινης γεωμετρίας σώματος, ιστού απορρόφησης γύρω από το όργανο ενδιαφέροντος και κατανομής της ραδιενέργειας στο όργανο ή ιστό ενδιαφέροντος)
- Την εξωτερική επιφανειακή ραδιομόλυνση του εξεταζομένου.

Το συνολικό τυχαίο σφάλμα ορίζεται ως :

$$\sqrt{\sum(\sigma\acute{\alpha}\lambda\mu\alpha_i)^2}$$

όπου ($\sigma\acute{\alpha}\lambda\mu\alpha_i$) το κάθε μεμονωμένο τυχαίο σφάλμα.

Η ποσότητα του ρν που υπολογίζεται από μια μέτρηση, λόγω των παραπάνω σφαλμάτων, μπορεί να απέχει κατά πολύ από την πραγματική (έως και 90% για ραδιομόλυνση με ^{137}Cs), ιδίως για ρν που εκπέμπουν χαμηλές ενέργειες (*Ishikawa και Uchiyama 1997, Kinase και Noguchi 2001*). Η ακρίβεια στον υπολογισμό της ολόσωμης ποσότητας καλίου λόγω στατιστικής κυμαίνεται σε MOA υψηλής απόδοσης συνήθως από 2.5 έως και 5% ανάλογα με το σύστημα μέτρησης. Συνήθως όσο η ποσότητα του ρν μεγαλώνει, το ποσοστιαίο σφάλμα των αποτελεσμάτων μέτρησης μικραίνει. Στον υπολογισμό της ενεργής δόσης επηρεάζεται ακόμη μεγαλύτερο σφάλμα, λόγω της χρήσης των μεταβολικών μοντέλων. Στην περίπτωση αυτή, σφάλματα υπάρχουν στον προσδιορισμό της μάζας του οργάνου, του ενεργού χρόνου ημιζωής, κ.α.

Με τη μέτρηση του υποστρώματος πριν και μετά την καθαυτού μέτρηση, μειώνεται ο παράγοντας σφάλματος που οφείλεται στην αστάθεια του υποστρώματος. Όσον αφορά τη μείωση στην εκτίμηση του υποστρώματος σε σχέση με τη μεταβολή της μάζας και των διαστάσεων του ομοιώματος, το σφάλμα που επηρεάζεται γίνεται σημαντικό όταν το ομοίωμα απέχει πολύ από τις διαστάσεις του εξεταζομένου. Η μεταβολή της απόδοσης λόγω διαφορετικής σωματικής διάπλασης του εξεταζομένου προκύπτει από την διαφορετική εσωτερική απορρόφηση, αλλά και τη σκέδαση της ακτινοβολίας σε άτομα με διαφορετική σωματική διάπλαση και τις διαφορετικές αποστάσεις πηγής-ανιχνευτών. Το σφάλμα αυτό μειώνεται σημαντικά με κατάλληλη βαθμονόμηση του συστήματος. Υπάρχει όμως όριο στη μείωση αυτή, γιατί οι διαφορές μεταξύ ανθρώπων στα ποσοστά και στην κατανομή του λίπους και του μυϊκού ιστού θέτουν μη εύκολα προβλέψιμες εξασθενίσεις των φωτονίων, που δεν είναι μόνο συνάρτηση της ολικής μάζας (*Pierson και συν. 1984*).



ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

Εφαρμογές ΜΟΑ

4.1. ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΕΡΓΑΖΟΜΕΝΩΝ ΚΑΙ ΚΟΙΝΟΥ

Οι εργαζόμενοι σε χώρους ακτινοβολιών έρχονται σε ορισμένες περιπτώσεις σε επαφή με προϊόντα σχάσης και ενεργοποίησης που βρίσκονται σε ποικίλες φυσικές και χημικές μορφές. Τα προϊόντα αυτά, κάτω από ειδικές συνθήκες μπορεί να εισπνευσθούν, να καταποθούν ή να απορροφηθούν μέσω του δέρματός τους. Για παράδειγμα μετρήσεις ρουτίνας σε εργαζομένους σε πυρηνικούς αντιδραστήρες συνήθως αφορούν ρν όπως ^{51}Cr , ^{58}Co , ^{60}Co , $^{134}\text{Cs}+^{137}\text{Cs}$, ^{131}I , ^{133}I , ^{54}Mn , ^{55}Fe , ^{59}Fe , ^{65}Zn , ^{89}Sr , ^{90}Sr , ^{239}Pu , $^{95}\text{Zr-Nb}$, $^{103}\text{Ru-Rh}$, $^{106}\text{Ru-Rh}$, $^{140}\text{Ba-La}$, $^{141}\text{Ce-Pr}$, ^{241}Pu , ^{241}Am και $^{144}\text{Ce-Pr}$. Για το λόγο αυτό, τα πρωτόκολλα ακτινοπροστασίας που εφαρμόζονται σε χώρους ακτινοβολιών, απαιτούν μετρήσεις εσωτερικής ραδιομόλυνσης όπως: α) την απ' ευθείας μέτρηση της ραδιομόλυνσης του εργαζομένου σε ΜΟΑ β) μετρήσεις σε εκκρίσεις (ούρα, κόπρανα, σίελος, εκκρίματα μύτης, μαντήλια με τα οποία καθαρίστηκε το δέρμα) και γ) τη μέτρηση συγκεντρώσεων ρν στον αέρα, τρόφιμα, νερό κ.α. σε συνδυασμό με μεθόδους που ελέγχουν το αναπνευστικό σύστημα (μέτρηση ραδιενέργειας στο χώρο εργασίας και της διάταξης μέσω της οποίας αναπνέει ο εργαζόμενος). Από τις εν λόγω μετρήσεις, οι μετρήσεις σε ΜΟΑ απαιτούν λιγότερες υποθέσεις και γενικεύσεις για την εκτίμηση της ακτινικής επιβάρυνσης.

Οι μετρήσεις ρουτίνας των εργαζομένων συνήθως γίνονται κατά τακτά χρονικά διαστήματα π.χ. ετησίως ή τριμηνιαίως για κάθε εργαζόμενο, καθώς και οποτεδήποτε κριθεί σκόπιμο (π.χ. εισαγωγή νέας μεθοδολογίας στην εργασία). Η συχνότητα των μετρήσεων εξαρτάται από την πιθανότητα εσωτερικής ραδιομόλυνσης και την βαρύτητά της, τα φυσικά χαρακτηριστικά του ρν και τη βιοκινητική του. Εκτός από τις μετρήσεις ρουτίνας σε εργαζομένους, έκτακτες μετρήσεις γίνονται σε περίπτωση ή υποψία ατυχήματος, του οποίου η κλίμακα εξαρτάται από το χώρο εργασίας, τα ρν με τα οποία μπορεί να ραδιομολυνθεί και από το χειρισμό του εργαζομένου. Σε περίπτωση υποψίας ατυχήματος από ενδεχόμενη πρόσληψη ρν είναι σκόπιμο, οι εργαζόμενοι που εμπλέκονται να μετρηθούν άμεσα στο ΜΟΑ για να γίνει αναγνώριση και ποσοτικοποίηση του ρν (*Berger 1981*). Παρόμοιες μετρήσεις μπορεί να γίνουν και σε άτομα του γενικού πληθυσμού σε περίπτωση ατυχήματος. Αν δίνονται πληροφορίες για τη χημική μορφή του ρν, τότε μπορεί να καθορισθεί η συμπεριφορά του (χρόνος αποβολής από συγκεκριμένο όργανο) μετά από εισπνοή, κατάποση κ.α. Εναλλακτικά ή συμπληρωματικά, για την ακριβή εκτίμηση της ακτινικής επιβάρυνσης μπορεί να γίνουν διαδοχικές μετρήσεις, ώστε να προσδιορισθούν τα μεταβολικά στοιχεία του συγκεκριμένου εργαζομένου, αντί να γίνει χρήση βιβλιογραφικών δεδομένων.

Γενικά οι μετρήσεις αφορούν εργαζομένους σε εργαστήρια που γίνεται χρήση ραδιενεργών πηγών, όπως π.χ. σε πυρηνικούς σταθμούς παραγωγής ενέργειας, σε εργαστήρια πυρηνικής ιατρικής κ.α.



Οι μετρήσεις διακρίνονται σύμφωνα με την οδηγία της Διεθνούς Επιτροπής Ακτινοπροστασίας ICRP54 σε τρεις κατηγορίες:

1. Μετρήσεις ρουτίνας στους εργαζομένους, οι οποίες πραγματοποιούνται μόνο όταν υπάρχει διαρκής κίνδυνος ραδιομόλυνσης στο περιβάλλον εργασίας, λόγω των επιβεβλημένων εργασιών. Εφόσον η μέτρηση διενεργείται σε προκαθορισμένους χρόνους, θεωρείται ένας υποθετικός χρόνος πρόσληψης και τρόπος εισόδου του ρν στον εργαζόμενο.
2. Μέτρηση λόγω συγκεκριμένης προγραμματισμένης ενέργειας που μας δίνει πληροφορίες για την ασφαλή διεξαγωγή της. Στην περίπτωση αυτή είναι γνωστός ο χρόνος, η διάρκεια έκθεσης, η μορφή και ο τρόπος εισόδου του ρν.
3. Ειδική μέτρηση στην περίπτωση ατυχήματος ή υποψίας ατυχήματος. Εφόσον η μέτρηση αυτή προκύπτει από την αντίληψη συγκεκριμένου γεγονότος, αντιμετωπίζεται όπως η 2.

Πολλές φορές η μέτρηση σε μέρος του σώματος και όχι η ολόσωμη μέτρηση είναι προτιμότερη για την επίτευξη υψηλής ευαισθησίας. Ένας ανιχνευτής σε επαφή με το όργανο που εντοπίζεται σε υψηλό ποσοστό το ρν ενδιαφέροντος, με κατάλληλη θωράκιση για να αποφεύγεται συνεισφορά από οπουδήποτε πέραν του οργάνου, είναι απλούστερη διάταξη από έναν ΜΟΑ και μπορεί να είναι εγκατεστημένη στο χώρο εργασίας, οπότε είναι πιο εύκολα προσβάσιμη στους εργαζομένους. Για παράδειγμα η παραπάνω μέθοδος εφαρμόζεται με επιτυχία για το ^{131}I (θυρεοειδής) ή για μολύνσεις στα άκρα π.χ. χέρια. Οι εκπομποί φωτονίων χαμηλής ενέργειας όπως το ράδιο, το θόριο, το ουράνιο ή ισότοπα του πλουτωνίου, εμφανίζουν δυσκολία ποσοτικοποίησής τους, λόγω της εξασθένησης της ακτινοβολίας στο σώμα του εξεταζόμενου. Τα ρν αυτά συνήθως διερευνώνται μέσω θυγατρικών τους, π.χ. ^{214}Bi μετά από χρόνο για το ράδιο, ^{212}Pb και ^{212}Bi που εντοπίζονται αρχικά (έπειτα από εισπνοή) στους πνεύμονες για το θόριο. Απαραίτητη είναι η εκτίμηση των άνω ρν σε χώρους εργαζομένων, όπως σε εργοστάσια που χρησιμοποιούν ράδιο (^{226}Ra) για την επιχρωμάτωση ενδείξεων π.χ. ρολογιών (El-Assaly 1982), σε εγκαταστάσεις θορίου (διύλιστήρια) ή εγκαταστάσεις χημικής επεξεργασίας του ορυκτού μοναζίτη για το ^{212}Pb (Pushparaja και συν. 1992, Pillai και συν. 1994), ορυχεία και εργοστάσια ουρανίου για το ^{210}Pb (Palmer και Heid 1984), κοκ. Συνήθως για τη μέτρησή τους χρησιμοποιούνται ανιχνευτές Ge υψηλής ευαισθησίας σε φωτόνια χαμηλών ενεργειών.

Η προγραμματισμένη αντιμετώπιση έπειτα από μία μέτρηση κατευθύνεται ανάλογα με το αποτέλεσμά της και κατά πόσο αυτό προσεγγίζει το ανάλογο επίπεδο αναφοράς. Τα επίπεδα αναφοράς μετρήσεων είναι τιμές της δεσμευθείσας ενεργού δόσης ή της ραδιενέργειας του εισερχόμενου ρν, καθορισμένες για κάθε ρν. Αν ξεπεραστούν, απαιτείται σειρά προκαθορισμένων ενεργειών. Τα επίπεδα αναφοράς διακρίνονται συνήθως και ορίζονται ως:

1. Επίπεδο διερεύνησης (ΕΔ)

Θεωρείται η ποσότητα της δεσμευθείσας ενεργού δόσης ή της ραδιενέργειας του εισερχόμενου ρν που εκτιμάται ως σημαντική για περαιτέρω διερεύνηση. Στην αναφορά ICRP54 της Διεθνούς Επιτροπής Ακτινοπροστασίας ορίζεται για μετρήσεις ρουτίνας που γίνονται Ν φορές το χρόνο (ΕΔ_ρ), και για προσχεδιασμένες μετρήσεις ή για μετρήσεις λόγω ατυχήματος (ΕΔ_ε) ως :

$$E_{D_p} = \frac{3}{10N} E_{A\Pi}$$

$$E_{D_e} = \frac{1}{10} E_{A\Pi}$$



2. Επίπεδο καταγραφής (ΕΚ)

Αποτέλεσμα ενδιαφέροντος για καταγραφή και επεξήγηση που ορίζεται ως:

$$EK_p = \frac{1}{10N} E\Delta\Pi \qquad EK_E = \frac{1}{30} E\Delta\Pi$$

3. Επαγόμενα επίπεδα αναφοράς (ΕΕΔ, ΕΕΚ)

Για μετρήσεις ρουτίνας που είναι Ν το χρόνο, και διαρκούν Τ ημέρες, η ΕΔ_p και ΕΚ_p γίνονται:

$$E\Delta_p = \frac{3}{10} E\Delta\Pi \frac{T}{365} \qquad EK_p = \frac{1}{10} E\Delta\Pi \frac{T}{365}$$

Θεωρώντας τη συνάρτηση κατακράτησης m(t) για μονάδα πρόσληψης του συγκεκριμένου ρν και υποθέτοντας ότι η πρόσληψη έγινε στο μέσο μεταξύ δύο διαδοχικών μετρήσεων, το επαγόμενο επίπεδο αναφοράς διερεύνησης (ΕΕΔ) και καταγραφής (ΕΕΚ) είναι:

$$EE\Delta_p = E\Delta_p m(T/2) \qquad EEK_p = EK_p m(T/2)$$

Στην περίπτωση προσχεδιασμένων ή ειδικών μετρήσεων τα επαγόμενα επίπεδα αναφοράς είναι:

$$EE\Delta_E = E\Delta_E m(t) \qquad EEK_E = EK_E m(t)$$

Τιμές για το m(t) και οι άνω ποσότητες έχουν υπολογιστεί για αρκετά ρν ενδιαφέροντος στην αναφορά ICRP54, λαμβάνοντας υπόψη το μέγεθος του εισπνεόμενου σωματιδίου και τη χημική του μορφή.

Θεωρώντας το αποτέλεσμα της μέτρησης, Μ, ενός εργαζομένου σε μέτρηση ρουτίνας και ανάλογα με την τιμή του διακρίνονται οι ακόλουθες περιπτώσεις:

$M < EEK_p \rightarrow$ το Μ θεωρείται αμελητέο

$M > EEK_p \rightarrow$ εκτιμάται η συνεισφορά στο Μ από ραδιομολύνσεις που εντοπίστηκαν σε προηγούμενες μετρήσεις και ακολουθεί μία διαδικασία διόρθωσης

$EEK_p < M < EE\Delta_p \rightarrow$ θα πρέπει ο υπολογισμός της ενεργού δόσης να στηριχτεί σε σταθερά μοντέλα και οι δόσεις να καταγραφούν.

$M > EE\Delta_p \rightarrow$ περαιτέρω διερεύνηση απαιτείται.

Ο τρόπος αντιμετώπισης στην τελευταία περίπτωση εξαρτάται από το πόσο το Μ απέχει από το EEΔ_p και οι ενέργειες που ακολουθούν είναι:

- Περαιτέρω μετρήσεις για την επαλήθευση της μέτρησης
- Εφαρμογή και άλλων τεχνικών, κυρίως για τον προσδιορισμό της κατακρατούμενης και αποβληθείσας ποσότητας
- Έλεγχος των συνθηκών εργασίας και των συνθηκών έκθεσης
- Έλεγχος της συχνότητας των μετρήσεων ρουτίνας
- Διαδοχικές μετρήσεις κατά διαστήματα στον εξεταζόμενο, για καθορισμό της ατομικής του κατακράτησης και αποβολής του ρν και ακριβή υπολογισμό της δόσης.

Για ειδικές ή προσχεδιασμένες μετρήσεις έχουμε τα ακόλουθα:

$M < EEK_E \rightarrow$ το Μ θεωρείται αμελητέο, αλλά η μέτρηση καταγράφεται.

$EEK_E < M < EE\Delta_E \rightarrow$ θα πρέπει ο υπολογισμός της ενεργού δόσης να στηριχτεί σε σταθερά μοντέλα και οι δόσεις να καταγραφούν.

$M > EE\Delta_E \rightarrow$ περαιτέρω διερεύνηση απαιτείται.



Ο τρόπος αντιμετώπισης στην τελευταία περίπτωση εξαρτάται από το πόσο το M απέχει από το ΕΟΠ και συνήθως ακολουθούνται τα παρακάτω βήματα:

- Περαιτέρω μετρήσεις για την επαλήθευση της μέτρησης
- Αν η αρχική εκτίμηση αναφέρεται σε μέγεθος σωματιδίου 1μm AMAD, πρέπει να χρησιμοποιηθούν παράμετροι που αφορούν το πραγματικό μέγεθος για να προσδιορίσουν με μεγαλύτερη ακρίβεια το αποτέλεσμα
- Εφαρμογή και άλλων τεχνικών, κυρίως για τον προσδιορισμό της κατακρατούμενης και αποβληθείσας ποσότητας
- Διαδοχικές μετρήσεις κατά διαστήματα στον εξεταζόμενο για καθορισμό της ατομικής του κατακράτησης και αποβολής του ρν, για ακριβή υπολογισμό της δόσης.

Σε περίπτωση υπολογισμού ραδιομόλυνσης που οδηγεί σε ποσότητα μεγαλύτερη του ΕΟΠ, ιατρική παρέμβαση είναι χρήσιμη για να εμποδισθεί ή να μειωθεί η κατακράτηση ή/και να ενισχυθεί η αποβολή του ρν από το σώμα, αν είναι δυνατό.

Στη περίπτωση ρν που είναι μετρήσιμα με ΜΟΑ σε ποσότητα μικρότερη του ΕΕΚρ και εισαχθούν στο σώμα, μία σειρά μετρήσεων θα δώσει πολύτιμες πληροφορίες για τη συμπεριφορά τους, που είναι δυνατό να χρειασθούν σε άλλες περιπτώσεις. Τέτοιες μελέτες ενθαρρύνονται λόγω των περιορισμένων δεδομένων που υπάρχουν για τη συμπεριφορά ρν εντός του ανθρώπινου σώματος.

Σε περιπτώσεις μείγματος ρν, πιθανότατα μόνο μερικά από τα ρν του μείγματος θα συνεισφέρουν σημαντικά στον υπολογισμό της ενεργού δόσης. Τα εν λόγω ρν πρέπει να εντοπισθούν και να ποσοτικοποιηθούν. Τα επίπεδα αναφοράς τους υπολογίζονται όπως αναφέρθηκε και ανάλογα με το μέγεθος της ραδιομόλυνσης, ακολουθείται και διαφορετική πορεία. Αν η σύσταση του μείγματος είναι δεδομένη, τότε από τον υπολογισμό ενός ρν πιθανώς μπορεί να ποσοτικοποιηθούν και τα υπόλοιπα. Στην περίπτωση αυτή επιλέγεται το πιο εύκολα μετρήσιμο ρν με γνωστό μεταβολισμό.

Στην περίπτωση ατύχηματος μεγάλης κλίμακας, κυρίως σε χώρους όπως πυρηνικοί αντιδραστήρες, διακρίνονται τέσσερις χρονικές φάσεις, οι οποίες χαρακτηρίζονται και από συγκεκριμένους τρόπους ραδιομόλυνσης (Πίνακας 4.1). Το είδος των ρν που συμμετέχουν στο ατύχημα είναι ο πιο κρίσιμος παράγοντας κινδύνου. Ανάμεσα στα πλέον σημαντικά ρν ανήκουν τα:

- ^{131}I με μικρό χρόνο ημιζωής ($T_{1/2}=8$ ημέρες), βιολογικά πολύ σημαντικό ρν λόγω της πτητικότητάς του και της καθήλωσής του στο μικρής μάζας ακτινοευαίσθητο θυρεοειδή (συνχά προσλαμβάνεται μέσω γαλακτομικών προϊόντων)
- $^{134}\text{Cs}+^{137}\text{Cs}$: σημαντικά λόγω του μεγάλου φυσικού και βιολογικού χρόνου ημιζωής τους, της κινητικότητας τους και της ραδιολογικής τοξικότητας (ολόσωμη κατανομή)
- ^{239}Pu : χρόνος ημιζωής $T_{1/2}=24131$ χρόνια, από τα πιο σημαντικά βιολογικά και υψηλής ραδιενέργειας ρν (εκπομπή α-σωματιδίων), καθλώνεται κυρίως στα οστά
- ^{241}Pu $T_{1/2}=14.35$ χρόνια. Ραδιοτοξικό και υψηλά κινητικό ρν με υψηλές συγκεντρώσεις στο νερό
- ^{241}Am : χρόνος ημιζωής $T_{1/2}=432$ χρόνια

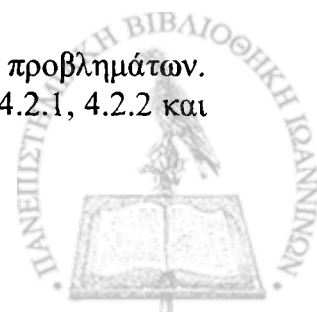


Πίνακας 4.1: Χαρακτηριστικά ραδιενεργού ατυχήματος μεγάλης κλίμακας	
Φάση ατυχήματος	Τρόπος ραδιομόλυνσης
Σύντομη (κρίσιμη περίοδος που δεν έχει ακόμη ελεγχθεί η κατάσταση)	<u>Εισπνοή από το ραδιενεργό νέφος</u> Εξωτερική ραδιομόλυνση από την πηγή του ατυχήματος και το νέφος Απορρόφηση από ραδιομόλυνση του δέρματος και των ρούχων
Μέση (μη καθορισμένη περίοδος που συνήθως συνδέεται με την αποδιέγερση των βραχείας ημιζωής ρν, 1-6 μήνες)	<u>Εξωτερική ραδιομόλυνση από την εναπόθεση στο έδαφος</u> <u>Κατάποση ραδιομολυσμένης τροφής και νερού</u> Απορρόφηση από ραδιομόλυνση του δέρματος και των ρούχων λόγω της εναπόθεσης στο έδαφος Εισπνοή από πιθανές εργασίες στην εναποτιθέμενη περιοχή
Καθυστερημένη (μακρά περίοδος έκθεσης για βιολογικά σημαντικά ρν που συγκεντρώνονται μέσω εναπόθεσης στο έδαφος και αφορούν ρν με χρόνους ημιζωής από 6 μήνες -100 χρόνια) π.χ. ^{137}Cs , ^{90}Sr	<u>Κατάποση ραδιομολυσμένης τροφής</u> Εξωτερική ραδιομόλυνση από την εναπόθεση στο έδαφος Εισπνοή από πιθανές εργασίες στην εναποτιθέμενη περιοχή
Πολύ καθυστερημένη (μακρά περίοδος έκθεσης για βιολογικά σημαντικά ρν, που συγκεντρώνονται μέσω εναπόθεσης στο έδαφος και αφορούν ρν με χρόνους ημιζωής >100 χρόνια) π.χ. ^{241}Am , ^{239}Pu , ^{99}Tc	<u>Εισπνοή από πιθανές εργασίες στην εναποτιθέμενη περιοχή</u> Κατάποση ραδιομολυσμένης τροφής

Σε περίπτωση ατυχήματος που αφορά όχι μόνο εργαζόμενους αλλά και το γενικό πληθυσμό, π.χ. ατύχημα του Απριλίου του 1986 στο Τσερνόμπιλ, πρέπει να γίνει εκτίμηση του επιπέδου της ραδιομόλυνσης και στον πληθυσμό και να υπολογιστεί η δεσμευθείσα ενεργός δόση από τα ρν ενδιαφέροντος. Η διασπορά της ραδιενέργειας εξαρτάται έντονα από τις κλιματολογικές συνθήκες. Για το λόγο αυτό οι μετρήσεις πρέπει να επεκτείνονται σε κατοίκους διαφόρων περιοχών που είναι πιθανό να επηρεάστηκαν από το ατύχημα δεχόμενοι το ραδιενεργό νέφος ή που κατανάλωσαν τρόφιμα ή ήπιαν νερό από ραδιομολυσμένες περιοχές (*Ansphaugh και συν. 1988*). Εκτίμηση των επιπέδων ραδιομόλυνσης σε τροφές και περιοριστικά μέτρα στην κατανάλωση τους λαμβάνονται ανάλογα με τις επικρατούσες συνθήκες, π.χ. μετά το ατύχημα του Τσερνόμπιλ δεν επιτρεπόταν η εισαγωγή τροφών από την περιοχή του ατυχήματος ή άλλες πληγθεύσιμες περιοχές με συγκέντρωση σε ^{137}Cs μεγαλύτερη από 370 Bq/kg (10 nCi/kg) (*Kalef-Ezra και συν. 1992, Kalef-Ezra και συν. 1997, Rühm και συν. 1999*).

4.2. ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ

Οι ΜΟΑ έχουν χρησιμοποιηθεί για την επίλυση διαφόρων ιατρικών προβλημάτων. Ορισμένες από τις εφαρμογές τους παρουσιάζονται στις παραγράφους 4.2.1, 4.2.2 και 4.2.3.



4.2.1. In vivo στοιχειακή ανάλυση ανθρώπινου σώματος

A. Ιατρικό μέρος της μεθόδου

Στη Φυσιολογία έχουν προταθεί διάφορα μοντέλα του ανθρώπινου σώματος, τα οποία αποτελούνται από αλληλοεξαρτώμενα διαμερίσματα και στα οποία με τη μέτρηση της ποσότητας ορισμένων στοιχείων, με διάφορες τεχνικές, γίνεται προσπάθεια ποσοτικοποίησης του μεγέθους των εν λόγω διαμερισμάτων. Ο επιλεγόμενος αριθμός διαμερισμάτων ποικίλει συνήθως από δύο ως δέκα (σχήμα 4.1).

Λιπώδης ιστός	Λιπώδης ιστός	Λιπώδης ιστός	Λιπώδης ιστός	Λιπώδης ιστός	Λιπώδης ιστός
Άπαχη μάζα σώματος	Μύες	Νερό	Εξωκυττάριο υγρό	Εξωκυττάριο υγρό	Νερό
	Μη μυϊκός ιστός		Κυτταρική μάζα	Ενδοκυττάριο υγρό	
		Πρωτεΐνη	Εξωκυττάρια στερεά	Στερεά μαλακού ιστού	Στερεά μαλακού ιστού
	Οστικά άλατα	Οστικά άλατα		Οστικά άλατα	Οστικά άλατα

Σχήμα 4.1: Λειτουργικά μοντέλα σύνθεσης ανθρώπινου σώματος δύο, τεσσάρων και πέντε διαμερισμάτων (το καθένα βασισμένο σε μετρήσιμες παραμέτρους).

Όταν είναι δυνατή μόνο μία μέτρηση, τότε χρησιμοποιείται μοντέλο δύο διαμερισμάτων και η δεύτερη ποσότητα λαμβάνεται με αφαίρεση της μάζας του διαμερίσματος από την ολική μάζα σώματος (π.χ διαχωρισμός μαλακών μορίων και σκελετού μετρώντας την ολόσωμη ποσότητα ασβεστίου). Όταν υπάρχει δυνατότητα από μετρήσεις στοιχείων να εκτιμηθούν περισσότερα διαμερίσματα, τα οποία μπορεί να είναι διακριτά, να επικαλύπτονται ή το ένα να περιέχει το άλλο, τότε διάφορα μοντέλα μπορούν να χρησιμοποιηθούν. Από την άλλη πλευρά, δύο ή περισσότερες τεχνικές μέτρησης για τον προσδιορισμό ενός διαμερίσματος διασφαλίζουν κατά κάποιον τρόπο την ποιότητα του αποτελέσματος.

Το επικρατέστερο λειτουργικό μοντέλο του ανθρώπινου σώματος ορίζει τέσσερα διαμερίσματα (σχήμα 4.2) : α) το λιπώδη ιστό που συμπεριλαμβάνει το ουδέτερο λίπος και τα λιποκύτταρα, β) την κυτταρική μάζα, που εμπεριέχει το ενδοκυττάριο υγρό, γ) το εξωκυττάριο υγρό, και γ) τις σκελετικές δομές. Τα τέσσερα αυτά διαμερίσματα είναι βολικά, γιατί μπορούν να μετρηθούν ανεξάρτητα και χρήσιμα, γιατί το καθένα ανταποκρίνεται σε ξεχωριστή λειτουργία, όπως αποθήκευση ενέργειας, μεταβολισμός, μεταφορά και δομή.

	ΔΙΑΜΕΡΙΣΜΑ	ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΣ ΡΟΛΟΣ
Λιπώδης ιστός 35%	Λίπος 25%	Ουδέτερα λίπη	Αποθήκη ενέργειας , απομόνωση
	Μεμβράνες εγκεφάλου 3%	Βασικά λίπη	Νευρική λειτουργία υδρο-λιπιδιακής συνοριακής φάσης
	Συνδετικός λιπώδης ιστός 7%	Κυτταρικό στρώμα	Υποστήριξη, μεταφορά και έλεγχος
Κυτταρική μάζα 37%	Ενδοκυττάριο υγρό 23%	Ενδοκυττάριο υγρό και δεσμευμένο νερό	Μεταβολισμός
	Στερεά κυττάρου 7%	Οργανικές πρωτεΐνες	
Εξωκυττάριο υγρό 21%	Όγκος πλάσματος 4%	Πρωτεΐνη και νερό	Μεταφορά
	Ενδοϊστικό νερό 14%		
	Διακυτταρικό νερό 3%	Εντερικό νερό, χολής, οφθαλμών, csf	
Σκελετικός ιστός 14%	Συνδετικός ιστός 7%	Επιδερμίδα, τένοντες, περιτονία , χόνδροι, κολλαγόνο	Ενίσχυση και προστασία
	Οστά 7%	Μήτρα υδροξυαπατίτη , ασβέστιο	

Σχήμα 4.2: Μοντέλο σύνθεσης ανθρώπινου σώματος τεσσάρων διαμερισμάτων (Pierson και συν. 1989)

Με την πλήρη κατανόηση της λειτουργίας των παραπάνω διαμερισμάτων και της αλληλεξάρτησής τους, η μέτρηση τους με μια τεχνική, όπως η ανάλυση με νετρονιακή ενεργοποίηση (NE), δίνει σημαντικές ποσοτικές πληροφορίες. Με αυτόν το τρόπο μετρώντας βασικά στοιχεία του καθενός, προσδιορίζεται η σύσταση του ανθρώπινου σώματος. Στον Πίνακα 4.2 καταγράφονται ορισμένα μετρούμενα στοιχεία με την τεχνική της NE, τα αντίστοιχα διαμερίσματα που αντιπροσωπεύουν, καθώς και η *in vivo* βραχύχρονη επαναληψιμότητα της μέτρησης με μετρητή μεγάλης ευαισθησίας, που μπορεί να επιτευχθεί και είναι ανεξάρτητη του υπάρχοντος στοιχείου.



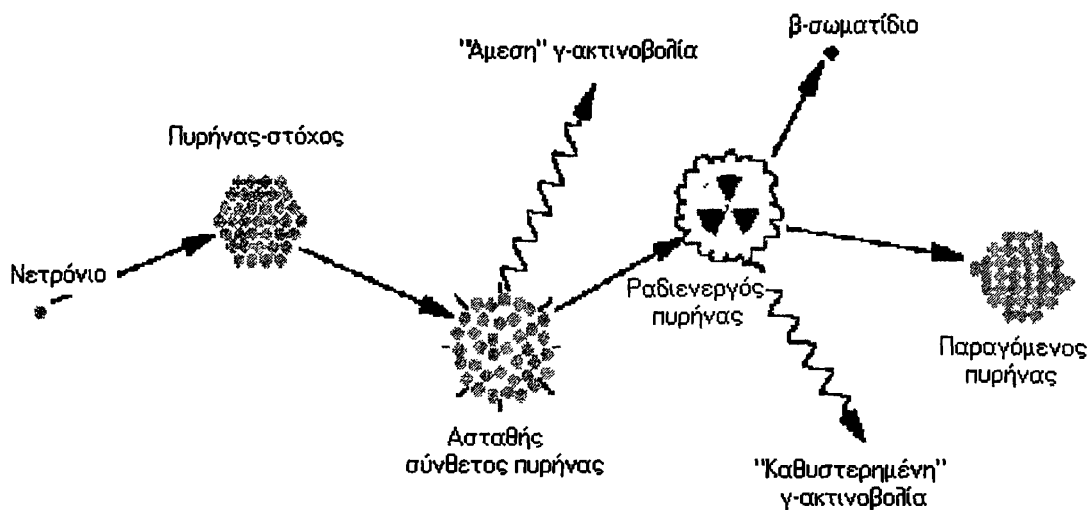
Πίνακας 4.2: Αποτελέσματα in vivo NE			
Μετρούμενο στοιχείο	Διαμέρισμα	Μέθοδος μέτρησης	Επαναληψιμότητα
Άνθρακας	Λιπώδης ιστός Πρωτεΐνη CHO	In vivo NE Ανελαστική σκέδαση	± 3.0 %
Άζωτο	Πρωτεΐνη	In vivo NE «άμεση ακτινοβολία»	± 2.7 %
Νάτριο	Εξωκυττάριο κατιόν Οστά	In vivo NE «καθυστερημένη ακτινοβολία»	± 2.5 %
Φώσφορος	Οστά Μυϊκός ιστός	In vivo NE «καθυστερημένη ακτινοβολία»	± 3.0 %
Χλώριο	Εξωκυττάριο υγρό	In vivo NE	± 2.5 %
Ασβέστιο	Οστά	In vivo NE «καθυστερημένη ακτινοβολία»	± 0.8 %

Το νερό του σώματος, η πυκνότητά του και η συγκέντρωση καλίου είναι τρεις ποσότητες με τις οποίες μπορεί να εκτιμηθεί η άπαχη σωματική μάζα για έναν «μέσο» εξεταζόμενο, δηλαδή για ένα ενήλικο άτομο νεαρής ηλικίας κανονικής σωματικής διάπλασης. Οι υποθέσεις αυτές όμως καταρρέουν με την αύξηση της ηλικίας (*Lahham A και συν. 1998, Ishikawa 2000*) και της μάζας, καθώς και σε ορισμένες χρόνιες παθήσεις (*Cohn και συν. 1980, Wotton και συν. 1981, Trocki και συν. 1981*). Στις περιπτώσεις αυτές παρατηρείται συχνά διαφόρου βαθμού ενυδάτωση, μειωμένη συγκέντρωση καλίου, και ανάλογα με την διαφορά από τον «μέσο» εξεταζόμενο, με αποτέλεσμα οι αποκλίσεις στον εντοπισμό της άπαχης μάζας σώματος ή του λίπους του σώματος κυμαίνονται συνήθως από 5% έως 25%. Η επέκταση των μελετών σε ομάδες εξεταζομένων, μεγαλύτερης ηλικίας, μεγαλύτερου δείκτη μάζας σώματος, καθώς και σε ομάδες ασθενών ήταν απαραίτητη για τον καθορισμό διαφορετικών «αναμενόμενων» τιμών ανάλογα με την κατηγορία που εντάσσεται ο εξεταζόμενος.

B. Φυσικές αρχές της μεθόδου

Η αλληλουχία γεγονότων που συμβαίνουν κατά την καθυστερημένη NE απεικονίζονται στο σχήμα 4.3.





Σχήμα 4.3: Αντιδράσεις νετρονιακής ενεργοποίησης

Όταν ένας πυρήνας συλλαμβάνει ένα νετρόνιο, μετατρέπεται σε ένα ασταθές νουκλίδιο, το οποίο αμέσως απελευθερώνει συνήθως την περισσή ενέργεια με εκπομπή της ονομαζόμενης «αμέσου ακτινοβολίας». Σε ορισμένες περιπτώσεις η διεργασία αυτή δίνει γένεση σε ένα ραδιενεργό ισότοπο. Το παραγόμενο ισότοπο, αν είναι ραδιενεργό, καθώς διασπάται πιθανόν να εκπέμψει ακτινοβολία-γ, ενέργειας τέτοιας που να μπορεί να ανιχνευθεί και να ποσοτικοποιηθεί από ένα ΜΟΑ.

Ο αριθμός των ραδιενεργών πυρήνων που δημιουργούνται δίνεται από τη σχέση:

$$At = A\infty(1 - e^{-\lambda t})$$

όπου,

At: ο αριθμός των ραδιενεργών πυρήνων κατά το χρόνο t,

λ: η σταθερά διασπάσεως του ρν

$A\infty = N\phi\sigma$,

N ο αριθμός ατόμων του ισότοπου που υπάρχουν στο δείγμα,

φ η ροή νετρονίων/cm²/sec,

σ: ενεργός διατομή του πυρήνα, και

t: ο χρόνος έκθεσης στη ροή νετρονίων

Η μέθοδος μέτρησης περιλαμβάνει είτε ειδικά σχεδιασμένη διάταξη ολόσωμης ΝΕ και ανίχνευσης, από την οποία διατίθεται μία δέσμη νετρονίων και ανιχνευτής/ές για τη μέτρηση της άμεσης ακτινοβολίας-γ, είτε διάταξη ολόσωμης ακτινοβολήσης και ΜΟΑ τοποθετημένο σε κοντινούς χώρους για τη μέτρηση καθυστερημένης ακτινοβολίας-γ. Ο εξεταζόμενος στη δεύτερη περίπτωση εκτίθεται σε υψηλή ροή νετρονίων, τα οποία αλληλεπιδρούν με τους πυρήνες των νουκλιδίων που υπάρχουν στο σώμα του και ορισμένους τους μετατρέπουν σε ραδιενεργούς. Οι ραδιενεργοί πυρήνες ταυτοποιούνται με γ-φασματομετρία και στη συνέχεια γίνεται ποσοτική εκτίμηση με τη βοήθεια γνωστής ποσότητας του σταθερού νουκλιδίου, το οποίο ακτινοβολείται κάτω από παρόμοιες συνθήκες. Έτσι απαιτείται η χρήση τεχνικής βαθμονόμησης με ανθρωπόμορφα ομοιώματα, στα οποία είναι καταναμημένα τα μετρούμενα στοιχεία, όπως και στο ανθρώπινο σώμα. Στην περίπτωση μικρού αριθμού ομοιωμάτων ή μόνο ενός, η ακρίβεια της μεθόδου περιορίζεται σημαντικά αν τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά του εξεταζόμενου διαφέρουν κατά πολύ από εκείνα του ομοιώματος. Μεγάλες διαφορές επιφέρουν ανακριβή αποτελέσματα

εξαιτίας διαφορών στην επιβράδυνση και την απορρόφηση των νετρονίων και στην εξασθένιση της εκπεμπόμενης γ-ακτινοβολίας (Ma και συν. 2000). Το σφάλμα της ποσοτικοποίησης με άλλες μεθόδους είναι συνήθως υψηλότερο (5%) από το αντίστοιχο της NE.

Οι κυρίως μεταβλητές της μεθόδου αυτής είναι ο ρυθμός ροής νετρονίων, η συγκέντρωση των ισοτόπων, η ενεργός διατομή του στοιχείου-στόχου, οι χρόνοι ημιζωής των ισοτόπων που παράγονται και η ενέργεια εκπομπής κατά την αποδιέγερσή τους. Πλεονεκτήματα της μεθόδου είναι η υψηλή ευαισθησία της, ο προσδιορισμός του στοιχείου ανεξαρτήτως της χημικής μορφής ή της καταστάσεως οξειδώσεως του και το ότι δεν απαιτούνται μετά την ενεργοποίηση κοπιώδεις προφυλάξεις για αποφυγή «επιμολύνσεων», που είναι απαραίτητες σε αναλυτικές μεθόδους. Οι σπουδαιότεροι περιορισμοί στην ανάλυση με NE είναι ότι η μέτρηση αναφέρεται στην ολική μάζα ενός νουκλιδίου χωρίς να είναι δυνατόν να ληφθούν πληροφορίες για τη δομή του υλικού, το κόστος της εξέτασης και η συνήθως σημαντική ακτινική επιβάρυνση του εξεταζόμενου.

Γ. Μετρούμενα στοιχεία με NE

Οι συγκεντρώσεις σώματος σε ασβέστιο, νάτριο, χλώριο, φώσφορο (καθυστερημένη γ-ακτινοβολία), άζωτο και άνθρακα (άμεση γ-ακτινοβολία) μπορούν να προσδιορισθούν με ακρίβεια.

Μόνο δύο διαμερίσματα, της πρωτεΐνης και του σκελετού, μπορούν να μετρηθούν άμεσα με τη μέτρηση ενός μόνο στοιχείου. Αυτό συμβαίνει γιατί ~98% από το άζωτο και το ασβέστιο βρίσκονται στην πρωτεΐνη και στα οστά, αντίστοιχα. Η συνολική ποσότητα πρωτεΐνης και σκελετού σχετίζονται με την ολική ποσότητα αζώτου (ΟΠΝ) και ασβεστίου (ΟΠCa) με τις σχέσεις:

$$\begin{aligned} \text{Πρωτεΐνη} &= (\text{ΟΠΝ}) \times 6.25 \\ \text{Σκελετός} &= (\text{ΟΠCa}) / 0.34 \end{aligned}$$

Η γνώση των συστατικών των μυών και μη μυϊκού άπαχου ιστού, των οστικών αλάτων από την ΟΠCa και της μάζας του σώματος, επιτρέπει τον υπολογισμό της ολόσωμης ποσότητας του λιπώδους ιστού. Η ανάλυση αζώτου και ασβεστίου με NE συνδυαζόμενη με την μέτρηση της ολόσωμης ποσότητας ύδατος και καλίου (μέτρηση ^{40}K με ΜΟΑ), δίνει στοιχεία για τα τέσσερα διαμερίσματα (πρωτεΐνες, οστικά άλατα, ύδωρ και λίπος) του μοντέλου του Burkinshaw (σχήμα 4.1), που συχνά χρησιμοποιείται για τη σύγκριση της σύστασης σε φυσιολογικές και παθολογικές καταστάσεις.

Η ανάλυση με NE απαιτεί εκπαιδευμένο προσωπικό, χρήση διαφόρων πηγών, υψηλό κόστος κατασκευών και συχνά τη διενέργεια εξετάσεων σε εξειδικευμένα μη νοσοκομειακά κέντρα. Από την άλλη πλευρά, η ανάλυση με NE δίνει τις περισσότερες πληροφορίες σε στοιχειακό επίπεδο από κάθε άλλη μέθοδο, άμεσα και με ακρίβεια. Στη συνέχεια ακολουθούν παραδείγματα του τρόπου μέτρησης με NE της ΟΠCa και ΟΠΝ.

Ολόσωμη ποσότητα ασβεστίου (ΟΠCa)

Η ανάλυση με NE αποτελεί την τεχνική αναφοράς για την in vivo μέτρηση της ολόσωμης ποσότητας ασβεστίου. Το ασβέστιο αποτελεί ένα σταθερό σχετικά ποσοστό (34%) του βάρους των μεταλλικών στοιχείων στα οστά και έτσι ο προσδιορισμός της ΟΠCa χρησιμοποιείται για την εκτίμηση της ολόσωμης



ποσότητας των οστικών αλάτων. Η μάζα του ασβεστίου όμως δεν είναι πάντα 34% της σκελετικής μάζας, γιατί Ca υπάρχει στο σώμα και εξωσκελετικά (π.χ. στο αίμα, σε αποτιτανώσεις) τόσο σε υγιή όσο και σε παθολογικά άτομα.

Τα εργαστήρια που χρησιμοποιούν την ΝΕ για τη μέτρηση της ΟΠCa διαθέτουν είτε επιταχυντή για την παραγωγή νετρονίων με ενέργειες 1-10 MeV, είτε ραδιενεργές πηγές νετρονίων όπως $^{238}\text{Pu-Be}$, οι οποίες και προτιμούνται αφού δίνουν στον εξεταζόμενο μικρότερη ακτινική επιβάρυνση (ενεργός δόση ~ 3 mSv έναντι ~ 5 mSv, όταν γίνεται χρήση επιταχυντή). Συνήθως η αντίδραση που αποτελεί τη βάση για τη μέτρηση είναι η σύλληψη θερμικού νετρονίου σε πυρήνα ^{48}Ca που οδηγεί στο σχηματισμό ^{49}Ca που έχει χρόνο ημιζωής 9 min και εκπέμπει γ-ακτινοβολία ενέργειας 3.1 MeV. Για να ποσοτικοποιηθούν οι κλινικές διαφορές στην ΟΠCa, μελετήθηκαν οι παράγοντες που επηρεάζουν την ποσότητα αυτή σε φυσιολογικές καταστάσεις. Αρχικά απαραίτητος θεωρήθηκε ο διαχωρισμός ανάλογα με την ηλικία, το φύλο, τη φυλή και το δείκτη μάζας σώματος και λήφθηκαν υπόψη διορθωτικοί παράγοντες, οι οποίοι μείωσαν την απόκλιση από 15-18% σε 5-8% για εξεταζομένους με διαφορετικά χαρακτηριστικά (Ma και συν. 2000). Η ικανότητα της ΟΠCa να διαχωρίζει τις παθολογικές καταστάσεις από τις φυσιολογικές προϋποθέτει σωστή εκτίμηση των διορθωτικών παραγόντων που αναφέρθηκαν (Lukaski 1987).

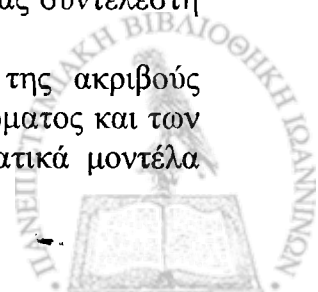
Ολόσωμη ποσότητα αζώτου (ΟΠΝ)

Η μόνη ομάδα ενώσεων που περιέχουν άζωτο στο ανθρώπινο σώμα είναι οι πρωτεΐνες. Έτσι η ολική πρωτεΐνη σώματος μπορεί να υπολογισθεί άμεσα από την ολική ποσότητα αζώτου, με βάση το γεγονός ότι 1g αζώτου υπάρχει σε 6.25g πρωτεΐνης.

Οι πρώτες μέθοδοι που χρησιμοποιήθηκαν για την απευθείας εκτίμηση του αζώτου χρησιμοποίησαν την αντίδραση $(n, 2n)$ ^{13}N με την εκπομπή ποζιτρονίου. Το ^{13}N που προκύπτει έχει χρόνο ημιζωής 9.96 min και εκπέμπει γ-ακτινοβολία 1.78 MeV. Στην περίπτωση αυτή θα πρέπει να γίνει διόρθωση λόγω της ταυτόχρονης αντίδρασης ^{16}O (p, α) ^{13}N που οδηγεί στο ίδιο βραχύβιο pn και είναι σημαντική (10%), μετρώντας το ποσοστό του οξυγόνου στον ιστό (Kehayias και συν. 2000).

Η τεχνική μέτρησης άμεσης γ-ακτινοβολίας με χρήση της αντίδρασης ^{14}N (n, γ) ^{15}N οδήγησε επίσης στην αναγνώριση της σημαντικής κλινικής πληροφορίας που δίνει η μέτρηση της ΟΠΝ. Η τεχνική αυτή χρησιμοποιεί κύκλοτρο ή πηγή νετρονίων (α, n) , π.χ. $^{238}\text{Pu-Be}$ ή πηγή ^{252}Cf και βασίζεται στην σύλληψη ενός θερμικού νετρονίου από το ^{14}N . Η αντίδραση αυτή μετατρέπει ένα ποσοστό πυρήνων ^{14}N σε διεγερμένο ^{15}N , το οποίο αποδιεγείρεται άμεσα με εκπομπή γ-ακτινοβολίας 10.8 MeV. Οι πυρήνες αζώτου και υδρογόνου αντιδρούν με τα θερμικά νετρόνια και παράγουν τα πολύ βραχύβια (10^{-15} s) νουκλίδια ^{15}N και ^2H , τα οποία εκπέμπουν άμεσα ακτινοβολία-γ χαρακτηριστικής ενέργειας (10.83 και 2.23 MeV, αντίστοιχα). Τα νουκλίδια αυτά ποσοτικοποιούνται συγχρόνως κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσης. Θεωρώντας τη μάζα του υδρογόνου του σώματος ως εσωτερική σταθερά (10% της ολικής μάζας του σώματος), η ποσοτικοποίηση της ΟΠΝ είναι απόλυτη. Η διαδικασία αυτή απαιτεί ~ 20 min (έκθεση σε νετρόνια και μέτρηση) και προσδίδει ενεργό δόση στον εξεταζόμενο ~ 0.26 mSv ή 26 mrem (χρησιμοποιώντας συντελεστή στάθμισης ακτινοβολίας 20 για τα νετρόνια).

Η ικανότητα χρήσης της άνω μεθοδολογίας για τον καθορισμό της ακριβούς ποσότητας αζώτου επιτρέπει την εκτίμηση της μυϊκής και μη μάζας σώματος και των αντιστοίχων συγκεντρώσεων πρωτεΐνης, χρησιμοποιώντας τα μαθηματικά μοντέλα



του Burkinshaw. Η γνώση της ολικής ποσότητας πρωτεΐνης στο σώμα είναι κλινικά πολύ σημαντική σε πολλές μελέτες, όπως παχυσαρκία, νεφρική ανεπάρκεια με την έναρξη θεραπείας με συνεχείς περιτοναϊκές πλύσεις (CAPD), καρκίνο του πεπτικού, δυσαπορρόφηση λόγω παρεντερικής διατροφής κ.α. (Krishnan και συν. 2000). Επίσης μελέτες έδειξαν σημαντική μεταβολή στα επίπεδα πρωτεΐνης ή στο μεταβολισμό της με χρόνιες ασθένειες όπως νευρογενής ανορεξία, τελικό στάδιο νεφρικής ανεπάρκειας, AIDS (Hansen και συν. 2000).

4.2.2. Καθορισμός ολόσωμης ποσότητας καλίου με χρήση ΜΟΑ

Το κάλιο είναι απαραίτητο χημικό στοιχείο για τη ζωή και παίζει πρωτεύοντα ρόλο σε μεταβολικές δραστηριότητες, όπως στη βιοκατάλυση, στη μυϊκή σύσπαση, στη μετάδοση νευρικών παλμών κ.α. Είναι κυρίως ενδοκυττάριο ιόν και μόνο ένα μικρό ποσοστό (~5%) βρίσκεται στον εξωκυττάριο χώρο. Ως εκ τούτου συχνά χρησιμοποιείται ως δείκτης της συνολικής κυτταρικής μάζας (Novak 1972) και του όγκου του ενδοκυτταρίου υγρού (Yasumura και συν. 1980).

Η μεγαλύτερη ποσότητα του καλίου βρίσκεται στο μυϊκό ιστό (~60% του ολικού Κ στο μυϊκό ιστό, ~11% στο σκελετό) και ένα πολύ μικρό μέρος του στο λιπώδη ιστό (~3%) και για το λόγο αυτό χρησιμοποιείται συχνά σαν δείκτης της μυϊκής μάζας του σώματος. Η μέτρηση της Ολόσωμης Ποσότητας Καλίου (ΟΠΚ) σε συνδυασμό με μετρήσεις εξωκυτταρίου νερού και οστών, μπορεί να προσδιορίσει τον ολικό μη λιπώδη ιστό σώματος, ο οποίος υποθέτουμε ότι περιέχει για έναν υγιή ενήλικα 70 kg περίπου 140 g Κ (ICRP 1975). Εξίσου σημαντικές κλινικές εφαρμογές της ολόσωμης μέτρησης ^{40}K , συνδυασμένες με την ολόσωμη μέτρηση αζώτου, βοηθούν στην εκτίμηση της μάζας και της συγκέντρωσης πρωτεΐνης του μυϊκού ιστού και του μη μυϊκού ιστού (Cohn και συν. 1981).

Η άλλη κλασική in vivo μέθοδος υπολογισμού της μυϊκής μάζας είναι με μέτρηση της απεκκριμμένης ουρικής κρεατινίνης που απαιτεί διατροφή χωρίς κρέας για ένα διάστημα και συλλογή ούρων ανά 24ωρο, άρα είναι χρονοβόρα και εισάγει σημαντικά σφάλματα.

Η απορρόφηση του καλίου στον εντερικό αυλό είναι σχεδόν πλήρης και εξαρτάται σε φυσιολογικές καταστάσεις από την ποσότητα του νατρίου στη διαίτα, αφού το κάλιο κανονίζει τα επίπεδα κατιόντων στον εντερικό αυλό. Το περισσότερο κάλιο αποβάλλεται από τα νεφρά τα οποία ρυθμίζουν την ομοιόστασή του στο αίμα. Η μέση ημερήσια πρόσληψη καλίου για το μέσο άνθρωπο είναι 3.3 g. Ο βιολογικός χρόνος ημιζωής του θεωρείται ότι είναι 30 ημέρες.

Η ποσότητα καλίου στα κυριότερα όργανα ή ιστούς του «μέσου» ενήλικα με βάση την Διεθνή Επιτροπή Ακτινοπροστασίας δίνεται στον Πίνακα 4.3 (ICRP 23).

Πίνακας 4.3: Συγκέντρωση Καλίου σε ιστούς και όργανα του ανθρώπινου σώματος (ICRP 23)		
Όργανο ή ιστός	μάζα (g)	κάλιο (g)
Όλο το σώμα	70000	140
Μαλακός ιστός	60000	120
Σκελετός	10000	15
Σκελετικοί μύς	28000	84
Λιπώδης ιστός	15000	4.8
Αίμα	5000	8.8
Γαστρεντερικό σύστημα	1200	1.5



Καρδιά	330	0.72
Νεφρά	310	0.59
Συκώτι	1800	4.5
Πνεύμονες	1000	1.9
Συνδετικός ιστός	3400	-
Κεντρικό νευρικό σύστημα	1430	4.2
Δέρμα	2600	2.2

Η μέτρηση καλίου στο πλάσμα θεωρείται αναξιόπιστος δείκτης της ΟΠΚ, επειδή διάφοροι παράγοντες, όπως η λήψη τροφής πλούσιας σε κάλιο, επηρεάζουν την τιμή της συγκέντρωσής του στο πλάσμα μέσω της μετακίνησης καλίου από τον εξωκυττάριο στον ενδοκυττάριο χώρο. Η ΟΠΚ μπορεί να εκτιμηθεί εναλλακτικά από το γεγονός ότι κάθε g φυσικού Καλίου εκπέμπει κατά μέσο όρο 3.31 φωτόνια το δευτερόλεπτο ενέργειας 1460 keV, από το μακράς ζωής ισότοπο του ^{40}K (ισοτοπική αφθονία $\approx 0.012\%$ και $T_{1/2} \approx 1.3 \times 10^9$ y).

Οι κυριότερες ενέργειες εκπομπής του ^{40}K φαίνονται στον Πίνακα 4.4, όπου καταγράφονται ισότοπα του καθώς και χαρακτηριστικά τους. Η παρουσία του φυσικού ^{40}K στο περιβάλλον και στο ανθρώπινο σώμα έχει σαν αποτέλεσμα ο άνθρωπος να ακτινοβολείται εσωτερικά και εξωτερικά από το ισότοπο αυτό. Υπολογίστηκε ότι η μέση ετήσια εσωτερική δόση από το ^{40}K , που υπάρχει στον οργανισμό είναι 0.17 mSv σε άνθρωπο με περιεκτικότητα 140 g καλίου.

Ισότοπα	Χρόνος ημιζωής	% φυσική αφθονία	Ενέργεια γ -ακτινοβολίας (keV)
K-39	Σταθερό	93.2581	-
K-40	1.28×10^9 years	0.0117	1460.832 (10.7), 2.957 (5.7), 2.955 (2.8), 3.190 (0.68), 0.276 (0.016)
K-41	Σταθερό	6.7302	-

Ο προσδιορισμός της ΟΠΚ με ΜΟΑ είναι πολύ σημαντικός γιατί άλλες μέθοδοι, όπως η χημική ανάλυση του πλάσματος ή δειγμάτων ιστού, είναι δύσκολες στην εφαρμογή, χρονοβόρες, και μη ακριβείς όταν τα αποτελέσματα πρέπει να επεκταθούν για τον υπολογισμό της ΟΠΚ και της κυτταρικής μάζας.

Η τιμή $\approx 2 \text{ gK kg}^{-1}$ αλλάζει με το φύλο, τη φυλή, την ηλικία (Lahham A και συν. 1998, Ishikawa 2000), αλλά και με τη σωματική διάπλαση του εξεταζομένου. Ενδεικτικές τιμές που έχουν αναφερθεί κατά καιρούς από ερευνητές για ομάδες ατόμων είναι $1.75 \pm 0.4 \text{ g kg}^{-1}$ στους άνδρες και $1.41 \pm 0.1 \text{ g kg}^{-1}$ στις γυναίκες (οι τιμές αφορούν Κινέζικο πληθυσμό) (Lan και Weng 1989), $1.68 \pm 0.33 \text{ g kg}^{-1}$ στους άνδρες και $1.60 \pm 0.30 \text{ g kg}^{-1}$ στις γυναίκες (οι τιμές αφορούν Σλοβάκικο πληθυσμό) (Lahham και συν. 1998) κ.α. Στους ενήλικες Έλληνες βρέθηκε ότι η συγκέντρωση K στους άνδρες είναι μεγαλύτερη από αυτή των γυναικών και μειώνεται γραμμικά με την ηλικία (μελέτες σε άτομα ηλικίας 18 έως 65 ετών) (Λεοντίου 1990). Η εξάρτηση της ΟΠΚ στον άνθρωπο σε σχέση με την ηλικία δείχνει ότι το μέγιστο της συγκέντρωσης του Καλίου στους άνδρες συμβαίνει στην ηλικία των 18 ετών (ηλικία που

οικοδομείται ο μυϊκός ιστός), ενώ στις γυναίκες δεν παρατηρείται κάτι αντίστοιχο (UNSCEAR 1972). Παρόμοια ο Καλέφ-Εζρά βρήκε μείωση της συγκέντρωσης τους 4 πρώτους μήνες της ζωής ενός νεογνού.

Σε ορισμένες χρόνιες παθήσεις όπως μυοπάθεια, κίρρωση του ήπατος, παχυσαρκία, τελικό στάδιο νεφρικής ανεπάρκειας, εμφανίζεται ελάττωση στη συγκέντρωση του Καλίου (Cohn και συν. 1980, Wotton και συν. 1981, Trocki και συν. 1981). Για παράδειγμα οι Καλέφ-Εζρά και συν. (1989) βρήκαν μέση μείωση της συγκέντρωσης Κ 11% σε αιμοκαθαρόμενους ασθενείς και 14% σε ασθενείς σε συνεχή φορητή περιτοναϊκή κάθαρση. Μείωση στη συγκέντρωση του καλίου στον οργανισμό μπορεί να προκληθεί επίσης εξαιτίας της απώλειας ούρων όταν φαρμακευτική αγωγή π.χ. για καρδιακές ασθένειες απαιτεί την αποφυγή κατακράτησης νατρίου και νερού. Στην περίπτωση αυτή προτείνεται δίαιτα πλούσια σε κάλιο ή κάλιο σαν συμπλήρωμα τροφής.

Δύο βασικές τεχνικές βαθμονόμησης χρησιμοποιήθηκαν κατά καιρούς για την ολόσωμη μέτρηση του καλίου:

1. Τεχνική βασισμένη στη χρήση ομοιώματος
2. Τεχνική με μετρήσεις in vivo

Στην πρώτη περίπτωση ακολουθείται η γενική μέθοδος, δηλ. μία μέτρηση λαμβάνεται για μία καθορισμένη ποσότητα ρν που έχει εισαχθεί σε ομοίωμα με τέτοιο τρόπο ώστε να προσομοιάζει την πραγματική κατανομή του. Ο λόγος του ρυθμού συλλεγομένων παλμών από τον εξεταζόμενο προς τον ρυθμό συλλεγομένων παλμών από το ομοίωμα μας δίνει την κανονικοποιημένη απόδοση που μετατρέπεται σε απόλυτη απόδοση γνωρίζοντας την ακριβή ποσότητα του ρν στο ομοίωμα. Συνήθως χρησιμοποιούνται ομοιώματα διαφορετικών μεγεθών με διαλύματα που περιέχουν γνωστή ποσότητα Κ (διάλυμα ΚCl) για την χάραξη της καμπύλης βαθμονόμησης.

Η δεύτερη τεχνική βασίζεται στη μέτρηση ισοτόπων μικρού χρόνου ημιζωής $T_{1/2}$ του ρν ενδιαφέροντος, πχ. 37 – 370 kBq ^{42}K για ^{40}K χορηγούνται παρεντερικά ή ενέσιμα. Το ^{42}K είναι ραδιοϊσότοπο του καλίου που η ενέργεια εκπομπής γ-ακτινοβολίας του είναι 1525 keV και ο $T_{1/2}=12.4$ h. Ο εξεταζόμενος δρά σαν ομοίωμα, δηλ. μετρήσεις γίνονται σε αυτόν πριν (^{40}K εξ cpm) και μετά (^{42}K εξ cpm/Bq) την χορήγηση ^{42}K , και η σχετική συγκέντρωση υπολογίζεται σε κάθε περίπτωση. Μετρήσεις γίνονται και στο ομοίωμα με $^{40}\text{K}_{\text{ομ}}$ cpm/g K και $^{42}\text{K}_{\text{ομ}}$ cpm/ Bq. Η ΟΠΚ δίνεται από την εξίσωση:

$$\text{ΟΠΚ}(g) = \frac{({}^{40}\text{Kεξcpm}) \times ({}^{42}\text{Kομcpm/Bq})}{({}^{40}\text{Kομcpm/gK}) \times ({}^{42}\text{Kεξcpm/Bq})}$$

Η μεταβολή του ρυθμού κρούσεων με τη διάπλαση του εξεταζομένου δίνεται από τον παράγοντα :

$$F = \frac{{}^{42}\text{Kομcpm/Bq}}{{}^{42}\text{Kεξcpm/Bq}}$$

Άρα στην περίπτωση αυτή δίνεται διόρθωση για το συγκεκριμένο εξεταζόμενο και η ολόσωμη δόση λόγω χορήγησης 37 kBq ^{42}K είναι περίπου 1.2 μGy (Boddy και συν. 1971). Βασική προϋπόθεση χρήσης της τεχνικής αυτής είναι ότι η κατανομή των δύο ισοτόπων ^{42}K για ^{40}K είναι παρόμοια.

Παρότι η τεχνική διαλύματος ισοτόπου παρουσιάζεται σαν πιο ακριβής μέθοδος για τη μέτρηση της ΟΠΚ, κυρίως στις περιπτώσεις παχύσαρκων εξεταζομένων, η διαφορά των αποτελεσμάτων αναφέρεται ότι προσεγγίζει το 10% (Smith και συν.



1979), παραμένει δύσκολη για εφαρμογή στην καθημερινή πράξη. Κύρια μειονεκτήματα της μεθόδου είναι η συνεχής ανάγκη παροχής του βραχύβιου ρν ($T_{1/2}=12.6$ h), η ακτινική επιβάρυνση του ασθενούς καθώς και ο αυξημένος χρόνος μέτρησης.

Όταν η τεχνική βαθμονόμησης κατευθύνεται στο να αναπαράγει μια εμπειρική σχέση μεταβλητών που να συσχετίζουν τον παράγοντα βαθμονόμησης με παραμέτρους, όπως το Ύψος (Y) και το Βάρος (B) του εξεταζομένου, αυτό αποτελεί ένα πλεονέκτημα στις κλινικές μετρήσεις ρουτίνας για τον υπολογισμό της ΟΠΚ. Με επανειλημμένη χρήση της δεύτερης τεχνικής και έχοντας μετρήσει μεγάλο αριθμό εξεταζομένων με ποικιλία υψών και βαρών, μπορεί να προκύψει μια καμπύλη βαθμονόμησης ή μια σχέση (εξίσωση) όπως και στην πρώτη τεχνική (Hansen και Allen 1996).

Η πιο πρόσφατη μέθοδος βαθμονόμησης που χρησιμοποιείται και η οποία δίνει μεγαλύτερη ακρίβεια, είναι η υπολογιστική με προσομοίωση του συστήματος και του εξεταζομένου σε κάθε περίπτωση και χρήση Monte-Carlo κώδικα. Η μέθοδος αυτή, που χρησιμοποιήθηκε και στην παρούσα εργασία, θα πρέπει βέβαια να επαληθεύεται πριν τη χρησιμοποίησή της (Ishikawa και συν. 1996, Tae-Young και συν. 2000).

4.2.3. Μετρήσεις διαφόρων στοιχείων με ΜΟΑ για την εκτίμηση παθολογικών και μη καταστάσεων

Συγκεκριμένο ραδιονουκλίδιο δίνεται στον εξεταζόμενο σε κατάλληλη χημική μορφή σαν ιχνηθέτης με σκοπό την εκτίμηση της απορρόφησης ή της κατακράτησης του φορέα μετά από συγκεκριμένο χρονικό διάστημα, η οποία αντικατοπτρίζει τη σωστή ή παθολογική λειτουργία του οργανισμού ή ειδικά συγκεκριμένου οργάνου.

Ενδοεντερική απορρόφηση του σιδήρου

Οι μετρήσεις της απορρόφησης του σιδήρου είναι σημαντικές σε διάφορες ασθένειες αναιμίας ή δυσαπορρόφησης. Στην τεχνική που εφαρμόζεται στους ΜΟΑ, ο ^{59}Fe στη μορφή χλωρικής, κιτρικής ή ασκορβικής ενώσεως ή δεσμευμένης αιμοσφαιρίνης και παρέχεται για κατάποση στον εξεταζόμενο. Η δόση που λαμβάνεται είναι από 18.5 kBq έως 185 kBq με ή χωρίς φορέα σίδηρο και υπό κατάλληλες κλινικές συνθήκες, οι οποίες εξαρτώνται από την υπό μελέτη προσρόφηση (π.χ. νηστεία, συγκεκριμένο διαιτολόγιο). Η απορροφούμενη ποσότητα μετρείται 4 ώρες μετά τη χορήγηση και δεκατέσσερις μέρες μετά. Το πλεονέκτημα ΜΟΑ σε σχέση με άλλες τεχνικές είναι ότι δεν πραγματοποιούνται μετρήσεις των αποβλήτων. Είναι ιδιαίτερα χρήσιμη τεχνική σε μελέτες πληθυσμού, στις οποίες είναι σημαντικό να παραμείνει ο εξεταζόμενος στις βασικές συνήθειες και τη ρουτίνα της ζωής του.

Απορρόφηση βιταμίνης Β12

Η τεχνική μέτρησης της απορρόφησης της βιταμίνης Β12 είναι παρόμοια με την προηγούμενη. Β12 επισημασμένο με ^{58}Co ή ^{60}Co παρέχεται για κατάποση από τον εξεταζόμενο σε δόσεις από 18.5 kBq έως 37kBq. Μέτρηση γίνεται σε ΜΟΑ 7 έως 10 ημέρες μετά τη χορήγηση. Το κανονικό ποσοστό απορρόφησης κυμαίνεται από 45-80% της χορηγηθείσας δόσης. Σε ασθενείς με κακοήθη αναιμία το απορροφούμενο ποσοστό είναι 0 έως 17%.



Στρόντιο και ασβέστιο

Η μελέτη της ανακατανομής του ασβεστίου με χρήση του ^{47}Ca και ^{85}Sr βοηθά σημαντικά στην κατανόηση του μεταβολισμού των οστών. Το ^{85}Sr χρησιμοποιείται κυρίως για μελέτη του μεταβολισμού των οστών σε περιπτώσεις όπως η οστεοπόρωση, η οστεομαλακία και οι μεταστάσεις στα οστά. Η χρήση του συγκεκριμένου ιχνηθέτη βοηθά λόγω της παρόμοιας κατανομής στα διαμερίσματα και του μεγαλύτερου φυσικού χρόνου ημιζωής (64 ημέρες) σε σχέση με το ^{47}Ca . Το ^{47}Ca χρησιμοποιείται κυρίως όταν ενδιαφέρον παρουσιάζεται στην εντερική απορρόφηση ή στην κατακράτηση του.

Με χρήση του ραδιενεργού ισότοπου του ασβεστίου ^{47}Ca , είτε με κατάποση είτε ενδοφλεβίως, υπολογίζεται η συνάρτηση κατακράτησης του ρν με το χρόνο. Μετρήσεις γίνονται με ΜΟΑ αμέσως μετά την είσοδο του ρν στο σώμα του και καθημερινά έως και 6 ημέρες (χρόνος υποδιπλασιασμού 4.53 μέρες). Η σχέση κατακράτησης που περιγράφει τη συμπεριφορά του συγκεκριμένου ρν με το χρόνο διαθέτει δύο ελεύθερες παραμέτρους. Οι παράμετροι αυτές προσδιορίζονται από τις μετρήσεις (διαφέρουν για κάθε εξεταζόμενο και πιθανά εξαρτώνται και από τον τρόπο εισόδου του ρν). Η ενεργός δόση που λαμβάνει ο εξεταζόμενος για 0.2 MBq ^{47}Ca εισερχόμενα είτε με κατάποση είτε ενδοφλεβίως, υποθέτοντας 100% απορρόφηση, είναι μικρότερη από 1mSv. Η εκτίμηση της σχέσης κατακράτησης παίζει μεγάλο ρόλο στην κλινική έρευνα για τον έλεγχο και την αντιμετώπιση ασθενειών όπως η οστεοπόρωση.

4.3. ΜΟΑ ΓΙΑ ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟ ΚΑΤΑΝΟΜΗΣ ΡΝ ΕΝΤΟΣ ΤΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ

Πολλοί ΜΟΑ γεωμετρίας σάρωσης έχουν χρησιμοποιηθεί κατά καιρούς για τη λήψη της κατανομής ρυθμού παλμών από ρν εντός του εξεταζόμενου κατά το διαμήκη άξονα της σάρωσης. Με τον τρόπο αυτό είναι δυνατός ο εντοπισμός του ρν και η κατανομή του, σε οποιονδήποτε χρόνο μετά τη λήψη του. Για την επίτευξη της συλλογής της καμπύλης κατανομής κατά τον άξονα της σάρωσης συνήθως χρησιμοποιούνται κατευθυντήρες σχισμής, το πλάτος της οποίας ποικίλει και εξαρτάται από την ενεργότητα του ρν εντός του σώματος και την χωρική διακριτική ικανότητα που απαιτείται (*Mehra και συν. 1980*). Η χρήση όμως κατευθυντήρων τύπου σχισμής μειώνει σημαντικά την απόδοση του συστήματος και δεν επιτρέπει μετρήσεις με χαμηλές συγκεντρώσεις ρν εντός του σώματος.

Συστήματα ΜΟΑ χρησιμοποιούνται με τον τρόπο που αναφέρθηκε, μη χρησιμοποιώντας κατευθυντήρες σχισμής αλλά απλούστερους τύπους κατευθυντήρα, που αφήνουν την πρόσθια επιφάνεια του ανιχνευτή αθωράκιστη και επεκτείνονται και λίγο κάτω από αυτή σε μορφή κώνου. Με τον τρόπο αυτό είναι ικανή η μέτρηση και σε ενεργότητες ρν της τάξης των λίγων kBq (*Novario και Conte 1990*).

Η σάρωση χωρίζεται σε βήματα και η κατανομή που λαμβάνεται παρέχει χρήσιμες κλινικές πληροφορίες για την κινητική της ραδιενεργού ουσίας στον εξεταζόμενο (κατανομή του ραδιοστοιχείου, μεταβολές σε αυτή με την πάροδο του χρόνου) και τον υπολογισμό της δόσης, π.χ. ^{214}Bi στη ρινική κοιλότητα και στους πνεύμονες εργαζομένου σε ορυχεία ουρανίου λόγω της εισπνεόμενης σκόνης (*Palmer και Roesch 1965*).



ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

Υπολογιστική μέθοδος Monte-Carlo

5.1. ΙΣΤΟΡΙΑ ΚΑΙ ΒΑΣΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ MONTE-CARLO

Η μέθοδος προσομοίωσης Monte-Carlo (MC) έχει βρει ευρεία εφαρμογή στις επιστήμες των ιοντιζουσών ακτινοβολιών. Η ευρεία χρήση της, σαν ερευνητικό εργαλείο στην Ιατρική Φυσική, αποδεικνύεται από το μεγάλο αριθμό των δημοσιεύσεων που χρησιμοποιούν την τεχνική προσομοίωσης MC. Το μεγάλο άλμα στην εφαρμογή της μεθόδου οφείλεται σε μεγάλο βαθμό στην ραγδαία πρόοδο του τομέα της πληροφορικής. Επιπρόσθετα, η ύπαρξη αλλά και η σχετικά εύκολη πρόσβαση σε υπολογιστικά πακέτα (π.χ. MCNP, EGS, ETRAN κ.α.) επέτρεψε την ευρεία χρήση της από την επιστημονική κοινότητα.

Η πρώτη χρήση της τεχνικής προσομοίωσης MC έγινε γύρω στο 1873, σε μια προσπάθεια υπολογισμού της σταθεράς $\pi=3.141$. Το γεγονός αυτό αναφέρθηκε από τον Hall (*Hall 1873*) και αφορούσε τον αποκαλούμενο Captain Fox καθώς και άλλους επιστήμονες, οι οποίοι ασχολούνταν με την έρευνα την περίοδο μετά τον εμφύλιο πόλεμο των ΗΠΑ. Γύρω στο 1901 η τεχνική χρησιμοποιήθηκε από τον Kelvin σε έρευνα που αφορούσε την εξίσωση Boltzmann, χωρίς όμως ικανοποιητικά αποτελέσματα. Η δημοσιοποίηση της τεχνικής οφείλεται στην εργασία των J. Von Neumann, S. Ulam, και E. Fermi κατά τη διάρκεια του 2^{ου} Παγκοσμίου Πολέμου. Ο όρος «Monte-Carlo» δόθηκε από τον Von Neumann σε ένα μυστικό ερευνητικό πρόγραμμα του Los Alamos, που αφορούσε τη διάχυση των νετρονίων και δημιουργούσε την εντύπωση ότι ένας τροχός ρουλέττας μπορούσε να αντικατοπτρίσει το μηχανισμό της απορρόφησης των νετρονίων (μέρη αριθμών του τροχού να ακολουθούν σε αναλογία κατανομές πιθανοτήτων για νετρονιακή διάχυση). Ο αριθμός των γεγονότων που προέκυπταν για ανάλυση ήταν τεράστιος και για το λόγο αυτό η χρήση ενός υπολογιστή, που θα έπαιζε το ρόλο του τροχού, ήταν επιτακτική. Η συστηματική ανάπτυξη των εν λόγω ιδεών ολοκληρώθηκε κατά κάποιον τρόπο με την εργασία των Harris και Kahn το 1948. Το ίδιο έτος ο E. Fermi, S. Ulam και ο N. Metropolis υπολόγισαν με MC τις ιδιοτιμές της εξίσωσης Schrodinger. Το πρώτο βιβλίο που αφορούσε τη μέθοδο εκδόθηκε από τους Cashwell και Everett το 1959. Από την περίοδο εκείνη και έπειτα, η τεχνική Monte-Carlo βρήκε ευρεία εφαρμογή σε διάφορους τομείς.

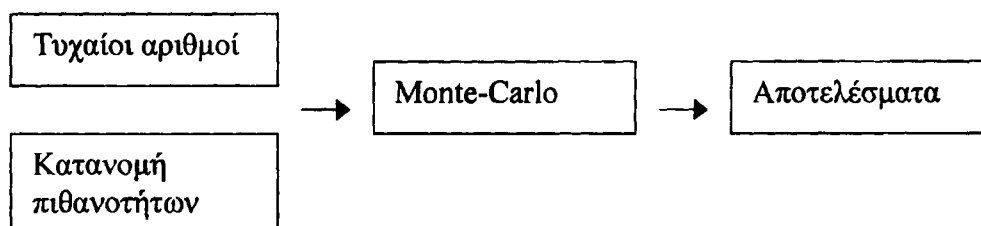
Εφαρμόστηκε μεταξύ άλλων στη :

- Βιολογία, στην προσομοίωση των δυναμικών των νευρικών μυών καθώς και την έρευνα στον τομέα της γενετικής
- Χημεία, στην ανάλυση των μετατοπίσεων φάσης και στην κινητική των αερίων
- Φυσική, στη διάχυση φωτονίων και σωματιδίων



- Ιατρική Φυσική στην αλληλεπίδραση ιοντίζουσών ακτινοβολιών και ύλης, στη δοσιμετρία και στην ακτινοπροστασία
- Πυρηνική Τεχνολογία στη προσομοίωση πυρηνικών αντιδραστήρων, στη δράση των πυρηνικών όπλων
- Μηχανική Ηλεκτρολογία στον υπολογισμό θορύβου («beam shot» noise)
- Μηχανική Περιβάλλοντος στην ανάπτυξη των δασών και στη μελέτη ρύπανσης
- Επιστήμη των Μαθηματικών στην επίλυση ορισμένων ολοκληρωμάτων
- Επιστήμη των Οικονομικών στην ανάλυση της απόδοσης του χρηματιστηρίου και στην αύξηση του ακαθάριστου εθνικού προϊόντος.

Η μέθοδος MC αποσκοπεί στο να αποφύγουμε να επιλύσουμε το πρόβλημα πειραματικά. Στην περίπτωση αυτή το πείραμα το αναλαμβάνει, με κατάλληλη προσομοίωση, ο υπολογιστής. Η προσομοίωση επιτυγχάνεται με τη δειγματοληψία βάσει τυχαίων αριθμών, κατάλληλων στοχαστικών μεγεθών σύμφωνα με την κατανομή πιθανότητάς τους. Ως εκ τούτου η μέθοδος προσομοίωσης MC μπορεί να κατανοηθεί με το ακόλουθο διάγραμμα.



Σχήμα 5.1: Δομή Monte-Carlo τεχνικής

Η μέθοδος απαιτεί δύο εισόδους και δίνει μία έξοδο. Οι εισόδοι είναι: α) ένας μεγάλος αριθμός από «καλής ποιότητας» τυχαίους αριθμούς και β) η κατανομή πιθανοτήτων για το δεδομένο πρόβλημα. Η έξοδος είναι το αποτέλεσμα συνδυασμού της υπό εξέταση κατανομής πιθανοτήτων στους τυχαίους αριθμούς. Για παράδειγμα, αν η κατανομή πιθανότητας που ακολουθεί η ανάπτυξη των δασών είναι γνωστή (από ιστορικά δεδομένα) είναι πιθανό, χρησιμοποιώντας τη μέθοδο MC, να προβλέψουμε την εξέλιξη των δασών σε μια χρονική περίοδο. Κατά τον ίδιο τρόπο μπορεί να προβλεφθεί η ακριβής διαπερατότητα της ακτινοβολίας πέδησης σε έναν ιστό. Στα προβλήματα μεταφοράς ακτινοβολίας, οι ενεργές διατομές των αντιδράσεων ακτινοβολίας-ύλης καθορίζουν τις συναρτήσεις κατανομής πιθανοτήτων.

Στη βιβλιογραφία, ο όρος Monte-Carlo πολλές φορές είναι συνυφασμένος με τους όρους προσομοίωση, παιχνίδι, μοντέλο. Το χαρακτηριστικό της μεθόδου είναι η χρήση δείγματος τυχαίων αριθμών. Στο κείμενο που ακολουθεί στην παρούσα διατριβή με τον όρο προσομοίωση θα εννοούμε MC προσομοίωση.



5.2. ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ MONTE-CARLO ΦΑΙΝΟΜΕΝΩΝ ΜΕΤΑΦΟΡΑΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ

Η επίλυση προβλημάτων διάδοσης φωτονίων στην ύλη, ακόμα με τις πιο απλές γεωμετρίες, συνήθως απαιτεί αναλυτικές και υπολογιστικές μεθόδους πολύπλοκες και χρονοβόρες. Η κύρια αιτία της μαθηματικής δυσκολίας είναι ότι ορισμένοι μηχανισμοί μεταφοράς της ακτινοβολίας, όπως π.χ. η σκέδαση με φαινόμενο Compton, μεταβάλλουν και την ενέργεια αλλά και την κατεύθυνση των φωτονίων, γεγονός το οποίο κάνει τη λύση ενός προβλήματος μεταφοράς ακτινοβολίας υψηλά εξαρτώμενο από τα όρια που θέτουμε. Για το λόγο αυτό η μέθοδος MC είναι η μέθοδος επιλογής στη λύση πολύπλοκων προβλημάτων. Βασικό χαρακτηριστικό της μεθόδου είναι ότι επιλέγει τυχαία από όλες τις ιστορίες που είναι δυνατό να λάβουν χώρα, ένα μικρό αριθμό ιστοριών φωτονίων και τις παρακολουθεί. Υπολογίζεται ο μέσος όρος της ποσότητας ενδιαφέροντος με βάση τις ιστορίες των σωματιδίων που μελετήθηκαν και δίνεται η στατιστική εκτίμηση του αποτελέσματος.

Σε αντιπαράθεση της ικανότητας επίλυσης με τη μέθοδο MC πολύπλοκων γεωμετριών με πηγές και απορροφητές, οι αναλυτικές («ντετερμινιστικές») μέθοδοι, όταν μπορούν να εφαρμοσθούν, υπερτερούν ως προς την ακρίβεια του αποτελέσματος. Η ακρίβεια της μεθόδου MC είναι στην καλύτερη περίπτωση τόση, όση είναι η ακρίβεια των φυσικών θεωριών (μοντέλων) που έχουν συμπεριληφθεί στον αλγόριθμο προσομοίωσης. Για το λόγο αυτό καταβάλλεται μεγάλη προσπάθεια στη συνεχή βελτίωση των φυσικών μοντέλων που περιγράφουν την αλληλεπίδραση ακτινοβολίας και ύλης. Στόχος είναι οι εξισώσεις που θα συμπεριληφθούν στον αλγόριθμο να είναι και εύχρηστες και υπολογιστικά ακριβείς. Στη συνέχεια δίνονται οι βασικές θεωρητικές και πρακτικές όψεις της εφαρμογής της μεθόδου σε φαινόμενα μεταφοράς ακτινοβολίας, δίνοντας έμφαση σε φαινόμενα πιθανοτήτων, στατιστικής και παραγωγής τυχαίων αριθμών. Στην επόμενη παράγραφο η προσομοίωση MC εισάγεται σαν γενική τεχνική λύσης ολοκληρωμάτων.

5.3. ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΗΣ ΤΕΧΝΙΚΗΣ MONTE-CARLO

Η Monte-Carlo προσομοίωση μπορεί να θεωρηθεί ως μέθοδος λύσης εξισώσεων με ολοκληρώματα. Ας θεωρήσουμε το πρόβλημα υπολογισμού της μέσης τιμής $\langle T \rangle$ μιας πραγματικής συνάρτησης $T(x)$, ορισμένης σε ένα χώρο Σ :

$$\langle T \rangle = \int_{\Sigma} T(x) f(x) dx \quad (5.1)$$

Κάθε τιμή του x μπορεί να αντιπροσωπεύει μια πολυδιάστατη ποσότητα, που χαρακτηρίζει την κατάσταση του συστήματος. Η συνάρτηση f είναι η κατανομή πιθανοτήτων (συνάρτηση πυκνότητας πιθανοτήτων) που δίνει τη πιθανότητα το σύστημα να βρίσκεται σε κατάσταση μεταξύ x και $x+dx$.

Ένας υπολογισμός Monte-Carlo της ποσότητας $\langle T \rangle$ γίνεται αν τυχαία λάβουμε N δείγματα $\{x_i\}_{i=1}^N$ της κατανομής f . Δειγματίζοντας από την f σημαίνει ότι η πιθανότητα να επιλέξουμε ένα δείγμα x από το διάστημα $(x, x+\Delta x)$ είναι $f(x) \Delta x$. Η Monte-Carlo εκτίμηση του T δίνεται από τη σχέση:



$$\hat{T} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N T(x_i)$$

Έτσι το δισεπίλυτο ολοκλήρωμα της σχέσης (5.1) αντικαταστάθηκε από ένα ορισμένο άθροισμα. Η στατιστική εγκυρότητα υπολογισμού της ποσότητας T εξαρτάται και από το μέγεθος του δείγματος N , αλλά και από την ικανότητα διακύμανσης του παράγοντα $T(x)$ που περιγράφεται από τη διακύμανση :

$$\sigma^2 = \int_{\Sigma} [\langle T \rangle - T(x)]^2 f(x) dx$$

Κάτω από γενικά ικανοποιητικές συνθήκες, το θεώρημα του κεντρικού ορίου επισημαίνει ότι για μεγάλες τιμές του N , η ποσότητα:

$$\frac{(\hat{T} - \langle T \rangle)}{(\sigma / \sqrt{N})}$$

κατανέμεται ομαλά με μέση τιμή 0 και διακύμανση 1. Συμβολικά:

$$\lim_{N \rightarrow \infty} \hat{T} = \langle T \rangle$$

$$P\left(|T - \langle T \rangle| < \frac{n\sigma}{\sqrt{N}}\right) \approx \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-x}^x e^{-x^2} dx \quad (5.2)$$

όπου $P(x)$ δηλώνει τη πιθανότητα ενός γεγονότος x . Για παράδειγμα η πιθανότητα το T να βρίσκεται μεταξύ του διαστήματος $(\langle T \rangle - 2\sigma/\sqrt{N}, \langle T \rangle + 2\sigma/\sqrt{N})$ είναι 0.95. Η εξίσωση (5.2) δηλώνει ότι η ακρίβεια των υπολογισμών μεγαλώνει με την τετραγωνική ρίζα του αριθμού των ιστοριών N . Έτσι, για κάθε επιπρόσθετο ψηφίο ακρίβειας, ο αριθμός των ιστοριών θα πρέπει να εκατονταπλασιάζεται.

5.4. MC ΚΩΔΙΚΑΣ MCNP

5.4.1. Λειτουργία κώδικα MCNP

Το χαρακτηριστικό κάθε MC κώδικα, είναι ότι σε κάθε βήμα της προσομοίωσης η επιλογή των σχετικών φυσικών μεγεθών π.χ. του τύπου της αλληλεπίδρασης που έλαβε χώρα ή της ενέργειας που χάθηκε από το σωματίδιο, γίνεται μέσω τυχαίας δειγματοληψίας από την κατανομή πιθανότητάς τους.

Ο Monte-Carlo N-Particle (MCNP) κώδικας μεταφοράς είναι μη αναλογικός, δηλαδή δεν προσομοιώνει μία προς μία όλες τις αλληλεπιδράσεις, αλλά κάνει χρήση της τεχνικής των «συμπυκνωμένων ιστοριών» (condensed-history). Η ιστορία των φορτισμένων σωματιδίων υποδιαιρείται σε βήματα που το καθένα περιέχει μεγάλο αριθμό



αλληλεπιδράσεων. Για το κάθε βήμα οι αλληλεπιδράσεις αντιμετωπίζονται «ομαδικά» χρησιμοποιώντας θεωρίες πολλαπλών σκεδάσεων.

Ο κώδικας MCNP λειτουργεί ως εξής:

1. Προσδιορίζεται το βήμα κατά το οποίο θα μετακινηθεί το σωματίδιο από το σημείο εκκίνησής του. Το βήμα αυτό θα πρέπει να είναι μικρό σε σχέση με τις διαστάσεις του χώρου που ενδιαφέρει, αλλά μεγάλο σε σχέση με τη μέση ελεύθερη διαδρομή του φορτισμένου σωματιδίου, οπότε κατά μήκος του βήματος το σωματίδιο θα υποστεί πολλαπλές αλληλεπιδράσεις
2. Στη συνέχεια προσδιορίζεται η ενέργεια που χάνει το σωματίδιο καθώς διανύει την απόσταση που προσδιορίστηκε στο εν λόγω βήμα. Αυτό γίνεται βάση κατάλληλης θεωρίας πολλαπλών σκεδάσεων.
3. Για να ληφθεί υπόψη και η αλλαγή διεύθυνσης που μπορεί να έχει υποστεί το σωματίδιο (κυρίως τα ηλεκτρόνια), ως αποτέλεσμα των αλληλεπιδράσεων που συνέβησαν στο συγκεκριμένο διάστημα, προσδιορίζεται και η αλλαγή διεύθυνσης κίνησης του σωματιδίου στο τέλος του βήματος. Αυτό γίνεται πάλι βάση κατάλληλης θεωρίας πολλαπλών σκεδάσεων.

Με βάση τα παραπάνω το φορτισμένο σωματίδιο εξέρχεται από το προεπιλεγμένο μήκος διαστήματος με μειωμένη ενέργεια και διαφορετική διεύθυνση. Τα παραπάνω βήματα επαναλαμβάνονται μέχρι είτε το σωματίδιο να εξέλθει από την προκαθορισμένη περιοχή του χώρου που ενδιαφέρει, είτε η ενέργειά του να απορροφηθεί μέσα σε αυτή τη περιοχή. Ο ακριβής προσδιορισμός μιας ποσότητας σε όλα τα σημεία περιορίζεται από το μήκος του βήματος που χρησιμοποιείται. Επιπλέον, οι θεωρίες πολλαπλών σκεδάσεων είναι αξιόπιστες μόνο για σχετικά μεγάλο αριθμό αλληλεπιδράσεων, γεγονός το οποίο θέτει ένα ελάχιστο όριο μήκους βήματος. Η επιλογή κατάλληλης θεωρίας πολλαπλών σκεδάσεων αποτελεί σημαντικό στοιχείο στους μη – αναλογικούς κώδικες. Στη συνέχεια θα αναφερθούν οι αλληλεπιδράσεις φωτονίων και ηλεκτρονίων που μελετά ο κώδικας και οι οποίες μας απασχόλησαν στην παρούσα εργασία.

5.4.1.1. Αλληλεπιδράσεις φωτονίων

Ο κώδικας MCNP κάνει χρήση δύο εναλλακτικών μοντέλων αλληλεπίδρασης φωτονίων-ύλης: το απλό και το αναλυτικό.

Το απλό μοντέλο αγνοεί τη σκέδαση Thomson και τα φωτόνια χαρακτηριστικής ακτινοβολίας που προκύπτουν από το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, ενώ το αναλυτικό μοντέλο τα περιλαμβάνει. Το απλό μοντέλο χρησιμοποιείται κυρίως για προβλήματα με υψηλές ενέργειες φωτονίων ή σε προβλήματα όπου υπάρχει ελεύθερη κίνηση ηλεκτρονίων. Το αναλυτικό μοντέλο χρησιμοποιείται για ενέργειες <math><100\text{MeV}</math> και επιλέγεται αυθαίρετα από τον κώδικα, εκτός αν οριστεί διαφορετικά. Η χρήση του δίνει πιο ακριβή αποτελέσματα στην περίπτωση προσομοίωσης υλικών με υψηλό ατομικό αριθμό Z και προβλήματα υψηλής διαπερατότητας.



Τα φωτόνια αντιμετωπίζουν τις ακόλουθες απορροφήσεις ή σκεδάσεις στην πορεία τους:

Φωτοηλεκτρικό Φαινόμενο

Είναι το φαινόμενο της αλληλεπίδρασης φωτονίου με συνδεδεμένο ατομικό ηλεκτρόνιο κατά το οποίο το φωτόνιο εξαφανίζεται (φωτοηλεκτρική απορρόφηση). Από την ενέργεια του φωτονίου ($E=h\nu$), ολόκληρο το ποσό της οποίας προσδίνεται στο ηλεκτρόνιο, ένα μέρος e καταναλώνεται για την υπερνίκηση της δεσμευτικής ενέργειας (έργο εξαγωγής του ηλεκτρονίου) ενώ το υπόλοιπο ποσό της προσληφθείσης ενέργειας $E-e$ μετατρέπεται σε κινητική ενέργεια του απομακρυνόμενου από το άτομο ηλεκτρονίου. Η θέση του ηλεκτρονίου που κενώθηκε καλύπτεται με μετάπτωση ηλεκτρονίου από την αμέσως επόμενη στοιβάδα, με σύγχρονη εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας X . Από 0 έως 2 φωτόνια χαρακτηριστικής ακτινοβολίας είναι δυνατό να εκπεμφθούν και το MCNP, ανάλογα με την περίπτωση, διαθέτει και τους κατάλληλους χειρισμούς (δίνοντας τη δυνατότητα στο χρήστη να επέμβει). Το φωτόνιο της χαρακτηριστικής ακτινοβολίας X μπορεί στη συνέχεια να αλληλεπιδράσει με διαφορετικό τρόπο με τα άτομα του υλικού ανάλογα με την ενέργειά του. Η πιθανότητα να διαφύγει και να μην απορροφηθεί αυξάνει με την ενέργειά του και τον ατομικό αριθμό του υλικού στο οποίο βρίσκεται.

Ο συντελεστής μαζικής εξασθένησης (τ/ρ), λόγω φωτοηλεκτρικού φαινομένου, είναι ανάλογος της 3^{75} δύναμης του ατομικού αριθμού και αντιστρόφως ανάλογος της 3^{75} δύναμης της ενέργειας του φωτονίου.

Δίδυμη γένεση

Είναι το φαινόμενο αλληλεπίδρασης φωτονίου υψηλής ενέργειας (≥ 1.022 MeV) με το ισχυρό ηλεκτρομαγνητικό πεδίο του πυρήνα ενός ατόμου, κατά το οποίο το φωτόνιο εξαφανίζεται ενώ συγχρόνως παράγονται ένα ηλεκτρόνιο και ένα ποζιτρόνιο. Το ηλεκτρόνιο του ζεύγους που δημιουργήθηκε, μετά από πολλές αλληλεπιδράσεις με παρακείμενα άτομα τελικώς ηρεμεί, ενώ το ποζιτρόνιο, αφού χάσει και αυτό μεγάλο μέρος της κινητικής του ενέργειας, ενώνεται με κάποιο ηλεκτρόνιο. Αποτέλεσμα της συντήξεως αυτής είναι η εξαφάνιση των δύο συζυγών σωματιδίων και η εμφάνιση δύο φωτονίων των οποίων η φορά κινήσεως είναι σχεδόν αντίθετη.

Ο μαζικός συντελεστής εξασθένησης (κ/ρ), λόγω της δίδυμης γένεσης, είναι ανάλογος του ατομικού αριθμού και του λογαρίθμου της ενέργειας του φωτονίου.

Ο κώδικας MCNP διαχειρίζεται το ηλεκτρόνιο και το ποζιτρόνιο που δημιουργήθηκαν με έναν από τους τρεις τρόπους που θα περιγραφούν στη συνέχεια για την διαχείριση ηλεκτρονίων.

Σκεδασμός φωτονίων

Σκέδαση Compton

Είναι η αλληλεπίδραση φωτονίου ενέργειας E με ελεύθερο ηλεκτρόνιο (μικρή ενέργεια δεσμεύσεως) κατά την οποία μέρος της ενέργειας του φωτονίου e προσδίνεται στο ηλεκτρόνιο, το οποίο απομακρύνεται από το άτομο, ενώ εμφανίζεται σκεδαζόμενο



φωτόνιο με ελαττωμένη ενέργεια $E-e$. Το ποσό της ενέργειας η οποία προσδίνεται στο ηλεκτρόνιο μετατρέπεται σε κινητική ενέργεια του ηλεκτρονίου Compton. Ο μαζικός συντελεστής εξασθένησης (μ/ρ) για το φαινόμενο Compton είναι πρακτικά ανεξάρτητος του ατομικού αριθμού (με εξαίρεση το υδρογόνο). Όσον αφορά την εξάρτησή του από την ενέργεια του φωτονίου, βρίσκεται ότι είναι πρακτικά αντιστρόφως ανάλογος αυτής, τουλάχιστον για τιμές ενέργειας μεγαλύτερες από 500 keV. Για μικρότερες ενέργειες φωτονίων η πιθανότητα να γίνει φαινόμενο Compton ελαττώνεται αργά με την αύξηση της ενέργειας των φωτονίων. Όσον αφορά τη γωνία σκεδάσεως θ , αυτή προοδευτικά μικραίνει με την αύξηση της ενέργειας του φωτονίου.

Σκέδαση Thomson

Παρατηρείται σκεδασμός της ακτινοβολίας χωρίς απώλεια ενέργειας των σκεδαζόμενων φωτονίων. Στην αλληλεπίδραση αυτή δεν παράγονται ηλεκτρόνια και μόνο η γωνία σκέδασης του φωτονίου υπολογίζεται στον κώδικα για την περαιτέρω μεταφορά του φωτονίου.

Ο μαζικός συντελεστής εξασθένησης για τη σκέδαση Thomson είναι ανάλογος του τετραγώνου του ατομικού αριθμού και αντιστρόφως ανάλογος με την ενέργεια του φωτονίου.

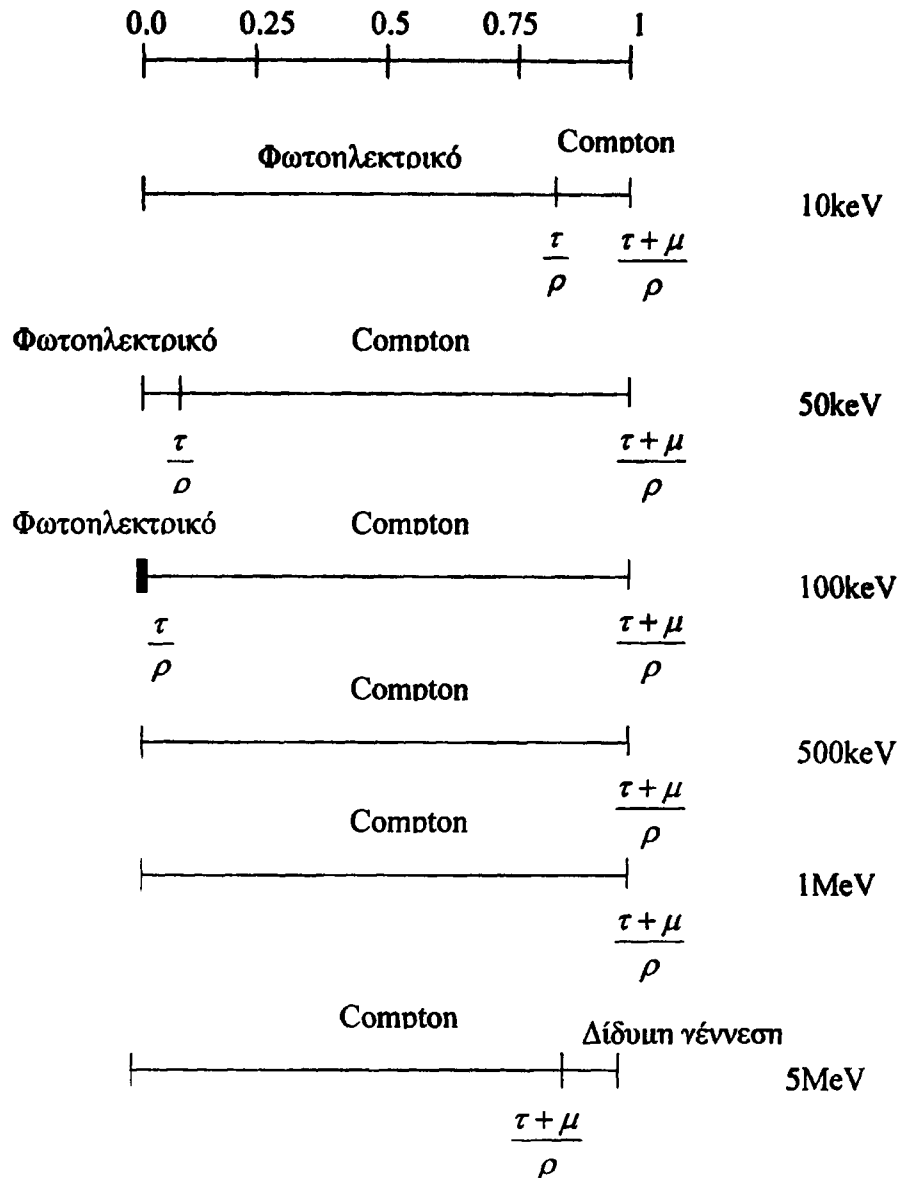
Το MCNP χειρίζεται τις ως άνω αντιδράσεις με βάση τις ενεργές διατομές τους και την επιλογή τυχαίων αριθμών. Επιλέγοντας τυχαία έναν αριθμό στο διάστημα 0-1 έχουμε τρεις πιθανότητες για τον καθορισμό της αντίδρασης (σχήμα 5.2) :

1. Αν ο αριθμός είναι στο διάστημα $(0, \tau/\rho)$ το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο λαμβάνει χώρα.
2. Αν ο τυχαίος αριθμός είναι στο διάστημα $(\tau/\rho, (\tau+\mu)/\rho)$, το φαινόμενο Compton λαμβάνει χώρα.
3. Αν ο τυχαίος αριθμός είναι στο διάστημα $((\tau+\mu)/\rho, 1)$, το φαινόμενο της δίδυμης γέννησης λαμβάνει χώρα.

Οι συντελεστές μαζικής εξασθένησης της ακτινοβολίας για κάθε τύπο αντίδρασης εξαρτώνται από την ενέργεια των φωτονίων όπως παρουσιάζεται στο σχήμα 5.2.



Σχεδίαση και ανάπτυξη πρότυπου Μετρητή Ολόσωμου Ακτινοβολίας



Σχήμα 5.2: Συντελεστές μαζικής εξασθένησης σε συνάρτηση με την ενέργεια φωτονίων

Υπάρχουν τρεις τρόποι διαχείρισης των ηλεκτρονίων που προκύπτουν λόγω της αλληλεπίδρασης των φωτονίων με την ύλη και ισχύουν για τα δύο μοντέλα που αναφέρθηκαν :

- 1 Εάν η μεταφορά ηλεκτρονίων είναι ενεργοποιημένη (στην κάρτα Mode του αρχείου εισόδου θα πρέπει να ακολουθούν τα στοιχεία P E που δηλώνουν αντίστοιχα φωτόνια (Photons) και ηλεκτρόνια (Electrons)), τότε όλες οι συγκρούσεις φωτονίων, εκτός της σκέδασης Thomson, δημιουργούν ηλεκτρόνια που αποθηκεύονται για μετέπειτα επεξεργασία (μεταφορά).

- 2 Εάν η μεταφορά ηλεκτρονίων είναι απενεργοποιημένη (δεν υπάρχει E στην κάρτα Mode), τότε χρησιμοποιείται το μοντέλο TTB (Thick Target Bremsstrahlung). Το συγκεκριμένο μοντέλο παράγει ηλεκτρόνια που έχουν την ίδια κατεύθυνση με τα φωτόνια από τα οποία προήλθαν και τα οποία εξαϋλώνονται άμεσα. Κάθε φωτόνιο πέδησης που προκύπτει από τα ως άνω ηλεκτρόνια, αποθηκεύεται για μετέπειτα επεξεργασία.
- 3 Εάν στην κάρτα του αρχείου εισόδου PHYS : P δηλώνεται IDES = 1, τότε όλη η παραγωγή ηλεκτρονίων είναι απενεργοποιημένη, δεν λαμβάνονται υπόψη τα φωτόνια που προκύπτουν από τα ηλεκτρόνια και όλη η ενέργεια των ηλεκτρονίων θεωρείται ότι απορροφάται τοπικά στο σημείο που δημιουργήθηκαν.

5.4.1.2. Αλληλεπιδράσεις ηλεκτρονίων

Η μεταφορά φορτισμένων σωματιδίων αλλάζει ριζικά από εκείνη των φωτονίων και νετρονίων. Ο αριθμός των αλληλεπιδράσεων των ηλεκτρονίων είναι πολύ μεγαλύτερος και πρακτικά είναι αδύνατη η παρακολούθηση. Για την παρακολούθηση της μεταφοράς των ηλεκτρονίων (με κινητική ενέργεια $T > 100$ keV) και την απώλεια της ενέργειας είναι αναγκαίο να χωρίσουμε τη διαδρομή σε πολλά βήματα. Τα βήματα επιλέγονται να είναι αρκετά μεγάλα ώστε να περιέχουν μεγάλο αριθμό αντιδράσεων (ώστε η θεωρία πολλαπλών σκεδάσεων να είναι εφαρμόσιμη) και τόσο μικρά ώστε η μέση απώλεια ενέργειας σε κάθε βήμα να είναι μικρή σε σχέση με το T_0 (ώστε οι προσεγγίσεις που απαιτούνται στη θεωρία πολλαπλών σκεδάσεων να ικανοποιούνται). Η απώλεια ενέργειας και η γωνία εκτροπής σε κάθε βήμα προσομοιάζεται με βάση την θεωρία πολλαπλών σκεδάσεων που ακολουθείται από τον κώδικα. Η παραπάνω μέθοδος αποκαλείται «συμπυκνωμένων ιστοριών» Monte-Carlo μέθοδος. Οι θεωρίες που χρησιμοποιεί το MCNP για τους αλγόριθμους είναι των Goudsmit S και Saunderson JL για τις γωνιακές εκτροπές και η θεωρία Landau L για τις απώλειες ενέργειας ενισχυμένη με εκείνες των Blunck O και Leisegang S.

5.4.2. Γενικά χαρακτηριστικά κώδικα MCNP

Ο MCNP είναι ο ευρείας χρήσης MC κώδικας μεταφοράς για προβλήματα νετρονίων, φωτονίων και ηλεκτρονίων. Αναπτύχθηκε από το 1943 στο Διεθνές Εργαστήριο του Los Alamos. Είναι κώδικας συνεχούς ενέργειας, γενικής γεωμετρίας, εξαρτώμενος από το χρόνο και με δυνατότητα συνδυασμού σωματιδίων. Ο κώδικας πάντα ακολουθείται από ένα πακέτο δεδομένων ενεργών διατομών. Η κλίμακα ενέργειας είναι από 10^{-11} έως 20 MeV για νετρόνια, που εκτείνεται σε 100 MeV για ορισμένα υλικά, χρησιμοποιώντας τη βιβλιοθήκη δεδομένων ενεργών διατομών LA100 και από 1 keV έως 1 GeV για φωτόνια και ηλεκτρόνια.

Το MCNP χρησιμοποιεί βιβλιοθήκες πυρηνικών και ατομικών πληροφοριών συνεχούς ενέργειας. Οι πρωτεύουσες πηγές πυρηνικής πληροφορίας είναι αποτιμήσεις από το Evaluated Nuclear Data File (ENDF) system, την Evaluated Nuclear Data Library (ENDL) και την Activation Library (ACTL) από το Livermore καθώς και από το Applied Nuclear Science (T-2) Group 4-6 στο Los Alamos. Οι αποτιμημένες πληροφορίες ανάγονται σε μορφή κατάλληλη για το MCNP, με κώδικες όπως ο NJOY.

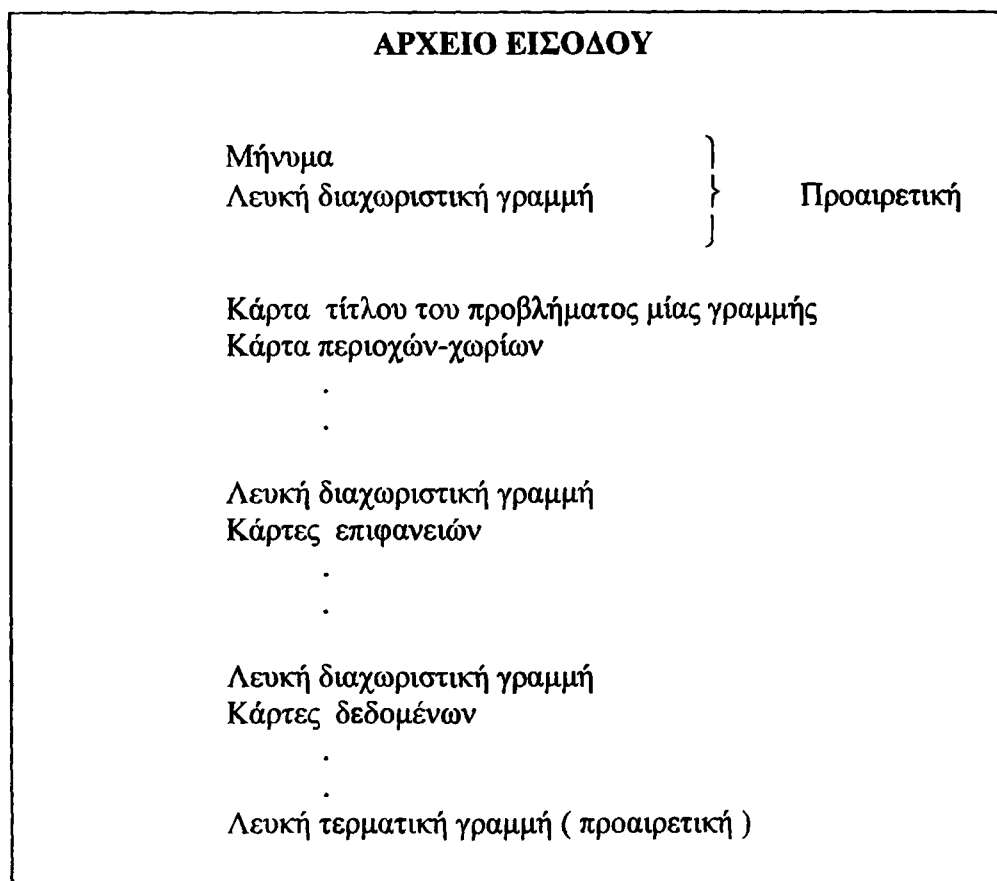


Πίνακες πυρηνικών πληροφοριών υπάρχουν για αλληλεπιδράσεις νετρονίων, ηλεκτρονίων, φωτονίων που προέρχονται από νετρόνια, αλληλεπιδράσεις φωτονίων, δοσιμετρία και ενεργοποίηση νετρονίων και σκέδαση θερμικών σωματιδίων.

Είναι διαθέσιμοι 715 πίνακες με αλληλεπιδράσεις νετρονίων για 200 ισότοπα και στοιχεία. Υπάρχουν πίνακες αλληλεπιδράσεων φωτονίων για όλα τα στοιχεία από $Z=1$ έως $Z=94$. Οι πίνακες πληροφοριών για τις αλληλεπιδράσεις των φωτονίων επιτρέπουν στο MCNP να υπολογίσει τις συναφείς σκεδάσεις, την φωτοηλεκτρική απορρόφηση και την πιθανότητα φθορίζουσας εκπομπής, καθώς και τις δίδυμες γενέσεις. Οι γωνιακές κατανομές σκέδασης είναι τροποποιημένες από παράγοντες ατομικού τύπου και συναφείς συναρτήσεις σκέδασης.

Το MCNP παίρνει, από ένα εισαγόμενο αρχείο (σχήμα 5.3) που του δίνει ο χρήστης, τις ακόλουθες πληροφορίες σχετικά με:

- Τη γεωμετρία και τα υλικά
- Τις ενεργές διατομές
- Τα σωματίδια για μεταφορά
- Τα χαρακτηριστικά της πηγής
- Τη μορφή των απαντήσεων που προτιμά ο χρήστης
- Τεχνικές επιτάχυνσης υπολογισμών που θέλει ο χρήστης να εφαρμοσθούν
- Διάφορους φυσικούς παράγοντες



Σχήμα 5.3: Μορφή αρχείου εισόδου MCNP



Οι μονάδες που χρησιμοποιούνται από το MCNP είναι:

1. μήκη σε cm
2. ενέργειες σε MeV
3. χρόνοι σε 10^{-8} sec
4. θερμοκρασίες σε MeV (kT)
5. ατομικές πυκνότητες σε μονάδες atoms/ barn-cm
6. πυκνότητες μάζας σε gr / cm^3
7. διατομές σε barns (10^{-24}cm^2)
8. μονάδες θέρμανσης σε MeV / collision
9. ατομικό βάρος υπολογισμένο σε μάζες νετρονίων, δηλαδή 1.008664967 amu. Σε αυτές τις μονάδες ο αριθμός Avogadro είναι $0.59703109 \cdot 10^{24} \text{cm}^2$.

5.4.2.1. Γεωμετρία του MCNP

Το MCNP επεξεργάζεται αυθαίρετες τρισδιάστατες απεικονίσεις υλικών που καθορίζονται από τον χρήστη σε γεωμετρικά χωρία, ορισμένα από πρώτου και δευτέρου βαθμού επιφάνειες, καθώς και από τετάρτου βαθμού ελλειπτικούς τόρους. Τα χωρία καθορίζονται από τις τομές ή τις ενώσεις των περιοχών που οριοθετούνται από τις επιφάνειες. Οι επιφάνειες καθορίζονται από κατάλληλους συντελεστές στις εξισώσεις τους ή από γνωστά σημεία επάνω τους. Εκτός από τον συνδυασμό προκαθορισμένων γεωμετρικών δομών το MCNP δίνει στον χρήστη την δυνατότητα να καθορίσει περιοχές του χώρου με την βοήθεια όλων των επιφανειών της αναλυτικής γεωμετρίας και να τις συνθέσει μέσω τελεστών της Boolean άλγεβρας. Ο κώδικας εκτελεί εντατικό εσωτερικό έλεγχο ώστε να εντοπίσει τυχόν σφάλματα της γεωμετρίας, ενώ παράλληλα παρέχει στον χρήστη την δυνατότητα να ελέγξει την γεωμετρία απεικονίζοντας την εκάστοτε γεωμετρική δομή.

Το MCNP χειρίζεται τους γεωμετρικούς χώρους σε καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων. Το καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων είναι αυθαίρετο και μπορεί να καθοριστεί από τον χρήστη αλλά συνήθως χρησιμοποιείται το κλασικό δεξιόστροφο σύστημα.

1. Χωρία ή «κελιά» (cells)

Όταν καθορίζονται οι περιοχές- χωρία, μια σημαντική έννοια που παρουσιάζεται είναι αυτή της αίσθησης όλων των σημείων της περιοχής-χωρίου ως προς την συνοριακή επιφάνεια. Ας υποθέσουμε ότι $s = f(x, y, z) = 0$ είναι η εξίσωση της επιφάνειας του χωρίου. Για κάθε σημείο (x, y, z) , αν $s = 0$ το σημείο είναι σημείο της επιφάνειας. Για τα σημεία που δεν ανήκουν στην επιφάνεια, αν το s είναι αρνητικό, τότε τα σημεία χαρακτηρίζονται ως αρνητικής αίσθησης ως προς την επιφάνεια. Αντίθετα, αν το s είναι θετικό τα σημεία θα έχουν θετική αίσθηση.

Οι περιοχές-χωρία καθορίζονται από αντίστοιχες κάρτες περιοχών-χωρίων. Κάθε περιοχή περιγράφεται από έναν αριθμό περιοχής, έναν αριθμό υλικού και την πυκνότητα του υλικού, που ακολουθούνται από τους τελεστές των προσημασμένων επιφανειών που ορίζουν την περιοχή. Αν η αίσθηση είναι θετική, τότε το πρόσημο μπορεί να



παραληφθεί. Στην περίπτωση του κενού χωρίου ο αριθμός της περιοχής-χωρίου μπορεί να αντικατασταθεί από ένα 0.

Κάθε επιφάνεια χωρίζει τον χώρο σε δύο περιοχές, μια με θετική και μια με αρνητική αίσθηση. Στη γεωμετρική περιγραφή καθορίζεται το χωρίο ως η τομή ή η ένωση και / ή το συμπλήρωμα των περιοχών.

Ο διαχωρισμός του φυσικού χώρου σε περιοχές-χωρία δε γίνεται μόνο για λόγους αλλαγής του υλικού, αλλά και για λόγους δειγματοληψίας και μείωσης της διακύμανσης.

2. Προσδιορισμός του τύπου επιφάνειας

Το MCNP διαθέτει επιφάνειες πρώτου και δευτέρου βαθμού, καθώς και ελλειπτικούς τόρους τετάρτου βαθμού. Οι επιφάνειες προσδιορίζονται με βοηθήματα μνήμης όπως για παράδειγμα C/Z για έναν κύλινδρο παράλληλο στον άξονα z. Ο κύλινδρος όμως που έχει αυθαίρετο προσανατολισμό προσδιορίζεται από ένα γενικό δευτεροβάθμιο μνημονικό βοήθημα (general quadratic GQ). Ένα παραβολοειδές παράλληλο σε έναν άξονα του συστήματος συντεταγμένων προσδιορίζεται από ένα ειδικό δευτεροβάθμιο μνημονικό βοήθημα (special quadratic SQ).

3. Προσδιορισμός των παραμέτρων της επιφάνειας

Για να καθοριστούν οι παράμετροι επιφάνειας στο MCNP υπάρχουν δύο τρόποι. Ο πρώτος είναι να δοθούν οι απαραίτητοι συντελεστές που χρειάζονται για να ικανοποιηθεί η εξίσωση της επιφάνειας και ο δεύτερος είναι να δοθούν σημεία της επιφάνειας που είναι συμμετρική κατά την περιστροφή της γύρω από έναν άξονα του συστήματος συντεταγμένων.

5.4.2.2. Προσδιορισμός πηγής

Η δυνατότητα του MCNP καθορισμού της πηγής από τον χρήστη, του επιτρέπει να μεταχειρισθεί μία μεγάλη ποικιλία συνθηκών πηγής χωρίς να χρειάζεται να τροποποιήσει τον κώδικα. Μπορούν να καθοριστούν ανεξάρτητες κατανομές πιθανοτήτων για τις μεταβλητές ενέργειας, χρόνου, θέσης και διεύθυνσης της πηγής, καθώς και για άλλες παραμέτρους όπως το αρχικό «κελί» ή η επιφάνεια. Επίσης μπορούν να δοθούν πληροφορίες σχετικά με τη γεωμετρία της πηγής. Επιπροσθέτως, οι μεταβλητές της πηγής μπορούν να εξαρτώνται από άλλες μεταβλητές της πηγής (για παράδειγμα, η ενέργεια ως συνάρτηση της γωνίας) επεκτείνοντας έτσι τις ενσωματωμένες δυνατότητες του κώδικα. Επιπλέον, με τις κατανομές πιθανότητας εισόδου για μεταβλητές της πηγής, είναι διαθέσιμες ορισμένες ενσωματωμένες συναρτήσεις. Αυτές περιλαμβάνουν διάφορες αναλυτικές συναρτήσεις για ενεργειακά φάσματα σχάσης και σύντηξης όπως φάσματα Watt, Maxwell και Gauss, χρονική κατανομή Gauss και ισοτροπική, συνημιτονοειδή και μονής κατεύθυνσης κατανομή για καθορισμό της κατεύθυνσης.

5.4.2.3. Απογραφές και έξοδος

Ο χρήστης μπορεί να προγραμματίσει το MCNP να καταγράψει, ως αποτέλεσμα, διάφορα μεγέθη συσχετιζόμενα με τη ροή σωματιδίων και την απόθεση ενέργειας. Οι απογραφές του MCNP κανονικοποιούνται ως προς τα αρχικά σωματίδια που



εκπέμφθηκαν από την πηγή, εκτός από μερικές ειδικές περιπτώσεις με πηγές κρισιμότητας. Τα ρεύματα μπορεί να απογραφούν ως συνάρτηση της διεύθυνσης διαμέσου οποιασδήποτε επιφάνειας, τμημάτων επιφάνειας ή σύνολο επιφανειών σε ένα πρόβλημα. Το φορτίο μπορεί να απογραφεί για ηλεκτρόνια και ποζιτρόνια. Οι ροές μπορούν να ορισθούν διαμέσου οποιουδήποτε συνόλου επιφανειών και σε «κελιά», τμήματα κελιών ή σύνολο αυτών. Παρομοίως, οι ροές είναι τυπικές απογραφές σε καθορισμένους ανιχνευτές (σημειακούς ή δακτυλιοειδείς). Οι απογραφές θέρμανσης και σχάσης δίνουν την απόθεση ενέργειας σε καθορισμένα «κελιά». Μία απογραφή ύψους παλμού καθορίζει την κατανομή ενέργειας των παλμών που δημιουργούνται σε ένα ανιχνευτή από την ακτινοβολία. Επιπρόσθετα, τα σωματίδια μπορούν να χαρακτηρίζονται όταν διαπερνούν συγκεκριμένες επιφάνειες ή εισέρχονται σε συγκεκριμένα κελιά και οι συνεισφορές αυτών των χαρακτηρισμένων σωματιδίων στις απογραφές μπορούν να καταχωρηθούν χωριστά.

Στην πραγματικότητα, οποιαδήποτε ποσότητα της μορφής:

$$C \int \phi(E) f(E) dE$$

μπορεί να απογραφεί, όπου $\phi(E)$ είναι μία ποσότητα ενεργειακά εξαρτώμενη και $f(E)$ είναι ένα γινόμενο ή άθροισμα των ποσοτήτων στις βιβλιοθήκες διατομών σκέδασης ή μία συνάρτηση απόκρισης που προσδιορίζεται από τον χρήστη. Οι απογραφές μπορεί να γίνουν για τμήματα κελιών και επιφάνειες χωρίς να χρειάζεται να κατασκευαστούν τα απαραίτητα τμήματα στην εν λόγω γεωμετρία του προβλήματος. Όλες οι απογραφές είναι συναρτήσεις του χρόνου και της ενέργειας όπως καθορίζονται από τον χρήστη και είναι κανονικοποιημένες ως προς σωματίδιο.

Επιπρόσθετα στις πληροφορίες των απογραφών, το αρχείο εξόδου περιέχει πίνακες της καθιερωμένης σύνοψης πληροφοριών για να δώσει στον χρήστη μία καλύτερη ιδέα για το πώς "έτρεξε" το πρόβλημα. Αυτή η πληροφορία μπορεί να προσφέρει ενόραση στη φυσική του προβλήματος και στην καταλληλότητα της προσομοίωσης Monte Carlo. Αν εμφανιστούν προβλήματα κατά το τρέξιμο του προβλήματος, λεπτομερείς διαγνωστικές εκτυπώσεις προσφέρονται για να βοηθήσουν στην ανίχνευση των προγραμματιστικών σφαλμάτων.

Επίσης μαζί με κάθε απογραφή εκτυπώνεται και το στατιστικό σχετικό σφάλμα που αντιστοιχεί σε μία τυπική απόκλιση. Μετά την απογραφή ακολουθεί μία λεπτομερής ανάλυση για να βοηθήσει στον καθορισμό της ακρίβειας των αποτελεσμάτων. Πραγματοποιούνται δέκα μετρήσεις, αποδοχής / απόρριψης, για τον επιλεγόμενο από τον χρήστη χάρτη διακύμανσης του κιβωτίου απογραφής κάθε απογραφής. Η ποιότητα του διαστήματος εμπιστοσύνης δεν μπορεί να είναι εγγυημένη παρόλα αυτά γιατί τμήματα του φασικού χώρου μπορεί να μην έχουν τύχει δειγματοληψίας ακόμα. Οι χάρτες διακύμανσης απογραφής εκτυπώνονται αυτόματα για να δείξουν πώς μία μέση απογραφή, σφάλμα και διακύμανση της διακύμανσης, καθώς και η κλίση των μεγαλύτερων καταγραφών των τροχιών διακυμαίνονται ως συνάρτηση του αριθμού των τροχιών που εκτελέστηκαν.

Τα αποτελέσματα της απογραφής μπορούν να παρασταθούν γραφικά είτε με τον κώδικα να τρέχει είτε σε ξεχωριστή διαδικασία που ακολουθεί την εκτέλεση του προγράμματος.



5.4.2.4. Εκτίμηση Σφαλμάτων

Τα αποτελέσματα MCNP είναι κανονικοποιημένα ως προς τον αριθμό των αρχικών σωματιδίων και εκτυπώνονται στην έξοδο συνοδευόμενα από ένα δεύτερο αριθμό R, που είναι το εκτιμώμενο σχετικό σφάλμα που ορίζεται να είναι μία εκτιμώμενη τυπική απόκλιση του μέσου $S_{\langle x \rangle}$ διαιρεμένου διά του εκτιμώμενου μέσου $\langle x \rangle$. Στο MCNP, οι ποσότητες που απαιτούνται για αυτή την εκτίμηση σφάλματος-η απογραφή και η δεύτερη ροπή της-υπολογίζονται μετά από κάθε πλήρη τροχιά Monte Carlo, που εξηγεί το γεγονός ότι οι διάφορες συνεισφορές σε μία απογραφή από την ίδια τροχιά είναι συσχετισμένες. Σε μια «καλώς συμπεριφερόμενη», δηλ. αξιόπιστη απογραφή, το R θα είναι ανάλογο προς το $1/\sqrt{N}$ όπου N είναι ο αριθμός των τροχιών. Επομένως για να μειώσουμε το R στο μισό πρέπει να αυξήσουμε τον ολικό αριθμό των τροχιών επί 4. Για απογραφή «κακώς συμπεριφερόμενη» το R μπορεί να αυξάνει καθώς ο αριθμός των τροχιών αυξάνει.

Το εκτιμώμενο σχετικό σφάλμα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να κατασκευαστούν διαστήματα εμπιστοσύνης περί του εκτιμώμενου μέσου, επιτρέποντας τη διατύπωση συμπερασμάτων σχετικά με το πραγματικό αποτέλεσμα. Το Θεώρημα Κεντρικού Ορίου δηλώνει ότι καθώς το N προσεγγίζει το άπειρο υπάρχει μια πιθανότητα 68% το πραγματικό αποτέλεσμα να βρίσκεται στην περιοχή $\langle x \rangle (1 \pm R)$ και μία πιθανότητα 95% στη περιοχή $\langle x \rangle (1 \pm 2R)$. Είναι εξαιρετικά σημαντικό να σημειώσουμε ότι αυτές οι δηλώσεις εμπιστοσύνης αναφέρονται μόνο στην ακρίβεια του υπολογισμού Monte Carlo αυτού καθαυτού και όχι στην πιστότητα του αποτελέσματος, συγκρινόμενη με τη πραγματική φυσική τιμή. Μία δήλωση που αφορά τη πιστότητα απαιτεί μία λεπτομερή ανάλυση των αβεβαιοτήτων των φυσικών δεδομένων, του μοντέλου, των τεχνικών δειγματοληψίας, των προσεγγίσεων κ.τ.λ., που χρησιμοποιούνται σε έναν υπολογισμό.

Οι κατευθυντήριες γραμμές για την ερμηνεία της ποιότητας του διαστήματος εμπιστοσύνης για διάφορες τιμές του R απαριθμούνται στον Πίνακα 5.1.

Πίνακας 5.1: Οι κατευθυντήριες γραμμές για την ερμηνεία του σχετικού σφάλματος R*	
Περιοχή του R	Ποιότητα της απογραφής
0.5 έως 1.0	Δεν έχει στατιστική βαρύτητα
0.2 έως 0.5	Παράγοντας μερικής απροσδιοριστίας
0.1 έως 0.2	Είναι αμφισβητήσιμη
<0.10	Γενικά είναι αξιόπιστη
<0.05	Γενικά είναι αξιόπιστο για σημειακούς ανιχνευτές

* $R = S_{\langle x \rangle} / \langle x \rangle$ (οι ερμηνείες του R προϋποθέτουν ότι όλες οι περιοχές του φασικού χώρου του προβλήματος έχουν τύχη καλής δειγματοληψίας από την διαδικασία Monte Carlo).

Για όλες τις απογραφές εκτός από τους εκτιμητές επομένου γεγονότος, οι οποίοι στο εξής θα αναφέρονται ως απογραφείς σημειακών ανιχνευτών, η ποσότητα R θα πρέπει να είναι μικρότερη από 0.10 για να παράγει γενικά αξιόπιστα διαστήματα εμπιστοσύνης. Τα αποτελέσματα των σημειακών ανιχνευτών τείνουν να έχουν μεγαλύτερες τρίτες και τέταρτες ροπές στις κατανομές των μεμονωμένων απογραφών, ώστε μία μικρότερη τιμή του $R < 0.05$ απαιτείται για να παράγει γενικά αξιόπιστα διαστήματα εμπιστοσύνης. Η

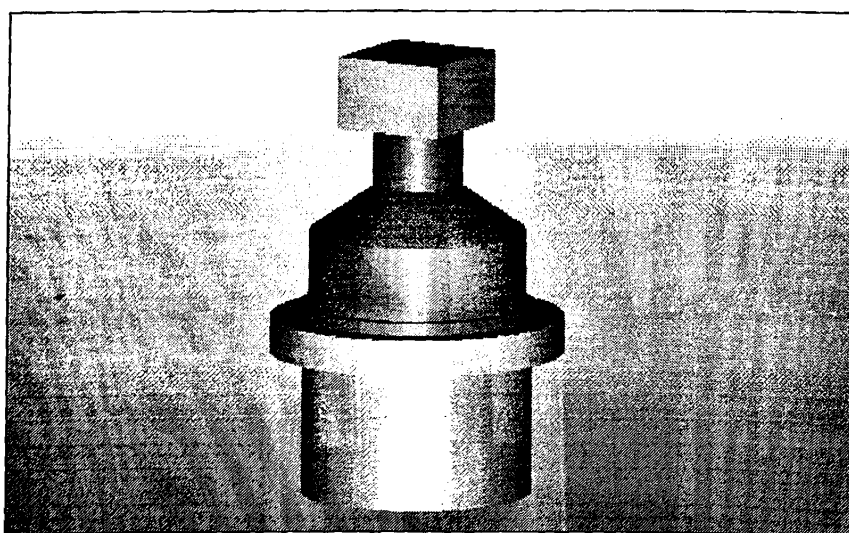


ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

Χαρακτηριστικά ανιχνευτών Μ.Ο.Α.

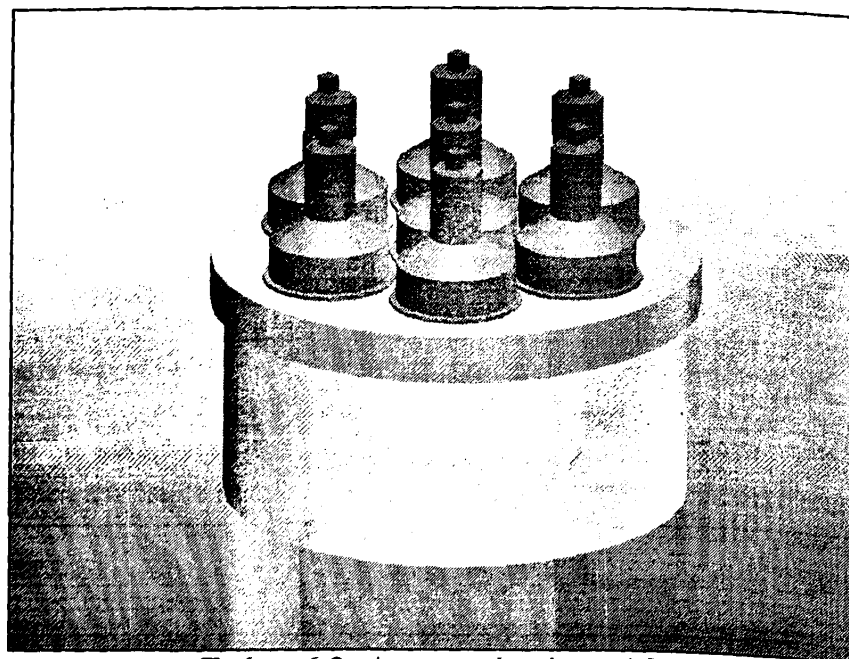
6.1. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ

Ο αναβαθμισμένος ΜΟΑ θα διαθέτει δεκαέξι ανιχνευτές NaI(Tl) κατασκευής Harshaw, εκ των οποίων δεκατέσσερις τύπου 2hMBS8/5B-P-X με σπινθηριστή διαστάσεων 15.7 cm x 5.0 cm (δεδομένα κατασκευαστή) και φωτοπολλαπλασιαστή διαμέτρου 5.0 cm (ανιχνευτές τύπου A1), και δύο τύπου 44M7BS16/3B με σπινθηριστή διαστάσεων 29.2 cm x 10.2 cm και επτά φωτοπολλαπλασιαστές διαμέτρου 7.5 cm ο καθένας (ανιχνευτές τύπου A2). Οι ανιχνευτές που αναφέρθηκαν απεικονίζονται στα σχήματα 6.1 και 6.2.



Σχήμα 6.1: Ανιχνευτής τύπου A1

Ανιχνευτής NaI(Tl)
διαστάσεων
 $\varnothing=15.7\text{cm}$, $h=5.0\text{cm}$.
Ενεργός όγκος: 967cm^3



Σχήμα 6.2: Ανιχνευτής τύπου A2

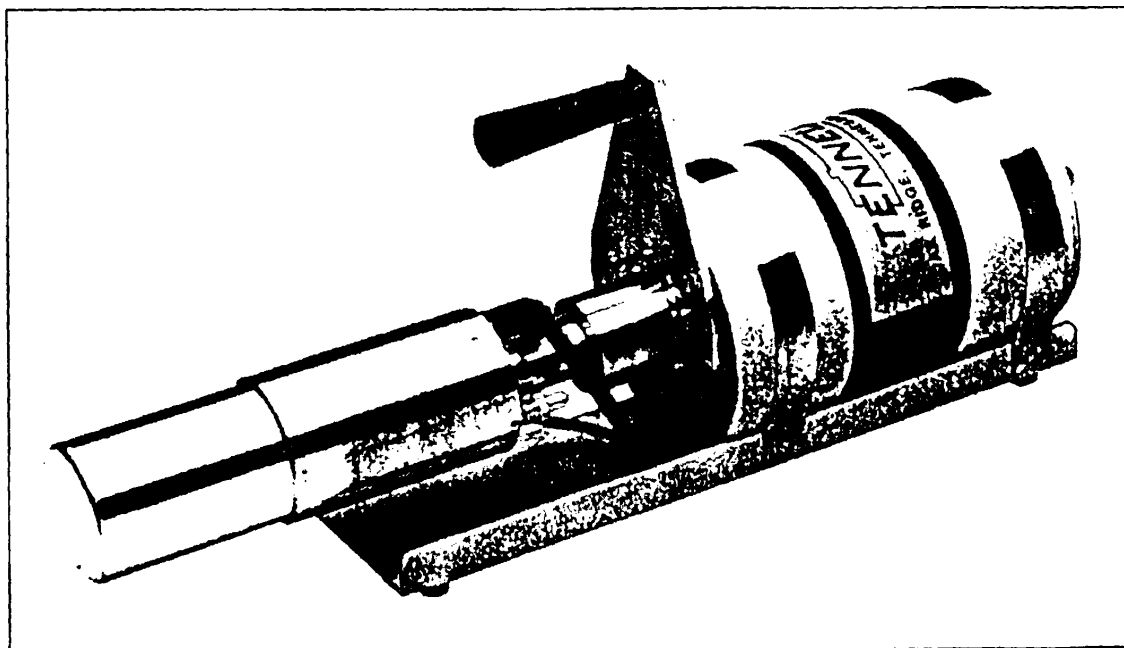
Ανιχνευτής NaI(Tl)
διαστάσεων
 $\varnothing=29.2\text{cm}$, $h=10.2\text{cm}$.
Ενεργός όγκος: 6826cm^3



Στον ΜΟΑ θα χρησιμοποιείται, όποτε επιζητείται καλή ενεργειακή διακριτική ικανότητα, και ένας ομοαξονικός ανιχνευτής ΗρGe τύπου CPPGA1.5-10190 της εταιρείας Oxford-Tennelec (σχήμα 6.3), τα χαρακτηριστικά του οποίου καταγράφονται στους Πίνακες 6.1 και 6.2.

Πίνακας 6.1: Χαρακτηριστικά ανιχνευτή ΗρGe	
Model no.	CPPGA1.5-10190
Serial no.	12072
Διάμετρος κρυστάλλου	46.2 mm
Μήκος κρυστάλλου	43.0 mm
Πάχος ανενεργής ζώνης	600μm
Απόσταση ανιχνευτή-παραθύρου	<5mm
Διάμετρος περιβλήματος (Al)	76 mm
Πάχος τελικού καλύμματος	1mm
Διάμετρος μπροστινού παραθύρου	76 mm
Πάχος μπροστινού παραθύρου	1 mm

Πίνακας 6.2: Λειτουργικά χαρακτηριστικά ανιχνευτή ΗρGe		
Χαρακτηριστικά	Ονομαστικά	Μετρηθέντα
Σχετική απόδοση	10%	11.3%
FWHM στα 1.33MeV	1.90keV	1.86 keV
FWTM/FWHM	1.98	1.95
Λόγος φωτοκορυφής - Compton	37	41.2



Σχήμα 6.3: Ανιχνευτής ΗρGe

6.2. ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΤΗΣ ΑΠΟΔΟΣΗΣ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ MONTE-CARLO – ΑΚΡΙΒΗΣ ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ NaI(Tl)

Η απόδοση ενός ανιχνευτή σε μία συγκεκριμένη ενέργεια εξαρτάται από ποικίλους παράγοντες που μπορούν να διακριθούν σε δύο ομάδες: αυτούς που σχετίζονται με τα ενδογενή χαρακτηριστικά κάθε ανιχνευτή όπως τον ενεργό του όγκο, τη γεωμετρία του, τα γύρω υλικά κοκ και αυτούς που σχετίζονται με το μετρούμενο δείγμα όπως τη γεωμετρία μέτρησης, τα φυσικο-χημικά χαρακτηριστικά του δείγματος (αυτοαπορρόφηση) και του χώρου μέτρησης κοκ. Η δεύτερη ομάδα χαρακτηριστικών υπονοεί ότι για κάθε γεωμετρία μέτρησης πρέπει να υπολογίζεται και ο διαφορετικός παράγοντας βαθμονόμησης.

Η ανάγκη να έχουμε μία καμπύλη βαθμονόμησης για κάθε γεωμετρία απαιτεί μεγάλη χρονική διάρκεια μετρήσεων καθώς και επίπονη προετοιμασία πηγών διαφορετικών ενεργειών. Για αυτό το λόγο ο κώδικας MCNP4b θεωρήθηκε ως ένα πρακτικό εργαλείο που δίνει τη δυνατότητα να υπολογίσουμε την απόδοση για διάφορες γεωμετρίες μέτρησης. Παρόλα αυτά, η ακρίβεια αυτών των τεχνικών προσομοίωσης θα πρέπει να ελέγχεται πριν εφαρμοσθεί στην πράξη.

Μερικοί παράγοντες που επηρεάζουν την ακρίβεια μιας τέτοιας τεχνικής είναι:

- Η ανακρίβεια της πηγής βαθμονόμησης.
- Οι ανακρίβειες στις παραμέτρους αλληλεπιδράσεων, όπως π.χ. στις ενεργές διατομές.
- Η στατιστική ανακρίβεια της μεθόδου MC και η ανακρίβεια που προκύπτει λόγω των απλουστευμένων υποθέσεων που γίνονται για τους μηχανισμούς αλληλεπιδράσεων.
- Οι ανακρίβειες στην περιγραφή των ανιχνευτών (ανακρίβειες που προκύπτουν είτε από τις μη ακριβείς διαστάσεις του ενεργού όγκου οι οποίες δίνονται από τον κατασκευαστή είτε από τη μη ακριβή προσομοίωση των υλικών που περιβάλλουν τον ανιχνευτή) (Garcia-Talavera και συν. 2000).

Συγκεκριμένα:

α. Η ανακρίβεια της πηγής που χρησιμοποιείται δίνεται από τον κατασκευαστή της και συνήθως κυμαίνεται από $\pm 3\%$ έως $\pm 10\%$.

β. Είναι δύσκολο να εκτιμηθεί πώς οι ανακρίβειες στις ενεργές διατομές που χρησιμοποιεί ο κώδικας επιδρούν στις ανακρίβειες στις υπολογισμένες τιμές απόδοσης. Οι τιμές των ολικών ενεργών διατομών στους πίνακες που χρησιμοποιεί ο κάθε κώδικας, με καθοδήγηση του χρήστη για τις αλληλεπιδράσεις φωτονίων και ύλης προσδιορίζουν την απόσταση μεταξύ δύο διαδοχικών αλληλεπιδράσεων και μπορεί να είναι λανθασμένες έως και 10% για φωτόνια ενεργειών μικρότερων από 200 keV και ως 5% από 200 keV έως 5 MeV. Με αυτόν τον τρόπο εισάγονται ανακρίβειες στην χωρική κατανομή της μεταφοράς ενέργειας και κατ'επέκταση ανακρίβειες στον καθορισμό της απορροφούμενης ενέργειας από τον ενεργό όγκο των ανιχνευτών. Επίσης μη αμελητέες είναι και οι ανακρίβειες που εισάγονται στον υπολογισμό των διαδρομών ηλεκτρονίων, χρησιμοποιώντας την σχέση ενέργειας – διαδρομής του Pages (Debertin και Grosswendt 1982). Η επιρροή των ανακρίβειών αυτών στην απόδοση των ανιχνευτών εξαρτάται σημαντικά από την ενέργεια των φωτονίων και το σχήμα του ανιχνευτή και εκτιμάται ειδικά για κάθε περίπτωση.

γ. Όσον αφορά την ανακρίβεια, λόγω της εφαρμογής του κώδικα με περιορισμένο αριθμό φωτονίων, αυτή μειώνεται σημαντικά με την αύξηση του αριθμού τους ($N^{-1/2}$).

δ. Ο τελευταίος παράγοντας είναι αντικείμενο μελέτης των επόμενων παραγράφων και για τη μείωση της επίδρασής του σε κάθε προσομοίωση ο εκάστοτε

ανιχνευτής αναπαριστάται από έναν αριθμό όγκων διαφορετικής γεωμετρίας και σύστασης. Για το λόγο αυτό προσπαθήσαμε να ποσοτικοποιήσουμε τα ακριβή φυσικά χαρακτηριστικά κάθε ανιχνευτή χωριστά με τις μεθόδους που ακολουθούν.

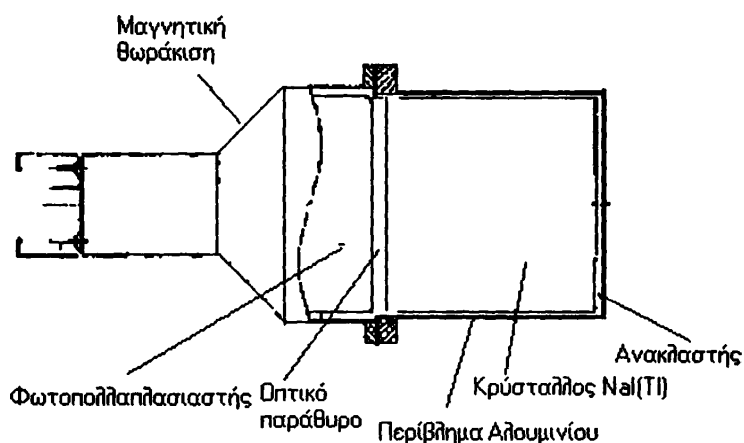
6.2.1. Υπολογισμός ενεργού όγκου ανιχνευτών NaI(Tl)

Οι κατασκευαστές συνήθως παρέχουν πληροφορίες για τις ονομαστικές διαστάσεις του ενεργού κρυστάλλου. Η χρησιμοποίηση μη πραγματικών διαστάσεων στους υπολογισμούς με τον κώδικα είναι πιθανότατα υπεύθυνη, κατά ένα ποσοστό, για τη διαφορά μεταξύ υπολογιστικών και πειραματικών αποτελεσμάτων. Το πρόβλημα αυτό επιλύεται καθορίζοντας τις διαστάσεις του κρυστάλλου πειραματικά. Με ακτινογράφιση του κρυστάλλου είναι δυνατό να ελεγχθεί η διάμετρος του και η απόσταση της πρόσθιας επιφάνειάς του από την αντίστοιχη του περιβλήματος από αλουμίνιο. Όσον αφορά το πάχος του, επειδή είναι δύσκολος ο διαχωρισμός με το υλικό που υπάρχει πίσω από τον κρύσταλλο (παρόμοιες πυκνότητες), προτιμήθηκε η μέθοδος σάρωσης του κρυστάλλου με λεπτή παράλληλη δέσμη ακτίνων γ στην πλάγια επιφάνεια κατά μήκος του άξονα συμμετρίας (Debertin και Grosswendt 1982, Birattari και Salomone 1980). Στην παρούσα μελέτη με τη βοήθεια σημειακής πηγής από ^{152}Eu (Amersham) ενεργότητας 1.041 μCi την 1/9/1989, μετρήθηκε το ενεργό πάχος των κρυστάλλων NaI(Tl). Έγινε χρήση μολύβδινου κατευθυντήρα και σαρώθηκε ο κρύσταλλος με βήματα των 3.2 mm και τη βοήθεια δέσμης φωτονίων πλάτους 2.5 mm.

6.2.2. Προσδιορισμός της επίδρασης του περιβλήματος και των πλησίων του κρυστάλλου υλικών στην απόδοσή του

6.2.2.1. Κατασκευαστικά στοιχεία ανιχνευτή NaI(Tl)

Στο σχήμα 6.4 που ακολουθεί φαίνεται μία κεντρική τομή σε έναν αντιπροσωπευτικό ανιχνευτή NaI(Tl) τύπου A1.



Σχήμα 6.4: Δομή ανιχνευτή NaI(Tl)

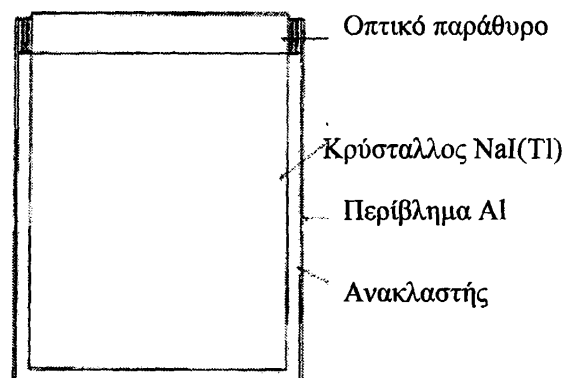
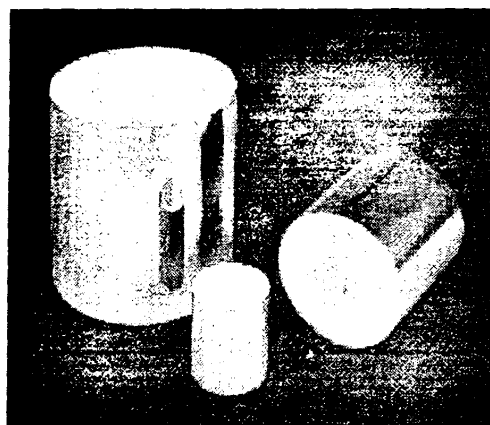
Τα βασικά μέρη από τα οποία αποτελείται είναι:

- ο κρύσταλλος σπινθηριστής NaI (Tl)



- το δοχείο από αλουμίνιο (Al) και ο ανακλαστής (στρώμα από οξείδιο του μαγγανίου MgO ή αλουμίνα Al₂O₃) που περικλείει τον κρύσταλλο περιφερειακά πλην της κατεύθυνσης του φωτοπολλαπλασιαστή
- το οπτικό παράθυρο
- ο φωτοπολλαπλασιαστής περιβαλλόμενος με μαγνητική θωράκιση .

Οι κρύσταλλοι NaI(Tl) συνήθως είναι εγκλεισμένοι σε ανοξειδωτο ατσάλι, ηλεκτρολυτικό χαλκό ή αλουμίνιο (σχήμα 6.5) με πάχη της πρόσθιας επιφάνειας που συνήθως κυμαίνονται από 0.13 έως 2.5 mm.



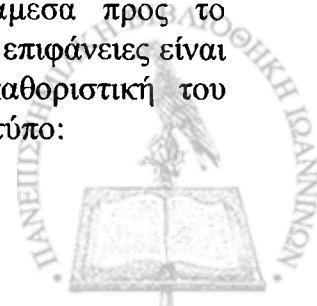
Σχήμα 6.5: Περίβλημα κρυστάλλου NaI(Tl)

Η συλλογή του φωτός που παράγεται στον κρύσταλλο, καθώς και η καθοδήγησή του, εξαρτάται από τα φυσικά χαρακτηριστικά του κρυστάλλου που δίνονται στον Πίνακα 2.2 (Κεφ.2) και από την κατασκευή του ανιχνευτή γενικά. Διαφυγή του φωτός από τον κρύσταλλο μπορεί να συμβεί είτε από τις συνοριακές επιφάνειες του, είτε από αυτοαπορρόφηση στο υλικό του. Η απορρόφηση του φωτός που παράγεται παίζει ρόλο μόνο όταν οι διαστάσεις του ενεργού όγκου του σπινθηριστή είναι τέτοιες που τα ολικά μήκη διαδρομής x των φωτονίων εντός του, να είναι συγκρίσιμα με τη μέση ελεύθερη διαδρομή των φωτονίων l , δηλαδή το μήκος που απαιτείται για να μειωθεί η ένταση του φωτός στο $1/e$ της αρχικής του έντασης L_0 . Η ένταση του φωτός συναρτήσει του μήκους διαδρομής δίνεται από τον τύπο:

$$L(x) = L_0 \exp\left(\frac{-x}{l}\right)$$

Λαμβάνοντας υπόψη ότι ένα τυπικό μήκος εξασθένισης σε έναν καλής ποιότητας κρύσταλλο NaI(Tl) είναι της τάξης του 1m, είναι εμφανές ότι μόνο οι μεγάλες διαστάσεων ανιχνευτές μπορεί να επηρεαστούν πρακτικά από το φαινόμενο αυτό.

Ο πιο σημαντικός παράγοντας απώλειας φωτός είναι μέσω των οριακών επιφανειών. Το φως το οποίο εκπέμπεται σε οποιοδήποτε σημείο του σπινθηριστή κινείται προς όλες τις κατευθύνσεις και μόνο μέρος αυτού κατευθύνεται άμεσα προς το φωτοπολλαπλασιαστή. Η γωνία πρόσπτωσης του φωτός στις οριακές επιφάνειες είναι αυτή που καθορίζει την ολική ή μερική ανάκλασή του και καθοριστική του φαινομένου είναι η γωνία Brewster θ_B που δίνεται από τον ακόλουθο τύπο:



$$\theta_B = \sin^{-1} \left(\frac{n_{out}}{n_{scint}} \right)$$

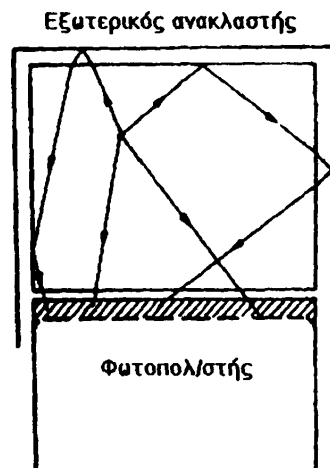
όπου n_{scint} ο δείκτης διάθλασης του σπινθηριστή, n_{out} ο δείκτης διάθλασης του περιβάλλοντος υλικού. Για γωνίες πρόσπτωσης μεγαλύτερες από τη γωνία Brewster, λαμβάνει χώρα ολική ανάκλαση, ενώ για γωνίες μικρότερες ένα ποσοστό ανακλάται και ένα ποσοστό διαθλάται. Η απώλεια αυτή μειώνει την απόδοση και την διακριτική ικανότητα του ανιχνευτή και η απόκριση εξαρτάται και από το σημείο παραγωγής του φωτός. Για να αποφύγουμε το φαινόμενο αυτό χρησιμοποιούμε στην κατασκευή των ανιχνευτών περιβλήματα, γύρω από τους κρυστάλλους, που ενισχύουν το φαινόμενο της ολικής ανάκλασης.

Με τον τρόπο αυτό έχουμε εσωτερική και εξωτερική ανάκλαση όπως φαίνεται στο σχήμα 6.6.

Οι εξωτερικές ανακλαστικές επιφάνειες που χρησιμοποιούνται είναι συνήθως είτε κατοπτρικές, δηλαδή οι ανακλάσεις γίνονται σε γωνία ίση με τη γωνία πρόσπτωσης, είτε διαχυτικές, δηλ. η γωνία ανάκλασης είναι διαφορετική από την πρόσπτωσης. Οι πιο συνήθεις ανακλαστές που χρησιμοποιούνται είναι το αλουμίνιο σαν κατοπτρικός και το οξείδιο του Μαγγανίου (MgO) ή η αλουμίνα (Al_2O_3) σα διαχυτικός. Συνήθως βρίσκονται με τη μορφή σκόνης ή σαν βαφή που περιβάλλει τον κρύσταλλο. Αν και η απόδοση βελτιώνεται αρκετά με τον εξωτερικό ανακλαστή, έχουν γίνει μελέτες για τρόπους αύξησης της εσωτερικής ανάκλασης.

Το υλικό που θα περιβάλλει τον κρύσταλλο στην περίπτωση αυτή θα πρέπει να έχει ένα δείκτη διάθλασης πολύ μικρό με σκοπό τη μείωση της θ_B . Ένα στρώμα αέρα μεταξύ κρυστάλλου και εξωτερικού ανακλαστή εξυπηρετεί το γεγονός αυτό, αλλά όχι για τους κρυστάλλους $NaI(Tl)$ που είναι έντονα υγροσκοπικοί και απαιτούν ειδική ερμητική θωράκιση. Η έκθεση του κρυστάλλου $NaI(Tl)$ σε υγρασία της ατμόσφαιρας έχει σαν αποτέλεσμα το κιτρίνισμα της επιφάνειάς του (απελευθέρωση ιόντων ιωδίου) και μείωση της διαφάνειάς του και κατ' επέκταση μείωση της απόδοσής του. Ο κρύσταλλος για αυτό το λόγο είναι μονωμένος με μεταλλικό περίβλημα αλουμινίου που τον προστατεύει από την υγρασία, αλλά και του παρέχει μηχανική προστασία και προστασία από το εξωτερικό φως. Οι εσωτερικές επιφάνειες του μεταλλικού περιβλήματος καλύπτονται με οξείδιο του μαγγανίου ή αλουμίνα (Al_2O_3).

Βασική προϋπόθεση της χρήσης ενός υλικού ως ανακλαστή είναι να μην είναι ραδιενεργώς μολυσμένο. Για την επίτευξη πολύ χαμηλής ακτινοβολίας υποστρώματος συχνά δεν χρησιμοποιείται αλουμίνιο σαν περίβλημα, γιατί περιέχει μικρά ποσά ουρανίου και ραδίου που καθαρίστηκαν βέβαια σε μεγάλο βαθμό από το ορυκτό αλουμίνιο το οποίο χρησιμοποιήθηκε στην ηλεκτρόλυση του μεταλλεύματος. Σε αντίθεση με την ζητούμενη εσωτερική ανάκλαση στον κρύσταλλο, η σύνδεση του σπινθηριστή με τον φωτοπολλαπλασιαστή πρέπει να επιτρέπει τη μέγιστη διαπερατότητα φωτός.



Σχήμα 6.6: Ανακλάσεις φωτός εσωτερικά και εξωτερικά του κρυστάλλου

Η επιφάνεια του κρυστάλλου έρχεται σε οπτική επαφή με την φωτοκάθοδο μέσω ενός διαφανούς για την ορατή ακτινοβολία οπτικού παραθύρου. Η ύπαρξη αέρα μεταξύ τους θα παγίδευε μεγάλα ποσά φωτός στον σπινθηριστή. Απαιτείται επομένως οπτική σύνδεση μεταξύ των δύο με υλικό του οποίου ο δείκτης διάθλασης να είναι πλησίον εκείνων του κρυστάλλου και του παραθύρου του φωτοπολλαπλασιαστή. Το υλικό που χρησιμοποιείται συνήθως είναι λιπαντικό από πυρίτιο και τοποθετείται σαν λεπτό φιλμ, ώστε να μην υπάρχει μέρος της σύνδεσης μεταξύ κρυστάλλου - οπτικού παραθύρου που να έχει χαμηλότερο συντελεστή διάθλασης. Η σύνδεση αυτή εμπεριέχεται μέσα στο περιβλήμα του κρυστάλλου (Leo 1987).

6.2.2.2. Μέθοδος προσδιορισμού ισοδύναμου πάχους περιβλήματος των κρυστάλλων NaI(Tl) του ΜΟΑ

Μελετήθηκε πειραματικά και υπολογιστικά η απόδοση των ανιχνευτών Α1 και Α2 για έκθεση σε ισοτροπικές σημειακές πηγές διαφόρων ενεργειών.

Υπολογιστικά

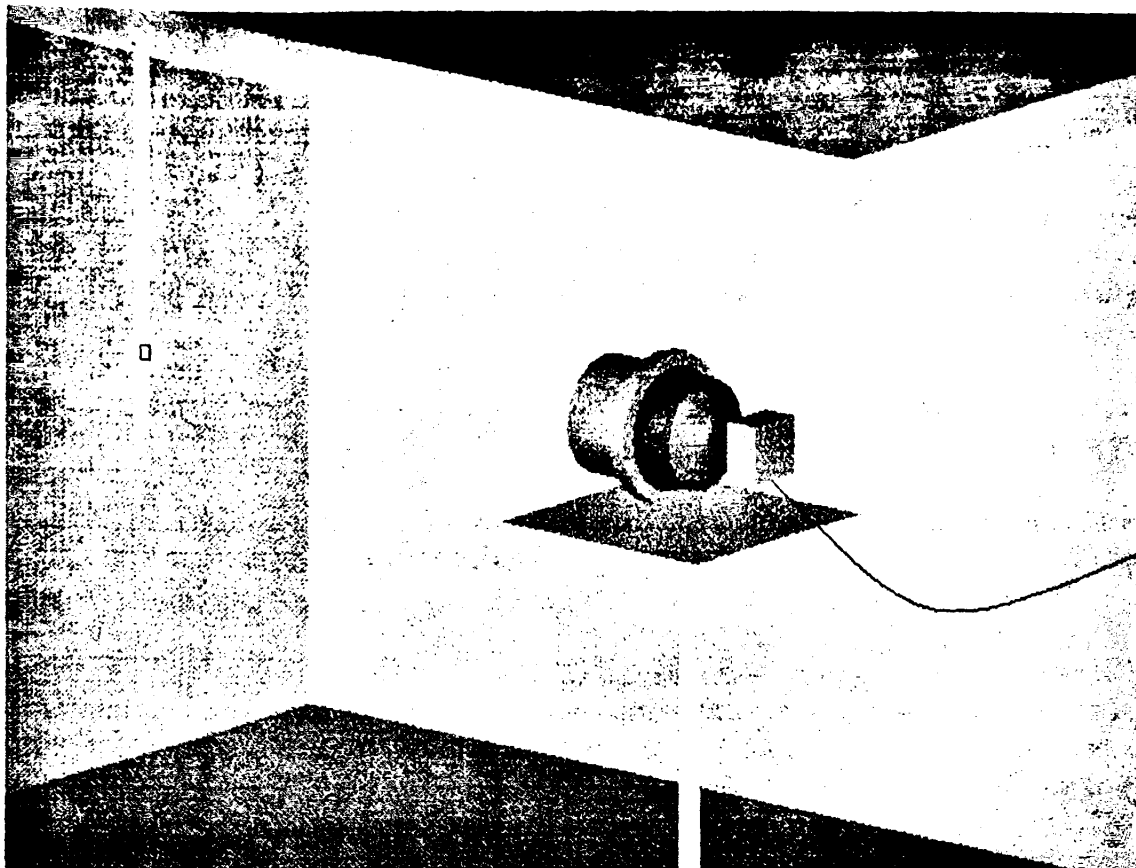
Προσομοιάστηκε αρχικά ο κρύσταλλος δίχως τα περιβάλλοντα υλικά, δηλ. «γυμνός» και με αυτόν τον τρόπο εκτιμήθηκε η ενδογενής απόδοση του κρυστάλλου. Ακολούθησαν προσομοιάσεις και υπολογισμοί της απόδοσης για διαφορετικά πάχη του περιβάλλοντος αλουμινίου ώστε να εκτιμηθεί το πάχος για το οποίο προκύπτει ταύτιση με τα πειραματικά αποτελέσματα (Steyn και Huang 1973, Rogers 1982).

Η αλουμίνα, Al_2O_3 (ανακλαστής), δεν προσομοιάστηκε στον υπολογισμό μας και συνεπώς τα πάχη αλουμινίου του περιβλήματος που υπολογίστηκαν είναι ισοδύναμα πάχη και όχι πραγματικά που μας δίνουν την ίδια εξασθένιση με τα πειραματικά αποτελέσματα. Λήφθηκε υπόψη στην προσομοίωση η απόσταση του κρυστάλλου από την πρόσθια επιφάνεια του περιβλήματος, η οποία είχε προσδιοριστεί με ακτινογραφικά μέσα.

Ο ανιχνευτής τοποθετήθηκε εντός μεγάλου δωματίου σε συγκεκριμένη θέση, όπως φαίνεται στο σχήμα 6.7¹. Οι τοίχοι, το δάπεδο και η οροφή προσομοιάστηκαν σε όλους τους υπολογισμούς, ώστε να μην αγνοηθούν οι σκεδάσεις σε κάθε ενέργεια που μεταβάλλουν το φάσμα. Η πρόσθια όψη του κρυστάλλου απείχε από τον απέναντι τοίχο 1.80 m, ενώ ο πίσω τοίχος ήταν σε απόσταση από την πρόσθια όψη 4.6 m. Οι πλαϊνοί τοίχοι βρίσκονται σε απόσταση 1.90 m. Η σημειακή πηγή του εκάστοτε ραδιονουκλιδίου τοποθετήθηκε, με τη βοήθεια λεπτής πλαστικής ράβδου κρεμάμενης από την οροφή, σε απόσταση 40 cm από την πρόσθια όψη του κρυστάλλου και επί του κεντρικού άξονα του.

¹ Το συγκεκριμένο σχήμα έγινε με χρήση του σχεδιαστικού προγράμματος Autocad 14, καθώς και όλα τα παρομοίου τύπου που ακολουθούν στην παρούσα μελέτη





Σχήμα 6.7: Πειραματική διάταξη για την εκτίμηση της επίδρασης του περιβλήματος του κρυστάλλου στην απόδοση του ανιχνευτή A1.

Η F8 μορφή αποτελεσμάτων επιλέχθηκε στον κώδικα (ύψος παλμού) και δεν χρησιμοποιήθηκε τεχνική μείωσης της διακύμανσης. Η υπορουτίνα διάδοσης των ηλεκτρονίων δεν ήταν ενεργοποιημένη με τη χρήση της κάρτας (mode:p). Η στατιστική συμπεριφορά των αποτελεσμάτων και η διασφάλιση της ορθότητας των αποτελεσμάτων ελέγχθηκε με όλα τα στατιστικά τεστ που χρησιμοποιεί ο κώδικας.

Πειραματικά

Για τον πειραματικό υπολογισμό της απόδοσης φωτοκορυφής του ανιχνευτή σε διαφορετικές ενέργειες χρησιμοποιήθηκαν βαθμονομημένες σημειακές πηγές (^{152}Eu , ^{207}Bi , ^{137}Cs , ^{60}Co). Στον Πίνακα 6.3 αναγράφονται τα χαρακτηριστικά τους, όπως εκείνα δίνονται από την κατασκευαστική εταιρεία Amersham.

Πίνακας 6.3: Χαρακτηριστικά πηγών πειράματος			
Ραδιονουκλίδιο	Ενεργότητα (μCi)	Ημ/νία ενεργότητας	Ανακρίβεια ενεργότητας (%)
^{152}Eu	1.041	1/9/1989	±8.7
^{207}Bi	12.26	1/1/1982	±9.0
^{137}Cs	11.3	1/12/1981	±3.7
^{60}Co	0.76	1/1/1982	±3.9

Η ανιχνευτική ικανότητα δίνεται από τη σχέση (Waibel and Grosswendt 1975):

$$\varepsilon_{klm} = \frac{Kn_{klm}}{(p_m \overline{N}_o)}$$

Ο παράγοντας n_{klm} είναι ο διορθωμένος ρυθμός κρούσεων, K είναι παράγοντας διόρθωσης που λαβαίνει υπόψη την εξασθένηση μεταξύ πηγής και ανιχνευτή, \overline{N}_o ο ρυθμός αποδιέγερσης, και p_m είναι η πιθανότητα εκπομπής της m ακτινοβολίας.

Ο δείκτης k καθορίζει τον ανιχνευτή, l το μέρος του φάσματος που χρησιμοποιείται για ανάλυση και m την ακτινοβολία συγκεκριμένης ενέργειας.

Στην παρούσα μελέτη το σφάλμα βαθμονόμησης των σημειακών πηγών που χρησιμοποιήθηκαν κυμαίνεται από περίπου $\pm 4\%$ έως $\pm 9\%$ και υπεισέρχεται στον καθορισμό της απόδοσης (Πίνακας 6.1). Η ενεργότητα κάθε πηγής υπολογίστηκε για την ημερομηνία μέτρησης, χρησιμοποιώντας τα δεδομένα αποδιέγερσης του Weast (1977-1978).

Τα σήματα από την ανιχνευτική διάταξη (σχήμα 6.7) οδηγήθηκαν σε κάρτα PCAPCGA (Tennelec/Nucleus Inc.), η οποία εμπεριέχει αναλυτή ύψους παλμών πολλών καναλιών και πρόγραμμα επεξεργασίας. Με αυτόν τον τρόπο υπολογίστηκε ο αριθμός κρούσεων στην περιοχή της φωτοκορυφής κάθε ραδιονουκλιδίου (αφαιρεμένου του υποστρώματος).

6.2.3. Ενεργειακή διακριτική ικανότητα ανιχνευτών NaI(Tl)

Η διακριτική ικανότητα ενός ανιχνευτή NaI(Tl) δεν εξαρτάται μόνο από την ποιότητα του κρυστάλλου αλλά και από άλλους παράγοντες όπως η κατάσταση των φωτοπολλαπλασιαστών, η εξισορρόπηση των σημάτων των φωτοπολλαπλασιαστών και η σωστή ρύθμιση των ηλεκτρονικών κυκλωμάτων.

Μελετήθηκε η ενεργειακή διακριτική ικανότητα των ανιχνευτών του ΜΟΑ σε συνάρτηση με την ενέργεια, με τη βοήθεια σημειακών πηγών φωτονίων διαφόρων ενεργειών (^{152}Eu , ^{241}Am , ^{137}Cs , ^{60}Co , ^{207}Bi). Το φάσμα μιας απομονωμένης φωτοκορυφής δεν θα είναι μία δέλτα συνάρτηση, αλλά μπορεί συχνά να θεωρηθεί ως κανονική (γκαουσιανή) κατανομή.

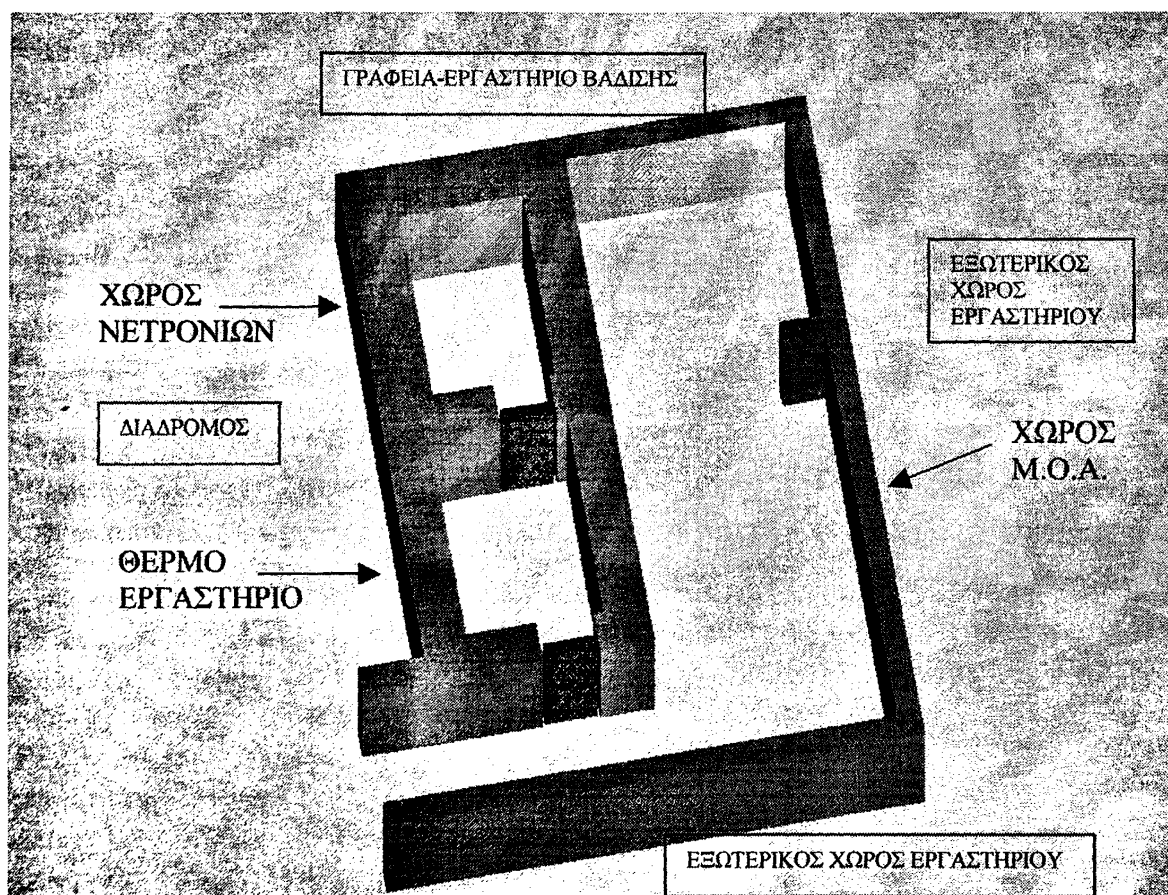


ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7

Επιλογή γεωμετρίας κατασκευής

7.1. ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΠΡΟΣ ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΤΟΥΣ ΣΤΟ ΔΙΑΘΕΣΙΜΟ ΧΩΡΟ

Για την επιλογή της γεωμετρίας κατασκευής έγινε χρήση του κώδικα MCNP4b και μελετήθηκαν εναλλακτικοί σχεδιασμοί θωράκισης και θέσεων των ανιχνευτών στον διατιθέμενο χώρο (σχήμα 7.1).

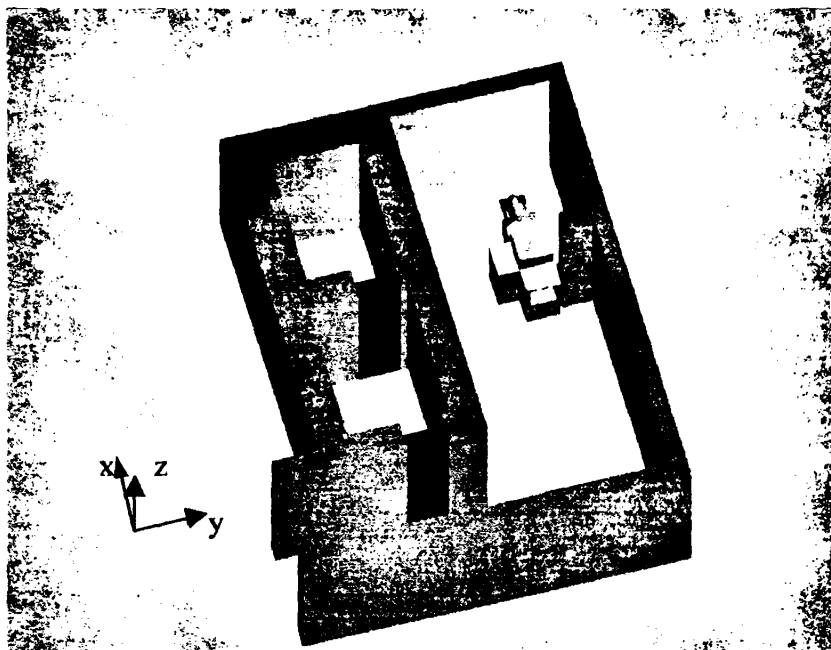


Σχήμα 7.1: Χώρος Μετρητή Ολοσώμου Ακτινοβολίας

Μελετήθηκαν πέντε γεωμετρίες, εκ των οποίων δύο είναι γεωμετρίες σάρωσης κλίνης (Α και Β) και τρεις ακίνητης κλίνης (Γ, Δ και Ε), αναλυτική περιγραφή των οποίων ακολουθεί στις επόμενες παραγράφους. Τα αποτελέσματα που λήφθηκαν αφορούν την απόδοση κάθε γεωμετρίας για την ακτινοβολία που εκπέμπεται από ομοίωμα εξεταζομένου καθώς και την απόδοση για την ακτινοβολία υποστρώματος, που θεωρούμε ότι προέρχεται αποκλειστικά από το περιβάλλον του ΜΟΑ, δηλαδή τους τοίχους, την οροφή και το δάπεδο. Και στους δύο τύπους γεωμετρίας η τοποθέτηση του ΜΟΑ στο χώρο επιλέχθηκε με σκοπό: 1) οι ανιχνευτές να είναι στη μεγαλύτερη απόσταση και όσο το δυνατόν περισσότερο θωρακισμένοι από τα τοιχώματα του δωματίου, κυρίως δε από τον τοίχο που χωρίζει την αίθουσα του ΜΟΑ από την

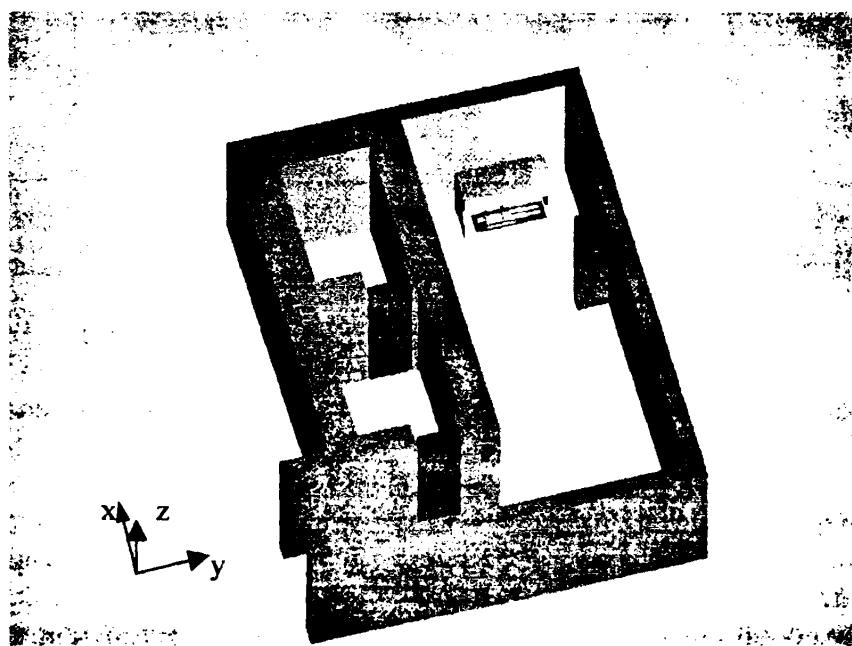
παρακείμενη αίθουσα φύλαξης και χρήσης πηγών νετρονίων και 2) ο χώρος να είναι όσο το δυνατόν περισσότερο λειτουργικός.

Στην περίπτωση των γεωμετριών σάρωσης που εξετάστηκαν (γεωμετρίες Α και Β), η τοποθέτηση του ΜΟΑ εντός του διαθέσιμου χώρου απεικονίζεται στο σχήμα 7.2. Στις εν λόγω γεωμετρίες ο ΜΟΑ έχει τη μορφή σήραγγας και η εξέταση γίνεται με αμφίδρομη σάρωση του εξεταζόμενου εντός σήραγγας μήκους 2 m.



Σχήμα 7.2: Τοποθέτηση ΜΟΑ σε γεωμετρίες σάρωσης

Στις γεωμετρίες ακίνητης κλίνης (γεωμετρίες Γ, Δ και Ε) η τοποθέτηση του ΜΟΑ απεικονίζεται στο σχήμα 7.3. Στις γεωμετρίες αυτές ο ΜΟΑ έχει ένα πλευρικό άνοιγμα στη μολύβδινη θωράκισή του, διαστάσεων $200 \times 60 \text{ cm}^2$, από το οποίο θα εισέρχεται ο εξεταζόμενος για μέτρηση.



Σχήμα 7.3: Τοποθέτηση ΜΟΑ σε γεωμετρίες ακίνητης κλίνης

7.2. ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ ΣΤΙΣ ΥΠΟ ΜΕΛΕΤΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ

Για κάθε γεωμετρία έγινε προσομοίωση του χώρου, της ανιχνευτικής διάταξης, της θωράκισης και του εξεταζόμενου. Κριτήρια επιλογής της βέλτιστης γεωμετρίας ήταν η απόδοση ανίχνευσης, η ομοιομορφία και η ελάχιστη ανιχνεύσιμη ραδιενέργεια εκπομπής φωτονίων ενέργειας 1.46 MeV. Η επιλογή έγινε με βάση την αναμενόμενη απόδοση του MOA σε μετρήσεις φωτονίων ενέργειας 1.46 MeV, δεδομένου ότι η ποσοτικοποίηση του καλίου μέσω του ισοτόπου του ^{40}K , που βρίσκεται στη φύση με σταθερή ισοτοπική αναλογία, επιτρέπει την έμμεση in vivo μέτρηση δύο παραμέτρων ιδιαίτερα σημαντικών κλινικά, της μυϊκής και της κυτταρικής μάζας. Συνεκτιμήθηκε στην τελική επιλογή η άνεση του εξεταζόμενου σε κάθε γεωμετρία και το κόστος κατασκευής.

Το ανθρώπινο σώμα προσομοιάστηκε με ομοιόμορφα κατανεμημένη πηγή καλίου σε υδατικό κυλινδρικό διάλυμα (ύψους 170 cm και διαμέτρου 22 cm). Το σχήμα του κυλίνδρου απέχει προφανώς από τη μορφή του ανθρώπινου σώματος αλλά, στη δεδομένη περίπτωση που χρησιμοποιήθηκε με σκοπό τη σύγκριση γεωμετριών, θεωρήθηκε ως αποδεκτή προσέγγιση.

Για την προσομοίωση της σάρωσης στις γεωμετρίες A και B τα αποτελέσματα εκφράστηκαν ως μέσος όρος τριών θέσεων του ομοιώματος (κέντρο ομοιώματος στα - 85cm, 0 cm, και + 85cm,) κατά τη διεύθυνση σάρωσης (x-άξονας), ενώ για τις γεωμετρίες ακίνητης κλίνης το ομοίωμα θεωρήθηκε ότι είναι στο κέντρο της κλίνης (0 cm). Σε όλες τις περιπτώσεις θεωρήθηκε ότι γίνεται χρήση κλίνης από αλουμίνιο (Al) πάχους 0.3 cm και μήκους 200 cm, πάνω στο οποίο τοποθετείται το ομοίωμα που αναφέρθηκε.

Στις γεωμετρίες σάρωσης χρησιμοποιήθηκαν 14 ανιχνευτές τύπου A1 και δύο ανιχνευτές τύπου A2, ενώ στις γεωμετρίες ακίνητης κλίνης μόνο οι τύπου A1. Αυτό επιλέχθηκε γιατί επιθυμείται ανεξάρτητη συλλογή γεγονότων από τους δύο τύπους ανιχνευτών και η τοποθέτηση των ανιχνευτών τύπου A2 στις γεωμετρίες ακίνητης κλίνης είτε θα άλλαζε την αραιή τοποθέτηση που επιθυμείται, είτε θα αύξαινε σημαντικά την ακτινοβολία υποστρώματος στην περίπτωση μη τοποθέτησής τους στην οροφή.

Στις γεωμετρίες σάρωσης οι ανιχνευτές τοποθετήθηκαν κεντρικά εντός της σήραγγας με τέτοιο τρόπο ώστε να καταλαμβάνουν όσο το δυνατό λιγότερο χώρο (περίπου σε επαφή). Με τον τρόπο αυτό, δηλαδή διατηρώντας τους όσο το δυνατόν πλησιέστερα, θελήσαμε να μειώσουμε την απόδοση των ανιχνευτών στην ακτινοβολία υποστρώματος. Στις γεωμετρίες ακίνητης κλίνης οι ανιχνευτές τοποθετήθηκαν αραιά, ώστε να καλύπτουν όσο είναι δυνατόν κατά το μέγιστο βαθμό το σώμα του εξεταζόμενου.

Οι τοίχοι, η οροφή και το δάπεδο θεωρήθηκαν ως ομοιόμορφα κατανεμημένες πηγές φωτονίων της ίδιας επιφανειακής ραδιενέργειας ^{40}K πάχους 4 mm. Οι υπόλοιπες δύο διαστάσεις τους καθώς και η απόστασή τους από το MOA ήταν:

- α. στις γεωμετρίες σάρωσης:
 - κατά τον x-άξονα ο πλησιέστερος απέναντι τοίχος απέχει 201 cm από την είσοδο της σήραγγας (διαστάσεις 365 cm x 290 cm) και ο απέναντί του 650 cm από την άλλη είσοδο (διαστάσεις 370 cm x 290 cm),



- κατά τον y -άξονα ο τοίχος που συνορεύει με τον εξωτερικό χώρο απέχει 105 cm (διαστάσεις 1051 cm x 290 cm) και ο τοίχος του «θερμού» εργαστηρίου 183 cm (διαστάσεις 855 cm x 290 cm) από την εκάστοτε πλησιέστερη πλαϊνή θωράκιση της σήραγγας,
- κατά τον z -άξονα, για τη γεωμετρία Α η οροφή απέχει 175 cm και το δάπεδο 114 cm από την άνω θωράκιση της σήραγγας (εξωτερική επιφάνεια), ενώ για τη γεωμετρία Β 200 cm και 110 cm, αντίστοιχα.

β. στις γεωμετρίες σταθερής κλίσης:

- κατά τον x -άξονα ο τοίχος που δεν θωρακίζεται απέχει 875 cm (διαστάσεις 370 cm x 290 cm)
- κατά τον y -άξονα οι τοίχοι απέχουν 85 cm ο συνορεύων με τον εξωτερικό χώρο (διαστάσεις προσομοίωσης 250 cm x 290 cm) και 85 cm ο συνορεύων με το «θερμό» εργαστήριο (διαστάσεις προσομοίωσης 250 cm x 290 cm). Προσομοιάστηκαν διαστάσεις των τοίχων μικρότερες από τις πραγματικές κατά τον y -άξονα (πραγματικά μήκη 875 cm και 679 cm έναντι 250 και στις δύο περιπτώσεις). Οι διαστάσεις αυτές θεωρήθηκαν ικανές για την εκτίμηση της απόδοσης χωρίς να εισάγουν σημαντικό σφάλμα και βελτιώνοντας τη στατιστική του κώδικα σε δεδομένο χρονικό διάστημα.
- κατά τον z -άξονα η οροφή απέχει 103 cm στη γεωμετρία Γ, 130 cm στη γεωμετρία Δ και 187 cm στη γεωμετρία Ε από την εξωτερική επιφάνεια της θωρακισμένης οροφής του ΜΟΑ. Το δάπεδο από την ίδια επιφάνεια απέχει 187 cm στη γεωμετρία Γ, 160 cm στη γεωμετρία Δ και 103 cm στη γεωμετρία Ε. Προσομοιάστηκε μέρος της οροφής και του δαπέδου σε κάθε γεωμετρία, πέραν του πλευρικού ανοίγματος του ΜΟΑ κατά τον x -άξονα και οι διαστάσεις προσομοίωσης 250 cm x 365 cm θεωρήθηκαν αρκετές για την εκτίμηση της απόδοσης.

Υπολογίστηκαν οι επιδράσεις του υποστρώματος και συγκεκριμένα του:

- απέναντι τοίχου συνορεύοντα με γραφείο εργαστηρίου βιάδισης
- απέναντι τοίχου συνορεύοντα με περιβάλλοντα χώρο
- πλαϊνού τοίχου συνορεύοντα με το θερμό εργαστήριο
- πλαϊνού τοίχου συνορεύοντα με εξωτερικό χώρο
- δαπέδου
- οροφής

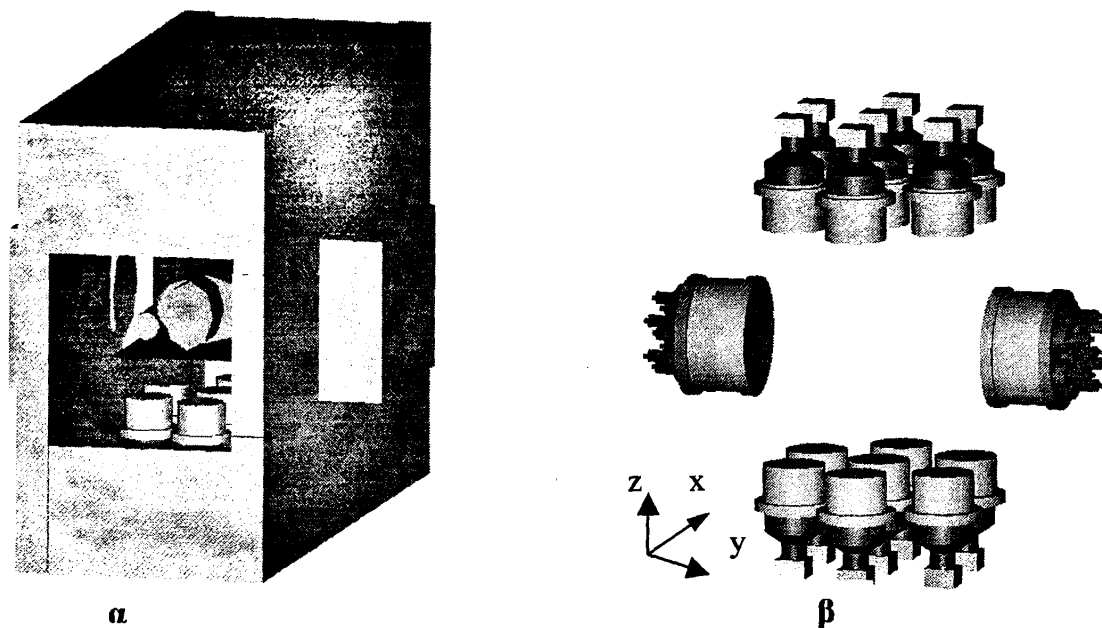
Ακολουθεί αναλυτική περιγραφή των γεωμετριών που εξετάστηκαν.

7.2.1. Γεωμετρίες σάρωσης

7.2.1.1. Γεωμετρία Α

Η γεωμετρία Α απεικονίζεται στο σχήμα 7.4.

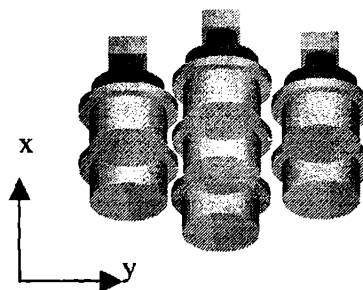




Σχήμα 7.4: Τοποθέτηση ανιχνευτών εντός της θωράκισης στη γεωμετρία A

Στη γεωμετρία A χρησιμοποιούνται δεκατέσσερις ανιχνευτές τύπου A1 (επτά πάνω και επτά κάτω από τον εξεταζόμενο), και δύο ανιχνευτές A2 τοποθετημένοι συμμετρικά και πλευρικά στο κέντρο της σήραγγας (σχήμα 7.4β). Οι πρόσθιες επιφάνειες των ανιχνευτών τύπου A1 απέχουν 60 cm και οι αντίστοιχες των A2 εξίσου. Η θωράκιση από μόλυβδο πάχους 10 cm περιβάλλει τη διάταξη των ανιχνευτών με τρόπο που απεικονίζεται στο σχήμα 7.4α.

Οι ενεργοί όγκοι των ανιχνευτών A1 εκτείνονται από το κέντρο της σήραγγας με άνοιγμα $60 \times 60 \times 200 \text{ cm}^3$ κατά τον x- και y-άξονα έως $\pm 28.1 \text{ cm}$ και $\pm 26.25 \text{ cm}$ αντίστοιχα (σχήμα 7.4γ). Οι ανιχνευτές είναι τοποθετημένοι εντός μολύβδινων «κουτιών» εσωτερικών διαστάσεων $180 \times 60 \times 30 \text{ cm}^3$. Αντίστοιχα οι ανιχνευτές τύπου A2 βρίσκονται εντός μολύβδινων «κουτιών» εσωτερικών διαστάσεων $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$.



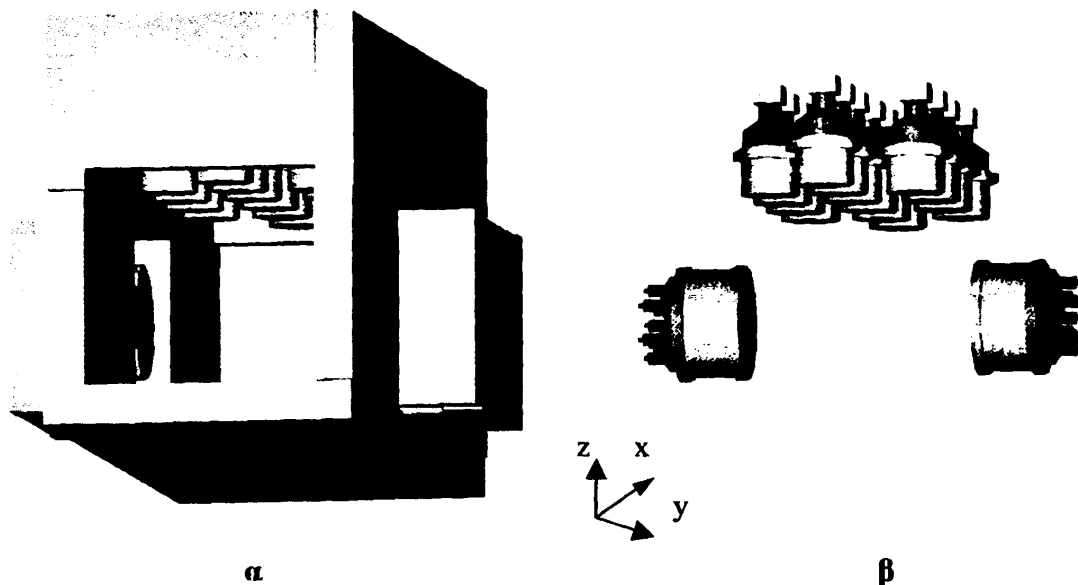
Σχήμα 7.4γ: Διάταξη ανιχνευτών τύπου A1

7.2.1.2. Γεωμετρία B

Η γεωμετρία B απεικονίζεται στο σχήμα 7.5.

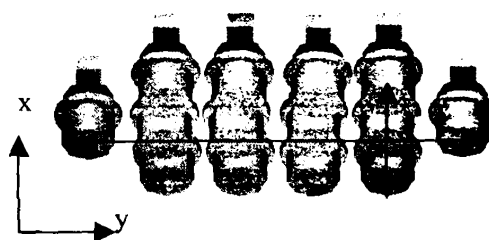


Στη γεωμετρία Β χρησιμοποιούνται δεκατέσσερις ανιχνευτές τύπου A1 (όλοι πάνω από τον εξεταζόμενο) και δύο ανιχνευτές A2 τοποθετημένοι όπως και στη γεωμετρία Α (σχήμα 7.5 β). Οι πρόσθιες επιφάνειες των ανιχνευτών τύπου A1 απέχουν 60 cm από την απέναντί τους μολύβδινη θωράκιση. Η θωράκιση είναι από μολύβδο πάχους 10 cm που περιβάλλει όλη τη διάταξη των ανιχνευτών με τρόπο που απεικονίζεται στο σχήμα 7.5α.



Σχήμα 7.5: Τοποθέτηση ανιχνευτών εντός της θωράκισης στη γεωμετρία Β

Οι ενεργοί όγκοι των ανιχνευτών A1 εκτείνονται από το κέντρο της σήραγγας με άνοιγμα $60 \times 60 \times 200 \text{ cm}^3$ κατά τον x- και y-άξονα έως $\pm 62.1 \text{ cm}$ και $\pm 29.55 \text{ cm}$ αντίστοιχα (σχήμα 7.5γ). Οι ανιχνευτές είναι τοποθετημένοι εντός μολύβδινου «κουτιού» εσωτερικών διαστάσεων $180 \times 60 \times 30 \text{ cm}^3$.

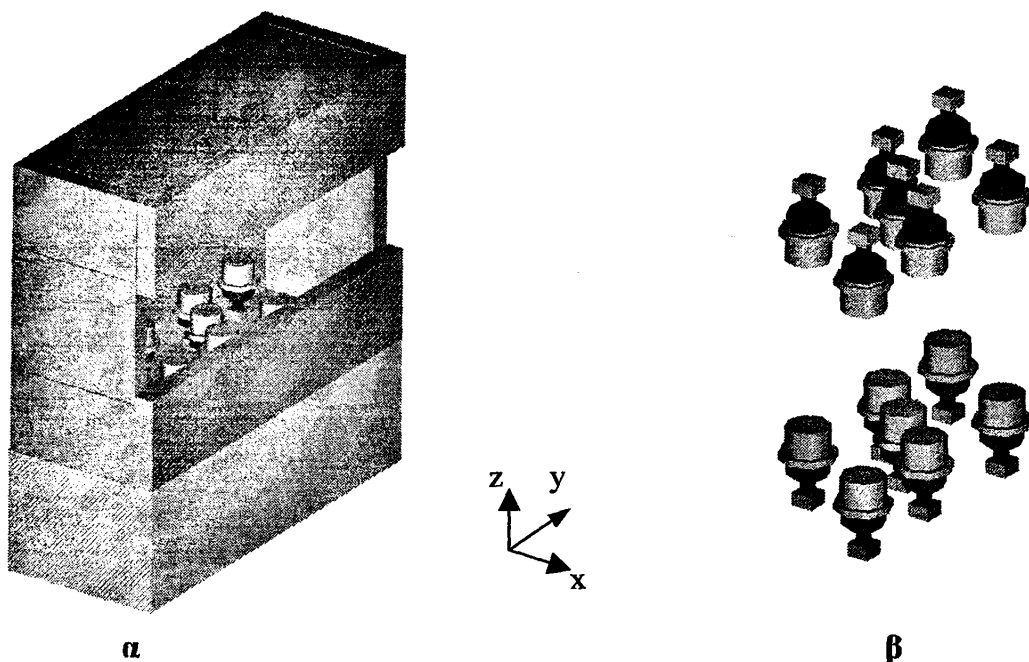


Σχήμα 7.5γ: Διάταξη ανιχνευτών τύπου A1

7.2.2. Γεωμετρίες ακίνητης κλίσης

7.2.2.1. Γεωμετρία Γ

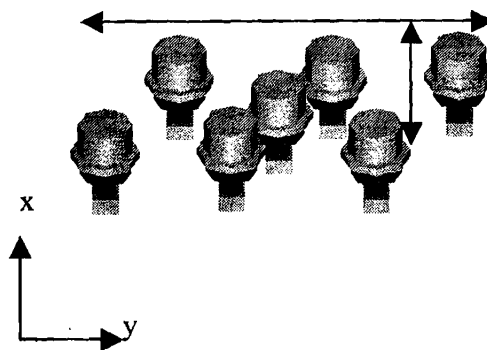
Η γεωμετρία Γ απεικονίζεται στο σχήμα 7.6.



Σχήμα 7.6: Τοποθέτηση ανιχνευτών εντός της θωράκισης στη γεωμετρία Γ

Στη γεωμετρία Γ χρησιμοποιούνται δεκατέσσερις ανιχνευτές τύπου A1, (επτά πάνω και επτά κάτω από τον εξεταζόμενο), τοποθετημένοι συμμετρικά ως προς το x-y επίπεδο (σχήμα 7.6β). Οι πρόσθιες επιφάνειες των τύπου A1 ανιχνευτών απέχουν 60 cm. Η θωράκιση είναι από μόλυβδο πάχους 10 cm που περιβάλλει όλη τη διάταξη των ανιχνευτών με τρόπο που απεικονίζεται στο σχήμα 7.6α. Το άνοιγμα της θωράκισης είναι 200 x 60 cm². Όλη η διάταξη είναι τοποθετημένη πάνω σε βάση από σκυρόδεμα ύψους 60 cm.

Οι ενεργοί όγκοι των ανιχνευτών A1 εκτείνονται από το κέντρο της σήραγγας κατά τον x- και y-άξονα έως ±57.85 cm και ±22.85 cm αντίστοιχα (σχήμα 7.6γ). Είναι τοποθετημένοι εντός μολύβδινου «κουτιού» εσωτερικών διαστάσεων 180 x 60 x 30 cm³.



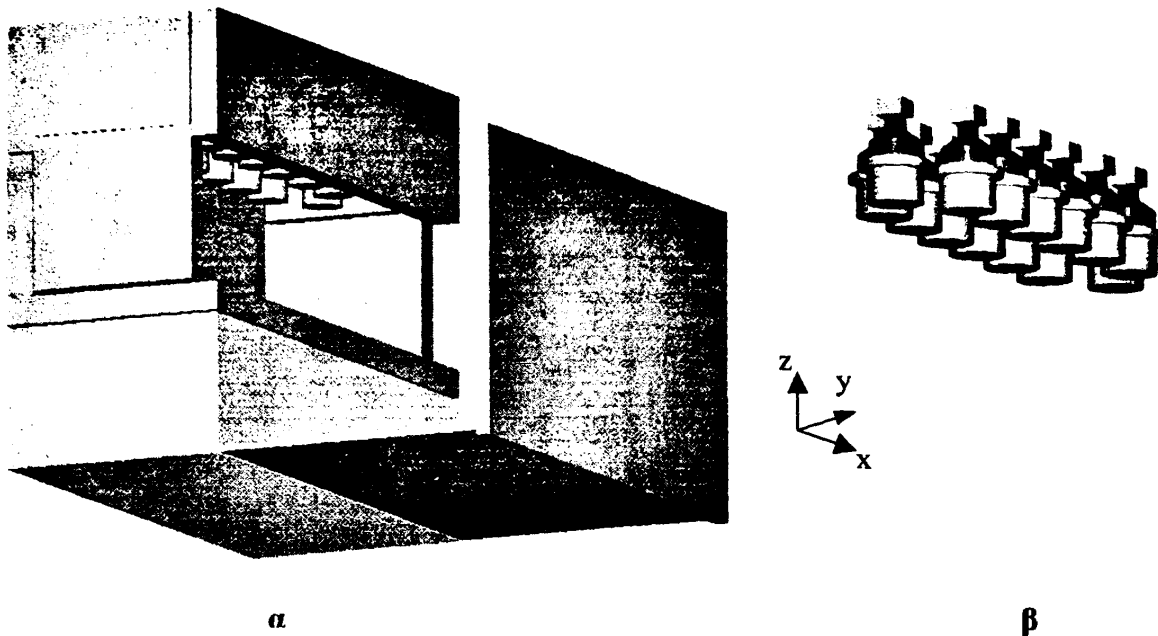
Σχήμα 7.6γ: Διάταξη ανιχνευτών τύπου A1

7.2.2.2. Γεωμετρία Δ

Η γεωμετρία Δ απεικονίζεται στο σχήμα 7.7.

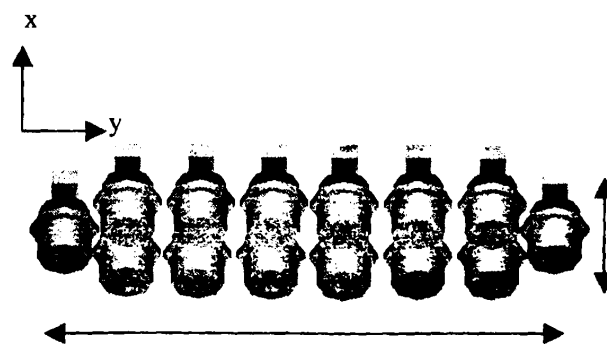


Στη γεωμετρία Δ χρησιμοποιούνται δεκατέσσερις ανιχνευτές τύπου A1 όλοι τοποθετημένοι πάνω από τον εξεταζόμενο όπως φαίνεται στο σχήμα 7.7β. Οι πρόσθιες επιφάνειες των ανιχνευτών A1 απέχουν από την απέναντι μολύβδινη θωράκιση 60 cm. Η θωράκιση είναι από μολύβδο πάχους 10 cm που περιβάλλει όλη τη διάταξη των ανιχνευτών με τρόπο που απεικονίζεται στο σχήμα 7.7α. Το άνοιγμα της θωράκισης είναι $200 \times 60 \text{ cm}^2$. Ο ΜΟΑ είναι ανυψωμένος κατά 60 cm από το έδαφος με χρήση βάσης από σκυρόδεμα. Στο πλησίον της ανοιχτής πλευράς του ΜΟΑ δάπεδο υπάρχει στρώμα μολύβδινης θωράκισης πάχους 2 cm που εκτείνεται σε απόσταση 1 m, όπου συναντά μολύβδινο πέτασμα πάχους 5 cm και ύψους 130 cm.



Σχήμα 7.7: Τοποθέτηση ανιχνευτών εντός της θωράκισης στη γεωμετρία Δ

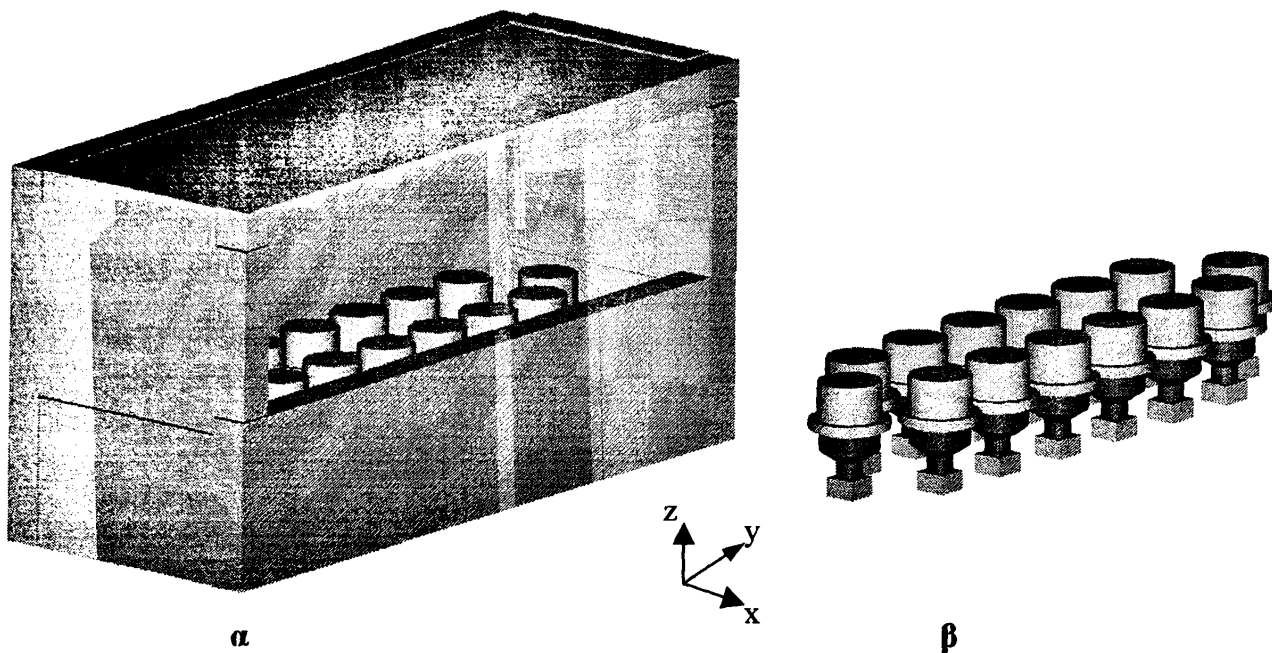
Οι ενεργοί όγκοι των ανιχνευτών τύπου A1 εκτείνονται από το κέντρο της σήραγγας κατά τον x- και y-άξονα έως $\pm 80.35 \text{ cm}$ και $\pm 22.85 \text{ cm}$ αντίστοιχα (σχήμα 7.7γ). Είναι τοποθετημένοι εντός μολύβδινου «κουτιού» εσωτερικών διαστάσεων $180 \times 60 \times 30 \text{ cm}^3$.



Σχήμα 7.7γ: Διάταξη ανιχνευτών τύπου A1

7.2.2.3. Γεωμετρία E

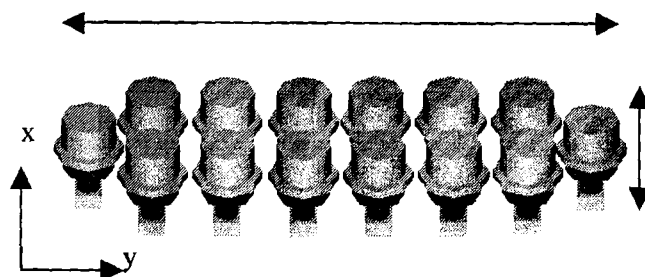
Η γεωμετρία E απεικονίζεται στο σχήμα 7.8.



Σχήμα 7.8: Τοποθέτηση ανιχνευτών εντός της θωράκισης στη γεωμετρία E

Στη γεωμετρία E χρησιμοποιούνται δεκατέσσερις ανιχνευτές τύπου A1, (όλοι τοποθετημένοι κάτω από τον εξεταζόμενο), όπως φαίνεται στο σχήμα 7.8β. Οι πρόσθιες επιφάνειες των ανιχνευτών A1 απέχουν από την απέναντι μολύβδινη θωράκιση 60 cm. Η θωράκιση είναι από μόλυβδο πάχους 10 cm και περιβάλλει όλη τη διάταξη των ανιχνευτών με τρόπο που απεικονίζεται στο σχήμα 7.8α. Το άνοιγμα της θωράκισης είναι $200 \times 60 \text{ cm}^2$.

Οι ενεργοί όγκοι των ανιχνευτών τύπου A1 εκτείνονται από το κέντρο της σήραγγας κατά τον x- και y-άξονα έως $\pm 80.35 \text{ cm}$ και $\pm 22.85 \text{ cm}$ αντίστοιχα (σχήμα 7.8γ). Είναι τοποθετημένοι εντός μολύβδινου «κουτιού» εσωτερικών διαστάσεων $180 \times 60 \times 30 \text{ cm}^3$.



Σχήμα 7.8γ: Διάταξη ανιχνευτών τύπου A1

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8

Παράγοντες μεταβολής της απόδοσης

8.1. ΑΝΘΡΩΠΟΜΟΡΦΑ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ

Κάθε υλικό που προσομοιάζει έναν ανθρώπινο ιστό ως προς τις αντιδράσεις του με την ιοντίζουσα ακτινοβολία ονομάζεται υποκατάστατο ιστού (*ICRU 44, 1989*). Συγκεκριμένες σταθερές αντιδράσεων, όπως ο γραμμικός συντελεστής απορρόφησης ή η ανασχετική ικανότητα λαμβάνονται υπόψη στη προσομοίωση. Η δομή, που αποτελείται από ένα ή περισσότερα υποκατάστατα ιστού και χρησιμοποιείται για να προσομοιάσει αντιδράσεις της ακτινοβολίας στο ανθρώπινο σώμα, ονομάζεται ομοίωμα (*phantom*). Ένα ομοίωμα μπορεί να προσομοιάσει ένα μέρος ή και όλο το ανθρώπινο σώμα, συμπεριλαμβάνοντας και τα όργανα, με την προϋπόθεση ότι τα αναπαριστά με τα κατάλληλα ανατομικά σχήματα. Τα ανθρωπόμορφα ομοιώματα σχεδιάζονται με τρόπο ώστε να αναπαριστούν με το καλύτερο δυνατό τρόπο τα χαρακτηριστικά του ανθρώπινου σώματος, όπως φυσική μορφολογία, γεωμετρία και εξασθένιση της ακτινοβολίας, αλλά να είναι και εύχρηστα. Πολλές φορές η χρήση υλικών κατασκευής που κάνουν δυνατή την ακριβή προσομοίωση του ανθρώπινου σώματος αποδεικνύεται ιδιαίτερα δύσκολη και για αυτό συχνά προτιμάται η απλοποίηση των γεωμετρικών σχημάτων και η χρήση πιο ανθεκτικών υλικών (*Bewley 1988*).

Τα ομοιώματα χρησιμοποιούνται ευρέως στην ακτινοθεραπεία, πυρηνική ιατρική, ακτινοπροστασία, ραδιοβιολογία κ.α. Έτσι υπάρχουν κατηγορίες ομοιωμάτων όπως δοσιμετρικά, βαθμονόμησης, απεικόνισης κ.ά. (*ICRU 48, 1992*). Για παράδειγμα, στην ακτινοπροστασία συχνά χρησιμοποιούνται ομοιώματα βαθμονόμησης και δοσιμετρίας.

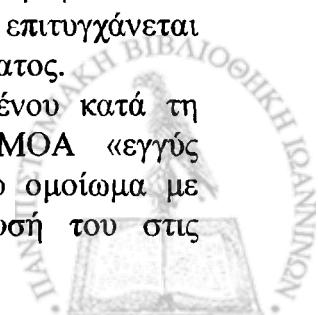
Ποικίλα ομοιώματα βαθμονόμησης έχουν χρησιμοποιηθεί κατά καιρούς σε διάφορα συστήματα *in vivo* μετρήσεων ραδιενέργειας (*Kramer και συν. 1991, Steinhausler και συν. 1991, Ishikawa και συν. 2002*), καθώς και ομοιώματα, τα οποία χρησιμοποιήθηκαν για συγκριτικές μελέτες μεταξύ των ως άνω συστημάτων (*Thieme και συν. 1996, Kramer και συν. 1991*).

8.2. ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΥΠΟΣΤΡΩΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΒΑΘΜΟΝΟΜΗΣΗ ΜΟΑ ΜΕ ΤΗ ΒΟΗΘΕΙΑ ΟΜΟΙΩΜΑΤΩΝ

Μέτρηση υποστρώματος:

Ομοιώματα χρησιμοποιούνται στους ΜΟΑ για τη μέτρηση του σήματος υποστρώματος, τον ποιοτικό έλεγχο και τη βαθμονόμησή τους. Στην πρώτη περίπτωση, τα ολόσωμα ομοιώματα είναι γεμάτα με νερό ή άλλο υλικό υποκατάστατό του. Τα ομοιώματα αυτά δεν είναι ικανά να επιτρέψουν τον προσδιορισμό της ελάχιστης ανιχνεύσιμης ραδιενέργειας (ΕΑΠ). Αυτό επιτυγχάνεται με τη διάλυση στο νερό καλίου σε συγκέντρωση ~2 g καλίου ανά kg ύδατος.

Η τοποθέτηση του ανενεργού ομοιώματος στη θέση του εξεταζομένου κατά τη μέτρηση του υποστρώματος είναι απαραίτητη, κυρίως στους ΜΟΑ «εγγύς θωράκισης», λόγω της σκέδασης φωτονίων από το υπόστρωμα στο ομοίωμα με μεταβολή του ανιχνευόμενου φάσματος και συγκεκριμένα ενίσχυσή του στις



χαμηλότερες ενέργειες (*Warner και Oliver 1966*). Εάν ο ΜΟΑ δεν έχει καθόλου ή πολύ «ελαφριά» θωράκιση, τότε ο ρυθμός συλλεγομένων παλμών από το υπόστρωμα μειώνεται λόγω απορρόφησης με την τοποθέτηση του ομοιώματος. Στην περίπτωση «βαριάς» θωράκισης παρατηρείται μικρή αύξηση στο ρυθμό συλλεγομένων παλμών από την ακτινοβολία που σκεδάζεται στο ομοίωμα. Το φαινόμενο μειώνεται όσο αυξάνεται η απόσταση ανιχνευτών-σώματος εξεταζόμενου και με την αύξηση της μάζας σώματος (*Mehl GJ 1967*).

Βαθμολογία:

Οι σύγχρονες μέθοδοι βαθμονόμησης in vivo συστημάτων μέτρησης ραδιενέργειας είναι επιρρεπείς στη έντονη γεωμετρική εξάρτηση της διαδικασίας. Η εγκυρότητα του αποτελέσματος μιας μέτρησης συσχετίζεται άμεσα με την ομοιότητα στην κατανομή της ραδιενέργειας στον εξεταζόμενο και το ομοίωμα, καθώς και στα υλικά εξασθένισης που χρησιμοποιήθηκαν στη διαδικασία βαθμονόμησης. Συνήθως η ραδιενέργεια είναι ομοιογενώς κατανεμημένη στις διάφορες περιοχές του ομοιώματος. Λεπτομερείς δομές ομοιωμάτων με τη ζητούμενη κατανομή ραδιενέργειας χρησιμοποιούνται σε ορισμένες περιπτώσεις για την προσομοίωση του ανθρώπινου σώματος στη διαδικασία βαθμονόμησης (*Kramer και συν. 1991*). Όμως παρά τη λεπτομερή προσομοίωση του ανθρώπινου σώματος τα ομοιώματα αυτά συνήθως προσομοιάζουν μόνο το «μέσο» ανθρώπινο σώμα. Για κάθε εξεταζόμενο θα πρέπει να εφαρμόζονται διορθωτικοί παράγοντες βαθμονόμησης για την απόλυτη βαθμονόμηση που απαιτεί κάθε περίπτωση.

8.3. ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΑ ΜΟΝΤΕΛΑ ΓΙΑ ΑΝΘΡΩΠΟΜΟΡΦΑ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ

Στην παρούσα μελέτη με τον όρο "ομοίωμα" θα θεωρείται το υλικό αντικείμενο και όχι η μαθηματική αναπαράστασή του η οποία θα ονομάζεται στο εξής υπολογιστικό μοντέλο. Τα υπολογιστικά μοντέλα ενός ανθρωπόμορφου ομοιώματος χρησιμοποιούνται ευρέως για εκτίμηση δόσεων από εξωτερική ακτινοβολία και για την εκτίμηση της δόσης σε μέρος ή όργανο του σώματος (στόχος), όταν μία διαγνωστική ή θεραπευτική δόση λαμβάνεται από συγκεκριμένο όργανο (πηγή) που πιθανώς διαφέρει από το στόχο (εσωτερική ακτινοβολία).

Για την κατασκευή των ανθρωπόμορφων ομοιωμάτων τα οποία απαιτούνται για να εκφράσουν την ποικιλία στον ανθρώπινο πληθυσμό, πρέπει να ληφθούν υπόψη τα σωματομετρικά στοιχεία του εξεταζόμενου. Οι παράγοντες αυτοί επηρεάζονται από την ηλικία και το φύλο, παρότι συχνά διαφέρουν σημαντικά από άνθρωπο σε άνθρωπο. Μια περιεκτική μελέτη της γεωμετρίας, των διαστάσεων και των μαζών των διαφόρων ιστών και οργάνων του «μέσου» ενήλικα δίνονται στην υπ' αριθμό 23 Αναφορά της Διεθνούς Επιτροπής Ακτινοπροστασίας (*ICRP 23*).

Οι υπολογισμοί σε ποικιλία μεγεθών από ανθρωπόμορφα ομοιώματα είναι συχνά πιο ρεαλιστικοί στην προσομοίωση ενός συγκεκριμένου εξεταζόμενου από τη χρήση διαφορετικών ομοιωμάτων. Συγκεκριμένα όργανα πολλές φορές απαιτείται να εκφράζονται με μαθηματικές σχέσεις, π.χ. όταν ζητείται η εκτίμηση δόσης εμβρύου ή όταν ένα όργανο αποτελεί την πηγή ακτινοβολίας και κάποιο άλλο όργανο το στόχο. Η γεωμετρία σώματος και οργάνων δεν παύει όμως να διαφέρει από άτομο σε άτομο καθώς και οι σχετικές θέσεις των οργάνων και συνεπώς η προσομοίωση με χρήση μαθηματικών σχέσεων δεν είναι απόλυτα ακριβής. Η ανάγκη υπολογισμών υψηλής ακριβείας πολλές φορές απαιτεί δεδομένα από CT, MRI ή SPECT που αναπαριστούν με ακρίβεια τον όγκο και τη μορφολογία του συγκεκριμένου εξεταζόμενου (*Mallet*



και συν. 1995, *Ishikawa και Uchiyama 1997, Saito και συν. 2000, Petoussi-Henss και συν. 2002*). Σε αυτά τα αποκαλούμενα ομοιώματα «κυψελίδων» τα όργανα και οι ιστοί αναπαριστώνται με κυψελίδες και κάθε σχήμα μπορεί να αναπαρασταθεί μεταβάλλοντας το μέγεθος της κυψελίδας.

Η επιπλέον ακτινική επιβάρυνση του εξεταζομένου και η μεγάλη αύξηση του χρόνου υπολογισμών, λόγω των εκατομμυρίων πολλές φορές κυψελίδων αναπαραστάσεως, συχνά καθιστούν μη πρακτική την εν λόγω προσέγγιση. Η προσομοίωση σε πολλές περιπτώσεις μικρών και «μαλακών οργάνων» που δε θεωρούνται ενδιαφέροντος δεν είναι θεμιτή, λόγω της πολυπλοκότητας του μοντέλου και της αύξησης του υπολογιστικού χρόνου. Ακριβής προσομοίωση ακόμα και μεγάλων οργάνων δε θεωρείται απαραίτητη σε διάφορες περιπτώσεις, όπως στην βαθμονόμηση MOA από εξεταζόμενο που εκπέμπει φωτόνια μεγάλης ενέργειας.

Ένα υπολογιστικό μοντέλο μπορεί να αναπαριστά ένα συγκεκριμένο όργανο του σώματος ή μία ομάδα οργάνων και ιστών με τη χρήση μαθηματικών σχέσεων. Μπορεί να είναι ένα απλό ιδανικό γεωμετρικό σχήμα, όπως σφαίρα ή κύλινδρος έως και μία πολύπλοκη ρεαλιστική δομή, που περιγράφει με λεπτομέρεια την ανατομία. Τα υπολογιστικά μοντέλα συνήθως χρησιμοποιούν μαθηματικές εκφράσεις για να αναπαραστήσουν επίπεδες, κυλινδρικές, ελλειπτικές ή σφαιρικές επιφάνειες. Ο προσανατολισμός τους στον τρισδιάστατο χώρο περιγράφεται συνήθως από Καρτεσιανές συντεταγμένες.

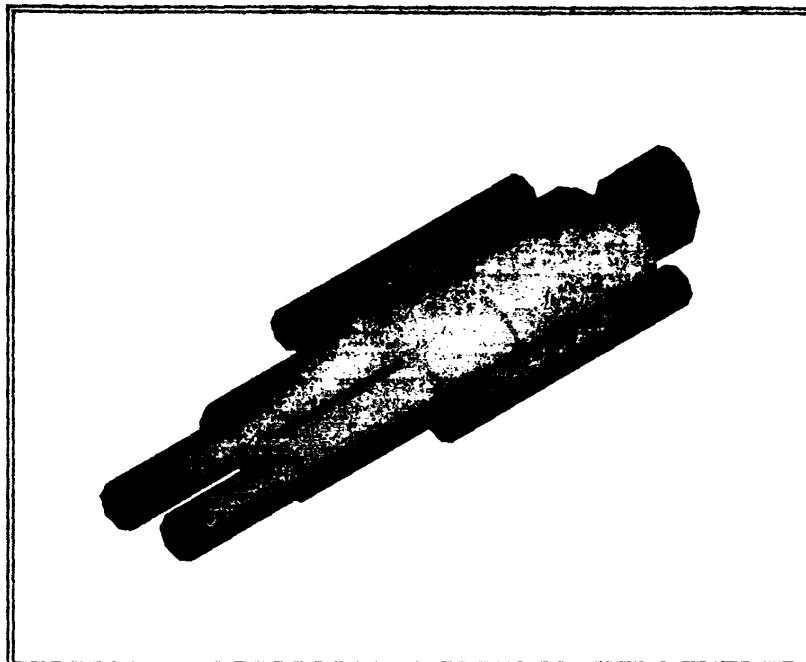
Η Monte-Carlo μέθοδος χρησιμοποιεί τα υπολογιστικά μοντέλα και εφαρμόζεται με επιτυχία στη δοσιμετρία και στη βαθμονόμηση πολλών in-vivo συστημάτων μέτρησης της ραδιενέργειας (*Venturini και συν. 2001, Ulanovsky και συν. 1997, Uehara και συν. 1998, Evans και συν. 1998*). Το MCNP ειδικότερα αποδείχθηκε ως ικανό και χρήσιμο εργαλείο βαθμονόμησης (*Mallet και συν. 1995, Webb και Kramer 2001, Rogers και συν. 2002*) κυρίως λόγω των εξαιρετικών υπολογιστικών μεθόδων καθώς και της ευκολίας που παρέχεται στο χρήστη για τον καθορισμό του αρχείου εισόδου.

8.4. ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΠΟΥ ΠΡΟΣΟΜΟΙΑΣΤΗΚΑΝ

8.4.1. Ομοίωμα μορφής BOMAB

Για την κατ' αρχήν σύγκριση των γεωμετριών MOA προσομοιάστηκε κυλινδρικό ομοίωμα διαμέτρου 22 cm και ύψους 170 cm. Στη φάση αυτή δεν θεωρήθηκε αναγκαία η χρήση ανθρωπόμορφου ομοιώματος, γιατί οι συγκρίσεις ήταν σχετικές και επίδιωξη ήταν μια γενική εκτίμηση της απόδοσης του MOA στο ομοίωμα και στο υπόστρωμα. Στη συνέχεια, στην επιλεγμένη πλέον γεωμετρία προσομοιάστηκε ανθρωπόμορφο ομοίωμα για την ακριβή προσομοίωση των νίνο μετρήσεων. Το μοντέλο αυτό βασίστηκε στη δομή των ομοιωμάτων του παλαιού MOA, τα οποία είχαν μορφή παρόμοια του Bottle Manikin Absorption Calibration Phantom (BOMAB), (*Kramer και Kenneth 1991*) και οι διαστάσεις τους είχαν προκύψει από το ICRP23 αλλά και από μετρήσεις Ελλήνων εξεταζομένων (σχήμα 8.1).

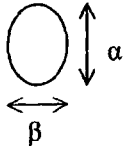
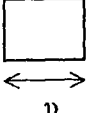


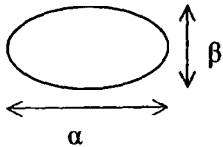
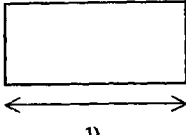
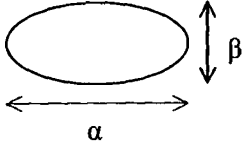
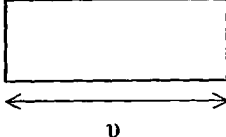

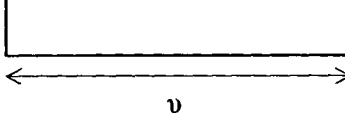

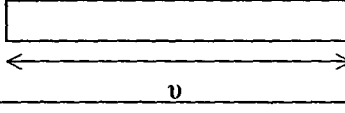
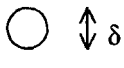
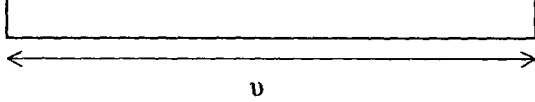




Σχήμα 8.1: Δομή ομοιωμάτων προσομοίωσης

Η ανάγκη χρήσης πολλών ομοιωμάτων για βαθμονόμηση οδήγησε σε διάφορες δομές, ώστε κατάλληλοι συνδυασμοί δομών (δοχείων) να προσομοιάζουν διαφορετικές σωματικές διαστάσεις. Τα μεγέθη δομών βασίστηκαν στη μελέτη των Cristy και Eckerman, όπου δίνεται περιγραφή των γεωμετρικών χαρακτηριστικών τμημάτων του ανθρώπινου σώματος για νεογνό, άτομα ηλικίας 1, 5, 10, 15 ετών ή ενήλικη γυναίκα και για ενήλικα άνδρα (Cristy και Eckerman 1987). Δεν προσομοιάστηκαν όργανα στη δομή αυτή, παρά μόνο οι όγκοι και οι διαστάσεις των διαφόρων τμημάτων του σώματος για κάθε ηλικία (σχήμα 8.1). Τιμές για τη μάζα, το ύψος και το εμβαδόν επιφανειών λήφθηκαν υπόψη και από την αναφορά ICRP23 και χρησιμοποιήθηκαν ως βάση για να υπολογιστούν οι διαστάσεις των κυλίνδρων και των ελλειψοειδών που αποτέλεσαν το ομοίωμα.

Στο σχήμα 8.2 αναπαριστώνται τα γεωμετρικά σχήματα των τμημάτων από τα οποία αποτελείται κάθε ομοίωμα και στους Πίνακες 8.1-8.6 δίνονται τα γεωμετρικά στοιχεία που χρησιμοποιήθηκαν για τη βαθμονόμηση του συστήματος.

ΤΜΗΜΑ ΟΜΟΙΩΜΑΤΟΣ	ΟΨΗ ΔΙΑΤΟΜΗΣ	ΠΛΑΓΙΑ ΟΨΗ
Κεφάλι		
Λαιμός		
Θώρακας		
Λεκάνη		
Μηρός		
Κνήμη		
Χέρι		

Σχήμα 8.2: Τμήματα ομοιώματος

Πίνακας 8.1: ΟΜΟΙΩΜΑ ΝΕΟΓΝΟΥ ΥΨΟΣ = 51.5 cm, ΟΓΚΟΣ = 3626 cm ³				
Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=9.04, \beta=11.56$	9.1	746
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=9.0$	3.99	253
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=11, \beta=9.8$	14	1185
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=11, \beta=9.8$	7.6	643
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=4.55$	9.0	146 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=4$	7.8	98 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=3$	22	155 (x2)

Πίνακας 8.2: ΟΜΟΙΩΜΑ ΗΛΙΚΙΑΣ ΕΝΟΣ ΕΤΟΥΣ				
ΥΨΟΣ = 74.96 cm, ΟΓΚΟΣ = 9650 cm ³				
Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=12.26, \beta=15.68$	12.35	1864
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=12$	5.41	612
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=15, \beta=13$	18.7	2863
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=15, \beta=13$	12.0	1837
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=7.4$	13.5	580 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=5$	13.0	255 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=4$	32	402 (x2)

Πίνακας 8.3: ΟΜΟΙΩΜΑ ΗΛΙΚΙΑΣ ΠΕΝΤΕ ΕΤΩΝ				
ΥΨΟΣ = 109 cm, ΟΓΚΟΣ = 18911 cm ³				
Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=14.26, \beta=18.1$	13.9	2818
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=14$	6.3	971
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=19.5, \beta=15$	25	5740
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=19.5, \beta=15$	15.8	3628
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=8.4$	25	1384 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=6.0$	23	649 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=5.0$	43	844 (x2)

Πίνακας 8.4: ΟΜΟΙΩΜΑ ΗΛΙΚΙΑΣ ΔΕΚΑ ΕΤΩΝ				
ΥΨΟΣ = 138.58 cm, ΟΓΚΟΣ = 31933 cm ³				
Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=14.86, \beta=18.8$	15.19	3331
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=14$	6.59	1014
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=23, \beta=16.8$	30.8	9342
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=23, \beta=16.8$	20	6066
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=10.4$	36	3057 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=8$	30	1507 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=6$	54	1526 (x2)



Πίνακας 8.5: ΟΜΟΙΩΜΑ ΗΛΙΚΙΑΣ ΔΕΚΑΠΕΝΤΕ ΕΤΩΝ-ΕΝΗΛΙΚΗ ΓΥΝΑΙΚΑ
ΥΨΟΣ = 164 cm, ΟΓΚΟΣ = 57830 cm³

Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=15.54, \beta=19.52$	15.97	3803
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=14.2$	6.93	1097
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=28, \beta=19.6$	40	17232
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=28, \beta=19.6$	23.1	9952
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=14$	42	6462 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=11$	36	3419 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=7.6$	66	2992 (x2)

Πίνακας 8.6: ΟΜΟΙΩΜΑ ΕΝΗΛΙΚΑ ΑΝΔΡΑ
ΥΨΟΣ = 174 cm, ΟΓΚΟΣ = 81353 cm³

Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=16, \beta=20$	16.85	4233
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=14.6$	7.15	1196
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=34, \beta=20$	45	24021
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=34, \beta=20$	25	13345
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=16$	45	9043 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=12$	35	3956 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=10$	80	6280 (x2)

Ακολουθήθηκε ο «κανόνας των εννέα» (ICRP 23) σε όλα τα ομοιώματα για τον καθορισμό του εμβαδού επιφανείας των ενηλίκων. Έτσι ακολουθήθηκε όσο ήταν δυνατό η σχέση: κεφάλι και λαιμός 9%, άνω άκρα 9% (το καθένα), κάτω άκρα 18% (το καθένα), κορμός 36%. Για παιδί ηλικίας 4 ετών τα ποσοστά είναι κεφάλι 13.7%, κορμός 33.1% , άνω άκρα 19.4% και κάτω άκρα 33.8% και για παιδί 10 ετών τα ποσοστά είναι κεφάλι 10.4%, κορμός 33.4% , άνω άκρα 19.5% και κάτω άκρα 33.6% (Kramer και συν. 1991). Στον Πίνακα 8.7 δίνονται αντίστοιχα οι ποσοστιαίοι όγκοι τμημάτων του ανθρώπινου σώματος για τα ομοιώματα 1, 5, 10, 15 ετών και ενήλικα άνδρα που μελετήθηκαν. Το μέρος του κορμού περιλαμβάνει το λαιμό, το θώρακα και τη λεκάνη, ενώ τα κάτω άκρα τους μηρούς και τις κνήμες.

Πίνακας 8.7: Σχετικοί όγκοι τμημάτων του ομοιώματος εκφρασμένοι ως ποσοστά του συνολικού όγκου

	1 έτους (%)	5 ετών (%)	10 ετών (%)	15 ετών (%)	Ενήλικας (%)
Κεφάλι	19	15	10	7	5
Κορμός	55	54	51	49	47
Άνω άκρα	8	9	10	10	15
Κάτω άκρα	17	21	30	32	32

Τα δεδομένα του Πίνακα 8.7 συμφωνούν με τα στοιχεία που δίνονται για τους σχετικούς όγκους τμημάτων του ανθρώπινου σώματος στο ICRP 23 (1975).

Για το ομοίωμα παιδιού 10 ετών, την ενήλικη γυναίκα και τον ενήλικα άνδρα, διατηρώντας το ύψος σταθερό και μεταβάλλοντας τον όγκο τους, προέκυψαν τρεις ομάδες ομοιωμάτων, οι οποίες χρησιμοποιήθηκαν για τη δημιουργία καμπυλών βαθμονόμησης και την εξαγωγή σχέσεων βαθμονόμησης του ΜΟΑ σε κάθε περίπτωση.

Για το ομοίωμα παιδί 10 ετών η μεταβολή όγκου κυμάνθηκε από περίπου 25 cm^3 έως 40 cm^3 περίπου (Πίνακες 8.8-8.11), για το ομοίωμα της ενήλικης γυναίκας από περίπου 50 cm^3 έως 90 cm^3 (Πίνακες 8.12-8.16) και για τον ενήλικα άνδρα από περίπου 60 cm^3 έως 100 cm^3 (Πίνακες 8.17-8.21). Σε όλα τα ομοιώματα και στις τρεις περιπτώσεις διατηρήθηκε για τα ελλειψοειδή τμήματα του ομοιώματος ο λόγος β/α σταθερός και συγκεκριμένα :

- Για το παιδί δέκα ετών $\beta/\alpha=1.265$ για το κεφάλι και $\beta/\alpha=0.73$ για τη λεκάνη και το θώρακα
- Για την ενήλικη γυναίκα $\beta/\alpha=1.26$ για το κεφάλι και $\beta/\alpha=0.7$ για τη λεκάνη και το θώρακα
- Για τον ενήλικα άνδρα $\beta/\alpha=1.25$ για το κεφάλι και $\beta/\alpha=0.6$ για τη λεκάνη και το θώρακα

Όσον αφορά τα κυλινδρικά τμήματα κάθε ομοιώματος, οι μεταβολές όγκου ήταν ανάλογες με τον ποσοστιαίο όγκο τους. Ως εκ τούτου οι διαστάσεις για όλα τα ομοιώματα αντιστοιχούν σε φυσιολογική σωματική διάπλαση.

Πίνακας 8.8: ΟΜΟΙΩΜΑ ΗΛΙΚΙΑΣ ΔΕΚΑ ΕΤΩΝ				
ΥΨΟΣ = 138.58 cm, ΟΓΚΟΣ = 25025 cm ³				
Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=14, \beta=17.71$	15.19	2956
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=12$	6.59	745
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=21.5, \beta=15.695$	30.8	8159
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=21.5, \beta=15.695$	21	5563
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=8$	36.42	1830 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=6.5$	30	995 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=4.8$	54	976 (x2)

Πίνακας 8.9: ΟΜΟΙΩΜΑ ΗΛΙΚΙΑΣ ΔΕΚΑ ΕΤΩΝ				
ΥΨΟΣ = 138.58 cm, ΟΓΚΟΣ = 30085 cm ³				
Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=14.5, \beta=18.34$	15.19	3171
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=13$	6.59	874
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=23, \beta=16.8$	30.8	9342
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=23, \beta=16.8$	21	6370
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=9.5$	36.42	2580 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=7.3$	30	1255 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=5.6$	54	1329 (x2)



Πίνακας 8.10: ΟΜΟΙΩΜΑ ΗΛΙΚΙΑΣ ΔΕΚΑ ΕΤΩΝ ΥΨΟΣ = 138.58 cm, ΟΓΚΟΣ = 35052 cm ³				
Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=14.5, \beta=18.34$	15.19	3171
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=14$	6.59	1014
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=24.5, \beta=17.885$	30.8	10594
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=24.5, \beta=17.885$	21	7223
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=10.5$	36.42	3152 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=8.2$	30	1583 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=6.5$	54	1790 (x2)

Πίνακας 8.11: ΟΜΟΙΩΜΑ ΗΛΙΚΙΑΣ ΔΕΚΑ ΕΤΩΝ ΥΨΟΣ = 138.58 cm, ΟΓΚΟΣ = 40077 cm ³				
Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=15, \beta=18.975$	15.19	3394
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=14.5$	6.59	1087
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=26, \beta=18.98$	30.8	11931
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=26, \beta=18.98$	21	8135
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=11.5$	36.42	3781 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=9$	30	1907 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=7$	54	2077 (x2)

Πίνακας 8.12: ΟΜΟΙΩΜΑ ΗΛΙΚΙΑΣ ΔΕΚΑΠΕΝΤΕ ΕΤΩΝ-ΕΝΗΛΙΚΗ ΓΥΝΑΙΚΑ ΥΨΟΣ = 164 cm, ΟΓΚΟΣ = 50039 cm ³				
Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=14.68, \beta=18.5$	16	3411
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=13.5$	7	1001
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=26.43, \beta=18.5$	40	15353
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=26.43, \beta=18.5$	23	8828
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=13$	42	5572 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=10$	36	2826 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=6.7$	66	2325 (x2)



Πίνακας 8.13: ΟΜΟΙΩΜΑ ΗΛΙΚΙΑΣ ΔΕΚΑΠΕΝΤΕ ΕΤΩΝ-ΕΝΗΛΙΚΗ ΓΥΝΑΙΚΑ
ΥΨΟΣ = 164 cm, ΟΓΚΟΣ = 60016 cm³

Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=15.24, \beta=19.2$	16	3675
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=14.2$	7	1108
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=27.86, \beta=19.5$	40	17059
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=27.86, \beta=19.5$	23	9809
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=14.95$	42	7369 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\Delta=11.5$	36	3737 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=7.705$	66	3076 (x2)

Πίνακας 8.14: ΟΜΟΙΩΜΑ ΗΛΙΚΙΑΣ ΔΕΚΑΠΕΝΤΕ ΕΤΩΝ-ΕΝΗΛΙΚΗ ΓΥΝΑΙΚΑ
ΥΨΟΣ = 164 cm, ΟΓΚΟΣ = 70087 cm³

Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=15.24, \beta=19.2$	16	3675
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=14.2$	7	1108
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=29, \beta=20.3$	40	18485
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=29, \beta=20.3$	23	10629
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=16.89$	42	9405 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=12.99$	36	4769 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=8.7$	66	3921 (x2)

Πίνακας 8.15: ΟΜΟΙΩΜΑ ΗΛΙΚΙΑΣ ΔΕΚΑΠΕΝΤΕ ΕΤΩΝ-ΕΝΗΛΙΚΗ ΓΥΝΑΙΚΑ
ΥΨΟΣ = 164 cm, ΟΓΚΟΣ = 79976 cm³

Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=16, \beta=20.17$	16	4052
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=15.66$	7	1348
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=30.66, \beta=21.46$	40	20660
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=30.66, \beta=21.46$	23	11880
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=18.2$	42	10921(x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=14$	36	5539 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=9.38$	66	4558 (x2)

Πίνακας 8.16: ΟΜΟΙΩΜΑ ΗΛΙΚΙΑΣ ΔΕΚΑΠΕΝΤΕ ΕΤΩΝ-ΕΝΗΛΙΚΗ ΓΥΝΑΙΚΑ
ΥΨΟΣ = 164 cm, ΟΓΚΟΣ = 89977 cm³

Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=16, \beta=20.165$	16	4052
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=15.66$	7	1348



Παράγοντες μεταβολής της απόδοσης

Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=33.04, \beta=23.13$	40	23997
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=33.04, \beta=23.13$	23	13798
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=18.85$	42	11715(x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=14.5$	36	5942 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=10.52$	66	5734 (x2)

Πίνακας 8.17: ΟΜΟΙΩΜΑ ΕΝΗΛΙΚΑ ΑΝΔΡΑ ΥΨΟΣ = 174 cm, ΟΓΚΟΣ = 59952 cm ³				
Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=14, \beta=17.5$	16.85	3241
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=11$	7.15	679
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=28.8, \beta=17.5$	46	18199
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=28.8, \beta=17.5$	25	9891
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=14$	45	6923 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=10.5$	35	3029 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=8$	80	4019 (x2)

Πίνακας 8.18: ΟΜΟΙΩΜΑ ΕΝΗΛΙΚΑ ΑΝΔΡΑ ΥΨΟΣ = 174 cm, ΟΓΚΟΣ = 69980 cm ³				
Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=14.8, \beta=18.5$	16.85	3622
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=13$	7.15	949
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=31.35, \beta=19$	46	21509
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=31.35, \beta=19$	25	1690
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=14.5$	45	7427 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=10.87$	35	3246 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=9.3$	80	5432 (x2)

Πίνακας 8.19: ΟΜΟΙΩΜΑ ΕΝΗΛΙΚΑ ΑΝΔΡΑ ΥΨΟΣ = 174 cm, ΟΓΚΟΣ = 80078 cm ³				
Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=15.56, \beta=19.45$	16.85	4003
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=14$	7.15	1100
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=33, \beta=19.8$	46	23594
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=33, \beta=19.8$	25	12823
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=16$	45	9043 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=12$	35	3956 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=10$	80	6280 (x2)



Πίνακας 8.20: ΟΜΟΙΩΜΑ ΕΝΗΛΙΚΑ ΑΝΔΡΑ ΥΨΟΣ = 174 cm, ΟΓΚΟΣ = 89955 cm ³				
Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=15.56, \beta=19.45$	16.85	4003
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=14$	7.15	1100
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=34.65, \beta=20.79$	46	26013
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=34.65, \beta=20.79$	25	14137
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=16.8$	45	9970 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=12.6$	35	4362 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=11.3$	80	8019 (x2)

Πίνακας 8.21: ΟΜΟΙΩΜΑ ΕΝΗΛΙΚΑ ΑΝΔΡΑ ΥΨΟΣ = 174 cm, ΟΓΚΟΣ = 100076 cm ³				
Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=16, \beta=20$	16.85	4233
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=14.5$	7.15	1180
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=37.95, \beta=22.77$	46	31203
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=37.95, \beta=22.77$	25	16958
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=17.8$	45	11192 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=12.72$	35	4445 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=11$	80	7599 (x2)

Δύο επιπλέον μοντέλα ανθρώπινου σώματος βασισμένα στη δομή του σχήματος 8.1 προσομοιάστηκαν επίσης και αναλογούν σε ενήλικα άνδρα μεγάλης σωματικής διάπλασης και σε μικρόσωμη γυναίκα. Τα χαρακτηριστικά τους δίνονται στους Πίνακες 8.22 και 8.23 που ακολουθούν.

Πίνακας 8.22: ΟΜΟΙΩΜΑ ΕΥΣΩΜΟΥ ΕΝΗΛΙΚΑ ΑΝΔΡΑ ΥΨΟΣ = 190.6 cm, ΟΓΚΟΣ = 89304 cm ³				
Μέρος ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=20.9, \beta=15.6$	21.2	5426
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=9$	9	572
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=34.3, \beta=21.5$	46.1	26687
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=38.6, \beta=21.5$	23.1	15049
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=16.6$	42.4	9172 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=12.9$	42.8	5591 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=10.7$	67	6022 (x2)



Πίνακας 8.23: ΟΜΟΙΩΜΑ ΜΙΚΡΟΣΩΜΗΣ ΓΥΝΑΙΚΑΣ				
ΥΨΟΣ = 151 cm, ΟΓΚΟΣ = 50048 cm ³				
Μέρος ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι	Ελλειψοειδές	$\alpha=17.6, \beta=13.1$	16.6	3004
Λαιμός	Κύλινδρος	$\delta=11.8$	7	765
Θώρακας	Ελλειψοειδές	$\alpha=28.8, \beta=18$	36.4	14813
Λεκάνη	Ελλειψοειδές	$\alpha=32.4, \beta=18$	18.2	8332
Μηροί	Κύλινδρος	$\delta=14$	33.4	5139 (x2)
Κνήμες	Κύλινδρος	$\delta=10.8$	33.4	3058 (x2)
Χέρια	Κύλινδρος	$\delta=9$	53	3370 (x2)

Το μοντέλο που περιγράφηκε προσομοιάζει το ανθρώπινο σώμα δίχως την παρουσία οργάνων και δεν είναι απόλυτα ανθρωπόμορφο. Τα απλά γεωμετρικά σχήματα που το αποτελούν (σχήμα 8.2), περιγράφονται αναλυτικά με μαθηματικά μοντέλα στην παράγραφο 8.6 για την εισαγωγή τους στο αρχείο εισόδου του κώδικα.

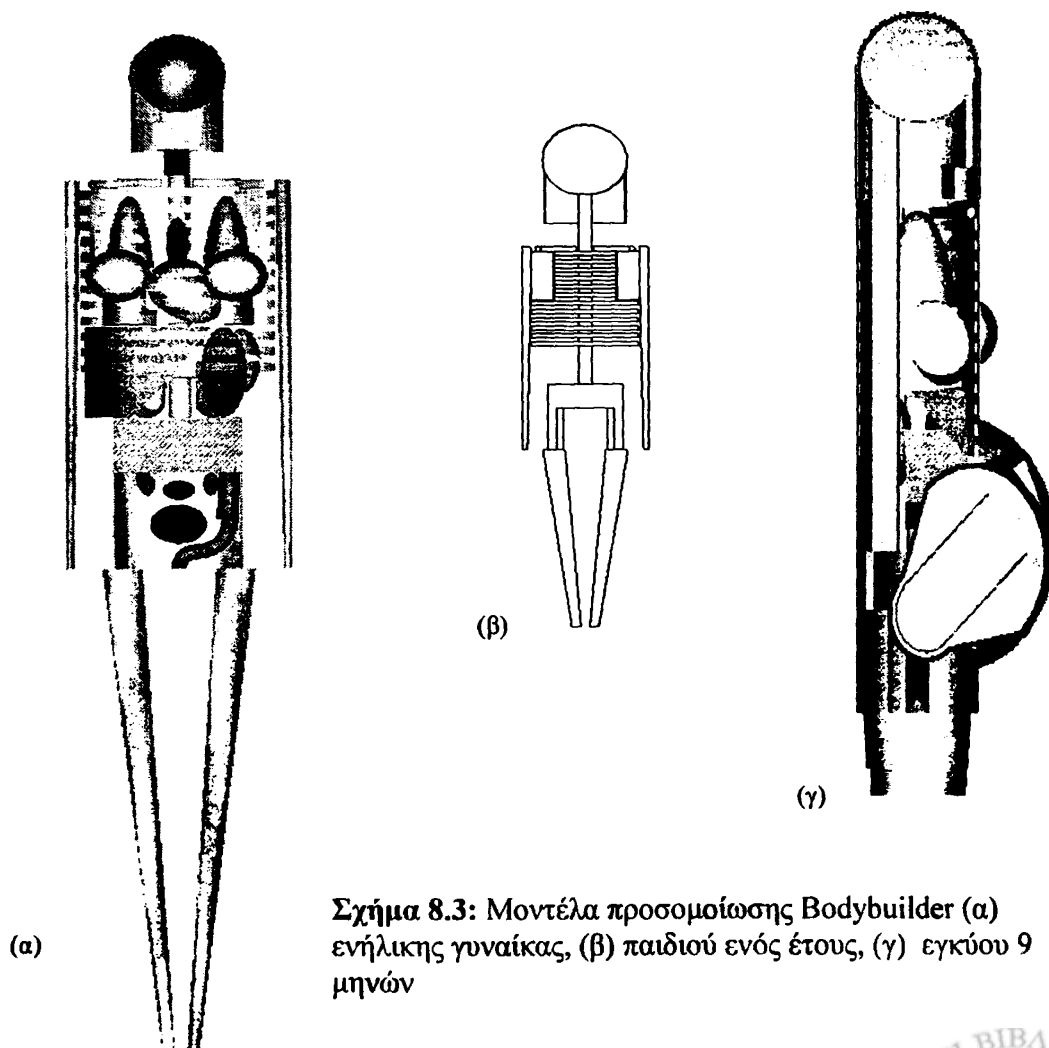


8.4.2. Ομοίωμα των Cristy και Eckerman με όργανα

Ο διαχωρισμός λιπώδη ιστού, μυϊκού ιστού, σκελετού και πνευμόνων είναι ιδιαίτερα σημαντικός στις μετρήσεις, στην περίπτωση ρν χαμηλής ενέργειας και μη ομοιόμορφης κατανομής. Υπάρχουν σημαντικές διαφορές στον τρόπο αντίδρασης της ακτινοβολίας σε κάθε υλικό, π.χ. ο μαζικός συντελεστής εξασθένησης στο οστό είναι περίπου 5 και 8 φορές μεγαλύτερη από εκείνη στο λιπώδη ιστό και στο μυϊκό αντίστοιχα για φωτόνια με ενέργειες 10-100 keV (ICRU 1992). Φυσικά, όσο μεγαλύτερη η ενέργεια του ρν ενδιαφέροντος, τόσο οι διαφορές αυτές περιορίζονται.

Εκτός της δομής που αναφέρθηκε για το ανθρωπόμορφο ομοίωμα, προσομοιάστηκαν επίσης με ακρίβεια και τα μοντέλα ενήλικα άνδρα και ενήλικης γυναίκας με σκελετό και πνεύμονες των Cristy και Eckerman (ORNL 1987). Προσομοιάστηκε επίσης έγκυος γυναίκα εννέα μηνών για να εκτιμηθεί η μεταβολή της απόδοσης του MOA στη συγκεκριμένη ακραία περίπτωση.

Για την προσομοίωση χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα Bodybuilder (White Rock Science), το οποίο βασίζεται στην παραπάνω αναφορά. Με αυτόν τον τρόπο αναπαράγεται μια ακριβής μαθηματική περιγραφή ενός ομοιώματος, βάσει επιλογών του χρήστη, για την απευθείας εισαγωγή της στο αρχείο εισόδου του κώδικα MCNP.



Σχήμα 8.3: Μοντέλα προσομοίωσης Bodybuilder (α) ενήλικης γυναίκας, (β) παιδιού ενός έτους, (γ) εγκύου 9 μηνών

Παράγοντες μεταβολής της απόδοσης

Το πρόγραμμα επεξεργάζεται τα μοντέλα των Cristy και Eckerman και δημιουργεί ένα μοντέλο ανθρωπόμορφου ομοιώματος (σχήμα 8.3). Το μοντέλο αυτό περιλαμβάνει τρία βασικά μέρη: (1) έναν ελλειπτικό κύλινδρο που αναπαριστά τον κορμό και τα χέρια (2) δύο ατελείς κυκλικούς κώνους που αναπαριστούν τα κάτω άκρα και (3) έναν ελλειπτικό κύλινδρο καλυμμένο από μισό ελλειψοειδές που αναπαριστά κρανίο και λαιμό.

Το πρόγραμμα Bodybuilder δίνει τη δυνατότητα στο χρήστη να επιλέγει: ηλικία (από 1 έτος έως ενήλικα), φύλο, ύψος και βάρος ομοιώματος, συνδυασμός συμπεριλαμβανόμενων οργάνων στο ομοίωμα, εισαγωγή στρωμάτων μαλακού ιστού γύρω από την κοιλία (προσομοίωση παχυσαρκίας), και επιλογή ομοιώματος εγκύου γυναίκας 3, 6 και 9 μηνών (σχήμα 8.4).

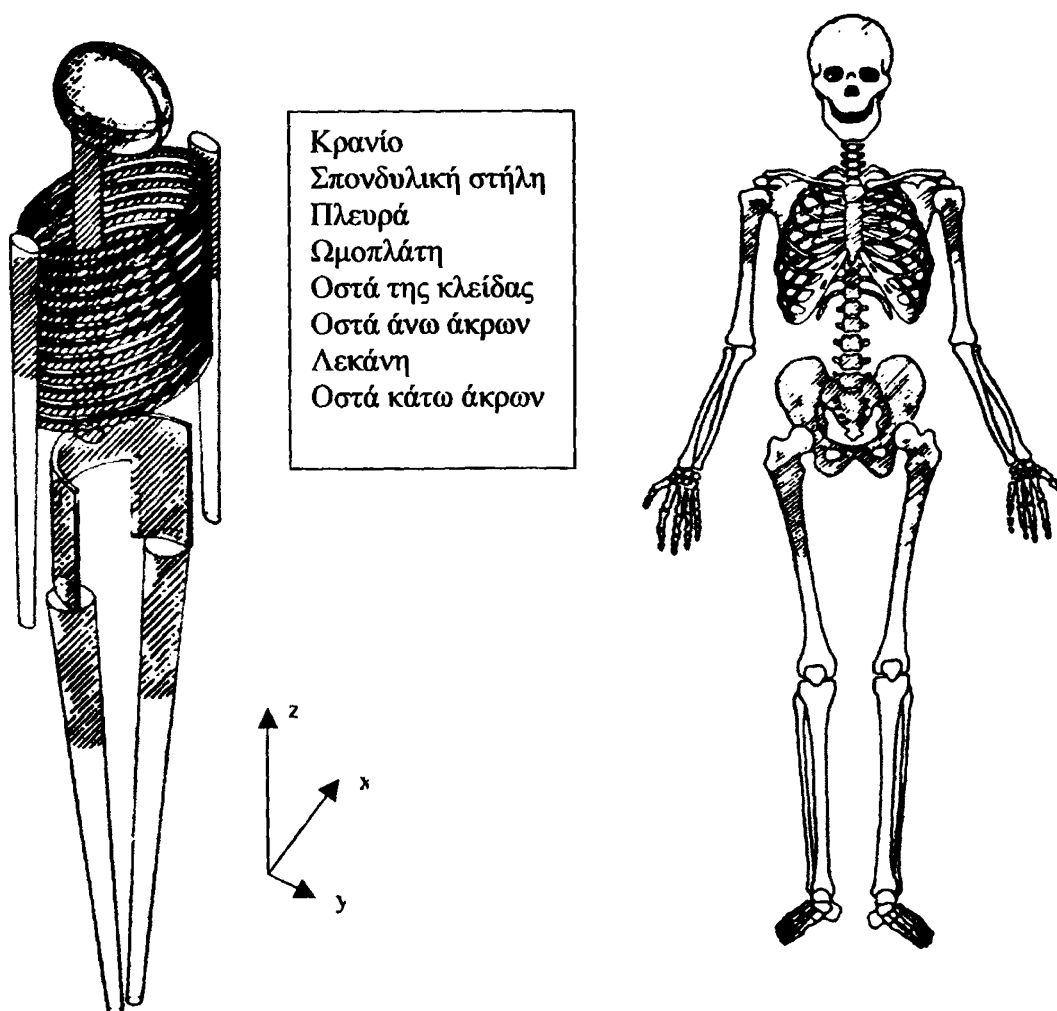
The screenshot shows the 'Body Builder' application window. At the top is a menu bar with 'File', 'Organs', 'Units', and 'Help'. Below the menu bar, there is a 'Sex' dropdown menu set to 'Male'. A large section contains a grid of checkboxes for organ selection. The checked options are 'UnDef'd Tissue', 'Skeleton', 'Lungs', and 'Breasts'. Other options include 'Adrenals', 'Kidneys', 'Liver', 'Gall Bladder', 'Pancreas', 'Spleen', 'Stomach', 'Small Intestine', 'Ascend'g Colon', 'Transverse Colon', 'Descend'g Colon', 'Sigmoid Colon', 'Bladder', 'Testes', 'Genitalia', 'Ovaries', and 'Uterus'. Below this grid are 'Select All' and 'Reset' buttons. Further down, there is an 'Age in Years' input field with the value '19.6' and a 'New Born' checkbox. A horizontal slider bar is positioned below the age field. At the bottom, there are 'Height (cm)' and 'Weight (Kg)' input fields with values '172.90' and '85.28' respectively. The bottom-most row contains three buttons: 'Write MCNP Input ...', 'Write Sabrina Input ...', and 'Quit'.

Σχήμα 8.4: Παράδειγμα αρχείου δεδομένων χρήστη στο πρόγραμμα Bodybuilder



Σε πολλά όργανα προσφέρεται επίσης η δυνατότητα διαχωρισμού τους σε δύο ξεχωριστά μέρη, τοίχωμα και εσωτερικό, όπως το στομάχι, η ουροδόχος κύστη, κ.ά. Για την παρεμβολή ηλικιών μεταξύ αυτών που δίνονται στοιχεία, το πρόγραμμα επεξεργάζεται τις σταθερές που δίνονται για τις συγκεκριμένες ηλικίες και οι τιμές που προκύπτουν μετατρέπονται σε ισοδύναμες επιφάνειες εισόδου για τον κώδικα MCNP. Η παρεμβολή που χρησιμοποιείται είναι δύο σημείων. Πολλά από τα όργανα που περιγράφονται στην αναφορά του Oak Ridge ORNL/TM-8381/V1 χρησιμοποιούν 4^ο βαθμού επιφάνειες. Ο κώδικας MCNP περιορίζεται σε 1^ο και 2^ο βαθμού επιφάνειες εκτός της περίπτωσης του ελλειπτικού τόρου 4^ο βαθμού.

Ο σκελετός αποτελείται από το κρανίο, τη σπονδυλική στήλη, την κλείδα, τα πλευρά, την ωμοπλάτη, τα οστά άνω άκρων, τη λεκάνη και τα οστά κάτω άκρων (σχήμα 8.5).



Σχήμα 8.5: Δομή σκελετού στο Bodybuilder

Παράγοντες μεταβολής της απόδοσης

Ο κάθε λοβός του πνεύμονα περιγράφεται από μισό ελλειψοειδές με αφαιρεμένο ένα τμήμα του αριστερού λοβού, που καταλαμβάνει η καρδιά. Τα γεωμετρικά σχήματα και οι σταθερές που περιγράφουν τα μέρη του σκελετού και τους πνεύμονες δίνονται αναλυτικά στην αναφορά των Cristy και Eckerman για τα ομοιώματα που προσομοιάστηκαν. Η παρουσία των υπόλοιπων μαλακών οργάνων στη μελέτη αυτή θεωρήθηκε περιττή διότι επιβραδύνει πολύ την εκτέλεση του προγράμματος.

Τα γεωμετρικά σχήματα και οι σταθερές που περιγράφουν τα βασικά τμήματα κάθε ομοιώματος αναφέρονται στους Πίνακες 8.24 και 8.25.

Πίνακας 8.24: ΟΜΟΙΩΜΑ ΕΝΗΛΙΚΑ ΑΝΔΡΑ (BODYBUILDER) ΥΨΟΣ=175.25 cm , ΟΓΚΟΣ=73000 cm ³				
Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι-Λαιμός	Ελλειψοειδής κύλινδρος + μισό ελλειψοειδές	A _H =8, B _H =10	C _{H1} =16.85 + C _{H2} =7.15	5430
Κορμός	Ελλειψοειδής κύλινδρος	A _T =20, B _T =10	C _T =70	44000
Κάτω άκρα	Κόλουροι κώνοι	C _L '=100 2	C _L =80	20800

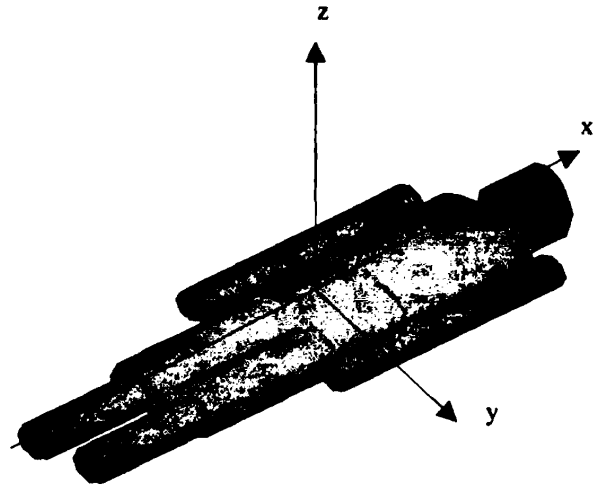
Πίνακας 8.25: ΟΜΟΙΩΜΑ ΕΝΗΛΙΚΗΣ ΓΥΝΑΙΚΑΣ (BODYBUILDER) ΥΨΟΣ=165.18 cm , ΟΓΚΟΣ=56690 cm ³				
Τμήμα ομοιώματος	Τύπος σχήματος	Διαστάσεις (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος (cm ³)
Κεφάλι-Λαιμός	Ελλειψοειδής κύλινδρος + μισό ελλειψοειδές	A _H =7.77, B _H =9.76	C _{H1} =15.97 + C _{H2} =6.92	4900
Κορμός	Ελλειψοειδής κύλινδρος	A _T =17.25, B _T =9.80	C _T =63.10	33500
Κάτω άκρα	Κόλουροι κώνοι	C _L '=100	C _L =78	15400
Μαστοί	Μέρος ελλειψοειδούς	a=4.95, b=4.35, c=4.15, x ₀ =± 8.63, z ₀ =46.87		391 (δύο)



8.5. ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΑ ΜΟΝΤΕΛΑ ΠΟΥ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΗΘΗΚΑΝ ΓΙΑ ΤΗ ΒΑΘΜΟΝΟΜΗΣΗ ΤΟΥ ΜΟΑ

8.5.1. Ομοίωμα BOMAB

Για τη βαθμονόμηση του ΜΟΑ προσομοιάστηκαν τα ομοιώματα που αναφέρθηκαν στις προηγούμενες παραγράφους και έγιναν υπολογισμοί της απόδοσης για συνολικά έντεκα ισαπέχουσες θέσεις κατά τον άξονα σάρωσης, από τις οποίες στη συνέχεια λήφθηκε ο μέσος όρος. Το Καρτεσιανό Σύστημα συντεταγμένων ορίστηκε όπως φαίνεται στο σχήμα 8.6, δηλαδή ο x-άξονας (σάρωσης) κατευθύνεται από τα κάτω άκρα προς το κεφάλι, ο y-άξονας δεξιά του μοντέλου προς τα αριστερά, και ο z-άξονας από πίσω προς τα μπροστά. Η αρχή των αξόνων ορίζεται στο κέντρο μιας τομής στο κάτω μέρος του κορμού.



Σχήμα 8.6: Προσανατολισμός μοντέλου στο Καρτεσιανό Σύστημα Συντεταγμένων

Η δευτεροβάθμια εξίσωση που χρησιμοποιείται για την περιγραφή των διαφόρων οργάνων με μαθηματικά μοντέλα είναι συνήθως η ακόλουθη:

$$A\left(\frac{x-x_0}{a}\right)^2 + B\left(\frac{y-y_0}{b}\right)^2 + C\left(\frac{z-z_0}{c}\right)^2 \leq 1 \quad (8.1)$$

όπου A, B, C είναι σταθερές με τιμή 0 ή 1 και ορίζουν τον τύπο του γεωμετρικού σχήματος που περιγράφεται.

Στην περίπτωση A=0, B=C=1, B=0, A=C=1, και C=0, A=B=1, η δευτεροβάθμια εξίσωση (8.1) περιγράφει έναν ελλειπτικό κύλινδρο του οποίου ο διαμήκης άξονας είναι παράλληλος με έναν άξονα του συστήματος. Αν C=0, A=B=1 ο διαμήκης άξονας του κυλίνδρου είναι παράλληλος με τον z-άξονα και ο κύλινδρος έχει αμετάβλητες x- και y-συντεταγμένες x_0 και y_0 ανάλογα. Οι σταθερές $\pm a$, $\pm b$ δίνουν τις μέγιστες διαστάσεις στις κατευθύνσεις x και y. Στην περίπτωση αυτή ο κύλινδρος που δίνεται από τη δευτεροβάθμια εξίσωση είναι απεριόριστος στη μία κατεύθυνση και πρέπει να περιοριστεί σε μία ορισμένη μορφή με πρόσθετους όρους για τη συντεταγμένη που εξαλείφεται από την εξίσωση.

Οι επιφάνειες που χρησιμοποιήθηκαν στον MCNP για την προσομοίωση των ανατομικών περιοχών του ομοιώματος του σχήματος 8.6 είχαν τις ακόλουθες μορφές :

A) Για ελλειψοειδή παράλληλα σε έναν από τους άξονες η επιφάνειά τους SQ περιγράφεται από τη σχέση:



Παράγοντες μεταβολής της απόδοσης

$$A(x-x_0)^2 + B(y-y_0)^2 + C(z-z_0)^2 + 2D(x-x_0) + 2E(y-y_0) + 2F(z-z_0) + G = 0$$

Οι σταθερές που ζητούνται στην κάρτα επιφανειών (surface card) στο αρχείο εισόδου του κώδικα είναι οι: A, B, C, D, E, F, G, x_0 , y_0 , z_0 .

Στην παρούσα μελέτη, όπως φαίνεται από τους Πίνακες 8.1-8.23, χρησιμοποιήθηκαν ελλείψεις σε δύο άξονες και συγκεκριμένα στους y και z, που εκτείνονται κατά ύψος υ στον x-άξονα, συνεπώς $A=0$. Οι υπόλοιπες σταθερές υπολογίστηκαν για τμήματα των ομοιωμάτων και δόθηκαν στην κάρτα επιφανειών με τον τρόπο που απαιτείται από τον κώδικα π.χ. στις γραμμές 80, 81 και 82 ενός αρχείου εισόδου δίνονται οι σταθερές για τη λεκάνη, το θώρακα και το κεφάλι για το ομοίωμα BOMAB ενήλικης γυναίκας ύψους 164 cm και μάζας 60.016 kg:

80	SQ	0 95.06 194 0 0 0 -18442 0 0 -5	\$ΛΕΚΑΝΗ
81	SQ	0 95.06 194 0 0 0 -18442 0 0 -5	\$ΘΩΡΑΚΑΣ
82	SQ	0 92.16 58.06 0 0 0 -5351 0 0 -5	\$ΚΕΦΑΛΙ

B) Για κυλίνδρους παράλληλους π.χ. στο x-άξονα η επιφάνεια C/X δίνεται από τη σχέση:

$$(y-y_0)^2 + (z-z_0)^2 - R^2 = 0$$

Οι σταθερές που ζητούνται στην κάρτα επιφανειών στο αρχείο εισόδου του κώδικα στην περίπτωση αυτή είναι: y_0 , z_0 , R.

Η τιμή πυκνότητας που χρησιμοποιήθηκε για το υλικό του ομοιώματος μορφής BOMAB ήταν 1 gr cm^{-3} .

8.5.2. Ομοίωμα των Cristy και Eckerman με όργανα

Όσον αφορά τα ομοιώματα που προέκυψαν από το πρόγραμμα «Bodybuilder», οι τιμές των σταθερών για κάθε εξίσωση δίνονται στους Πίνακες 8.24 και 8.25. Ειδικά για τα όργανα και το σκελετικό σύστημα που προσομοιάστηκε, η πλήρης περιγραφή των εξισώσεων και των σταθερών δίνονται στην αναφορά των Cristy και Eckerman (ORNL 1987). Στην περίπτωση αυτή, το Καρτεσιανό Σύστημα συντεταγμένων ορίστηκε όπως φαίνεται στο σχήμα 8.5, δηλαδή ο z-άξονας (σάρωσης) κατευθύνεται από τα κάτω άκρα προς το κεφάλι, ο x-άξονας δεξιά του μοντέλου προς τα αριστερά, και ο y-άξονας από μπροστά προς τα πίσω. Η αρχή των αξόνων ορίζεται στο κέντρο μιας τομής στη βάση του κορμού.

Για την προσομοίωση των ανατομικών περιοχών του ομοιώματος, οι επιφάνειες που χρησιμοποιήθηκαν περιγράφονται στη συνέχεια:

A) Κεφάλι-λαιμός

Περιγράφεται από την εξίσωση (8.2) για ελλειψοειδή κύλινδρο και τη (8.3) για μισό ελλειψοειδές :

$$\left(\frac{x}{A_H}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_H}\right)^2 \leq 1, \quad C_T \leq z \leq C_T + C_{H1} \quad (8.2)$$



Σχεδίαση και ανάπτυξη πρότυπου Μετρητή Ολόσωμου Ακτινοβολίας

$$\left(\frac{x}{A_H}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_H}\right)^2 + \left[\frac{z - (C_T + C_{H1})}{C_{H2}}\right]^2 \leq 1, \quad z > C_T + C_{H1} \quad (8.3)$$

B) Κορμός

Παριστάνεται από ελλειπτικό κύλινδρο με την εξίσωση:

$$\left(\frac{x}{A_T}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_T}\right)^2 \leq 1, \quad 0 \leq z \leq C_T$$

Γ) Κάτω άκρα

Παριστάνονται από δύο κόλινδρους κώνους με εξίσωση:

$$x^2 + y^2 \leq \pm x \left(A_T + \frac{A_T}{C_L} z \right), \quad -C_L \leq z \leq 0$$

Όπου το \pm διαχωρίζει το αριστερό από το δεξιό κάτω άκρο.

Δ) Μαστοί

Παριστάνονται από μέρη δύο ελλειψοειδών προσκολλημένα στον κορμό της ενήλικης γυναίκας και περιγράφονται από τις εξισώσεις:

$$\left(\frac{x-x_o}{a}\right)^2 + \left(\frac{y-y_o}{b}\right)^2 + \left(\frac{z-z_o}{c}\right)^2 \leq 1$$

$$\text{και} \left(\frac{x}{A_T}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_T}\right)^2 > 1$$

$$\text{όπου } y_o = -B_T \sqrt{1 - \left(\frac{x_o}{A_T}\right)^2}$$

Το x_o λαμβάνει θετική και αρνητική τιμή (Πίνακας 8.25), που ανταποκρίνονται στον αριστερό και δεξιό μαστό αντίστοιχα.

Οι τιμές πυκνοτήτων που χρησιμοποιεί το πρόγραμμα στις προσομοιώσεις για τα υλικά του ομοιώματος δίνονται στον Πίνακα 8.26.

Πίνακας 8.26: Χαρακτηριστικά υλικών ομοιωμάτων στο BODYBUILDER		
Υλικό	Περιγραφή	Πυκνότητα (gr cm ⁻³)
1	Μαλακός ιστός	1.04
2	Πνεύμονες	0.296
3	Σκελετός	1.4

Ένα αρχείο εισόδου του κώδικα για το ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman με ομοιόμορφη κατανομή φωτονίων 0.662 MeV ακολουθεί στο Παράρτημα της παρούσας μελέτης.



8.6. ΚΑΤΑΝΟΜΕΣ ΡΑΔΙΟΝΟΥΚΛΙΔΙΩΝ ΣΤΑ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ

Για το ομοίωμα μορφής BOMAB οι κατανομές ραδιονουκλιδίων ήταν ομοιόμορφες. Μελετήθηκε η απόδοση στο ^{40}K και στο ^{137}Cs και προέκυψαν καμπύλες βαθμονόμησης αλλά και μαθηματικές σχέσεις που αφορούν: α) τη μεταβολή της απόδοσης με την ηλικία και β) τη μεταβολή της απόδοσης με τη μάζα του ομοιώματος για τρία διαφορετικά ύψη.

Για το ομοίωμα των Cristy και Eckerman με όργανα (Bodybuilder), μελετήθηκε η απόδοση του MOA για ομοιόμορφη κατανομή σε ενέργειες φωτονίων 0.060, 0.140, 0.365, 0.662 και 1.46 MeV. Για ανομοιόμορφες κατανομές διακρίθηκαν οι ακόλουθες περιπτώσεις:

- α) κατανομή ρν που εκπέμπουν φωτόνια ενέργειας 0.060, 0.140, 0.662 και 1.46 MeV στα μαλακά μόρια στο ομοίωμα ενήλικα
- β) κατανομή ρν που εκπέμπουν φωτόνια ενέργειας 0.060, 0.140, 0.662 και 1.46 MeV στο σκελετό στο ομοίωμα ενήλικα
- γ) κατανομή ρν που εκπέμπουν φωτόνια ενέργειας 0.060, 0.140, 0.662 και 1.46 MeV στην ουροδόχο κύστη του ομοιώματος ενήλικα
- δ) κατανομή ρν που εκπέμπει φωτόνια ενέργειας 0.140 MeV στους πνεύμονες του ομοιώματος ενήλικα
- ε) κατανομή ρν που εκπέμπει φωτόνια 0.365 MeV στο θυρεοειδή του ομοιώματος ενήλικα
- στ) κατανομή ρν που εκπέμπει φωτόνια 1.46 MeV στα μαλακά μόρια στο ομοίωμα ενήλικης γυναίκας και εννέα μηνών εγκύου
- ι) κατανομή ρν που εκπέμπει φωτόνια 0.662 MeV στα μαλακά μόρια στο ομοίωμα ενήλικης γυναίκας και εγκύου εννέα μηνών

8.7. ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΟΜΟΙΩΜΑΤΟΣ

Εκτός της γεωμετρικής εξάρτησης της απόδοσης του MOA, η οποία οφείλεται στις διαστάσεις του ομοιώματος, υπάρχει και η γεωμετρική εξάρτηση που οφείλεται στη σχετική θέση της ανιχνευτικής διάταξης με τον εξεταζόμενο.

Η μέθοδος Monte-Carlo είναι κατάλληλη και χρησιμοποιείται για την εύρεση του διορθωτικού παράγοντα μετατόπισης κατά τον y -άξονα και για την εκτίμηση των εισερχόμενων σφαλμάτων στην περίπτωση αυτή (*Ulanovsky και συν. 1997*). Επιλέχθηκε ένα εκ των ομοιωμάτων και εκτιμήθηκε η μεταβολή της απόδοσης σε ομοιόμορφη κατανομή φωτονίων 1.46 MeV, με μετατόπισή του κατά 2, 4 και 6 cm κατά τη διεύθυνση του y -άξονα. Έγιναν υπολογισμοί για πέντε θέσεις σάρωσης 0, ± 45 , ± 85 cm.



ΚΕΦΑΛΑΙΟ 9

Χαρακτηριστικά ανιχνευτών NaI(Tl) ΜΟΑ

9.1. ΕΝΕΡΓΟΣ ΟΓΚΟΣ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ NaI(Tl)

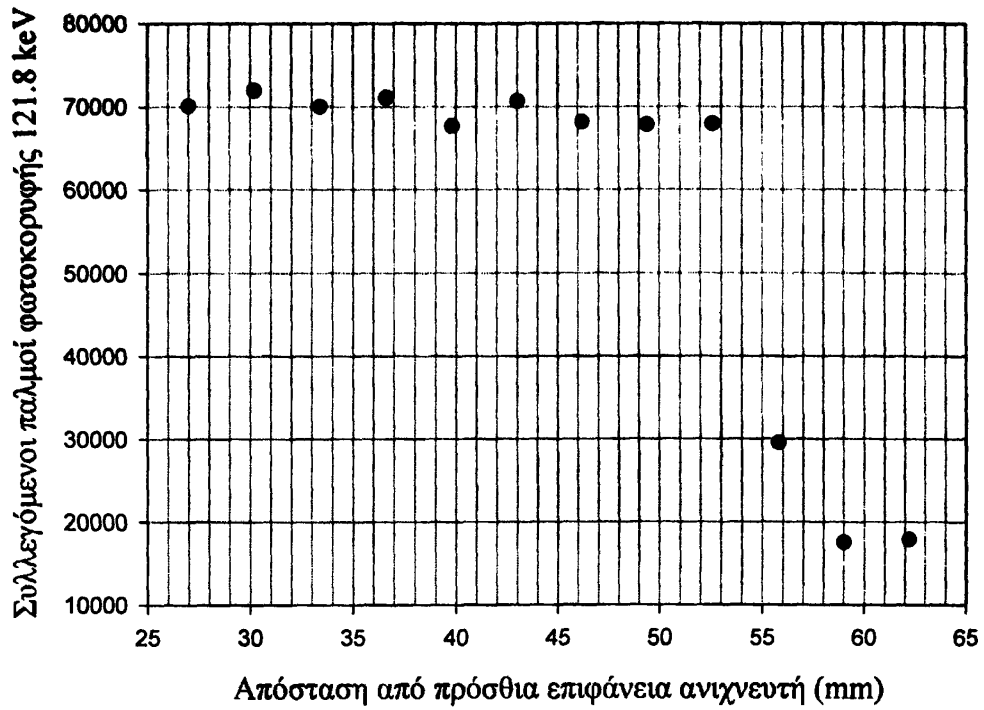
Για την κατανόηση της επίδρασης, που μπορεί να έχουν μικρές αλλαγές στις γεωμετρικές διαστάσεις του κρυστάλλου στην απόδοση, υπολογίσθηκε αυτή σε ανιχνευτή τύπου A1 για δύο διαμέτρους που διέφεραν μεταξύ τους κατά 8mm σε δύο διαφορετικές ενέργειες. Στην περίπτωση των φωτονίων 344 keV, (περιγραφή πειραματικής διάταξης στην παράγραφο 6.2.2.2, σχήμα 6.7), η απόδοση σε σημειακή πηγή αυξάνεται 11.6 % (από 5.546 E-03 σε 6.188 E-03) με αύξηση της διαμέτρου από 14.2 cm σε 15.0 cm. Στην περίπτωση φωτονίων 1408 keV η αύξηση είναι επίσης 11.5% (από 1.682 E-03 σε 1.878 E-03).

Με τη βοήθεια της ακτινογραφίας που λήφθηκε σε ανιχνευτή τύπου A1 διαπιστώθηκε ότι η πρόσθια επιφάνεια του κρυστάλλου απέχει 0.9 cm από την πρόσθια επιφάνεια του δοχείου αλουμινίου που περιβάλλει τον κρύσταλλο (παράθυρο εισόδου), ενώ οι δύο επιφάνειες περιφερειακά απέχουν κατά 0.4 cm. Η διάμετρος του κρυστάλλου μετρήθηκε 14.9 cm έναντι των 15.7 cm που δίνει ο κατασκευαστής.

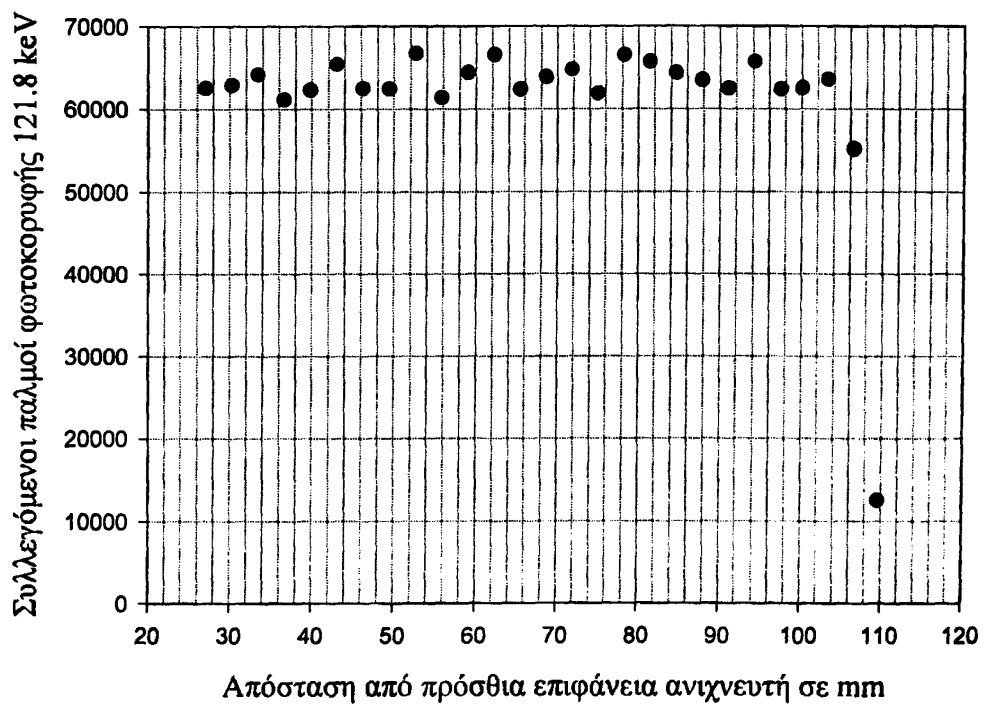
Η ίδια διαδικασία ακολουθήθηκε και για ανιχνευτή τύπου A2 και διαπιστώθηκε ότι η πρόσθια επιφάνεια του κρυστάλλου απέχει επίσης 0.9 cm από την πρόσθια επιφάνεια του δοχείου αλουμινίου (παράθυρο εισόδου) ενώ οι δύο επιφάνειες περιφερειακά απέχουν κατά 0.4 cm. Η διάμετρος του κρυστάλλου υπολογίζεται στα 28.4 cm έναντι των 29.2 cm που αναφέρει ο κατασκευαστής.

Για τον προσδιορισμό του ενεργού πάχους των κρυστάλλων η σάρωση τους με σημειακή πηγή ^{152}Eu , όπως περιγράφεται στην παράγραφο 6.2.1, έδωσε τα αποτελέσματα που απεικονίζονται στις γραφικές παραστάσεις 9.1 και 9.2, όπου απεικονίζεται η μεταβολή του αριθμού των συλλεγομένων παλμών στο ενεργειακό παράθυρο 104 -134 keV για την ενέργεια 121.8 keV.





Σχήμα 9.1: Προσδιορισμός πάχους ενεργού όγκου ανιχνευτή A1



Σχήμα 9.2: Προσδιορισμός πάχους ενεργού όγκου ανιχνευτή A2



Με την ακτινογράφιση των Α1 και Α2 διαπιστώθηκε, όπως αναφέρθηκε, ότι η πρόσθια επιφάνεια του ενεργού όγκου απέχει από την πρόσθια επιφάνεια του ανιχνευτή 9 mm τόσο για τον Α1 όσο και για τον Α2. Κατά συνέπεια λαμβάνοντας υπόψη και τα σχήματα 9.1 και 9.2, όπου διαπιστώνεται ότι το πίσω όριο του ενεργού όγκου φθάνει στον Α1 τα 54 mm και στον Α2 τα 106 mm, συμπεραίνουμε ότι το ενεργό πάχος για τον Α1 είναι 4.5 cm και για τον Α2 9.7cm.

9.2. ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΙΣΟΔΥΝΑΜΟΥ ΠΑΧΟΥΣ ΑΛΟΥΜΙΝΙΟΥ ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΝΤΩΝ ΤΟΥ ΚΡΥΣΤΑΛΛΟΥ ΥΛΙΚΩΝ

Τα αποτελέσματα με τη χρήση του κώδικα MCNP4b για προσομοιώσεις γυμνού κρυστάλλου δίνουν διαφορετικά αποτελέσματα από ότι τα πειραματικά (Πίνακας 9.1). Οι διαφορές στα πειραματικά και υπολογιστικά αποτελέσματα οφείλονται στο υλικό το οποίο περιβάλλει τους κρυστάλλους. Η ύπαρξη του/των φωτοπολλαπλασιαστή/ών και η επίδραση των υλικών πίσω από τον κρύσταλλο επηρεάζει σε μικρό βαθμό την απόδοση. Για παράδειγμα βρέθηκε ότι πάχος αλουμινίου 10 mm πίσω από τον κρύσταλλο, μεταβάλλει την απόδοσή του στη φωτοκορυφή των 0.662 MeV κατά 0.03%.

Υπολογίστηκε ότι η αλουμίνα Al_2O_3 (ανακλαστής), που δεν προσομοιάστηκε στον υπολογισμό μας, δίνει εξασθένιση κατά $\approx 20\%$ μεγαλύτερη από ότι το αλουμίνιο ίσου πάχους λόγω της μεγαλύτερης πυκνότητάς της (3.95 g/cm^3 έναντι 2.7 g/cm^3). Συνεπώς το πάχος αλουμινίου που υπολογίζουμε στη συνέχεια και ανταποκρίνεται στο πάχος του δοχείου που περιέχει τον κρύσταλλο, είναι το ισοδύναμο πάχος των δύο υλικών και υπερτερεί του πραγματικού πάχους αλουμινίου.

Από τους Πίνακες 9.1 και 9.2 και τις γραφικές παραστάσεις των σχημάτων 9.3 και 9.4 διαπιστώνεται ικανοποιητική συσχέτιση των πειραματικών και υπολογιστικών αποτελεσμάτων, όταν ο κρύσταλλος τύπου Α1 περιβάλλεται από ισοδύναμο πάχος αλουμινίου 5mm και ο κρύσταλλος τύπου Α2 από 3 mm.

Ενέργεια φωτοκο- ρυφής (MeV)	Πίνακας 9.1: Απόδοση (%) φωτοκορυφής στον ανιχνευτή τύπου Α1							
	Πειρα- ματικά ¹	Υπολογιστικά ²						
		“Γυμνός”	Πάχος περιβλήματος αλουμινίου					
			1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	6mm
0.344	0.730	0.636	0.612	0.599	0.589	0.582	0.573	0.566
0.569	0.379	0.427	0.408	0.402	0.395	0.390	0.382	0.375
0.662	0.338	0.377	0.354	0.348	0.340	0.335	0.327	0.321
1.063	0.223	0.250	0.237	0.233	0.231	0.227	0.224	0.221
1.170	0.176	0.232	0.219	0.217	0.214	0.211	0.209	0.207
1.330	0.138	0.205	0.197	0.194	0.193	0.189	0.188	0.185
1.408	0.180	0.197	0.189	0.187	0.186	0.183	0.182	0.180

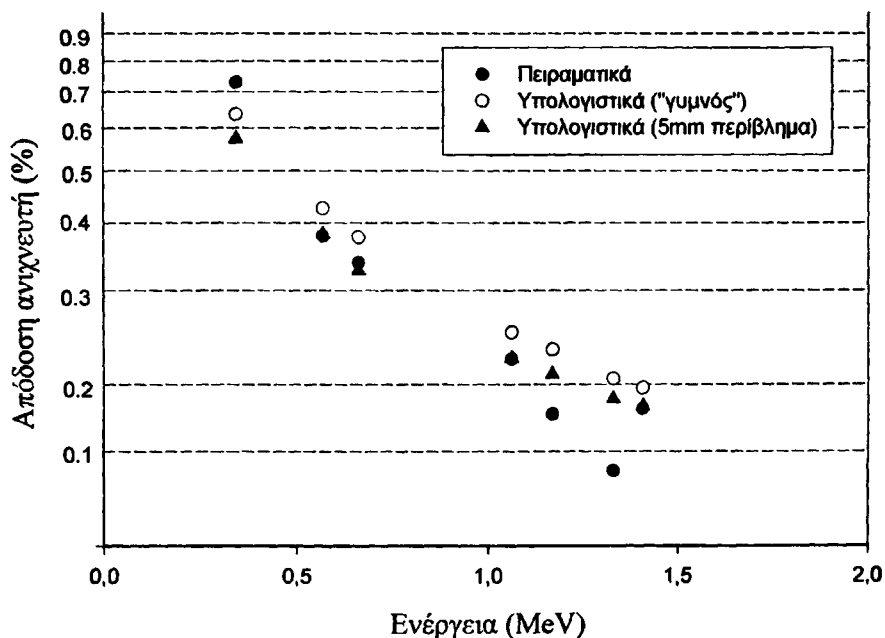
¹ Η ανακρίβεια στον πειραματικό υπολογισμό (ανακρίβεια πηγής) $< \pm 10\%$

² Η στατιστική ανακρίβεια που προκύπτει από τον κώδικα είναι < 1 για το τελευταίο δεκαδικό ψηφίο σε όλες τις περιπτώσεις.

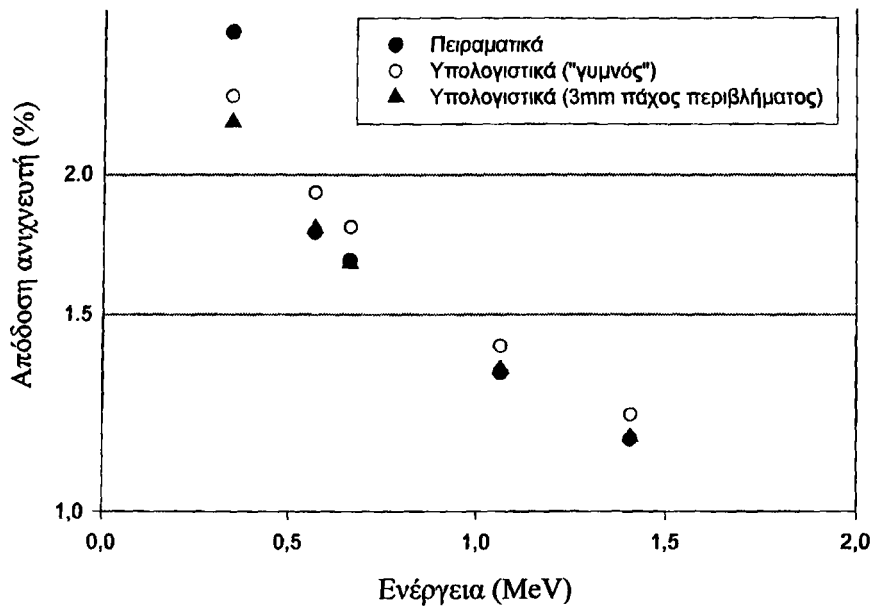


Ενέργεια φωτοκο- ρυφής (MeV)	Πίνακας 9.2: Απόδοση (%) φωτοκορυφής στον ανιχνευτή τύπου A2					
	Πειραματικά	"Γυμνός"	Υπολογιστικά			
			Πάχος περιβλήματος αλουμινίου			
			1mm	2mm	3mm	4mm
0.344	2.689	2.354	2.306	2.266	2.231	2.198
0.569	1.778	1.931	1.877	1.832	1.793	1.755
0.662	1.679	1.799	1.743	1.703	1.669	1.636
1.063	1.331	1.407	1.340	1.364	1.341	1.319
1.170	1.880	1.390	1.362	1.346	1.333	1.317
1.330						
1.408	1.161	1.221	1.197	1.183	1.166	1.156

Γενικά παρατηρείται ότι η απόδοση φωτοκορυφής είναι μεγαλύτερη για τον ανιχνευτή τύπου A2, που είναι μεγαλύτερων διαστάσεων, ενώ είναι επίσης μεγαλύτερη για χαμηλές ενέργειες λόγω επικράτησης σε αυτές του φωτοηλεκτρικού φαινομένου. Τα αποτελέσματα αυτά είναι σε συμφωνία με εκείνα άλλων ερευνητών (Ghanem 2000).



Σχήμα 9.3: Εκτίμηση πάχους περιβλήματος κρυστάλλου (A1) από πειραματικά και υπολογιστικά αποτελέσματα

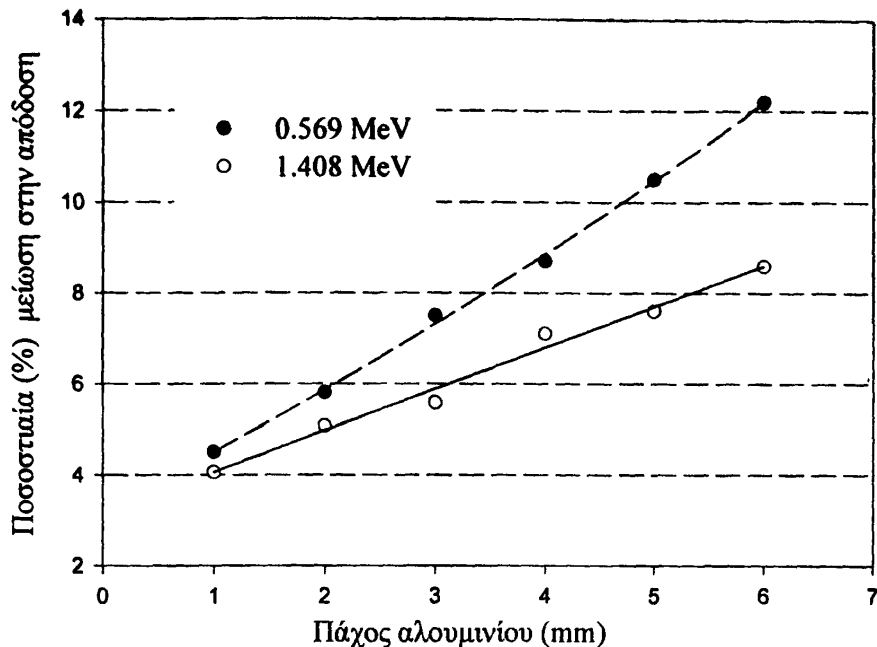


Σχήμα 9.4: Εκτίμηση πάχους περιβλήματος κρυστάλλου (A2) από πειραματικά και υπολογιστικά αποτελέσματα

Από τις γραφικές παραστάσεις των σχημάτων 9.3 και 9.4 παρατηρείται ότι υπάρχει έντονη απόκλιση μεταξύ πειραματικών και υπολογιστικών τιμών για την χαμηλότερη ενέργεια των 0.344 MeV και για τις ενέργειες του ^{60}Co στον ανιχνευτή τύπου A1 (στον ανιχνευτή τύπου A2 δεν λήφθηκαν υπόψη οι τιμές απόδοσης για το ^{60}Co). Αυτή δικαιολογείται από το γεγονός ότι :

- Για τα πειραματικά αποτελέσματα στις χαμηλές ενέργειες εντός της φωτοκορυφής εισέρχονται και παλμοί από σκεδαζόμενα φωτόνια υψηλότερων ενεργειών και συνυπολογίζονται, ενώ στον υπολογισμό με τον κώδικα λαμβάνονται μόνο τα πρωτογενή φωτόνια που απορροφούνται πλήρως στον ενεργό όγκο του ανιχνευτή.
- Η διακριτική ικανότητα του A1 (και πολύ περισσότερο του A2) δεν είναι ικανή να διακρίνει καλά τις φωτοκορυφές 1.17 και 1.33 MeV του ^{60}Co με αποτέλεσμα, στις πειραματικές τιμές, το ενεργειακό παράθυρο που ορίζουμε για κάθε ενέργεια χωριστά να αποκόβει συλλεγόμενες κρούσεις, κάτι που δε συμβαίνει με τον κώδικα (συλλεγόμενες κρούσεις σε μορφή ιστογράμματος).

Στο σχήμα 9.5 παρουσιάζεται η μεταβολή στην απόδοση του ανιχνευτή A1 με το ισοδύναμο πάχος περιβλήματος αλουμινίου του κρυστάλλου, από υπολογιστικά αποτελέσματα. Οι υπολογισμοί υπερεκτιμούν την μείωση της απόδοσης στην φωτοκορυφή, αφού στον κώδικα οι κρούσεις από σκεδαζόμενα φωτόνια, που θα είναι μέρος στην πειραματική φωτοκορυφή, δεν συνυπολογίζονται.



Σχήμα 9.5: Μείωση απόδοσης συναρτήσει πάχους περιβλήματος κρυστάλλου για δύο ενέργειες

Η κάλυψη με κάδμιο (1mm) του ανιχνευτή τύπου A2 για θωράκιση από τα θερμικά νετρόνια επηρεάζει την απόδοση, όπως παρατηρείται συγκρίνοντας τους Πίνακες 9.2 και 9.3. Η μεταβολή (μείωση της απόδοσης) κυμαίνεται από 2% στις υψηλές ενέργειες έως και 7.5% στις χαμηλότερες. Στον Πίνακα 9.3 παρατηρείται και η καλή σύμπτωση πειραματικών και υπολογιστικών αποτελεσμάτων στην περίπτωση αυτή.

Ενέργεια φωτοκορυφής (MeV)	Πίνακας 9.3: Απόδοση (%) φωτοκορυφής στον ανιχνευτή τύπου A2	
	Πειραματικά ¹	Υπολογιστικά ²
	Κάδμιο 1mm	Περίβλημα αλουμινίου 3mm και κάδμιο 1mm
0.344	2.453	2.064
0.569	1.643	1.679
0.662	1.548	1.588
1.063	1.299	1.286
1.170	1.720	1.318
1.330		
1.408	1.098	1.142

¹ Η ανακρίβεια στον πειραματικό υπολογισμό (ανακρίβεια πηγής) $\leq \pm 10\%$

² Η στατιστική ανακρίβεια που προκύπτει από τον κώδικα είναι < 1 για το τελευταίο δεκαδικό ψηφίο σε όλες τις περιπτώσεις.

9.3. ΕΝΕΡΓΕΙΑΚΗ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ NaI(Tl)

Η ενεργειακή διακριτική ικανότητα ελέγχθηκε στην ενέργεια των 662 keV για το σύνολο των ανιχνευτών A1 (δεκαοχτώ) και A2 (δύο) με σκοπό να επισημανθούν τυχόν μεγάλες διαφορές μεταξύ τους. Η διάταξη που χρησιμοποιήθηκε απεικονίζεται



στο σχήμα 6.7 του Κεφ.6. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 9.4 για τους Α1 και 9.5 για τους Α2 (η αρίθμηση τους στους Πίνακες είναι τυχαία, ο αριθμός για τους Α1 που ακολουθεί το σύμβολο # είναι και η ταυτότητά τους).

Πίνακας 9.4: Ενεργειακή διακριτική ικανότητα ανιχνευτών Α1		
Ανιχνευτής	Ενεργειακή διακριτική ικανότητα (%)	Σφάλμα (%)
1(#27)	10.43	±0.93
2 (#29)	12.13	±0.77
3 (#12)	10.33	±0.62
4 (#11)	11.51	±1.00
5 (#4)	12.62	±1.30
6 (#42)	15.66	±1.10
7 (#5)	11.32	±0.58
8 (#46)	13.84	±1.10
9 (#36)	10.87	±0.77
10 (#48)	11.30	±1.13
11 (#6)	13.18	±0.91
12 (#38)	10.55	±0.66
13 (#32)	10.37	±0.53
14 (#43)	10.50	±0.69
15 (#7)	9.70	±1.10
16 (#2)	10.52	±0.86
17(#8)	10.43	±0.78
18(#45)	9.78	±1.09

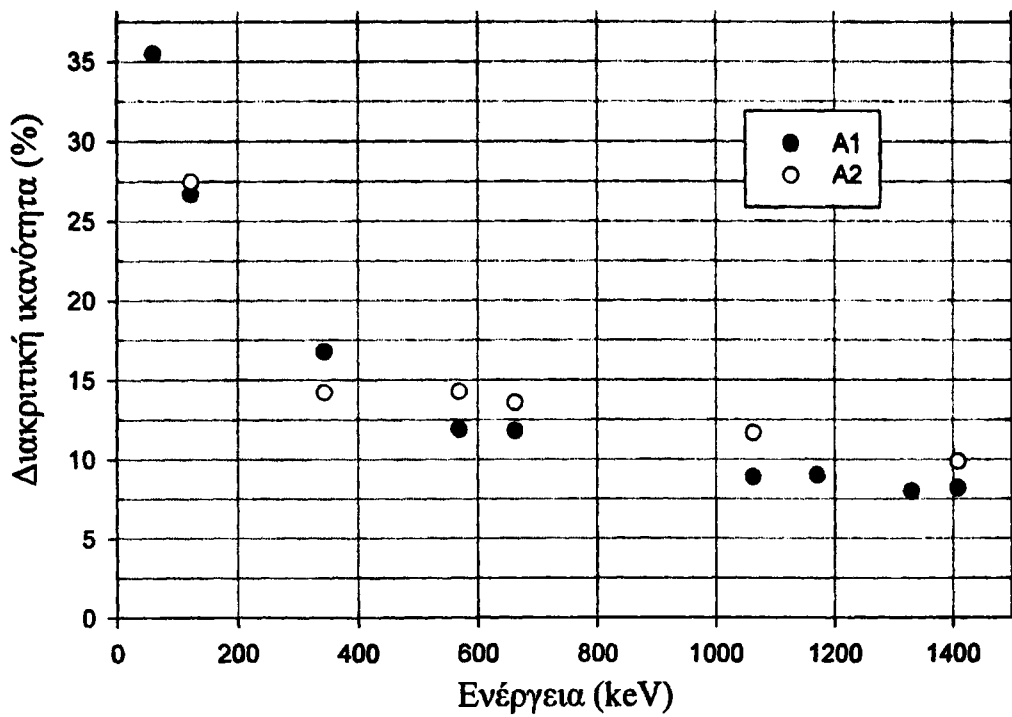
Πίνακας 9.5: Ενεργειακή διακριτική ικανότητα ανιχνευτών Α2		
Ανιχνευτής	Ενεργειακή διακριτική ικανότητα (%)	Σφάλμα (%)
19	13.50	±0.89
20	12.98	±1.12

Από τους Α1 ανιχνευτές θα γίνει χρήση δεκατεσσάρων στον ΜΟΑ. Η επιλογή βασίστηκε στον Πίνακα 9.4, όπου αποκλείστηκαν οι ανιχνευτές με τη χειρότερη ενεργειακή διακριτική ικανότητα δηλ. οι #42, #46, #6 και #4.

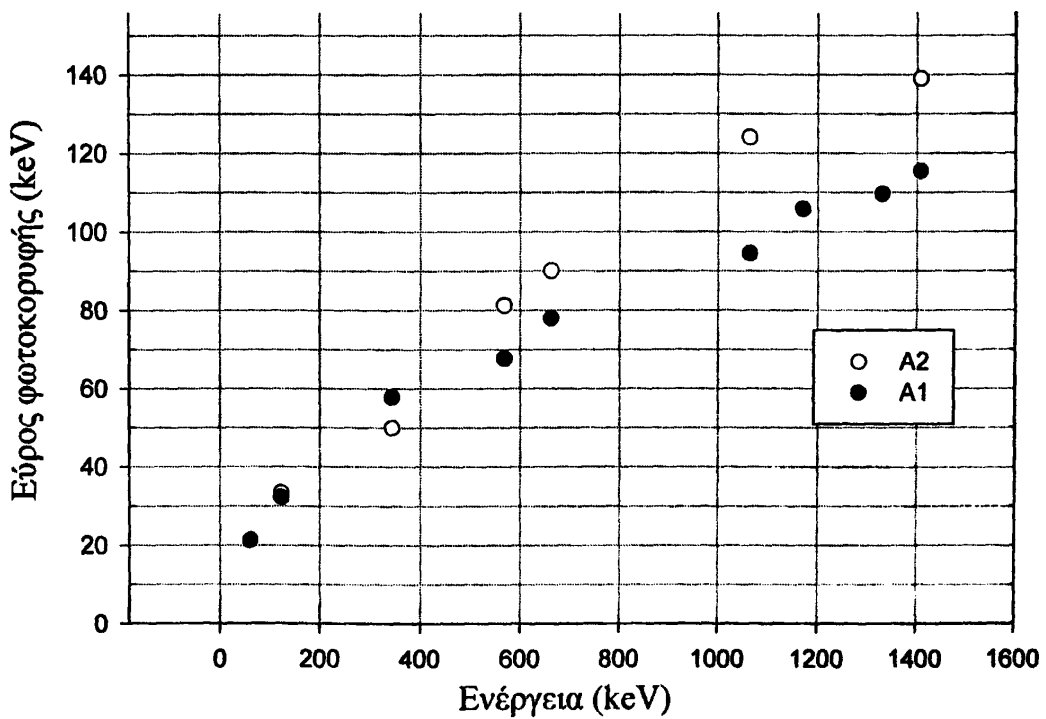
Μελετήθηκε στη συνέχεια πειραματικά, για έναν ανιχνευτή από κάθε τύπο, η διακριτική ικανότητα συναρτήσει της ενέργειας. Στις γραφικές παραστάσεις των σχημάτων 9.6 και 9.7 παρουσιάζονται :

- η ενεργειακή διακριτική ικανότητα σε συνάρτηση με την ενέργεια
- το ενεργειακό εύρος φωτοκορυφής ΔΕ σε συνάρτηση με την ενέργεια.



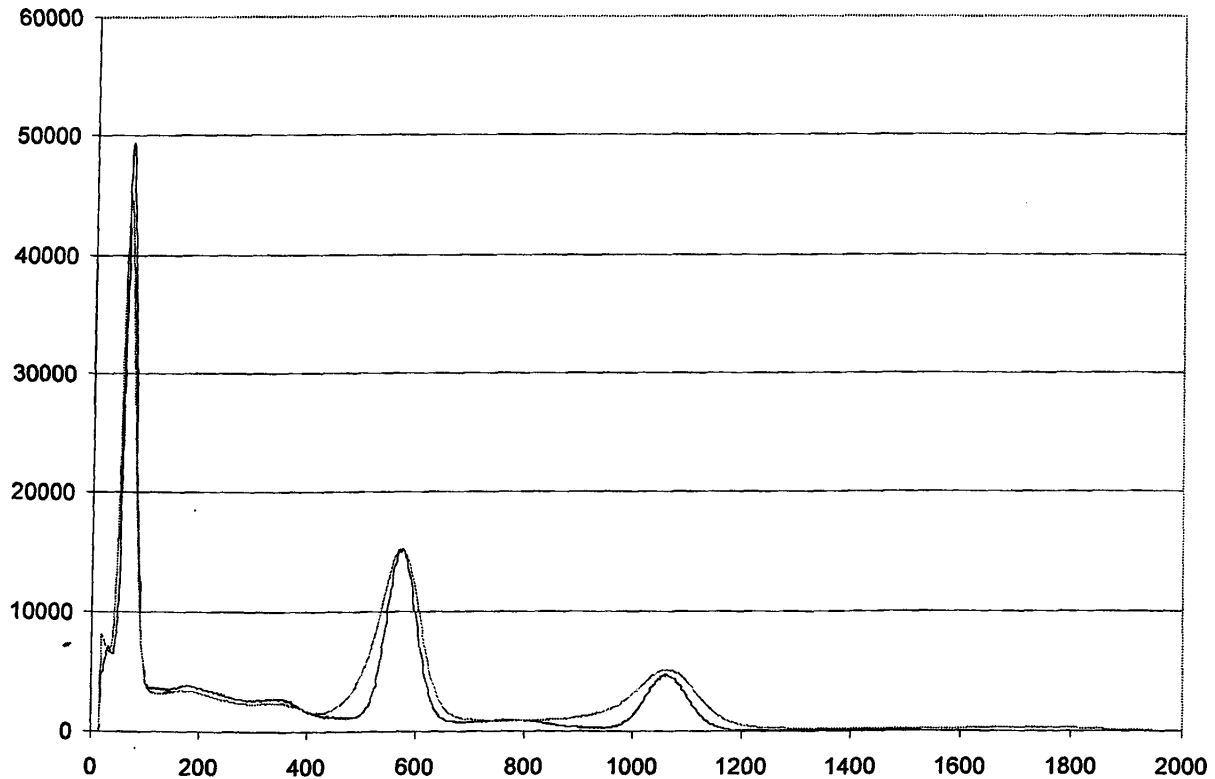


Σχήμα 9.6: Ενεργειακή διακριτική ικανότητα σε συνάρτηση με την ενέργεια για τους A1 και A2



Σχήμα 9.7: Εύρος φωτοκορυφής σε συνάρτηση με την ενέργεια για τους A1 και A2

Παρατηρείται ότι στις ενέργειες 662 keV και 1460 keV η διακριτική ικανότητα των ανιχνευτών Α1 είναι 11.8% και $\approx 8\%$. Αντίστοιχα για τον Α2 είναι 13.6% και $\approx 9.5\%$. Επιπλέον, στο σχήμα 9.8 απεικονίζεται ένα φάσμα φωτοκορυφών που λήφθηκε πειραματικά για σημειακή πηγή ^{214}Bi , με σύμπτωση των φωτοκορυφών για τους Α1 και Α2. Εμφανής είναι η υποδιέστερη διακριτική ικανότητα του Α2.



Σχήμα 9.8: Συλλεγόμενο φάσμα από πηγή ^{214}Bi (Α1 και Α2 ανιχνευτές).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 10

Επιλογή γεωμετρίας με βάση την προσομοίωση

10.1. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΩΝ

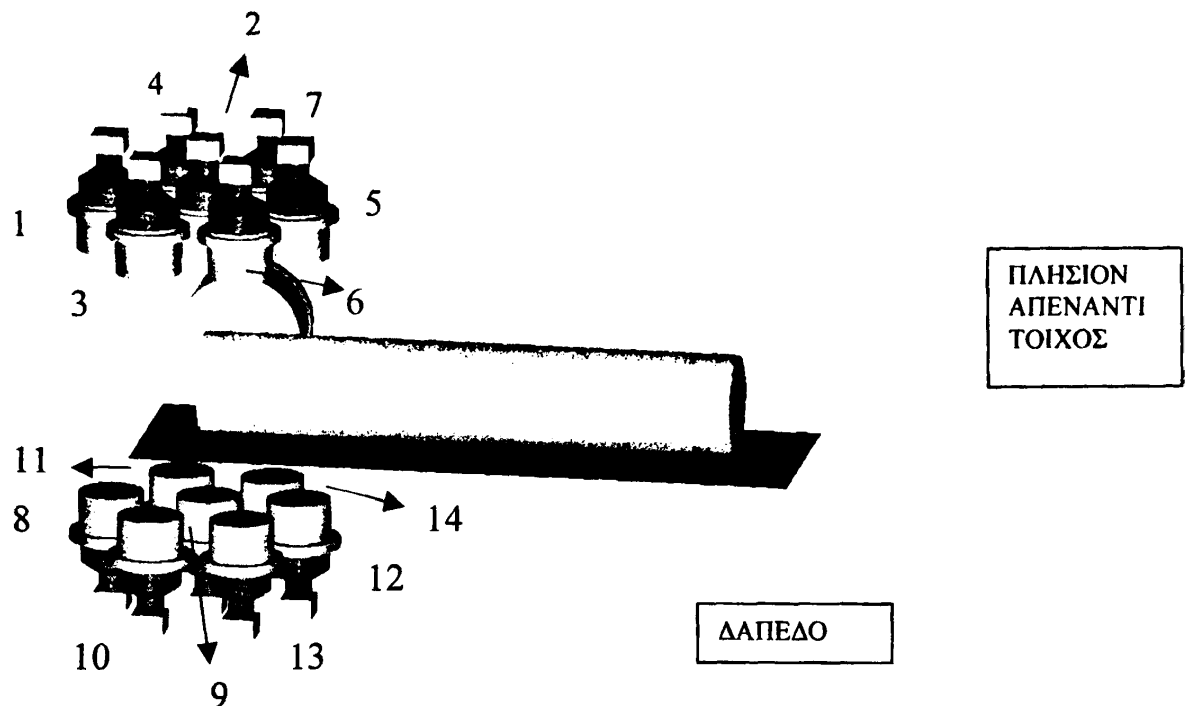
Στους Πίνακες 10.1-10.9 παρουσιάζονται αναλυτικά, για κάθε γεωμετρία, τα αποτελέσματα σε αριθμό φωτονίων με ενέργειες 1.17-1.75 MeV που φθάνουν και αλληλεπιδρούν σε κάθε ανιχνευτή ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 1.46 MeV από το ομοίωμα. Χρησιμοποιήθηκε η F4 tally στον κώδικα MCNP και με επεξεργασία των αποτελεσμάτων που λήφθηκαν, καταλήξαμε στη μονάδα : Αλληλεπιδρώντα Φωτόνια (σε ανιχνευτή) / Εκπεμπόμενο Φωτόνιο (ΑΦ/ΕΦ), για να γίνει η σύγκριση των γεωμετριών. Ο αριθμός των εκπεμπόμενων φωτονίων σε κάθε περίπτωση εξασφάλισε σχετικό σφάλμα $R < 0.10$ ώστε να θεωρούμε αξιόπιστα τα αποτελέσματα. Τα εκπεμπόμενα φωτόνια που αναφέρθηκαν προήλθαν είτε από το ομοίωμα είτε από μέρος του περιβάλλοντα χώρου (δάπεδο, τοίχος κ.α.), του οποίου η θέση σε σχέση με τους ανιχνευτές παρουσιάζεται στα σχήματα 10.1-10.5, για κάθε γεωμετρία. Η αρίθμηση των ανιχνευτών στα σχήματα ανταποκρίνεται στην αρίθμηση με την οποία καταγράφονται στους Πίνακες. Οι αριθμοί 1-14 αναφέρονται στους ανιχνευτές A1 και οι 15-16 στους A2. Με έντονη γραφή στους Πίνακες δίνονται τα συνολικά αποτελέσματα απόδοσης για τα δύο είδη ανιχνευτών.

10.1.1. Γεωμετρίες σάρωσης

Τα αποτελέσματα στους Πίνακες 10.1, 10.2, 10.3 για τη γεωμετρία A και 10.4, 10.5, 10.6 για τη γεωμετρία B, αφορούν τα ΑΦ/ΕΦ σε κάθε ανιχνευτή ως προς το ομοίωμα, τον πλησιέστερο τοίχο (απέναντι από το άνοιγμα της σήραγγας) και το δάπεδο μεταξύ τους. Η συνεισφορά του τοίχου, από την άλλη πλευρά του ανοίγματος της σήραγγας, μελετήθηκε και διαπιστώθηκε ότι είναι ασήμαντη λόγω της μεγάλης απόστασης από το ΜΟΑ. Επίσης διαπιστώθηκε ότι ασήμαντη είναι η συνεισφορά των πλαϊνών τοίχων και της οροφής. Η διάταξη των ανιχνευτών στις γεωμετρίες αυτές παρουσιάζεται στα σχήματα 10.1 και 10.2 αντίστοιχα. Το ομοίωμα απεικονίζεται πάνω στο κρεβάτι στη θέση + 85 cm.



10.1.1.1. Γεωμετρία Α



Σχήμα 10.1: Τοποθέτηση και αρίθμηση ανιχνευτών στη γεωμετρία Α

Πίνακας 10.1: Γεωμετρία Α – ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από το ομοίωμα			
Ανιχνευτής	Θέση κέντρου κυλινδρικού ομοιώματος σε σάρωση (x-άξονας)		
	0 cm	- 85 cm	+ 85 cm
1	0.305	0.257	0.086
2	0.318	0.173	0.170
3	0.242	0.165	0.090
4	0.235	0.176	0.099
5	0.313	0.084	0.271
6	0.244	0.085	0.176
7	0.242	0.092	0.165
8	0.309	0.246	0.074
9	0.315	0.162	0.160
10	0.236	0.159	0.095
11	0.217	0.160	0.090
12	0.303	0.071	0.247
13	0.240	0.090	0.152
14	0.231	0.093	0.154
Σύνολο A1	3.751	2.012	2.029
15	1.341	0.671	0.666
16	1.351	0.671	0.675
Σύνολο A2	2.693	1.341	1.341
Σύνολο A1+A2	6.444	3.353	3.370



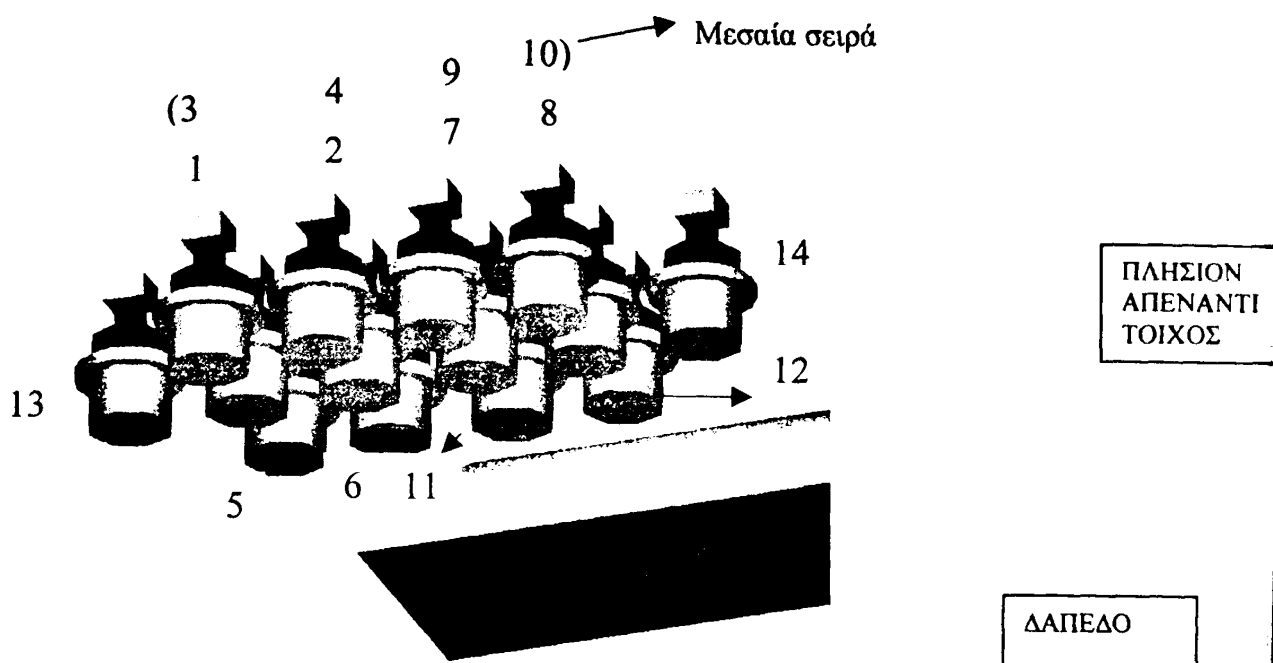
Πίνακας 10.2: Γεωμετρία Α – ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από τον πλησιέστερο απέναντι τοίχο

Ανιχνευτής	Θέση κέντρου κυλινδρικού ομοιώματος σε σάρωση (x-άξονας)		
	0 cm	- 85 cm	+ 85 cm
1	4.43E-04	4.70E-04	3.83E-04
2	6.39E-04	6.69E-04	5.79E-04
3	6.32E-04	6.51E-04	5.22E-04
4	5.38E-04	5.79E-04	4.46E-04
5	1.28E-03	12.6E-04	11.5E-04
6	9.60E-04	9.45E-04	8.82E-04
7	1.00E-03	1.00E-03	9.22E-04
8	8.64E-04	1.37E-03	7.42E-04
9	1.70E-03	2.60E-03	1.43E-03
10	1.11E-03	1.81E-03	9.46E-04
11	1.00E-03	1.69E-03	8.22E-04
12	2.13E-03	3.22E-03	1.84E-03
13	2.05E-03	2.66E-03	1.70E-03
14	1.58E-03	2.14E-03	1.32E-03
Σύνολο A1	1.59E-02	2.11E-02	1.37E-02
15	2.61E-03	4.13E-03	2.28E-03
16	1.88E-03	2.47E-03	1.43E-03
Σύνολο A2	4.49E-03	6.60E-03	3.71E-03
Σύνολο A1+A2	20.39E-03	27.7E-03	17.41E-03

Πίνακας 10.3 : Γεωμετρία Α – ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από το δάπεδο

Ανιχνευτής	Θέση κέντρου κυλινδρικού ομοιώματος σε σάρωση (x-άξονας)		
	0 cm	- 85 cm	+ 85 cm
1	1.36E-03	2.25E-03	1.22E-03
2	2.04E-03	3.01E-03	1.92E-03
3	1.62E-03	2.36E-03	1.43E-03
4	1.53E-03	2.37E-03	1.45E-03
5	3.96E-03	5.07E-03	3.75E-03
6	2.93E-03	3.86E-03	2.77E-03
7	2.83E-03	3.77E-03	2.12E-03
8	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00
9	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00
10	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00
11	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00
12	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00
13	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00
14	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00
Σύνολο A1	1.63E-02	2.27E-02	1.47E-02
15	2.18E-03	2.95E-03	2.11E-03
16	1.96E-03	2.59E-03	2.00E-03
Σύνολο A2	4.14E-03	5.54E-03	4.11E-03
Σύνολο A1+A2	2.044E-02	2.824E-02	1.881E-02

10.1.1.2. Γεωμετρία Β



Σχήμα 10.2: Τοποθέτηση και αρίθμηση ανιχνευτών στη γεωμετρία Β

Πίνακας 10.4: Γεωμετρία Β - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από το ομοίωμα			
Ανιχνευτής	Θέση κέντρου κυλινδρικού ομοιώματος σε σάρωση (x-άξονας)		
	0 cm	- 85 cm	+ 85 cm
2	0.235	0.280	0.062
3	0.238	0.225	0.124
4	0.313	0.427	0.078
5	0.316	0.313	0.161
6	0.254	0.274	0.066
7	0.245	0.220	0.133
8	0.244	0.127	0.225
9	0.244	0.065	0.278
10	0.314	0.158	0.323
11	0.317	0.068	0.421
12	0.253	0.128	0.227
13	0.239	0.064	0.283
14	0.283	0.502	0.042
15	0.278	0.039	0.498
Σύνολο Α1	3.773	2.891	2.922
15	1.345	0.647	0.637
16	1.366	0.653	0.644
Σύνολο Α2	2.711	1.300	1.281
Σύνολο Α1+Α2	6.484	4.191	4.203

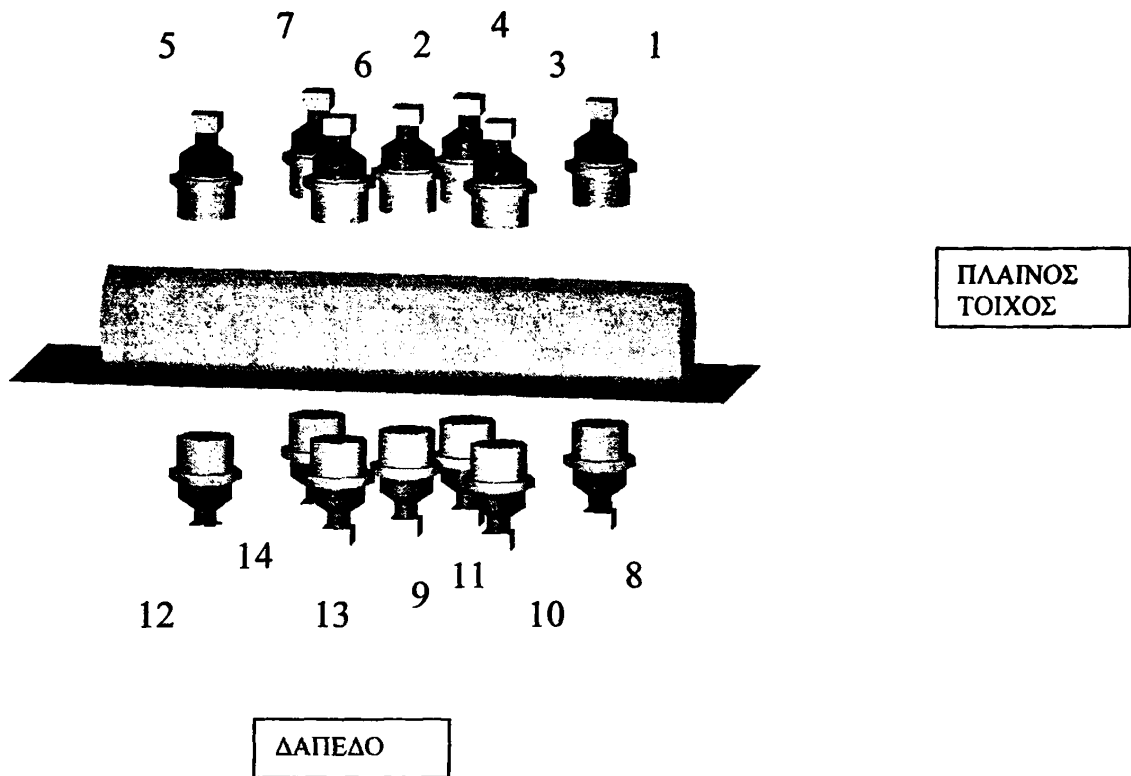
Πίνακας 10.5: Γεωμετρία Β - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από τον απέναντι τοίχο			
Ανιχνευτής	Θέση κέντρου κυλινδρικού ομοιώματος σε σάρωση (x-άξονας)		
	0 cm	- 85 cm	+ 85 cm
2	2.74E-04	3.33E-04	2.34E-04
3	3.43E-04	3.15E-04	2.51E-04
4	3.29E-04	2.98E-04	2.50E-04
5	4.50E-04	4.90E-04	4.38E-04
6	2.74E-04	3.10E-04	2.62E-04
7	5.26E-04	5.03E-04	4.21E-04
8	4.74E-04	4.89E-04	3.94E-04
9	9.49E-04	8.12E-04	8.03E-04
10	7.35E-04	7.16E-04	6.45E-04
11	1.34E-03	1.37E-03	1.29E-03
12	7.41E-04	7.23E-04	6.39E-04
13	1.23E-03	1.20E-03	1.21E-03
14	2.09E-03	1.96E-03	1.72E-03
15	2.25E-04	2.28E-04	2.12E-04
Σύνολο Α1	9.98E-03	9.75E-03	8.77E-03
15	2.32E-03	3.78E-03	1.95E-03
16	1.85E-03	2.33E-03	1.39E-03
Σύνολο Α2	4.17E-03	6.12E-03	3.34E-03
Σύνολο Α1+Α2	1.42E-02	1.59E-02	1.21E-02

Πίνακας 10.6: Γεωμετρία Β - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από το δάπεδο			
Ανιχνευτής	Θέση κέντρου κυλινδρικού ομοιώματος σε σάρωση (x-άξονας)		
	0 cm	- 85 cm	+ 85 cm
2	1.92E-03	3.24E-03	1.80E-03
3	2.92E-03	4.47E-03	2.36E-03
4	2.10E-03	3.49E-03	1.83E-03
5	2.87E-03	4.65E-03	2.53E-03
6	1.97E-03	3.63E-03	1.66E-03
7	3.34E-03	4.73E-03	2.81E-03
8	5.29E-03	7.14E-03	3.99E-03
9	7.65E-03	8.76E-03	5.57E-03
10	5.14E-03	7.02E-03	3.99E-03
11	8.99E-03	1.09E-01	6.81E-03
12	5.27E-03	7.19E-03	4.28E-03
13	8.45E-03	9.37E-03	5.88E-03
14	1.72 E-03	2.98 E-03	1.09E-03
15	1.38 E-02	3.27 E-01	9.98E-03
Σύνολο Α1	7.14E-02	5.03E-01	5.46E-02
15	6.40E-03	8.69E-03	6.32E-03
16	6.72E-02	9.08E-03	6.33E-03
Σύνολο Α2	7.36E-02	1.78E-02	1.26E-02
Σύνολο Α1+Α2	1.45E-01	5.21E-01	6.72E-02

10.1.2. Γεωμετρίες ακίνητης κλίσης

Τα αποτελέσματα στους Πίνακες 10.7, 10.8 και 10.9 για τις γεωμετρίες Γ, Δ και Ε, αντίστοιχα, αφορούν τα ΑΦ/ΕΦ σε κάθε ανιχνευτή από το ομοίωμα, τον πλησιέστερο πλαϊνό τοίχο, την οροφή και το δάπεδο. Το ομοίωμα στην περίπτωση αυτή διατηρείται σταθερό στη θέση 0 cm πάνω στο κρεβάτι. Η επιρροή από τον απέναντι τοίχο μελετήθηκε και κρίθηκε ασήμαντη λόγω της μεγάλης απόστασης από το ΜΟΑ (σχ. 7.3). Η διάταξη των ανιχνευτών παρουσιάζεται στα σχήματα 10.3, 10.4 και 10.5 αντίστοιχα για κάθε γεωμετρία.

10.1.2.1. Γεωμετρία Γ



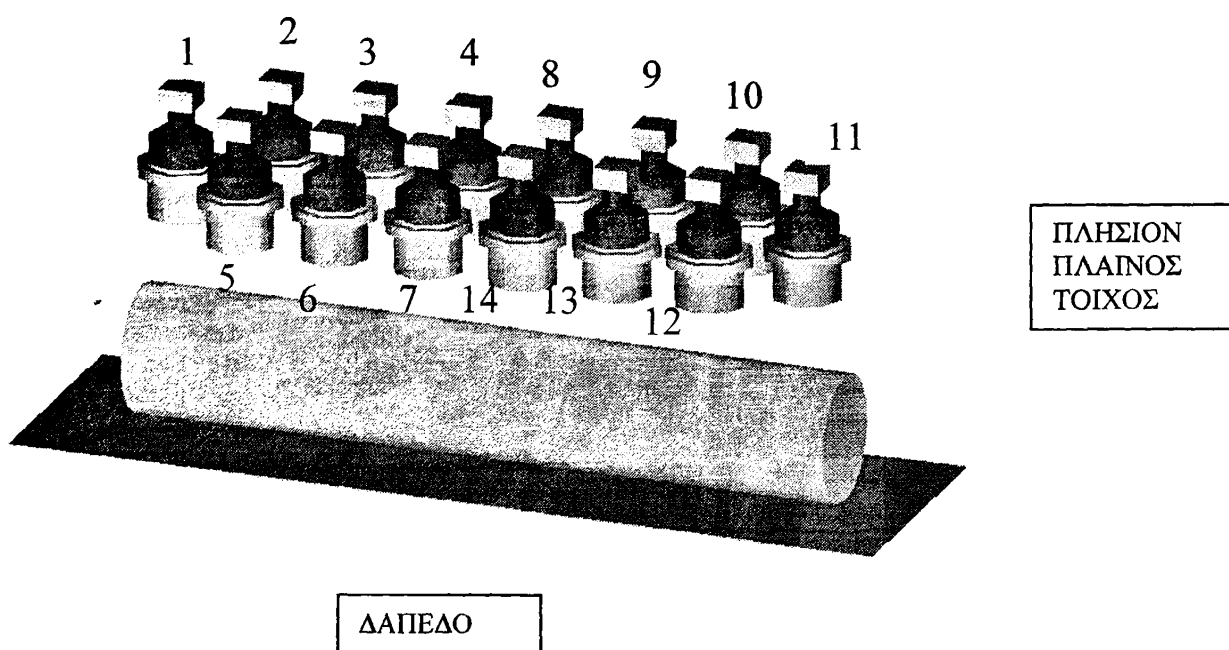
Σχήμα 10.3: Τοποθέτηση και αρίθμηση ανιχνευτών στη γεωμετρία Γ

Πίνακας 10.7: Γεωμετρία Γ – ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από:				
Ανιχνευτής	το ομοίωμα	τον πλαϊνό τοίχο	την οροφή	το δάπεδο
1	2.49E-01	2.47E-03	4.26E-05	7.26E-03
2	3.14E-01	2.91E-03	3.10E-05	1.16E-02
3	2.72E-01	3.84E-03	4.07E-05	1.51E-02
4	2.76E-01	2.56E-03	3.39E-05	7.90E-03
5	2.58E-01	2.10E-03	5.42E-05	1.43E-02
6	2.81E-01	2.36E-03	2.13E-05	1.51E-02
7	2.74E-01	1.90E-03	1.65E-05	7.29E-03
8	2.32E-01	6.87E-03	4.12E-04	0.00E+00



9	3.09E-01	8.67E-03	2.07E-03	0.00E+00
10	2.65E-01	1.23E-02	3.73E-03	0.00E+00
11	2.69E-01	6.86E-03	4.70E-04	0.00E+00
12	2.44E-01	7.40E-03	3.83E-03	0.00E+00
13	2.70E-01	9.64E-03	3.66E-03	0.00E+00
14	2.60E-01	5.11E-03	4.68E-04	0.00E+00
Σύνολο	3.77E+00	7.50E-02	1.49E-02	7.85E-02

10.1.2.2. Γεωμετρία Δ



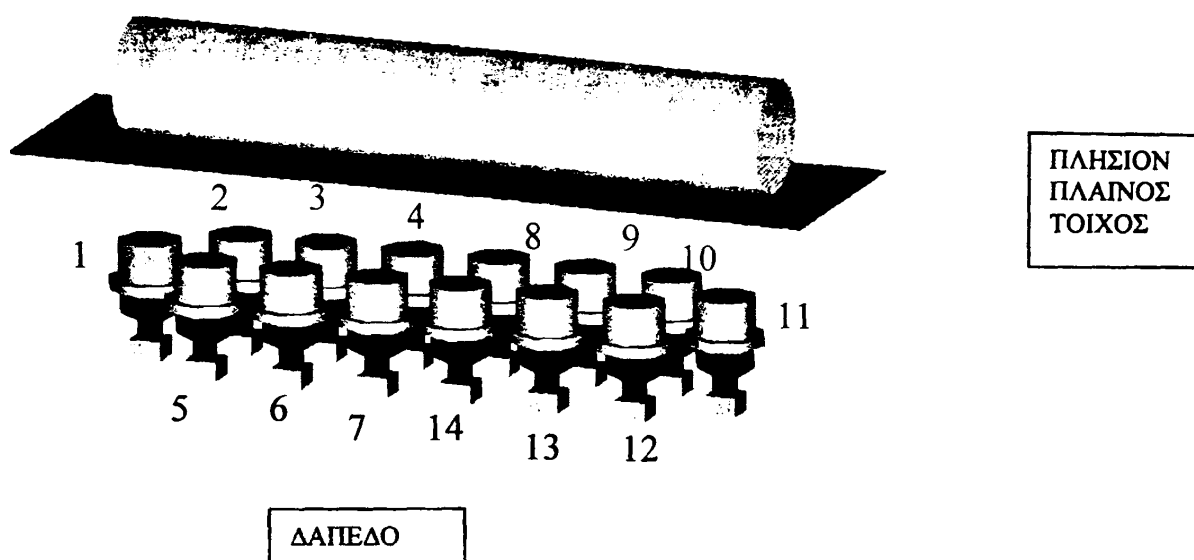
Σχήμα 10.4: Τοποθέτηση και αριθμηση ανιχνευτών στη γεωμετρία Δ

Πίνακας 10.8: Γεωμετρία Δ – ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από:

Ανιχνευτής	το ομοίωμα	τον πλαϊνό τοίχο	το δάπεδο χωρίς θωράκιση Pb	το δάπεδο χωρίς θωράκιση Pb
1	2.36E-01	1.26E-03	1.21E-02	7.34E-03
2	2.52E-01	1.91E-03	6.10E-03	3.90E-03
3	2.63E-01	2.15E-03	6.50E-03	3.67E-03
4	2.72E-01	2.32E-03	6.55E-03	3.82E-03
5	2.47E-01	1.93E-03	1.80E-02	1.05E-02
6	2.82E-01	2.61E-03	1.89E-02	1.18E-02
7	2.75E-01	3.27E-03	1.94E-02	1.21E-02
8	2.76E-01	2.96E-03	6.59E-03	3.62E-03

9	2.84E-01	2.68E-03	6.66E-03	3.58E-03
10	2.52E-01	2.78E-03	6.56E-03	3.93E-03
11	2.37E-01	3.30E-03	1.19E-02	7.40E-03
12	2.49E-01	4.91E-03	1.80E-02	1.10E-02
13	2.66E-01	4.22E-03	1.86E-02	1.09E-02
14	2.81E-01	3.56E-03	1.91E-02	1.18E-02
Σύνολο	3.65E+00	3.99E-02	1.75E-01	1.05E-01

10.1.2.3. Γεωμετρία E



Σχήμα 10.5: Τοποθέτηση και αρίθμηση ανιχνευτών στη γεωμετρία E

Πίνακας 10.9: Γεωμετρία E – ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από:			
Ανιχνευτής	το ομοίωμα	τον πλαϊνό τοίχο	την οροφή
1	2.11E-01	3.41E-03	1.78E-03
2	2.30E-01	2.82E-03	4.78E-04
3	2.62E-01	3.33E-03	5.82E-04
4	2.75E-01	3.76E-03	4.46E-04
5	2.31E-01	4.59E-03	3.63E-03
6	2.67E-01	5.18E-03	3.84E-03
7	2.74E-01	6.01E-03	3.55E-03
8	2.78E-01	3.92E-03	5.23E-04
9	2.64E-01	4.31E-03	4.36E-04
10	2.31E-01	4.13E-03	5.36E-04

11	2.29E-01	5.60E-03	1.81E-03
12	2.30E-01	4.77E-03	3.74E-03
13	2.66E-01	5.08E-03	3.69E-03
14	2.74E-01	6.56E-03	3.73E-03
Σύνολο	3.52E+00	7.02E-02	2.88E-02

10.2. ΣΥΓΚΕΝΤΡΩΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ –ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΩΝ

Στους Πίνακες 10.10-10.13 παρουσιάζονται συνοπτικά τα αποτελέσματα ΑΦ/ΕΦ (%) στις θεωρούμενες πηγές ακτινοβολίας φωτονίων 1.46 MeV (ομοίωμα, δάπεδο, οροφή κ.ά.) για κάθε γεωμετρία ΜΟΑ. Τα αποτελέσματα της ποσότητας ΑΦ/ΕΦ από το ομοίωμα και από τον περιβάλλοντα χώρο δεν σχετίζονται (γιατί δόθηκαν αυθαίρετες τιμές ενεργότητας), αλλά απλά αποτελούν μέτρο σύγκρισης των γεωμετριών. Στις γεωμετρίες σάρωσης Α και Β υπολογίστηκε ο μέσος όρος των τριών τιμών που λάβαμε για τις τρεις θέσεις του ομοιώματος και ο οποίος συμβολίζεται Αμ.ο. και Βμ.ο., αντίστοιχα. Οι τιμές στις παρενθέσεις για τις γεωμετρίες σάρωσης αφορούν τους ανιχνευτές Α2.

Πίνακας 10.10: Σύγκριση γεωμετριών - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ΜΟΑ για φωτόνια 1.46 MeV από το ομοίωμα

γεωμετρία	ομοίωμα στο κέντρο	ομοίωμα στη μέγιστη απόσταση από τοίχο, 85 cm	ομοίωμα στη μικρότερη απόσταση από τοίχο, +85 cm
A	3.751 (2.693)	2.012(1.341)	2.029 (1.341)
Αμ.ο.	2.597(1.792)		
B	3.773 (2.711)	2.891 (1.300)	2.922 (1.281)
Βμ.ο.	3.195 (1.764)		
Γ	3.77		
Δ	3.65		
E	3.52		

Πίνακας 10.11: Σύγκριση γεωμετριών - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ΜΟΑ για φωτόνια 1.46 MeV από τοίχο*

γεωμετρία	ομοίωμα στο κέντρο	ομοίωμα στη μέγιστη απόσταση από τοίχο, -85 cm	ομοίωμα στη μικρότερη απόσταση από τοίχο +85 cm
A	1.59E-02 (4.49E-03)	2.11E-02 (6.6E-03)	1.37E-02 (3.71E-03)
Αμ.ο.	1.69E-02(4.93E-03)		
B	9.98E-03 (4.17E-03)	9.75E-03 (6.12E-03)	8.77E-03 (3.34E-03)
Βμ.ο.	9.5E-03 (4.54E-03)		
Γ	7.5E-02		
Δ	3.99E-02		
E	7.02E-02		

*Για τις γεωμετρίες Α,Β πηγή είναι ο απέναντι από το άνοιγμα της σήραγγας τοίχος
Για τις γεωμετρίες Γ, Δ, Ε πηγή είναι ο πλαϊνός τοίχος στον ΜΟΑ



Πίνακας 10.12: Σύγκριση γεωμετριών - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ΜΟΑ για φωτόνια 1.46 MeV από δάπεδο

γεωμετρία	ομοίωμα στο κέντρο	ομοίωμα στη μέγιστη απόσταση από τοίχο -85cm	ομοίωμα στη μικρότερη απόσταση από τοίχο +85cm
A	1.63E-02(0.41E-02) 1.79E-02(0.46E-02)	2.27E-02(0.55E-02)	1.47E-02 (0.41E-02)
B	7.14E-02 (7.36E-02) 2.1E-01 (3.47E-02)	5.03E-01 (1.78E-02)	5.46E-02 (1.26E-02)
Γ	7.85E-02		
Δ	1.75E-01/1.05E-01 *		
E	-		

*Χωρίς θωράκιση Pb/με θωράκιση Pb

Πίνακας 10.13: Σύγκριση γεωμετριών - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ΜΟΑ για φωτόνια 1.46 MeV από οροφή

Γεωμετρία	ομοίωμα στο κέντρο	ομοίωμα στη μέγιστη απόσταση από τοίχο (-85cm)	ομοίωμα στη μικρότερη απόσταση από τοίχο (+85cm)
A	-	-	-
B	-	-	-
Γ	1.49E-02		
Δ	-		
E	2.88E-02		

Λαμβάνοντας υπόψη το χώρο στον οποίο θα τοποθετηθεί ο ΜΟΑ (βλ. Κεφ.7, σχήμα 7.1) και την τοποθέτησή του (σχήματα 7.2 και 7.3), υπολογίστηκε με βάση τα ως άνω αποτελέσματα η ποσότητα ΑΦ/ΕΦ 1.46 MeV από το υπόστρωμα (ακτινοβολία περιβάλλοντα χώρου) σαν άθροισμα τοίχων, δαπέδου και οροφής. Με τον τρόπο αυτό λήφθηκαν συγκεντρωτικά αποτελέσματα για κάθε γεωμετρία στους Πίνακες 10.14 (Α1 ανιχνευτές) και 10.15 (Α2 ανιχνευτές).

Σαν πηγές ακτινοβολίας υποστρώματος για τις γεωμετρίες Α και Β θεωρούμε:

$$\text{ΑΦ/ΕΦ από το υπόστρωμα σε γεωμετρίες σάρωσης} = \text{απόδοση από δάπεδο} \times 2 + \text{απόδοση από πλησίον απέναντι τοίχο} + \text{απόδοση από οροφή} \times 2 \quad (10.2.1)$$

Ανάλογα για τις γεωμετρίες Γ, Δ, και Ε για τον ίδιο λόγο λαμβάνουμε το:

$$\text{ΑΦ/ΕΦ από το υπόστρωμα σε γεωμετρίες σταθερής κλίνης} = \text{απόδοση από δάπεδο} + \text{απόδοση από πλαϊνό τοίχο} \times 2 + \text{απόδοση από οροφή}$$



Ο Παράγοντας Αξιολόγησης (ΠΑ), ο οποίος είναι ο τελικός και συγκεντρωτικός παράγοντας κρίσης λαμβάνεται από την ακόλουθη σχέση:

$$\text{ΠΑ} = (\text{ΑΦ/ΕΦ από το ομοίωμα}) / (\text{ΑΦ/ΕΦ από το υπόστρωμα})^{1/2} \quad (10.2.2)$$

Πίνακας 10.14: Αξιολόγηση γεωμετριών (ανιχνευτές τύπου A1)

Γεωμετρία	A	B	Γ	Δ	E
<i>ΑΦ/ΕΦ (%) από:</i>					
ομοίωμα	2.597	3.195	3.77	3.65	3.52
τοιχους	1.69E-02	0.95E-02	7.5E-02	3.99 E-02	7.02E-02
δάπεδο	1.79E-02	21.0E-02	7.85E-02	17.5E-02/ 10.5 E-02	-
οροφή	-	-	1.49E-02	-	2.88E-02
υπόστρωμα	5.27E-02	42.95E-02	23.44E-02	25.48E-02/ 18.48E-02	16.92E-02
ΠΑ	1.13	0.49	0.78	0.73/ 0.85	0.86

Πίνακας 10.15: Αξιολόγηση γεωμετριών (ανιχνευτές τύπου A2)

Γεωμετρία	A	B	Γ	Δ	E
<i>ΑΦ/ΕΦ % από:</i>					
ομοίωμα	1.792	1.764			
τοιχο	0.49E-02	0.45E-02			
δάπεδο	0.46E-02	3.47E-02			
οροφή	-	-			
υπόστρωμα	1.41E-02	7.39E-02			
ΠΑ	1.5	0.65			

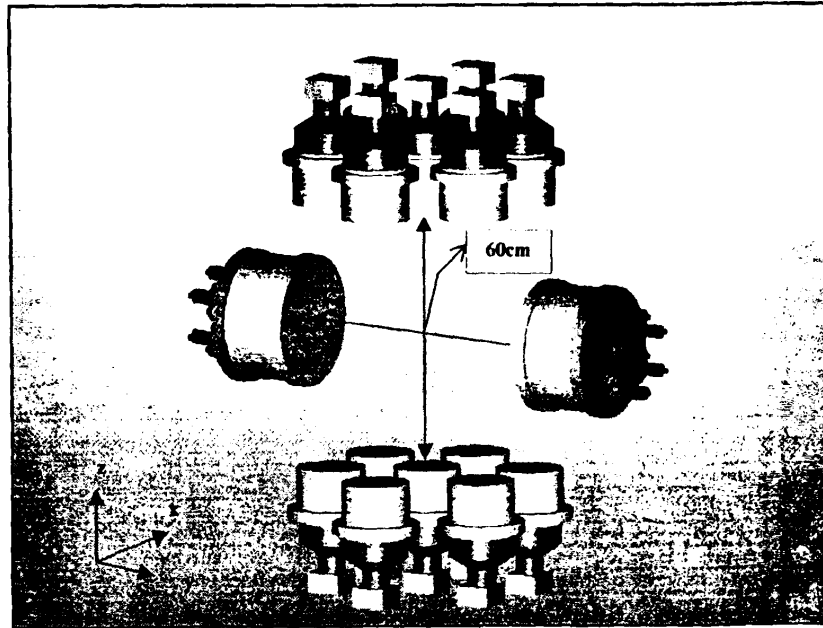
Διαπιστώνεται από τα αποτελέσματα των Πινάκων 10.14 και 10.15 ότι στη γεωμετρία A αντιστοιχεί ο μεγαλύτερος ΠΑ (1.13) για τους ανιχνευτές τύπου A1. Επιπλέον στην εν λόγω γεωμετρία είναι δυνατή και η χρήση των ανιχνευτών τύπου A2.

Η επόμενη παράγραφος ασχολείται με επιμέρους βελτιώσεις της επιλεχθείσας γεωμετρίας A.

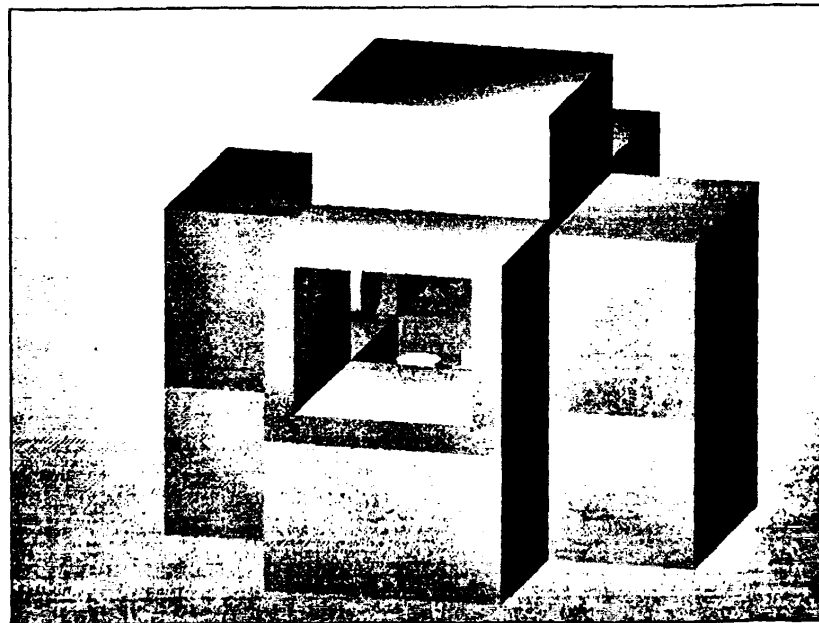


10.3. ΒΕΛΤΙΩΣΕΙΣ ΣΤΗΝ ΕΠΙΛΕΓΜΕΝΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ Α

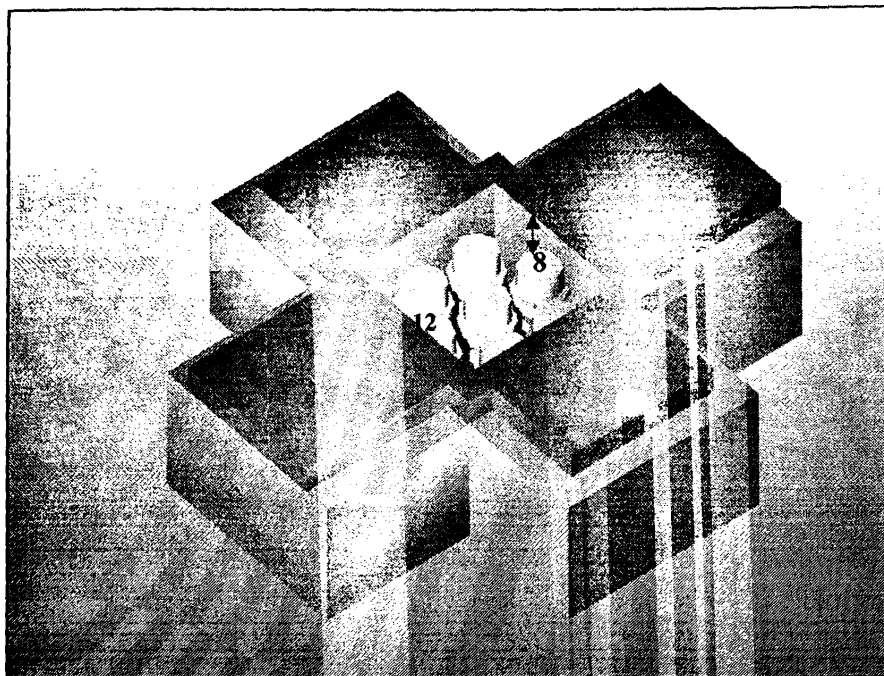
Στην γεωμετρία Α μελετήθηκαν ορισμένες τροποποιήσεις στην σχεδίαση, οι οποίες είχαν σαν αποτέλεσμα να αυξηθεί ο Παράγοντας Αξιολόγησης κατά 65%, αλλά να γίνει η γεωμετρία και λειτουργική. Η νέα τελική μορφή της παρουσιάζεται στα σχήματα 10.6, 10.7 και 10.8.



Σχήμα 10.6: Τοποθέτηση ανιχνευτών Α1 και Α2 εντός της σήραγγας



Σχήμα 10.7: Μολύβδινη θωράκιση της διάταξης των ανιχνευτών στο σχ.10.6



Σχήμα 10.8: Βάση από σκυρόδεμα – μολύβδινη θωράκιση και τοποθέτηση κάτω ανιχνευτών A1

Οι αποστάσεις μεταξύ των ανιχνευτών παρέμειναν οι ίδιες (σχήμα 10.6), οι δε αλλαγές συνοψίζονται στα ακόλουθα:

A) μετατόπιση της μολύβδινης θωράκισης όσο το δυνατόν πλησιέστερα στους ανιχνευτές τύπου A1 (κουτιά εσωτερικού χώρου $60 \times 60 \times 60 \text{ cm}^3$),

B) ανύψωση ΜΟΑ με τη χρήση βάσης από σκυρόδεμα ύψους 50cm, (το κάθε ένα από τα τμήματα της βάσης διαστάσεων $80 \times 60 \times 50 \text{ cm}^3$ - σχήμα 10.8),

Γ) μείωση ύψους σήραγγας από 60 cm σε 50 cm,

Δ) τοποθέτηση των κάτω ανιχνευτών τύπου A1 10 cm εσωτερικώς εντός της μολύβδινης θωράκισής τους,

Ε) μείωση του πάχους της μολύβδινης θωράκισης πάνω και εκατέρωθεν των ανιχνευτών τύπου A1 από 10 cm σε 5 cm.

Ο περιορισμός των ανιχνευτών τύπου A1 μεταφέροντας την μολύβδινη θωράκιση όσο το δυνατόν πλησιέστερα έγινε με σκοπό τη μείωση της ακτινοβολίας υποστρώματος και την αποφυγή μεγάλου ποσοστού σκεδαζόμενης ακτινοβολίας στους ανιχνευτές. Όσον αφορά την ανύψωση του ΜΟΑ, η εξεταστική κλίνη θα βρίσκεται περίπου στα 70 cm από το έδαφος και ο εξεταζόμενος θα τοποθετείται σε αυτή με μεγαλύτερη ευκολία και θα νιώθει λιγότερο άβολα κατά τη διάρκεια της εξέτασης.

Η πρόσθια επιφάνεια των κάτω ανιχνευτών τύπου A1, θα είναι σε βάθος 10 cm εντός του αντίστοιχου μολύβδινου κουτιού (στο ύψος της βάσης από σκυρόδεμα), δίνοντας τη δυνατότητα να μειωθεί το ύψος της σήραγγας από 60 cm σε 50 cm, χωρίς την προσέγγιση του εξεταζόμενου στην ομάδα ανιχνευτών τύπου A1 που θα τοποθετηθεί στην οροφή του ΜΟΑ, μεταβολή που θα οδηγούσε σε ενίσχυση του αισθήματος της κλειστοφοβίας και σε πιθανή αύξηση της ανομοιομορφίας μέτρησης. Τέλος με τη

μείωση του πάχους, μέρους της οροφής, από 10 σε 5 cm επιδιώκεται η μείωση του συνολικού βάρους θωράκισης χωρίς να αυξηθεί σημαντικά η συλλεγόμενη ακτινοβολία υποστρώματος. Η ποσοτικοποίηση της επίδρασης των εν λόγω αλλαγών παρουσιάζεται στις επόμενες παραγράφους.

10.3.1. Προσέγγιση της θωράκισης στους ανιχνευτές Α1 και μείωση του ύψους της σήραγγας

10.3.1.1. ΑΦ/ΕΦ στο ΜΟΑ από το ομοίωμα

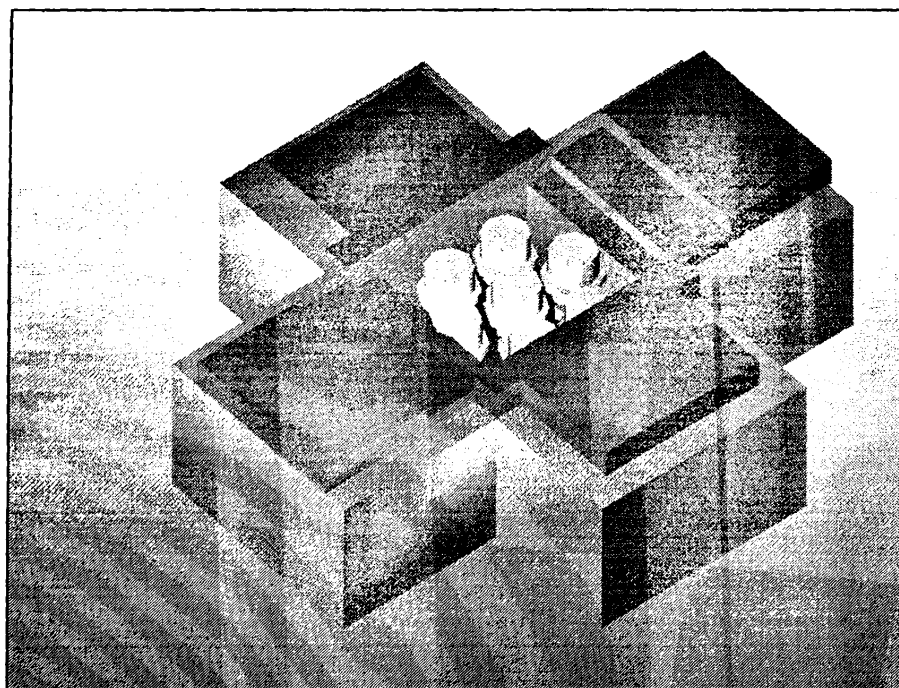
Η μείωση της στερεάς γωνίας με την οποία «κοιτούν» οι ανιχνευτές τύπου Α1 το ομοίωμα λόγω της ανακατανομής της θωράκισης πλησίον τους, διαπιστώθηκε ότι επιφέρει μείωση στη τιμή ΑΦ/ΕΦ από το ομοίωμα κατά 3.7% (Πίνακας 10.16). Η μεταβολή αυτή είναι πιο έντονη για τους ανιχνευτές 8 και 12 (σχήμα 10.8) που βρίσκονται κάτω από τον εξεταζόμενο και δίπλα στην μολύβδινη θωράκιση κατά τον άξονα της σάρωσης. Σε αυτούς η μείωση της τιμής ΑΦ/ΕΦ προσεγγίζει το 19%.

Πίνακας 10.16: Βελτιώσεις στην επιλεγμένη γεωμετρία Α - ΑΦ/ΕΦ (%) στους ανιχνευτές από το κυλινδρικό ομοίωμα			
Ανιχνευτής	Θέση κέντρου κυλινδρικού ομοιώματος σε σάρωση (x-άξονας)		
	0 cm	- 85 cm	+ 85 cm
1	0.305	0.255	0.086
2	0.318	0.172	0.169
3	0.242	0.165	0.089
4	0.235	0.175	0.099
5	0.313	0.084	0.269
6	0.245	0.084	0.176
7	0.241	0.092	0.164
8	0.280	0.211	0.073
9	0.310	0.152	0.151
10	0.227	0.139	0.091
11	0.216	0.144	0.086
12	0.274	0.070	0.201
13	0.232	0.085	0.137
14	0.222	0.088	0.140
Σύνολο Α1	3.660	1.917	1.929
Μ.Ο. Α1	2.502		
15	1.356	0.679	0.675
16	1.360	0.681	0.680
Σύνολο Α2	2.716	1.360	1.355
Σύνολο Α1+Α2	6.376	3.277	3.284
Μ.Ο. Α1+Α2	4.312		

Για την αποφυγή της μείωσης της ποσότητας ΑΦ/ΕΦ κυρίως στους ανιχνευτές 8 και 12, υπολογίστηκε η ποσότητα αυτή και μετά την αφαίρεση τμημάτων μολύβδου στο κάτω τμήμα του ΜΟΑ κεντρικά, ώστε να αυξηθεί η στερεά γωνία με την οποία οι κάτω ανιχνευτές Α1 «κοιτούν» το ομοίωμα. Συγκεκριμένα αφαιρέθηκε ένα τμήμα



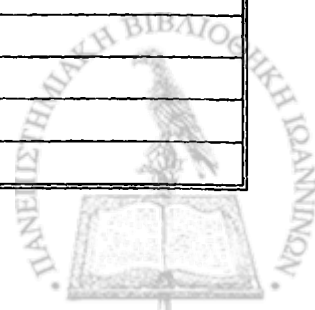
μολύβδου διαστάσεων $10 \times 60 \times 10 \text{ cm}^3$ και ένα $20 \times 60 \times 5 \text{ cm}^3$ όπως φαίνεται στο σχήμα 10.9. Η τιμή των ΑΦ/ΕΦ για κάθε ανιχνευτή δίνεται στον Πίνακα 10.17. Βρέθηκε ότι οι ανιχνευτές που επηρεάζονται περισσότερο είναι οι ανιχνευτές 8 και ο 12 (σχήμα 10.8) και ότι η αύξηση της τιμής των ΑΦ/ΕΦ στους εν λόγω ανιχνευτές φθάνει στο 15% στην ακραία θέση του ομοιώματος για τον ανιχνευτή της ίδιας κατεύθυνσης στον x-άξονα (π.χ. ομοίωμα στη θέση -85 cm δίνει με την αφαίρεση μέρους της μολύβδινης θωράκισης, αύξηση της απόδοσης στον ανιχνευτή 9 της τάξης του 15%). Οι υπόλοιποι κάτω ανιχνευτές παρουσιάζουν αύξηση ΑΦ/ΕΦ μεταξύ 5-10%, ενώ η συγκεντρωτική τιμή ΑΦ/ΕΦ των επάνω ανιχνευτών τύπου Α1, όπως είναι αναμενόμενο, πρακτικά δεν επηρεάζεται. Στο σύνολο των ανιχνευτών τύπου Α1, αφαιρώντας τον μόλυβδο που αναφέρθηκε, υπολογίστηκε αύξηση στην τιμή ΑΦ/ΕΦ κατά 3.6%, δηλ. το ίδιο ποσοστό που μειώθηκε η τιμή ΑΦ/ΕΦ με τη εισαγωγή των κάτω ανιχνευτών τύπου Α1 10 cm εντός της μολύβδινης θωράκισής τους. Αυτή η αύξηση μικραίνει, αν συνυπολογίσουμε και τους ανιχνευτές τύπου Α2, γεγονός που οδηγεί στη μη αφαίρεση των τμημάτων μολύβδου.



Σχήμα 10.9: Αφαίρεση μέρους μολύβδινης θωράκισης πλησίον των κάτω ανιχνευτών Α1

Πίνακας 10.17: Βελτιώσεις στην επιλεγμένη γεωμετρία Α - ΑΦ/ΕΦ (%) στους ανιχνευτές από το κυλινδρικό ομοίωμα (αφαίρεση τμημάτων μολύβδου - σχήμα 10.9)

Ανιχνευτής	Θέση κέντρου κυλινδρικού ομοιώματος σε σάρωση (x-άξονας)		
	0 cm	-85 cm	+85 cm
1	0.305	0.255	0.086
2	0.318	0.172	0.169
3	0.242	0.165	0.089
4	0.235	0.175	0.099
5	0.313	0.084	0.269



6	0.244	0.084	0.176
7	0.241	0.092	0.164
8	0.312	0.248	0.075
9	0.314	0.160	0.157
10	0.236	0.156	0.093
11	0.224	0.161	0.089
12	0.305	0.073	0.235
13	0.240	0.088	0.152
14	0.233	0.092	0.155
Σύνολο A1	3.762	2.005	2.008
M.O. A1	2.592		
15	1.358	0.672	0.675
16	1.359	0.679	0.685
Σύνολο A2	2.717	1.351	1.360
Σύνολο A1+A2	6.479	3.356	3.368
M.O. A1+A2	4.401		

10.3.1.2. ΑΦ/ΕΦ στο ΜΟΑ από το υπόστρωμα

Η μείωση του ύψους της σήραγγας από 60 σε 50 cm καθώς και η απομάκρυνση των ανιχνευτών από το δάπεδο με τη χρήση της βάσης από σκυρόδεμα, επέφερε σημαντική μείωση της ακτινοβολίας υποστρώματος από τον πλησίον απέναντι τοίχο και το δάπεδο (Πίνακες 10.18 και 10.19 αντίστοιχα). Συγκρίνοντας τα δεδομένα των Πινάκων 10.18 και 10.19 με εκείνα των 10.2 και 10.3 (γεωμετρία Α πριν τις βελτιώσεις), παρατηρούμε ότι η μεταβολή του ύψους της σήραγγας και η ανύψωσή της μείωσαν κατά $\approx 90\%$ το ποσοστό συλλεγόμενης ακτινοβολίας από τον απέναντι τοίχο και κατά $\approx 84\%$ από το δάπεδο. Ταυτόχρονα όμως παρατηρήθηκε μια μικρή αύξηση της μετρούμενης ακτινοβολίας από την οροφή λόγω της ανύψωσης της σήραγγας (Πίνακας 10.20).

Πίνακας 10.18: Βελτιώσεις στην επιλεγμένη γεωμετρία Α - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από τον πλησίον απέναντι τοίχο

Ανιχνευτής	Θέση κέντρου κυλινδρικού ομοιώματος σε σάρωση (x-άξονας)		
	0 cm	- 85 cm	+ 85 cm
1	7.36E-05	8.46E-05	6.03E-05
2	9.29E-05	9.48E-05	7.72E-05
3	7.88E-05	8.26E-05	6.07E-05
4	7.74E-05	8.17E-05	6.02E-05
5	9.55E-05	9.28E-05	7.51E-05
6	1.26E-04	1.28E-04	1.05E-04
7	1.08E-04	1.07E-04	7.82E-05
8	5.44E-05	1.00E-04	4.99E-05
9	5.93E-05	1.28E-04	5.80E-05
10	5.57E-05	1.05E-04	5.05E-05
11	5.94E-05	1.05E-04	5.61E-05
12	1.79E-05	3.17E-05	1.73E-05



13	4.83E-05	8.30E-05	4.41E-05
14	5.85E-05	7.85E-05	5.70E-05
Σύνολο A1	1.01E-03	1.30E-03	8.50E-04
M.O. A1	1.05E-03		
15	4.76E-04	6.79E-04	4.01E-04
16	3.75E-04	4.45E-04	2.94E-04
Σύνολο A2	8.51E-04	1.12E-03	6.95E-04
Σύνολο A1+A2	1.861E-03	2.42E-03	1.54E-03
M.O. A1+A2	1.94E-03		

Πίνακας 10.19: Βελτιώσεις στην επιλεγμένη γεωμετρία A - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από το δάπεδο

Ανιχνευτής	Θέση κέντρου κυλινδρικού ομοιώματος σε σάρωση (x-άξονας)		
	0 cm	-85 cm	+85 cm
1	1.55E-04	2.20E-04	4.45E-04
2	3.40E-04	2.90E-04	7.80E-04
3	2.75E-04	2.05E-04	6.60E-04
4	2.35E-04	2.20E-04	6.55E-04
5	7.70E-04	4.45E-04	1.28E-03
6	5.90E-04	3.90E-04	1.07E-03
7	5.10E-04	3.10E-04	9.95E-04
8	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00
9	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00
10	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00
11	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00
12	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00
13	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00
14	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00
Σύνολο A1	2.88E-03	2.08E-03	5.88E-03
M.O. A1	3.61E-03		
15	4.50E-05	4.50E-05	5.00E-05
16	4.50E-05	5.00E-05	2.00E-05
Σύνολο A2	9.00E-05	9.50E-05	7.00E-05
Σύνολο A1+A2	2.97E-03	2.18E-03	5.95E-03
M.O. A1+A2	3.7E-03		



Πίνακας 10.20: Βελτιώσεις στην επιλεγμένη γεωμετρία A - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από την οροφή			
Ανιχνευτής	Θέση κέντρου κυλινδρικού ομοιώματος σε σάρωση (x-άξονας)		
	0 cm	- 85 cm	+ 85 cm
1	2.01E-06	2.13E-06	2.06E-06
2	1.77E-06	1.71E-06	1.81E-06
3	1.40E-06	1.18E-06	1.66E-06
4	1.29E-06	1.29E-06	1.35E-06
5	3.20E-06	3.34E-07	3.50E-06
6	4.00E-06	4.23E-06	4.59E-06
7	1.67E-06	1.47E-06	1.93E-06
8	1.27E-05	1.40E-05	1.50E-05
9	1.30E-05	3.31E-05	1.32E-05
10	6.19E-06	1.17E-05	9.69E-06
11	8.76E-06	9.30E-06	8.86E-06
12	1.74E-05	2.70E-05	1.76E-05
13	2.16E-05	2.97E-05	2.17E-05
14	2.11E-05	2.40E-05	2.10E-05
Σύνολο A1	1.16E-04	1.61E-04	1.24E-04
M.O. A1	1.34E-04		
15	5.91E-05	5.96E-05	5.99E-05
16	1.60E-04	1.60E-04	1.61E-04
Σύνολο A2	2.20E-04	2.19E-04	2.21E-04
Σύνολο A1+A2	3.36E-04	3.80E-04	3.46E-04
M.O. A1+A2	3.54E-04		

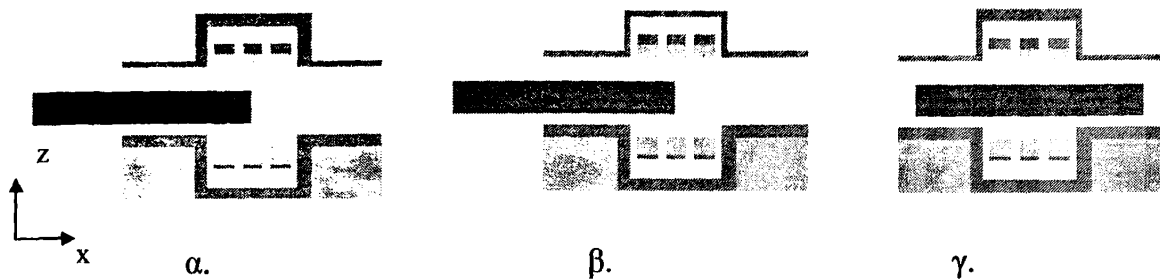
Το υπόστρωμα στη βελτιωμένη γεωμετρία, που υπολογίζεται με βάση τη σχέση 10.2.1, είναι $1.00 \text{ E-}02 \%$. Η τιμή των ΑΦ/ΕΦ του ΜΟΑ υπολογίστηκε για το κυλινδρικό ομοίωμα 4.31% , οπότε με βάση τη σχέση 10.2.2 ο ΠΑ της βελτιωμένης Α γεωμετρίας είναι 4.3.

Το μοναδικό μέρος της σήραγγας που θα αποτελείται από τούβλα μολύβδου πάχους 5 cm είναι εκατέρωθεν του επάνω κουτιού θωράκισης των ανιχνευτών Α1 (σχήμα 10.7). Υπολογισμοί απέδειξαν ότι η μείωση αυτή από 10 σε 5 cm δεν συνεισφέρει παρά μόνο 1.5% στην συλλογή ακτινοβολίας υποστρώματος.

10.3.2. Αλλαγές στη θωράκιση των άνω ανιχνευτών Α1

Μελετήθηκε η επιβάρυνση σε ακτινοβολία υποστρώματος με μείωση της θωράκισης των πάνω ανιχνευτών από πάχος 10 cm σε πάχος 5 cm ή συνδυασμό τους. Η μεταβολή πάχους θωράκισης δεν αφορούσε την κατεύθυνση του γ-άξονα που βρίσκεται το «θερμό» εργαστήριο, αλλά όπως διακρίνεται και στα ακόλουθα εικονίδια οι μεταβολές γίνονται κατά τους x-z άξονες. Στα παρακάτω εικονίδια που προήλθαν από την επιλογή σχεδίασης της γεωμετρίας δισδιάστατα μέσω του κώδικα, γίνονται κατανοητές οι διαφορές στις γεωμετρίες που μελετήθηκαν.





Σχήμα 10.10: Μεταβολή πάχους θωράκισης πάνω ανιχνευτών A1

Η κύρια συνεισφορά στην ακτινοβολία υποστρώματος για τις εν λόγω αλλαγές προέρχεται από την οροφή και τον απέναντι (πλησιέστερο) τοίχο και για αυτές τις πηγές ακτινοβολίας υποστρώματος έγινε προσομοίωση, θεωρώντας ότι αποτελούν ομοιόμορφα κατανεμημένες επιφανειακές πηγές φωτονίων 1.46 MeV. Το σχήμα 10.10α ανταποκρίνεται στη γεωμετρία της παραγράφου 10.3.1, οπότε τα αποτελέσματα που ενδιαφέρουν καταγράφονται στους Πίνακες 10.18 και 10.20.

Οι αλλαγές που διακρίνονται στο σχήμα 10.10β επηρέασαν την τιμή των ΑΦ/ΕΦ στο ΜΟΑ από το υπόστρωμα, λόγω τοίχου και οροφής, όπως καταγράφεται για κάθε ανιχνευτή στους Πίνακες 10.21 και 10.22, αντίστοιχα.

Πίνακας 10.21: Βελτιώσεις στην επιλεγμένη γεωμετρία A - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από τον απέναντι τοίχο.

Θωράκιση άνω ανιχνευτών 5 cm Pb (σχήμα 10.10β)

Ανιχνευτής	Θέση κέντρου κυλινδρικού ομοιώματος σε σάρωση (x-άξονας)		
	0 cm	- 85 cm	+ 85 cm
1	7.96E-05	9.06E-05	6.63E-05
2	1.05E-04	1.07E-04	8.90E-05
3	8.46E-05	8.82E-05	6.63E-05
4	8.14E-05	8.58E-05	6.44E-05
5	1.18E-04	1.15E-04	9.79E-05
6	1.49E-04	1.50E-04	1.28E-04
7	1.19E-04	1.19E-04	8.96E-05
8	5.62E-05	1.01E-04	5.15E-05
9	6.08E-05	1.28E-04	5.98E-05
10	5.36E-05	1.03E-04	4.93E-05
11	5.91E-05	1.02E-04	5.53E-05
12	1.80E-05	3.20E-05	1.75E-05
13	4.84E-05	8.31E-05	4.45E-05
14	5.91E-05	7.78E-05	5.70E-05
Σύνολο A1	1.09E-03	1.38E-03	9.37E-04
Μ.Ο. A1	1.14E-03		
15	4.91E-04	6.95E-04	4.15E-04
16	3.85E-04	4.54E-04	3.03E-04
Σύνολο A2	8.76E-04	1.15E-03	7.18E-04
Σύνολο A1+A2	1.97E-03	2.53E-03	1.66E-03
Μ.Ο. A1+A2	2.05E-03		

Πίνακας 10.22: Βελτιώσεις στην επιλεγμένη γεωμετρία A - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από την οροφή			
Θωράκιση άνω ανιχνευτών 5 cm Pb (σχήμα 10.10β)			
Ανιχνευτής	Θέση κέντρου κυλινδρικού ομοιώματος σε σάρωση (x-άξονας)		
	0 cm	- 85 cm	+ 85 cm
1	2.99E-05	3.03E-05	2.97E-05
2	4.81E-05	4.80E-05	4.79E-05
3	2.40E-05	2.37E-05	2.46E-05
4	1.73E-05	1.71E-05	1.73E-05
5	3.09E-05	3.09E-05	3.13E-05
6	3.77E-05	3.79E-05	3.80E-05
7	3.39E-05	3.34E-05	3.50E-05
8	2.80E-05	3.00E-05	3.71E-05
9	2.86E-05	4.33E-05	3.07E-05
10	1.54E-05	2.36E-05	2.26E-05
11	2.26E-05	2.54E-05	2.57E-05
12	3.56E-05	5.27E-05	3.57E-05
13	3.67E-05	4.94E-05	3.67E-05
14	3.67E-05	3.73E-05	3.63E-05
Σύνολο A1	4.26E-04	4.83E-04	4.49E-04
M.O. A1	4.53E-04		
15	1.47E-04	1.47E-04	1.49E-04
16	2.50E-04	2.47E-04	2.50E-04
Σύνολο A2	3.97E-04	3.94E-04	3.97E-04
Σύνολο A1+A2	8.23E-04	8.77E-04	8.46E-04
M.O. A1+A2	8.49E-04		

Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα των Πινάκων 10.18, 10.21 (τοίχος) και 10.20, 10.22 (οροφή) παρατηρείται ότι η αλλαγή πάχους από 5 σε 10 cm δεν μεταβάλλει έντονα τα αποτελέσματα για τους κάτω ανιχνευτές (8-14). Ειδικότερα για τον τοίχο, η τιμή των ΑΦ/ΕΦ μειώνεται με την αύξηση του πάχους κατά ένα παράγοντα 7.9% για τους ανιχνευτές τύπου A1 και 5.4% συνολικά, ενώ για την οροφή υπολογίζεται πως η μείωση αυτή φθάνει σε παράγοντα του 70.4% για τους ανιχνευτές τύπου A1 και 58.3% συνολικά. Η οροφή επηρεάζει μεν λιγότερο απ' ότι ο τοίχος την απόδοση του ΜΟΑ στο υπόστρωμα, αλλά δεν παύει η μείωση της τάξης του 70% να είναι εξαιρετικά σημαντική.

Εξαιτίας της μεγαλύτερης επίδρασης της αλλαγής πάχους Pb στην προερχόμενη ακτινοβολία υποστρώματος από την οροφή, μελετήθηκε ενδεικτικά και η γεωμετρία που απεικονίζεται στο σχήμα 10.10γ, μόνο για την κεντρική θέση του ομοιώματος. Η γεωμετρία αυτή είναι ένας συνδυασμός των δύο προηγούμενων (σχήματα 10.10 α και 10.10 β), με 5 cm στις κατακόρυφες πλευρές του "κουτιού" θωράκισης και 10 cm στην οριζόντια πάνω πλευρά του. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 10.23 και υποδεικνύουν μείωση του υποστρώματος της τάξης του 46.3% για τους ανιχνευτές τύπου A1 και 37.7% συνολικά, έναντι της μείωσης του 72.7% για τους A1 και 59.2% συνολικά, στην κεντρική θέση του ομοιώματος (0cm), όταν όλη η άνω θωράκιση είναι 10 cm. Συνεπώς δεν υπάρχει λόγος να μελετηθεί περαιτέρω η γεωμετρία αυτή με τη σημαντική διαφορά που διαπιστώθηκε στα ποσοστά μείωσης.



Πίνακας 10.23: Βελτιώσεις στην επιλεγμένη γεωμετρία A - ΑΦ/ΕΦ (%) σε ανιχνευτές από την οροφή Θωράκιση άνω ανιχνευτών συνδυασμός 10 cm και 5 cm Pb (σχήμα 10.10γ)	
<i>Ανιχνευτής</i>	Θέση κέντρου κυλινδρικού ομοιώματος 0 cm
1	4.50E-06
2	9.59E-06
3	1.64E-06
4	4.06E-06
5	1.69E-05
6	1.79E-05
7	1.76E-05
8	1.97E-05
9	2.10E-05
10	9.29E-06
11	1.05E-05
12	2.81E-05
13	2.69E-05
14	2.80E-05
Σύνολο A1	2.16E-04
15	1.10E-04
16	2.11E-04
Σύνολο A2	3.23E-04
Σύνολο A1+A2	5.39E-04

Κατά τους υπολογισμούς οι δύο πηγές ακτινοβολίας υποστρώματος θεωρήθηκαν ίσης ειδικής επιφανειακής ραδιενέργειας, υπόθεση που πιθανώς δεν ανταποκρίνεται στην πραγματικότητα γιατί δεν είναι επιφανειακές και κατ' επέκταση το πάχος των τοίχων διαφέρει από αυτό της οροφής και γιατί δεν είναι κατασκευασμένοι από τα ίδια υλικά.

Στον ακόλουθο Πίνακα 10.24 παρατίθενται τα αποτελέσματα για την ακτινοβολία υποστρώματος συνολικά για τις γεωμετρίες του σχήματος 10.10α και β υπολογίζοντας το υπόστρωμα από τη σχέση 10.2.1.

Η επίδραση από το δάπεδο είναι η ίδια και στις δύο γεωμετρίες (Πίνακας 10.20).

Πίνακας 10.24: Βελτιώσεις στην επιλεγμένη γεωμετρία A - ΑΦ/ΕΦ (%) από το υπόστρωμα		
Γεωμετρία σχήματος 10	10α	10β
<i>Ανιχνευτές</i>		
<i>A1</i>	0.85 E-02	0.93 E-02
Σύνολο A1+A2	1.00 E-02	1.11 E-02

Από τον Πίνακα 10.24 παρατηρείται αύξηση της τιμής του ΑΦ/ΕΦ υποστρώματος κατά ένα παράγοντα 9.5% για τους ανιχνευτές τύπου Α1 και 11% για το σύνολο των ανιχνευτών με την συγκεκριμένη μεταβολή πάχους, γεγονός που ενισχύει τη διατήρηση του πάχους θωράκισης 10 cm στο μολύβδινο "κουτί" θωράκισης των Α1.

Για τους λόγους που αναφέρθηκαν στην παράγραφο 10.3 και συνεκτιμώντας τα αποτελέσματα των παραγράφων 10.3.1 και 10.3.2 καταλήξαμε, όπως προαναφέρθηκε, στη γεωμετρία κατασκευής του ΜΟΑ που απεικονίζεται στα σχήματα 10.6, 10.7 και 10.8 (βελτιωμένη μορφή της γεωμετρίας Α).



ΚΕΦΑΛΑΙΟ 11

Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ για πηγές με διαφορετικές ενέργειες σε ομοιόμορφες και μη κατανομές

11.1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Υπολογίσθηκε η απόδοση για κάθε ανιχνευτή σε έντεκα ισαπέχουσες θέσεις, που επιλέχθηκαν κατά μήκος της σάρωσης (-108 cm, -85 cm, -65 cm, -45 cm, -21.5 cm, 0 cm, 21.5 cm, 43 cm, 65 cm, 85 cm, 108 cm). Οι μέσοι όροι απόδοσης για τις έντεκα θέσεις για τους ανιχνευτές A1, A2 και το σύνολό τους δίνονται σε συγκεντρωτικούς Πίνακες σε κάθε παράγραφο.

Με τον όρο ομοιόμορφη κατανομή, που χρησιμοποιείται στο εξής, εννοούμε ότι :

α) η πυκνότητα και η στοιχειακή σύσταση κάθε ιστού και οργάνου είναι ίδιες με εκείνες του ύδατος και

β) η συγκέντρωση του ρν σε κάθε ιστό ή όργανο είναι ομοιόμορφη.

Για τις ανομοιόμορφες κατανομές της παραγράφου 11.6 οι πυκνότητες των περιοχών του σώματος που προσομοιάζονται λήφθηκαν από τον Πίνακα 8.26. Η στοιχειακή σύσταση των περιοχών αυτών περιγράφεται από τους Cristy και Eckerman στην αναφορά του Oak Ridge ORNL/TM-8381/V1.

Για τους υπολογισμούς έγινε χρήση της F8 tally και κατάλληλου ενεργειακού παράθυρου συλλογής παλμών σε κάθε ενέργεια ρν. Ο αριθμός των εκπεμπόμενων φωτονίων σε κάθε περίπτωση εξασφάλιζε σχετικό σφάλμα $R < 0.1$ ώστε να θεωρούμε αξιόπιστα τα αποτελέσματα. Η αρίθμηση των ανιχνευτών στους Πίνακες αντιστοιχεί σε εκείνη του σχήματος 10.1 (Κεφ.10).

11.2. ΜΕΤΑΒΟΛΗ ΤΗΣ ΑΠΟΔΟΣΗΣ ΜΕ ΤΗΝ ΗΛΙΚΙΑ ΤΟΥ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΟΥ ΓΙΑ ΟΜΟΙΟΜΟΡΦΗ ΚΑΤΑΝΟΜΗ ^{40}K

Στους Πίνακες 11.1-11.6 παρουσιάζεται η απόδοση του κάθε ανιχνευτή στο ενεργειακό παράθυρο συλλογής παλμών 1.34-1.53 MeV, ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο ενέργειας 1.46 MeV από την ομοιόμορφα κατανεμημένη πηγή σε ομοιώματα διαφορετικής ηλικίας των Cristy και Eckerman (Πίνακες 8.1-8.6).



Πίνακας 11.1: Ομοίωμα: νεογνό (ύψος 51.5 cm, μάζα 3.626 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Ανιχν.	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	1.92E-04	3.72E-04	7.88E-04	1.54E-03	1.83E-03	1.21E-03	6.33E-04	3.18E-04	1.50E-04	8.55E-05	4.80E-05
2	9.75E-05	2.16E-04	3.51E-04	8.03E-04	1.52E-03	1.83E-03	1.22E-03	6.08E-04	3.02E-04	1.62E-04	6.60E-05
3	1.52E-04	2.70E-04	4.77E-04	8.70E-04	1.27E-03	1.11E-03	7.13E-04	3.57E-04	1.92E-04	1.34E-04	5.85E-05
4	1.56E-04	2.66E-04	4.59E-04	8.55E-04	1.25E-03	1.21E-03	6.77E-04	4.11E-04	1.88E-04	9.30E-05	6.90E-05
5	5.25E-05	9.90E-05	1.98E-04	3.11E-04	7.73E-04	1.55E-03	1.82E-03	1.19E-03	6.14E-04	2.81E-04	1.43E-04
6	9.30E-05	1.44E-04	2.30E-04	4.59E-04	8.18E-04	1.13E-03	1.16E-03	6.96E-04	3.77E-04	2.12E-04	1.40E-04
7	9.60E-05	1.53E-04	2.79E-04	4.80E-04	8.25E-04	1.26E-03	1.16E-03	6.81E-04	3.84E-04	2.04E-04	1.10E-04
8	0.00E+00	4.80E-05	4.82E-04	1.40E-03	1.80E-03	1.16E-03	6.05E-04	2.67E-04	1.53E-04	9.45E-05	3.75E-05
9	3.45E-05	1.49E-04	4.02E-04	7.58E-04	1.44E-03	1.75E-03	1.15E-03	6.18E-04	2.04E-04	1.04E-04	2.85E-05
10	1.35E-05	1.31E-04	4.28E-04	8.03E-04	1.22E-03	1.05E-03	6.53E-04	3.57E-04	1.74E-04	1.23E-04	2.55E-05
11	1.65E-05	1.11E-04	4.43E-04	8.70E-04	1.21E-03	1.08E-03	6.90E-04	3.50E-04	1.86E-04	1.02E-04	4.20E-05
12	3.75E-05	1.05E-04	1.77E-04	3.72E-04	7.80E-04	1.46E-03	1.82E-03	1.05E-03	2.60E-04	1.95E-05	0.00E+00
13	4.65E-05	1.20E-04	2.30E-04	4.68E-04	8.03E-04	1.18E-03	1.04E-03	6.68E-04	2.81E-04	5.55E-05	4.50E-06
14	5.25E-05	1.34E-04	1.88E-04	4.40E-04	7.80E-04	1.27E-03	1.09E-03	6.50E-04	2.87E-04	7.05E-05	4.50E-06
I-14	1.04E-03	2.32E-03	5.13E-03	1.04E-02	1.63E-02	1.82E-02	1.44E-02	8.25E-03	3.75E-03	1.74E-03	7.73E-04
15	5.05E-04	1.05E-03	2.37E-03	5.13E-03	9.56E-03	1.14E-02	7.76E-03	3.74E-03	1.62E-03	7.23E-04	3.94E-04
16	4.97E-04	1.05E-03	2.37E-03	5.36E-03	9.72E-03	1.17E-02	8.04E-03	3.94E-03	1.62E-03	7.86E-04	3.73E-04
I-16	2.04E-03	4.44E-03	9.91E-03	2.09E-02	3.55E-02	4.13E-02	3.02E-02	1.59E-02	7.01E-03	3.26E-03	1.54E-03

Πίνακας 11.2: Ομοίωμα: ενός έτους (ύψος 74.96 cm, μάζα 9.650 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Ανιχν.	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	1.89E-04	4.13E-04	8.63E-04	1.40E-03	1.59E-03	1.10E-03	5.96E-04	2.82E-04	1.65E-04	8.85E-05	4.50E-05
2	1.08E-04	2.00E-04	4.23E-04	8.25E-04	1.41E-03	1.49E-03	1.13E-03	6.00E-04	3.00E-04	1.68E-04	6.45E-05
3	1.58E-04	2.73E-04	5.39E-04	8.48E-04	1.14E-03	1.01E-03	6.56E-04	3.39E-04	1.97E-04	1.25E-04	7.35E-05
4	1.38E-04	2.57E-04	4.98E-04	8.25E-04	1.13E-03	1.03E-03	6.35E-04	4.13E-04	2.06E-04	9.90E-05	7.95E-05
5	6.60E-05	1.17E-04	2.03E-04	3.92E-04	8.70E-04	1.37E-03	1.56E-03	1.13E-03	5.87E-04	3.03E-04	1.58E-04
6	7.35E-05	1.44E-04	2.30E-04	4.98E-04	8.25E-04	1.07E-03	1.02E-03	6.63E-04	3.65E-04	1.98E-04	1.29E-04
7	8.55E-05	1.25E-04	2.40E-04	5.04E-04	8.40E-04	1.13E-03	1.06E-03	6.41E-04	3.84E-04	1.76E-04	1.01E-04
8	3.00E-06	1.35E-04	6.38E-04	1.33E-03	1.46E-03	1.10E-03	5.31E-04	2.45E-04	1.58E-04	4.80E-05	4.05E-05
9	6.30E-05	1.74E-04	3.81E-04	7.95E-04	1.41E-03	1.47E-03	1.05E-03	5.45E-04	2.15E-04	9.75E-05	3.15E-05
10	3.75E-05	1.70E-04	4.32E-04	7.58E-04	1.06E-03	9.15E-04	6.57E-04	3.53E-04	1.71E-04	1.14E-04	3.75E-05
11	3.75E-05	1.44E-04	4.40E-04	8.48E-04	1.06E-03	9.15E-04	5.84E-04	3.33E-04	1.53E-04	1.05E-04	2.85E-05
12	4.20E-05	1.04E-04	2.09E-04	3.69E-04	8.63E-04	1.40E-03	1.42E-03	9.15E-04	2.87E-04	5.70E-05	3.00E-06
13	4.80E-05	1.08E-04	2.58E-04	4.89E-04	7.73E-04	1.03E-03	9.53E-04	5.72E-04	2.64E-04	8.85E-05	4.50E-06
14	5.70E-05	1.22E-04	2.34E-04	4.85E-04	8.25E-04	1.02E-03	9.75E-04	5.54E-04	3.03E-04	8.55E-05	2.10E-05
I-14	1.11E-03	2.48E-03	5.58E-03	1.04E-02	1.52E-02	1.61E-02	1.28E-02	7.58E-03	3.75E-03	1.76E-03	8.18E-04
15	5.14E-04	1.26E-03	2.46E-03	5.64E-03	8.83E-03	9.56E-03	6.97E-03	3.70E-03	1.60E-03	7.52E-04	2.95E-04
16	4.83E-04	1.20E-03	2.61E-03	5.51E-03	9.07E-03	9.72E-03	7.05E-03	3.81E-03	1.61E-03	7.94E-04	3.60E-04
I-16	2.11E-03	4.95E-03	1.07E-02	2.15E-02	3.31E-02	3.52E-02	2.68E-02	1.51E-02	6.99E-03	3.31E-03	1.48E-03



Πίνακας 11.3 : Ομοίωμα πέντε ετών (ύψος 109 cm, μάζα 18.911 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	2.54E-04	5.72E-04	1.04E-03	1.31E-03	1.19E-03	9.90E-04	5.42E-04	3.00E-04	1.47E-04	9.30E-05	4.50E-05
2	1.44E-04	2.55E-04	5.31E-04	9.90E-04	1.34E-03	9.60E-04	8.85E-04	5.43E-04	3.03E-04	1.52E-04	7.65E-05
3	1.71E-04	3.33E-04	6.63E-04	8.48E-04	9.38E-04	7.34E-04	5.94E-04	3.17E-04	2.07E-04	1.11E-04	7.20E-05
4	1.55E-04	3.32E-04	5.66E-04	8.63E-04	9.90E-04	7.46E-04	5.91E-04	4.01E-04	1.74E-04	1.22E-04	7.50E-05
5	6.75E-05	1.46E-04	2.69E-04	5.40E-04	1.01E-03	1.01E-03	1.22E-03	8.93E-04	5.25E-04	3.11E-04	1.37E-04
6	8.10E-05	1.43E-04	2.94E-04	6.32E-04	8.18E-04	7.34E-04	8.55E-04	5.75E-04	3.63E-04	2.06E-04	1.23E-04
7	1.11E-04	1.62E-04	2.99E-04	5.69E-04	9.23E-04	7.88E-04	8.33E-04	5.90E-04	3.75E-04	1.82E-04	1.22E-04
8	5.40E-05	3.63E-04	8.10E-04	1.14E-03	1.19E-03	8.40E-04	4.95E-04	2.90E-04	1.32E-04	7.20E-05	2.70E-05
9	8.55E-05	2.42E-04	5.13E-04	9.53E-04	1.19E-03	1.04E-03	8.40E-04	5.16E-04	2.64E-04	1.16E-04	3.90E-05
10	6.30E-05	2.51E-04	5.40E-04	7.47E-04	9.08E-04	7.44E-04	5.79E-04	3.42E-04	1.94E-04	9.00E-05	3.90E-05
11	7.95E-05	2.40E-04	5.39E-04	8.48E-04	8.85E-04	6.92E-04	5.45E-04	2.96E-04	1.74E-04	9.45E-05	4.20E-05
12	5.85E-05	9.75E-05	2.27E-04	5.34E-04	9.75E-04	9.15E-04	1.14E-03	7.01E-04	2.94E-04	1.41E-04	1.05E-05
13	8.85E-05	1.14E-04	3.30E-04	5.81E-04	8.10E-04	7.02E-04	7.38E-04	5.24E-04	2.72E-04	1.20E-04	2.70E-05
14	6.90E-05	1.52E-04	2.57E-04	5.60E-04	8.48E-04	6.92E-04	7.25E-04	4.64E-04	2.51E-04	1.05E-04	2.85E-05
I-14	1.48E-03	3.40E-03	6.87E-03	1.11E-02	1.40E-02	1.16E-02	1.06E-02	6.74E-03	3.68E-03	1.91E-03	8.63E-04
15	6.43E-04	1.55E-03	3.27E-03	5.86E-03	7.85E-03	6.36E-03	5.51E-03	3.39E-03	1.67E-03	7.78E-04	2.87E-04
16	7.06E-04	1.55E-03	3.14E-03	5.88E-03	8.00E-03	6.34E-03	5.53E-03	3.39E-03	1.63E-03	7.73E-04	3.45E-04
I-16	2.84E-03	6.51E-03	1.33E-02	2.29E-02	2.98E-02	2.43E-02	2.16E-02	1.36E-02	7.00E-03	3.48E-03	1.51E-03

Πίνακας 11.4 : Ομοίωμα δέκα ετών (ύψος 138.58 cm, μάζα 31.933 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	3.11E-04	6.41E-04	9.15E-04	1.15E-03	9.60E-04	8.10E-04	6.24E-04	3.51E-04	2.07E-04	9.90E-05	5.25E-05
2	1.38E-04	2.88E-04	5.43E-04	8.63E-04	1.14E-03	9.90E-04	7.95E-04	6.03E-04	3.44E-04	2.00E-04	1.16E-04
3	2.03E-04	3.62E-04	6.12E-04	7.38E-04	7.95E-04	7.08E-04	5.42E-04	3.33E-04	2.54E-04	1.50E-04	7.35E-05
4	1.85E-04	3.47E-04	5.67E-04	7.32E-04	7.50E-04	6.83E-04	6.02E-04	3.53E-04	2.16E-04	1.41E-04	8.40E-05
5	6.30E-05	1.49E-04	2.46E-04	5.79E-04	9.08E-04	1.13E-03	1.01E-03	8.10E-04	6.12E-04	3.56E-04	1.76E-04
6	8.70E-05	2.00E-04	2.76E-04	6.05E-04	7.31E-04	7.73E-04	7.08E-04	5.42E-04	3.59E-04	2.51E-04	1.44E-04
7	1.20E-04	1.56E-04	3.05E-04	5.76E-04	7.65E-04	7.80E-04	6.72E-04	5.54E-04	3.60E-04	2.43E-04	1.34E-04
8	1.08E-04	4.65E-04	7.31E-04	9.45E-04	9.15E-04	7.22E-04	5.55E-04	3.35E-04	1.71E-04	8.40E-05	4.65E-05
9	1.11E-04	2.73E-04	5.54E-04	7.95E-04	1.01E-03	1.02E-03	7.29E-04	5.54E-04	3.33E-04	1.52E-04	7.20E-05
10	1.13E-04	2.85E-04	4.83E-04	6.56E-04	7.23E-04	6.72E-04	5.43E-04	3.00E-04	2.27E-04	1.20E-04	3.75E-05
11	9.60E-05	3.02E-04	5.10E-04	7.25E-04	7.10E-04	6.12E-04	5.37E-04	3.60E-04	2.04E-04	9.75E-05	5.40E-05
12	6.15E-05	1.29E-04	2.46E-04	5.60E-04	8.78E-04	9.98E-04	8.48E-04	6.03E-04	3.99E-04	2.25E-04	7.65E-05
13	9.90E-05	1.50E-04	3.39E-04	5.40E-04	7.23E-04	7.80E-04	6.24E-04	4.74E-04	2.79E-04	1.82E-04	7.95E-05
14	6.75E-05	1.61E-04	2.79E-04	5.16E-04	7.80E-04	7.43E-04	6.08E-04	4.23E-04	3.12E-04	1.52E-04	7.20E-05
I-14	1.76E-03	3.91E-03	6.60E-03	9.98E-03	1.18E-02	1.14E-02	9.38E-03	6.59E-03	4.28E-03	2.45E-03	1.22E-03
15	7.71E-04	1.86E-03	3.05E-03	5.16E-03	6.35E-03	5.94E-03	4.74E-03	3.52E-03	2.07E-03	1.09E-03	4.16E-04
16	7.50E-04	1.81E-03	2.99E-03	5.22E-03	6.58E-03	5.95E-03	4.72E-03	3.43E-03	2.02E-03	9.96E-04	4.58E-04
I-16	3.30E-03	7.61E-03	1.27E-02	2.04E-02	2.47E-02	2.33E-02	1.89E-02	1.36E-02	8.35E-03	4.55E-03	2.11E-03

Πίνακας 11.5 : Ομοίωμα δεκαπέντε ετών ή ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 57.830 kg)

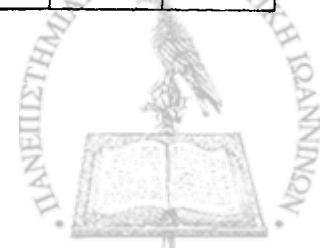
Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	3.18E-04	5.57E-04	8.18E-04	9.08E-04	8.33E-04	7.58E-04	5.64E-04	4.46E-04	2.49E-04	1.37E-04	6.30E-05
2	1.43E-04	3.15E-04	5.79E-04	7.95E-04	9.08E-04	8.40E-04	7.37E-04	5.90E-04	4.73E-04	2.43E-04	1.25E-04
3	1.91E-04	3.65E-04	5.54E-04	6.78E-04	6.78E-04	6.44E-04	5.01E-04	3.23E-04	2.78E-04	1.95E-04	7.20E-05
4	1.89E-04	3.68E-04	5.40E-04	6.36E-04	6.02E-04	6.09E-04	5.22E-04	3.75E-04	2.55E-04	1.70E-04	9.45E-05
5	9.45E-05	1.50E-04	3.26E-04	5.28E-04	7.95E-04	8.93E-04	8.40E-04	7.73E-04	5.75E-04	4.73E-04	2.58E-04
6	8.25E-05	2.03E-04	3.44E-04	5.21E-04	6.69E-04	6.80E-04	6.27E-04	4.79E-04	3.42E-04	2.97E-04	1.62E-04
7	1.05E-04	1.70E-04	3.92E-04	5.22E-04	6.77E-04	6.09E-04	5.97E-04	5.16E-04	3.93E-04	2.81E-04	1.52E-04
8	1.80E-04	4.04E-04	6.50E-04	7.88E-04	7.73E-04	6.54E-04	5.16E-04	3.63E-04	2.12E-04	1.22E-04	5.10E-05
9	1.14E-04	3.27E-04	5.43E-04	7.37E-04	9.15E-04	8.33E-04	6.90E-04	5.13E-04	3.53E-04	2.13E-04	9.00E-05
10	1.31E+04	2.97E-04	4.91E-04	6.18E-04	6.45E-04	5.45E-04	4.50E-04	3.62E-04	2.42E-04	1.64E-04	5.25E-05
11	1.46E-04	3.02E-04	5.00E-04	6.05E-04	5.85E-04	4.94E-04	4.73E-04	3.51E-04	2.15E-04	1.38E-04	5.55E-05
12	5.25E-05	1.32E-04	3.26E-04	5.09E-04	7.65E-04	8.40E-04	7.38E-04	5.61E-04	3.99E-04	2.87E-04	1.22E-04
13	9.30E-05	1.82E-04	3.11E-04	5.01E-04	6.02E-04	6.60E-04	5.24E-04	4.37E-04	3.65E-04	2.22E-04	1.17E-04
14	7.95E-05	1.85E-04	3.26E-04	5.06E-04	6.14E-04	6.18E-04	5.24E-04	4.46E-04	2.88E-04	2.10E-04	8.40E-05
1-14	1.31E+04	3.95E-03	6.70E-03	8.85E-03	1.01E-02	9.68E-03	8.33E-03	6.53E-03	4.64E-03	3.15E-03	1.50E-03
15	8.34E-04	1.84E-03	3.35E-03	4.66E-03	5.18E-03	4.97E-03	4.16E-03	3.37E-03	2.34E-03	1.39E-03	6.11E-04
16	7.99E-04	1.85E-03	3.18E-03	4.73E-03	5.24E-03	5.01E-03	4.02E-03	3.36E-03	2.39E-03	1.39E-03	6.12E-04
1-16	1.36E+04	7.66E-03	1.33E-02	1.83E-02	2.05E-02	1.97E-02	1.65E-02	1.33E-02	9.36E-03	5.95E-03	2.74E-03

Πίνακας 11.6 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 81.353 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

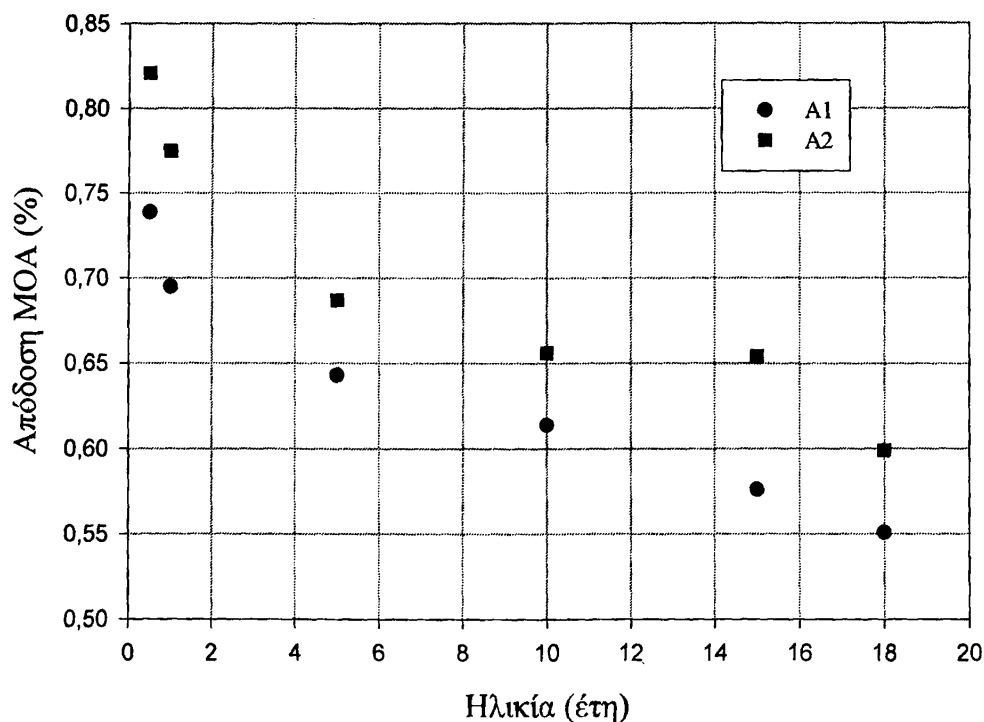
Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	3.38E-04	5.49E-04	7.95E-04	7.65E-04	7.73E-04	6.93E-04	5.22E-04	4.32E-04	2.52E-04	1.34E-04	6.00E-05
2	1.55E-04	3.63E-04	5.57E-04	7.88E-04	7.65E-04	8.10E-04	6.77E-04	5.28E-04	4.43E-04	2.25E-04	1.37E-04
3	1.94E-04	3.32E-04	5.49E-04	6.62E-04	6.71E-04	5.79E-04	5.16E-04	3.35E-04	2.52E-04	1.76E-04	8.55E-05
4	2.09E-04	3.44E-04	5.18E-04	5.76E-04	6.02E-04	6.36E-04	5.28E-04	3.63E-04	2.57E-04	1.83E-04	1.10E-04
5	6.45E-05	1.61E-04	3.39E-04	5.36E-04	7.80E-04	7.58E-04	8.10E-04	6.90E-04	5.22E-04	4.49E-04	2.40E-04
6	9.15E-05	2.00E-04	3.29E-04	5.00E-04	6.33E-04	6.51E-04	6.00E-04	4.77E-04	3.62E-04	2.76E-04	1.52E-04
7	1.04E-04	1.89E-04	3.57E-04	5.37E-04	5.73E-04	6.03E-04	6.15E-04	5.24E-04	3.72E-04	2.60E-04	1.77E-04
8	1.98E-04	3.87E-04	5.87E-04	7.17E-04	7.01E-04	5.90E-04	4.94E-04	3.86E-04	2.06E-04	1.14E-04	6.00E-05
9	1.25E-04	3.02E-04	4.86E-04	6.84E-04	8.55E-04	7.65E-04	6.20E-04	5.06E-04	3.78E-04	2.01E-04	9.45E-05
10	1.41E-04	2.82E-04	4.64E-04	6.11E-04	6.15E-04	5.30E-04	4.38E-04	3.29E-04	2.25E-04	1.46E-04	6.30E-05
11	1.47E-04	2.72E-04	4.71E-04	5.58E-04	5.64E-04	5.31E-04	4.55E-04	3.57E-04	2.27E-04	1.37E-04	6.15E-05
12	6.30E-05	1.31E-04	3.15E-04	4.86E-04	6.86E-04	7.31E-04	6.65E-04	5.15E-04	3.87E-04	3.03E-04	1.35E-04
13	1.01E-04	1.83E-04	3.09E-04	4.74E-04	6.21E-04	6.21E-04	5.49E-04	4.62E-04	3.14E-04	2.00E-04	1.16E-04
14	8.25E-05	1.73E-04	3.06E-04	5.15E-04	5.55E-04	5.72E-04	5.15E-04	4.56E-04	3.23E-04	2.01E-04	9.60E-05
1-14	2.01E-03	3.86E-03	6.38E-03	8.40E-03	9.38E-03	9.08E-03	8.03E-03	6.36E-03	4.52E-03	3.00E-03	1.58E-03
15	7.73E-04	1.76E-03	3.16E-03	4.75E-03	5.17E-03	5.13E-03	4.06E-03	3.09E-03	2.18E-03	1.35E-03	5.98E-04
16	7.82E-04	1.73E-03	3.15E-03	4.73E-03	5.09E-03	5.05E-03	4.05E-03	3.11E-03	2.21E-03	1.36E-03	5.98E-04
1-16	3.59E-03	7.38E-03	1.27E-02	1.79E-02	1.97E-02	1.93E-02	1.61E-02	1.26E-02	8.89E-03	5.73E-03	2.80E-03



Στον Πίνακα 11.7 παρουσιάζονται συγκεντρωτικά τα δεδομένα απόδοσης, καταγράφοντας το μέσο όρο των έντεκα θέσεων για κάθε τύπο ανιχνευτών (A1, A2) και για όλους συνολικά (A1+A2). Στο σχήμα 11.1 αναπαριστάται η απόδοση του MOA σε συνάρτηση με την ηλικία ξεχωριστά για κάθε τύπο ανιχνευτή (A1, A2), ενώ στο σχήμα 11.2 για το σύνολό τους (A1+A2). Βρέθηκε μείωση της απόδοσης του MOA στην ανίχνευση φωτονίων 1.46 MeV από νεογνό σε ενήλικα της τάξης του 26%. Αγνοώντας τα αποτελέσματα για το ομοίωμα νεογνού και ενός έτους, στα οποία πιθανότατα δεν θα επιλεγεί η μέθοδος σάρωσης αλλά η μέτρηση σε σταθερή θέση κεντρικά (0 cm) και η οποία δίνει απόδοση 4.13 E-02 και 3.52 E-02 αντίστοιχα, η μεταβολή της απόδοσης μεταξύ ομοιώματος παιδιού ηλικίας πέντε ετών και ενήλικα άνδρα είναι μόνο 13.5 %, αν γίνει χρήση δεδομένων και από τους δύο τύπους ανιχνευτών και 14.3%, αν γίνει χρήση μόνο των ανιχνευτών τύπου A1.

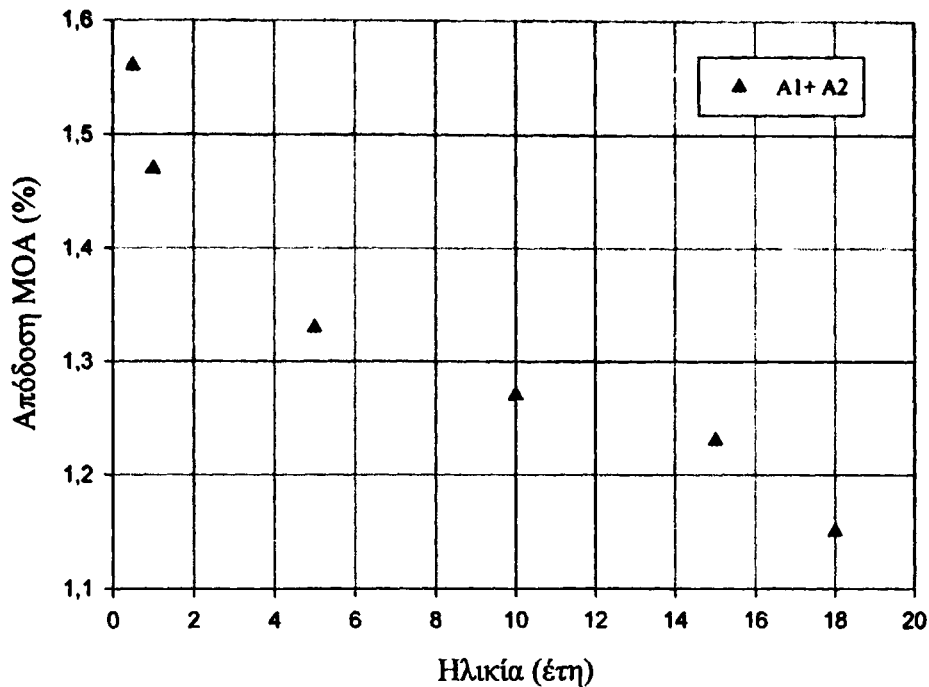
Πίνακας 11.7: Μεταβολή της απόδοσης του MOA (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 1.46 MeV) με την ηλικία για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K

Ηλικία	νεογνό	1 έτους	5 ετών	10 ετών	15 ετών ή ενήλικη γυναίκα	ενήλικας άνδρας
Ανιχνευτές						
A1	7.39E-03	6.95E-03	6.43E-03	6.14E-03	5.76E-03	5.51E-03
A2	8.21E-03	7.75E-03	6.87E-03	6.56E-03	6.54E-03	5.99E-03
Συνολικά	1.56E-02	1.47E-02	1.33E-02	1.27E-02	1.23E-02	1.15E-02



Σχήμα 11.1: Απόδοση MOA (%) με χρήση των A1 ή A2 ανιχνευτών σε ομοιώματα που αντιπροσωπεύουν διαφορετικές ηλικίες με ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K





Σχήμα 11.2: Απόδοση ΜΟΑ (%) για το σύνολο των ανιχνευτών σε ομοιώματα που αντιπροσωπεύουν διαφορετικές ηλικίες με ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K

11.3. ΜΕΤΑΒΟΛΗ ΤΗΣ ΑΠΟΔΟΣΗΣ ΤΟΥ ΜΟΑ ΜΕ ΤΗ ΜΑΖΑ ΣΩΜΑΤΟΣ ΤΟΥ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΟΥ ΓΙΑ ΟΜΟΙΟΜΟΡΦΗ ΚΑΤΑΝΟΜΗ ^{40}K

Μελετήθηκε η μεταβολή της απόδοσης στην ακτινοβολία-γ του ^{40}K ενέργειας 1.46 MeV στο ενεργειακό παράθυρο συλλογής παλμών 1.34-1.53 MeV με τη σωματική διάπλαση. Διακρίθηκαν τρεις περιπτώσεις ομοιωμάτων και συγκεκριμένα: παιδί δέκα ετών, ενήλικη γυναίκα και ενήλικας άνδρας. Στα ομοιώματα που αναφέρθηκαν διατηρήθηκε το ύψος σταθερό και μεταβλήθηκε η μάζα τους, ώστε να προσομοιάζονται διαφορετικές σωματικές διαπλάσεις. Τα αποτελέσματα καταγράφονται στις ακόλουθες παραγράφους, όπου δίνονται και σχέσεις που συνδέουν την απόδοση του ΜΟΑ με τη μάζα για το κάθε ομοίωμα, καθώς και ανάλογες γραφικές παραστάσεις.

11.3.1. Ομοίωμα παιδιού ηλικίας δέκα ετών

Προσομοιάστηκαν ομοιώματα τα χαρακτηριστικά των οποίων δίνονται στους Πίνακες 8.7-8.10). Τα αποτελέσματα δίνονται στους Πίνακες 11.8-11.11.

Πίνακας 11.8: Ομοίωμα δέκα ετών (ύψος 138.58 cm, μάζα 25.025 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	3.63E-04	6.77E-04	1.04E-03	1.15E-03	1.10E-03	7.58E-04	5.49E-04	3.44E-04	1.88E-04	9.30E-05	5.25E-05
2	1.35E-04	3.66E-04	6.62E-04	1.01E-03	1.19E-03	1.07E-03	7.95E-04	5.46E-04	3.45E-04	2.06E-04	9.90E-05
3	2.49E-04	4.32E-04	6.75E-04	7.80E-04	8.78E-04	6.71E-04	5.04E-04	3.18E-04	2.33E-04	1.40E-04	8.85E-05
4	2.10E-04	4.04E-04	6.42E-04	8.55E-04	8.55E-04	6.92E-04	5.18E-04	3.57E-04	1.91E-04	1.41E-04	8.55E-05
5	1.02E-04	1.61E-04	3.60E-04	6.33E-04	1.04E-03	1.14E-03	1.10E-03	8.03E-04	5.37E-04	3.77E-04	1.89E-04
6	1.11E-04	2.43E-04	3.95E-04	6.57E-04	7.80E-04	7.88E-04	6.83E-04	5.24E-04	3.35E-04	2.31E-04	1.44E-04
7	1.14E-04	2.00E-04	4.31E-04	6.32E-04	8.55E-04	8.25E-04	7.05E-04	5.10E-04	3.45E-04	2.07E-04	1.62E-04
8	1.62E-04	4.91E-04	8.63E-04	1.07E-03	9.75E-04	6.81E-04	4.91E-04	3.12E-04	1.86E-04	8.55E-05	4.35E-05
9	1.16E-04	3.60E-04	7.07E-04	9.68E-04	1.17E-03	1.01E-03	7.16E-04	5.10E-04	2.60E-04	1.64E-04	6.15E-05
10	1.19E-04	3.63E-04	5.78E-04	7.47E-04	8.18E-04	6.54E-04	4.55E-04	3.38E-04	2.01E-04	1.07E-04	3.90E-05
11	1.58E-04	3.36E-04	6.14E-04	7.80E-04	8.33E-04	5.75E-04	4.92E-04	3.29E-04	1.97E-04	1.04E-04	4.65E-05
12	7.20E-05	1.40E-04	3.92E-04	6.47E-04	9.68E-04	1.10E-03	8.70E-04	5.25E-04	3.36E-04	1.73E-04	8.85E-05
13	1.04E-04	1.85E-04	3.72E-04	5.90E-04	7.73E-04	8.48E-04	6.30E-04	4.16E-04	2.79E-04	1.47E-04	7.95E-05
14	9.30E-05	1.97E-04	3.80E-04	6.68E-04	7.88E-04	8.55E-04	6.20E-04	4.17E-04	2.81E-04	1.31E-04	4.05E-05
1-14	2.11E-03	4.55E-03	8.10E-03	1.12E-02	1.31E-02	1.16E-02	9.15E-03	6.24E-03	3.91E-03	2.30E-03	1.22E-03
15	8.75E-04	2.20E-03	4.15E-03	6.25E-03	7.04E-03	6.02E-03	4.48E-03	3.10E-03	1.92E-03	1.02E-03	4.08E-04
16	9.40E-04	2.15E-03	4.16E-03	6.25E-03	7.10E-03	5.98E-03	4.46E-03	3.10E-03	1.90E-03	9.96E-04	4.05E-04
1-16	3.94E-03	8.89E-03	1.64E-02	2.36E-02	2.71E-02	2.37E-02	1.81E-02	1.25E-02	7.75E-03	4.34E-03	2.05E-03

Πίνακας 11.9: Ομοίωμα δέκα ετών (ύψος 138.58 cm, μάζα 30.085 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Ανιχν.	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	3.26E-04	6.36E-04	9.75E-04	1.12E-03	1.06E-03	7.95E-04	5.73E-04	3.57E-04	1.80E-04	1.01E-04	4.20E-05
2	1.49E-04	3.23E-04	6.29E-04	9.75E-04	1.13E-03	1.04E-03	8.03E-04	5.81E-04	3.69E-04	1.88E-04	1.05E-04
3	2.33E-04	3.87E-04	6.35E-04	7.80E-04	8.85E-04	6.86E-04	5.31E-04	3.35E-04	2.16E-04	1.38E-04	7.50E-05
4	1.97E-04	3.84E-04	6.02E-04	8.40E-04	8.10E-04	7.04E-04	5.40E-04	3.71E-04	1.88E-04	1.31E-04	1.01E-04
5	9.75E-05	1.68E-04	3.36E-04	6.00E-04	1.02E-03	1.10E-03	1.07E-03	8.03E-04	5.58E-04	3.77E-04	1.76E-04
6	1.07E-04	2.16E-04	3.62E-04	6.00E-04	7.65E-04	8.33E-04	7.01E-04	5.58E-04	3.62E-04	2.36E-04	1.35E-04
7	1.23E-04	1.97E-04	4.19E-04	6.11E-04	8.03E-04	7.73E-04	7.02E-04	5.28E-04	3.69E-04	1.98E-04	1.50E-04
8	1.62E-04	4.37E-04	8.40E-04	1.06E-03	9.75E-04	6.93E-04	4.80E-04	3.15E-04	1.91E-04	9.00E-05	4.50E-05
9	1.13E-04	3.32E-04	6.39E-04	9.38E-04	1.16E-03	1.01E-03	7.46E-04	5.22E-04	2.90E-04	1.77E-04	6.15E-05
10	1.04E-04	3.11E-04	5.30E-04	7.44E-04	8.10E-04	6.74E-04	4.59E-04	3.51E-04	2.01E-04	1.04E-04	3.60E-05

11	1.43E-04	3.06E-04	5.96E-04	7.46E-04	7.65E-04	5.61E-04	5.06E-04	3.24E-04	1.89E-04	1.08E-04	5.10E-05
12	6.60E-05	1.11E-04	3.83E-04	5.96E-04	9.83E-04	1.10E-03	8.78E-04	5.84E-04	3.29E-04	1.83E-04	7.80E-05
13	8.25E-05	1.68E-04	3.32E-04	5.58E-04	7.58E-04	8.55E-04	6.08E-04	4.37E-04	3.05E-04	1.55E-04	7.50E-05
14	7.95E-05	1.70E-04	3.45E-04	6.21E-04	7.50E-04	7.88E-04	6.18E-04	4.47E-04	2.85E-04	1.34E-04	5.25E-05
1-14	1.98E-03	4.14E-03	7.65E-03	1.08E-02	1.27E-02	1.16E-02	9.23E-03	6.51E-03	4.03E-03	2.32E-03	1.19E-03
15	8.04E-04	2.01E-03	3.90E-03	5.79E-03	6.77E-03	5.94E-03	4.58E-03	3.30E-03	2.01E-03	1.00E-03	4.28E-04
16	8.51E-04	1.93E-03	3.73E-03	5.89E-03	6.82E-03	5.99E-03	4.54E-03	3.22E-03	1.98E-03	9.96E-04	4.34E-04
1-16	3.65E-03	8.11E-03	1.53E-02	2.25E-02	2.63E-02	2.36E-02	1.83E-02	1.30E-02	8.03E-03	4.34E-03	2.06E-03

Πίνακας 11.10: Ομοίωμα δέκα ετών (ύψος 138.58 cm, μάζα 35.052 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Ανιχν.	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	3.23E-04	6.33E-04	9.23E-04	1.10E-03	1.05E-03	7.88E-04	5.66E-04	3.66E-04	1.65E-04	1.01E-04	5.25E-05
2	1.29E-04	3.18E-04	6.12E-04	9.45E-04	1.09E-03	1.05E-03	7.95E-04	5.91E-04	3.74E-04	1.82E-04	1.07E-04
3	2.16E-04	3.59E-04	6.20E-04	7.58E-04	8.70E-04	7.13E-04	5.52E-04	3.33E-04	2.10E-04	1.56E-04	7.20E-05
4	1.76E-04	3.56E-04	6.02E-04	8.18E-04	7.95E-04	7.20E-04	5.24E-04	3.81E-04	1.95E-04	1.41E-04	9.90E-05
5	9.15E-05	1.44E-04	3.17E-04	5.72E-04	9.53E-04	1.08E-03	1.08E-03	7.95E-04	5.60E-04	3.77E-04	1.82E-04
6	9.15E-05	1.92E-04	3.44E-04	5.91E-04	7.80E-04	8.18E-04	7.01E-04	5.63E-04	3.72E-04	2.33E-04	1.41E-04
7	1.14E-04	1.71E-04	3.77E-04	5.82E-04	7.95E-04	7.46E-04	7.02E-04	5.36E-04	3.92E-04	2.01E-04	1.50E-04
8	1.47E-04	4.08E-04	7.80E-04	1.01E-03	9.68E-04	6.59E-04	5.07E-04	3.30E-04	1.94E-04	1.01E-04	4.20E-05
9	1.01E-04	3.12E-04	6.14E-04	8.63E-04	1.10E-03	1.01E-03	7.10E-04	5.40E-04	2.90E-04	1.76E-04	7.05E-05
10	8.55E-05	2.81E-04	4.92E-04	7.73E-04	7.88E-04	6.78E-04	4.82E-04	3.42E-04	2.21E-04	1.05E-04	4.05E-05
11	1.47E-04	2.84E-04	5.34E-04	7.31E-04	7.31E-04	5.48E-04	5.10E-04	3.32E-04	1.83E-04	1.05E-04	5.10E-05
12	6.30E-05	1.02E-04	3.45E-04	5.69E-04	9.08E-04	1.05E-03	8.93E-04	5.57E-04	3.45E-04	1.98E-04	8.55E-05
13	7.35E-05	1.59E-04	3.30E-04	5.34E-04	7.50E-04	7.95E-04	6.12E-04	4.40E-04	2.93E-04	1.53E-04	7.35E-05
14	8.25E-05	1.64E-04	3.09E-04	5.69E-04	7.46E-04	7.46E-04	5.99E-04	4.34E-04	2.81E-04	1.38E-04	5.10E-05
1-14	1.84E-03	3.88E-03	7.19E-03	1.04E-02	1.23E-02	1.14E-02	9.23E-03	6.54E-03	4.07E-03	2.36E-03	1.22E-03
15	7.18E-04	1.81E-03	3.60E-03	5.44E-03	6.60E-03	5.96E-03	4.60E-03	3.34E-03	2.02E-03	9.96E-04	4.21E-04
16	7.78E-04	1.73E-03	3.45E-03	5.60E-03	6.70E-03	5.90E-03	4.48E-03	3.28E-03	2.04E-03	9.80E-04	4.33E-04
1-16	3.35E-03	7.46E-03	1.43E-02	2.15E-02	2.56E-02	2.32E-02	1.83E-02	1.32E-02	8.11E-03	4.36E-03	2.09E-03

Πίνακας 11.11: Ομοίωμα δέκα ετών (ύψος 138.58 cm, μάζα 40.077 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Ανιχν.	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	3.05E-04	5.79E-04	9.23E-04	1.06E-03	1.02E-03	7.95E-04	5.75E-04	3.78E-04	1.74E-04	1.08E-04	4.65E-05
2	1.26E-04	2.93E-04	5.90E-04	9.38E-04	1.02E-03	1.04E-03	8.03E-04	5.93E-04	3.81E-04	1.85E-04	1.11E-04
3	2.01E-04	3.44E-04	5.70E-04	7.80E-04	7.88E-04	7.10E-04	5.22E-04	3.41E-04	2.30E-04	1.58E-04	7.05E-05
4	1.64E-04	3.32E-04	5.75E-04	7.50E-04	8.03E-04	6.93E-04	5.51E-04	3.62E-04	1.76E-04	1.46E-04	9.45E-05
5	8.85E-05	1.32E-04	2.85E-04	5.49E-04	9.23E-04	1.05E-03	1.04E-03	7.95E-04	5.69E-04	3.80E-04	1.82E-04



Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ για πηγές με διαφορετικές ενέργειες
σε ομοιόμορφες και μη κατανομές

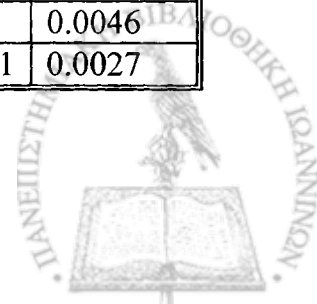
6	8.40E-05	1.79E-04	3.41E-04	5.27E-04	7.95E-04	7.95E-04	7.04E-04	5.18E-04	3.50E-04	2.49E-04	1.40E-04
7	1.08E-04	1.58E-04	3.54E-04	5.60E-04	7.58E-04	7.73E-04	6.63E-04	5.51E-04	3.75E-04	2.09E-04	1.49E-04
8	1.29E-04	3.96E-04	7.25E-04	9.75E-04	9.08E-04	6.96E-04	5.37E-04	3.48E-04	1.86E-04	9.45E-05	4.50E-05
9	9.60E-05	2.88E-04	5.90E-04	8.18E-04	1.08E-03	9.60E-04	7.32E-04	5.51E-04	3.11E-04	1.71E-04	6.75E-05
10	7.80E-05	2.75E-04	5.03E-04	7.19E-04	7.50E-04	6.53E-04	5.10E-04	3.21E-04	2.15E-04	1.13E-04	3.60E-05
11	1.28E-04	2.85E-04	5.24E-04	7.14E-04	7.13E-04	5.57E-04	5.13E-04	3.27E-04	1.89E-04	1.14E-04	4.20E-05
12	6.15E-05	9.30E-05	3.05E-04	5.24E-04	8.63E-04	1.02E-03	8.48E-04	5.81E-04	3.74E-04	2.28E-04	8.25E-05
13	7.80E-05	1.50E-04	3.24E-04	5.25E-04	7.11E-04	7.73E-04	6.26E-04	4.55E-04	2.88E-04	1.55E-04	7.35E-05
14	7.65E-05	1.62E-04	2.93E-04	5.25E-04	7.35E-04	7.26E-04	5.81E-04	4.13E-04	2.72E-04	1.49E-04	6.15E-05
1-14	1.72E-03	3.66E-03	6.90E-03	9.98E-03	1.19E-02	1.13E-02	9.23E-03	6.53E-03	4.09E-03	2.45E-03	1.20E-03
15	6.50E-04	1.71E-03	3.47E-03	5.31E-03	6.30E-03	5.86E-03	4.46E-03	3.32E-03	2.03E-03	1.04E-03	4.03E-04
16	7.60E-04	1.64E-03	3.25E-03	5.32E-03	6.50E-03	5.83E-03	4.50E-03	3.25E-03	2.02E-03	9.72E-04	4.41E-04
1-16	3.15E-03	7.04E-03	1.37E-02	2.06E-02	2.46E-02	2.29E-02	1.82E-02	1.31E-02	8.19E-03	4.49E-03	2.06E-03

Συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 11.12, όπου έχει υπολογισθεί ο μέσος όρος της απόδοσης των έντεκα θέσεων για τους ανιχνευτές τύπου A1, A2 και για το σύνολό τους.

Πίνακας 11.12: Απόδοση ΜΟΑ (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 1.46 MeV) με μεταβολή της μάζας για ομοίωμα ύψους ≈ 140 cm				
Μάζα (kg) \approx	25	30	35	40
Ανιχνευτές				
A1	6.48 E-03	6.38 E-03	6.24 E-03	6.10 E-03
A2	7.02 E-03	6.82 E-03	6.66 E-03	6.40 E-03
Συνολικά	1.35 E-02	1.32 E-02	1.29 E-02	1.25 E-02

Στις γραφικές παραστάσεις 11.3α και 11.3β απεικονίζεται η απόδοση % (y) για τους ανιχνευτές τύπου A1 και A2 και για το σύνολό τους, αντίστοιχα, σε σχέση με τη μάζα του ομοιώματος (x), για ύψος ομοιώματος ≈ 140 cm. Στα σημεία έγινε προσαρμογή γραμμικής συνάρτησης του τύπου $y = a + b x$ για κάθε τύπο ανιχνευτή και συνολικά. Οι τιμές που προέκυψαν για τους όρους a και b, τους συντελεστές συσχέτισης, καθώς και τις πιθανότητες p_a και p_b , οι σταθεροί όροι και οι συντελεστές των πρωτοβάθμιων όρων να είναι μηδέν δίνονται στον Πίνακα 11.13.

Πίνακας 11.13: Τιμές παραμέτρων στη σχέση απόδοσης % (y) - μάζας ομοιώματος (x), ($y = a + b x$) για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K στο ομοίωμα ύψους 140 cm					
Ανιχνευτές	a	b	Συντελεστής συσχέτισης R	p_a	p_b
A1	0.7132(± 0.0046)	-0.0026 (± 0.0001)	0.9971	<0.0001	0.0029
A2	0.8038(± 0.0090)	-0.0040 (± 0.0003)	0.9954	0.0001	0.0046
A1+A2	1.5170(± 0.0114)	-0.0066(± 0.0003)	0.9972	<0.0001	0.0027



11.3.2. Ενήλικη γυναίκα ή παιδί ηλικίας δεκαπέντε ετών

Προσομοιάστηκαν τα ομοιώματα με χαρακτηριστικά που δίνονται στους Πίνακες 8.11-8.15. Τα αποτελέσματα δίνονται στους Πίνακες 11.14-11.18.

Πίνακας 11.14 : Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 50.039 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Ανιχν.	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	3.50E-04	5.75E-04	8.78E-04	9.45E-04	8.70E-04	7.73E-04	5.66E-04	4.32E-04	2.43E-04	1.34E-04	6.00E-05
2	1.59E-04	3.44E-04	5.96E-04	8.40E-04	9.30E-04	9.08E-04	7.34E-04	5.75E-04	4.55E-04	2.49E-04	1.26E-04
3	2.21E-04	3.77E-04	5.48E-04	6.62E-04	6.98E-04	6.53E-04	4.92E-04	3.57E-04	2.72E-04	1.86E-04	7.95E-05
4	1.80E-04	3.84E-04	5.78E-04	6.53E-04	6.69E-04	6.30E-04	5.42E-04	3.78E-04	2.42E-04	1.76E-04	9.45E-05
5	1.07E-04	1.64E-04	3.60E-04	5.57E-04	8.33E-04	9.23E-04	8.85E-04	7.58E-04	5.49E-04	4.53E-04	2.60E-04
6	8.10E-05	2.09E-04	3.72E-04	5.25E-04	6.66E-04	6.86E-04	6.27E-04	5.00E-04	3.84E-04	2.96E-04	1.55E-04
7	1.14E-04	1.73E-04	3.96E-04	5.51E-04	6.99E-04	6.32E-04	5.78E-04	5.34E-04	3.74E-04	2.72E-04	1.67E-04
8	1.85E-04	4.56E-04	6.59E-04	8.03E-04	7.80E-04	6.63E-04	5.06E-04	3.77E-04	2.10E-04	1.11E-04	6.45E-05
9	1.07E-04	3.50E-04	5.58E-04	7.50E-04	9.45E-04	8.55E-04	6.96E-04	5.34E-04	3.62E-04	2.07E-04	8.25E-05
10	1.31E-04	3.17E-04	5.07E-04	6.45E-04	6.38E-04	5.82E-04	4.76E-04	3.33E-04	2.54E-04	1.65E-04	4.50E-05
11	1.44E-04	3.03E-04	5.03E-04	6.30E-04	5.88E-04	5.15E-04	4.94E-04	3.51E-04	2.33E-04	1.46E-04	5.55E-05
12	6.75E-05	1.17E-04	3.42E-04	5.66E-04	7.80E-04	8.63E-04	7.31E-04	5.76E-04	3.92E-04	2.73E-04	1.11E-04
13	9.45E-05	1.98E-04	3.44E-04	5.25E-04	6.24E-04	6.66E-04	5.48E-04	4.43E-04	3.39E-04	2.19E-04	1.20E-04
14	7.80E-05	1.88E-04	3.38E-04	5.15E-04	6.50E-04	6.29E-04	5.46E-04	4.35E-04	3.06E-04	2.15E-04	7.50E-05
1-14	2.02E-03	4.15E-03	6.98E-03	9.15E-03	1.04E-02	9.98E-03	8.40E-03	6.59E-03	4.61E-03	3.10E-03	1.49E-03
15	8.67E-04	1.95E-03	3.45E-03	4.81E-03	5.19E-03	5.10E-03	4.24E-03	3.41E-03	2.43E-03	1.39E-03	5.95E-04
16	8.59E-04	1.99E-03	3.28E-03	4.83E-03	5.40E-03	5.14E-03	4.26E-03	3.35E-03	2.35E-03	1.34E-03	5.82E-04
1-16	3.76E-03	8.11E-03	1.37E-02	1.88E-02	2.10E-02	2.02E-02	1.69E-02	1.33E-02	9.44E-03	5.84E-03	2.68E-03

Πίνακας 11.15 : Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 60.016 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Ανιχν.	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	3.05E-04	5.30E-04	7.95E-04	9.00E-04	8.33E-04	7.65E-04	5.63E-04	4.50E-04	2.57E-04	1.37E-04	6.45E-05
2	1.46E-04	3.08E-04	5.64E-04	7.80E-04	8.93E-04	8.55E-04	7.50E-04	5.94E-04	4.74E-04	2.46E-04	1.34E-04
3	1.79E-04	3.62E-04	5.45E-04	6.59E-04	6.54E-04	6.32E-04	5.22E-04	3.44E-04	2.91E-04	2.06E-04	7.95E-05
4	1.88E-04	3.56E-04	5.21E-04	6.20E-04	5.93E-04	6.17E-04	5.39E-04	3.90E-04	2.61E-04	1.76E-04	1.04E-04
5	9.30E-05	1.46E-04	3.12E-04	5.19E-04	7.65E-04	8.55E-04	8.48E-04	7.95E-04	5.70E-04	4.88E-04	2.58E-04
6	8.25E-05	1.92E-04	3.42E-04	5.09E-04	6.51E-04	6.60E-04	6.33E-04	4.94E-04	3.63E-04	3.15E-04	1.73E-04
7	9.60E-05	1.59E-04	3.77E-04	5.07E-04	6.80E-04	5.97E-04	6.02E-04	5.16E-04	3.99E-04	2.85E-04	1.50E-04
8	1.74E-04	3.80E-04	6.23E-04	7.49E-04	7.65E-04	6.84E-04	5.34E-04	3.72E-04	2.09E-04	1.23E-04	5.70E-05
9	1.05E-04	3.09E-04	5.18E-04	7.10E-04	8.70E-04	8.40E-04	7.02E-04	5.52E-04	3.65E-04	2.22E-04	9.30E-05
10	1.23E-04	2.84E-04	4.65E-04	6.02E-04	6.14E-04	5.42E-04	4.70E-04	3.72E-04	2.51E-04	1.65E-04	5.85E-05
11	1.40E-04	2.78E-04	4.67E-04	5.85E-04	5.97E-04	5.03E-04	4.89E-04	3.62E-04	2.36E-04	1.44E-04	6.15E-05
12	5.40E-05	1.31E-04	3.09E-04	4.86E-04	7.43E-04	8.03E-04	7.26E-04	5.97E-04	4.17E-04	3.00E-04	1.23E-04

13	9.15E-05	1.62E-04	3.00E-04	4.83E-04	5.88E-04	6.57E-04	5.28E-04	4.65E-04	3.80E-04	2.25E-04	1.13E-04
14	7.50E-05	1.82E-04	3.15E-04	4.73E-04	5.81E-04	6.39E-04	5.25E-04	4.76E-04	3.02E-04	2.24E-04	8.85E-05
1-14	1.85E-03	3.77E-03	6.45E-03	8.55E-03	9.83E-03	9.68E-03	8.40E-03	6.78E-03	4.77E-03	3.26E-03	1.55E-03
15	7.89E-04	1.77E-03	3.23E-03	4.53E-03	5.03E-03	4.97E-03	4.26E-03	3.43E-03	2.37E-03	1.48E-03	6.12E-04
16	7.45E-04	1.76E-03	3.04E-03	4.57E-03	5.02E-03	4.88E-03	4.16E-03	3.53E-03	2.51E-03	1.42E-03	6.51E-04
1-16	3.40E-03	7.32E-03	1.27E-02	1.77E-02	1.99E-02	1.95E-02	1.68E-02	1.37E-02	9.67E-03	6.18E-03	2.83E-03

Πίνακας 11.16 : Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 70.087 kg)

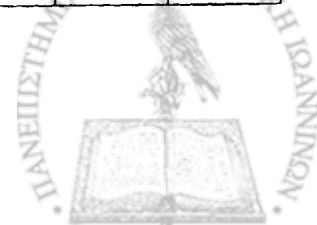
Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Ανιχν.	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον χ-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	2.55E-04	5.07E-04	7.65E-04	8.40E-04	8.25E-04	7.46E-04	5.73E-04	4.77E-04	2.67E-04	1.34E-04	7.35E-05
2	1.23E-04	2.73E-04	5.39E-04	7.50E-04	8.55E-04	8.33E-04	7.35E-04	6.03E-04	4.97E-04	2.67E-04	1.32E-04
3	1.76E-04	3.20E-04	5.12E-04	6.47E-04	6.11E-04	6.03E-04	5.49E-04	3.75E-04	3.05E-04	1.92E-04	7.95E-05
4	1.70E-04	3.18E-04	4.79E-04	5.94E-04	5.55E-04	5.96E-04	5.84E-04	3.99E-04	2.52E-04	1.70E-04	8.85E-05
5	8.55E-05	1.26E-04	2.79E-04	4.91E-04	7.50E-04	8.33E-04	8.25E-04	7.58E-04	5.67E-04	4.91E-04	2.70E-04
6	7.95E-05	1.94E-04	2.94E-04	4.59E-04	6.29E-04	6.41E-04	5.96E-04	5.19E-04	3.87E-04	3.26E-04	1.76E-04
7	8.25E-05	1.55E-04	3.42E-04	4.88E-04	6.33E-04	6.08E-04	6.00E-04	5.70E-04	4.16E-04	2.73E-04	1.56E-04
8	1.43E-04	3.42E-04	5.34E-04	7.50E-04	6.78E-04	6.42E-04	5.73E-04	3.93E-04	2.46E-04	1.08E-04	6.15E-05
9	9.45E-05	2.73E-04	4.58E-04	6.51E-04	8.33E-04	7.88E-04	7.14E-04	6.02E-04	4.34E-04	2.45E-04	8.85E-05
10	1.04E-04	2.70E-04	4.56E-04	5.78E-04	5.90E-04	5.43E-04	5.27E-04	4.19E-04	2.76E-04	1.76E-04	6.30E-05
11	1.35E-04	2.58E-04	4.11E-04	5.37E-04	5.70E-04	5.00E-04	5.22E-04	3.60E-04	2.84E-04	1.44E-04	6.60E-05
12	5.10E-05	1.23E-04	2.69E-04	4.26E-04	6.47E-04	7.88E-04	7.14E-04	5.91E-04	4.64E-04	3.26E-04	1.35E-04
13	7.95E-05	1.38E-04	2.99E-04	4.55E-04	5.78E-04	6.26E-04	5.49E-04	5.03E-04	3.77E-04	2.13E-04	1.25E-04
14	7.20E-05	1.67E-04	2.87E-04	4.25E-04	5.33E-04	5.94E-04	5.67E-04	4.80E-04	3.30E-04	2.34E-04	9.90E-05
1-14	1.65E-03	3.47E-03	5.92E-03	8.10E-03	9.30E-03	9.30E-03	8.63E-03	7.05E-03	5.10E-03	3.29E-03	1.61E-03
15	7.11E-04	1.57E-03	2.92E-03	4.33E-03	4.86E-03	4.84E-03	4.42E-03	3.55E-03	2.54E-03	1.56E-03	5.99E-04
16	6.71E-04	1.57E-03	2.92E-03	4.33E-03	4.92E-03	4.75E-03	4.33E-03	3.67E-03	2.68E-03	1.49E-03	6.04E-04
1-16	3.04E-03	6.63E-03	1.18E-02	1.68E-02	1.91E-02	1.90E-02	1.74E-02	1.43E-02	1.03E-02	6.37E-03	2.84E-03

Πίνακας 11.17 : Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 79.976 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Ανιχν.	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον χ-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	2.37E-04	5.12E-04	7.34E-04	8.10E-04	8.03E-04	7.02E-04	5.69E-04	4.76E-04	2.60E-04	1.41E-04	7.05E-05
2	1.19E-04	2.67E-04	5.49E-04	7.20E-04	8.10E-04	7.73E-04	6.95E-04	5.94E-04	4.89E-04	2.61E-04	1.22E-04
3	1.73E-04	3.00E-04	4.70E-04	5.94E-04	6.03E-04	5.79E-04	5.33E-04	3.54E-04	2.96E-04	2.03E-04	8.40E-05
4	1.44E-04	3.02E-04	4.38E-04	5.72E-04	5.51E-04	5.81E-04	5.69E-04	3.86E-04	2.18E-04	1.58E-04	8.10E-05
5	8.10E-05	1.26E-04	2.45E-04	4.79E-04	7.29E-04	7.80E-04	7.88E-04	7.26E-04	5.66E-04	4.91E-04	2.48E-04
6	7.50E-05	1.79E-04	2.66E-04	4.23E-04	5.61E-04	6.24E-04	5.75E-04	5.12E-04	3.66E-04	3.06E-04	1.77E-04
7	8.25E-05	1.50E-04	3.11E-04	4.53E-04	5.94E-04	5.84E-04	5.79E-04	5.55E-04	3.90E-04	2.57E-04	1.58E-04
8	1.37E-04	3.47E-04	4.92E-04	7.19E-04	6.56E-04	6.38E-04	5.49E-04	4.10E-04	2.18E-04	1.05E-04	6.45E-05
9	9.75E-05	2.52E-04	4.73E-04	5.99E-04	8.10E-04	7.73E-04	6.36E-04	5.73E-04	3.83E-04	2.34E-04	1.07E-04



Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ για πηγές με διαφορετικές ενέργειες
σε ομοιόμορφες και μη κατανομές

10	1.01E-04	2.66E-04	4.20E-04	5.39E-04	5.45E-04	5.22E-04	4.82E-04	3.96E-04	2.30E-04	1.73E-04	6.15E-05
11	1.14E-04	2.58E-04	4.02E-04	5.10E-04	5.58E-04	5.03E-04	4.95E-04	3.63E-04	2.49E-04	1.32E-04	6.30E-05
12	5.25E-05	1.14E-04	2.60E-04	4.38E-04	6.06E-04	7.37E-04	6.47E-04	5.70E-04	4.29E-04	3.27E-04	1.26E-04
13	7.65E-05	1.25E-04	3.00E-04	4.41E-04	5.55E-04	5.96E-04	4.97E-04	4.91E-04	4.04E-04	2.07E-04	1.25E-04
14	7.05E-05	1.62E-04	2.84E-04	4.31E-04	5.42E-04	5.85E-04	5.10E-04	4.85E-04	3.26E-04	2.33E-04	9.60E-05
1-14	1.56E-03	3.36E-03	5.64E-03	7.73E-03	8.93E-03	9.00E-03	8.10E-03	6.89E-03	4.82E-03	3.23E-03	1.58E-03
15	6.77E-04	1.51E-03	2.85E-03	4.35E-03	4.81E-03	4.83E-03	4.35E-03	3.60E-03	2.49E-03	1.49E-03	6.04E-04
16	6.58E-04	1.46E-03	2.79E-03	4.37E-03	5.02E-03	4.62E-03	4.22E-03	3.59E-03	2.67E-03	1.50E-03	5.82E-04
1-16	2.91E-03	6.36E-03	1.13E-02	1.65E-02	1.87E-02	1.84E-02	1.67E-02	1.41E-02	9.98E-03	6.23E-03	2.78E-03

Πίνακας 11.18 : Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 89.977 kg)

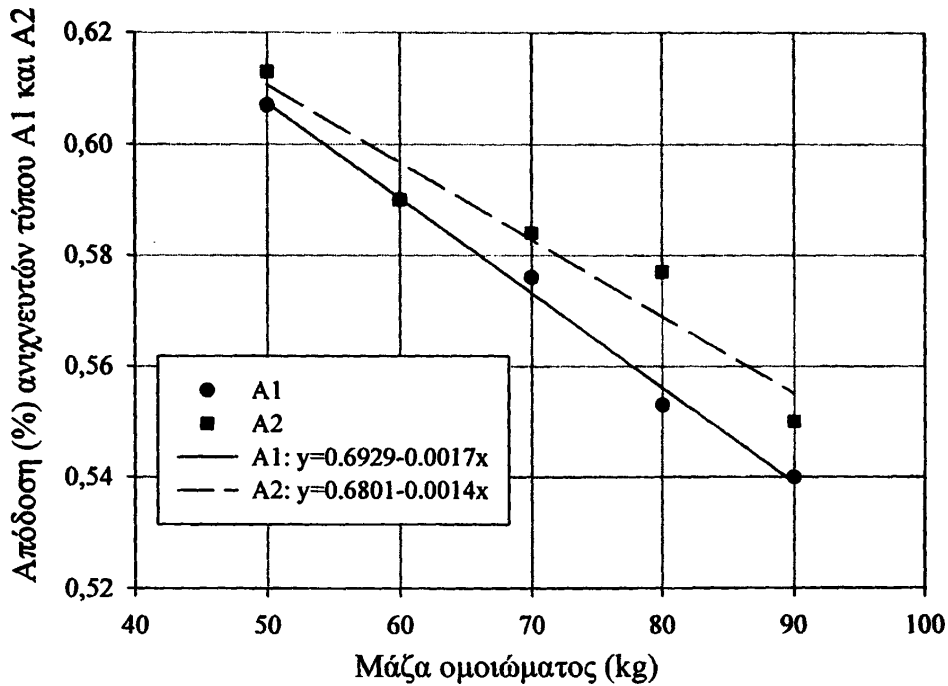
Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Ανιχν.	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	2.48E-04	5.03E-04	7.11E-04	7.31E-04	7.88E-04	6.77E-04	5.61E-04	4.44E-04	2.39E-04	1.34E-04	6.60E-05
2	1.23E-04	2.63E-04	5.48E-04	7.01E-04	7.73E-04	7.73E-04	6.69E-04	5.93E-04	4.56E-04	2.45E-04	1.29E-04
3	1.67E-04	2.93E-04	4.68E-04	5.93E-04	5.99E-04	5.88E-04	5.48E-04	3.57E-04	2.87E-04	2.00E-04	8.55E-05
4	1.41E-04	2.76E-04	4.08E-04	5.78E-04	5.78E-04	5.61E-04	5.46E-04	3.71E-04	2.00E-04	1.56E-04	7.35E-05
5	6.45E-05	1.19E-04	2.43E-04	4.91E-04	7.16E-04	7.46E-04	7.80E-04	6.99E-04	5.69E-04	4.64E-04	2.24E-04
6	7.95E-05	1.61E-04	2.57E-04	4.40E-04	5.82E-04	6.21E-04	5.40E-04	5.16E-04	3.54E-04	2.91E-04	1.73E-04
7	8.25E-05	1.37E-04	2.93E-04	4.34E-04	5.93E-04	6.12E-04	5.54E-04	5.28E-04	3.72E-04	2.34E-04	1.55E-04
8	1.34E-04	3.56E-04	5.01E-04	6.93E-04	6.39E-04	6.23E-04	5.13E-04	4.02E-04	2.19E-04	1.08E-04	6.30E-05
9	9.90E-05	2.45E-04	4.68E-04	6.03E-04	7.80E-04	7.50E-04	6.32E-04	5.40E-04	3.80E-04	2.09E-04	1.01E-04
10	1.01E-04	2.60E-04	4.19E-04	5.16E-04	5.57E-04	5.09E-04	4.67E-04	3.83E-04	2.22E-04	1.59E-04	6.00E-05
11	1.13E-04	2.54E-04	3.62E-04	4.86E-04	5.52E-04	4.97E-04	5.00E-04	3.56E-04	2.31E-04	1.13E-04	6.15E-05
12	5.10E-05	1.10E-04	2.64E-04	4.38E-04	6.03E-04	7.08E-04	6.30E-04	5.49E-04	3.96E-04	3.20E-04	1.14E-04
13	6.90E-05	1.13E-04	2.99E-04	4.50E-04	5.48E-04	6.02E-04	4.79E-04	4.65E-04	3.84E-04	2.07E-04	1.16E-04
14	7.05E-05	1.40E-04	2.81E-04	4.05E-04	5.18E-04	5.52E-04	5.01E-04	4.71E-04	3.12E-04	2.25E-04	8.10E-05
1-14	1.54E-03	3.23E-03	5.52E-03	7.58E-03	8.85E-03	8.85E-03	7.95E-03	6.68E-03	4.62E-03	3.06E-03	1.50E-03
15	6.42E-04	1.49E-03	2.68E-03	4.06E-03	4.63E-03	4.58E-03	4.20E-03	3.47E-03	2.48E-03	1.45E-03	5.91E-04
16	6.37E-04	1.41E-03	2.62E-03	4.16E-03	4.88E-03	4.46E-03	4.07E-03	3.47E-03	2.62E-03	1.42E-03	5.18E-04
1-16	2.83E-03	6.15E-03	1.08E-02	1.58E-02	1.83E-02	1.79E-02	1.62E-02	1.37E-02	9.75E-03	5.94E-03	2.63E-03

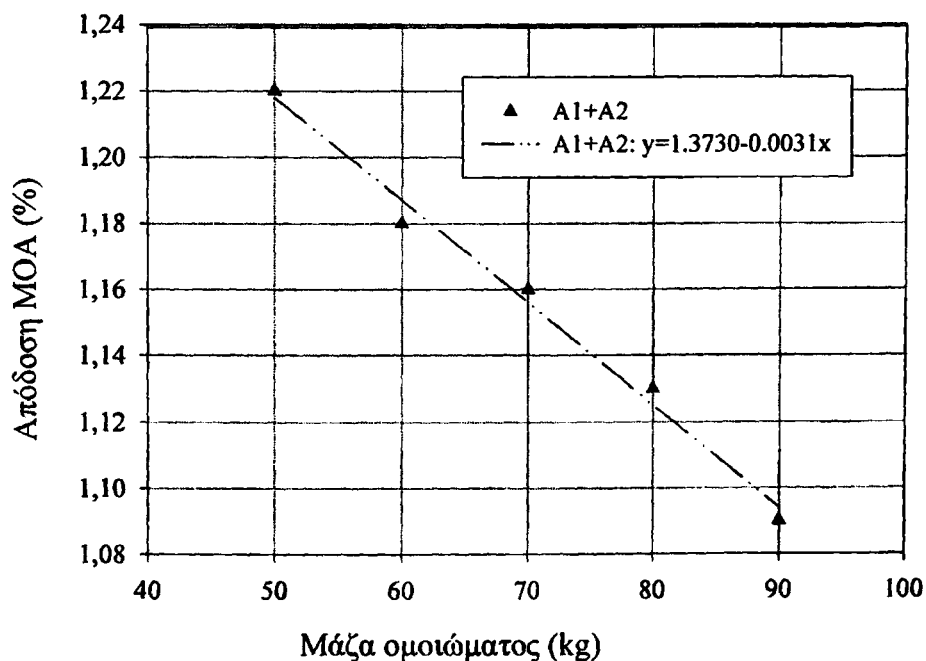
Συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 11.19, όπου έχει υπολογισθεί ο μέσος όρος της απόδοσης των έντεκα θέσεων για τους ανιχνευτές τύπου A1, A2 και για το σύνολό τους.

Πίνακας 11.19: Απόδοση ΜΟΑ (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 1.46 MeV) με μεταβολή της μάζας για ομοίωμα ύψους 164 cm					
Μάζα (kg) ≈	50	60	70	80	90
Ανιχνευτές					
A1	6.07 E-03	5.90 E-03	5.76 E-03	5.53 E-03	5.40 E-03
A2	6.13 E-03	5.90 E-03	5.84 E-03	5.77 E-03	5.50 E-03
Συνολικά	1.22 E-02	1.18 E-02	1.16 E-02	1.13E-02	1.09 E-02

Στις γραφικές παραστάσεις 11.4α και 11.4β απεικονίζεται η απόδοση % (y) για τους ανιχνευτές τύπου A1, A2 και για το σύνολό τους αντίστοιχα, σε σχέση με τη μάζα του ομοιώματος (x), για ύψος ομοιώματος 164 cm. Στα σημεία έγινε προσαρμογή γραμμικής συνάρτησης του τύπου $y = a + b x$ για κάθε τύπο ανιχνευτή και συνολικά. Οι τιμές που προέκυψαν για τους όρους a και b, τους συντελεστές συσχέτισης, καθώς και τις πιθανότητες p_a και p_b , οι σταθεροί όροι και οι συντελεστές των πρωτοβάθμιων όρων να είναι μηδέν δίνονται στον Πίνακα 11.20.



Σχήμα 11.4α: Μεταβολή απόδοσης με τη μάζα ομοιώματος ύψους 164 cm για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K



Σχήμα 11.4β: Μεταβολή απόδοσης MOA με τη μάζα ομοιώματος ύψους 164 cm για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K



Πίνακας 11.20: Τιμές παραμέτρων στη σχέση απόδοσης % (y) - μάζας ομοιώματος (x) ($y = a + b x$) για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K στο ομοίωμα ύψους 164 cm

Ανιχνευτές	a	b	Συντελεστής συσχέτισης R	ρ_a	ρ_b
A1	0.6929(± 0.0056)	-0.0017(± 0.0001)	0.9968	<0.0001	0.0002
A2	0.6801(± 0.0156)	-0.0014(± 0.0002)	0.9650	<0.0001	0.0078
A1+A2	1.3730(± 0.0137)	-0.0031(± 0.0002)	0.9943	<0.0001	0.0005

Η μείωση στην απόδοση για μεταβολή μάζας από 50 kg έως 90 kg που παρατηρείται είναι 10.7 % για το σύνολο των ανιχνευτών, και 11% για τους ανιχνευτές τύπου A1.

11.3.3. Ενήλικας άνδρας

Προσομοιάστηκαν τα ομοιώματα με χαρακτηριστικά που δίνονται στους Πίνακες 8.16-8.20. Τα αποτελέσματα δίνονται στους Πίνακες 11.21-11.25.

Πίνακας 11.21: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 59.952 kg)
Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Ανιχν.	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	3.71E-04	5.79E-04	7.80E-04	8.03E-04	8.63E-04	7.11E-04	5.79E-04	4.61E-04	2.82E-04	1.52E-04	6.45E-05
2	1.82E-04	3.89E-04	5.64E-04	7.65E-04	8.03E-04	8.93E-04	7.19E-04	5.69E-04	5.00E-04	2.91E-04	1.47E-04
3	2.12E-04	3.39E-04	5.36E-04	6.36E-04	6.95E-04	6.08E-04	5.25E-04	3.50E-04	2.63E-04	1.92E-04	1.01E-04
4	2.19E-04	3.59E-04	5.18E-04	6.42E-04	6.54E-04	6.23E-04	5.52E-04	3.98E-04	2.52E-04	2.13E-04	1.17E-04
5	7.65E-05	1.86E-04	3.54E-04	5.78E-04	7.40E-04	7.88E-04	8.70E-04	7.20E-04	5.49E-04	4.79E-04	2.90E-04
6	1.01E-04	2.10E-04	3.51E-04	4.85E-04	6.17E-04	6.42E-04	6.02E-04	5.21E-04	4.01E-04	3.05E-04	1.61E-04
7	1.08E-04	2.16E-04	3.48E-04	5.42E-04	6.30E-04	6.36E-04	6.03E-04	5.43E-04	3.93E-04	2.91E-04	1.89E-04
8	2.12E-04	4.49E-04	6.53E-04	7.58E-04	7.58E-04	6.38E-04	5.51E-04	4.28E-04	2.79E-04	1.58E-04	7.50E-05
9	1.28E-04	3.15E-04	5.49E-04	7.44E-04	8.48E-04	8.18E-04	6.48E-04	5.78E-04	4.11E-04	2.54E-04	1.20E-04
10	1.71E-04	3.08E-04	4.88E-04	5.75E-04	6.44E-04	5.72E-04	4.97E-04	3.42E-04	2.51E-04	1.59E-04	7.95E-05
11	1.61E-04	2.94E-04	5.30E-04	5.85E-04	5.91E-04	5.36E-04	4.92E-04	4.01E-04	2.76E-04	1.62E-04	6.00E-05
12	7.05E-05	1.61E-04	3.48E-04	5.70E-04	7.58E-04	7.73E-04	7.05E-04	5.52E-04	4.29E-04	3.03E-04	1.80E-04
13	9.45E-05	2.07E-04	3.18E-04	5.12E-04	6.08E-04	6.39E-04	5.90E-04	4.89E-04	3.54E-04	2.13E-04	1.26E-04
14	1.04E-04	1.74E-04	3.44E-04	5.64E-04	6.12E-04	6.42E-04	5.33E-04	4.65E-04	3.20E-04	2.18E-04	1.11E-04
1-14	2.21E-03	4.18E-03	6.68E-03	8.78E-03	9.83E-03	9.53E-03	8.48E-03	6.81E-03	4.96E-03	3.39E-03	1.82E-03
15	8.34E-04	1.90E-03	3.24E-03	4.67E-03	5.00E-03	4.96E-03	4.23E-03	3.35E-03	2.41E-03	1.45E-03	6.25E-04
16	8.59E-04	1.87E-03	3.18E-03	4.69E-03	5.02E-03	4.92E-03	4.20E-03	3.30E-03	2.44E-03	1.53E-03	6.54E-04
1-16	3.92E-03	7.96E-03	1.31E-02	1.81E-02	1.99E-02	1.94E-02	1.69E-02	1.35E-02	9.83E-03	6.39E-03	3.13E-03



Πίνακας 11.22: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 69.980 kg)

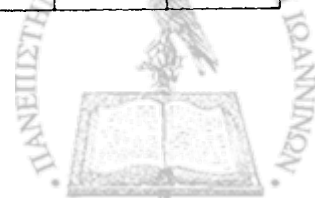
Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Ανιχν.	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	3.80E-04	5.79E-04	8.10E-04	7.73E-04	8.33E-04	6.84E-04	5.18E-04	4.40E-04	2.67E-04	1.40E-04	6.30E-05
2	1.62E-04	3.92E-04	5.75E-04	8.03E-04	7.80E-04	8.70E-04	6.84E-04	5.30E-04	4.64E-04	2.55E-04	1.43E-04
3	2.03E-04	3.75E-04	5.39E-04	6.59E-04	7.08E-04	5.99E-04	4.80E-04	3.51E-04	2.37E-04	1.71E-04	8.55E-05
4	2.12E-04	3.60E-04	5.31E-04	6.35E-04	6.41E-04	6.14E-04	5.37E-04	3.68E-04	2.42E-04	2.01E-04	1.19E-04
5	7.20E-05	1.56E-04	3.35E-04	5.75E-04	7.80E-04	7.95E-04	8.40E-04	6.99E-04	5.18E-04	4.49E-04	2.45E-04
6	9.00E-05	2.12E-04	3.69E-04	5.13E-04	6.30E-04	6.87E-04	5.91E-04	4.82E-04	3.75E-04	2.75E-04	1.43E-04
7	1.05E-04	1.91E-04	3.47E-04	5.42E-04	6.12E-04	6.35E-04	5.90E-04	5.03E-04	3.69E-04	2.66E-04	1.74E-04
8	2.13E-04	4.32E-04	6.18E-04	7.38E-04	7.44E-04	5.96E-04	5.04E-04	3.84E-04	2.40E-04	1.43E-04	6.75E-05
9	1.28E-04	3.29E-04	5.25E-04	7.16E-04	8.48E-04	7.95E-04	6.48E-04	5.33E-04	3.69E-04	2.27E-04	1.04E-04
10	1.56E-04	3.12E-04	4.92E-04	5.96E-04	6.66E-04	5.37E-04	4.43E-04	3.21E-04	2.31E-04	1.55E-04	7.35E-05
11	1.64E-04	2.84E-04	5.12E-04	6.08E-04	6.12E-04	5.24E-04	4.55E-04	3.41E-04	2.33E-04	1.46E-04	6.60E-05
12	7.50E-05	1.40E-04	3.41E-04	5.30E-04	7.19E-04	7.49E-04	6.92E-04	5.30E-04	3.95E-04	2.93E-04	1.58E-04
13	9.00E-05	1.89E-04	3.32E-04	5.22E-04	6.12E-04	6.30E-04	5.52E-04	4.44E-04	3.33E-04	1.88E-04	1.08E-04
14	9.00E-05	1.59E-04	3.38E-04	5.34E-04	6.20E-04	6.41E-04	5.25E-04	4.34E-04	3.08E-04	2.07E-04	9.90E-05
1-14	2.14E-03	4.11E-03	6.66E-03	8.78E-03	9.83E-03	9.38E-03	8.03E-03	6.35E-03	4.58E-03	3.11E-03	1.64E-03
15	8.05E-04	1.86E-03	3.36E-03	4.86E-03	5.12E-03	5.09E-03	4.05E-03	3.17E-03	2.22E-03	1.36E-03	5.98E-04
16	8.18E-04	1.88E-03	3.26E-03	4.77E-03	5.09E-03	5.01E-03	4.05E-03	2.97E-03	2.12E-03	1.38E-03	6.25E-04
1-16	3.78E-03	7.88E-03	1.33E-02	1.83E-02	2.00E-02	1.94E-02	1.62E-02	1.26E-02	8.97E-03	5.87E-03	2.89E-03

Πίνακας 11.23 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 80.078 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Ανιχν.	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	3.44E-04	5.46E-04	7.65E-04	7.46E-04	7.73E-04	6.99E-04	5.34E-04	4.25E-04	2.54E-04	1.52E-04	6.30E-05
2	1.50E-04	3.74E-04	5.51E-04	7.50E-04	7.40E-04	8.03E-04	6.92E-04	5.42E-04	4.50E-04	2.43E-04	1.47E-04
3	2.00E-04	3.42E-04	5.31E-04	6.41E-04	6.87E-04	5.88E-04	5.04E-04	3.53E-04	2.61E-04	1.82E-04	8.70E-05
4	1.95E-04	3.54E-04	5.00E-04	5.79E-04	6.05E-04	6.06E-04	5.48E-04	3.59E-04	2.57E-04	1.79E-04	1.08E-04
5	6.30E-05	1.55E-04	3.39E-04	5.36E-04	7.58E-04	7.50E-04	8.03E-04	7.10E-04	5.31E-04	4.53E-04	2.46E-04
6	8.70E-05	1.94E-04	3.42E-04	4.95E-04	6.20E-04	6.39E-04	5.87E-04	4.88E-04	3.66E-04	2.82E-04	1.46E-04
7	1.08E-04	1.80E-04	3.53E-04	5.28E-04	5.81E-04	6.29E-04	5.97E-04	5.18E-04	3.65E-04	2.61E-04	1.71E-04
8	1.98E-04	3.99E-04	5.81E-04	7.04E-04	7.25E-04	6.11E-04	5.06E-04	3.81E-04	2.34E-04	1.28E-04	6.75E-05
9	1.26E-04	3.08E-04	5.00E-04	6.84E-04	8.33E-04	7.73E-04	6.44E-04	5.19E-04	3.84E-04	2.31E-04	9.60E-05
10	1.52E-04	2.63E-04	4.79E-04	5.88E-04	6.20E-04	5.24E-04	4.32E-04	3.14E-04	2.25E-04	1.44E-04	6.75E-05
11	1.49E-04	2.67E-04	4.82E-04	5.64E-04	5.84E-04	5.00E-04	4.61E-04	3.60E-04	2.52E-04	1.56E-04	6.45E-05
12	6.45E-05	1.35E-04	3.23E-04	5.04E-04	6.87E-04	7.26E-04	6.83E-04	5.42E-04	3.95E-04	3.05E-04	1.61E-04
13	9.45E-05	1.80E-04	3.02E-04	4.85E-04	6.21E-04	6.20E-04	5.49E-04	4.56E-04	3.23E-04	2.04E-04	1.07E-04
14	7.80E-05	1.74E-04	3.05E-04	5.21E-04	5.81E-04	5.81E-04	4.88E-04	4.50E-04	3.24E-04	2.16E-04	1.04E-04
1-14	2.01E-03	3.87E-03	6.35E-03	8.33E-03	9.45E-03	9.08E-03	8.03E-03	6.41E-03	4.62E-03	3.14E-03	1.64E-03
15	7.71E-04	1.74E-03	3.15E-03	4.67E-03	4.99E-03	4.99E-03	4.07E-03	3.17E-03	2.22E-03	1.39E-03	6.01E-04
16	7.65E-04	1.78E-03	3.18E-03	4.64E-03	4.98E-03	5.06E-03	4.10E-03	3.09E-03	2.23E-03	1.41E-03	6.08E-04
1-16	3.56E-03	7.42E-03	1.27E-02	1.76E-02	1.94E-02	1.91E-02	1.62E-02	1.27E-02	9.05E-03	5.95E-03	2.86E-03



Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ για πηγές με διαφορετικές ενέργειες
σε ομοιόμορφες και μη κατανομές

Πίνακας 11.24 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 89.955 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)

Ανιχν.	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	3.35E-04	5.22E-04	7.65E-04	7.50E-04	7.40E-04	7.08E-04	5.58E-04	3.98E-04	2.40E-04	1.55E-04	6.15E-05
2	1.40E-04	3.48E-04	5.40E-04	7.65E-04	7.31E-04	7.65E-04	6.93E-04	5.52E-04	4.19E-04	2.43E-04	1.59E-04
3	1.82E-04	3.18E-04	5.31E-04	6.44E-04	6.71E-04	5.67E-04	4.76E-04	3.30E-04	2.58E-04	1.76E-04	9.15E-05
4	1.92E-04	3.54E-04	4.97E-04	5.60E-04	5.99E-04	5.94E-04	5.00E-04	3.39E-04	2.49E-04	1.83E-04	1.07E-04
5	6.45E-05	1.53E-04	3.09E-04	5.21E-04	7.58E-04	7.47E-04	7.73E-04	7.02E-04	5.58E-04	4.29E-04	2.34E-04
6	9.00E-05	1.77E-04	2.82E-04	4.89E-04	6.33E-04	6.32E-04	5.63E-04	4.56E-04	3.51E-04	2.78E-04	1.52E-04
7	1.02E-04	1.83E-04	3.68E-04	5.18E-04	5.67E-04	6.08E-04	5.64E-04	5.15E-04	3.69E-04	2.63E-04	1.80E-04
8	1.91E-04	3.75E-04	5.90E-04	6.93E-04	6.86E-04	5.70E-04	4.86E-04	3.81E-04	2.04E-04	1.22E-04	5.55E-05
9	1.17E-04	2.90E-04	4.61E-04	6.81E-04	7.95E-04	7.44E-04	5.84E-04	4.88E-04	3.74E-04	2.06E-04	1.01E-04
10	1.29E-04	2.73E-04	4.43E-04	6.18E-04	6.17E-04	5.15E-04	4.38E-04	3.21E-04	2.27E-04	1.43E-04	6.30E-05
11	1.40E-04	2.70E-04	4.56E-04	5.27E-04	5.58E-04	5.12E-04	4.62E-04	3.48E-04	2.31E-04	1.38E-04	5.70E-05
12	6.30E-05	1.29E-04	2.99E-04	4.62E-04	6.96E-04	7.16E-04	6.47E-04	5.01E-04	3.72E-04	3.02E-04	1.41E-04
13	9.00E-05	1.76E-04	3.06E-04	4.64E-04	6.12E-04	6.12E-04	5.21E-04	4.47E-04	3.17E-04	2.00E-04	1.04E-04
14	8.10E-05	1.61E-04	3.14E-04	5.09E-04	5.39E-04	5.67E-04	4.80E-04	4.59E-04	2.97E-04	2.07E-04	9.90E-05
1-14	1.91E-03	3.73E-03	6.16E-03	8.18E-03	9.23E-03	8.85E-03	7.73E-03	6.23E-03	4.46E-03	3.04E-03	1.61E-03
15	7.34E-04	1.67E-03	3.20E-03	5.01E-03	5.35E-03	5.33E-03	3.96E-03	3.05E-03	2.14E-03	1.35E-03	5.67E-04
16	7.19E-04	1.70E-03	3.29E-03	5.01E-03	5.39E-03	5.03E-03	4.03E-03	3.01E-03	2.20E-03	1.35E-03	5.82E-04
1-16	3.39E-03	7.12E-03	1.26E-02	1.82E-02	1.99E-02	1.92E-02	1.58E-02	1.23E-02	8.81E-03	5.76E-03	2.78E-03

Πίνακας 11.25 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 100.076 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

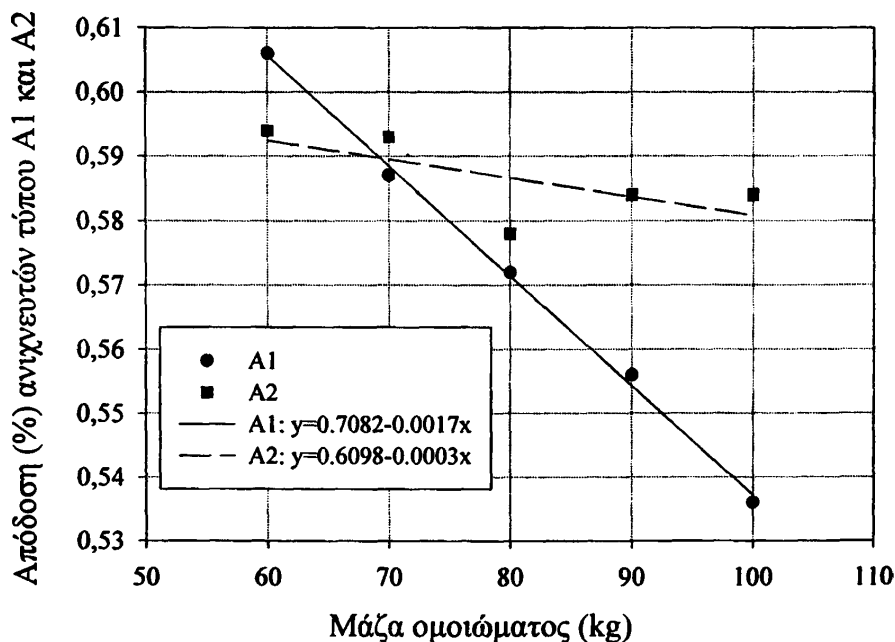
Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)

Ανιχν.	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	3.23E-04	5.46E-04	7.31E-04	7.01E-04	7.08E-04	6.60E-04	5.37E-04	3.78E-04	2.36E-04	1.32E-04	5.70E-05
2	1.41E-04	3.57E-04	5.39E-04	7.22E-04	7.01E-04	7.50E-04	6.74E-04	5.13E-04	4.01E-04	2.36E-04	1.50E-04
3	1.67E-04	3.05E-04	4.76E-04	6.09E-04	6.41E-04	5.43E-04	4.70E-04	3.33E-04	2.57E-04	1.56E-04	9.00E-05
4	1.71E-04	3.51E-04	4.77E-04	5.73E-04	5.97E-04	5.70E-04	4.89E-04	3.44E-04	2.28E-04	1.70E-04	8.70E-05
5	6.45E-05	1.59E-04	3.12E-04	5.22E-04	7.43E-04	7.11E-04	7.47E-04	6.77E-04	5.22E-04	4.19E-04	2.30E-04
6	9.00E-05	1.67E-04	2.64E-04	4.55E-04	6.15E-04	6.24E-04	5.70E-04	4.52E-04	3.48E-04	2.72E-04	1.41E-04
7	9.15E-05	1.79E-04	3.39E-04	4.88E-04	5.69E-04	5.85E-04	5.48E-04	4.98E-04	3.68E-04	2.42E-04	1.64E-04
8	1.77E-04	3.71E-04	5.64E-04	6.77E-04	6.65E-04	5.55E-04	4.79E-04	3.54E-04	1.88E-04	1.08E-04	5.55E-05
9	1.23E-04	2.76E-04	4.86E-04	6.56E-04	7.46E-04	7.58E-04	5.61E-04	4.83E-04	3.60E-04	1.82E-04	9.45E-05
10	1.17E-04	2.81E-04	4.37E-04	5.69E-04	6.12E-04	4.89E-04	4.25E-04	3.21E-04	2.30E-04	1.40E-04	5.85E-05
11	1.41E-04	2.82E-04	4.19E-04	5.25E-04	5.57E-04	4.85E-04	4.53E-04	3.27E-04	2.12E-04	1.34E-04	4.95E-05
12	6.60E-05	1.32E-04	2.93E-04	4.71E-04	6.59E-04	6.77E-04	6.30E-04	4.83E-04	3.57E-04	2.70E-04	1.19E-04
13	7.35E-05	1.64E-04	2.96E-04	4.67E-04	6.03E-04	6.00E-04	4.86E-04	4.22E-04	3.11E-04	1.92E-04	1.01E-04
14	8.55E-05	1.67E-04	3.14E-04	4.71E-04	5.18E-04	5.52E-04	4.68E-04	4.58E-04	2.72E-04	1.91E-04	9.00E-05
1-14	1.83E-03	3.73E-03	5.94E-03	7.88E-03	8.93E-03	8.55E-03	7.50E-03	6.04E-03	4.28E-03	2.84E-03	1.49E-03
15	7.23E-04	1.59E-03	3.24E-03	5.11E-03	5.44E-03	5.34E-03	3.92E-03	2.90E-03	2.03E-03	1.33E-03	5.39E-04
16	7.10E-04	1.64E-03	3.23E-03	5.21E-03	5.61E-03	5.10E-03	3.93E-03	3.01E-03	2.15E-03	1.30E-03	5.38E-04
1-16	3.28E-03	6.99E-03	1.24E-02	1.82E-02	1.99E-02	1.90E-02	1.54E-02	1.20E-02	8.50E-03	5.48E-03	2.58E-03

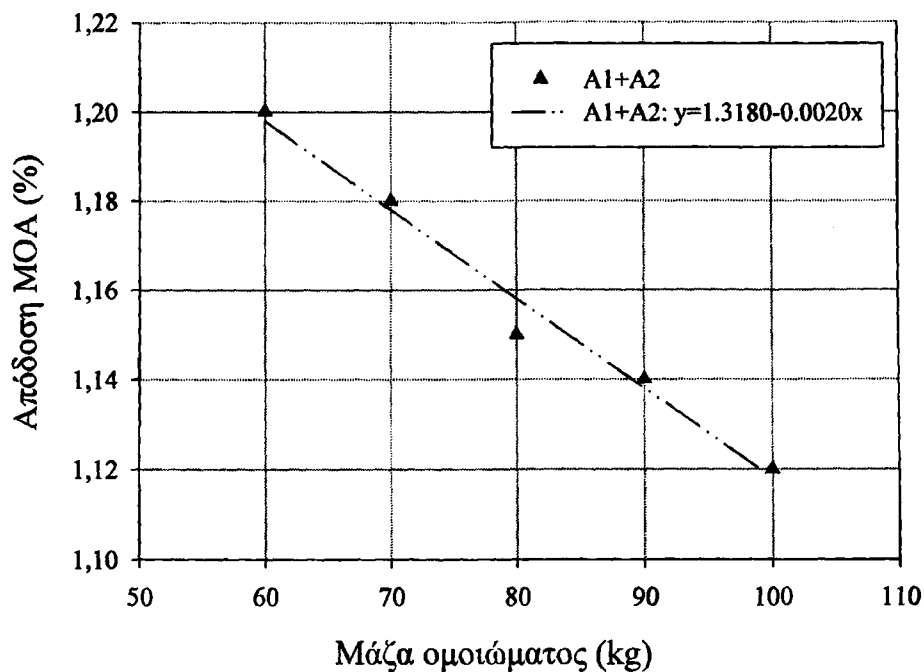
Συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 11.26, όπου έχει υπολογισθεί ο μέσος όρος της απόδοσης των έντεκα θέσεων για τους ανιχνευτές τύπου A1, A2 και για το σύνολό τους.

Μάζα (kg) ≈	60	70	80	90	100
Ανιχνευτές					
A1	6.06 E-03	5.87 E-03	5.72 E-03	5.56 E-03	5.36 E-03
A2	5.94 E-03	5.93 E-03	5.78 E-03	5.84 E-03	5.84 E-03
Συνολικά	1.20 E-02	1.18E-02	1.15 E-02	1.14E-02	1.12 E-02

Στις γραφικές παραστάσεις 11.5α και 11.5β απεικονίζεται η απόδοση % (y) για τους ανιχνευτές τύπου A1 και A2 και για το σύνολό τους, αντίστοιχα, σε σχέση με τη μάζα του ομοιώματος (x), για ύψος ομοιώματος 175 cm. Στα σημεία έγινε προσαρμογή γραμμικής συνάρτησης του τύπου $y = a + b x$ για κάθε τύπο ανιχνευτή και συνολικά. Οι τιμές που προέκυψαν για τους όρους a και b, τους συντελεστές συσχέτισης, καθώς και τις πιθανότητες p_a και p_b , οι σταθεροί όροι και οι συντελεστές των πρωτοβάθμιων όρων να είναι μηδέν δίνονται στον Πίνακα 11.27.



Σχήμα 11.5α: Μεταβολή απόδοσης με τη μάζα ομοιώματος ύψους 175 cm για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K



Σχήμα 11.5β: Μεταβολή απόδοσης ΜΟΑ με τη μάζα ομοιώματος ύψους 175 cm για ομοιόμορφη κατανομή ⁴⁰K

Πίνακας 11.27: Τιμές παραμέτρων στη σχέση απόδοσης % (y) - μάζας ομοιώματος (x), (y = a + b x) για ομοιόμορφη κατανομή ⁴⁰K στο ομοίωμα ύψους 175 cm

Ανιχνευτές	a	b	Συντελεστής συσχέτισης R	p _a	p _b
A1	0.7082(±0.0040)	-0.0017(±0.0000)	0.9988	<0.0001	<0.0001
A2	0.6098(±0.0148)	-0.0003(±0.0002)	0.6775	<0.0001	0.2089
A1+A2	1.3180(±0.0133)	-0.0020(±0.0002)	0.9901	<0.0001	0.0012

Η μείωση στην απόδοση για μεταβολή μάζας από 60 kg έως 100 kg που παρατηρείται είναι 6.7% για το σύνολο των ανιχνευτών και 11.5% για τους ανιχνευτές τύπου A1.

11.4. ΜΕΤΑΒΟΛΗ ΤΗΣ ΑΠΟΔΟΣΗΣ ΤΟΥ ΜΟΑ ΜΕ ΤΗ ΜΑΖΑ ΣΩΜΑΤΟΣ ΤΟΥ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΟΥ ΓΙΑ ΟΜΟΙΟΜΟΡΦΗ ΚΑΤΑΝΟΜΗ ^{137}Cs

Μελετήθηκε η μεταβολή της απόδοσης στην ακτινοβολία- γ του ^{137}Cs ενέργειας 0.662 MeV στο ενεργειακό παράθυρο συλλογής παλμών 0.530-0.730 MeV με τη σωματική διάπλαση. Διακρίθηκαν τρεις περιπτώσεις ομοιωμάτων και συγκεκριμένα : παιδί δέκα ετών, ενήλικη γυναίκα και ενήλικας άνδρας. Στα ομοιώματα που αναφέρθηκαν διατηρήθηκε το ύψος σταθερό και μεταβλήθηκε η μάζα τους, ώστε να προσομοιάζονται διαφορετικές σωματικές διαπλάσεις. Τα αποτελέσματα καταγράφονται στις ακόλουθες παραγράφους όπου δίνονται και σχέσεις που συνδέουν την απόδοση του ΜΟΑ με τη μάζα για το κάθε ομοίωμα, καθώς και ανάλογες γραφικές παραστάσεις.

11.4.1. Ομοίωμα παιδιού ηλικίας δέκα ετών

Προσομοιάστηκαν τα ομοιώματα με χαρακτηριστικά που δίνονται στους Πίνακες 8.7-8.10. Τα αποτελέσματα δίνονται στους Πίνακες 11.28-11.31.

Πίνακας 11.28: Ομοίωμα δέκα ετών (ύψος 138.6 cm, μάζα 25.025 kg)											
Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV											
Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	5.00E-04	1.07E-03	1.70E-03	2.01E-03	1.80E-03	1.29E-03	8.50E-04	6.00E-04	2.98E-04	1.16E-04	7.21E-05
2	2.39E-04	6.00E-04	1.10E-03	1.74E-03	1.99E-03	1.79E-03	1.27E-03	8.70E-04	6.08E-04	2.88E-04	1.18E-04
3	3.70E-04	7.14E-04	1.18E-03	1.54E-03	1.48E-03	1.24E-03	8.98E-04	6.12E-04	3.81E-04	2.07E-04	9.79E-05
4	3.78E-04	7.00E-04	1.18E-03	1.53E-03	1.43E-03	1.20E-03	9.04E-04	5.74E-04	3.54E-04	2.18E-04	1.28E-04
5	1.31E-04	2.54E-04	5.67E-04	1.13E-03	1.75E-03	1.97E-03	1.72E-03	1.24E-03	7.82E-04	5.54E-04	2.16E-04
6	1.84E-04	3.81E-04	6.65E-04	1.15E-03	1.52E-03	1.43E-03	1.20E-03	8.77E-04	6.58E-04	3.63E-04	2.04E-04
7	1.85E-04	3.32E-04	7.21E-04	1.20E-03	1.53E-03	1.43E-03	1.22E-03	8.91E-04	5.58E-04	3.63E-04	1.82E-04
8	1.24E-04	5.93E-04	1.14E-03	1.64E-03	1.60E-03	1.06E-03	7.68E-04	5.32E-04	2.83E-04	1.46E-04	5.98E-05
9	1.80E-04	5.10E-04	1.02E-03	1.60E-03	1.88E-03	1.70E-03	1.14E-03	7.75E-04	4.49E-04	2.30E-04	9.11E-05
10	1.47E-04	5.43E-04	9.72E-04	1.37E-03	1.37E-03	1.12E-03	8.50E-04	5.74E-04	3.11E-04	1.56E-04	4.22E-05
11	1.73E-04	5.37E-04	1.03E-03	1.41E-03	1.33E-03	1.09E-03	8.57E-04	5.63E-04	2.91E-04	1.48E-04	7.48E-05
12	9.52E-05	2.38E-04	5.98E-04	1.08E-03	1.56E-03	1.67E-03	1.26E-03	6.87E-04	4.46E-04	2.43E-04	5.30E-05
13	1.71E-04	2.83E-04	6.50E-04	1.08E-03	1.41E-03	1.43E-03	1.05E-03	6.94E-04	4.07E-04	2.04E-04	8.43E-05
14	1.40E-04	3.06E-04	6.26E-04	1.05E-03	1.42E-03	1.41E-03	1.04E-03	6.87E-04	4.49E-04	2.16E-04	6.66E-05
1-14	3.02E-03	7.07E-03	1.31E-02	1.95E-02	2.20E-02	1.99E-02	1.50E-02	1.02E-02	6.28E-03	3.45E-03	1.49E-03
15	1.31E-03	2.90E-03	5.45E-03	8.45E-03	9.48E-03	8.37E-03	5.93E-03	4.16E-03	2.67E-03	1.42E-03	5.74E-04
16	1.32E-03	2.79E-03	5.42E-03	8.37E-03	9.56E-03	8.14E-03	5.88E-03	4.24E-03	2.68E-03	1.34E-03	6.34E-04
1-16	5.59E-03	1.27E-02	2.38E-02	3.61E-02	4.07E-02	3.60E-02	2.66E-02	1.84E-02	1.15E-02	6.16E-03	2.68E-03

Πίνακας 11.29: Ομοίωμα δέκα ετών (ύψος 138.6 cm, μάζα 30.085 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV

Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	4.73E-04	9.93E-04	1.56E-03	1.87E-03	1.68E-03	1.32E-03	9.11E-04	6.19E-04	2.92E-04	1.25E-04	7.62E-05
2	2.30E-04	5.54E-04	1.01E-03	1.69E-03	1.90E-03	1.66E-03	1.27E-03	9.11E-04	6.50E-04	2.84E-04	1.31E-04
3	3.32E-04	6.50E-04	1.12E-03	1.48E-03	1.48E-03	1.24E-03	9.11E-04	6.15E-04	3.94E-04	2.05E-04	8.57E-05
4	3.51E-04	6.36E-04	1.12E-03	1.46E-03	1.33E-03	1.20E-03	9.38E-04	6.04E-04	3.21E-04	1.93E-04	1.20E-04
5	1.29E-04	2.57E-04	5.43E-04	1.07E-03	1.67E-03	1.86E-03	1.63E-03	1.28E-03	8.23E-04	5.68E-04	2.46E-04
6	1.62E-04	3.69E-04	6.11E-04	1.07E-03	1.48E-03	1.42E-03	1.20E-03	9.11E-04	6.60E-04	3.89E-04	2.09E-04
7	1.58E-04	3.13E-04	6.43E-04	1.16E-03	1.50E-03	1.33E-03	1.22E-03	9.25E-04	5.79E-04	3.75E-04	1.66E-04
8	1.14E-04	5.34E-04	1.08E-03	1.61E-03	1.50E-03	1.09E-03	7.89E-04	5.24E-04	2.88E-04	1.50E-04	5.58E-05
9	1.54E-04	4.69E-04	9.32E-04	1.51E-03	1.87E-03	1.64E-03	1.18E-03	8.02E-04	4.54E-04	2.42E-04	8.84E-05
10	1.28E-04	4.90E-04	8.84E-04	1.32E-03	1.33E-03	1.12E-03	8.57E-04	5.70E-04	3.17E-04	1.66E-04	5.17E-05
11	1.50E-04	4.96E-04	9.79E-04	1.32E-03	1.26E-03	1.08E-03	8.77E-04	5.77E-04	3.07E-04	1.55E-04	7.75E-05
12	9.38E-05	1.93E-04	5.49E-04	9.86E-04	1.51E-03	1.65E-03	1.25E-03	7.48E-04	4.76E-04	2.24E-04	5.58E-05
13	1.41E-04	2.61E-04	5.94E-04	1.00E-03	1.33E-03	1.41E-03	1.03E-03	7.14E-04	4.56E-04	2.11E-04	7.62E-05
14	1.29E-04	2.76E-04	5.58E-04	1.03E-03	1.36E-03	1.33E-03	1.03E-03	7.41E-04	4.61E-04	2.42E-04	6.12E-05
1-14	2.75E-03	6.49E-03	1.22E-02	1.86E-02	2.12E-02	1.94E-02	1.51E-02	1.05E-02	6.48E-03	3.53E-03	1.50E-03
15	1.18E-03	2.68E-03	5.10E-03	7.87E-03	9.01E-03	7.98E-03	6.08E-03	4.37E-03	2.70E-03	1.37E-03	5.74E-04
16	1.22E-03	2.50E-03	4.92E-03	7.84E-03	8.93E-03	7.98E-03	6.03E-03	4.38E-03	2.62E-03	1.36E-03	6.49E-04
1-16	5.10E-03	1.16E-02	2.20E-02	3.40E-02	3.89E-02	3.51E-02	2.70E-02	1.92E-02	1.17E-02	6.29E-03	2.71E-03

Πίνακας 11.30: Ομοίωμα δέκα ετών (ύψος 138.6 cm, μάζα 35.052 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV

Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	4.41E-04	9.11E-04	1.49E-03	1.82E-03	1.69E-03	1.37E-03	9.04E-04	6.24E-04	2.92E-04	1.39E-04	7.48E-05
2	2.05E-04	5.22E-04	9.38E-04	1.59E-03	1.88E-03	1.68E-03	1.34E-03	9.25E-04	6.53E-04	2.88E-04	1.40E-04
3	3.13E-04	6.09E-04	1.04E-03	1.39E-03	1.47E-03	1.26E-03	9.52E-04	6.45E-04	3.92E-04	2.24E-04	8.84E-05
4	3.18E-04	5.75E-04	1.07E-03	1.42E-03	1.35E-03	1.20E-03	9.25E-04	6.38E-04	3.25E-04	1.97E-04	1.32E-04
5	1.25E-04	2.35E-04	5.15E-04	9.93E-04	1.58E-03	1.79E-03	1.62E-03	1.30E-03	8.50E-04	5.66E-04	2.53E-04
6	1.46E-04	3.33E-04	5.59E-04	1.04E-03	1.41E-03	1.39E-03	1.18E-03	9.04E-04	6.70E-04	3.60E-04	2.19E-04
7	1.47E-04	2.83E-04	5.89E-04	1.09E-03	1.45E-03	1.33E-03	1.21E-03	9.38E-04	6.01E-04	3.43E-04	1.88E-04
8	9.93E-05	4.80E-04	1.01E-03	1.54E-03	1.48E-03	1.09E-03	8.36E-04	5.06E-04	2.95E-04	1.55E-04	6.26E-05
9	1.50E-04	4.18E-04	8.84E-04	1.45E-03	1.74E-03	1.60E-03	1.16E-03	8.43E-04	4.43E-04	2.46E-04	9.52E-05
10	1.09E-04	4.39E-04	8.16E-04	1.28E-03	1.29E-03	1.12E-03	8.70E-04	6.11E-04	3.39E-04	1.66E-04	5.44E-05
11	1.33E-04	4.35E-04	9.11E-04	1.25E-03	1.23E-03	1.08E-03	8.77E-04	5.89E-04	3.03E-04	1.59E-04	7.48E-05
12	9.11E-05	1.99E-04	4.95E-04	9.32E-04	1.41E-03	1.55E-03	1.24E-03	7.48E-04	4.99E-04	2.39E-04	5.17E-05
13	1.28E-04	2.37E-04	5.29E-04	9.59E-04	1.32E-03	1.35E-03	1.05E-03	7.07E-04	4.77E-04	2.34E-04	7.75E-05
14	1.13E-04	2.67E-04	4.94E-04	9.72E-04	1.31E-03	1.30E-03	1.01E-03	7.28E-04	4.73E-04	2.64E-04	5.98E-05
1-14	2.52E-03	5.94E-03	1.14E-02	1.77E-02	2.06E-02	1.91E-02	1.52E-02	1.07E-02	6.61E-03	3.58E-03	1.57E-03
15	1.08E-03	2.46E-03	4.62E-03	7.41E-03	8.69E-03	7.98E-03	5.96E-03	4.45E-03	2.69E-03	1.37E-03	5.78E-04
16	1.11E-03	2.27E-03	4.56E-03	7.35E-03	8.61E-03	7.81E-03	6.00E-03	4.46E-03	2.72E-03	1.31E-03	6.35E-04
1-16	4.67E-03	1.06E-02	2.04E-02	3.23E-02	3.76E-02	3.46E-02	2.70E-02	1.94E-02	1.20E-02	6.24E-03	2.77E-03

Πίνακας 11.31: Ομοίωμα δέκα ετών (ύψος 138.6 cm, μάζα 40.077 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	3.85E-04	8.57E-04	1.39E-03	1.71E-03	1.69E-03	1.37E-03	9.18E-04	6.20E-04	3.14E-04	1.33E-04	7.48E-05
2	1.97E-04	4.65E-04	8.70E-04	1.48E-03	1.76E-03	1.69E-03	1.30E-03	9.04E-04	6.54E-04	2.99E-04	1.33E-04
3	2.95E-04	5.66E-04	9.72E-04	1.38E-03	1.43E-03	1.25E-03	9.18E-04	6.26E-04	4.01E-04	2.03E-04	9.25E-05
4	2.90E-04	5.73E-04	1.00E-03	1.37E-03	1.29E-03	1.16E-03	9.59E-04	6.32E-04	3.39E-04	1.96E-04	1.25E-04
5	1.18E-04	2.37E-04	4.77E-04	9.25E-04	1.48E-03	1.67E-03	1.60E-03	1.29E-03	8.64E-04	5.82E-04	2.38E-04
6	1.35E-04	3.06E-04	5.37E-04	9.66E-04	1.37E-03	1.35E-03	1.18E-03	8.91E-04	6.79E-04	3.78E-04	1.94E-04
7	1.51E-04	2.54E-04	5.44E-04	1.03E-03	1.37E-03	1.24E-03	1.16E-03	9.38E-04	6.19E-04	3.62E-04	1.93E-04
8	8.84E-05	4.50E-04	9.72E-04	1.47E-03	1.43E-03	1.11E-03	8.64E-04	5.21E-04	2.83E-04	1.44E-04	6.80E-05
9	1.26E-04	3.84E-04	8.57E-04	1.38E-03	1.70E-03	1.55E-03	1.16E-03	8.50E-04	4.69E-04	2.41E-04	8.84E-05
10	1.09E-04	4.16E-04	8.02E-04	1.22E-03	1.26E-03	1.06E-03	8.77E-04	6.09E-04	3.40E-04	1.81E-04	5.71E-05
11	1.20E-04	4.28E-04	8.30E-04	1.18E-03	1.17E-03	1.07E-03	8.57E-04	5.82E-04	3.13E-04	1.73E-04	7.34E-05
12	7.34E-05	1.74E-04	4.49E-04	9.04E-04	1.35E-03	1.51E-03	1.24E-03	7.55E-04	5.25E-04	2.62E-04	5.17E-05
13	1.26E-04	2.16E-04	5.10E-04	9.18E-04	1.24E-03	1.32E-03	1.03E-03	7.00E-04	4.71E-04	2.33E-04	7.62E-05
14	1.09E-04	2.56E-04	4.83E-04	8.91E-04	1.25E-03	1.24E-03	1.00E-03	7.28E-04	4.80E-04	2.53E-04	6.53E-05
1-14	2.33E-03	5.58E-03	1.07E-02	1.68E-02	1.98E-02	1.86E-02	1.50E-02	1.06E-02	6.75E-03	3.64E-03	1.53E-03
15	9.80E-04	2.32E-03	4.39E-03	7.30E-03	8.30E-03	7.82E-03	5.85E-03	4.41E-03	2.68E-03	1.41E-03	5.72E-04
16	1.03E-03	2.16E-03	4.31E-03	6.96E-03	8.30E-03	7.73E-03	5.90E-03	4.38E-03	2.73E-03	1.33E-03	6.30E-04
1-16	4.29E-03	1.00E-02	1.92E-02	3.08E-02	3.61E-02	3.39E-02	2.66E-02	1.93E-02	1.21E-02	6.36E-03	2.71E-03

Συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 11.32, όπου έχει υπολογισθεί ο μέσος όρος της απόδοσης των έντεκα θέσεων για τους ανιχνευτές τύπου A1, A2 και για το σύνολό τους.

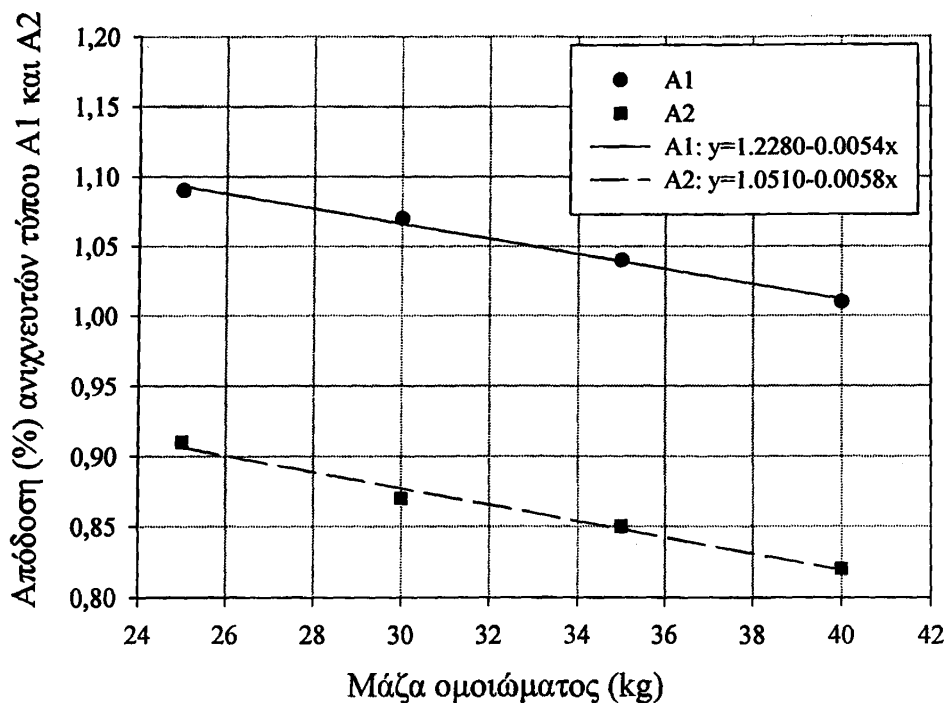
Πίνακας 11.32: Απόδοση MOA (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 0.662 MeV) με μεταβολή της μάζας για ομοίωμα ύψους 140 cm

Μάζα (kg) ≈	25	30	35	40
Ανιχνευτές				
A1	1.09E-02	1.07E-02	1.04E-02	1.01E-02
A2	0.91E-02	0.87E-02	0.85E-02	0.82E-02
Συνολικά	2.00E-02	1.94E-02	1.89E-02	1.83E-02

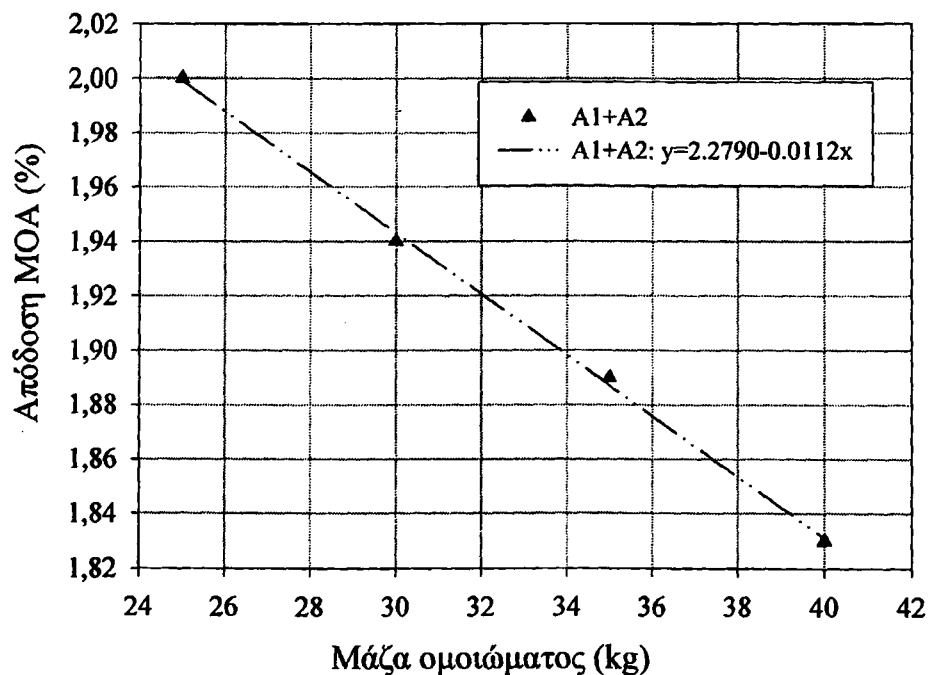
Στις γραφικές παραστάσεις 11.6α και 11.6β απεικονίζεται η απόδοση % (y) για τους ανιχνευτές τύπου A1 και A2 και για το σύνολό τους, αντίστοιχα, σε σχέση με τη μάζα του ομοιώματος (x), για ύψος ομοιώματος 140 cm. Στα σημεία έγινε προσαρμογή γραμμικής συνάρτησης του τύπου $y = a + b x$ για κάθε τύπο ανιχνευτή και συνολικά. Οι τιμές που προέκυψαν για τους όρους a και b, τους συντελεστές συσχέτισης, καθώς και τις πιθανότητες p_a και p_b , οι σταθεροί όροι και οι συντελεστές των πρωτοβάθμιων όρων να είναι μηδέν δίνονται στον Πίνακα 11.33.



Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ για πηγές με διαφορετικές ενέργειες σε ομοιόμορφες και μη κατανομές



Σχήμα 11.6α: Μεταβολή απόδοσης με τη μάζα ομοιώματος ύψους 140 cm για ομοιόμορφη κατανομή ¹³⁷Cs



Σχήμα 11.6β: Μεταβολή απόδοσης ΜΟΑ με τη μάζα ομοιώματος ύψους 140 cm για ομοιόμορφη κατανομή ¹³⁷Cs



Πίνακας 11.33: Τιμές παραμέτρων στη σχέση απόδοσης % (y) - μάζας ομοιώματος (x),
($y = a + b x$) για ομοιόμορφη κατανομή στο ομοίωμα ύψους 140 cm

Ανιχνευτές	a	b	Συντελεστής συσχέτισης R	ρ_a	ρ_b
A1	1.2280(±0.0114)	-0.0054(±0.0003)	0.9959	<0.0001	0.0041
A2	1.0510(±0.0174)	-0.0058(±0.0005)	0.9918	0.0003	0.0082
A1+A2	2.2790(±0.0093)	-0.0112(±0.0003)	0.9994	<0.0001	0.0006

Η μείωση στην απόδοση για μεταβολή μάζας από 20 kg έως 40 kg που παρατηρείται είναι 8.5 % για το σύνολο των ανιχνευτών και 7.3% για τους ανιχνευτές τύπου A1.

11.4.2. Ενήλικη γυναίκα ή παιδί ηλικίας δεκαπέντε ετών

Προσομοιάστηκαν τα ομοιώματα με χαρακτηριστικά που δίνονται στους Πίνακες 8.11-8.15. Τα αποτελέσματα δίνονται στους Πίνακες 11.34-11.38.

Πίνακας 11.34: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 50.039 kg)
Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV
Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	4.92E-04	9.32E-04	1.32E-03	1.48E-03	1.53E-03	1.26E-03	9.72E-04	7.28E-04	3.84E-04	1.94E-04	9.25E-05
2	2.41E-04	5.55E-04	9.38E-04	1.37E-03	1.54E-03	1.50E-03	1.22E-03	9.52E-04	7.89E-04	3.70E-04	1.77E-04
3	3.32E-04	6.54E-04	9.93E-04	1.18E-03	1.25E-03	1.16E-03	9.18E-04	6.51E-04	4.91E-04	2.60E-04	1.31E-04
4	2.88E-04	6.27E-04	1.01E-03	1.18E-03	1.08E-03	1.03E-03	9.25E-04	6.54E-04	4.54E-04	2.68E-04	1.40E-04
5	1.40E-04	2.61E-04	5.58E-04	1.00E-03	1.37E-03	1.45E-03	1.48E-03	1.19E-03	9.18E-04	6.94E-04	3.28E-04
6	1.67E-04	3.40E-04	6.38E-04	9.45E-04	1.20E-03	1.19E-03	1.12E-03	8.77E-04	6.87E-04	4.56E-04	2.77E-04
7	1.70E-04	2.68E-04	6.27E-04	1.01E-03	1.20E-03	1.09E-03	1.03E-03	9.25E-04	6.45E-04	4.77E-04	2.61E-04
8	1.82E-04	6.01E-04	9.79E-04	1.24E-03	1.18E-03	1.03E-03	8.16E-04	6.05E-04	3.71E-04	1.85E-04	8.98E-05
9	1.90E-04	4.88E-04	9.25E-04	1.29E-03	1.48E-03	1.35E-03	1.14E-03	8.57E-04	5.82E-04	3.44E-04	1.18E-04
10	1.78E-04	5.13E-04	7.89E-04	1.10E-03	1.01E-03	9.66E-04	8.98E-04	6.02E-04	4.13E-04	2.34E-04	8.70E-05
11	1.84E-04	5.15E-04	8.16E-04	1.06E-03	1.03E-03	1.01E-03	7.89E-04	6.43E-04	4.23E-04	2.11E-04	8.57E-05
12	1.20E-04	2.03E-04	5.22E-04	9.32E-04	1.21E-03	1.27E-03	1.07E-03	8.02E-04	5.83E-04	3.73E-04	1.40E-04
13	1.39E-04	2.75E-04	5.55E-04	8.64E-04	1.14E-03	1.10E-03	9.32E-04	7.62E-04	5.06E-04	3.20E-04	1.50E-04
14	1.43E-04	2.99E-04	5.73E-04	8.43E-04	1.11E-03	1.07E-03	9.66E-04	7.07E-04	5.56E-04	3.63E-04	1.14E-04
1-14	2.96E-03	6.53E-03	1.12E-02	1.55E-02	1.73E-02	1.65E-02	1.43E-02	1.09E-02	7.82E-03	4.75E-03	2.19E-03
15	1.13E-03	2.74E-03	4.65E-03	6.55E-03	6.91E-03	6.80E-03	5.53E-03	4.52E-03	3.27E-03	1.91E-03	8.22E-04
16	1.26E-03	2.62E-03	4.52E-03	6.41E-03	6.98E-03	6.70E-03	5.48E-03	4.41E-03	3.23E-03	1.83E-03	8.22E-04
1-16	5.32E-03	1.18E-02	2.02E-02	2.82E-02	3.10E-02	2.97E-02	2.51E-02	1.97E-02	1.42E-02	8.42E-03	3.82E-03



Πίνακας 11.35: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 60.016 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV

Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	4.34E-04	8.84E-04	1.20E-03	1.37E-03	1.47E-03	1.28E-03	1.00E-03	7.14E-04	3.90E-04	2.07E-04	8.98E-05
2	2.09E-04	4.94E-04	9.25E-04	1.26E-03	1.42E-03	1.46E-03	1.22E-03	9.93E-04	7.75E-04	3.79E-04	1.89E-04
3	3.13E-04	6.23E-04	9.38E-04	1.09E-03	1.18E-03	1.09E-03	8.77E-04	6.61E-04	4.90E-04	2.60E-04	1.36E-04
4	2.72E-04	6.15E-04	9.04E-04	1.14E-03	1.05E-03	1.02E-03	9.72E-04	6.80E-04	4.77E-04	2.72E-04	1.44E-04
5	1.20E-04	2.43E-04	4.94E-04	9.66E-04	1.25E-03	1.31E-03	1.44E-03	1.23E-03	9.52E-04	6.94E-04	3.39E-04
6	1.41E-04	3.09E-04	5.93E-04	9.04E-04	1.12E-03	1.12E-03	1.08E-03	8.64E-04	6.94E-04	4.60E-04	2.72E-04
7	1.59E-04	2.52E-04	5.79E-04	9.18E-04	1.16E-03	1.03E-03	1.07E-03	9.52E-04	6.58E-04	5.02E-04	2.58E-04
8	1.62E-04	5.21E-04	8.98E-04	1.14E-03	1.17E-03	1.04E-03	8.36E-04	6.19E-04	3.86E-04	1.89E-04	8.30E-05
9	1.70E-04	4.47E-04	8.36E-04	1.20E-03	1.40E-03	1.33E-03	1.16E-03	9.11E-04	5.92E-04	3.45E-04	1.21E-04
10	1.63E-04	4.61E-04	7.48E-04	1.01E-03	1.00E-03	8.98E-04	8.98E-04	6.11E-04	4.05E-04	2.37E-04	9.25E-05
11	1.73E-04	4.84E-04	7.21E-04	9.86E-04	9.79E-04	9.79E-04	7.89E-04	6.87E-04	4.62E-04	2.08E-04	8.98E-05
12	9.79E-05	1.89E-04	4.86E-04	8.36E-04	1.12E-03	1.24E-03	1.09E-03	8.57E-04	6.47E-04	3.92E-04	1.47E-04
13	1.35E-04	2.35E-04	5.22E-04	8.30E-04	1.05E-03	1.05E-03	8.84E-04	7.82E-04	5.28E-04	3.32E-04	1.58E-04
14	1.39E-04	2.83E-04	5.20E-04	7.75E-04	1.03E-03	1.03E-03	9.32E-04	7.34E-04	5.58E-04	4.09E-04	1.28E-04
1-14	2.69E-03	6.04E-03	1.03E-02	1.44E-02	1.64E-02	1.58E-02	1.43E-02	1.07E-02	8.02E-03	4.89E-03	2.24E-03
15	1.06E-03	2.45E-03	4.27E-03	6.11E-03	6.68E-03	6.52E-03	5.62E-03	4.57E-03	3.42E-03	2.04E-03	8.45E-04
16	1.11E-03	2.36E-03	4.16E-03	6.05E-03	6.57E-03	6.43E-03	5.57E-03	4.68E-03	3.44E-03	1.89E-03	8.06E-04
1-16	4.82E-03	1.08E-02	1.86E-02	2.64E-02	2.94E-02	2.86E-02	2.53E-02	1.97E-02	1.48E-02	8.78E-03	3.88E-03

Πίνακας 11.36: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 70.087 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV

Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	3.81E-04	8.30E-04	1.16E-03	1.31E-03	1.41E-03	1.24E-03	9.79E-04	7.21E-04	3.89E-04	2.20E-04	9.38E-05
2	1.88E-04	4.26E-04	8.77E-04	1.22E-03	1.37E-03	1.40E-03	1.18E-03	9.86E-04	7.68E-04	3.92E-04	2.01E-04
3	2.71E-04	5.60E-04	8.57E-04	1.06E-03	1.13E-03	1.08E-03	9.45E-04	6.79E-04	5.21E-04	2.64E-04	1.33E-04
4	2.53E-04	5.70E-04	8.57E-04	1.09E-03	1.01E-03	1.00E-03	1.03E-03	6.75E-04	4.72E-04	2.88E-04	1.36E-04
5	1.01E-04	2.19E-04	4.28E-04	9.11E-04	1.19E-03	1.25E-03	1.39E-03	1.21E-03	9.45E-04	6.80E-04	3.45E-04
6	1.33E-04	2.83E-04	5.32E-04	8.57E-04	1.06E-03	1.08E-03	1.08E-03	9.04E-04	7.41E-04	4.96E-04	2.69E-04
7	1.54E-04	2.24E-04	5.55E-04	8.64E-04	1.07E-03	1.01E-03	1.01E-03	1.00E-03	6.66E-04	5.07E-04	2.62E-04
8	1.41E-04	4.54E-04	8.09E-04	1.07E-03	1.10E-03	3.18E-04	8.36E-04	6.73E-04	3.74E-04	2.03E-04	8.98E-05
9	1.52E-04	3.93E-04	7.41E-04	1.13E-03	1.33E-03	1.24E-03	1.11E-03	9.32E-04	6.28E-04	3.51E-04	1.33E-04
10	1.46E-04	4.03E-04	6.94E-04	9.45E-04	9.38E-04	9.38E-04	8.64E-04	6.27E-04	3.98E-04	2.65E-04	8.84E-05
11	1.47E-04	4.23E-04	6.56E-04	9.32E-04	8.98E-04	9.66E-04	8.50E-04	6.87E-04	4.54E-04	2.11E-04	8.30E-05
12	9.79E-05	1.69E-04	4.30E-04	7.48E-04	1.02E-03	1.19E-03	1.05E-03	8.77E-04	6.73E-04	4.38E-04	1.66E-04
13	1.20E-04	2.16E-04	4.62E-04	7.62E-04	9.79E-04	1.00E-03	8.77E-04	7.96E-04	5.37E-04	3.30E-04	1.71E-04
14	1.32E-04	2.58E-04	4.73E-04	7.00E-04	9.72E-04	9.66E-04	9.45E-04	7.82E-04	5.96E-04	3.96E-04	1.35E-04
1-14	2.41E-03	5.43E-03	9.52E-03	1.36E-02	1.55E-02	1.47E-02	1.41E-02	1.16E-02	8.16E-03	5.05E-03	2.31E-03
15	9.32E-04	2.16E-03	3.85E-03	5.77E-03	6.45E-03	6.36E-03	5.80E-03	4.73E-03	3.52E-03	2.09E-03	8.77E-04
16	9.56E-04	2.13E-03	3.91E-03	5.77E-03	6.40E-03	6.27E-03	5.72E-03	4.77E-03	3.59E-03	1.98E-03	7.82E-04
1-16	4.28E-03	9.65E-03	1.72E-02	2.50E-02	2.81E-02	2.71E-02	2.55E-02	2.09E-02	1.51E-02	9.07E-03	3.96E-03

Πίνακας 11.37: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 79.976 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV

Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	3.74E-04	8.36E-04	1.07E-03	1.25E-03	1.31E-03	1.20E-03	9.52E-04	7.21E-04	3.74E-04	2.04E-04	1.03E-04
2	1.84E-04	4.12E-04	8.77E-04	1.12E-03	1.29E-03	1.31E-03	1.15E-03	9.79E-04	7.75E-04	3.69E-04	1.81E-04
3	2.56E-04	5.26E-04	7.96E-04	1.03E-03	1.08E-03	1.06E-03	9.25E-04	6.65E-04	5.05E-04	2.82E-04	1.46E-04
4	2.28E-04	5.59E-04	8.16E-04	1.05E-03	9.66E-04	9.72E-04	9.72E-04	6.70E-04	4.46E-04	2.76E-04	1.20E-04
5	9.66E-05	2.03E-04	4.00E-04	9.25E-04	1.13E-03	1.19E-03	1.32E-03	1.16E-03	9.25E-04	6.87E-04	3.25E-04
6	1.24E-04	2.53E-04	4.98E-04	8.09E-04	1.01E-03	1.03E-03	1.05E-03	9.04E-04	7.14E-04	4.83E-04	2.75E-04
7	1.52E-04	2.20E-04	5.41E-04	8.02E-04	1.03E-03	9.86E-04	9.66E-04	9.59E-04	6.57E-04	4.84E-04	2.69E-04
8	1.35E-04	4.47E-04	7.62E-04	1.03E-03	1.07E-03	9.66E-04	8.23E-04	6.56E-04	3.82E-04	1.97E-04	9.66E-05
9	1.54E-04	3.86E-04	7.28E-04	1.09E-03	1.29E-03	1.19E-03	1.06E-03	9.11E-04	6.17E-04	3.45E-04	1.36E-04
10	1.37E-04	4.05E-04	6.64E-04	8.91E-04	8.77E-04	9.11E-04	8.64E-04	6.04E-04	3.98E-04	2.62E-04	1.06E-04
11	1.32E-04	3.94E-04	6.20E-04	9.38E-04	8.70E-04	9.38E-04	8.16E-04	6.58E-04	4.42E-04	2.03E-04	8.70E-05
12	9.79E-05	1.60E-04	4.31E-04	7.48E-04	9.66E-04	1.12E-03	1.00E-03	8.77E-04	6.54E-04	4.24E-04	1.58E-04
13	1.18E-04	1.99E-04	4.57E-04	7.34E-04	9.32E-04	9.38E-04	8.50E-04	8.09E-04	5.40E-04	3.39E-04	1.70E-04
14	1.24E-04	2.37E-04	4.57E-04	6.87E-04	9.59E-04	9.25E-04	9.25E-04	7.68E-04	5.74E-04	3.82E-04	1.36E-04
1-14	2.31E-03	5.24E-03	9.11E-03	1.31E-02	1.48E-02	1.48E-02	1.37E-02	1.14E-02	8.02E-03	4.94E-03	2.31E-03
15	8.77E-04	2.01E-03	3.73E-03	5.62E-03	6.26E-03	6.19E-03	5.70E-03	4.77E-03	3.49E-03	1.99E-03	8.77E-04
16	8.93E-04	2.01E-03	3.75E-03	5.66E-03	6.39E-03	6.08E-03	5.47E-03	4.62E-03	3.54E-03	1.97E-03	7.49E-04
1-16	4.06E-03	9.22E-03	1.65E-02	2.42E-02	2.66E-02	2.63E-02	2.46E-02	2.06E-02	1.49E-02	8.86E-03	3.92E-03

Πίνακας 11.38: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 89.977 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV

Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)

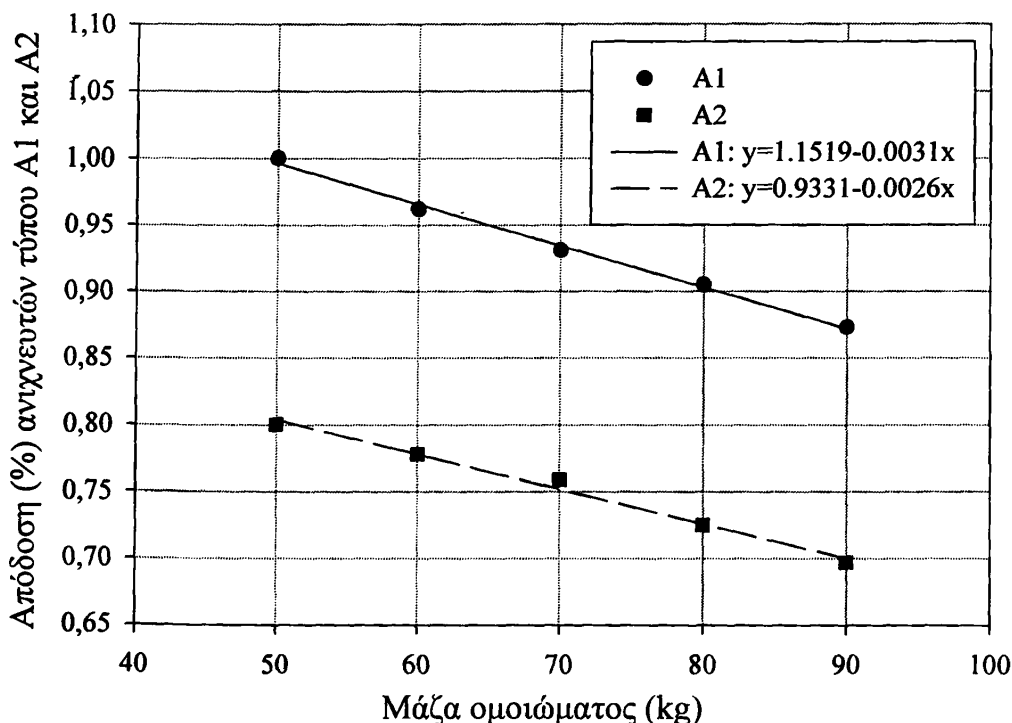
Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	3.63E-04	7.96E-04	1.07E-03	1.21E-03	1.30E-03	1.16E-03	9.04E-04	6.87E-04	3.56E-04	2.09E-04	9.38E-05
2	1.65E-04	3.70E-04	8.23E-04	1.12E-03	1.24E-03	1.31E-03	1.12E-03	9.04E-04	7.28E-04	3.58E-04	1.84E-04
3	2.33E-04	5.11E-04	7.89E-04	9.79E-04	1.07E-03	1.02E-03	9.25E-04	6.54E-04	4.72E-04	2.67E-04	1.48E-04
4	2.24E-04	4.96E-04	7.75E-04	9.86E-04	9.59E-04	9.52E-04	9.45E-04	6.42E-04	4.32E-04	2.64E-04	1.09E-04
5	8.43E-05	1.88E-04	3.82E-04	8.57E-04	1.12E-03	1.17E-03	1.29E-03	1.10E-03	8.64E-04	6.58E-04	3.09E-04
6	1.33E-04	2.34E-04	4.75E-04	7.96E-04	9.79E-04	1.05E-03	9.72E-04	8.64E-04	6.94E-04	4.61E-04	2.64E-04
7	1.46E-04	2.18E-04	5.00E-04	7.89E-04	9.86E-04	9.72E-04	9.45E-04	9.18E-04	6.41E-04	4.46E-04	2.52E-04
8	1.24E-04	4.34E-04	7.28E-04	9.79E-04	9.86E-04	9.52E-04	8.16E-04	6.30E-04	3.56E-04	1.71E-04	8.98E-05
9	1.40E-04	3.75E-04	7.00E-04	1.05E-03	1.24E-03	1.13E-03	1.03E-03	8.70E-04	5.86E-04	3.28E-04	1.21E-04
10	1.35E-04	3.71E-04	6.34E-04	8.91E-04	8.91E-04	8.84E-04	8.16E-04	5.77E-04	3.88E-04	2.50E-04	1.03E-04
11	1.33E-04	3.73E-04	6.22E-04	9.18E-04	8.91E-04	9.52E-04	8.16E-04	6.41E-04	4.16E-04	1.88E-04	9.11E-05
12	9.93E-05	1.48E-04	4.13E-04	7.21E-04	9.25E-04	1.05E-03	9.32E-04	8.43E-04	6.30E-04	4.08E-04	1.51E-04
13	1.03E-04	2.00E-04	4.26E-04	7.00E-04	9.38E-04	9.32E-04	8.09E-04	7.55E-04	4.94E-04	3.21E-04	1.54E-04
14	1.21E-04	2.27E-04	4.42E-04	6.61E-04	9.86E-04	9.25E-04	9.04E-04	7.62E-04	5.54E-04	3.64E-04	1.32E-04
1-14	2.20E-03	4.94E-03	8.77E-03	1.26E-02	1.45E-02	1.44E-02	1.32E-02	1.08E-02	7.62E-03	4.69E-03	2.20E-03
15	8.53E-04	1.90E-03	3.53E-03	5.25E-03	5.79E-03	5.89E-03	5.43E-03	4.62E-03	3.41E-03	1.94E-03	7.98E-04
16	8.85E-04	1.88E-03	3.48E-03	5.30E-03	5.96E-03	5.72E-03	5.25E-03	4.46E-03	3.44E-03	1.87E-03	7.03E-04
1-16	3.92E-03	8.71E-03	1.57E-02	2.30E-02	2.61E-02	2.58E-02	2.37E-02	1.97E-02	1.43E-02	8.42E-03	3.70E-03



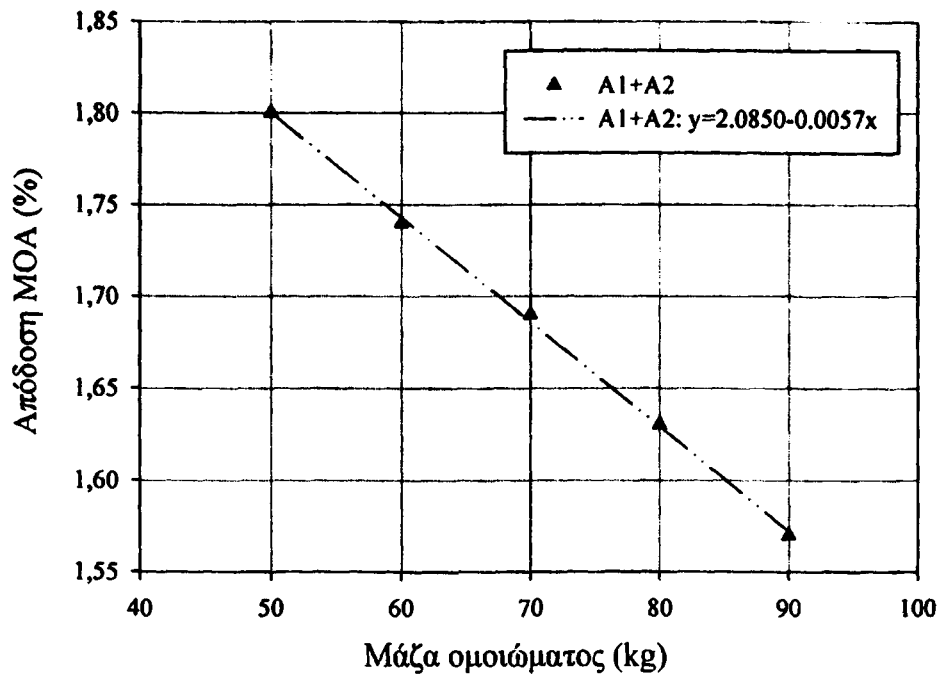
Συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 11.39, όπου έχει υπολογισθεί ο μέσος όρος της απόδοσης των έντεκα θέσεων για τους ανιχνευτές τύπου Α1, Α2 και για το σύνολό τους.

Μάζα (kg) ≈	50	60	70	80	90
<i>Ανιχνευτές</i>					
<i>Α1</i>	10.0E-03	9.62E-03	9.31E-03	9.05E-02	8.73E-03
<i>Α2</i>	8.00E-03	7.78E-03	7.59E-03	7.25E-03	6.97E-03
<i>Συνολικά</i>	1.80E-02	1.74E-02	1.69E-02	1.63E-02	1.57E-02

Στις γραφικές παραστάσεις 11.7α και 11.7β απεικονίζεται η απόδοση % (y) για τους ανιχνευτές τύπου Α1 και Α2 και για το σύνολό τους, αντίστοιχα, σε σχέση με τη μάζα του ομοιώματος (x), για ύψος ομοιώματος 140 cm. Στα σημεία έγινε προσαρμογή γραμμικής συνάρτησης του τύπου $y = a + b x$ για κάθε τύπο ανιχνευτή και συνολικά. Οι τιμές που προέκυψαν για τους όρους a και b, τους συντελεστές συσχέτισης, καθώς και τις πιθανότητες p_a και p_b , οι σταθεροί όροι και οι συντελεστές των πρωτοβάθμιων όρων να είναι μηδέν δίνονται στον Πίνακα 11.40.



Σχήμα 11.7α: Μεταβολή απόδοσης με τη μάζα ομοιώματος ύψους 164 cm για ομοιόμορφη κατανομή ^{137}Cs



Σχήμα 11.7β: Μεταβολή απόδοσης ΜΟΑ με τη μάζα ομοιώματος ύψους 164 cm για ομοιόμορφη κατανομή ¹³⁷Cs

Πίνακας 11.40: Τιμές παραμέτρων στη σχέση απόδοσης % (y) - μάζας ομοιώματος (x), (y = a + b x) για ομοιόμορφη κατανομή στο ομοίωμα ύψους 164 cm

Ανιχνευτές	a	b	Συντελεστής συσχέτισης R	p _a	p _b
A1	1.1519(±0.0081)	-0.0031(±0.0001)	0.9980	<0.0001	0.0001
A2	0.9331(±0.0113)	-0.0026(±0.0002)	0.9945	<0.0001	0.0005
A1+A2	2.0850(±0.0071)	-0.0057(±0.0001)	0.9995	<0.0001	<0.0001

Η μείωση στην απόδοση για μεταβολή μάζας από 50 kg έως 90 kg είναι 12.8 % για το σύνολο των ανιχνευτών και 12.7 % για τους ανιχνευτές τύπου A1.

11.4.3. Ενήλικας άνδρας

Προσομοιάστηκαν τα ομοιώματα με χαρακτηριστικά που δίνονται στους Πίνακες 8.16-8.20. Τα αποτελέσματα δίνονται στους Πίνακες 11.41-11.45.

Πίνακας 11.41 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 59.952 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	5.11E-04	8.98E-04	1.29E-03	1.39E-03	1.43E-03	1.17E-03	1.02E-03	7.62E-04	4.49E-04	2.19E-04	1.09E-04
2	2.65E-04	6.05E-04	9.11E-04	1.31E-03	1.46E-03	1.48E-03	1.24E-03	8.84E-04	7.14E-04	4.41E-04	2.01E-04
3	3.32E-04	6.42E-04	9.59E-04	1.15E-03	1.15E-03	1.09E-03	9.18E-04	7.00E-04	5.11E-04	2.64E-04	1.31E-04
4	3.25E-04	6.64E-04	1.01E-03	1.16E-03	1.11E-03	1.07E-03	9.59E-04	6.69E-04	4.64E-04	2.82E-04	1.60E-04
5	1.13E-04	2.84E-04	5.77E-04	9.25E-04	1.31E-03	1.40E-03	1.37E-03	1.15E-03	8.84E-04	6.73E-04	3.77E-04
6	1.59E-04	3.32E-04	6.31E-04	9.52E-04	1.14E-03	1.14E-03	1.03E-03	8.84E-04	7.21E-04	5.14E-04	2.91E-04
7	1.52E-04	3.51E-04	6.30E-04	1.04E-03	1.14E-03	1.12E-03	1.07E-03	9.11E-04	6.72E-04	4.71E-04	2.84E-04
8	2.18E-04	5.77E-04	9.18E-04	1.09E-03	1.15E-03	1.00E-03	8.64E-04	6.38E-04	4.20E-04	2.38E-04	1.07E-04
9	1.94E-04	5.14E-04	8.36E-04	1.22E-03	1.31E-03	1.30E-03	1.10E-03	8.84E-04	6.12E-04	3.58E-04	1.73E-04
10	2.19E-04	5.22E-04	7.75E-04	1.03E-03	1.09E-03	9.72E-04	8.98E-04	6.09E-04	4.37E-04	2.76E-04	9.52E-05
11	1.96E-04	4.91E-04	8.50E-04	1.02E-03	1.02E-03	9.45E-04	8.02E-04	6.87E-04	4.41E-04	2.38E-04	1.10E-04
12	9.79E-05	2.39E-04	5.49E-04	8.70E-04	1.09E-03	1.14E-03	1.07E-03	7.96E-04	6.19E-04	4.23E-04	2.11E-04
13	1.48E-04	2.99E-04	5.67E-04	8.36E-04	1.09E-03	1.05E-03	9.45E-04	7.48E-04	5.55E-04	3.40E-04	1.92E-04
14	1.65E-04	3.25E-04	5.85E-04	9.59E-04	1.05E-03	1.01E-03	8.91E-04	7.48E-04	5.77E-04	3.64E-04	1.52E-04
1-14	3.09E-03	6.75E-03	1.11E-02	1.50E-02	1.65E-02	1.59E-02	1.42E-02	1.11E-02	8.09E-03	5.10E-03	2.59E-03
15	1.07E-03	2.55E-03	4.30E-03	6.07E-03	6.64E-03	6.49E-03	5.53E-03	4.53E-03	3.28E-03	1.98E-03	9.01E-04
16	1.19E-03	2.58E-03	4.29E-03	6.22E-03	6.41E-03	6.22E-03	5.59E-03	4.38E-03	3.29E-03	2.00E-03	9.72E-04
1-16	5.34E-03	1.18E-02	1.96E-02	2.71E-02	2.94E-02	2.84E-02	2.51E-02	1.99E-02	1.45E-02	9.00E-03	4.45E-03

Πίνακας 11.42 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 69.980 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	1.22E-03	1.37E-03	1.41E-03	1.12E-03	9.72E-04	7.28E-04	4.08E-04	2.08E-04	1.07E-04	1.22E-03	1.37E-03
2	8.98E-04	1.25E-03	1.44E-03	1.46E-03	1.18E-03	8.23E-04	6.72E-04	3.98E-04	1.78E-04	8.98E-04	1.25E-03
3	9.59E-04	1.14E-03	1.16E-03	1.07E-03	8.57E-04	6.53E-04	4.58E-04	2.46E-04	1.20E-04	9.59E-04	1.14E-03
4	9.72E-04	1.14E-03	1.11E-03	9.93E-04	9.59E-04	6.56E-04	4.24E-04	2.68E-04	1.47E-04	9.72E-04	1.14E-03
5	6.01E-04	9.04E-04	1.26E-03	1.37E-03	1.36E-03	1.07E-03	8.23E-04	6.50E-04	3.48E-04	6.01E-04	9.04E-04
6	6.15E-04	9.38E-04	1.16E-03	1.15E-03	9.93E-04	7.75E-04	6.87E-04	4.75E-04	2.73E-04	6.15E-04	9.38E-04
7	5.98E-04	1.01E-03	1.15E-03	1.09E-03	1.01E-03	8.77E-04	6.51E-04	4.22E-04	2.71E-04	5.98E-04	1.01E-03
8	8.98E-04	1.11E-03	1.15E-03	9.52E-04	8.50E-04	5.86E-04	3.73E-04	2.09E-04	8.98E-05	8.98E-04	1.11E-03
9	8.30E-04	1.19E-03	1.33E-03	1.31E-03	1.07E-03	8.16E-04	5.51E-04	3.29E-04	1.55E-04	8.30E-04	1.19E-03
10	7.82E-04	1.04E-03	1.05E-03	9.04E-04	8.57E-04	5.60E-04	3.88E-04	2.53E-04	9.25E-05	7.82E-04	1.04E-03
11	8.09E-04	1.05E-03	1.01E-03	9.79E-04	7.96E-04	6.42E-04	3.94E-04	2.30E-04	9.93E-05	8.09E-04	1.05E-03
12	5.34E-04	8.50E-04	1.08E-03	1.15E-03	1.04E-03	7.34E-04	5.51E-04	3.84E-04	1.78E-04	5.34E-04	8.50E-04

13	5.56E-04	8.30E-04	1.07E-03	1.01E-03	8.98E-04	7.07E-04	4.95E-04	3.06E-04	1.65E-04	5.56E-04	8.30E-04
14	5.79E-04	8.84E-04	1.07E-03	9.79E-04	9.11E-04	7.07E-04	5.56E-04	3.30E-04	1.50E-04	5.79E-04	8.84E-04
1-14	1.09E-02	1.47E-02	1.65E-02	1.55E-02	1.37E-02	1.03E-02	7.41E-03	4.71E-03	2.37E-03	1.09E-02	1.47E-02
15	4.37E-03	6.25E-03	6.72E-03	6.53E-03	5.40E-03	4.23E-03	3.02E-03	1.83E-03	8.30E-04	4.37E-03	6.25E-03
16	4.54E-03	6.30E-03	6.64E-03	6.42E-03	5.49E-03	4.03E-03	2.95E-03	1.79E-03	8.85E-04	4.54E-03	6.30E-03
1-16	1.97E-02	2.70E-02	2.96E-02	2.82E-02	2.45E-02	1.85E-02	1.33E-02	8.28E-03	4.08E-03	1.97E-02	2.70E-02

Πίνακας 11.43 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 80.078 kg)

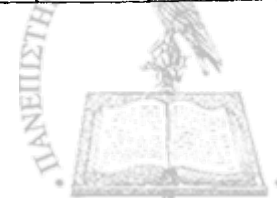
Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	5.09E-04	8.30E-04	1.16E-03	1.29E-03	1.35E-03	1.10E-03	9.59E-04	7.28E-04	4.01E-04	2.22E-04	1.01E-04
2	2.38E-04	6.05E-04	8.36E-04	1.19E-03	1.35E-03	1.39E-03	1.17E-03	8.57E-04	7.00E-04	4.01E-04	1.90E-04
3	3.20E-04	5.79E-04	9.45E-04	1.07E-03	1.15E-03	1.03E-03	8.50E-04	6.13E-04	4.58E-04	2.56E-04	1.21E-04
4	2.69E-04	6.13E-04	9.52E-04	1.07E-03	1.08E-03	9.72E-04	9.32E-04	6.41E-04	4.62E-04	2.61E-04	1.41E-04
5	9.79E-05	2.50E-04	5.90E-04	8.50E-04	1.22E-03	1.29E-03	1.32E-03	1.09E-03	8.64E-04	6.69E-04	3.59E-04
6	1.48E-04	3.20E-04	6.00E-04	9.25E-04	1.09E-03	1.12E-03	9.66E-04	8.02E-04	6.36E-04	4.65E-04	2.75E-04
7	1.66E-04	2.79E-04	5.78E-04	9.25E-04	1.08E-03	1.07E-03	9.79E-04	8.64E-04	6.39E-04	4.45E-04	2.58E-04
8	1.85E-04	5.34E-04	8.50E-04	1.04E-03	1.10E-03	9.52E-04	8.02E-04	6.01E-04	3.86E-04	1.97E-04	8.43E-05
9	1.80E-04	4.50E-04	7.62E-04	1.14E-03	1.25E-03	1.25E-03	1.01E-03	8.09E-04	5.79E-04	3.40E-04	1.51E-04
10	1.93E-04	4.57E-04	7.48E-04	1.00E-03	1.03E-03	8.91E-04	8.16E-04	5.43E-04	3.98E-04	2.46E-04	9.11E-05
11	1.82E-04	4.56E-04	7.89E-04	9.93E-04	9.59E-04	9.18E-04	7.75E-04	7.07E-04	4.16E-04	2.23E-04	8.57E-05
12	1.06E-04	2.08E-04	4.83E-04	7.89E-04	1.04E-03	1.10E-03	1.00E-03	7.62E-04	5.48E-04	3.90E-04	1.94E-04
13	1.41E-04	2.52E-04	5.29E-04	8.09E-04	1.04E-03	9.79E-04	8.50E-04	7.07E-04	4.81E-04	3.21E-04	1.58E-04
14	1.35E-04	2.95E-04	5.43E-04	8.84E-04	1.02E-03	9.45E-04	8.84E-04	7.00E-04	5.88E-04	3.60E-04	1.58E-04
1-14	2.87E-03	6.13E-03	1.03E-02	1.39E-02	1.58E-02	1.50E-02	1.33E-02	1.04E-02	7.55E-03	4.79E-03	2.37E-03
15	1.02E-03	2.39E-03	4.23E-03	6.18E-03	6.56E-03	6.53E-03	5.34E-03	4.21E-03	3.12E-03	1.86E-03	8.37E-04
16	1.12E-03	2.35E-03	4.33E-03	6.15E-03	6.53E-03	6.43E-03	5.48E-03	4.14E-03	3.06E-03	1.86E-03	8.06E-04
1-16	4.99E-03	1.08E-02	1.88E-02	2.61E-02	2.86E-02	2.77E-02	2.40E-02	1.86E-02	1.36E-02	8.42E-03	4.01E-03

Πίνακας 11.44 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 89.955 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	4.90E-04	8.09E-04	1.14E-03	1.26E-03	1.31E-03	1.09E-03	9.59E-04	7.07E-04	3.66E-04	2.23E-04	8.98E-05
2	2.18E-04	5.67E-04	7.96E-04	1.20E-03	1.33E-03	1.33E-03	1.12E-03	8.64E-04	6.62E-04	3.79E-04	2.01E-04
3	3.09E-04	5.58E-04	8.91E-04	1.07E-03	1.12E-03	9.93E-04	8.43E-04	5.85E-04	4.34E-04	2.57E-04	1.21E-04
4	2.76E-04	5.96E-04	9.18E-04	1.05E-03	1.05E-03	9.66E-04	8.77E-04	6.17E-04	4.46E-04	2.69E-04	1.31E-04
5	9.38E-05	2.28E-04	5.39E-04	8.16E-04	1.20E-03	1.27E-03	1.26E-03	1.07E-03	8.57E-04	6.51E-04	3.26E-04
6	1.46E-04	2.95E-04	5.59E-04	8.70E-04	1.10E-03	1.09E-03	9.32E-04	7.68E-04	5.93E-04	4.49E-04	2.79E-04
7	1.55E-04	2.73E-04	5.83E-04	9.18E-04	1.07E-03	1.03E-03	9.59E-04	8.36E-04	6.19E-04	4.45E-04	2.39E-04
8	1.80E-04	5.21E-04	8.50E-04	1.01E-03	1.07E-03	9.04E-04	7.62E-04	5.86E-04	3.67E-04	1.77E-04	6.53E-05
9	1.71E-04	4.31E-04	7.41E-04	1.12E-03	1.22E-03	1.23E-03	9.86E-04	8.16E-04	5.47E-04	3.17E-04	1.44E-04
10	1.70E-04	4.42E-04	7.07E-04	9.93E-04	1.03E-03	8.70E-04	7.96E-04	5.32E-04	4.04E-04	2.39E-04	1.01E-04



179
Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ για πηγές με διαφορετικές ενέργειες
σε ομοιόμορφες και μη κατανομές

11	1.75E-04	4.47E-04	7.68E-04	9.38E-04	9.11E-04	8.91E-04	7.68E-04	6.53E-04	4.03E-04	2.19E-04	8.84E-05
12	9.79E-05	2.11E-04	4.53E-04	7.62E-04	1.04E-03	1.10E-03	9.66E-04	7.34E-04	5.55E-04	3.71E-04	1.81E-04
13	1.39E-04	2.52E-04	5.03E-04	8.02E-04	1.01E-03	9.79E-04	8.23E-04	6.87E-04	4.75E-04	3.20E-04	1.46E-04
14	1.35E-04	2.79E-04	5.36E-04	8.43E-04	9.72E-04	9.04E-04	8.64E-04	6.80E-04	5.43E-04	3.40E-04	1.55E-04
1-14	2.75E-03	5.91E-03	1.00E-02	1.37E-02	1.54E-02	1.47E-02	1.29E-02	1.01E-02	7.28E-03	4.66E-03	2.26E-03
15	9.24E-04	2.19E-03	4.20E-03	6.48E-03	6.85E-03	6.98E-03	5.28E-03	4.07E-03	3.02E-03	1.85E-03	7.79E-04
16	1.03E-03	2.23E-03	4.38E-03	6.53E-03	7.02E-03	6.53E-03	5.35E-03	4.03E-03	2.98E-03	1.75E-03	7.55E-04
1-16	4.67E-03	1.03E-02	1.84E-02	2.56E-02	2.90E-02	2.79E-02	2.34E-02	1.81E-02	1.32E-02	8.21E-03	3.79E-03

Πίνακας 11.45 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 174 cm, μάζα 100.076 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV

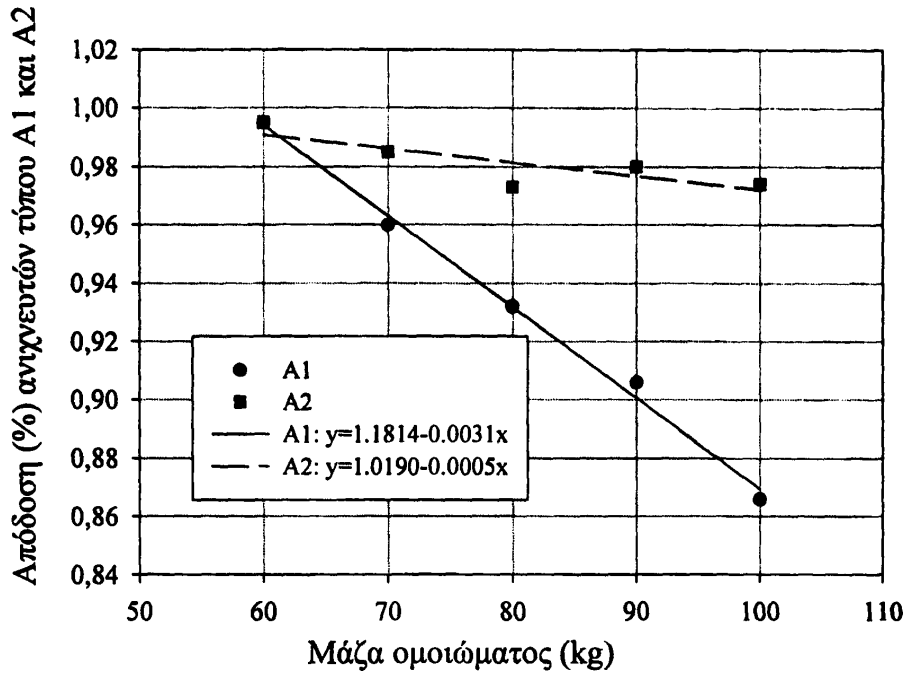
Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-108	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	108
1	4.60E-04	8.02E-04	1.09E-03	1.25E-03	1.23E-03	1.04E-03	8.77E-04	6.73E-04	3.51E-04	1.93E-04	8.16E-05
2	2.08E-04	5.20E-04	7.96E-04	1.16E-03	1.28E-03	1.28E-03	1.06E-03	8.09E-04	6.15E-04	3.45E-04	1.94E-04
3	2.53E-04	5.54E-04	8.57E-04	1.05E-03	1.12E-03	9.59E-04	7.82E-04	5.52E-04	3.90E-04	2.46E-04	1.21E-04
4	2.58E-04	5.66E-04	8.70E-04	1.03E-03	1.03E-03	9.45E-04	8.43E-04	6.24E-04	4.11E-04	2.61E-04	1.36E-04
5	8.02E-05	2.19E-04	4.91E-04	8.30E-04	1.17E-03	1.21E-03	1.17E-03	1.01E-03	8.16E-04	6.20E-04	3.02E-04
6	1.47E-04	2.46E-04	5.26E-04	8.43E-04	1.05E-03	1.09E-03	8.84E-04	7.34E-04	5.52E-04	4.12E-04	2.53E-04
7	1.62E-04	2.56E-04	5.71E-04	8.84E-04	1.04E-03	1.02E-03	8.91E-04	8.02E-04	5.96E-04	4.27E-04	2.22E-04
8	1.66E-04	4.99E-04	8.16E-04	9.66E-04	1.01E-03	8.50E-04	7.55E-04	5.34E-04	3.39E-04	1.77E-04	5.98E-05
9	1.59E-04	4.31E-04	7.00E-04	1.08E-03	1.20E-03	1.14E-03	9.32E-04	7.68E-04	5.05E-04	2.95E-04	1.32E-04
10	1.65E-04	4.19E-04	6.60E-04	9.45E-04	9.66E-04	8.70E-04	7.62E-04	5.33E-04	3.84E-04	2.24E-04	1.01E-04
11	1.69E-04	4.22E-04	7.14E-04	9.38E-04	8.91E-04	8.84E-04	7.21E-04	6.13E-04	3.73E-04	1.81E-04	9.11E-05
12	9.66E-05	2.05E-04	4.65E-04	7.28E-04	9.86E-04	1.05E-03	9.38E-04	7.21E-04	5.28E-04	3.30E-04	1.62E-04
13	1.22E-04	2.42E-04	4.75E-04	7.28E-04	9.86E-04	9.25E-04	7.89E-04	6.61E-04	4.53E-04	2.96E-04	1.37E-04
14	1.24E-04	2.58E-04	4.99E-04	7.96E-04	9.66E-04	8.91E-04	8.36E-04	6.56E-04	5.05E-04	3.26E-04	1.36E-04
1-14	2.57E-03	5.64E-03	9.52E-03	1.33E-02	1.49E-02	1.41E-02	1.22E-02	9.72E-03	6.80E-03	4.34E-03	2.13E-03
15	9.09E-04	2.09E-03	4.18E-03	6.53E-03	6.95E-03	6.91E-03	5.25E-03	3.83E-03	2.82E-03	1.77E-03	7.57E-04
16	1.00E-03	2.13E-03	4.31E-03	6.68E-03	7.24E-03	6.67E-03	5.32E-03	3.93E-03	2.92E-03	1.76E-03	7.22E-04
1-16	4.46E-03	9.79E-03	1.85E-02	2.61E-02	2.87E-02	2.74E-02	2.26E-02	1.74E-02	1.25E-02	7.78E-03	3.60E-03

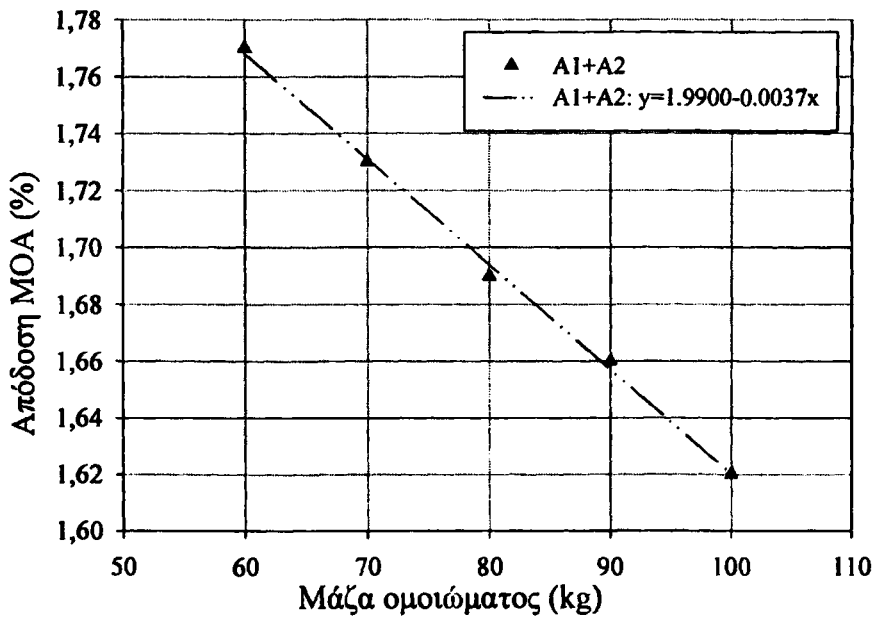
Συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα δίνονται στον Πίνακα 11.46 όπου έχει υπολογισθεί ο μέσος όρος της απόδοσης των έντεκα θέσεων για τους ανιχνευτές τύπου A1, A2 και για το σύνολό τους.

Μάζα (kg)≈	60	70	80	90	100
Ανιχνευτές					
A1	9.95E-03	9.60E-03	9.32E-03	9.06E-03	8.66E-03
A2	9.95E-03	9.85E-03	9.73E-03	9.80E-03	9.74E-03
Συνολικά	1.77E-02	1.73E-02	1.69E-02	1.66E-02	1.62E-02

Στις γραφικές παραστάσεις 11.8α και 11.8β απεικονίζεται η απόδοση % (y) για τους ανιχνευτές τύπου A1 και A2 και για το σύνολό τους, αντίστοιχα, σε σχέση με τη μάζα του ομοιώματος (x), για ύψος ομοιώματος 175 cm. Στα σημεία έγινε προσαρμογή γραμμικής συνάρτησης του τύπου $y = a + b x$ για κάθε τύπο ανιχνευτή και συνολικά. Οι τιμές που προέκυψαν για τους όρους a και b, τους συντελεστές συσχέτισης, καθώς και τις πιθανότητες p_a και p_b , οι σταθεροί όροι και οι συντελεστές των πρωτοβάθμιων όρων να είναι μηδέν δίνονται στον Πίνακα 11.33.



Σχήμα 11.8α: Μεταβολή απόδοσης με τη μάζα ομοιώματος ύψους 175 cm για ομοιόμορφη κατανομή ^{137}Cs



Σχήμα 11.8β: Μεταβολή απόδοσης MOA με τη μάζα ομοιώματος ύψους 175 cm για ομοιόμορφη κατανομή ^{137}Cs

Πίνακας 11.47: Τιμές παραμέτρων στη σχέση απόδοσης % (y) - μάζας ομοιώματος (x) ($y = a + b x$) για ομοιόμορφη κατανομή στο ομοίωμα ύψους 175 cm

Ανιχνευτές	a	b	Συντελεστής συσχέτισης R	ρ_a	ρ_b
A1	1.1814(± 0.0105)	-0.0031(± 0.0001)	0.9974	<0.0001	0.0002
A2	1.0190(± 0.0151)	-0.0005(± 0.0002)	0.8242	<0.0001	0.0861
A1+A2	1.9900(± 0.0081)	-0.0037(± 0.0001)	0.9989	<0.0001	<0.0001

Η μείωση στην απόδοση για μεταβολή μάζας από 60 kg έως 100 kg είναι της τάξης του 8.5 % για το σύνολο των ανιχνευτών και της τάξης του 13 % για τους ανιχνευτές τύπου A1.

11.5. ΑΠΟΔΟΣΗ ΜΟΑ ΣΕ ΟΜΟΙΩΜΑ ΕΥΣΩΜΟΥ ΑΝΔΡΑ ΚΑΙ ΜΙΚΡΟΣΩΜΗΣ ΓΥΝΑΙΚΑΣ ΜΕ ΟΜΟΙΟΜΟΡΦΗ ΚΑΤΑΝΟΜΗ ^{40}K .

Προσομοιάστηκαν τα ομοιώματα με χαρακτηριστικά που δίνονται στους Πίνακες 8.22 και 8.23, και τα αποτελέσματα στο ενεργειακό παράθυρο συλλογής παλμών 1.34-1.53 MeV δίνονται στους Πίνακες 11.48 και 11.49.

Πίνακας 11.48 : Ομοίωμα εύσωμου ενήλικα άνδρα (ύψος 190.6 cm, μάζα 89.304 kg)
Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	1.35E-04	5.01E-04	7.28E-04	7.35E-04	7.29E-04	6.48E-04	5.28E-04	4.02E-04	2.57E-04	1.67E-04	2.25E-05
2	7.80E-05	3.26E-04	5.30E-04	7.34E-04	7.08E-04	7.31E-04	6.17E-04	5.16E-04	4.47E-04	2.55E-04	7.50E-05
3	1.07E-04	3.39E-04	5.09E-04	6.05E-04	6.63E-04	5.46E-04	4.62E-04	3.11E-04	2.67E-04	1.68E-04	6.60E-05
4	1.13E-04	3.63E-04	5.04E-04	5.88E-04	5.88E-04	5.97E-04	4.65E-04	3.42E-04	2.39E-04	1.79E-04	5.40E-05
5	3.45E-05	1.56E-04	2.99E-04	5.09E-04	7.41E-04	7.50E-04	7.02E-04	6.32E-04	4.89E-04	4.50E-04	1.53E-04
6	4.35E-05	1.97E-04	3.30E-04	5.24E-04	6.20E-04	6.57E-04	5.46E-04	4.73E-04	3.38E-04	2.57E-04	9.30E-05
7	6.00E-05	1.91E-04	3.71E-04	5.22E-04	5.81E-04	6.06E-04	5.54E-04	5.09E-04	3.60E-04	2.57E-04	9.30E-05
8	4.65E-05	3.81E-04	5.87E-04	6.50E-04	6.96E-04	5.24E-04	4.67E-04	3.63E-04	2.36E-04	1.34E-04	2.55E-05
9	6.75E-05	3.33E-04	4.65E-04	6.33E-04	7.65E-04	7.58E-04	5.70E-04	4.59E-04	3.42E-04	2.25E-04	4.35E-05
10	5.40E-05	2.84E-04	4.08E-04	5.90E-04	5.85E-04	4.91E-04	4.61E-04	3.33E-04	2.55E-04	1.65E-04	3.60E-05
11	4.50E-05	3.02E-04	4.07E-04	5.27E-04	5.67E-04	4.52E-04	4.38E-04	3.60E-04	2.36E-04	1.58E-04	4.80E-05
12	3.90E-05	1.41E-04	2.96E-04	4.70E-04	6.59E-04	6.50E-04	6.57E-04	4.71E-04	3.72E-04	2.72E-04	7.35E-05
13	5.85E-05	1.86E-04	3.18E-04	4.59E-04	5.79E-04	6.03E-04	5.07E-04	4.05E-04	3.05E-04	2.19E-04	6.75E-05
14	4.50E-05	1.89E-04	3.17E-04	4.80E-04	5.33E-04	5.28E-04	4.59E-04	4.28E-04	3.35E-04	2.21E-04	5.25E-05
1-14	9.26E-04	3.89E-03	6.07E-03	8.03E-03	9.00E-03	8.55E-03	7.43E-03	6.00E-03	4.48E-03	3.12E-03	9.00E-04
15	3.81E-04	1.85E-03	3.41E-03	5.40E-03	5.67E-03	5.18E-03	3.77E-03	3.09E-03	2.22E-03	1.57E-03	2.61E-04
16	3.56E-04	1.81E-03	3.39E-03	5.45E-03	5.78E-03	5.09E-03	3.60E-03	2.92E-03	2.33E-03	1.56E-03	2.90E-04
1-16	1.67E-03	7.57E-03	1.29E-02	1.88E-02	2.04E-02	1.88E-02	1.48E-02	1.20E-02	9.05E-03	6.26E-03	1.47E-03



Πίνακας 11.49 : Ομοίωμα μικρόσωμης ενήλικης γυναίκας (ύψος 151 cm, μάζα 50.048 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV

Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)											
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130	
1	1.25E-04	4.89E-04	7.88E-04	9.30E-04	9.68E-04	8.03E-04	5.96E-04	4.04E-04	2.12E-04	1.34E-04	3.60E-05	
2	7.20E-05	2.81E-04	5.10E-04	7.80E-04	9.53E-04	9.83E-04	8.25E-04	6.20E-04	4.17E-04	2.34E-04	5.25E-05	
3	9.75E-05	3.21E-04	5.64E-04	6.93E-04	8.40E-04	6.95E-04	5.45E-04	3.90E-04	2.52E-04	1.28E-04	4.50E-05	
4	8.25E-05	3.24E-04	5.67E-04	6.90E-04	7.65E-04	7.40E-04	5.39E-04	4.22E-04	2.01E-04	1.55E-04	6.30E-05	
5	3.45E-05	1.32E-04	2.60E-04	4.89E-04	7.88E-04	9.45E-04	9.68E-04	7.95E-04	5.93E-04	4.11E-04	1.11E-04	
6	5.85E-05	1.46E-04	3.24E-04	5.24E-04	6.84E-04	8.40E-04	6.86E-04	5.61E-04	4.28E-04	2.63E-04	7.05E-05	
7	4.50E-05	1.46E-04	3.23E-04	5.82E-04	6.81E-04	7.73E-04	6.78E-04	5.64E-04	4.29E-04	2.60E-04	8.70E-05	
8	1.05E-05	3.21E-04	6.36E-04	8.18E-04	8.85E-04	6.84E-04	5.54E-04	3.74E-04	1.88E-04	7.20E-05	1.95E-05	
9	3.45E-05	2.52E-04	4.49E-04	7.40E-04	9.38E-04	9.30E-04	7.50E-04	5.72E-04	3.35E-04	1.82E-04	3.00E-05	
10	2.25E-05	2.33E-04	4.34E-04	6.59E-04	7.26E-04	6.56E-04	4.97E-04	3.78E-04	2.12E-04	1.31E-04	3.15E-05	
11	2.70E-05	2.48E-04	4.26E-04	6.48E-04	7.58E-04	6.09E-04	5.51E-04	3.92E-04	2.27E-04	1.43E-04	2.10E-05	
12	1.65E-05	1.14E-04	2.45E-04	4.43E-04	7.65E-04	8.70E-04	8.40E-04	5.87E-04	4.29E-04	2.66E-04	3.00E-06	
13	3.45E-05	1.38E-04	3.08E-04	4.55E-04	6.81E-04	7.26E-04	6.54E-04	4.95E-04	3.71E-04	1.83E-04	2.85E-05	
14	4.50E-05	1.56E-04	2.69E-04	4.49E-04	6.20E-04	7.95E-04	6.47E-04	5.40E-04	3.23E-04	1.86E-04	2.85E-05	
1-14	7.05E-04	3.30E-03	6.10E-03	8.93E-03	1.10E-02	1.10E-02	9.30E-03	7.10E-03	4.61E-03	2.75E-03	6.27E-04	
15	2.51E-04	1.36E-03	2.65E-03	4.99E-03	6.35E-03	6.15E-03	4.67E-03	3.52E-03	2.18E-03	1.13E-03	1.85E-04	
16	2.95E-04	1.31E-03	2.60E-03	5.20E-03	6.59E-03	6.14E-03	4.74E-03	3.45E-03	2.24E-03	1.04E-03	2.15E-04	
1-16	1.26E-03	6.00E-03	1.14E-02	1.90E-02	2.39E-02	2.33E-02	1.88E-02	1.41E-02	9.05E-03	4.93E-03	1.04E-03	

Συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 11.50, όπου έχει υπολογισθεί ο μέσος όρος της απόδοσης των έντεκα θέσεων για τους ανιχνευτές τύπου A1, A2 και για το σύνολό τους.

Πίνακας 11.50: Μεταβολή της απόδοσης του MOA (ανά εκπέμπόμενο φωτόνιο 1.46 MeV) για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K σε δύο ειδικά ομοιώματα

Ομοίωμα Ανιχνευτές	Εύσωμος άνδρας	Μικρόσωμη γυναίκα
A1	5.31 E-03	5.95 E-03
A2	5.89 E-03	6.15 E-03
Συνολικά	1.12 E-02	1.21 E-02



11.6. ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΑΠΟΔΟΣΗΣ ΤΟΥ ΜΟΑ ΣΤΑ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΤΩΝ CRISTY ΚΑΙ ECKERMAN: ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕ ΤΑ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ BOMAB ΚΑΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΑΠΟΔΟΣΗΣ ΣΕ ΑΝΟΜΟΙΟΜΟΡΦΕΣ ΚΑΤΑΝΟΜΕΣ

Τα ομοιώματα των Cristy και Eckerman με όργανα προσομοιάζουν τον άνθρωπο με μεγαλύτερη ακρίβεια, όπως αναφέρθηκε στην παράγραφο 8.4.1. Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκαν για να εκτιμηθεί η διαφορά στην απόδοση του ΜΟΑ από ένα ομοίωμα μορφής BOMAB παρομοίων διαστάσεων και μάζας, αλλά κυρίως για να εκτιμηθεί η απόδοση του ΜΟΑ σε ανομοιόμορφες κατανομές ραδιονουκλιδίων.

Στο ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψους 175.25 cm και μάζας 75.920 kg), που προέκυψε από το πρόγραμμα Bodybuilder και χαρακτηριστικά του δίνονται στον Πίνακα 8.24, μελετήθηκε η απόδοση του ΜΟΑ στην περίπτωση που η πηγή είναι κατανεμημένη:

α) σε όλα τα μέρη του ομοιώματος (σχήμα 11.9),

β) στα μαλακά μόρια. Θεωρείται στο σκελετό και στους πνεύμονες μηδενική ειδική ραδιενέργεια (σχήμα 11.10), (όγκος σκελετού: 7155.7 cm^3 , όγκος πνευμόνων: 3380 cm^3),

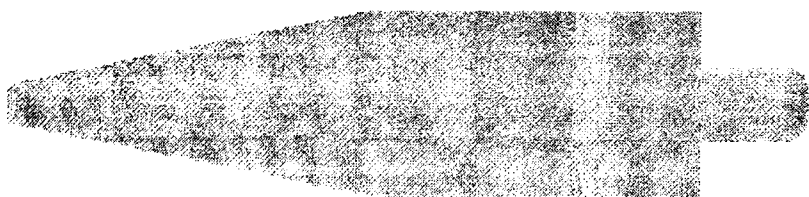
γ) στο σκελετό μόνο και

δ) στην ουροδόχο κύστη (όγκος ουροδόχου κύστης: 248.7 cm^3) (σχήμα 11.11).

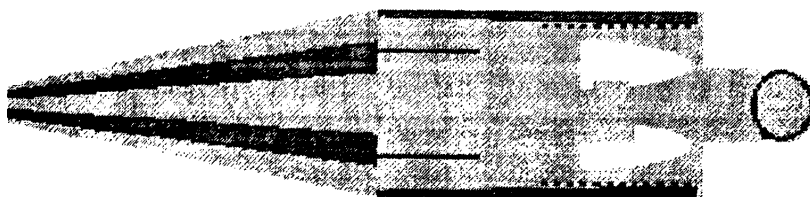
Οι παραπάνω ανομοιόμορφες κατανομές μελετήθηκαν για τέσσερις διαφορετικές ενέργειες και συγκεκριμένα: 1.46 MeV, 0.662 MeV, 0.140 MeV και 0.060 MeV.

Εξετάστηκε για την ενέργεια των 0.140 MeV και η περίπτωση που το ρν είναι εντοπισμένο στους πνεύμονες.

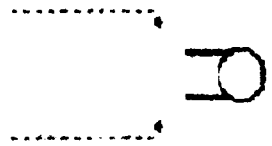
Τέλος, για πηγή φωτονίων ενέργειας 0.365 MeV εξετάστηκε η περίπτωση ομοιόμορφης κατανομής της σε όλα τα μέρη του ομοιώματος, και ανομοιόμορφης κατανομής της μόνο στο θυρεοειδή (όγκος θυρεοειδούς: 19.90 cm^3).



Σχήμα 11.9: Ομοιόμορφη κατανομή φωτονίων 1.46MeV σε ενήλικα (εγκάρσια κεντρική τομή στο ομοίωμα)



Σχήμα 11.10 : Κατανομή φωτονίων 1.46MeV στους ιστούς ενήλικα (εγκάρσια κεντρική τομή στο ομοίωμα)



Σχήμα 11.11 : Κατανομή φωτονίων 0.0140 MeV στην ουροδόχο κύστη ενήλικα (εγκάρσια μη κεντρική τομή στο ομοίωμα)

Επίσης υπολογίστηκε η απόδοση του ΜΟΑ στο ομοίωμα των Cristy και Eckerman ενήλικης γυναίκας και έγκυου εννέα μηνών για ομοιόμορφη και ανομοιόμορφη κατανομή ⁴⁰K και ¹³⁷Cs (μόνο στα μαλακά μόρια).

11.6.1. Υπολογισμός απόδοσης στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman για ομοιόμορφη και μη κατανομή φωτονίων 1.46 MeV (⁴⁰K)

Τα αποτελέσματα για κάθε περίπτωση κατανομής που αναφέρθηκε παρουσιάζονται στους Πίνακες 11.51 - 11.54.

Πίνακας 11.51 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: ομοιόμορφη κατανομή φωτονίων ενέργειας 1.46 MeV

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	3.30E-05	6.60E-05	1.41E-04	2.34E-04	4.29E-04	6.36E-04	7.73E-04	8.33E-04	7.58E-04	6.06E-04	3.60E-04
2	6.60E-05	1.35E-04	2.16E-04	4.02E-04	6.30E-04	7.95E-04	7.80E-04	7.73E-04	6.48E-04	4.25E-04	1.79E-04
3	4.65E-05	8.25E-05	1.82E-04	2.94E-04	4.23E-04	5.33E-04	7.05E-04	6.71E-04	5.76E-04	4.35E-04	2.37E-04
4	4.20E-05	1.01E-04	1.49E-04	2.66E-04	4.76E-04	5.91E-04	6.59E-04	7.10E-04	6.05E-04	4.53E-04	2.61E-04
5	1.22E-05	2.07E-04	3.74E-04	6.30E-04	7.26E-04	8.55E-04	7.88E-04	6.39E-04	4.04E-04	1.79E-04	9.15E-05
6	1.02E-05	1.59E-04	3.06E-04	4.05E-04	5.51E-04	7.02E-04	6.92E-04	5.76E-04	3.96E-04	2.18E-04	1.14E-04
7	7.80E-05	1.68E-04	2.54E-04	4.89E-04	6.09E-04	6.83E-04	7.11E-04	5.76E-04	4.41E-04	2.46E-04	1.19E-04
8	2.25E-05	5.55E-05	1.19E-04	2.79E-04	4.17E-04	5.85E-04	7.73E-04	7.88E-04	6.63E-04	4.64E-04	1.73E-04
9	3.30E-05	1.01E-04	2.45E-04	4.41E-04	6.33E-04	7.65E-05	8.48E-04	8.03E-04	6.48E-04	3.74E-04	1.47E-04
10	3.90E-05	8.85E-05	1.64E-04	2.60E-04	4.04E-04	5.48E-04	6.78E-04	6.59E-04	5.51E-04	3.95E-04	1.44E-04
11	3.15E-05	8.70E-05	1.52E-04	2.79E-04	4.53E-04	5.91E-04	6.92E-04	6.44E-04	5.76E-04	3.75E-04	1.61E-04
12	2.55E-05	1.07E-04	2.39E-04	4.04E-04	6.21E-04	7.26E-04	7.49E-04	6.60E-04	4.19E-04	1.97E-04	9.60E-05
13	2.70E-05	8.85E-05	2.18E-04	3.41E-04	5.06E-04	6.74E-04	7.01E-04	5.90E-04	4.25E-04	2.43E-04	1.16E-04
14	2.40E-05	9.30E-05	2.39E-04	3.87E-04	5.48E-04	6.74E-04	6.84E-04	5.84E-04	4.17E-04	2.36E-04	1.10E-04
1-14	4.90E-04	1.54E-03	2.99E-03	5.11E-03	7.43E-03	8.63E-03	1.02E-02	9.53E-03	7.50E-03	4.85E-03	2.30E-03
15	3.40E-04	7.00E-04	1.48E-03	2.52E-03	3.52E-03	4.50E-03	4.92E-03	4.84E-03	3.84E-03	2.37E-03	1.09E-03
16	3.69E-04	7.86E-04	1.51E-03	2.46E-03	3.67E-03	4.52E-03	4.95E-03	4.72E-03	3.82E-03	2.34E-03	1.04E-03
1-16	1.19E-03	3.03E-03	5.98E-03	1.01E-02	1.47E-02	1.76E-02	2.01E-02	1.91E-02	1.52E-02	9.59E-03	4.46E-03



Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ για πηγές με διαφορετικές ενέργειες
σε ομοιόμορφες και μη κατανομές

Πίνακας 11.52 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 1.46 MeV μόνο στα μαλακά μόρια

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	4.20E-05	6.90E-05	1.50E-04	2.61E-04	4.55E-04	6.86E-04	8.33E-04	9.38E-04	7.88E-04	6.39E-04	3.59E-04
2	7.20E-05	1.62E-04	2.39E-04	4.29E-04	6.80E-04	8.48E-04	8.85E-04	8.03E-04	6.57E-04	4.20E-04	1.68E-04
3	4.50E-05	8.10E-05	1.91E-04	3.08E-04	4.49E-04	5.78E-04	7.65E-04	6.92E-04	5.33E-04	4.53E-04	2.52E-04
4	4.65E-05	9.45E-05	1.59E-04	2.75E-04	4.85E-04	6.44E-04	7.22E-04	7.49E-04	5.81E-04	4.52E-04	2.37E-04
5	1.28E-04	2.30E-04	4.08E-04	6.47E-04	7.88E-04	9.15E-04	8.25E-04	6.65E-04	3.77E-04	1.53E-04	9.90E-05
6	9.30E-05	1.53E-04	3.21E-04	4.37E-04	6.06E-04	7.58E-04	7.19E-04	5.60E-04	3.80E-04	2.28E-04	1.14E-04
7	7.80E-05	1.70E-04	2.70E-04	4.83E-04	6.54E-04	7.41E-04	7.47E-04	5.52E-04	4.58E-04	2.37E-04	9.75E-05
8	2.70E-05	6.45E-05	1.17E-04	2.75E-04	4.14E-04	6.50E-04	7.80E-04	7.88E-04	5.78E-04	4.14E-04	1.85E-04
9	3.75E-05	9.60E-05	2.40E-04	4.46E-04	6.90E-04	8.25E-04	8.93E-04	7.73E-04	6.12E-04	3.27E-04	1.31E-04
10	2.70E-05	9.15E-05	1.55E-04	2.58E-04	4.35E-04	5.70E-04	6.65E-04	6.62E-04	4.88E-04	3.63E-04	1.53E-04
11	2.85E-05	7.95E-05	1.37E-04	2.73E-04	4.73E-04	5.93E-04	7.19E-04	6.45E-04	5.34E-04	3.39E-04	1.56E-04
12	2.25E-05	9.30E-05	2.36E-04	4.44E-04	6.78E-04	7.95E-04	7.31E-04	6.29E-04	3.51E-04	1.80E-04	7.80E-05
13	2.85E-05	9.45E-05	2.28E-04	3.66E-04	5.70E-04	6.66E-04	6.45E-04	5.40E-04	3.98E-04	2.66E-04	1.05E-04
14	1.80E-05	8.40E-05	2.33E-04	4.25E-04	5.63E-04	6.90E-04	6.65E-04	5.45E-04	3.65E-04	2.16E-04	1.02E-04
1-14	6.93E-04	1.56E-03	3.08E-03	5.33E-03	7.95E-03	9.98E-03	1.06E-02	9.53E-03	7.10E-03	4.69E-03	2.24E-03
15	3.69E-04	7.23E-04	1.43E-03	2.59E-03	3.60E-03	4.59E-03	5.06E-03	4.60E-03	3.57E-03	2.19E-03	9.64E-04
16	3.77E-04	8.08E-04	1.51E-03	2.49E-03	3.82E-03	4.80E-03	5.00E-03	4.55E-03	3.54E-03	2.20E-03	1.01E-03
1-16	1.44E-03	3.10E-03	6.04E-03	1.05E-02	1.54E-02	1.94E-02	2.07E-02	1.87E-02	1.42E-02	9.13E-03	4.23E-03

Πίνακας 11.53: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 175.25 cm , μάζα ≈ 76 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 1.46 MeV μόνο στο σκελετό

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	3.30E-05	7.95E-05	1.64E-04	2.88E-04	4.46E-04	5.81E-04	5.49E-04	4.91E-04	5.19E-04	5.60E-04	4.29E-04
2	7.35E-05	1.56E-04	2.72E-04	4.17E-04	5.73E-04	5.31E-04	4.67E-04	5.58E-04	5.72E-04	4.44E-04	2.24E-04
3	3.75E-05	8.55E-05	1.74E-04	2.99E-04	4.46E-04	5.01E-04	4.08E-04	4.70E-04	4.68E-04	4.46E-04	2.84E-04
4	3.90E-05	9.30E-05	1.80E-04	2.93E-04	4.49E-04	4.82E-04	4.76E-04	4.95E-04	4.98E-04	4.68E-04	2.70E-04
5	1.37E-04	2.64E-04	4.04E-04	5.88E-04	5.36E-04	4.98E-04	5.49E-04	5.57E-04	4.59E-04	2.07E-04	1.04E-04
6	9.90E-05	1.97E-04	2.94E-04	4.49E-04	5.37E-04	4.35E-04	4.74E-04	4.55E-04	4.20E-04	2.93E-04	1.56E-04
7	1.16E-04	1.97E-04	3.39E-04	4.44E-04	5.06E-04	4.74E-04	5.19E-04	5.49E-04	4.25E-04	2.60E-04	1.44E-04
8	3.75E-05	7.35E-05	1.76E-04	3.24E-04	4.44E-04	5.72E-04	5.99E-04	6.26E-04	6.60E-04	5.73E-04	2.90E-04
9	5.40E-05	1.53E-04	2.70E-04	4.38E-04	6.02E-04	6.57E-04	7.97E-04	7.79E-04	7.34E-04	5.45E-04	2.09E-04
10	3.90E-05	8.85E-05	1.86E-04	3.27E-04	5.00E-04	5.84E-04	5.57E-04	5.60E-04	6.00E-04	4.82E-04	2.52E-04
11	6.15E-05	9.75E-05	1.65E-04	3.51E-04	4.74E-04	5.34E-04	5.54E-04	5.97E-04	6.09E-04	4.88E-04	2.18E-04
12	3.75E-05	1.82E-04	3.38E-04	4.92E-04	4.85E-04	5.09E-04	6.42E-04	7.35E-04	5.24E-04	2.49E-04	1.13E-04
13	6.00E-05	1.64E-04	2.46E-04	4.62E-04	4.82E-04	5.13E-04	6.11E-04	6.62E-04	5.06E-04	3.00E-04	1.77E-04
14	4.95E-05	1.56E-04	2.87E-04	4.02E-04	4.55E-04	5.54E-04	5.57E-04	6.36E-04	5.00E-04	2.81E-04	1.41E-04
1-14	8.73E-04	1.98E-03	3.49E-03	5.57E-03	6.93E-03	7.42E-03	7.76E-03	8.17E-03	7.49E-03	5.59E-03	3.01E-03
15	3.86E-04	8.54E-04	1.72E-03	2.75E-03	3.56E-03	3.99E-03	4.14E-03	4.85E-03	4.77E-03	3.04E-03	1.51E-03
16	3.99E-04	8.96E-04	1.64E-03	2.50E-03	3.39E-03	3.87E-03	4.27E-03	5.14E-03	4.97E-03	3.15E-03	1.51E-03
1-16	1.66E-03	3.75E-03	6.87E-03	1.09E-02	1.39E-02	1.53E-02	1.61E-02	1.81E-02	1.72E-02	1.18E-02	6.04E-03

Πίνακας 11.54 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 1.46 MeV μόνο στην ουροδόχο κύστη

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	4.88E-05	6.75E-05	1.36E-04	2.16E-04	4.24E-04	9.05E-04	2.35E-03	1.96E-03	6.94E-04	2.33E-04	7.65E-05
2	6.68E-05	1.28E-04	2.20E-04	4.01E-04	1.01E-03	2.02E-03	2.01E-03	7.38E-04	2.92E-04	1.25E-04	6.23E-05
3	4.13E-05	8.40E-05	1.37E-04	2.59E-04	5.15E-04	9.31E-04	1.67E-03	9.59E-04	4.00E-04	1.79E-04	8.03E-05
4	5.40E-05	1.02E-04	1.49E-04	2.69E-04	5.23E-04	9.67E-04	1.66E-03	9.14E-04	3.74E-04	1.66E-04	9.30E-05
5	8.10E-05	1.69E-04	3.57E-04	9.93E-04	2.30E-03	1.75E-03	7.77E-04	2.91E-04	1.29E-04	6.23E-05	2.85E-05
6	9.30E-05	1.47E-04	2.66E-04	5.23E-04	1.16E-03	1.39E-03	9.93E-04	3.89E-04	1.85E-04	8.40E-05	4.13E-05
7	1.04E-04	1.49E-04	2.61E-04	5.00E-04	1.18E-03	1.39E-03	9.27E-04	4.07E-04	1.55E-04	8.63E-05	4.58E-05
8	1.28E-05	2.18E-05	5.78E-05	1.02E-04	2.76E-04	4.68E-04	8.46E-04	6.91E-04	8.55E-05	7.50E-07	0.00E+00
9	1.50E-06	2.25E-05	1.16E-04	2.48E-04	5.23E-04	6.90E-04	7.30E-04	3.17E-04	1.25E-04	3.60E-05	3.00E-06
10	8.25E-06	2.25E-05	4.95E-05	1.09E-04	2.56E-04	3.85E-04	6.68E-04	4.15E-04	1.55E-04	2.25E-05	0.00E+00
11	5.25E-06	2.33E-05	6.15E-05	1.22E-04	2.51E-04	4.58E-04	6.12E-04	4.03E-04	1.57E-04	1.50E-05	0.00E+00
12	0.00E+00	0.00E+00	5.25E-06	2.88E-04	8.27E-04	6.23E-04	3.28E-04	1.13E-04	5.03E-05	1.50E-05	8.25E-06
13	0.00E+00	7.50E-07	4.88E-05	2.49E-04	4.67E-04	5.44E-04	3.92E-04	1.72E-04	7.05E-05	2.70E-05	1.13E-05
14	0.00E+00	3.00E-06	4.80E-05	2.40E-04	5.45E-04	5.27E-04	4.04E-04	2.06E-04	7.58E-05	2.63E-05	9.00E-06
1-14	5.16E-04	9.40E-04	1.91E-03	4.52E-03	1.03E-02	1.30E-02	1.44E-02	7.98E-03	2.95E-03	1.08E-03	4.59E-04
15	6.48E-05	1.51E-04	3.53E-04	8.18E-04	2.37E-03	3.77E-03	4.20E-03	1.73E-03	5.20E-04	2.03E-04	5.18E-05
16	6.48E-05	1.52E-04	3.36E-04	8.70E-04	2.28E-03	3.78E-03	4.08E-03	1.67E-03	5.37E-04	2.03E-04	5.99E-05
1-16	6.61E-04	1.27E-03	2.65E-03	6.32E-03	1.52E-02	2.08E-02	2.29E-02	1.15E-02	4.09E-03	1.51E-03	5.85E-04

Συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 11.55, όπου έχει υπολογισθεί ο μέσος όρος της απόδοσης των έντεκα θέσεων για τους ανιχνευτές τύπου A1, A2 και για το σύνολό τους.

Κατανομή	ομοιόμορφη	ανομοιόμορφη (μόνο στα μαλακά μόρια)	ανομοιόμορφη (μόνο στο σκελετό)	ανομοιόμορφη (μόνο στην ουροδόχο κύστη)
Ανιχνευτές				
A1	5.50 E-03	5.70 E-03	5.30 E-03	5.27 E-03
A2	5.50 E-03	5.50 E-03	5.75 E-03	2.57 E-03
Συνολικά	1.10 E-02	1.12 E-02	1.10 E-02	7.95 E-03

11.6.2. Υπολογισμός απόδοσης στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman για ομοιόμορφη και μη κατανομή φωτονίων 0.662 MeV (¹³⁷Cs)

Τα αποτελέσματα για φωτόνια ενέργειας 0.662 MeV παρουσιάζονται στους Πίνακες 11.56-11.59. Το ενεργειακό παράθυρο συλλογής παλμών που ορίστηκε στον κώδικα ήταν 0.530-0.730 MeV.



Πίνακας 11.56 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: ομοιόμορφη κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.662 MeV

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	4.49E-05	8.70E-05	2.09E-04	4.27E-04	6.94E-04	1.01E-03	1.22E-03	1.37E-03	1.29E-03	1.04E-03	5.44E-04
2	7.07E-05	2.12E-04	3.94E-04	6.42E-04	1.00E-03	1.21E-03	1.35E-03	1.34E-03	1.07E-03	6.49E-04	2.68E-04
3	1.36E-06	1.28E-04	2.69E-04	4.75E-04	7.14E-04	9.18E-04	1.04E-03	1.08E-03	9.86E-04	6.80E-04	3.69E-04
4	6.66E-05	1.48E-04	2.39E-04	4.28E-04	7.48E-04	9.45E-04	1.10E-03	1.14E-03	9.86E-04	7.34E-04	3.96E-04
5	1.71E-04	3.81E-04	6.11E-04	9.79E-04	1.18E-03	1.35E-03	1.31E-03	1.09E-03	6.22E-04	2.99E-04	1.29E-04
6	1.26E-04	2.57E-04	4.72E-04	7.07E-04	8.84E-04	1.11E-03	1.10E-03	1.01E-03	6.41E-04	3.66E-04	1.63E-04
7	1.37E-04	2.80E-04	4.32E-04	7.55E-04	9.45E-04	1.09E-03	1.09E-03	9.86E-04	6.76E-04	3.82E-04	1.78E-04
8	2.31E-05	7.07E-05	2.22E-04	4.30E-04	7.34E-04	9.38E-04	1.15E-03	1.17E-03	1.09E-03	7.07E-04	2.94E-04
9	4.22E-05	1.59E-04	3.97E-04	6.94E-04	9.52E-04	1.20E-03	1.36E-03	1.35E-03	9.52E-04	6.05E-04	2.37E-04
10	5.98E-05	1.14E-04	2.11E-04	4.68E-04	6.87E-04	9.32E-04	1.05E-03	1.03E-03	8.57E-04	6.42E-04	2.84E-04
11	3.54E-05	1.25E-04	2.35E-04	4.16E-04	7.21E-04	9.72E-04	1.09E-03	9.52E-04	9.04E-04	5.93E-04	2.26E-04
12	3.40E-05	1.94E-04	4.31E-04	6.53E-04	9.72E-04	1.15E-03	1.23E-03	1.01E-03	6.19E-04	2.94E-04	1.28E-04
13	4.49E-05	1.54E-04	3.64E-04	6.00E-04	8.50E-04	1.03E-03	1.07E-03	9.72E-04	6.87E-04	3.81E-04	1.73E-04
14	4.90E-05	1.44E-04	3.50E-04	6.05E-04	8.91E-04	1.07E-03	1.00E-03	9.52E-04	6.61E-04	3.51E-04	1.85E-04
1-14	9.04E-04	2.45E-03	4.83E-03	8.30E-03	1.20E-02	1.49E-02	1.62E-02	1.54E-02	1.20E-02	7.75E-03	3.57E-03
15	3.95E-04	8.69E-04	1.82E-03	3.12E-03	4.55E-03	5.79E-03	6.29E-03	6.11E-03	4.83E-03	2.99E-03	1.35E-03
16	4.47E-04	9.72E-04	1.90E-03	3.12E-03	4.61E-03	5.89E-03	6.38E-03	6.00E-03	4.90E-03	2.90E-03	1.32E-03
1-16	1.73E-03	4.28E-03	8.50E-03	1.45E-02	2.10E-02	2.64E-02	2.87E-02	2.74E-02	2.16E-02	1.36E-02	6.21E-03

Πίνακας 11.57 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.662 MeV μόνο στα μαλακά μόρια

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	4.76E-05	9.11E-05	2.12E-04	4.43E-04	7.21E-04	1.09E-03	1.31E-03	1.51E-03	1.33E-03	1.01E-03	5.86E-04
2	7.75E-05	2.26E-04	4.23E-04	7.00E-04	1.09E-03	1.30E-03	1.48E-03	1.40E-03	1.06E-03	6.94E-04	2.46E-04
3	6.66E-05	1.33E-04	2.64E-04	5.18E-04	7.34E-04	9.72E-04	1.13E-03	1.14E-03	9.59E-04	6.65E-04	3.44E-04
4	6.80E-05	1.36E-04	2.39E-04	4.42E-04	7.89E-04	9.79E-04	1.17E-03	1.15E-03	9.45E-04	7.21E-04	3.70E-04
5	1.74E-04	3.89E-04	6.36E-04	1.05E-03	1.28E-03	1.50E-03	1.34E-03	1.06E-03	6.47E-04	2.72E-04	1.20E-04
6	1.33E-04	2.57E-04	4.88E-04	7.41E-04	9.72E-04	1.14E-03	1.16E-03	1.00E-03	6.46E-04	3.50E-04	1.74E-04
7	1.33E-04	2.82E-04	4.58E-04	7.89E-04	9.93E-04	1.16E-03	1.09E-03	9.04E-04	6.49E-04	3.81E-04	1.70E-04
8	2.58E-05	8.84E-05	2.39E-04	4.26E-04	7.48E-04	1.02E-03	1.18E-03	1.17E-03	1.03E-03	6.61E-04	2.60E-04
9	4.62E-05	1.77E-04	3.93E-04	6.94E-04	1.05E-03	1.29E-03	1.39E-03	1.31E-03	9.45E-04	5.68E-04	2.19E-04
10	4.90E-05	1.20E-04	2.12E-04	4.87E-04	7.28E-04	9.86E-04	1.09E-03	1.06E-03	8.23E-04	5.60E-04	2.62E-04
11	4.08E-05	1.18E-04	2.12E-04	4.54E-04	7.21E-04	9.93E-04	1.12E-03	1.01E-03	8.36E-04	5.24E-04	2.18E-04
12	2.99E-05	1.81E-04	4.13E-04	7.00E-04	1.04E-03	1.18E-03	1.20E-03	9.72E-04	5.90E-04	2.80E-04	1.26E-04
13	4.76E-05	1.50E-04	3.88E-04	6.16E-04	8.70E-04	1.07E-03	1.10E-03	9.45E-04	6.50E-04	3.59E-04	1.52E-04
14	3.81E-05	1.51E-04	3.59E-04	6.47E-04	9.11E-04	1.11E-03	1.03E-03	8.91E-04	5.88E-04	3.28E-04	1.40E-04
1-14	9.79E-04	2.50E-03	4.94E-03	8.70E-03	1.26E-02	1.58E-02	1.68E-02	1.55E-02	1.17E-02	7.34E-03	3.39E-03
15	3.98E-04	8.45E-04	1.81E-03	3.19E-03	4.62E-03	5.97E-03	6.49E-03	5.78E-03	4.38E-03	2.85E-03	1.30E-03
16	4.42E-04	9.72E-04	1.87E-03	3.25E-03	4.75E-03	6.19E-03	6.48E-03	5.84E-03	4.60E-03	2.79E-03	1.25E-03
1-16	1.80E-03	4.30E-03	8.57E-03	1.51E-02	2.20E-02	2.78E-02	2.96E-02	2.70E-02	2.06E-02	1.29E-02	5.90E-03

Πίνακας 11.58 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 175.25 cm, μάζα \approx 76 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.662 MeV μόνο στο σκελετό

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	5.03E-05	1.09E-04	2.46E-04	4.86E-04	7.41E-04	9.52E-04	8.36E-04	8.23E-04	8.70E-04	9.38E-04	6.54E-04
2	9.38E-05	2.52E-04	4.45E-04	7.00E-04	9.45E-04	8.77E-04	8.30E-04	9.18E-04	9.45E-04	6.87E-04	3.30E-04
3	5.98E-05	1.65E-04	2.82E-04	4.34E-04	7.00E-04	7.82E-04	7.00E-04	7.68E-04	7.96E-04	7.41E-04	4.31E-04
4	6.26E-05	1.59E-04	2.64E-04	4.73E-04	6.87E-04	7.62E-04	7.41E-04	7.82E-04	8.09E-04	7.00E-04	4.61E-04
5	2.05E-04	4.32E-04	7.14E-04	9.66E-04	8.50E-04	8.02E-04	8.84E-04	9.45E-04	7.14E-04	3.37E-04	1.28E-04
6	1.46E-04	2.91E-04	4.31E-04	6.87E-04	8.02E-04	6.80E-04	7.48E-04	7.55E-04	7.21E-04	4.28E-04	2.22E-04
7	1.73E-04	3.01E-04	4.75E-04	7.00E-04	7.55E-04	7.34E-04	8.02E-04	8.50E-04	7.00E-04	4.77E-04	1.88E-04
8	5.17E-05	1.13E-04	2.38E-04	4.79E-04	6.69E-04	8.91E-04	9.52E-04	1.04E-03	1.07E-03	8.91E-04	4.18E-04
9	1.02E-04	2.27E-04	4.50E-04	6.62E-04	9.45E-04	1.03E-03	1.26E-03	1.27E-03	1.14E-03	7.96E-04	3.25E-04
10	6.53E-05	1.37E-04	2.90E-04	5.21E-04	7.07E-04	8.43E-04	8.98E-04	9.59E-04	9.79E-04	7.89E-04	3.58E-04
11	7.75E-05	1.51E-04	2.87E-04	4.76E-04	6.87E-04	8.43E-04	9.52E-04	9.52E-04	1.01E-03	7.75E-04	3.43E-04
12	5.85E-05	2.53E-04	4.72E-04	7.21E-04	7.55E-04	8.50E-04	1.10E-03	1.12E-03	7.75E-04	3.93E-04	1.70E-04
13	7.62E-05	2.18E-04	4.35E-04	6.76E-04	7.55E-04	7.75E-04	9.86E-04	1.08E-03	7.82E-04	4.72E-04	2.30E-04
14	7.48E-05	2.57E-04	4.15E-04	6.32E-04	7.41E-04	8.98E-04	9.79E-04	1.03E-03	7.96E-04	4.62E-04	2.00E-04
1-14	1.30E-03	3.07E-03	5.45E-03	8.64E-03	1.07E-02	1.17E-02	1.26E-02	1.33E-02	1.21E-02	8.91E-03	4.45E-03
15	4.65E-04	1.08E-03	2.20E-03	3.37E-03	4.40E-03	4.84E-03	5.39E-03	6.60E-03	6.56E-03	4.16E-03	1.94E-03
16	4.68E-04	1.02E-03	2.05E-03	3.29E-03	4.32E-03	4.87E-03	5.46E-03	6.79E-03	6.73E-03	4.08E-03	1.79E-03
1-16	2.22E-03	5.16E-03	9.65E-03	1.52E-02	1.93E-02	2.12E-02	2.33E-02	2.62E-02	2.49E-02	1.69E-02	8.14E-03

Πίνακας 11.59 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 175.25 cm, μάζα \approx 76 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.662 MeV μόνο στην ουροδόχο κύστη

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	6.80E-05	9.59E-05	1.94E-04	3.34E-04	6.47E-04	1.35E-03	3.94E-03	3.21E-03	1.06E-03	3.56E-04	1.00E-04
2	9.18E-05	1.81E-04	3.26E-04	6.21E-04	1.63E-03	3.25E-03	3.33E-03	1.22E-03	4.19E-04	1.58E-04	5.24E-05
3	6.73E-05	1.23E-04	1.94E-04	3.61E-04	8.36E-04	1.56E-03	2.76E-03	1.58E-03	6.00E-04	2.54E-04	1.09E-04
4	8.16E-05	1.39E-04	2.02E-04	3.90E-04	8.09E-04	1.57E-03	2.68E-03	1.53E-03	5.68E-04	2.39E-04	1.14E-04
5	1.13E-04	2.28E-04	5.03E-04	1.51E-03	3.85E-03	2.78E-03	1.26E-03	4.49E-04	1.66E-04	5.98E-05	2.58E-05
6	1.29E-04	2.33E-04	3.89E-04	8.30E-04	1.94E-03	2.25E-03	1.62E-03	5.99E-04	2.58E-04	1.02E-04	4.35E-05
7	1.46E-04	2.31E-04	3.91E-04	7.89E-04	1.91E-03	2.16E-03	1.51E-03	5.88E-04	2.15E-04	9.72E-05	4.01E-05
8	1.50E-05	2.72E-05	6.39E-05	1.60E-04	3.92E-04	7.02E-04	1.31E-03	1.02E-03	9.32E-05	0.00E+00	0.00E+00
9	0.00E+00	1.97E-05	1.35E-04	3.80E-04	8.47E-04	1.06E-03	1.09E-03	4.43E-04	1.39E-04	3.81E-05	1.36E-06
10	1.36E-06	1.97E-05	5.58E-05	1.40E-04	3.45E-04	5.74E-04	9.62E-04	6.05E-04	2.07E-04	2.24E-05	2.04E-06
11	4.08E-06	2.65E-05	6.46E-05	1.53E-04	3.45E-04	6.58E-04	9.55E-04	5.71E-04	1.88E-04	1.84E-05	1.36E-06
12	0.00E+00	1.36E-06	2.04E-06	3.61E-04	1.24E-03	9.25E-04	4.78E-04	1.57E-04	4.62E-05	1.29E-05	5.44E-06
13	0.00E+00	2.72E-06	4.62E-05	3.43E-04	7.40E-04	7.79E-04	5.95E-04	2.28E-04	7.48E-05	3.20E-05	1.02E-05
14	0.00E+00	3.40E-06	3.74E-05	3.58E-04	7.92E-04	7.90E-04	5.77E-04	2.14E-04	7.68E-05	2.86E-05	4.08E-06
1-14	7.17E-04	1.33E-03	2.60E-03	6.73E-03	1.63E-02	2.04E-02	2.31E-02	1.24E-02	4.11E-03	1.42E-03	5.09E-04
15	3.71E-05	1.08E-04	3.08E-04	8.03E-04	2.45E-03	4.32E-03	4.80E-03	1.71E-03	4.53E-04	1.33E-04	3.87E-05
16	4.82E-05	1.07E-04	2.69E-04	7.92E-04	2.39E-03	4.27E-03	4.78E-03	1.73E-03	4.60E-04	1.39E-04	3.71E-05
1-16	8.34E-04	1.61E-03	3.28E-03	8.58E-03	2.17E-02	2.94E-02	3.31E-02	1.63E-02	5.19E-03	1.75E-03	6.08E-04



Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ για πηγές με διαφορετικές ενέργειες
σε ομοιόμορφες και μη κατανομές

Συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 11.60, όπου έχει υπολογισθεί ο μέσος όρος της απόδοσης των έντεκα θέσεων για τους ανιχνευτές τύπου A1, A2 και για το σύνολό τους.

Κατανομή Ανιχνευτές	ομοιόμορφη	ανομοιόμορφη (μόνο στα μαλακά μόρια)	ανομοιόμορφη (μόνο στο σκελετό)	ανομοιόμορφη (μόνο στην συροδόχο κύστη)
A1	8.94 E-03	9.12 E-03	8.39 E-03	8.15 E-03
A2	6.86 E-03	6.88 E-03	7.31 E-03	2.74 E-03
Συνολικά	1.58 E-02	1.60E-02	1.57 E-02	1.11 E-02

11.6.3. Υπολογισμός απόδοσης στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman για ομοιόμορφη και μη κατανομή πηγής φωτονίων 0.365 MeV (^{131}I)

Τα αποτελέσματα για την ενέργεια 0.365 MeV παρουσιάζονται στους Πίνακες 11.61-11.62 για ομοιόμορφη κατανομή του ρν και μόνο στο θυρεοειδή (^{131}I). Το ενεργειακό παράθυρο συλλογής παλμών που ορίστηκε στον κώδικα ήταν 0.31-0.40 MeV.

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	8.40E-05	1.44E-04	3.96E-04	7.74E-04	1.43E-03	1.97E-03	2.43E-03	2.66E-03	2.51E-03	2.01E-03	1.11E-03
2	1.44E-04	4.08E-04	7.38E-04	1.39E-03	1.99E-03	2.46E-03	2.61E-03	2.63E-03	2.06E-03	1.31E-03	4.66E-04
3	1.02E-04	2.42E-04	5.00E-04	9.28E-04	1.32E-03	1.72E-03	2.05E-03	2.07E-03	1.95E-03	1.22E-03	6.58E-04
4	1.24E-04	2.24E-04	4.20E-04	8.58E-04	1.40E-03	1.82E-03	2.04E-03	2.17E-03	1.82E-03	1.36E-03	7.16E-04
5	3.22E-04	6.76E-04	1.27E-03	1.90E-03	2.34E-03	2.60E-03	2.57E-03	2.10E-03	1.27E-03	4.76E-04	2.00E-04
6	2.42E-04	5.24E-04	9.44E-04	1.32E-03	1.75E-03	2.10E-03	2.13E-03	1.95E-03	1.25E-03	6.48E-04	2.90E-04
7	2.26E-04	4.88E-04	8.18E-04	1.41E-03	1.73E-03	2.07E-03	2.11E-03	1.84E-03	1.29E-03	7.04E-04	3.02E-04
8	5.40E-05	1.38E-04	3.80E-04	9.14E-04	1.39E-03	1.81E-03	2.29E-03	2.26E-03	1.98E-03	1.42E-03	5.94E-04
9	1.04E-04	2.96E-04	8.20E-04	1.35E-03	1.86E-03	2.51E-03	2.69E-03	2.50E-03	1.90E-03	1.20E-03	4.42E-04
10	1.02E-04	2.08E-04	4.50E-04	9.50E-04	1.33E-03	1.83E-03	1.96E-03	1.98E-03	1.68E-03	1.18E-03	5.04E-04
11	8.20E-05	2.28E-04	4.70E-04	8.88E-04	1.33E-03	1.88E-03	2.11E-03	2.02E-03	1.76E-03	1.18E-03	4.42E-04
12	7.80E-05	4.46E-04	8.36E-04	1.38E-03	2.00E-03	2.22E-03	2.21E-03	1.95E-03	1.25E-03	5.16E-04	1.82E-04
13	9.20E-05	3.30E-04	7.52E-04	1.15E-03	1.71E-03	1.99E-03	2.09E-03	1.78E-03	1.30E-03	6.30E-04	2.56E-04
14	1.02E-04	3.40E-04	7.00E-04	1.15E-03	1.73E-03	2.01E-03	2.04E-03	1.88E-03	1.27E-03	6.38E-04	2.98E-04
1-14	1.86E-03	4.69E-03	9.49E-03	1.64E-02	2.33E-02	2.90E-02	3.13E-02	2.98E-02	2.33E-02	1.45E-02	6.46E-03
15	4.90E-04	1.10E-03	2.42E-03	4.08E-03	5.78E-03	7.19E-03	7.93E-03	7.67E-03	6.18E-03	3.80E-03	1.72E-03
16	5.56E-04	1.21E-03	2.48E-03	4.09E-03	5.90E-03	7.42E-03	7.87E-03	7.47E-03	6.36E-03	3.68E-03	1.62E-03
1-16	2.91E-03	7.01E-03	1.44E-02	2.46E-02	3.50E-02	4.36E-02	4.71E-02	4.49E-02	3.58E-02	2.20E-02	9.79E-03



Πίνακας 11.62: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 175.25 cm, μάζα \approx 76 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.365 MeV μόνο στο θυρεοειδή

Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)											
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130	
1	1.00E-06	4.50E-06	4.00E-06	1.25E-05	3.35E-05	9.65E-05	2.91E-04	1.02E-03	3.49E-03	8.67E-03	6.89E-03	
2	4.00E-06	4.00E-06	1.05E-05	3.30E-05	9.45E-05	2.80E-04	9.78E-04	3.21E-03	8.73E-03	7.45E-03	2.25E-03	
3	1.50E-06	5.50E-06	9.50E-06	2.20E-05	6.40E-05	1.81E-04	5.05E-04	1.43E-03	4.02E-03	6.18E-03	3.31E-03	
4	3.00E-06	7.00E-06	1.35E-05	3.20E-05	6.75E-05	1.83E-04	5.01E-04	1.46E-03	4.14E-03	6.23E-03	3.26E-03	
5	2.00E-06	6.50E-06	1.70E-05	5.20E-05	1.73E-04	6.83E-04	2.90E-03	8.38E-03	7.38E-03	2.51E-03	7.27E-04	
6	5.00E-06	9.50E-06	2.60E-05	6.85E-05	2.04E-04	5.19E-04	1.44E-03	3.98E-03	6.11E-03	3.39E-03	1.14E-03	
7	8.50E-06	1.60E-05	3.75E-05	7.85E-05	2.07E-04	5.02E-04	1.43E-03	4.08E-03	6.17E-03	3.39E-03	1.13E-03	
8	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.00E-06	1.50E-06	1.55E-05	6.50E-05	2.40E-04	8.35E-04	1.89E-03	1.52E-03	
9	0.00E+00	0.00E+00	5.00E-07	0.00E+00	4.50E-06	5.65E-05	2.26E-04	7.81E-04	1.89E-03	1.70E-03	5.90E-04	
10	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.30E-05	2.35E-05	1.05E-04	3.68E-04	1.03E-03	1.90E-03	1.12E-03	
11	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.00E-07	7.50E-06	2.70E-05	1.00E-04	3.71E-04	9.95E-04	1.86E-03	1.06E-03	
12	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.50E-06	2.47E-04	1.81E-03	1.68E-03	6.61E-04	2.29E-04	
13	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.00E-07	1.50E-06	3.50E-05	3.52E-04	1.00E-03	1.88E-03	1.13E-03	4.01E-04	
14	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.00E-06	3.55E-05	3.53E-04	9.93E-04	1.87E-03	1.08E-03	3.78E-04	
1-14	2.50E-05	5.30E-05	1.19E-04	3.02E-04	8.74E-04	2.64E-03	9.49E-03	2.91E-02	5.02E-02	4.80E-02	2.40E-02	
15	1.00E-06	1.50E-06	5.00E-07	3.50E-06	2.15E-05	1.03E-04	4.83E-04	1.99E-03	1.07E-02	1.44E-02	5.96E-03	
16	0.00E+00	5.00E-07	2.00E-06	4.00E-06	2.10E-05	1.09E-04	4.78E-04	1.97E-03	1.07E-02	1.46E-02	6.08E-03	
1-16	2.60E-05	5.50E-05	1.22E-04	3.10E-04	9.17E-04	2.85E-03	1.05E-02	3.31E-02	7.16E-02	7.70E-02	3.60E-02	

Συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 11.63, όπου έχει υπολογισθεί ο μέσος όρος της απόδοσης των έντεκα θέσεων για τους ανιχνευτές τύπου A1, A2 και για το σύνολό τους.

Πίνακας 11.63: Μεταβολή της απόδοσης του MOA (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 0.365 MeV) στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman

Κατανομή	ομοιόμορφη	ανομοιόμορφη (μόνο στο θυρεοειδή)
<i>Ανιχνευτές</i>		
A1	1.73 E-02	1.50 E-02
A2	8.82 E-03	6.15 E-03
<i>Συνολικά</i>	2.61 E-02	2.11 E-02

11.6.4. Υπολογισμός απόδοσης στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman για ομοιόμορφη και μη κατανομή πηγής φωτονίων 0.140 MeV (^{99m}Tc)

Τα αποτελέσματα για την ενέργεια 0.140 MeV παρουσιάζονται στους Πίνακες 11.64-11.67 για τις κατανομές που αναφέρθηκαν. Στην περίπτωση αυτή μελετήθηκε και η κατανομή μόνο στην περιοχή των πνευμόνων (Πίνακας 11.68). Το ενεργειακό παράθυρο συλλογής παλμών που ορίστηκε στον κώδικα ήταν 0.12-0.15 MeV.



Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ για πηγές με διαφορετικές ενέργειες
σε ομοιόμορφες και μη κατανομές

Πίνακας 11.64 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: ομοιόμορφη κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.140 MeV

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	1.08E-04	2.90E-04	5.68E-04	1.05E-03	1.54E-03	1.88E-03	2.06E-03	1.94E-03	1.56E-03	8.99E-04	3.57E-04
2	6.45E-05	1.57E-04	3.84E-04	7.38E-04	1.04E-03	1.32E-03	1.56E-03	1.61E-03	1.43E-03	9.55E-04	4.60E-04
3	9.30E-05	1.77E-04	2.94E-04	6.70E-04	1.07E-03	1.31E-03	1.59E-03	1.58E-03	1.37E-03	1.07E-03	5.17E-04
4	2.44E-04	5.13E-04	9.30E-04	1.44E-03	1.80E-03	2.05E-03	1.94E-03	1.57E-03	9.11E-04	3.61E-04	1.49E-04
5	1.70E-04	4.20E-04	7.32E-04	1.04E-03	1.33E-03	1.57E-03	1.60E-03	1.44E-03	9.24E-04	4.74E-04	2.01E-04
6	1.66E-04	3.26E-04	6.70E-04	1.10E-03	1.33E-03	1.62E-03	1.60E-03	1.38E-03	1.01E-03	5.34E-04	2.05E-04
7	3.60E-05	1.08E-04	2.75E-04	7.01E-04	1.07E-03	1.40E-03	1.66E-03	1.69E-03	1.50E-03	1.09E-03	4.24E-04
8	7.69E-05	2.50E-04	6.26E-04	1.06E-03	1.50E-03	1.85E-03	2.07E-03	1.93E-03	1.48E-03	9.49E-04	3.10E-04
9	6.82E-05	1.64E-04	3.36E-04	7.01E-04	1.07E-03	1.35E-03	1.48E-03	1.53E-03	1.23E-03	8.49E-04	3.70E-04
10	6.94E-05	1.69E-04	3.53E-04	6.70E-04	1.02E-03	1.40E-03	1.57E-03	1.48E-03	1.29E-03	8.68E-04	3.77E-04
11	6.82E-05	3.51E-04	6.82E-04	1.08E-03	1.47E-03	1.67E-03	1.67E-03	1.49E-03	9.55E-04	3.57E-04	1.29E-04
12	7.56E-05	2.48E-04	5.69E-04	9.30E-04	1.27E-03	1.47E-03	1.56E-03	1.33E-03	9.42E-04	4.84E-04	1.82E-04
13	7.56E-05	2.62E-04	5.20E-04	9.30E-04	1.33E-03	1.53E-03	1.50E-03	1.39E-03	9.92E-04	4.98E-04	1.95E-04
14	1.38E-03	3.55E-03	7.25E-03	1.27E-02	1.79E-02	2.19E-02	2.37E-02	2.24E-02	1.75E-02	1.09E-02	4.66E-03
1-14	3.47E-04	7.62E-04	1.64E-03	2.88E-03	3.97E-03	4.96E-03	5.30E-03	5.22E-03	4.15E-03	2.52E-03	1.14E-03
15	3.73E-04	7.75E-04	1.65E-03	2.82E-03	4.13E-03	5.05E-03	5.27E-03	5.04E-03	4.39E-03	2.59E-03	1.08E-03
16	2.13E-03	4.89E-03	1.07E-02	1.88E-02	2.65E-02	3.26E-02	3.50E-02	3.33E-02	2.65E-02	1.63E-02	7.02E-03
1-16	1.08E-04	2.90E-04	5.68E-04	1.05E-03	1.54E-03	1.88E-03	2.06E-03	1.94E-03	1.56E-03	8.99E-04	3.57E-04

Πίνακας 11.65: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.140 MeV μόνο στους μαλακά μόρια

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	6.20E-05	1.18E-04	2.93E-04	6.10E-04	1.12E-03	1.66E-03	2.03E-03	2.25E-03	1.94E-03	1.47E-03	7.61E-04
2	1.14E-04	2.90E-04	6.03E-04	1.12E-03	1.64E-03	2.03E-03	2.28E-03	2.01E-03	1.54E-03	8.83E-04	3.21E-04
3	6.57E-05	1.66E-04	3.68E-04	7.53E-04	1.11E-03	1.43E-03	1.68E-03	1.67E-03	1.45E-03	9.62E-04	4.41E-04
4	8.18E-05	1.88E-04	3.20E-04	6.83E-04	1.10E-03	1.43E-03	1.71E-03	1.66E-03	1.32E-03	1.00E-03	5.02E-04
5	2.36E-04	5.39E-04	9.83E-04	1.53E-03	1.94E-03	2.25E-03	2.00E-03	1.54E-03	8.84E-04	3.36E-04	1.50E-04
6	1.75E-04	4.03E-04	7.53E-04	1.11E-03	1.45E-03	1.68E-03	1.66E-03	1.44E-03	9.42E-04	4.43E-04	2.00E-04
7	1.77E-04	3.45E-04	6.82E-04	1.12E-03	1.44E-03	1.73E-03	1.67E-03	1.33E-03	9.50E-04	5.18E-04	2.18E-04
8	3.47E-05	1.20E-04	3.06E-04	7.11E-04	1.10E-03	1.49E-03	1.74E-03	1.67E-03	1.49E-03	9.76E-04	3.97E-04
9	8.06E-05	2.70E-04	6.56E-04	1.08E-03	1.60E-03	1.96E-03	2.07E-03	1.92E-03	1.37E-03	8.08E-04	2.96E-04
10	6.82E-05	1.56E-04	3.42E-04	7.45E-04	1.11E-03	1.47E-03	1.55E-03	1.50E-03	1.16E-03	8.07E-04	3.36E-04
11	6.94E-05	1.81E-04	3.37E-04	7.12E-04	1.04E-03	1.48E-03	1.63E-03	1.48E-03	1.23E-03	7.96E-04	3.61E-04
12	7.69E-05	3.48E-04	6.89E-04	1.14E-03	1.55E-03	1.75E-03	1.66E-03	1.38E-03	8.35E-04	3.46E-04	1.24E-04
13	6.57E-05	2.48E-04	6.09E-04	9.71E-04	1.39E-03	1.56E-03	1.55E-03	1.27E-03	9.18E-04	4.51E-04	1.76E-04
14	7.69E-05	2.48E-04	5.51E-04	9.59E-04	1.39E-03	1.59E-03	1.51E-03	1.31E-03	8.77E-04	4.55E-04	1.62E-04
1-14	1.38E-03	3.62E-03	7.49E-03	1.32E-02	1.90E-02	2.35E-02	2.47E-02	2.24E-02	1.69E-02	1.03E-02	4.45E-03
15	3.66E-04	7.67E-04	1.63E-03	2.95E-03	4.12E-03	5.16E-03	5.38E-03	4.94E-03	3.73E-03	2.36E-03	1.02E-03
16	3.70E-04	7.92E-04	1.66E-03	2.85E-03	4.28E-03	5.32E-03	5.47E-03	4.86E-03	3.85E-03	2.48E-03	1.05E-03
1-16	2.15E-03	5.28E-03	1.10E-02	1.95E-02	2.80E-02	3.46E-02	3.63E-02	3.29E-02	2.50E-02	1.54E-02	6.64E-03

Πίνακας 11.66: Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg)

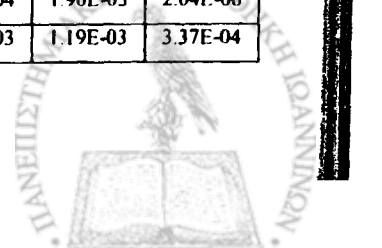
Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.140 MeV μόνο στο σκελετό

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	4.09E-05	1.39E-04	3.20E-04	6.65E-04	1.02E-03	1.13E-03	1.04E-03	9.15E-04	1.23E-03	1.31E-03	9.83E-04
2	1.23E-04	3.32E-04	6.47E-04	1.01E-03	1.17E-03	1.10E-03	9.50E-04	1.23E-03	1.32E-03	1.08E-03	4.76E-04
3	7.32E-05	1.88E-04	3.84E-04	6.49E-04	9.62E-04	9.68E-04	8.95E-04	9.52E-04	1.09E-03	1.02E-03	6.18E-04
4	8.43E-05	2.17E-04	4.35E-04	6.91E-04	9.82E-04	9.91E-04	8.83E-04	9.82E-04	1.16E-03	1.05E-03	6.50E-04
5	2.67E-04	5.99E-04	9.68E-04	1.16E-03	1.06E-03	8.97E-04	1.18E-03	1.30E-03	1.06E-03	5.17E-04	1.59E-04
6	1.82E-04	3.81E-04	6.35E-04	9.73E-04	1.00E-03	8.95E-04	9.62E-04	1.09E-03	9.90E-04	6.47E-04	2.67E-04
7	2.08E-04	4.46E-04	6.83E-04	9.88E-04	1.00E-03	8.75E-04	9.66E-04	1.15E-03	1.02E-03	6.72E-04	2.80E-04
8	4.22E-05	1.28E-04	3.12E-04	6.67E-04	9.67E-04	1.24E-03	1.20E-03	1.53E-03	1.67E-03	1.41E-03	6.30E-04
9	1.02E-04	2.99E-04	6.44E-04	9.77E-04	1.34E-03	1.34E-03	1.74E-03	1.94E-03	1.72E-03	1.19E-03	4.12E-04
10	6.82E-05	1.71E-04	3.98E-04	6.93E-04	9.90E-04	1.09E-03	1.23E-03	1.42E-03	1.49E-03	1.21E-03	5.08E-04
11	8.93E-05	1.95E-04	3.98E-04	6.96E-04	9.30E-04	1.08E-03	1.31E-03	1.45E-03	1.58E-03	1.15E-03	4.58E-04
12	1.09E-04	4.01E-04	7.51E-04	1.08E-03	9.88E-04	1.21E-03	1.62E-03	1.65E-03	1.21E-03	4.89E-04	1.72E-04
13	1.13E-04	3.53E-04	6.22E-04	8.94E-04	1.00E-03	1.15E-03	1.45E-03	1.55E-03	1.27E-03	6.57E-04	2.89E-04
14	1.35E-04	3.61E-04	6.24E-04	8.69E-04	9.85E-04	1.22E-03	1.43E-03	1.63E-03	1.23E-03	6.20E-04	2.90E-04
1-14	1.64E-03	4.21E-03	7.82E-03	1.20E-02	1.44E-02	1.52E-02	1.68E-02	1.88E-02	1.80E-02	1.30E-02	6.19E-03
15	3.55E-04	8.83E-04	1.76E-03	2.71E-03	3.46E-03	3.82E-03	4.75E-03	6.40E-03	6.28E-03	3.86E-03	1.63E-03
16	3.41E-04	8.26E-04	1.64E-03	2.59E-03	3.34E-03	3.74E-03	4.66E-03	6.50E-03	6.66E-03	3.82E-03	1.62E-03
1-16	2.38E-03	6.05E-03	1.14E-02	1.77E-02	2.16E-02	2.31E-02	2.67E-02	3.20E-02	3.13E-02	2.10E-02	9.61E-03

Πίνακας 11.67 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.140 MeV μόνο στην ουροδόχο κύστη

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	4.28E-05	8.93E-05	1.59E-04	3.67E-04	8.06E-04	2.45E-03	6.63E-03	5.08E-03	1.26E-03	2.90E-04	6.14E-05
2	8.80E-05	1.61E-04	3.47E-04	7.69E-04	2.34E-03	6.45E-03	5.23E-03	1.64E-03	4.25E-04	1.09E-04	3.41E-05
3	5.39E-05	1.14E-04	2.15E-04	4.32E-04	1.10E-03	2.77E-03	4.26E-03	2.24E-03	7.44E-04	2.55E-04	8.37E-05
4	6.57E-05	1.07E-04	1.87E-04	4.52E-04	1.04E-03	2.80E-03	4.22E-03	2.18E-03	6.70E-04	2.27E-04	8.25E-05
5	1.06E-04	2.55E-04	5.54E-04	2.04E-03	6.26E-03	5.41E-03	1.71E-03	4.71E-04	1.06E-04	3.97E-05	1.12E-05
6	1.26E-04	2.59E-04	4.59E-04	1.11E-03	2.78E-03	4.25E-03	2.23E-03	7.50E-04	2.18E-04	6.57E-05	2.11E-05
7	1.25E-04	2.41E-04	4.64E-04	1.04E-03	2.84E-03	4.22E-03	2.17E-03	6.94E-04	1.87E-04	6.94E-05	1.80E-05
8	3.72E-06	1.05E-05	3.60E-05	1.09E-04	3.52E-04	8.68E-04	1.34E-03	9.67E-04	5.15E-05	6.20E-07	0.00E+00
9	0.00E+00	9.92E-06	9.24E-05	3.28E-04	8.62E-04	1.31E-03	1.07E-03	3.17E-04	5.77E-05	9.92E-06	0.00E+00
10	1.86E-06	7.44E-06	2.85E-05	8.74E-05	2.87E-04	6.51E-04	9.92E-04	5.05E-04	1.03E-04	3.72E-06	6.20E-07
11	0.00E+00	1.30E-05	3.41E-05	9.98E-05	2.42E-04	6.82E-04	9.61E-04	5.15E-04	8.43E-05	2.48E-06	6.20E-07
12	0.00E+00	6.20E-07	1.24E-06	3.32E-04	1.27E-03	1.11E-03	3.34E-04	6.88E-05	1.98E-05	2.48E-06	0.00E+00
13	0.00E+00	0.00E+00	2.11E-05	2.60E-04	6.51E-04	9.86E-04	4.99E-04	1.43E-04	3.10E-05	9.30E-06	6.20E-07
14	0.00E+00	0.00E+00	2.60E-05	2.22E-04	6.82E-04	9.55E-04	5.05E-04	1.30E-04	3.35E-05	1.24E-05	1.86E-06
1-14	6.14E-04	1.26E-03	2.62E-03	7.63E-03	2.15E-02	3.49E-02	3.21E-02	1.57E-02	3.99E-03	1.10E-03	3.16E-04
15	4.76E-06	1.97E-05	6.39E-05	2.36E-04	8.98E-04	2.77E-03	2.19E-03	6.02E-04	1.13E-04	2.24E-05	4.08E-06
16	1.36E-05	2.24E-05	6.94E-05	2.51E-04	9.59E-04	2.67E-03	2.14E-03	6.04E-04	1.20E-04	1.90E-05	2.04E-06
1-16	6.63E-04	1.37E-03	2.88E-03	8.45E-03	2.43E-02	4.18E-02	3.78E-02	1.76E-02	4.41E-03	1.19E-03	3.37E-04



Πίνακας 11.68 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.140 MeV μόνο στους πνεύμονες

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	1.24E-06	1.24E-06	2.48E-06	8.68E-06	2.36E-05	1.25E-04	4.09E-04	1.61E-03	3.81E-03	3.48E-03	1.19E-03
2	0.00E+00	2.48E-06	9.92E-06	2.48E-05	1.18E-04	3.97E-04	1.55E-03	3.73E-03	3.48E-03	1.41E-03	4.70E-04
3	2.48E-06	1.24E-06	6.20E-06	1.61E-05	6.57E-05	2.27E-04	7.44E-04	2.10E-03	3.21E-03	2.00E-03	7.01E-04
4	2.48E-06	1.24E-06	8.68E-06	2.85E-05	6.20E-05	2.44E-04	6.94E-04	1.98E-03	3.21E-03	1.96E-03	6.70E-04
5	2.48E-06	7.44E-06	1.24E-05	6.45E-05	2.73E-04	1.38E-03	3.72E-03	3.61E-03	1.41E-03	5.17E-04	2.12E-04
6	3.72E-06	1.12E-05	1.98E-05	6.82E-05	2.44E-04	7.69E-04	2.11E-03	3.22E-03	1.93E-03	7.07E-04	2.80E-04
7	1.24E-06	9.92E-06	3.35E-05	8.56E-05	2.70E-04	7.01E-04	1.98E-03	3.20E-03	1.88E-03	7.07E-04	2.60E-04
8	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	9.92E-06	3.72E-05	1.57E-04	5.57E-04	1.90E-03	4.61E-03	3.55E-03	2.60E-04
9	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.24E-06	6.70E-05	5.11E-04	1.85E-03	4.45E-03	3.98E-03	1.64E-03	4.84E-04
10	0.00E+00	0.00E+00	1.24E-06	6.20E-06	6.20E-05	2.64E-04	9.18E-04	2.49E-03	3.53E-03	2.05E-03	4.60E-04
11	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	6.20E-06	8.31E-05	2.73E-04	7.69E-04	2.33E-03	3.50E-03	2.13E-03	4.63E-04
12	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	4.96E-06	3.26E-04	4.07E-03	4.12E-03	1.63E-03	5.52E-04	1.97E-04
13	1.24E-06	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.23E-05	6.10E-04	2.49E-03	3.55E-03	1.97E-03	7.81E-04	2.80E-04
14	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.24E-05	5.25E-04	2.35E-03	3.49E-03	2.00E-03	7.81E-04	3.11E-04
1-14	1.49E-05	3.47E-05	9.42E-05	3.20E-04	1.35E-03	6.51E-03	2.42E-02	4.17E-02	4.02E-02	2.23E-02	6.26E-03
15	0.00E+00	0.00E+00	2.72E-06	1.50E-05	1.51E-04	6.80E-04	2.90E-03	9.66E-03	8.36E-03	3.12E-03	1.27E-03
16	0.00E+00	1.36E-06	8.16E-06	2.45E-05	1.14E-04	6.16E-04	2.83E-03	9.18E-03	7.89E-03	3.07E-03	1.31E-03
1-16	1.56E-05	3.77E-05	1.09E-04	3.73E-04	1.66E-03	8.06E-03	3.09E-02	6.18E-02	5.77E-02	2.93E-02	9.04E-03

Συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 11.69, όπου έχει υπολογισθεί ο μέσος όρος της απόδοσης των έντεκα θέσεων για τους ανιχνευτές τύπου A1, A2 και για το σύνολό τους.

Πίνακας 11.69: Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 0.140 MeV) στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman

Κατανομή	ομοιόμορφη	ανομοιόμορφη (μόνο στα μαλακά μόρια)	ανομοιόμορφη (μόνο στο σκελετό)	ανομοιόμορφη (μόνο στην ουροδόχο κύστη)	ανομοιόμορφη (μόνο στους πνεύμονες)
Ανιχνευτές					
A1	1.31 E-02	1.34 E-02	1.16 E-02	1.11 E-02	1.30 E-02
A2	0.63 E-02	0.60 E-02	0.65 E-02	0.17 E-02	0.51 E-02
Συνολικά	1.94 E-02	1.97 E-02	1.84 E-02	1.28 E-02	1.81 E-02

11.6.5. Υπολογισμός απόδοσης στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman για ομοιόμορφη και μη κατανομή φωτονίων 0.060 MeV (^{241}Am)

Τα αποτελέσματα για την ενέργεια 0.060 MeV παρουσιάζονται στους Πίνακες 11.70-11.73. Το ενεργειακό παράθυρο συλλογής παλμών που ορίστηκε στον κώδικα ήταν 0.052-0.068 MeV.



Πίνακας 11.70 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: ομοιόμορφη κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.060 MeV

Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)

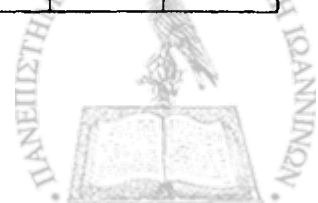
Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	4.20E-05	7.80E-05	1.88E-04	4.26E-04	7.40E-04	1.08E-03	1.27E-03	1.35E-03	1.33E-03	9.72E-04	5.30E-04
2	7.18E-05	1.87E-04	4.16E-04	7.40E-04	1.05E-03	1.29E-03	1.39E-03	1.38E-03	1.01E-03	5.96E-04	2.11E-04
3	4.82E-05	1.14E-04	2.41E-04	5.08E-04	7.10E-04	9.07E-04	1.12E-03	1.11E-03	9.29E-04	6.83E-04	3.32E-04
4	4.12E-05	1.20E-04	2.15E-04	4.42E-04	7.49E-04	9.29E-04	1.10E-03	1.08E-03	9.02E-04	7.01E-04	3.37E-04
5	1.61E-04	3.92E-04	6.57E-04	9.99E-04	1.22E-03	1.36E-03	1.38E-03	1.02E-03	6.09E-04	2.18E-04	8.94E-05
6	1.18E-04	2.80E-04	4.95E-04	7.18E-04	9.29E-04	1.10E-03	1.12E-03	9.37E-04	6.66E-04	3.32E-04	1.30E-04
7	1.19E-04	2.31E-04	4.47E-04	7.62E-04	9.33E-04	1.11E-03	1.07E-03	9.07E-04	6.66E-04	3.44E-04	1.38E-04
8	2.37E-05	6.66E-05	1.79E-04	4.73E-04	7.05E-04	9.64E-04	1.14E-03	1.20E-03	1.06E-03	7.71E-04	3.07E-04
9	5.43E-05	1.57E-04	4.30E-04	7.18E-04	1.05E-03	1.28E-03	1.44E-03	1.32E-03	9.94E-04	6.04E-04	1.66E-04
10	4.91E-05	1.05E-04	2.35E-04	4.73E-04	7.05E-04	9.02E-04	1.03E-03	1.06E-03	8.45E-04	5.87E-04	2.58E-04
11	4.73E-05	1.16E-04	2.20E-04	4.73E-04	7.31E-04	9.64E-04	1.07E-03	1.03E-03	9.07E-04	6.48E-04	2.47E-04
12	4.56E-05	2.59E-04	4.77E-04	7.67E-04	1.02E-03	1.19E-03	1.13E-03	1.03E-03	6.00E-04	2.01E-04	7.97E-05
13	5.52E-05	1.76E-04	4.04E-04	6.18E-04	8.63E-04	9.99E-04	1.10E-03	9.11E-04	6.53E-04	3.30E-04	1.23E-04
14	5.52E-05	1.79E-04	3.83E-04	6.53E-04	8.98E-04	1.02E-03	1.06E-03	9.68E-04	7.23E-04	3.28E-04	1.12E-04
1-14	9.33E-04	2.46E-03	4.99E-03	8.76E-03	1.23E-02	1.51E-02	1.64E-02	1.53E-02	1.19E-02	7.31E-03	3.06E-03
15	2.18E-04	5.10E-04	1.05E-03	1.93E-03	2.75E-03	3.37E-03	3.56E-03	3.53E-03	2.83E-03	1.74E-03	7.60E-04
16	2.34E-04	5.25E-04	1.09E-03	1.88E-03	2.73E-03	3.35E-03	3.54E-03	3.47E-03	2.96E-03	1.79E-03	7.65E-04
1-16	1.39E-03	3.54E-03	7.22E-03	1.27E-02	1.80E-02	2.20E-02	2.38E-02	2.25E-02	1.78E-02	1.09E-02	4.65E-03

Πίνακας 11.71 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.060 MeV μόνο στα μαλακά μόρια

Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	3.85E-05	7.80E-05	1.84E-04	4.28E-04	7.69E-04	1.12E-03	1.39E-03	1.47E-03	1.31E-03	9.49E-04	4.72E-04
2	7.97E-05	1.83E-04	4.26E-04	7.68E-04	1.09E-03	1.41E-03	1.51E-03	1.36E-03	1.00E-03	5.55E-04	1.97E-04
3	4.91E-05	1.18E-04	2.29E-04	5.23E-04	7.22E-04	9.61E-04	1.19E-03	1.17E-03	9.42E-04	6.48E-04	2.96E-04
4	4.38E-05	1.19E-04	2.24E-04	4.43E-04	7.48E-04	1.00E-03	1.18E-03	1.14E-03	8.64E-04	6.51E-04	3.10E-04
5	1.53E-04	4.01E-04	6.92E-04	1.02E-03	1.34E-03	1.46E-03	1.37E-03	9.92E-04	5.55E-04	1.94E-04	8.85E-05
6	1.28E-04	2.72E-04	5.08E-04	7.42E-04	9.74E-04	1.17E-03	1.17E-03	9.48E-04	6.18E-04	2.86E-04	1.27E-04
7	1.17E-04	2.44E-04	4.50E-04	7.73E-04	1.01E-03	1.18E-03	1.13E-03	8.62E-04	6.30E-04	3.21E-04	1.14E-04
8	1.75E-05	7.01E-05	1.87E-04	4.79E-04	7.25E-04	1.00E-03	1.17E-03	1.15E-03	9.79E-04	6.58E-04	2.51E-04
9	5.43E-05	1.62E-04	4.32E-04	7.37E-04	1.08E-03	1.33E-03	1.40E-03	1.24E-03	9.01E-04	4.98E-04	1.58E-04
10	5.17E-05	1.10E-04	2.29E-04	4.69E-04	7.37E-04	9.78E-04	1.06E-03	1.02E-03	7.84E-04	5.07E-04	2.21E-04
11	4.38E-05	1.15E-04	2.14E-04	4.94E-04	7.25E-04	1.01E-03	1.09E-03	9.98E-04	8.07E-04	5.27E-04	2.28E-04
12	4.56E-05	2.48E-04	4.82E-04	7.79E-04	1.07E-03	1.19E-03	1.06E-03	9.15E-04	5.19E-04	1.93E-04	6.22E-05
13	4.99E-05	1.77E-04	3.97E-04	6.50E-04	9.33E-04	1.03E-03	1.03E-03	8.60E-04	5.78E-04	2.79E-04	9.81E-05
14	5.43E-05	1.69E-04	3.97E-04	6.60E-04	9.39E-04	1.04E-03	1.03E-03	8.61E-04	6.09E-04	2.81E-04	1.10E-04
1-14	9.27E-04	2.47E-03	5.05E-03	8.97E-03	1.29E-02	1.59E-02	1.68E-02	1.50E-02	1.11E-02	6.55E-03	2.73E-03
15	2.28E-04	5.18E-04	1.08E-03	1.98E-03	2.79E-03	3.43E-03	3.55E-03	3.16E-03	2.43E-03	1.56E-03	6.73E-04
16	2.17E-04	5.16E-04	1.06E-03	1.89E-03	2.80E-03	3.43E-03	3.53E-03	3.11E-03	2.44E-03	1.62E-03	6.78E-04
1-16	1.38E-03	3.54E-03	7.26E-03	1.30E-02	1.87E-02	2.30E-02	2.42E-02	2.15E-02	1.61E-02	9.78E-03	4.11E-03



Πίνακας 11.72 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.060 MeV μόνο στο σκελετό

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	2.10E-05	7.45E-04	2.25E-04	4.20E-04	5.91E-04	6.44E-04	5.78E-04	5.34E-04	7.45E-04	8.28E-04	6.13E-04
2	6.57E-05	8.15E-04	3.93E-04	5.87E-04	6.61E-04	5.96E-04	5.48E-04	7.31E-04	8.15E-04	6.66E-04	2.57E-04
3	4.73E-05	6.70E-04	2.42E-04	4.04E-04	5.65E-04	5.52E-04	4.86E-04	5.96E-04	6.70E-04	6.35E-04	3.64E-04
4	4.47E-05	6.88E-04	2.44E-04	4.42E-04	5.52E-04	5.74E-04	4.91E-04	5.74E-04	6.88E-04	6.53E-04	3.65E-04
5	1.94E-04	6.57E-04	5.69E-04	6.70E-04	5.78E-04	5.34E-04	7.05E-04	8.32E-04	6.57E-04	2.79E-04	9.64E-05
6	1.13E-04	6.09E-04	4.06E-04	5.61E-04	5.61E-04	4.86E-04	5.96E-04	6.70E-04	6.09E-04	3.84E-04	1.53E-04
7	1.16E-04	6.26E-04	4.42E-04	5.52E-04	5.78E-04	4.91E-04	5.65E-04	6.96E-04	6.26E-04	3.80E-04	1.56E-04
8	2.63E-05	1.05E-03	1.81E-04	4.18E-04	5.69E-04	6.96E-04	7.10E-04	9.72E-04	1.05E-03	9.29E-04	3.96E-04
9	5.61E-05	1.08E-03	3.85E-04	5.83E-04	7.62E-04	7.93E-04	1.06E-03	1.18E-03	1.08E-03	7.05E-04	2.37E-04
10	3.59E-05	9.68E-04	2.43E-04	3.88E-04	5.61E-04	6.35E-04	7.40E-04	9.02E-04	9.68E-04	7.40E-04	3.03E-04
11	5.17E-05	9.64E-04	2.49E-04	3.96E-04	5.39E-04	6.48E-04	7.67E-04	8.67E-04	9.64E-04	7.49E-04	3.05E-04
12	6.13E-05	7.31E-04	4.64E-04	6.22E-04	5.91E-04	7.49E-04	1.00E-03	1.07E-03	7.31E-04	2.80E-04	8.06E-05
13	6.22E-05	7.62E-04	3.74E-04	5.17E-04	5.96E-04	6.96E-04	9.02E-04	9.94E-04	7.62E-04	3.78E-04	1.38E-04
14	6.48E-05	7.53E-04	3.73E-04	5.12E-04	5.96E-04	7.10E-04	8.32E-04	9.99E-04	7.53E-04	4.08E-04	1.66E-04
1-14	9.59E-04	1.11E-02	4.77E-03	7.05E-03	8.28E-03	8.80E-03	9.99E-03	1.16E-02	1.11E-02	8.02E-03	3.63E-03
15	1.78E-04	4.07E-03	1.02E-03	1.61E-03	1.96E-03	2.30E-03	3.01E-03	4.08E-03	4.07E-03	2.46E-03	9.55E-04
16	1.81E-04	4.32E-03	1.06E-03	1.52E-03	1.95E-03	2.23E-03	2.91E-03	4.19E-03	4.32E-03	2.37E-03	9.50E-04
1-16	1.34E-03	1.94E-02	6.95E-03	1.03E-02	1.23E-02	1.34E-02	1.59E-02	1.98E-02	1.94E-02	1.29E-02	5.57E-03

Πίνακας 11.73 : Ομοίωμα ενήλικα άνδρα (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.060 MeV μόνο στην ουροδόχο κύστη

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	2.45E-05	5.08E-05	8.94E-05	2.14E-04	5.07E-04	8.01E-04	4.78E-03	3.67E-03	7.99E-04	1.49E-04	3.07E-05
2	5.17E-05	8.76E-05	2.01E-04	4.80E-04	1.57E-03	2.22E-03	3.81E-03	1.06E-03	2.13E-04	5.08E-05	1.58E-05
3	3.29E-05	5.87E-05	1.14E-04	2.78E-04	6.95E-04	8.83E-04	3.02E-03	1.48E-03	4.63E-04	1.33E-04	4.03E-05
4	3.72E-05	6.48E-05	1.17E-04	2.67E-04	6.81E-04	9.31E-04	3.00E-03	1.50E-03	4.27E-04	1.41E-04	3.99E-05
5	5.74E-05	1.32E-04	3.44E-04	1.32E-03	4.57E-03	1.87E-03	1.11E-03	2.46E-04	5.08E-05	1.49E-05	4.38E-06
6	7.31E-05	1.47E-04	3.04E-04	7.07E-04	1.94E-03	1.42E-03	1.48E-03	4.59E-04	1.07E-04	3.55E-05	1.05E-05
7	7.97E-05	1.55E-04	2.80E-04	6.91E-04	1.95E-03	1.40E-03	1.47E-03	4.34E-04	1.24E-04	3.15E-05	7.01E-06
8	8.76E-07	7.01E-06	1.40E-05	4.73E-05	1.71E-04	2.28E-04	8.24E-04	5.14E-04	1.88E-05	4.38E-07	0.00E+00
9	0.00E+00	5.69E-06	3.24E-05	1.65E-04	4.73E-04	3.84E-04	5.87E-04	1.41E-04	3.15E-05	8.76E-07	4.38E-07
10	4.38E-07	2.63E-06	1.58E-05	4.07E-05	1.43E-04	1.60E-04	5.32E-04	2.42E-04	3.15E-05	2.19E-06	4.38E-07
11	4.38E-07	3.07E-06	1.49E-05	4.73E-05	1.33E-04	1.70E-04	5.64E-04	2.19E-04	2.93E-05	8.76E-07	1.31E-06
12	0.00E+00	0.00E+00	5.26E-06	1.84E-04	7.73E-04	2.91E-04	1.48E-04	3.15E-05	4.82E-06	1.31E-06	4.38E-07
13	0.00E+00	0.00E+00	6.57E-06	1.17E-04	3.47E-04	2.46E-04	2.36E-04	5.12E-05	1.40E-05	3.07E-06	0.00E+00
14	4.38E-07	4.38E-07	1.10E-05	1.12E-04	3.60E-04	2.60E-04	2.19E-04	5.52E-05	1.05E-05	2.19E-06	0.00E+00
1-14	3.59E-04	7.14E-04	1.55E-03	4.67E-03	1.43E-02	1.13E-02	2.18E-02	1.01E-02	2.32E-03	5.67E-04	1.51E-04
15	9.00E-06	1.75E-05	2.55E-05	8.70E-05	3.81E-04	5.85E-04	1.02E-03	2.66E-04	4.70E-05	9.00E-06	3.50E-06
16	9.50E-06	1.35E-05	3.20E-05	9.40E-05	3.59E-04	5.66E-04	1.01E-03	2.48E-04	3.80E-05	1.15E-05	4.50E-06
1-16	3.94E-04	7.78E-04	1.68E-03	5.09E-03	1.57E-02	1.29E-02	2.47E-02	1.11E-02	2.52E-03	6.17E-04	1.66E-04

Συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 11.74, όπου έχει υπολογισθεί ο μέσος όρος της απόδοσης των έντεκα θέσεων για τους ανιχνευτές τύπου A1, A2 και για το σύνολό τους.

Πίνακας 11.74: Μεταβολή της απόδοσης του MOA (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 0.060 MeV) στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman				
Κατανομή Ανιχνευτές	ομοιομορφη	ανομοιομορφη (μόνο στα μαλακά μόρια)	ανομοιομορφη (μόνο στο σκελετό)	ανομοιομορφη (μόνο στην ουροδόχο κύστη)
A1	8.95 E-03	8.93 E-03	7.76 E-03	6.16 E-03
A2	4.15 E-03	3.88 E-03	4.74 E-03	0.44 E-03
Συνολικά	1.31 E-02	1.30 E-02	1.25 E-02	0.69 E-02

11.6.6. Υπολογισμός απόδοσης στο ομοίωμα των Cristy και Eckerman ενήλικης γυναίκας και έγκυου εννέα μηνών για ανομοιομορφη κατανομή φωτονίων 1.46 MeV (^{40}K)

Στο ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψους 165.18 cm και μάζας 58.958 kg) που προέκυψε από το πρόγραμμα Bodybuilder και χαρακτηριστικά του δίνονται στον Πίνακα 8.25, μελετήθηκε η απόδοση του MOA στην περίπτωση που πηγή ^{40}K είναι κατανεμημένη μόνο στα μαλακά μόρια και όχι στο σκελετό και τους πνεύμονες (σχήμα 11.12). Για το ίδιο ομοίωμα προσθέτοντας επιπλέον μάζα 6.999 kg στην κοιλιακή χώρα ώστε να προσομοιάζεται έγκυος εννέα μηνών (ύψους 165.18 cm και μάζας 65.957 kg), υπολογίστηκε επίσης η απόδοση του MOA για τον ίδιο τρόπο κατανομής σε ^{40}K που αναφέρθηκε προηγουμένα (σχήμα 11.13). Τα αποτελέσματα στην κάθε περίπτωση παρουσιάζονται στους Πίνακες 11.75 και 11.76 αντίστοιχα.



Σχήμα 11.12: Κατανομή φωτονίων 1.46MeV σε ενήλικη γυναίκα (κάθετη μη κεντρική τομή στο ομοίωμα)



Σχήμα 11.13: Κατανομή φωτονίων 1.46MeV σε έγκυο εννέα μηνών (κάθετη μη κεντρική τομή στο ομοίωμα)

Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ για πηγές με διαφορετικές ενέργειες
σε ομοιόμορφες και μη κατανομές

Πίνακας 11.75 : Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 165.18 cm, μάζα ≈59 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 1.46 MeV μόνο στα μαλακά μόρια

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	4.35E-05	7.50E-05	1.44E-04	2.69E-04	4.68E-04	7.44E-04	8.78E-04	9.83E-04	8.33E-04	6.29E-04	2.88E-04
2	7.80E-05	1.53E-04	2.54E-04	4.23E-04	7.26E-04	8.63E-04	9.90E-04	8.55E-04	6.71E-04	3.35E-04	1.49E-04
3	6.30E-05	7.05E-05	1.89E-04	3.27E-04	4.85E-04	5.79E-04	7.58E-04	7.44E-04	5.94E-04	4.08E-04	2.13E-04
4	4.20E-05	8.10E-05	1.64E-04	2.78E-04	5.10E-04	6.44E-04	7.50E-04	8.10E-04	6.36E-04	4.11E-04	2.00E-04
5	1.22E-04	2.39E-04	3.99E-04	6.72E-04	8.18E-04	1.01E-03	8.40E-04	6.81E-04	3.41E-04	1.58E-04	8.85E-05
6	8.40E-05	1.64E-04	3.36E-04	4.73E-04	6.08E-04	7.95E-04	7.88E-04	5.85E-04	4.22E-04	2.28E-04	1.13E-04
7	8.10E-05	1.64E-04	2.72E-04	5.25E-04	6.87E-04	7.73E-04	8.10E-04	6.27E-04	4.04E-04	1.92E-04	1.11E-04
8	2.70E-05	4.95E-05	1.38E-04	2.73E-04	4.22E-04	6.44E-04	8.48E-04	9.00E-04	6.24E-04	4.20E-04	1.43E-04
9	3.60E-05	1.19E-04	2.28E-04	4.40E-04	6.93E-04	8.93E-04	9.83E-04	7.65E-04	6.32E-04	3.26E-04	1.22E-04
10	3.15E-05	7.35E-05	1.74E-04	3.03E-04	4.59E-04	6.60E-04	7.65E-04	6.98E-04	5.42E-04	3.32E-04	1.55E-04
11	3.00E-05	8.40E-05	1.49E-04	3.06E-04	4.47E-04	6.47E-04	7.65E-04	6.66E-04	5.37E-04	3.18E-04	1.23E-04
12	1.80E-05	1.02E-04	2.21E-04	4.52E-04	6.78E-04	8.93E-04	7.47E-04	6.44E-04	3.63E-04	1.82E-04	7.95E-05
13	2.40E-05	9.30E-05	2.24E-04	3.84E-04	6.39E-04	7.34E-04	6.86E-04	5.87E-04	3.99E-04	2.43E-04	9.15E-05
14	2.10E-05	9.15E-05	2.31E-04	3.87E-04	5.94E-04	7.65E-04	6.92E-04	5.18E-04	3.95E-04	2.01E-04	9.90E-05
1-14	7.01E-04	1.56E-03	3.12E-03	5.51E-03	8.25E-03	1.07E-02	1.13E-02	1.01E-02	7.39E-03	4.38E-03	1.97E-03
15	3.48E-04	7.27E-04	1.56E-03	2.72E-03	3.82E-03	5.13E-03	5.63E-03	5.09E-03	3.61E-03	2.12E-03	9.96E-04
16	3.45E-04	8.26E-04	1.52E-03	2.58E-03	3.92E-03	5.11E-03	5.43E-03	4.96E-03	3.76E-03	2.13E-03	9.96E-04
1-16	1.40E-03	3.12E-03	6.21E-03	1.08E-02	1.61E-02	2.09E-02	2.25E-02	2.01E-02	1.48E-02	8.66E-03	3.97E-03

Πίνακας 11.76 : Ομοίωμα εγκύου εννέα μηνών (ύψος 165.18 cm, μάζα ≈66 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 1.46 MeV μόνο στα μαλακά μόρια

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	3.60E-05	5.85E-05	1.37E-04	2.52E-04	4.35E-04	6.80E-04	9.30E-04	1.09E-03	8.33E-04	5.76E-04	2.55E-04
2	6.30E-05	1.38E-04	2.31E-04	4.11E-04	6.53E-04	9.15E-04	1.17E-03	8.48E-04	6.03E-04	2.99E-04	1.43E-04
3	4.95E-05	6.45E-05	1.65E-04	3.06E-04	4.46E-04	5.79E-04	8.03E-04	8.03E-04	5.63E-04	3.74E-04	2.06E-04
4	4.65E-05	8.25E-05	1.59E-04	2.70E-04	4.65E-04	5.93E-04	8.10E-04	8.10E-04	6.27E-04	4.34E-04	1.92E-04
5	1.14E-04	2.31E-04	3.83E-04	6.02E-04	8.40E-04	1.13E-03	8.33E-04	6.32E-04	3.03E-04	1.49E-04	7.05E-05
6	8.10E-05	1.44E-04	3.35E-04	4.34E-04	5.81E-04	8.33E-04	8.40E-04	5.69E-04	4.05E-04	2.25E-04	9.00E-05
7	7.50E-06	1.55E-04	2.57E-04	4.88E-04	6.23E-04	8.18E-04	8.03E-04	6.17E-04	3.72E-04	1.88E-04	1.01E-04
8	2.55E-05	4.35E-05	1.26E-04	2.42E-04	3.68E-04	5.85E-04	7.95E-04	8.33E-04	5.79E-04	3.83E-04	1.29E-04
9	3.45E-05	1.10E-04	2.04E-04	3.90E-04	6.32E-04	8.18E-04	9.23E-04	7.19E-04	5.75E-04	3.02E-04	1.14E-04
10	2.85E-05	6.90E-05	1.56E-04	2.69E-04	4.20E-04	6.05E-04	7.17E-04	6.44E-04	4.83E-04	3.14E-04	1.28E-04
11	2.40E-05	7.65E-05	1.31E-04	2.76E-04	4.01E-04	5.88E-04	7.10E-04	6.38E-04	5.01E-04	2.93E-04	1.11E-04
12	1.65E-05	8.70E-05	1.94E-04	4.20E-04	6.26E-04	8.40E-04	7.08E-04	5.88E-04	3.23E-04	1.61E-04	7.35E-05
13	1.95E-05	7.95E-05	1.86E-04	3.44E-04	5.99E-04	6.95E-04	6.30E-04	5.19E-04	3.69E-04	2.21E-04	8.70E-05
14	1.80E-05	8.55E-05	2.06E-04	3.39E-04	5.64E-04	7.31E-04	6.56E-04	4.79E-04	3.54E-04	1.83E-04	8.85E-05
1-14	5.64E-04	1.43E-03	2.87E-03	5.04E-03	7.65E-03	1.04E-02	1.13E-02	9.83E-03	6.89E-03	4.10E-03	1.79E-03
15	3.58E-04	7.03E-04	1.48E-03	2.54E-03	3.64E-03	5.09E-03	5.69E-03	5.03E-03	3.47E-03	2.05E-03	9.56E-04
16	3.37E-04	7.86E-04	1.46E-03	2.45E-03	3.77E-03	5.10E-03	5.52E-03	4.97E-03	3.56E-03	2.01E-03	9.56E-04
1-16	1.26E-03	2.92E-03	5.80E-03	1.01E-02	1.51E-02	2.07E-02	2.25E-02	1.99E-02	1.40E-02	8.19E-03	3.70E-03

Συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 11.77, όπου έχει υπολογισθεί ο μέσος όρος της απόδοσης των έντεκα θέσεων για τους ανιχνευτές τύπου A1, A2 και για το σύνολό τους.

Πίνακας 11.77: Μεταβολή της απόδοσης του MOA (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 1.46 MeV) σε ομοίωμα ενήλικης και εγκύου εννέα μηνών των Cristy και Eckerman για κατανομή ^{40}K μόνο στα μαλακά μόρια

Ομοίωμα Ανιχνευτές	ενήλικης γυναίκας	εγκύου εννέα μηνών
A1	5.90 E-03	5.63 E-03
A2	5.80 E-03	5.67 E-03
Συνολικά	1.17 E-02	1.13 E-03

11.6.7. Υπολογισμός απόδοσης στο ομοίωμα των Cristy και Eckerman ενήλικης γυναίκας και εγκύου εννέα μηνών για ανομοιομορφη κατανομή φωτονίων 0.662 MeV (^{137}Cs)

Μελετήθηκε η απόδοση του MOA στην περίπτωση πηγής ^{137}Cs κατανεμημένης μόνο στα μαλακά μόρια στα δύο προηγούμενα ομοιώματα της ενήλικης και της εγκύου ενήλικης γυναίκας (σχήματα 11.12 και 11.13). Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στους Πίνακες 11.78 και 11.79.

Πίνακας 11.78 : Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 165.18 cm , μάζα ≈59 kg)
Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.662 MeV μόνο στα μαλακά μόρια

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	5.85E-05	1.21E-04	2.03E-04	4.32E-04	6.73E-04	1.13E-03	1.42E-03	1.66E-03	1.44E-03	1.03E-03	4.87E-04
2	1.03E-04	2.19E-04	4.15E-04	6.54E-04	1.12E-03	1.41E-03	1.68E-03	1.49E-03	1.04E-03	5.75E-04	2.31E-04
3	7.62E-05	1.32E-04	2.86E-04	5.05E-04	7.75E-04	9.86E-04	1.21E-03	1.28E-03	1.04E-03	6.46E-04	3.29E-04
4	6.39E-05	1.29E-04	2.50E-04	4.62E-04	8.02E-04	1.03E-03	1.24E-03	1.22E-03	9.86E-04	6.41E-04	3.50E-04
5	1.59E-05	3.81E-04	6.02E-04	1.08E-03	1.34E-03	1.66E-03	1.48E-03	1.08E-03	5.64E-04	2.39E-04	9.79E-05
6	1.28E-04	2.75E-04	4.94E-04	7.62E-04	1.03E-03	1.24E-03	1.29E-03	1.05E-03	6.50E-04	3.16E-04	1.80E-04
7	1.18E-04	2.80E-04	4.53E-04	8.02E-04	1.05E-03	1.27E-03	1.16E-03	1.03E-03	6.19E-04	3.35E-04	1.63E-04
8	2.58E-05	8.02E-05	2.43E-04	4.39E-04	7.34E-04	1.11E-03	1.23E-03	1.31E-03	1.03E-03	6.46E-04	2.00E-04
9	5.58E-05	1.73E-04	3.82E-04	7.21E-04	1.14E-03	1.33E-03	1.58E-03	1.33E-03	9.72E-04	5.06E-04	1.89E-04
10	5.17E-05	1.03E-04	2.33E-04	5.15E-04	7.34E-04	1.03E-03	1.20E-03	1.07E-03	8.43E-04	5.32E-04	2.24E-04
11	3.94E-05	1.17E-04	2.08E-04	4.65E-04	7.41E-04	1.01E-03	1.22E-03	1.03E-03	8.64E-04	5.17E-04	1.96E-04
12	3.40E-05	1.80E-04	4.00E-04	7.21E-04	1.03E-03	1.35E-03	1.20E-03	1.00E-03	5.26E-04	2.71E-04	1.22E-04
13	3.81E-05	1.48E-04	3.55E-04	5.96E-04	9.66E-04	1.16E-03	1.14E-03	9.66E-04	6.11E-04	3.14E-04	1.10E-04
14	3.94E-05	1.41E-04	3.48E-04	6.39E-04	9.38E-04	1.24E-03	1.07E-03	9.04E-04	6.01E-04	3.21E-04	1.71E-04
1-14	8.50E-04	2.48E-03	4.87E-03	8.77E-03	1.31E-02	1.69E-02	1.81E-02	1.65E-02	1.18E-02	6.87E-03	3.05E-03
15	3.86E-04	9.09E-04	1.99E-03	3.33E-03	4.95E-03	6.67E-03	7.19E-03	6.49E-03	4.50E-03	2.71E-03	1.28E-03
16	4.35E-04	1.07E-03	1.98E-03	3.26E-03	4.96E-03	6.60E-03	7.09E-03	6.55E-03	4.72E-03	2.68E-03	1.14E-03
1-16	1.65E-03	4.44E-03	8.78E-03	1.53E-02	2.29E-02	3.00E-02	3.23E-02	2.93E-02	2.09E-02	1.22E-02	5.44E-03



Πίνακας 11.79 : Ομοίωμα εγκύου εννέα μηνών (ύψος 165.18 cm, μάζα ≈66 kg)

Πηγή ακτινοβολίας: κατανομή φωτονίων ενέργειας 0.662 MeV μόνο στα μαλακά μόρια

Ανιχν	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)										
	-130	-85	-65	-45	-21.5	0	21.5	45	65	85	130
1	5.58E-05	1.16E-04	1.81E-04	4.19E-04	6.15E-04	1.03E-03	1.43E-03	1.85E-03	1.39E-03	9.32E-04	4.27E-04
2	9.52E-05	1.99E-04	3.88E-04	6.04E-04	1.01E-03	1.41E-03	1.86E-03	1.43E-03	9.45E-04	5.05E-04	2.24E-04
3	6.53E-05	1.26E-04	2.56E-04	4.76E-04	7.07E-04	9.38E-04	1.23E-03	1.31E-03	9.93E-04	6.32E-04	2.86E-04
4	5.98E-05	1.28E-04	2.26E-04	4.34E-04	7.34E-04	9.45E-04	1.29E-03	1.26E-03	1.00E-03	6.09E-04	3.32E-04
5	1.50E-04	3.52E-04	5.64E-04	9.72E-04	1.34E-03	1.86E-03	1.43E-03	9.86E-04	5.03E-04	2.28E-04	8.02E-05
6	1.25E-04	2.48E-04	4.65E-04	6.94E-04	9.86E-04	1.26E-03	1.32E-03	9.93E-04	6.31E-04	2.83E-04	1.50E-04
7	1.18E-04	2.60E-04	4.16E-04	7.14E-04	9.72E-04	1.34E-03	1.18E-03	1.00E-03	5.93E-04	3.21E-04	1.65E-04
8	2.58E-05	6.94E-05	2.20E-04	3.90E-04	6.47E-04	9.93E-04	1.14E-03	1.20E-03	9.52E-04	5.79E-04	1.71E-04
9	4.90E-05	1.55E-04	3.43E-04	6.36E-04	1.01E-03	1.22E-03	1.47E-03	1.24E-03	8.70E-04	4.52E-04	1.69E-04
10	4.08E-05	9.52E-05	2.16E-04	4.72E-04	6.12E-04	9.32E-04	1.14E-03	1.00E-03	7.75E-04	4.69E-04	1.94E-04
11	2.99E-05	1.01E-04	1.82E-04	4.15E-04	6.65E-04	9.04E-04	1.12E-03	9.79E-04	7.89E-04	4.64E-04	1.82E-04
12	3.13E-05	1.59E-04	3.44E-04	6.57E-04	9.52E-04	1.24E-03	1.12E-03	8.98E-04	4.66E-04	2.42E-04	1.12E-04
13	3.40E-05	1.35E-04	3.26E-04	5.34E-04	8.98E-04	1.09E-03	1.05E-03	8.84E-04	5.52E-04	2.77E-04	9.93E-05
14	3.26E-05	1.33E-04	3.18E-04	5.78E-04	8.70E-04	1.13E-03	1.02E-03	8.36E-04	5.51E-04	3.02E-04	1.47E-04
1-14	9.11E-04	2.28E-03	4.45E-03	8.02E-03	1.20E-02	1.63E-02	1.78E-02	1.46E-02	1.10E-02	6.30E-03	2.74E-03
15	4.00E-04	8.69E-04	1.88E-03	3.11E-03	4.72E-03	6.63E-03	7.29E-03	6.40E-03	4.38E-03	2.59E-03	1.19E-03
16	4.12E-04	9.95E-04	1.90E-03	3.10E-03	4.74E-03	6.63E-03	7.20E-03	6.52E-03	4.44E-03	2.49E-03	1.06E-03
1-16	1.71E-03	4.11E-03	8.14E-03	1.42E-02	2.14E-02	2.94E-02	3.21E-02	2.72E-02	1.97E-02	1.13E-02	4.95E-03

Συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 11.80, όπου έχει υπολογισθεί ο μέσος όρος της απόδοσης των έντεκα θέσεων για τους ανιχνευτές τύπου A1, A2 και για το σύνολό τους.

Πίνακας 11.80: Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 0.662 MeV) σε ομοίωμα ενήλικης και εγκύου εννέα μηνών των Cristy και Eckerman για κατανομή ¹³⁷Cs μόνο στα μαλακά μόρια

Ομοίωμα Ανιχνευτές	ενήλικης γυναίκας	Εγκύου εννέα μηνών
A1	9.38 E-03	8.77 E-03
A2	7.32 E-03	7.03 E-03
Συνολικά	1.67 E-02	1.58 E-02



11.7. ΜΕΤΑΒΟΛΗ ΤΗΣ ΑΠΟΔΟΣΗΣ ΤΟΥ ΜΟΑ ΜΕ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΤΟΥ ΟΜΟΙΩΜΑΤΟΣ ΣΕ ΑΞΟΝΑ ΕΓΚΑΡΣΙΟ ΤΗΣ ΣΑΡΩΣΗΣ

Μετακινήθηκε το ομοίωμα μορφής ΒΟΜΑΒ ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 60.016 kg) κατά 2, 4 και 6 cm από την κεντρική θέση κατά τη διεύθυνση του y -άξονα. Η μετακίνηση ήταν η ίδια για όλα τα μέρη του ομοιώματος. Το ομοίωμα, στο οποίο θεωρήθηκε ομοιόμορφα κατανεμημένη πηγή φωτονίων 1.46 MeV, προσέγγιζε με αυτόν τον τρόπο τον έναν πλαϊνό ανιχνευτή Α2 και απομακρυνόταν από τον άλλον. Έγιναν υπολογισμοί για πέντε θέσεις σάρωσης 0 cm, ± 45 cm, ± 85 cm και τα αποτελέσματα ακολουθούν στους Πίνακες 11.81, 11.82, 11.83, 11.84 και συγκεντρωτικά στον Πίνακα 11.85.

Τα αποτελέσματα έδειξαν μέγιστη αύξηση απόδοσης στην θέση 6 cm σε σχέση με την κεντρική θέση κατά 3.9 % για το σύνολο των ανιχνευτών (Α1+Α2), <1 % για τους Α1 και 7 % για τους Α2.

Πίνακας 11.81: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 60.016 kg) στη θέση $y=0$ cm

Ανιχνευτής	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x -άξονα (cm)				
	-85	-45	0	45	85
1	5.30E-04	9.00E-04	7.65E-04	4.50E-04	1.37E-04
2	3.08E-04	7.80E-04	8.55E-04	5.94E-04	2.46E-04
3	3.62E-04	6.59E-04	6.32E-04	3.44E-04	2.06E-04
4	3.56E-04	6.20E-04	6.17E-04	3.90E-04	1.76E-04
5	1.46E-04	5.19E-04	8.55E-04	7.95E-04	4.88E-04
6	1.92E-04	5.09E-04	6.60E-04	4.94E-04	3.15E-04
7	1.59E-04	5.07E-04	5.97E-04	5.16E-04	2.85E-04
8	3.80E-04	7.49E-04	6.84E-04	3.72E-04	1.23E-04
9	3.09E-04	7.10E-04	8.40E-04	5.52E-04	2.22E-04
10	2.84E-04	6.02E-04	5.42E-04	3.72E-04	1.65E-04
11	2.78E-04	5.85E-04	5.03E-04	3.62E-04	1.44E-04
12	1.31E-04	4.86E-04	8.03E-04	5.97E-04	3.00E-04
13	1.62E-04	4.83E-04	6.57E-04	4.65E-04	2.25E-04
14	1.82E-04	4.73E-04	6.39E-04	4.76E-04	2.24E-04
1-14	3.77E-03	8.55E-03	9.68E-03	6.78E-03	3.26E-03
15	1.77E-03	4.53E-03	4.97E-03	3.43E-03	1.48E-03
16	1.76E-03	4.57E-03	4.88E-03	3.53E-03	1.42E-03
15-16	3.53E-03	9.10E-03	9.85E-03	6.96E-03	2.90E-03
1-16	7.30E-03	17.65E-03	19.53E-03	13.74E-03	6.16E-03

Πίνακας 11.82: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 60.016 kg) μετατοπισμένο στον y -άξονα κατά 2cm

Ανιχνευτής	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x -άξονα (cm)				
	-85	-45	0	45	85
1	5.32E-04	8.91E-04	7.87E-04	4.47E-04	1.28E-04
2	3.21E-04	7.91E-04	8.62E-04	5.41E-04	2.54E-04



*Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ για πηγές με διαφορετικές ενέργειες
σε ομοιόμορφες και μη κατανομές*

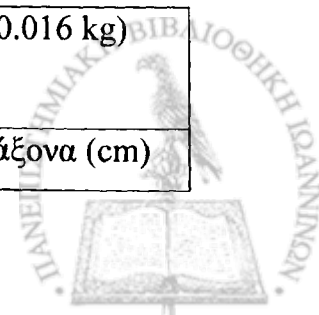
3	4.21E-04	7.05E-04	6.99E-04	4.10E-04	1.77E-04
4	3.92E-04	6.51E-04	6.23E-04	3.67E-04	1.68E-04
5	1.43E-04	5.57E-04	8.34E-04	7.02E-04	3.75E-04
6	2.02E-04	5.98E-04	7.51E-04	5.55E-04	3.24E-04
7	1.75E-04	5.48E-04	6.06E-04	5.12E-04	2.65E-04
8	3.70E-04	7.41E-04	6.31E-04	4.19E-04	1.19E-04
9	3.18E-04	7.59E-04	8.33E-04	5.31E-04	1.87E-04
10	3.13E-04	6.34E-04	5.38E-04	3.76E-04	1.54E-04
11	2.73E-04	5.97E-04	5.13E-04	3.52E-04	1.45E-04
12	1.41E-04	5.53E-04	7.26E-04	4.86E-04	2.35E-04
13	2.06E-04	5.75E-04	6.73E-04	4.57E-04	2.01E-04
14	1.91E-04	5.22E-04	6.36E-04	4.35E-04	1.85E-04
1-14	3.99E-03	9.10E-03	9.75E-03	6.62E-03	2.94E-03
15	2.07E-03	5.38E-03	5.53E-03	3.70E-03	1.54E-03
16	1.85E-03	4.30E-03	4.53E-03	2.99E-03	1.25E-03
15-16	3.92E-03	9.68E-03	10.06E-03	6.69E-03	2.79E-03
1-16	7.91E-03	18.78E-03	19.81E-03	13.31E-03	5.73E-03

**Πίνακας 11.83: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 60.016 kg)
μετατοπισμένο στον y-άξονα κατά 4cm**

Ανιχνευτής	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)				
	-85	-45	0	45	85
1	5.36E-04	8.99E-04	7.65E-04	4.44E-04	1.26E-04
2	3.03E-04	7.77E-04	8.34E-04	5.23E-04	2.45E-04
3	4.46E-04	7.85E-04	6.89E-04	4.35E-04	1.74E-04
4	3.87E-04	6.36E-04	6.10E-04	3.72E-04	1.82E-04
5	1.50E-04	5.53E-04	8.27E-04	7.51E-04	3.71E-04
6	2.12E-04	6.15E-04	7.87E-04	5.89E-04	3.25E-04
7	1.62E-04	5.00E-04	5.96E-04	4.92E-04	2.55E-04
8	3.71E-04	7.32E-04	6.48E-04	4.36E-04	1.21E-04
9	2.96E-03	7.44E-03	7.96E-04	5.17E-03	1.86E-03
10	3.48E-04	6.94E-04	5.95E-04	3.87E-04	1.61E-04
11	2.79E-04	5.93E-04	4.93E-04	3.37E-04	1.22E-04
12	1.42E-04	5.21E-04	7.12E-04	4.89E-04	2.40E-04
13	2.04E-04	6.05E-04	7.22E-04	4.82E-04	2.16E-04
14	1.83E-04	5.27E-04	6.25E-04	4.18E-04	2.01E-04
1-15	4.01E-03	9.17E-03	9.02E-03	6.70E-03	2.95E-03
15	2.18E-03	5.99E-03	5.93E-03	3.97E-03	1.57E-03
16	1.78E-03	3.99E-03	4.23E-03	2.85E-03	1.24E-03
15-16	3.96E-03	9.98E-03	10.16E-03	6.82E-03	2.81E-03
1-16	7.97E-03	19.15E-03	19.18E-03	13.52E-03	5.76E-03

**Πίνακας 11.84: Ομοίωμα ενήλικης γυναίκας (ύψος 164 cm, μάζα 60.016 kg)
μετατοπισμένο στον y-άξονα κατά 6cm**

Ανιχνευτής	Θέση κέντρου του ομοιώματος κατά τη σάρωση στον x-άξονα (cm)				
------------	--	--	--	--	--



	-85	-45	0	45	85
1	5.64E-04	8.69E-04	7.65E-04	4.52E-04	1.26E-04
2	2.92E-04	7.63E-04	7.91E-04	5.01E-04	2.29E-04
3	4.90E-04	8.14E-04	7.18E-04	4.65E-04	1.69E-04
4	3.63E-04	6.11E-04	5.74E-04	3.77E-04	1.79E-04
5	1.45E-04	5.50E-04	8.06E-04	7.23E-04	3.93E-04
6	2.19E-04	6.53E-04	8.23E-04	5.89E-04	3.02E-04
7	1.52E-04	4.82E-04	5.74E-04	4.92E-04	2.30E-04
8	3.41E-04	6.81E-04	6.38E-04	4.17E-04	1.29E-04
9	2.62E-04	7.44E-04	7.66E-04	4.86E-04	1.94E-04
10	3.59E-04	7.34E-04	6.47E-04	4.25E-04	1.50E-04
11	2.71E-04	5.37E-04	4.59E-04	3.50E-04	1.31E-04
12	1.41E-04	5.18E-04	6.77E-04	4.61E-04	2.37E-04
13	2.00E-04	5.89E-04	7.40E-04	4.82E-04	2.32E-04
14	1.69E-04	4.94E-04	6.05E-04	3.90E-04	1.94E-04
1-14	3.96E-03	9.03E-03	9.61E-03	6.65E-03	2.92E-03
15	2.34E-03	6.64E-03	6.56E-03	4.29E-03	1.68E-03
16	1.69E-03	3.70E-03	3.87E-03	2.64E-03	1.19E-03
15-16	4.03E-03	10.34E-03	10.43E-03	6.93E-03	2.87E-03
1-16	7.99E-03	19.37E-03	20.04E-03	13.58E-03	5.79E-03

Πίνακας 11.85: Απόδοση ΜΟΑ (ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο 1.46 MeV) με μετατόπιση του ομοιώματος				
Μετατόπιση (cm)	0	2	4	6
<i>Αιχνευτές.</i>				
<i>A1</i>	6.41E-03	6.48E-03	6.37E-03	6.43E-03
<i>A2</i>	6.47E-03	6.63E-03	6.75E-03	6.92E-03
<i>Συνολικά</i>	1.29E-02	1.31E-02	1.31E-02	1.34E-02

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 12

Σχολιασμός αποτελεσμάτων-συμπεράσματα

12.1 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ

12.1.1 Ενεργός όγκος

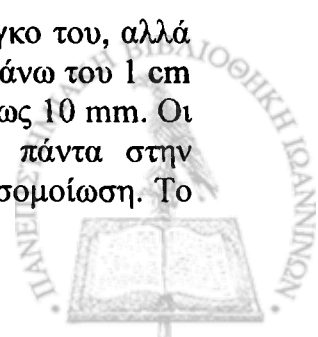
Ο υπολογισμός της απόδοσης ενός ανιχνευτή, για διαφορετικές ενέργειες σε μία καθορισμένη γεωμετρία, γίνεται συνήθως χρησιμοποιώντας ραδιενεργές πηγές γνωστής ενεργότητας. Αν το προς χρήση ρν εκπέμπει διαφορετική ενέργεια από αυτή του ρν στο ανθρώπινο σώμα, η απόδοση πρέπει να υπολογισθεί με παρεμβολή μεταξύ των σημείων βαθμονόμησης. Η διαδικασία αυτή εισάγει σφάλμα, ιδίως αν οι ενέργειες βαθμονόμησης απέχουν σημαντικά. Στην περίπτωση αυτή η χρήση της μεθόδου Monte-Carlo είναι ιδιαίτερα σημαντική, αφού όμως έχει προσδιορισθεί με ακρίβεια ο ενεργός όγκος του ανιχνευτή και το υλικό που τον περιβάλλει.

Στην παρούσα μελέτη, για τον καθορισμό των διαστάσεων του ενεργού όγκου του ανιχνευτή, χρησιμοποιήθηκε πειραματική μέθοδος η οποία περιλαμβάνει: α) ακτινογράφιση των ανιχνευτών για τον υπολογισμό της διαμέτρου και της απόστασης της πρόσθιας επιφάνειας του ενεργού όγκου από την πρόσθια επιφάνεια του περιβλήματος και β) σάρωση του ανιχνευτή με λεπτή δέσμη φωτονίων 121.8 keV για τον προσδιορισμό του ενεργού πάχους, προσδιορίζοντας πειραματικά την απόσταση της οπίσθιας επιφάνειάς του από την πρόσθια. Με την πρώτη μέθοδο δεν ήταν δυνατό να εκτιμηθεί το γεωμετρικό πάχος των κρυστάλλων NaI(Tl), διότι το υλικό πίσω από τον κρύσταλλο ήταν παρόμοιας εξασθένησης με τον σπινθηριστή. Η μέθοδος της σάρωσης με λεπτή δέσμη χαμηλής ενέργειας για τον υπολογισμό του ενεργού όγκου είναι διαδεδομένη, κυρίως σε ανιχνευτές Ge, όπου επιζητείται εκτός των άλλων να προσδιορισθεί και η νεκρή (ανενεργή) ζώνη (*Debertin και Grosswendt 1982, Birattari και Salomone 1980*).

Βρέθηκε ότι οι πραγματικές διαστάσεις του ενεργού όγκου για τους ανιχνευτές τύπου A1 είναι 14.9 cm η διάμετρος και 4.5 cm το πάχος και για τους ανιχνευτές τύπου A2 28.4 cm και 9.7 cm, αντίστοιχα. Διαπιστώνεται συνεπώς ότι οι αποκλίσεις των πραγματικών διαστάσεων από τις ονομαστικές διαστάσεις του ενεργού όγκου που δίνουν οι κατασκευαστές είναι σημαντικές (15.7 cm διάμετρος και 5.0 cm πάχος για τους A1, 29.2 cm και 10.2 cm για τους A2). Οι εν λόγω διαφορές στις διαστάσεις επηρεάζουν σημαντικά την απόδοση. Για παράδειγμα, βρέθηκε ότι μεταβολή 8 mm της διαμέτρου των ανιχνευτών τύπου A1 μεταβάλλει την απόδοση φωτοκορυφής κατά 11.5 %.

12.1.2.Περίβλημα

Η ακριβής προσομοίωση ενός ανιχνευτή δεν αφορά μόνο τον ενεργό όγκο του, αλλά και το περίβλημά του. Οι εμπορικοί ανιχνευτές NaI(Tl) ενεργού πάχους άνω του 1 cm καλύπτονται από περίβλημα, με πάχος που κυμαίνεται συνήθως από 3 έως 10 mm. Οι τιμές που δίνονται από τους κατασκευαστές δεν ανταποκρίνονται πάντα στην πραγματικότητα και καλό είναι να ελέγχονται πριν γίνει η ακριβής προσομοίωση. Το



περίβλημα στην περίπτωση μας θεωρήθηκε ότι είναι εξ' ολοκλήρου από αλουμίνιο και για την εκτίμηση του πάχους του συγκρίθηκαν τα πειραματικά και υπολογιστικά αποτελέσματα για διάφορες τιμές πάχους, χρησιμοποιώντας σημειακές πηγές που κάλυπταν εύρος ενεργειών. Η μέθοδος αυτή έχει χρησιμοποιηθεί και από άλλους ερευνητές όπως τους Rogers D.W.O. (1982), Belluscio και συν. (1974), Giannini και συν. (1970), Zerby και Moran (1961), Steyn και συν. (1973), Grosswendt και Waibel (1976), Waibel και Grosswendt (1975). Τα υπολογιστικά τους αποτελέσματα προέκυψαν χρησιμοποιώντας διαφορετικούς κώδικες και προσομοιάζοντας παράλληλη ευρεία δέσμη, αλλά και σημειακή πηγή σε συγκεκριμένη απόσταση. Προσομοιάστηκαν διάφορα μεγέθη ανιχνευτών, με και χωρίς περίβλημα, και για τις ίδιες συνθήκες βρέθηκε πολύ καλή συμφωνία μεταξύ των άνω μελετητών.

Μεγάλο ποσοστό των παλμών της φωτοκορυφής οφείλονται σε φωτόνια που υπέστησαν σκεδασμό Compton. Το «υπόστρωμα Compton» που συμπεριλαμβάνεται στην φωτοκορυφή δυσκολεύει την απόλυτη σύγκριση πειραματικών και υπολογιστικών Monte-Carlo τιμών. Παρά ταύτα, η προσομοίωση του περιβλήματος βελτιώνει την συμφωνία των αποτελεσμάτων.

Στο σχ. 9.5 παρουσιάζεται η μείωση της απόδοσης φωτοκορυφής με το πάχος περιβλήματος, η οποία είναι αρκετά σημαντική ιδίως για χαμηλές ενέργειες. Για τα πάχη περιβλήματος ανιχνευτών που συνήθως κυκλοφορούν στο εμπόριο, η μείωση μπορεί να ξεπεράσει και το 15% για ενέργειες περίπου 0.5 MeV. Η ύπαρξη του/των φωτοπολλαπλασιαστή/ών και των άλλων υλικών πίσω από τον κρύσταλλο επηρεάζει σε μικρό βαθμό την απόδοση του ανιχνευτή. Συνεπώς η προσομοίωση των υλικών πίσω από τον κρύσταλλο απλώς κάνει πιο πολύπλοκη τη γεωμετρία που εισάγουμε στον κώδικα, χωρίς να επηρεάζει το αποτέλεσμα. Για παράδειγμα, στην περίπτωση μας, πάχος αλουμινίου 10 mm πίσω από τον κρύσταλλο και χρήση σημειακής πηγής ^{137}Cs έδωσε στην φωτοκορυφή των 661 keV μεταβολή απόδοσης μόνο 0.03%. Το συμπέρασμα αυτό είναι σε συμφωνία και με αυτό του Rogers (1982) που, για ευρεία δέσμη φωτονίων 0.661 MeV προσπίπτουσα σε ανιχνευτή διαμέτρου 7.6 cm και πάχους 7.6 cm, βρήκε ότι 10 mm Al πίσω από τον ανιχνευτή οδηγεί σε μικρή μεταβολή (0.6%), μεταβολή που σε μεγαλύτερες ενέργειες ήταν ακόμη μικρότερη.

Το περίβλημα θεωρήθηκε ότι είναι του ίδιου πάχους σε όλη εκτός της πίσω επιφάνειας του κρυστάλλου. Από τους Πίνακες 9.1 και 9.2 συμπεραίνεται ότι προκύπτει σχετική ταύτιση πειραματικών και υπολογιστικών αποτελεσμάτων στην περίπτωση του ανιχνευτή τύπου A1 για πάχος περιβλήματος αλουμινίου 5 mm και για τον ανιχνευτή τύπου A2 για πάχος περιβλήματος αλουμινίου 3 mm.

Η πιθανή κάλυψη καδμίου (πάχους 1 mm) του ανιχνευτή τύπου A2 για θωράκιση από τα θερμικά νετρόνια βρέθηκε ότι μειώνει την απόδοση από 2.0 % στις υψηλές ενέργειες έως και 7.5% στις χαμηλότερες.

Στην περίπτωση των ανιχνευτών τύπου A2 και για ενέργεια φωτονίων 1.4 MeV η προσομοίωση περιβλήματος από αλουμίνιο πάχους 3 mm γύρω από τον ανιχνευτή έναντι του «γυμνού» ανιχνευτή μειώνει την απόδοση κατά 4.5% και συμπεριλαμβάνοντας και το κάδμιο πάχους 1 mm 6.5%. Για φωτόνια 662 keV η μείωση είναι 7.2% και 11.7% αντίστοιχα. Παρόμοια, στην περίπτωση των ανιχνευτών τύπου A1, η προσομοίωση του περιβλήματος από αλουμίνιο πάχους 5 mm γύρω από τον ανιχνευτή μειώνει την απόδοση κατά 7.6% στην ενέργεια 1.4 MeV έναντι του «γυμνού» ανιχνευτή και 13.3 % στην ενέργεια 662 keV.

Στην παρούσα μελέτη οι υπολογισμοί έγιναν για σημειακές πηγές σε απόσταση 40 cm επί του κεντρικού άξονα του ανιχνευτή. Σύμφωνα όμως με τη μελέτη του Rogers



(1982), παράλληλη δέσμη (σημειακή πηγή σε άπειρη απόσταση) προσπίπτουσα σε «γυμνό» και μη ανιχνευτή επιφέρει παρόμοιες μεταβολές.

Οι ανιχνευτές στη βελτιωμένη γεωμετρία A προσομοιάστηκαν με χρήση των ευρημάτων του κεφαλαίου 9. Αποδείχθηκε ότι η επίδραση του περιβλήματος γίνεται πιο σημαντική από αυτή που αναφέρθηκε στις μετρήσεις απόδοσης του MOA σε ομοιώματα ποικίλων διαστάσεων. Το γεγονός αυτό συμβαίνει διότι στο MOA είναι μεγαλύτερο το ποσοστό των φωτονίων (προερχομένων από το ομοίωμα) που φθάνουν στον ανιχνευτή υπό γωνία και όχι κάθετα. Συνεπώς μεγαλώνει το ποσοστό εξασθένησής τους στο περίβλημα, ιδίως για χαμηλές ενέργειες. Ακριβή ποσοστά μείωσης απόδοσης στο MOA, λόγω περιβλήματος αλουμινίου των ανιχνευτών για διαφορετικές ενέργειες, αναφέρονται στην παράγραφο 12.3.2.

Ο πειραματικός προσδιορισμός της ενεργειακής διακριτικής ικανότητας των ανιχνευτών A1 (πίνακας 9.4) συνέτεινε στο να αποφευχθούν για χρήση στο MOA οι ανιχνευτές #6, #8 και #11. Η ενεργειακή διακριτική ικανότητα των ανιχνευτών A2 είναι χειρότερη από εκείνη των A1 (στις ενέργειες 662 keV και 1460 keV η διακριτική ικανότητα των ανιχνευτών A1 είναι 11.8% και ≈8%, ενώ για τον A2 είναι 13.6% και ≈9.5%)

12.2 ΕΠΙΛΟΓΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ

Η μη-ομοιομορφία μέτρησης στα περισσότερα συστήματα εμφανίζεται λόγω της διαφοράς στην εξασθένηση και την συνήθως ανομοιόμορφη κατανομή του ρν στο σώμα του εξεταζόμενου. Καθαροί γεωμετρικοί παράγοντες που επηρεάζουν την ομοιομορφία και λαμβάνουν υπόψη τους μόνο τις σχετικές θέσεις ανιχνευτών-βάσης στήριξης του εξεταζόμενου, γίνονται προσπάθειες να μειωθούν. Για παράδειγμα στη γεωμετρία τόξου, ο εξεταζόμενος μετράται τοποθετημένος τόσο ύπτια όσο και πρηνηδόν. Επιπλέον, στη γεωμετρία σάρωσης που διαθέτει ανιχνευτές μόνο πάνω ή κάτω από τον εξεταζόμενο, γίνεται μέτρηση σε δύο φάσεις (ύπτια και πρηνηδόν) και σαρώνεται περιοχή μεγαλύτερη από το ύψος του εξεταζόμενου με αργή σάρωση στις ακραίες περιοχές του σώματος. Με τη χρήση ανιχνευτών πάνω και κάτω από τον εξεταζόμενο, μειώνονται σφάλματα τα οποία εισάγονται με την αλλαγή στο σχήμα του σώματος όταν ο εξεταζόμενος επανατοποθετείται με στροφή 180°.

Από πλευράς γεωμετρίας ο πιο μειονεκτικός τύπος MOA είναι αυτός της γεωμετρίας-καρέκλας, ιδίως σε μη ομοιόμορφες κατανομές, εμφανίζει όμως υψηλή ευαισθησία.

Αντίθετα, συγκριτικές μελέτες σε μεγάλο αριθμό MOA έχουν δείξει ότι η γεωμετρία γραμμικής σάρωσης κλίνης δίνει τα πιο αξιόπιστα αποτελέσματα (*Haim και Dudley 1966, Kramer 1995*). Χαρακτηριστικά που ενισχύουν την επιλογή της εν λόγω γεωμετρίας είναι η υψηλή απόδοση, η ομοιομορφία απόδοσης για ρν μη ομογενώς κατανομημένα, η δυνατότητα εντοπισμού της περιοχής συλλογής του ρν (με χρήση κατευθυντήριων ή και συγκρίνοντας τους παλμούς από κάθε ανιχνευτή σε βήματα της σάρωσης) και η δυνατότητα θωράκισης σχετικά χαμηλού κόστους.

Ο γεωμετρικός παράγοντας εκτιμάται θέτοντας μια πηγή στον αέρα σε διαφορετικές θέσεις, ενώ ο παράγοντας εξασθένησης, θέτοντας την ίδια πηγή εντός του ομοιώματος και αφαιρώντας τον προηγούμενο.

Στην παρούσα μελέτη διερευνήθηκε γεωμετρία «εγγύς θωράκισης» γραμμικής σάρωσης (A, B) και σταθερής κλίνης (Γ, Δ και E) με αραιή τοποθέτηση των ανιχνευτών. Στη φάση αυτή οι γεωμετρίες προσομοιάστηκαν με «γυμνούς» ανιχνευτές και τους ενεργούς όγκους που δίνονται από τους κατασκευαστές ώστε να επιταχυνθεί η εκτέλεση του προγράμματος. Στις γεωμετρίες αυτές, (σχ. 7.4-7.8) τα

αποτελέσματα των προσομοιώσεων εκφράστηκαν σαν το πηλίκο του αριθμού των Αλληλεπιδρώντων Φωτονίων στην περιοχή (1.17-1.75 MeV) ανά Εκπεμπόμενο Φωτόνιο (ΑΦ/ΕΦ) : α) από ομοιόμορφη κατανομή φωτονίων 1.46 MeV στο ομοίωμα και β) από το υπόστρωμα (τοίχοι, δάπεδο και οροφή : επιφανειακές ομοιόμορφα καταναμημένες πηγές φωτονίων 1.46 MeV, ίσης ειδικής ραδιενέργειας). Με βάση τα αποτελέσματα (Πίνακες 10.14, 10.15, 12.1), προκύπτει ότι:

1. Υπολογίζοντας μόνο τους Α1 ανιχνευτές οι οποίοι χρησιμοποιήθηκαν σε όλες τις γεωμετρίες, η υψηλότερη τιμή του πηλίκου ΑΦ/ΕΦ προκύπτει για τη γεωμετρία Γ (3.77%). Το αποτέλεσμα αυτό είναι αναμενόμενο, διότι οι παράγοντες που παίζουν βασικό ρόλο στην τιμή των ΑΦ/ΕΦ είναι οι σχετικές θέσεις των ανιχνευτών και του ομοιώματος. Στη γεωμετρία Γ όλοι οι ανιχνευτές «βλέπουν» μεγάλο μέρος του ομοιώματος καθ' όλη τη διάρκεια της μέτρησης, κάτι που δε συμβαίνει στις γεωμετρίες γραμμικής σάρωσης. Υψηλότερη τιμή πηλίκου ΑΦ/ΕΦ στο σύνολο των ανιχνευτών παρουσιάζει η γεωμετρία Β (4.96%) και μικρότερη η Ε (3.52%). Στη γεωμετρία Β οι ανιχνευτές Α1 είναι αραιά τοποθετημένοι (μεγαλύτερη συλλογή παλμών από το διερχόμενο ομοίωμα) και για το λόγο αυτό η τιμή των ΑΦ/ΕΦ είναι αυξημένη (3.20%) έναντι της γεωμετρίας Α (2.60%). Η ενίσχυση των ΑΦ/ΕΦ από τους ανιχνευτές Α2 (1.76%) συντέινει ώστε η γεωμετρία Β να θεωρηθεί η καλύτερη.
2. Οι τοίχοι επηρεάζουν περισσότερο τις γεωμετρίες ακίνητης κλίνης, λόγω του μεγέθους του ανοίγματος (200 cm x 60 cm) για την είσοδο του εξεταζόμενου. Τη μεγαλύτερη τιμή παρουσιάζει η γεωμετρία Γ (0.075%), διότι έχει μοιρασμένους τους ανιχνευτές άνω και κάτω της κλίνης με αποτέλεσμα οι κάτω ανιχνευτές να «βλέπουν» μεγαλύτερες επιφάνειες των πλαϊνών τοίχων σε σχέση με τους άνω (στον Πίνακα 10.7 για τον πλαϊνό τοίχο οι τιμές των ανιχνευτών 8-14 ξεπερνούν εκείνες των 1-7).
3. Το δάπεδο επηρεάζει σημαντικά όλες τις γεωμετρίες (πλην της Ε που δεν έχει ανιχνευτές τοποθετημένους πάνω από τον εξεταζόμενο). Χειρότερη είναι η κατάσταση για τη γεωμετρία Β (0.245%), η οποία έχει τους ανιχνευτές αραιά τοποθετημένους πάνω από τον εξεταζόμενο και σε μικρή απόσταση από το δάπεδο. Συγκεκριμένα οι ανιχνευτές 14, 8, 10 και 12 στον Πίνακα 10.6 στα άκρα της σήραγγας παρουσιάζουν τις υψηλότερες τιμές. Χειρότερη στη σειρά έρχεται για το δάπεδο η γεωμετρία Δ (0.175%), ακόμη και με την πρόσθετη θωράκιση (0.105%), διότι η συγκεκριμένη έχει όλους τους ανιχνευτές πάνω από τον εξεταζόμενο και «βλέπουν» το δάπεδο μέσω του μεγάλου ανοίγματος εισόδου του εξεταζόμενου.
4. Η οροφή επηρεάζει μόνο τις γεωμετρίες Γ και Ε και περισσότερο την Ε (0.029%) που έχει όλους τους ανιχνευτές τοποθετημένους κάτω από τον εξεταζόμενο.



Πίνακας 12.1: Αξιολόγηση γεωμετριών ΜΟΑ					
Γεωμετρία	A	B	Γ	Δ	E
<i>ΑΦ/ΕΦ (%) από</i>					
<i>ομοίωμα</i>	4.39	4.96	3.77	3.65	3.52
<i>τοιχους</i>	2.18E-02	1.40E-02	7.5E-02	3.99 E-02	7.02E-02
<i>δάπεδο</i>	2.25E-02	24.47E-02	7.85E-02	17.5E-02/ 10.5 E-02	-
<i>οροφή</i>	-	-	1.49E-02	-	2.88E-02
<i>υπόστρωμα</i>	6.68E-02	50.34E-02	23.44E-02	25.48E-02/ 18.48E-02	16.92E-02
Π.Α.	2.63	1.14	0.78	0.73/ 0.85	0.86

Συνολικά το υπόστρωμα επηρεάζει περισσότερο το πηλίκo ΑΦ/ΕΦ για τη γεωμετρία Β (0.503%), κυρίως λόγω της επιρροής του δαπέδου που συνεισφέρει και από τα δύο άκρα της σήραγγας και είναι σε μικρή απόσταση από τους ανιχνευτές. Τη μικρότερη τιμή για το υπόστρωμα την έχει η γεωμετρία Α (0.067%), η οποία και διαθέτει την δεύτερη σε σειρά καλύτερη τιμή για το πηλίκo ΑΦ/ΕΦ από το ομοίωμα (4.39%).

Μεγαλύτερος Παράγοντας Αξιολόγησης προκύπτει για τη γεωμετρία Α, 2.63 έναντι 1.14 στη γεωμετρία Β. Ακόμη και με θεώρηση μόνο των ανιχνευτών τύπου Α1 η γεωμετρία Α δίνει τον μεγαλύτερο ΠΑ_Α(Α1) 1.13, με δεύτερη τη γεωμετρία Ε με ΠΑ_Ε(Α1) 0.86.

Χαρακτηριστικά της γεωμετρίας Α, πέραν του ΠΑ που συμβάλλουν στην επιλογή της είναι τα ακόλουθα:

- δεν απαιτείται επανατοποθέτηση του εξεταζομένου με στροφή 180⁰ του σώματός του (άνεση ασθενούς, βελτίωση επαναληπτικότητας μέτρησης)
- βελτιωμένη ομοιομορφία μέτρησης κατά τον x-άξονα, λόγω σάρωσης του εξεταζομένου
- πλεονέκτημα της τοποθέτησης των ανιχνευτών πάνω και κάτω από τον ασθενή συμμετρικά, ώστε να έχουμε ομοιομορφία και ως προς τον z-άξονα

Οι περαιτέρω βελτιώσεις στη γεωμετρία Α που αναφέρονται στην παράγραφο 10.3, βελτίωσαν όχι μόνο τον ΠΑ (=4.3), αλλά και τη λειτουργικότητα του συστήματος. Η τοποθέτηση της κλίνης στα 70 cm από το έδαφος όχι μόνο διευκολύνει τον εξεταζόμενο κατά την τοποθέτησή του, αλλά νιώθει και πιο άνετα κατά τη διάρκεια της μέτρησης. Η μείωση του ύψους της σήραγγας από 60 σε 50 cm, έγινε με τέτοιο τρόπο (εισαγωγή των κάτω ανιχνευτών Α1 10 cm εντός της μολύβδινης θωράκισής τους, σχ. 10.8), ώστε ο εξεταζόμενος να μην προσεγγίζει την οροφή της σήραγγας και τους άνω ανιχνευτές Α1, γεγονός που θα του ενίσχυε το αίσθημα της κλειστοφοβίας.

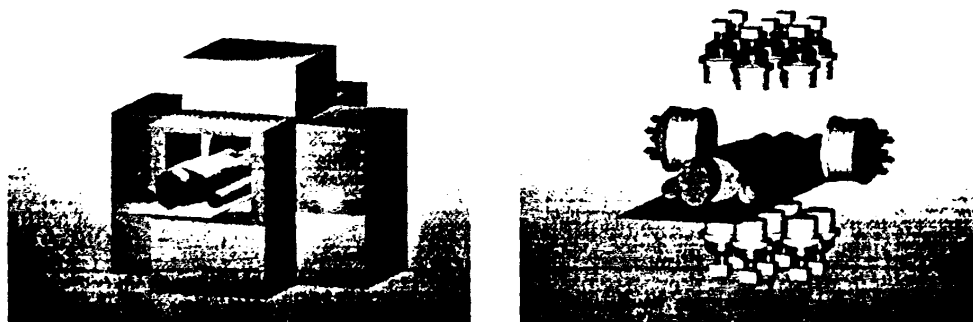
Με τη μείωση του ύψους της σήραγγας και την ανακατανομή της θωράκισης βρέθηκε μείωση στο πηλίκo ΑΦ/ΕΦ από το ομοίωμα κατά 3.65% για τους Α1 ανιχνευτές και για το σύνολο των ανιχνευτών μείωση κατά 1.8%, ποσοστά τα οποία θεωρούνται ασήμαντα σε σχέση με τη μείωση που παρουσιάζει το ανάλογο πηλίκo για το υπόστρωμα. Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα που αφορούν το πηλίκo ΑΦ/ΕΦ από τον πλησιέστερο απέναντι τοίχο (Πίνακες 10.2, 10.18) και από το δάπεδο (10.3, 10.19) του ΜΟΑ γεωμετρίας Α, πριν και μετά τις βελτιώσεις, προκύπτει ότι:



- Από τον πλησιέστερο απέναντι τοίχο επηρεάζονται περισσότερο (έχουν μεγαλύτερη απόδοση) οι ανιχνευτές με αριθμό 12, 13 και 14, που είναι τοποθετημένοι κάτω από την κλίση και προς την πλευρά του τοίχου. Το φαινόμενο είναι έντονο πριν τις βελτιώσεις (Πίνακας 10.2) και μετά σχεδόν εξαλείφεται γιατί επέρχεται ανύψωση του ΜΟΑ, οπότε πλέον αυξάνεται και η τιμή ΑΦ/ΕΦ των άνω ανιχνευτών Α1, αλλά και οι κάτω Α1 τοποθετούνται 10 cm εντός του κουτιού θωράκισής τους. Επιπλέον ο περιορισμός της στερεάς γωνίας με την οποία βλέπουν οι ανιχνευτές Α1 τον τοίχο (λόγω προσέγγισης της θωράκισης) και η μείωση του ύψους της σήραγγας από 60 σε 50 cm επηρεάζει έντονα την τιμή ΑΦ/ΕΦ στους εν λόγω ανιχνευτές, η οποία μειώνεται κατά ποσοστό 93.8% (Πίνακας 10.18). Επιπλέον, το πηλίκο ΑΦ/ΕΦ του βελτιωμένου ΜΟΑ για τον πλησιέστερο απέναντι τοίχο μειώθηκε για το σύνολο των ανιχνευτών κατά παράγοντα 11, και συγκεκριμένα από $21.83 \cdot 10^{-3} \%$ σε $1.94 \cdot 10^{-3} \%$.
- Η τιμή ΑΦ/ΕΦ του ΜΟΑ σε ακτινοβολία υποστρώματος προερχόμενη από το δάπεδο με την ανύψωση του ΜΟΑ (απομάκρυνση των ανιχνευτών από το δάπεδο) και με την προσέγγιση της θωράκισης στους Α1, μειώνεται δραστικά και συγκεκριμένα κατά ποσοστό 83.5% συνολικά για τους ανιχνευτές (κατά 79.8% για τους Α1).

Όμως, ενώ πριν τις βελτιώσεις το πηλίκο ΑΦ/ΕΦ στο ΜΟΑ από φωτόνια που προέρχονταν από την οροφή ήταν ασήμαντο, η ανύψωσή του αύξησε την τιμή ΑΦ/ΕΦ στο ΜΟΑ λόγω οροφής, αλλά όχι σε αξιόλογο βαθμό. Συγκεκριμένα, ενώ για τη γεωμετρία πριν τις βελτιώσεις η αναλογία ήταν τοίχος: δάπεδο: οροφή = 1 : 0.97 : (<0.01), με τις βελτιώσεις η αναλογία έγινε 1 : 1.9 : 0.2.

Τέλος, ελέγχθηκε αν η εγγύς θωράκιση των άνω ανιχνευτών τύπου Α1 μπορεί να μειωθεί, χωρίς σημαντική αύξηση της ακτινοβολίας υποστρώματος. Από τα αποτελέσματα, που ανταποκρίνονται στα σχήματα 10.10α και 10.10β, διαπιστώθηκε ότι η μείωση του πάχους από 10 cm Pb σε 5 cm Pb αυξάνει την ακτινοβολία υποστρώματος κατά ποσοστό της τάξης του 11%. Για το λόγο αυτό προτιμήθηκε η μη μείωση του πάχους θωράκισής πλησίον των άνω ανιχνευτών Α1. Με βάση τα εν λόγω στοιχεία επιλέχθηκε για κατασκευή η γεωμετρία Α, με τις βελτιώσεις που αναφέρθηκαν και απεικονίζεται στα εικονίδια του σχήματος 12.1, ενώ η τοποθέτησή της στον ειδικά σχεδιασμένο χώρο για το ΜΟΑ παρουσιάζεται στο σχήμα 7.2.



Σχήμα 12.1: Υπό κατασκευή ΜΟΑ

12.3 ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ ΤΗΣ ΑΠΟΔΟΣΗΣ ΣΤΗΝ ΕΠΙΛΕΓΜΕΝΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ

Η απόδοση εξαρτάται από τη σωματική διάπλαση του εξεταζομένου, το είδος και την κατανομή στο σώμα του εξεταζομένου του προς μέτρηση ρν, καθώς επίσης από την απορρόφηση και τις σκεδάσεις που λαμβάνουν χώρα, ανάλογα με τους ιστούς ή τα όργανα από τα οποία διέρχεται η ακτινοβολία. Η μέθοδος βαθμονόμησης που προτείνεται τελευταία από πολλούς μελετητές και χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη, είναι η βαθμονόμηση του MOA με χρήση του κώδικα MC, αφού εκτιμηθεί η σύμπτωση με πειραματικά αποτελέσματα. Με τη μέθοδο αυτή εκτιμώνται μεταβολές στην απόδοση του MOA ανάλογα με την σωματική διάπλαση του εξεταζομένου, την κατανομή του ρν, τη θέση του εξεταζομένου κ.ά. Μαθηματικά μοντέλα που έχουν προκύψει για την περιγραφή οργάνων και περιοχών του σώματος με ακριβείς πυκνότητες, ανάλογα με την ηλικία, διευκολύνουν τη σωστή εκτίμηση και δίνουν μεγαλύτερη ακρίβεια στους υπολογισμούς. Στην παρούσα εργασία μελετήθηκε η συμβολή των εν λόγω παραγόντων στη απόδοση. Για το σκοπό αυτό προσομοιάστηκαν οι μετρηθέντες ενεργοί όγκοι των ανιχνευτών και όχι αυτοί που δίνονται από τους κατασκευαστές, καθώς και τα πάχη περιβλήματος αλουμινίου που βρέθηκαν πειραματικά.

Σύγκριση απόδοσης της προσομοίωσης με πειραματικά δεδομένα έγινε για τον παλιό MOA, που διέθετε μόνο τους ανιχνευτές τύπου A2 σε γεωμετρία που δε διέφερε πολύ από την παρούσα, για μετρήσεις ^{40}K .

12.3.1 Σωματική διάπλαση εξεταζομένου για ομοιόμορφες κατανομές ρν

Σε πολλές περιπτώσεις, όπως στην περίπτωση βαθμονόμησης, η πειραματική μέθοδος δεν είναι πρακτική στην εφαρμογή της. Η προετοιμασία ομοιωμάτων στις διαστάσεις του κάθε εξεταζομένου, με υγρά διαλύματα που περιέχουν το ρν ενδιαφέροντος, είναι μία διαδικασία συνήθως επίπονη και χρονοβόρα και δεν είναι δυνατόν να εφαρμοσθεί στην καθημερινή κλινική πράξη. Στις περιπτώσεις αυτές συχνά χρησιμοποιούνται εναλλακτικά οι εξής τεχνικές βαθμονόμησης:

α) εφαρμόζεται η πειραματική μέθοδος για περιορισμένο αριθμό ομοιωμάτων και προκύπτει μία εμπειρική εξίσωση που συνδέει τον παράγοντα βαθμονόμησης με τα σωματομετρικά στοιχεία (π.χ. ύψος, βάρος ή και τα δύο) του εξεταζομένου. Το σφάλμα στη μέθοδο αυτή, λόγω της εμπειρικής σχέσης μεταβλητών, δίνει συχνά σχετικά μεγάλα σφάλματα

β) γίνεται μαθηματική προσομοίωση της γεωμετρίας και χρησιμοποιείται Monte-Carlo κώδικας. Η μέθοδος αυτή συνήθως συγκρίνεται με τα πειραματικά αποτελέσματα για μικρό αριθμό γεωμετριών, ώστε να διαπιστωθούν τυχόν ανακρίβειες στην προσομοίωση και μετά εφαρμόζεται στην κλινική ρουτίνα.

Στην παρούσα μελέτη με χρήση του Monte-Carlo κώδικα MCNP4b ελέγχθηκε αρχικά η μεταβολή της απόδοσης της επιλεγθείσας κατασκευής για τα μαθηματικά ομοιώματα μορφής BOMAB διαφόρων ηλικιών με ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K . Διαπιστώθηκε μέγιστη μεταβολή απόδοσης 26% από το ομοίωμα βρέφους έως του ενήλικα. Όμως στην περίπτωση του βρέφους και παιδιού ηλικίας ενός έτους, δεν αναμένεται να εφαρμοσθεί η μέθοδος σάρωσης, η οποία μειώνει την απόδοση κατά 62.2% και 58.2% αντίστοιχα, σε σχέση με τη μέτρηση στη σταθερή κεντρική θέση

(0 cm). Αγνοώντας τα αποτελέσματα για τα δύο αυτά ομοιώματα, η μεταβολή της απόδοσης μεταξύ ομοιώματος παιδιού ηλικίας πέντε ετών και ενήλικα άνδρα μειώνεται στο 13.5 %.

Η επιλεχθείσα γεωμετρία MOA βαθμονομήθηκε στη συνέχεια για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K και ^{137}Cs σε ομοιώματα σταθερού ύψους και μεταβλητής μάζας. Εμπειρικές εξισώσεις που προέκυψαν ανταποκρίνονται σε ύψη ομοιώματος 140, 165 και 175 cm και ποικιλία μάζας για το καθένα (Πίνακας 12.2, 12.3). Από τις εξισώσεις που προέκυψαν για τις μεταβολές της απόδοσης σε δεδομένο ύψος με μεταβολή της μάζας ή από τις αντίστοιχες γραφικές παραστάσεις (&11.2 και &11.3) προκύπτει ότι:

1. η απόδοση του MOA ελαττώνεται με αύξηση της μάζας για σταθερό ύψος ομοιώματος
2. η σχέση απόδοσης-μάζας ομοιώματος μπορεί να θεωρηθεί γραμμική
3. η μέγιστη μεταβολή στην απόδοση, σε συνάρτηση με τη μάζα για δεδομένο ύψος, είναι το 10.7 % για το ^{40}K (Πίνακες 11.12, 11.19, 11.26) και το 12.8 % για το ^{137}Cs (Πίνακες 11.32, 11.39, 11.46)
4. με χρήση μόνο των ανιχνευτών τύπου A1, η μέγιστη μεταβολή στην απόδοση, σε συνάρτηση με τη μάζα για δεδομένο ύψος σώματος είναι 11.5 % για το ^{40}K και το 13 % για το ^{137}Cs
5. οι ανιχνευτές τύπου A2 παρουσιάζουν μικρή μεταβολή της απόδοσης σε συνάρτηση με τη μάζα για το ομοίωμα ενήλικα ύψους 175 cm.

Το γεγονός ότι η απόδοση στους ανιχνευτές τύπου A2 παρουσιάζει μικρή μεταβολή στο ομοίωμα ενήλικα ύψους 175 cm οφείλεται στους δύο ακόλουθους αντικρουόμενους παράγοντες:

- προσέγγιση του ομοιώματος και κυρίως των άνω άκρων του στην πρόσθια επιφάνεια των ανιχνευτών A2 που έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση της απόδοσής τους,
- αύξηση της αυτοαπορρόφησης στο ομοίωμα εξαιτίας των μεγαλύτερων διαστάσεών του και κατά συνέπεια μείωση της απόδοσης κυρίως στους ανιχνευτές A2 που "βλέπουν" μικρή επιφάνεια του ομοιώματος με μεγάλο πάχος (πλάγια όψη ομοιώματος).

Πίνακας 12.2 : Τιμές παραμέτρων στη σχέση απόδοσης % (y)-μάζας ομοιώματος (x) ($y = a + b x$) για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K στο ομοίωμα				
Υψος ομοιώματος	Ανιχνευτές	a	b	Συντελεστής συσχέτισης R
140	A1	0.7132(±0.0046)	-0.0026 (±0.0001)	0.9971
	A2	0.8038(±0.0090)	-0.0040 (±0.0003)	0.9954
	A1+A2	1.5170(±0.0114)	-0.0066(±0.0003)	0.9972
165	A1	0.6929(±0.0056)	-0.0017(±0.0001)	0.9968
	A2	0.6801(±0.0156)	-0.0014(±0.0002)	0.9650
	A1+A2	1.3730(±0.0137)	-0.0031(±0.0002)	0.9943
175	A1	0.7082(±0.0040)	-0.0017(±0.0000)	0.9988
	A2	0.6098(±0.0148)	-0.0003(±0.0002)	0.6775
	A1+A2	1.3180(±0.0133)	-0.0020(±0.0002)	0.9901



Πίνακας 12.3 : Τιμές παραμέτρων στη σχέση απόδοσης % (y)-μάζας ομοιώματος (x) ($y = a + b x$) για ομοιόμορφη κατανομή ^{137}Cs στο ομοίωμα

Ύψος ομοιώματος	Ανιχνευτές	a	b	Συντελεστής συσχέτισης R
140	A1	1.2280(±0.0114)	-0.0054(±0.0003)	0.9959
	A2	1.0510(±0.0174)	-0.0058(±0.0005)	0.9918
	A1+A2	2.2790(±0.0093)	-0.0112(±0.0003)	0.9994
165	A1	1.1519(±0.0081)	-0.0031(±0.0001)	0.9980
	A2	0.9331(±0.0113)	-0.0026(±0.0002)	0.9945
	A1+A2	2.0850(±0.0071)	-0.0057(±0.0001)	0.9995
175	A1	1.1814(±0.0105)	-0.0031(±0.0001)	0.9974
	A2	1.0190(±0.0151)	-0.0005(±0.0002)	0.8242
	A1+A2	1.9900(±0.0081)	-0.0037(±0.0001)	0.9989

Οι τιμές απόδοσης του MOA που βρέθηκαν για την περίπτωση ομοιώματος εύσωμου ενήλικα (ύψος 190.6 cm, μάζα 89.304 kg) και μικρόσωμης ενήλικης γυναίκας (ύψος 151 cm, μάζα 50.048 kg) διαπιστώθηκε ότι προσεγγίζουν αρκετά τις τιμές ομοιώματος ενήλικα BOMAB αυξημένης μάζας και ενήλικης μειωμένης μάζας, αντίστοιχα.

Συγκρίνοντας τα ευρήματα για τους ανιχνευτές τύπου A2 που προήλθαν υπολογιστικά με τα πειραματικά που είχαν ληφθεί κατά βαθμονόμηση του παλαιού MOA (όπου οι A2 είχαν ανάλογες θέσεις) διαπιστώθηκε ότι η απόκλιση μεταξύ πειραματικών και υπολογιστικών αποτελεσμάτων ήταν της τάξης του 20%. Συγκεκριμένα, από τη σχέση απόδοσης του παλαιού MOA για το Κάλιο (συλλεγόμενοι παλμοί σε 2400 s ανά g $K=43.71-0.12 m$, όπου m η μάζα του ανθρώπινου ομοιώματος) διαπιστώνεται ότι για μάζα 70 kg η απόδοση του MOA είναι 35.31 παλμοί/g K. Στον ίδιο χρόνο από το εν λόγω ομοίωμα εκπέμφθηκαν 7944 φωτόνια/g K (3.31 φωτόνια ενέργειας 1.46 MeV/s x 2400s). Άρα η απόδοση που βρέθηκε πειραματικά για ομοίωμα μάζας 70 kg ήταν 0.44%.

Η απόδοση στο ομοίωμα BOMAB 70 kg, (το οποίο είναι παρόμοιας μορφής με το ομοίωμα που έγινε η βαθμονόμηση), υπολογίστηκε με MC για ύψη ομοιωμάτων 164 cm και 175 cm 0.58% και 0.59%, αντίστοιχα. Συνυπολογίζοντας την κάλυψη από κάδμιο στους ανιχνευτές A2, στα υπολογιστικά αποτελέσματα οι τιμές που αναφέρθηκαν μειώνονται σε 0.55% και 0.56%.

Η απόκλιση μεταξύ πειραματικών και υπολογιστικών αποτελεσμάτων αποδίδεται κυρίως:

α) στο σφάλμα συγκέντρωσης της πηγής στο διάλυμα βαθμολογίας Καλίου (διάλυση KCl σε διπλά απιονισμένο νερό),

β) σε διαφορές σχήματος και σύστασης μεταξύ των πραγματικών και των θεωρητικών ομοιωμάτων, π.χ. στους υπολογισμούς αγνοήθηκε το υλικό του περιβλήματος του δοχείου (plexiglass). Οι Ishikawa και Uchiyama μελέτησαν υπολογιστικά την επίδραση των δοχείων του ομοιώματος, πάχους 5 mm από χλωριούχο βινύλιο, και έδειξαν ότι με προσομοίωσή τους μειώνεται η απόδοση του συστήματός τους κατά 5% για εκπομπές φωτονίων ενέργειας 662 keV (^{137}Cs),

γ) στην τοποθέτηση του ομοιώματος στο MOA,

δ) στο γεγονός ότι διαφορετικά άτομα διενήργησαν το πείραμα και την προσομοίωση.

Στη βιβλιογραφία έχουν αναφερθεί αρκετές μελέτες που συγκρίνουν πειραματικά και υπολογιστικά αποτελέσματα βαθμονόμησης ενός MOA.

Ο Venturini και συν. (2001) αναφέρουν διαφορές από -2.5% έως 8.4% μεταξύ των δύο αποτελεσμάτων, χρησιμοποιώντας το πείραμα και τη μέθοδο Monte-Carlo. Απέδειξαν επίσης ότι η μεταβολή της γεωμετρικής απόδοσης μεταξύ του ομοιώματος παιδιού ηλικίας 10 ετών και του ενήλικα για το σύστημά τους (γεωμετρία καρέκλας με έναν ανιχνευτή NaI(Tl)) δεν ξεπερνά το 9% για χαμηλές ενέργειες (<300 keV), ποσοστό που για μεγαλύτερες ενέργειες μειώνεται.

Οι Andrási και Kötél (1975) υπολογιστικά χρησιμοποιούν τα αποτελέσματα μιας 5^{ου} βαθμού ολοκλήρωσης και τα συγκρίνουν με πειραματικές μετρήσεις σημειακών πηγών για τον καθορισμό της απόδοσης ενός συστήματος MOA. Διαπίστωσαν ότι για ένα ομοίωμα μορφής BOMAB τα ως άνω δεν διαφέρουν πάνω από 10% για ενέργειες 0.662 MeV και 1.460 MeV.

Ο Mallet και συν. (1995) περιέγραψαν μία μέθοδο που χρησιμοποιεί την απεικόνιση με μαγνητική τομογραφία ενός ομοιώματος αποτελούμενου από λίπος, νερό, αέρα και υλικού ισοδύναμου οστού και την προσομοίωση Monte-Carlo (κώδικας MCNP) ενός ανιχνευτή τύπου "σάντουιτς" (phoswich) για μετρήσεις φωτονίων χαμηλών ενεργειών 10-100 keV, ρν που βρίσκονται αποθηκευμένα στους πνεύμονες. Πειραματικά και υπολογιστικά αποτελέσματα έδειξαν απόκλιση 7% στα 63 keV και 13% στα 93 keV.

Οι Ishikawa και Uchiyama (1997) χρησιμοποίησαν υπολογιστική μέθοδο εκτίμησης της απόδοσης ενός MOA σε ομοιώματα διαφόρων διαστάσεων εξεταζόμενου, χρησιμοποιώντας στην προσομοίωσή τους ομοίωμα αποτελούμενο από κυψελίδες. Με αλλαγή των διαστάσεων στις κυψελίδες καθοριζόταν και οι διαστάσεις προσομοίωσης για κάθε εξεταζόμενο. Τα πειραματικά αποτελέσματα σε καθορισμένα ομοιώματα συγκρίθηκαν με τα υπολογιστικά των ομοιωμάτων προσομοίωσης ανάλογων διαστάσεων και έδωσαν απόκλιση που κυμάνθηκε από -5 έως +12%.

Οι Rogers και συν. (2002) προσομοίωσαν αριθμό ομοιωμάτων με χρήση του κώδικα MCNP και εκτίμησαν την απόδοση ενός MOA με πολλούς ανιχνευτές, λαμβάνοντας ανεξάρτητα αποτελέσματα για τον καθένα. Μη καλή σύμπτωση με τα πειραματικά αποτελέσματα βρέθηκε μόνο για τους ανιχνευτές που ήταν τοποθετημένοι στα άκρα της κλίνης. Πιθανότατα, η απόκλιση οφείλεται στο μικρό αριθμό συλλογής παλμών για τους συγκεκριμένους ανιχνευτές σε σχέση με το σύνολο (ρυθμοί συλλογής παλμών παρόμοιοι με εκείνους της ακτινοβολίας υποστρώματος στους προαναφερθέντες ανιχνευτές λόγω και της χαμηλής ενεργότητας του ομοιώματος). Για τους υπόλοιπους η απόκλιση ήταν μικρότερη του 10%.

Οι Webb και Kramer (2001) χρησιμοποίησαν τον κώδικα MCNP για να προβλέψουν σε τι ποσοστό, το μέγεθος ενός ανιχνευτή ευρείας ενέργειας Ge (BEGe), επηρεάζει την απόδοση και την Ελάχιστη Ανιχνεύσιμη Ποσότητα. Τα αποτελέσματά τους ήταν σχετικά, και τα σύγκριναν με πειραματικά αποτελέσματα στα ανάλογα συστήματα που προσομοιάστηκαν. Τα υπολογιστικά και πειραματικά αποτελέσματα έδειξαν καλή συμφωνία και προτάθηκε η μέθοδος Monte-Carlo για εκτίμηση συστημάτων που ακόμη δεν κυκλοφορούν εμπορικά σε σχέση με υπάρχοντα συστήματα.

Οι Naversten και Lenger (1983), όπως και άλλοι ερευνητές (Boddy και συν. 1971, Smith και συν. 1979, Pierson και συν. 1984, Λεοντίου 1990, Lan και Weng 1989, Lahham και συν. 1998), υποστήριξαν ότι η απόδοση εξαρτάται σημαντικά από τη μάζα M και το ύψος Y του εξεταζόμενου, καθώς και συνδυασμών τους, όπως την ποσότητα $(MY)^{1/2}$ που θεωρείται παράγοντας γεωμετρικής εξάρτησης και την ποσότητα $(M/Y)^{1/2}$, που ορίζεται ως δείκτης σωματικής διάπλασης και θεωρείται παράγοντας εξάρτησης, λόγω εξασθένησης που αντιπροσωπεύει τη μέση πυκνότητα



σώματος (Gurta και συν. 1976). Οι Kinase και Noguchi (2001) συνέδεσαν την απόδοση του συστήματός τους στο ^{137}Cs , (γεωμετρία χωρίς σάρωση της κλίνης με πέντε ανιχνευτές κάτω από τον εξεταζόμενο), με το εμβαδόν επιφανείας του ομοιώματος, το οποίο θεώρησαν ως την ποσότητα $0.0072M^{0.425}Y^{0.725}$.

Λαμβάνοντας υπόψη τις ανατομικές παραμέτρους M και Y (που αντιπροσωπεύουν τη σωματική διάπλαση και την εξασθένηση της ακτινοβολίας) των ομοιωμάτων που χρησιμοποιήθηκαν στις προσομοιώσεις ^{40}K , ελέγχθηκε η εξάρτηση της απόδοσης % (y) του MOA από τα μεγέθη M και Y, καθώς και συνδυασμούς τους, μέσω της σχέσης:

$$y = a + b \cdot X \quad (12.1)$$

όπου το X αντιπροσωπεύει τις μεταβλητές M, Y, $(MY)^{1/2}$, $(M/Y)^{1/2}$ και (M/Y) .

Ο γραμμικός συσχετισμός έδειξε στατιστικά τη μεγαλύτερη εξάρτηση (μεγαλύτερος συντελεστής συσχέτισης R) για $X=(M/Y)^{1/2}$ (Πίνακας 12.4), γεγονός που ενισχύει τη διαπίστωση πολλών μελετητών ότι, για τις γεωμετρίες σάρωσης καλύτερος παράγοντας που δίνει την απόδοση είναι ο δείκτης σωματικής διάπλασης και μία σχέση του τύπου: $y=a+b(M/Y)^{1/2}$ (Smith και συν. 1979, Naversten και συν. 1983). Η εξάρτηση από τη γεωμετρία δεν είναι έντονη, όσο η εξάρτηση από την απορρόφηση (π.χ. για τη μεταβλητή Y δεν διαπιστώθηκε ισχυρή εξάρτηση).

Πίνακας 12.4: Συντελεστές συσχέτισης R για την απόδοση % $y(M, Y)$ του MOA σε σχέση με τις μεταβλητές M, Y, $(MY)^{1/2}$, $(M/Y)^{1/2}$ και (M/Y)

Μεταβλητή	M	Y	$(MY)^{1/2}$	$(M/Y)^{1/2}$	(M/Y)
Ανιχνευτές					
A1	0.9597	0.7844	0.9469	0.9591	0.9562
A2	0.8743	0.7667	0.8854	0.9032	0.8803
Συνολικά	0.9572	0.8122	0.9575	0.9735	0.9589

Η απόδοση % του MOA σε σχέση με το δείκτη σωματικής διάπλασης απεικονίζεται στις γραφικές παραστάσεις των σχημάτων 12.2, 12.3 και 12.4, με χρήση των ανιχνευτών τύπου A1, A2 και του συνόλου τους, αντίστοιχα. Οι παράμετροι a και b στη σχέση (12.1), καθώς και τα σφάλματά τους, υπολογίσθηκαν με την βέλτιστη προσαρμογή ευθείας γραμμής στα σημεία και λήφθηκαν οι ακόλουθες σχέσεις για κάθε περίπτωση:

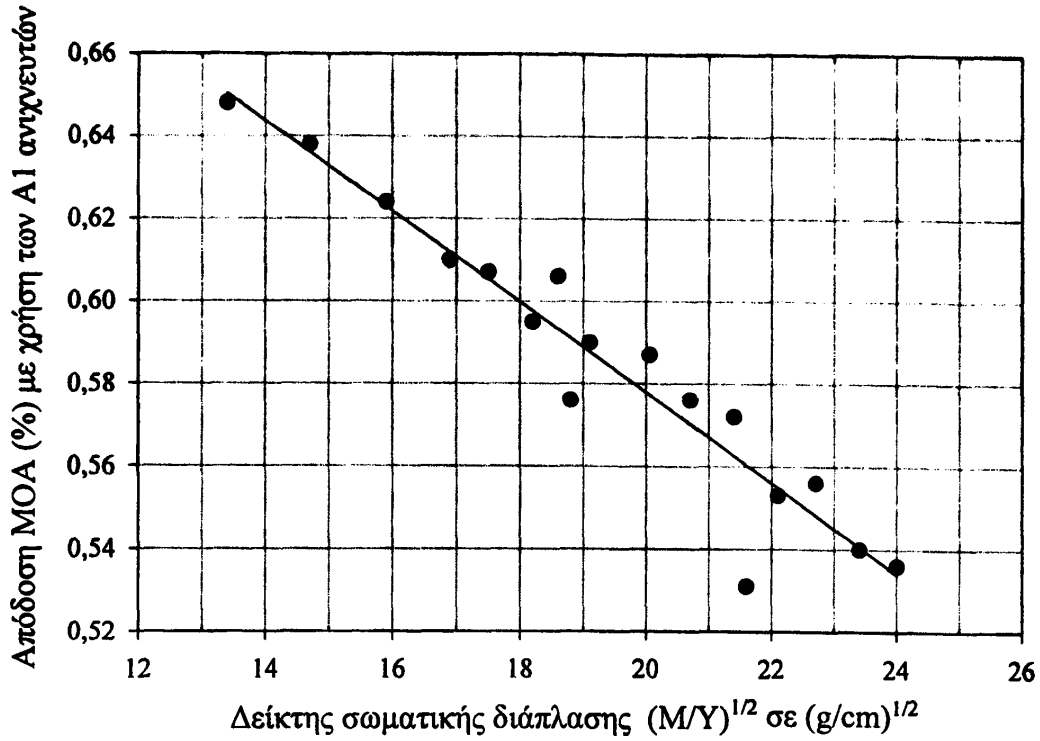
$$y = 0.7975(\pm 0.0164) - 0.0110(\pm 0.0008) (M/Y)^{1/2} \quad \text{A1 ανιχνευτές} \quad (12.2)$$

$$y = 0.8543(\pm 0.0301) - 0.0125(\pm 0.0015) (M/Y)^{1/2} \quad \text{A2 ανιχνευτές} \quad (12.3)$$

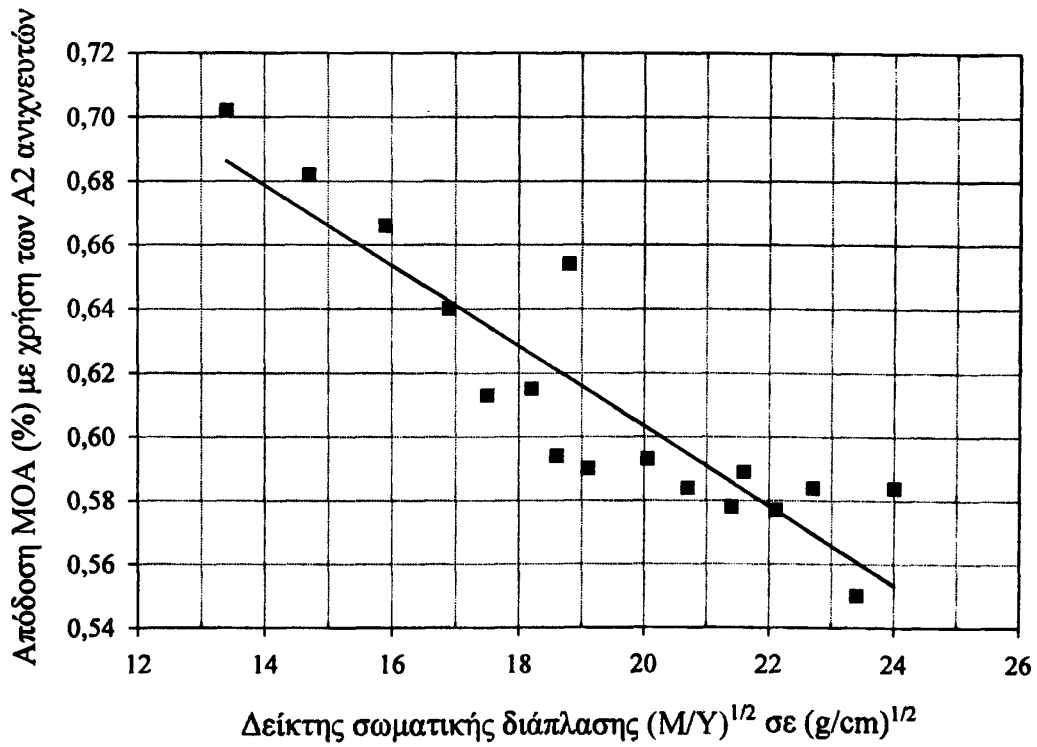
$$y = 1.6518(\pm 0.0279) - 0.0235(\pm 0.0014) (M/Y)^{1/2} \quad \text{σύνολο ανιχνευτών} \quad (12.4)$$

Η πιθανότητα (p) ο σταθερός όρος και ο συντελεστής του πρωτοβάθμιου όρου να είναι μηδέν, για τις σχέσεις 12.2 έως και 12.4, είναι πολύ μικρή ($p < 0.0001$).



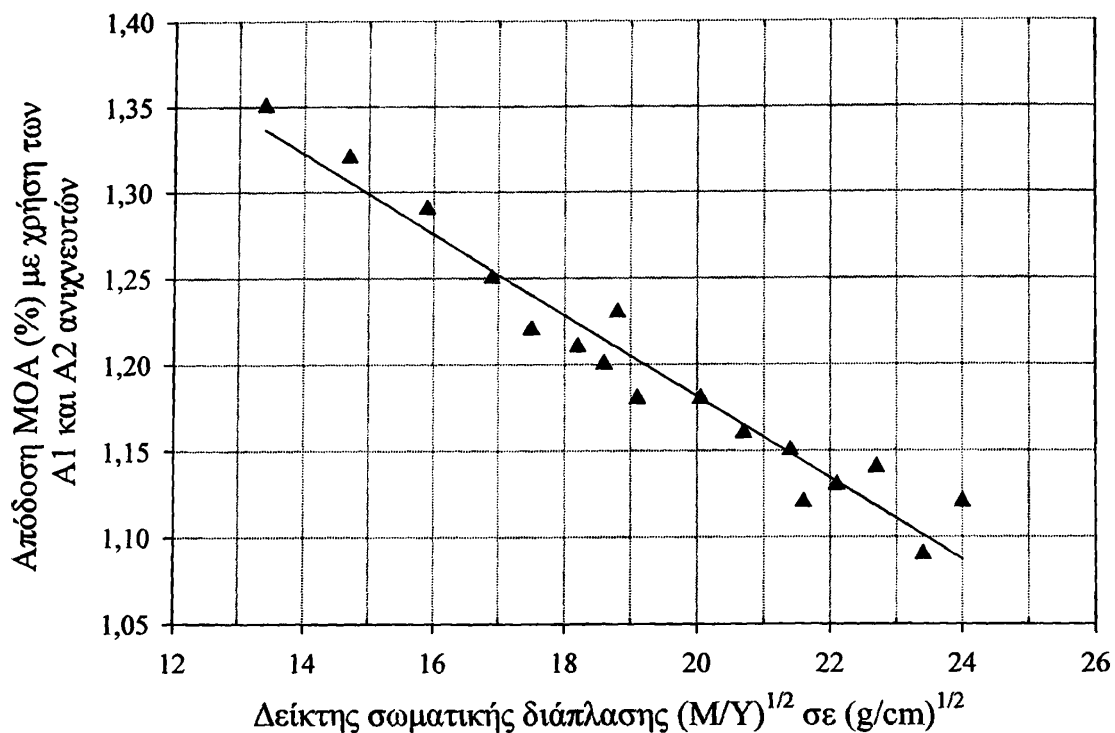


Σχήμα 12.2: Απόδοση MOA (A1 ανιχνευτές) σε συνάρτηση με το δείκτη σωματικής διάπλασης $(M/Y)^{1/2}$ για ενέργεια 1.46 MeV



Σχήμα 12.3: Απόδοση MOA (A2 ανιχνευτές) σε συνάρτηση με το δείκτη σωματικής διάπλασης $(M/Y)^{1/2}$ για ενέργεια 1.46 MeV





Σχήμα 12.4: Απόδοση MOA (σύνολο ανιχνευτών) σε συνάρτηση με το δείκτη σωματικής διάπλασης $(M/Y)^{1/2}$ για ενέργεια 1.46 MeV

12.3.2 Διαφορετικοί τύποι ομοιωμάτων - ανομοιόμορφες κατανομές ρν

Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα των Πινάκων 11.24 και 11.50, για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K στο ομοίωμα ενήλικα άνδρα των Cristy και Eckerman (ύψος 175.25 cm, μάζα ≈ 76 kg) και στο ομοίωμα BOMAB ενήλικα άνδρα παρομοίων γεωμετρικών χαρακτηριστικών (ύψος 174 cm, μάζα ≈ 70 kg), παρατηρούμε ότι η απόδοση του MOA μεταβάλλεται κατά ποσοστό $\approx 7\%$ με τη χρήση ενός εκ των δύο ομοιωμάτων. Συγκεκριμένα για το ομοίωμα των Cristy και Eckerman η απόδοση του MOA είναι $1.10 \text{ E-}02$ και για το BOMAB $1.18 \text{ E-}02$.

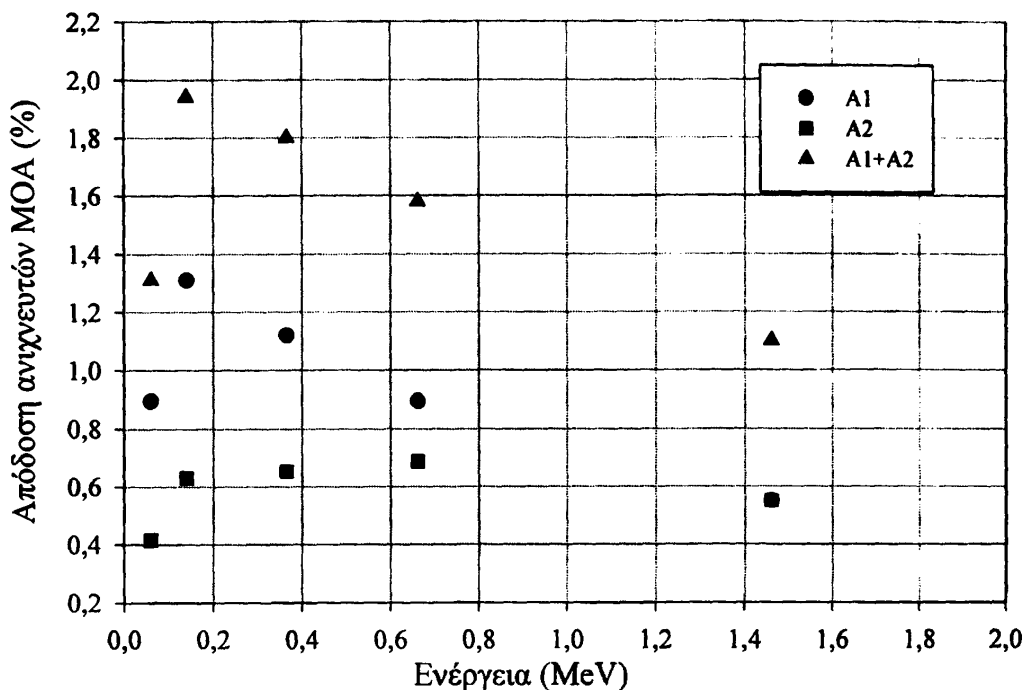
Για το ^{137}Cs (Πίνακες 11.41 και 11.55) παρατηρείται μεταβολή 8.7% στα παραπάνω ομοιώματα και συγκεκριμένα η απόδοση του MOA για το ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman είναι $1.58 \text{ E-}02$ και για το BOMAB $1.73 \text{ E-}02$.

Το γεγονός ότι η απόδοση είναι μεγαλύτερη για το ομοίωμα BOMAB και στις δύο περιπτώσεις οφείλεται κυρίως στη γεωμετρία κατασκευής του και κατά μικρότερο μέρος, στη μικρή διαφορά ύψους και μάζας μεταξύ των δύο ομοιωμάτων. Σύμφωνα μάλιστα με το Σχήμα 11.5 μόνο το 1.0 % περίπου οφείλεται στη διαφορά μάζας 76 έναντι 70 kg. Κατά συνέπεια η μετάβαση από ένα ομοίωμα σε άλλο (παρομοίων διαστάσεων) για τη βαθμονόμηση του συστήματος, είναι δυνατό να εισάγει αξιοσημείωτη μεταβολή στην απόδοση (Kramer GH και συν 1998, Kramer GH και συν 1998).

Στον Πίνακα 12.4 καταγράφεται η απόδοση των ανιχνευτών του MOA για ομοιόμορφες κατανομές φωτονίων διαφορετικών ενεργειών στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman. Ακολουθεί στο σχήμα 12.4 γραφική παράσταση που αναπαριστά ευκρινέστερα τις μεταβολές.



Ενέργεια φωτονίων Ανιχνευτές	1.46 MeV	0.662 MeV	0.365 MeV	0.140 MeV	0.060 MeV
A1	5.50 E-03	8.94 E-03	11.20 E-03	13.10 E-03	8.95 E-03
A2	5.50 E-03	6.86 E-03	6.53 E-03	6.30 E-03	4.15 E-03
Συνολικά	1.10 E-02	1.58 E-02	1.80 E-02	1.94 E-02	1.31 E-02



Σχήμα 12.5: Απόδοση ανιχνευτών MOA σε ομοιόμορφη κατανομή ρν σε συνάρτηση με την ενέργειά του

Ο λόγος των αποδόσεων για την ομοιόμορφη κατανομή, σε συνάρτηση με τις ενέργειες σε MeV 1.46 : 0.662 : 0.365 : 0.140 : 0.060, είναι 1 : 1.63 : 2.04 : 2.38 : 1.63 για τους A1, 1 : 1.25 : 1.19 : 1.15 : 0.75 για τους A2 και 1 : 1.44 : 1.64 : 1.76 : 1.19 για το σύνολό τους. Η απόδοση είναι μεγάλη στις χαμηλές ενέργειες λόγω του φωτοηλεκτρικού φαινομένου, που έχει υψηλή πιθανότητα να συμβεί στις ενέργειες αυτές. Παρά το γεγονός αυτό, παρουσιάζεται και μείωση της απόδοσης σε πολύ χαμηλές ενέργειες, που πιθανότατα οφείλεται σε δύο λόγους :

α) όσο η ενέργεια μικραίνει γίνεται πιο έντονο το φαινόμενο της αυτοαπορρόφησης στο σώμα του εξεταζομένου, ιδίως στους ανιχνευτές A2 που «βλέπουν» μικρή επιφάνεια του εξεταζομένου αλλά με μεγάλο πάχος. Παρά το γεγονός ότι ο όγκος του συνόλου των A1 είναι συγκρίσιμος με τον συνολικό όγκο των A2, η απόδοση των A2 για χαμηλές ενέργειες είναι πολύ μικρότερη από εκείνη των A1.

β) φωτόνια υψηλής ενέργειας (1.46 MeV) διαφεύγουν από τον ανιχνευτή, φαινόμενο που είναι πιο έντονο στους A1 λόγω του μικρότερου όγκου τους. Για το λόγο αυτό και οι μεταβολές απόδοσης με την ενέργεια στους A1 είναι πιο έντονες σε σχέση με τους A2.



γ) η εξασθένηση στο περίβλημα είναι εντονότερη στην περίπτωση φωτονίων μικρής ενέργειας.

Το γεγονός της έντονης αυτοαπορρόφησης κυρίως σε χαμηλές ενέργειες για τους Α2 ανιχνευτές είχε επισημανθεί και με τον παλαιό ΜΟΑ, όπου είχε εκτιμηθεί ότι η εναλλαγή από τοποθέτηση ύπτια σε πλάγια του εξεταζομένου στην κλίση, για ομοιόμορφη κατανομή ρν 0.662 MeV στο ομοίωμα, έδινε μεταβολή της απόδοσης κατά παράγοντα $\approx 30\%$ (Λεοντίου 1990).

Συγκεντρωτικά στους Πίνακες 12.6-12.8 δίνεται ο λόγος της απόδοσης της ανομοιόμορφης κατανομής που μελετήθηκε, προς την ομοιόμορφη κατανομή του ρν για συγκεκριμένη ενέργεια.

ΠΙΝΑΚΑΣ 12.6 : ΛΟΓΟΣ ΤΗΣ ΑΠΟΔΟΣΗΣ ΤΩΝ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ Α1 ΓΙΑ ΑΝΟΜΟΙΟΜΟΡΦΕΣ ΚΑΤΑΝΟΜΕΣ ΩΣ ΠΡΟΣ ΟΜΟΙΟΜΟΡΦΗ ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΡΝ

Λόγος κατανομών	Μαλακά μόρια / ομοιόμορφη	Σκελετός / ομοιόμορφη	Ουροδόχος κύστη / ομοιόμορφη
Ενέργεια			
1.460	1.036	0.964	0.958
0.662	1.020	0.938	0.912
0.140	1.023	0.885	0.847
0.060	0.997	0.867	0.688

ΠΙΝΑΚΑΣ 12.7 : ΛΟΓΟΣ ΤΗΣ ΑΠΟΔΟΣΗΣ ΤΩΝ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ Α2 ΓΙΑ ΑΝΟΜΟΙΟΜΟΡΦΕΣ ΚΑΤΑΝΟΜΕΣ ΩΣ ΠΡΟΣ ΟΜΟΙΟΜΟΡΦΗ ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΡΝ

Λόγος κατανομών	Μαλακά μόρια / ομοιόμορφη	Σκελετός / ομοιόμορφη	Ουροδόχος κύστη / ομοιόμορφη
Ενέργεια			
1.460	1.000	1.045	0.467
0.662	1.003	1.065	0.399
0.140	0.944	1.032	0.270
0.060	0.935	1.142	0.106

ΠΙΝΑΚΑΣ 12.8 : ΛΟΓΟΣ ΤΗΣ ΑΠΟΔΟΣΗΣ ΤΩΝ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ ΤΟΥ ΜΟΑ (Α1+Α2) ΓΙΑ ΑΝΟΜΟΙΟΜΟΡΦΕΣ ΚΑΤΑΝΟΜΕΣ ΩΣ ΠΡΟΣ ΟΜΟΙΟΜΟΡΦΗ ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΡΝ

Λόγος κατανομών	Μαλακά μόρια / ομοιόμορφη	Σκελετός / ομοιόμορφη	Ουροδόχος κύστη / ομοιόμορφη
Ενέργεια			
1.460	1.018	1.000	0.723
0.662	1.013	0.994	0.702
0.140	1.015	0.948	0.660
0.060	0.992	0.954	0.525

Η ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K στο ομοίωμα του ενήλικα άνδρα των Cristy και Eckerman παρουσίασε πολύ μικρή διαφορά στην απόδοση, σε σχέση με την κατανομή του μόνο στα μαλακά μόρια. Η μεταβολή αυτή συγκεκριμένα ήταν αύξηση κατά 3.6% για τους ανιχνευτές A1, ασήμαντη για τους A2 και αύξηση 1.8% για το σύνολό τους.

Βασικά στοιχεία που παίζουν ρόλο στη διαμόρφωση του αποτελέσματος αποτελούν: α) ο σχετικός όγκος που καταλαμβάνει ο σκελετός και οι πνεύμονες σε σχέση με τον συνολικό όγκο του ομοιώματος (10536 cm^3 έναντι 73000 cm^3), β) η κατανομή του ρν που και στις δύο περιπτώσεις δεν είναι εστιασμένη σε συγκεκριμένη περιοχή αλλά σχεδόν σε όλο το ομοίωμα και γ) η ενέργεια των φωτονίων που οδηγεί σε μικρό ποσοστό αυτοαπορρόφησης.

Για τους ανιχνευτές τύπου A2, οι οποίοι έχουν παραμείνει σε ανάλογες θέσεις με εκείνες στον παλιό MOA του εργαστηρίου (Λεοντίου 1990), τα υπολογιστικά αποτελέσματα συμφωνούν με τα πειραματικά αποτελέσματα που είχαν ληφθεί για να εκτιμηθεί η επίδραση, στην απόδοση του MOA, των πνευμόνων. Και τα πειραματικά αποτελέσματα είχαν δείξει τότε, ότι η επίδραση των πνευμόνων με μηδενική ειδική ραδιενέργεια και πολύ χαμηλή πυκνότητα είναι μηδαμινή και δεν υπήρξε ανάγκη να εισαχθούν στο ομοίωμα.

Όσον αφορά την κατανομή του ρν στο σκελετό, σε σχέση με την ομοιόμορφη κατανομή, βρέθηκε μείωση της απόδοσης στους A1 κατά 3.6%, η οποία αντισταθμίζεται από αύξηση κατά 4.5% στους A2. Άρα για το σύνολο των ανιχνευτών η απόδοση παραμένει σταθερή.

Με συγκέντρωση του ρν μόνο στην ουροδόχο κύστη παρατηρούνται έντονες μεταβολές σε σχέση με την ομοιόμορφη κατανομή και συγκεκριμένα: μείωση 4.2% στους A1, 53.3% στους A2 και 27.7% συνολικά.

Καταλήγουμε στο συμπέρασμα, με βάση τα ως άνω, ότι σωστά χρησιμοποιούνται διεθνώς για βαθμονόμηση ενός MOA στο ^{40}K ομοιώματα με ομοιόμορφη κατανομή του ρν καθ' όλο τον όγκο τους. Μεγάλες αποκλίσεις στην ομοιομορφία παρατηρούνται μόνο στην περίπτωση που το ρν είναι συγκεντρωμένο σε μικρή περιοχή του ανθρώπινου σώματος, όπως στην ουροδόχο κύστη.

Για την ενέργεια 1.46 MeV του ^{40}K , η επίδραση του περιβλήματος από αλουμίνιο των ανιχνευτών στα αποτελέσματα μελετήθηκε και βρέθηκε ότι μειώνει την απόδοση κατά περίπου 11%.

Για παρόμοιες κατανομές στην περίπτωση του ^{137}Cs παρατηρούμε αρχικά ότι η απόδοση του MOA αυξάνεται κατά τον παράγοντα 1.5 περίπου, σε σχέση με το ^{40}K (Πίνακας 12.1). Η ομοιόμορφη κατανομή σε σχέση με α) την κατανομή του ρν μόνο στα μαλακά μόρια δεν μεταβάλλει την απόδοση του MOA σημαντικά (αύξηση $\approx 1\%$) και β) με την κατανομή μόνο στο σκελετό παρατηρείται μείωση κατά 6% για τους A1, η οποία όμως αντισταθμίζεται από αύξηση 6.6% για τους A2 και συνολικά για τον MOA προκύπτει ασήμαντη μεταβολή στην απόδοση.

Οι Ishikawa T και Uchiyama M (1997) μελέτησαν επίσης την βαθμονόμηση στο ^{137}Cs με τη χρήση μεθόδου Monte Carlo, για ομοίωμα κυψελίδων με ομοιόμορφη κατανομή ρν και πυκνότητα νερού καθ' όλο τον όγκο του και για ομοίωμα κυψελίδων με προσομοίωση σκελετού και πνευμόνων (τύπος ομοιώματος MIRD για ενήλικα Ιάπωνες), που αντιστοιχεί στην περίπτωση α) που αναφέρθηκε στην προηγούμενη παράγραφο. Για το ομοίωμα ενήλικα οι ως άνω μελετητές διαπίστωσαν μία αύξηση στην απόδοση του MOA κατά 5% και κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι τα ομοιώματα με ομοιόμορφη κατανομή ^{137}Cs που χρησιμοποιούνται ευρέως για βαθμονόμηση, είναι αποδεκτά.



Με συγκέντρωση του ρν μόνο στην ουροδόχο κύστη παρατηρούνται έντονες μεταβολές σε σχέση με την ομοιόμορφη κατανομή και συγκεκριμένα: μείωση 8.8% στους A1, 60.1% στους A2 και 29.8% συνολικά.

Για την ενέργεια 0.662 MeV του ^{137}Cs , η επίδραση του περιβλήματος από αλουμίνιο των ανιχνευτών στα αποτελέσματα μελετήθηκε και βρέθηκε ότι μειώνει την απόδοση κατά περίπου 13.5%.

Για φωτόνια ενέργειας 0.365 MeV (^{131}I) τα αποτελέσματα για ομοιόμορφη κατανομή του ρν σε όλο το σώμα, σε σχέση με την κατανομή μόνο στο θυρεοειδή, υποδεικνύουν μείωση 13.0% για τους A1, 30.3% για τους A2 και 18.9% συνολικά.

Για φωτόνια ενέργειας 0.140 MeV ($^{99\text{m}}\text{Tc}$) τα αποτελέσματα για ομοιόμορφη κατανομή του ρν σε όλο το σώμα, σε σχέση με την κατανομή μόνο: α) στα μαλακά μόρια, δεν μεταβάλλει την απόδοση του MOA σημαντικά (αύξηση 1.5%) και β) στο σκελετό, η απόδοση μειώνεται με χρήση μόνο των A1 ανιχνευτών κατά 11.5%, ενώ με χρήση και των A2 η μείωση αυτή περιορίζεται σε ποσοστό 5.2%.

Με συγκέντρωση του ρν μόνο στην ουροδόχο κύστη παρατηρούνται έντονες μεταβολές σε σχέση με την ομοιόμορφη κατανομή και συγκεκριμένα: μείωση 15.3% στους A1, 73.0% στους A2 και 34.0% συνολικά. Για τη συγκεκριμένη ενέργεια μελετήθηκε και η κατανομή του ρν στους πνεύμονες και παρατηρήθηκε μείωση της απόδοσης του MOA σε σχέση με την ομοιόμορφη κατανομή 7% (μείωση της απόδοσης πιο έντονη για τους ανιχνευτές A2 19%).

Για την ενέργεια 0.140 MeV, η επίδραση του περιβλήματος από αλουμίνιο των ανιχνευτών μελετήθηκε και βρέθηκε αρκετά υψηλή της τάξης του 35%, γεγονός που υποδεικνύει για μία ακόμη φορά ότι οι ανιχνευτές του συγκεκριμένου MOA δεν είναι σχεδιασμένοι για μετρήσεις σε χαμηλές ενέργειες.

Στην περίπτωση φωτονίων χαμηλής ενέργειας, όπου λήφθηκε η ενδεικτική τιμή των 0.060 MeV, τα αποτελέσματα για ομοιόμορφη κατανομή του ρν σε όλο το σώμα σε σχέση με την κατανομή μόνο: α) στα μαλακά μόρια, δεν μεταβάλλει την απόδοση του MOA σημαντικά (αύξηση $\approx 1\%$) και β) στο σκελετό, η απόδοση μειώνεται με χρήση μόνο των A1 ανιχνευτών κατά 13.3%, ενώ με χρήση και των A2 η μείωση αυτή περιορίζεται σε ποσοστό 4.5%. Παρατηρείται ότι στους ανιχνευτές A2 αυξάνεται η απόδοση με συγκέντρωση του ρν στο σκελετό, σε σχέση με την ομοιόμορφη κατανομή του. Η αύξηση αυτή για το ρν των 0.060 MeV φθάνει το 14%, ενώ για το ^{137}Cs ήταν $\approx 7\%$.

Με συγκέντρωση του ρν μόνο στην ουροδόχο κύστη παρατηρούνται έντονες μεταβολές σε σχέση με την ομοιόμορφη κατανομή και συγκεκριμένα: μείωση 31.2% στους A1, 89.4% στους A2 και 47.5% συνολικά

Για την ενέργεια 0.060 MeV, η επίδραση του περιβλήματος από αλουμίνιο των ανιχνευτών μελετήθηκε και βρέθηκε αρκετά υψηλή και ίση με 44%, γεγονός που υποδεικνύει ότι οι ανιχνευτές του MOA δεν είναι σχεδιασμένοι για μετρήσεις σε χαμηλές ενέργειες.

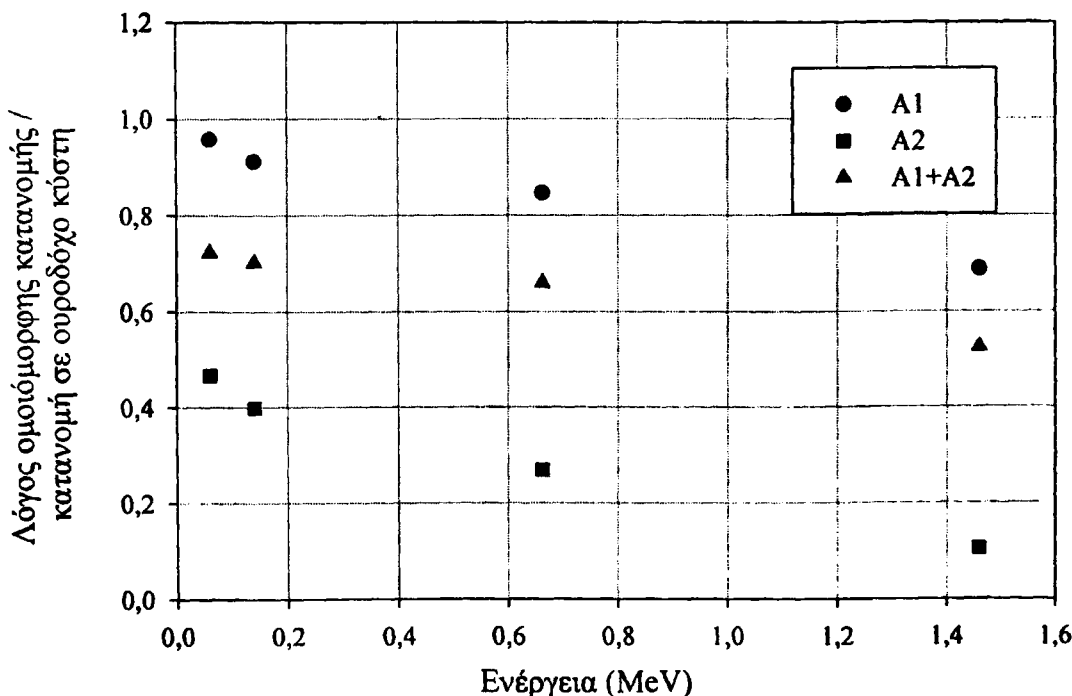
Από τις ως άνω παρατηρήσεις εξάγονται δύο βασικά συμπεράσματα:

1. Κατανομή του ρν σε μαλακά μόρια και σκελετό μεταβάλλει κατά ποσοστό $<5\%$ την απόδοση του MOA για όλες τις ενέργειες. Στα μεν μαλακά μόρια και στα δύο είδη ανιχνευτών είναι μικρές οι μεταβολές, ενώ στο σκελετό οι μεταβολές είναι μεγαλύτερες, αλλά αλληλοαναιρούνται αφού διαπιστώνεται



μείωση στους A1 και περίπου ισότιμη αύξηση στους A2. Στο σημείο αυτό διαπιστώνεται η πολύ καλή ομοιομορφία της επιλεγμένης γεωμετρίας με τη χρήση όλων των ανιχνευτών (γεωμετρία 2π). Οι γεωμετρίες σάρωσης εξάλλου μειώνουν αποτελεσματικά τις μεταβολές της απόδοσης ενός MOA, λόγω ανακατονομής του ρν και για αυτό το λόγο χρησιμοποιούνται κυρίως στις κλινικές εφαρμογές (Naversten και Lenger, 1983).

2. Η συγκέντρωση ρν σε μικρή κεντρική περιοχή του ανθρωπίνου σώματος (π.χ. στην ουροδόχο κύστη) μεταβάλλει κατά πολύ την απόδοση του MOA σε σχέση με την ομοιόμορφη κατανομή, ιδίως αν γίνεται χρήση των ανιχνευτών A2. Είναι προτιμότερο στην περίπτωση αυτή να χρησιμοποιούνται μόνο οι ανιχνευτές A1 (σχήμα 12.5). Ειδικά παρατηρείται ότι ανάλογα με τη θέση της σάρωσης για την ενέργεια των 0.140 MeV (Πίνακες 11.56, 11.57 και 11.58) οι τιμές της απόδοσης του MOA μεταβάλλονται μεταξύ : α) $1.08 \text{ E-}04$ και $2.06 \text{ E-}03$ για ομοιόμορφη κατανομή β) $1.24 \text{ E-}06$ και $3.81 \text{ E-}03$ για εντοπισμό του ρν μόνο στους πνεύμονες και γ) $4.28 \text{ E-}05$ και $6.63 \text{ E-}03$ για εντοπισμό του ρν στην ουροδόχο κύστη. Κατά συνέπεια η συγκέντρωση ενός ρν σε πολύ μικρή περιοχή του ανθρωπίνου σώματος (π.χ. ουροδόχος κύστη, θυρεοειδής), προκαλεί μεγάλες μεταβολές στην απόδοση κατά τη σάρωση και εν γένει μειώνει κατά πολύ την απόδοση του συστήματος. Στην περίπτωση αυτή, εφόσον είναι εντοπισμένο το ρν και είναι γνωστή η περιοχή εντόπισης, η καλύτερη μέθοδος είναι η μέτρηση σε σταθερή θέση (λήψη μίας εκ των θέσεων σάρωσης), αφού έχει προηγηθεί η κατάλληλη βαθμονόμηση με ομοίωμα ή υπολογιστικά.



Σχήμα 12.6 : Λόγος ομοιόμορφης κατανομής προς κατανομή στην ουροδόχο κύστη σε συνάρτηση με την ενέργεια του ρν

12.3.3 Απόδοση ΜΟΑ για το ^{40}K και το ^{137}Cs σε έγκυο εννέα μηνών

Μελετήθηκε η μεταβολή της απόδοσης για κατανομή ^{40}K και ^{137}Cs μόνο στα μαλακά μόρια σε ενήλικη γυναίκα (ύψος 165.18 cm, μάζα \approx 58.958 kg) και έγκυο εννέα μηνών (ύψος 165.18 cm, μάζα \approx 65.957 kg).

Για το ^{40}K (Πίνακας 11.59), η απόδοση μειώθηκε στην έγκυο γυναίκα (επιπλέον μάζα 6.730 kg στην κοιλιακή χώρα) κατά 4.6% για τους A1, 2.2% για τους A2 και 3.4% συνολικά.

Για το ^{137}Cs (Πίνακας 11.62), η απόδοση μειώθηκε στην έγκυο γυναίκα κατά 6.5% για τους A1, 4.0% για τους A2 και 5.4% συνολικά.

12.3.4 Μεταβολή της απόδοσης του ΜΟΑ με μη σωστή τοποθέτηση του εξεταζομένου

Παρατηρείται (Πίνακας 11.64), ότι η μεταβολή της απόδοσης συνολικά στους ανιχνευτές A1 και A2, με μετατόπιση του ομοιώματος έως και 6 cm κατά άξονα κάθετο στη σάρωση, είναι ασήμαντη. Η μέγιστη μεταβολή παρατηρείται στους ανιχνευτές A2 και είναι της τάξης του 7 %, ενώ για το σύνολό τους η μεταβολή είναι \approx 4 % .

Συνεπώς μικρομεταβολές στο κεντράρισμα του εξεταζομένου, δεν επιφέρουν σημαντικά σφάλματα στην απόδοση του ΜΟΑ.

12.4. ΠΡΟΟΠΤΙΚΕΣ

Τα αποτελέσματα της μελέτης αναμένεται να εφαρμοσθούν στο νέο ΜΟΑ του εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων. Η μόνη σύγκριση μεταξύ πειραματικού και υπολογιστικού αποτελέσματος έγινε, συγκρίνοντας τη βαθμονόμηση σε ^{40}K του παλαιού ΜΟΑ που διέθετε τους A2 ανιχνευτές σε παρόμοια γεωμετρία με τη νέα. Τα αποτελέσματα ήταν ενθαρρυντικά.

Στο μέλλον θα πρέπει να επαληθευτούν τα υπολογιστικά αποτελέσματα με πειραματικές εφαρμογές που θα χρησιμοποιούν ανάλογες γεωμετρίες με αυτές που προσομοιάστηκαν.

Θα πρέπει μεταξύ πειραματικών και υπολογιστικών αποτελεσμάτων να ισχύει η σχέση:

$$(\Sigma\Pi)_{\text{ΜΟΑ}} - (\Sigma\Pi)_{\gamma} = (\Sigma\Pi)_{\text{MCNP}} \left(\frac{\text{ΟΠΡ} \cdot \text{A} \cdot \gamma \cdot t}{\text{N}} \right)$$

όπου

$(\Sigma\Pi)_{\text{ΜΟΑ}}$: οι συλλεγόμενοι παλμοί στον ΜΟΑ στο ενεργειακό παράθυρο που έχει οριστεί για το ρν ενδιαφέροντος

$(\Sigma\Pi)_{\gamma}$: οι συλλεγόμενοι παλμοί στον ΜΟΑ στο ενεργειακό παράθυρο που έχει οριστεί λόγω ακτινοβολίας υποστρώματος

$(\Sigma\Pi)_{\text{MCNP}}$: οι συλλεγόμενοι παλμοί από τον κώδικα MCNP (F8 tally) με προσομοίωση του ομοιώματος στο ΜΟΑ

ΟΠΡ: η ολική ποσότητα σε g του ρν ενδιαφέροντος στο ομοίωμα για βαθμονόμηση

A: η ενεργότητα Bq ανά g του ρν



γ : το ποσοστό των αποδιεγέρσεων στο οποίο εκπέμπεται ακτινοβολία- γ της ενέργειας ενδιαφέροντος

t : το χρονικό διάστημα στο οποίο μετράται το ομοίωμα στο MOA

N : ο αριθμός φωτονίων της ενέργειας ενδιαφέροντος που εκπέμπονται από το ομοίωμα στο MCNP

Στη μελέτη αυτή υπολογίστηκε ο παράγοντας $(\Sigma P)_{MCNP}$ για διαφορετικές ενέργειες $\rho\nu$, διαστάσεις ομοιωμάτων, κατανομές $\rho\nu$ κ.ά. Τα υπολογιστικά αποτελέσματα έδωσαν ποσοστά μεταβολής της απόδοσης του MOA ανάλογα με την κάθε μεταβλητή.

Πιστοποιώντας, με βάση τη σχέση 12.3, ότι τα υπολογιστικά αποτελέσματα προσεγγίζουν τα πειραματικά, μπορούν αυτά να χρησιμοποιηθούν στον υπό κατασκευή MOA όλες οι πληροφορίες που προέκυψαν υπολογιστικά.

Σαν επόμενο βήμα η υπολογιστική μέθοδος MC μπορεί να εφαρμοστεί ατομικά για κάθε εξεταζόμενο (με κατάλληλη μεθοδολογία προσομοίωσής του). Έχοντας ένα μοντέλο εξεταζομένου βασισμένο σε ελλειψοειδή και λαμβάνοντας μικρό αριθμό μετρήσεων στον εξεταζόμενο, μπορεί να γίνει ατομική βαθμονόμηση με χρήση του κώδικα (Rogers και συν. 2002). Η μέθοδος αυτή θεωρείται ότι αποτελεί την πιο ακριβή μέθοδο βαθμονόμησης που εφαρμόζεται σήμερα. Η εφαρμογή της μεθόδου απαιτεί γνώση της κατανομής του $\rho\nu$. Για τον υπολογισμό της ολόσωμης ποσότητας καλίου ειδικά, η αναφερθείσα μέθοδος είναι ισάξια σε ακρίβεια της μεθόδου που χρησιμοποιήθηκε για δεκαετίες, με χρήση ατομικά για κάθε εξεταζόμενο ^{42}K (&4.2.2), μέθοδος που έχει εγκαταληφθεί σήμερα κυρίως λόγω της ακτινικής επιβάρυνσης του εξεταζομένου.



ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΕΛΛΗΝΙΚΗ

Μετρητής Ολοσώμου Ακτινοβολίας (ΜΟΑ) είναι μια διάταξη που χρησιμοποιείται για την ανίχνευση και την ποσοτικοποίηση ραδιονουκλιδίων, που βρίσκονται μέσα στο ανθρώπινο σώμα και εκπέμπουν ακτινοβολία-γ.

Ο ΜΟΑ του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, που τέθηκε για πρώτη φορά σε λειτουργία το 1986, βρίσκεται στο τελικό στάδιο ριζικής αναβάθμισής του, με την προσθήκη στο σύστημα δεκατεσσάρων κυλινδρικών σπινθηριστών NaI(Tl) (15.7cm x 5cm), αποκαλούμενους στην παρούσα μελέτη ως Α1 ανιχνευτές και ενός υπερκαθαρού ανιχνευτή γερμανίου στο προϋπάρχον σύστημα που διέθετε δύο κυλινδρικούς ανιχνευτές σπινθηρισμού NaI(Tl) (29.2cm x 10.2cm), αποκαλούμενους Α2. Για το σχεδιασμό του αναβαθμισμένου ΜΟΑ έγινε χρήση του κώδικα Monte Carlo MCNP-4B και μελετήθηκαν εναλλακτικοί σχεδιασμοί θωράκισης και θέσεων των σπινθηριστών. Για κάθε γεωμετρία έγινε προσομοίωση του χώρου, της ανιχνευτικής διάταξης, της θωράκισης και του σώματος του εξεταζόμενου. Μελετήθηκαν πέντε συνολικά γεωμετρίες, δύο με σάρωση της εξεταστικής κλίνης σε σήραγγα και τρεις ακίνητης κλίνης. Κριτήρια επιλογής της βέλτιστης γεωμετρίας ήταν η απόδοση και η ομοιομορφία ανίχνευσης και ο ελάχιστος ανιχνεύσιμος αριθμός φωτονίων ενέργειας 1.46 MeV. Δόθηκε έμφαση στα χαρακτηριστικά του ΜΟΑ για ανίχνευση φωτονίων ενέργειας 1.46 MeV, δεδομένου ότι η ποσοτικοποίηση του καλίου έχει ιδιαίτερη κλινική σημασία.

Η σχετική απόδοση των ΜΟΑ εκτιμήθηκε από τον Παράγοντα Αξιολόγησης (ΠΑ), ο οποίος ορίστηκε ως:

$$ΠΑ = \frac{(ΑΦ/ΕΦ \text{ από το ομοίωμα})}{\sqrt{(ΑΦ/ΕΦ \text{ από το περιβάλλον})}}$$

όπου (ΑΦ/ΕΦ) ο αριθμός των αντιδρώντων φωτονίων με τους ανιχνευτές ανά εκπεμπόμενο φωτόνιο από τον εξεταζόμενο και το περιβάλλον (τοίχοι, οροφή και δάπεδο θεωρήθηκαν ομοιόμορφα κατανεμημένες πηγές φωτονίων της ίδιας επιφανειακής ραδιενέργειας ^{40}K). Μεγαλύτερος ΠΑ προέκυψε για τη γεωμετρία σάρωσης με τους Α1 ανιχνευτές τοποθετημένους κεντρικά και συμμετρικά ανά επτά, πάνω και κάτω από τον εξεταζόμενο σε σήραγγα και τους Α2 στα πλαϊνά τοιχώματά της. Οι πρόσθιες επιφάνειες και των δύο τύπων ανιχνευτών απέχουν 60 cm. Μικρές τροποποιήσεις στην εν λόγω γεωμετρία, οδήγησαν σε αύξηση του ΠΑ κατά 65% βελτιώνοντας παράλληλα και τη λειτουργικότητα του ΜΟΑ,

Πλεονεκτήματα της γεωμετρίας που επιλέχθηκε αποτελούν:

- η βελτιωμένη ομοιομορφία της μέτρησης,
- η μη απαίτηση επανατοποθέτησης του εξεταζόμενου με στροφή 180° του σώματός του,
- η τοποθέτηση της κλίνης σε ύψος 70 cm από το δάπεδο, που διευκολύνει τον εξεταζόμενο κατά την τοποθέτησή του στο ΜΟΑ,
- η τοποθέτηση της θωράκισης πλησιέστερα στους Α1 ανιχνευτές και η μείωση του ύψους της σήραγγας από 60 σε 50 cm, μείωσε την απόδοση του ΜΟΑ στην ακτινοβολία υποστρώματος, χωρίς συνεπακόλουθη επίταση του αισθήματος της κλειστοφοβίας του εξεταζόμενου.

Για την εκτίμηση της απόδοσης του ΜΟΑ υπολογιστικά θα πρέπει να έχει προηγηθεί ακριβής προσδιορισμός του ενεργού όγκου των ανιχνευτών καθώς και του υλικού που τους περιβάλλει. Αυτό επιτεύχθηκε με ακτινογράφιση των ανιχνευτών και με



σάρωση τους με λεπτή δέσμη φωτονίων 122 keV. Βρέθηκαν ότι οι ενεργοί όγκοι είναι 14.9 cm x 4.5 cm των A1 ανιχνευτών και 28.4 cm x 9.7 cm των A2. Το περίβλημα των ανιχνευτών θεωρήθηκε ότι είναι εξ' ολοκλήρου από αλουμίνιο και συγκρίθηκαν τα πειραματικά και υπολογιστικά αποτελέσματα σε δεδομένη γεωμετρία για διάφορες τιμές πάχους αλουμινίου, χρησιμοποιώντας σημειακές πηγές φωτονίων. Σχετική ταύτιση πειραματικών και υπολογιστικών αποτελεσμάτων προέκυψε για πάχος περιβλήματος 5 και 3 mm στην περίπτωση των A1 και A2 ανιχνευτών, αντίστοιχα.

Με χρήση του κώδικα MC υπολογίστηκε η απόδοση ανίχνευσης του MOA για πηγές φωτονίων ενέργειας 0.06 έως 1.46 MeV τόσο ομοιόμορφα (Πίνακας 1) όσο και ανομοιόμορφα κατανεμημένες μέσα στο ανθρώπινο σώμα. Επίσης εκτιμήθηκε η εξάρτηση της απόδοσης του MOA από τη σωματική διάπλαση του εξεταζομένου, την κατανομή του ραδιονουκλιδίου (ρν) εντός του σώματός του, και τη θέση του εξεταζομένου στην κλίνη. Συνδυάστηκε το μαθηματικό μοντέλο εξεταζομένου «BOMAB» με τα μοντέλα εξεταζομένων διαφόρων ηλικιών των Christy και Eckerman και χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό Bodybuilder™. Επίσης έγινε χρήση μαθηματικών μοντέλων για την περιγραφή οργάνων και περιοχών του σώματος, ανάλογα με την ηλικία του εξεταζομένου.

Πίνακας 1: Σχετική απόδοση ανίχνευσης ομοιόμορφα κατανεμημένης πηγής φωτονίων στο ομοίωμα ενήλικα των Christy και Eckerman					
Ενέργεια φωτονίων (MeV)	0.060	0.140	0.365	0.662	1.460
Τύπος ανιχνευτή					
A1	1.63	2.38	2.04	1.63	1.00
A2	0.75	1.15	1.19	1.25	1.00
A1+A2	1.19	1.76	1.64	1.44	1.00

Στην περίπτωση ομοιόμορφης κατανομής καλίου στα ομοιώματα των Christy και Eckerman διαφόρων ηλικιών βρέθηκε μείωση της απόδοσης με αύξηση της σωματομετρικών στοιχείων. Για παράδειγμα στις περιπτώσεις βρέφους και παιδιού ηλικίας πέντε ετών η απόδοση ήταν κατά 26% και 13.5% μεγαλύτερη από αυτή του ενήλικα μάζας σώματος 73 kg. Στην περίπτωση ατόμων ορισμένου ύψους μελετήθηκε η εξάρτηση της απόδοσης του MOA από τη μάζα σώματος στην περίπτωση ομοιόμορφης κατανομή ^{40}K και ^{137}Cs , και βρέθηκε ότι:

1. η απόδοση ελαττώνεται γραμμικά με αύξηση της μάζας,
2. η μέγιστη μεταβολή στην απόδοση για δεδομένο ύψος, σε συνάρτηση με τη μάζα δεν ξεπερνά το 12% για το ^{40}K , και το 14% για το ^{137}Cs
3. υπάρχει γραμμικός συσχετισμός μεταξύ της απόδοσης και του δείκτη σωματικής διάπλασης $(M/Y)^{1/2}$.

Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα για τους ανιχνευτές A2, που προήλθαν υπολογιστικά με τα πειραματικά αποτελέσματα που είχαν ληφθεί από βαθμονόμηση στον παλαιό MOA, διαπιστώθηκε ικανοποιητική σύμπτωση.

Επιπλέον μελετήθηκαν ορισμένες περιπτώσεις ανομοιόμορφων κατανομών ρν διαφορετικών ενεργειών (0.060, 0.140, 0.360, 0.662, 1.460 MeV) σε περιοχές του ανθρώπινου σώματος όπως μαλακά μόρια, σκελετός, ουροδόχος κύστη, πνεύμονες



και θυρεοειδής στο ομοίωμα ενήλικα των Cristy και Eckerman. Η απόδοση του ΜΟΑ για ομοιόμορφη κατανομή μόνο στα μαλακά μόρια και το σκελετό παρουσίασε μεταβολή κατά ποσοστό <5% για όλες τις ενέργειες σε σχέση με την ομοιόμορφη σε ολόκληρο το σώμα. Στα μεν μαλακά μόρια και στα δύο είδη ανιχνευτών οι μεταβολές είναι μικρές, ενώ στο σκελετό αν και οι μεταβολές είναι λίγο μεγαλύτερες αλληλοαναιρούνται, αφού διαπιστώνεται μείωση στους Α1 ανιχνευτές και αύξηση στους Α2. Η απόδοση σε περίπτωση ρν συγκεντρωμένου σε μικρή κεντρική περιοχή του ανθρώπινου σώματος, όπως στην ουροδόχο κύστη, παρουσίασε μείωση κατά 27.7% και 47.5% σε σχέση με την ομοιόμορφη κατανομή του, για φωτόνια ενεργειών 1.46 MeV και 0.060 MeV αντίστοιχα. Στην περίπτωση αυτή θεωρείται προτιμότερη η χρήση μόνο των Α1 ανιχνευτών, και η μέτρηση σε σταθερή θέση αφού έχει προηγηθεί η κατάλληλη βαθμονόμηση του ΜΟΑ.

Η απόδοση του ΜΟΑ για ομοιόμορφη κατανομή ^{40}K και το ^{137}Cs σε ομοίωμα εγκύου (αύξηση της μάζας σώματος 6.73 kg στην κοιλιακή χώρα) παρουσίασε μείωση 3.4% και 5.4% αντίστοιχα, σε σχέση με το ομοίωμα με εγκύου. Επιπλέον, διαπιστώθηκε ότι η απόδοση του ΜΟΑ για μη συμμετρική τοποθέτηση του εξεταζομένου σε άξονα εγκάρσιο σε εκείνον της σάρωσης λόγω σφάλματος, δεν επηρεάζεται σημαντικά (λιγότερο από 5%).

Συμπερασματικά, η χρήση του κώδικα MCNP-4B επέτρεψε την λεπτομερή εξομείωση του ανθρώπινου σώματος και της κατανεμημένης ραδιενέργειας, των ανιχνευτών, της θωράκισης και του χώρου εγκατάστασης του ΜΟΑ. Η μέθοδος αυτή απόδειχθηκε ιδιαίτερα χρήσιμη στο σχεδιασμό και τη βαθμονόμηση ενός ΜΟΑ, που διαθέτει μεγάλο αριθμό ανιχνευτών.



ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΑΓΓΛΙΚΗ (SUMMARY)

Eftychia Tzima

Design and efficiency calibration of a prototype whole body counter

Whole Body Counter (WBC) is a system used for the detection and measurement of γ -emitting radionuclides deposited in the human body. The University of Ioannina Whole Body facility, in use since 1986, is to be upgraded. Fourteen cylindrical scintillation NaI(Tl) detectors (15.7 cm x 5 cm- type A1 detectors), and a high purity Ge detector are to be added to the pre-existing WBC that is equipped with two cylindrical scintillation NaI(Tl) detectors (29.2 cm x 10.2 cm- type A2). Monte Carlo code MCNP-4B was used to simulate various detector, patient and shielding configurations. Five configurations were studied, two scanning bed geometries and three stationary. Selection criteria were: a) counting efficiency, b) measurement uniformity, and c) minimum number of 1.46 MeV photons detected. Emphasis was given on 1.46 MeV photons detection, due to the clinical importance of whole body potassium assessment.

The relative WBC efficiency for each geometry was quantified by the Figure of Merit (FOM) defined as:

$$FOM = \frac{(IP/EP_{phantom})}{\sqrt{(IP/EP_{bgr})}},$$

where (IP/EP) is the number of photons that interact with the WBC detectors per emitted photon from the phantom and the background (identical areal potassium distribution was assumed in the walls, the ceiling and the floor of the room). The highest FOM value corresponded to a scanning geometry with fourteen A1-detectors placed in the central region of a tunnel, (7 above and 7 below the patient) and two A2 detectors placed laterally to the body. The detector groups, 60 cm apart, face each other. Minor modifications in the configuration improved the measurement convenience, and increased FOM by 65%. Therefore, the selected configuration:

- improved the measurement uniformity,
- does not require patient repositioning with 180° body rotation
- the height of the WBC-couch from the floor was increased to 70 cm, facilitating patient's positioning,
- the reduction of tunnel height from 60 to 50 cm, as carried out, decreased the background signal, without enhancing the patient's claustrophobia.

For the assessment of the WBC detection efficiency the exact dimensions of the active volume of each detector and its surrounding materials has to be assessed. The data obtained by X-ray radiography and the scanning of each detector by a 122 keV photon beam were coupled for this purpose. The active dimensions were found to be 14.9 cm x 4.5 cm for type A1, and 28.4 cm x 9.7 cm for type A2 detectors. By comparing the measured detector efficiency to photon emitting point sources to those assessed by MCNP, it was found that the active volume of type A1 and A2 detectors is encased by 5 mm and 3 mm thick aluminum equivalent layers, respectively.



MCNP-4B was used to calculate WBC efficiency at 0.06 to 1.46 MeV photon sources with either uniform (Table 1) or non-uniform distribution in the human body. In addition, the dependence of the WBC efficiency on human body habitus, and subject positioning were studied. For this purpose, the mathematical model "Bottle Manikin Absorption Calibration Phantom" (BOMAB), the models of subjects of various ages

Photon Energy (MeV)	0.060	0.140	0.365	0.662	1.460
<i>Detectors</i>					
<i>A1</i>	1.63	2.38	2.04	1.63	1.00
<i>A2</i>	0.75	1.15	1.19	1.25	1.00
<i>A1+A2</i>	1.19	1.76	1.64	1.44	1.00

by Cristy and Eckerman and the Phantom Generation Code "Bodybuilder" were used. Mathematical models for the description of human organs and parts of the body related to age were also been used. The use of the code was validated by comparing the already measured efficiency of the WBC to be upgraded, with that predicted using the code.

Assuming a uniform potassium distribution the efficiency was found to increase with decreasing body size. For example, the efficiencies of the newborn and the 5y old children were 26% and 13.5% higher than the efficiency of 73 kg adults.

In adults it was found that detection efficiency to ^{40}K and ^{137}Cs photons decreases linearly with increase of body mass and that there is a linear correlation between efficiency and Body Build Index $(M/H)^{1/2}$. The maximum efficiency difference due to body mass variation in adults was found to be 12% for ^{40}K and 14% for ^{137}Cs measurements.

The detection efficiency from adults with non-uniform distributions of 60, 140, 360, 662 and 1460 keV photon emitting sources (located at soft tissue, skeleton, urinary bladder, lungs and thyroid) were also studied. The detection efficiency to uniform distributions of photon sources in the studied energy range in either soft tissue or the skeleton were found to differ less than 5% from the corresponding efficiencies to uniform whole body distributions. Whenever the source is located only in soft tissue, both types of detectors had detection efficiencies similar to those when the source was uniformly distributed over the entire human body. From the other hand, when the source was located in skeleton type A1 detectors had decreased efficiency, while the type A2 increased detection efficiency. Whenever the source is located at a small central region of the body, as in the urinary bladder, the efficiency was found to be decreased by 27.7% up to 47.5% relative to a uniform whole body distribution, the exact value depending on photon energy. If such measurements have to be carried it is preferable to use only the A1 type detectors and avoid scanning.

WBC efficiency to ^{40}K and ^{137}Cs photons in pregnant women (6.7 kg body mass increase in the abdominal region) was found to decrease by 3.4% and 5.4% relative to the efficiency of these isotopes in non-pregnant women. Moreover, the efficiency was only slightly influenced (less than 5% difference) by non symmetrical positioning of the patient along the WBC long-axis.



In conclusion, MCNP4B allowed the detailed simulation of the human body and the distributed radioactivity, the detectors, the shielding and room. This method was proved to be of great utility for the design and the calibration of a multi-detector WBC.



ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Andrási A and Kötél G: "NaI(Tl) detector efficiency calculations for distributed sources in a human phantom", *Int. J. Appl. Rad. Isot.*, 26, 451-454, (1975)
2. Ansphaugh LR, Catlin RJ, Goldman M: "The global impact of the Chernobyl reactor accident", *Science*, 242, 1513-1519, (1988)
3. Berger CD και Goans RE: " A comparison of the NaI-CsI phoswich and a hyperpure germanium array for the in vivo detection of the actinides" , *Health Physics*, 40, 535-542, (1981)
4. Berger CD: "The effectiveness of a whole body counter during and after an accident situation at nuclear facilities", *Health Physics*, 40, 685-692,(1981)
5. Bewley DK: "Anthropomorphic models for checking the calibration of whole-body counters and activation analysis systems" , *Phys.Med.Biol.*, 33(7), 805-813, (1988)
6. Birattari C and Salomone A: "Efficiency evaluation of gamma-ray solid-state detectors", *Nuclear Instruments and Methods* 174, 391-399, (1980)
7. Blunck O and Leisegang S: "Zum Energieverlust schneller Elektronen in dünnen Schichten", *Z.Physik* 128, 500, (1950).
8. Boddy K: " The development and performance of a prototype shadow-shield whole body monitor" , *Phys. Med. Biol.*, 12(1), 43-50, (1967)
9. Boddy K: "A high sensitivity shadow-shield whole body monitor with scanning-bed and tilting chair geometries, incorporated in a mobile laboratory", *Br. J. Radiol.*, 40, 631-637, (1967)
10. Boddy K King CP, Tothill P, Strong JA: "Measurement of Total Body Potassium with a Shadow Shield Whole-Body Counter: Calibration and Errors", *Phys.Med.Biol.*, 16(2), 275-282, (1971).
11. Boecker B: "Current status of bioassay procedures to detect and quantify previous exposures to radioactive materials, *Health Physics*, 60(Sup1): 45-100,(1991)
12. Briesmeister JF editor : MCNP –A general Monte-Carlo N-Particle Transport Code, Version 4B, Los Alamos National Laboratory, LANL Manual LA-12625-M Version 4B (1997) Los Alamos
13. Canberra: "Systems for in-vivo dose measurement" , <http://www.canberra.com>
14. Chhabra AS: " An improved whole-body counting geometry with a single NaI(Tl) detector (8x4inches)", *Radiology*, 82, 816-825, (1962)



15. Chou HP, Tsai TM και Lan CY: "A microcomputer-based whole-body counter for personnel routine monitoring", *Appl. Radiat. Isot.*, 44(5), 815-819, (1993)
16. Cohn SH, Dombrowski CS, Pate HR: "A whole-body counter with an invariant response to radionuclide distribution and body size", *Phys. Med. Biol.*, 14(4), 645-658, (1969)
17. Cohn SH and Dombrowski CS: "Absolute measurement of whole body potassium by gamma spectroscopy", *J Nucl. Med*, 11, 239-46, (1970)
18. Cohn SH, Gartenhaus W, Sawitsky A, Rai K, Zanzi I, Vaswani A, Ellis KJ, Yasumura S, Cortes E and Vartsky D: "Compartmental body composition of cancer patients by measurement of total body nitrogen, potassium and water", *Metabolism*, 30, 222-9, (1981)
19. Cohn SH και Palmer HE: "Recent advances in Whole-Body Counting: A Review", *Journal of Nuclear Medicine and Biology*, 1, 155-165, (1974)
20. Cohn SH, Parr RM: "Nuclear-based techniques for in vivo study of the human body composition", *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, 6, 275-301, (1985)
21. Cristy M, Eckerman KF: "Specific Absorbed Fractions of Energy at various ages from internal photon sources. I.Methods", ORNL Report TM-8381/VI, (1987)
22. Crouthamel CE: "Applied gamma-ray spectrometry", Second edition by Adams F. and Dams R., Pergamon Press (1970)
23. Debertin K and Grosswendt B: "Efficiency calibration of semiconductor detectors by primary standard sources and Monte Carlo calculations", *Nuclear Instruments and Methods*, 203, 343-352, (1982)
24. Dudley RA: "The design and performance of a simple clinical whole-body counter", From the International Atomic Energy Agency, Vienna 1968
25. El-Assaly FM: "Assessment of radium-226 in two cases of radium luminizers using whole-body counting", *Health Physics*, 43(4), 567-572, (1982)
26. Estrada JJS and Laurer GR: "A method to obtain subject background for low-level in-vivo measurements o head", *Health Physics*, 65(3), 306-312, (1993)
27. Evans CJ, Ryde SJS, Hancock DA and Al-Agel F: "Monte-Carlo simulation of prompt gamma neutron activation using MCNP code", *Appl. Radiat. Isot.*, 49(5/6), 541-543, (1998)
28. Fano U: "Phys. Rev.", 72, 26, (1947)
29. Fenwick JD, McKenzie AL, Boddy K: "Intercomparison of whole - body counters using a multinuclide calibration phantom", *Phys.Med.Biol.*, 36 (2), 191-198, (1991)



30. ΦΕΚ 216, 6 Μαρτίου 2001, (Κανονισμοί Ακτινοπροστασίας)
31. Garcia-Talavera M, Neder H, Daza MJ, Quintana B: "Towards a proper modeling of detector and source characteristics in Monte-Carlo simulations", *Applied Radiation and Isotopes*, 52, 777-783, (2000)
32. Genicot JL, Pomme S, Alzetta JP: "In vivo measurement of low energy photon emitters: room-temperature semiconductor diodes vs. large scintillators and germanium crystals", *Health Physics*, 76(3), 288-299, (1999)
33. Ghanem SA: "Monte Carlo calculations of the response features for NaI detectors", *Appl. Rad. Isot.*, 53, 877-880, (2000)
34. Glaros D, Kalef-Ezra J, Xatzikonstantinou I, LoMonte A, Yasumura S: "A facility for the *in vivo* measurement of Ca and P content in the human hand", *International Symposium on In Vivo Body Composition Studies*, June 1989, Toronto, Canada in *In vivo Body Composition Studies: Recent advances* (editor S. Yasumura et al), Plenum Press, New York, 121-123 (1990)
35. Glaros D, Xatzikonstantinou J, Leontiou J, Kalef-Ezra J: "A partial body activation analysis technique for the measurement of phosphorous in bone", *In Vivo Body Composition Studies*, editors Ellis, Yasumura, Morgan, The Institute of Physical Sciences in Medicine, London, 294-299 (1987)
36. Glass HI: "Design criteria for clinical whole body counters", *Proc. Panel, Clin Uses Whole-Body Counting, Vienna (1965)* p.92, IAEA, Vienna (1966)
37. Goudsmit S and Saunderson JL: "Multiple Scattering of electrons", *Phys. Rev.* 57, 24, (1940)
38. Hansen RD, Raja C and Allen BJ: "Total Body Protein Chronic Diseases and in Aging", *Proceedings of the Fifth International Symposium on In Vivo Body Composition Studies*, *Annals of the New York Academy of Sciences*, 904, 345-351, (2000)
39. Hansen RD and Allen BJ: "Calibration of a total body potassium monitor with an anthropomorphic phantom", *Phys. Med. Biol.*, 41, 2447-2462, (1996)
40. HPS N13.30-1996: "Performance criteria for radiobioassay"
41. <http://www.geocities.com/CollegePark/Quad/2435/history.html> (History of Monte-Carlo Method)
42. <http://www.pma.caltech.edu/ph77/labs/exp12.pdf>
43. IAEA "Directory of whole Body radioactivity monitors", International Atomic Energy Agency, Vienna, (1970)



44. International Commission on Radiological Protection (ICRP) Publication No. 23, "Report of the Task Group on Reference Man", Oxford: Pergamon Press, (1975)
45. International Commission on Radiological Protection, (ICRP) Publication No. 54, "Individual Monitoring for Intakes of Radionuclides by Workers: Design and Interpretation", Oxford: Pergamon Press, (1987)
46. International Commission on Radiation Units and Measurements, "Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement ", Bethesda MD: ICRU Publications; ICRU Report 44, (1989)
47. International Commission on Radiation Units and Measurements, "Phantoms and computational models in therapy, diagnosis and protection", Bethesda MD: ICRU Publications; ICRU Report 48, (1992)
48. Isaksson M, Fredlund K, Sandberg A-S, Almgren A, Rossander-Hulthen L: "Determination of the retention of ^{47}Ca by whole-body counting", Applied Radiation and Isotopes 52, 1441-1450, (2000)
49. Ishikawa T, Matsumoto M and Uchiyama M: "A calibration method for whole body counters using Monte-Carlo simulation", Radiation Protection Dosimetry, 64(4), 283-288, (1996)
50. Ishikawa T, Matsumoto M and Uchiyama M: "A calibration method for whole body counters using Monte-Carlo simulation", Radiation Protection Dosimetry, 64(4), 283-288, (1996)
51. Ishikawa T and Uchiyama M: " Estimation of the counting efficiencies for individual subjects in ^{137}Cs whole-body counting, using voxel phantoms" , *Radiation Protection Dosimetry*, 71 (3), 195-200, (1997)
52. Ishikawa T and Uchiyama M: "Calculation of the counting efficiency for ^{137}Cs using voxel phantoms with lungs and a skeleton", Rad. Prot. Dosim., 69(3), 199-204, (1997)
53. Ishikawa T, Uchiyama M, Hoshi M, Takada J, Edno S, Sugiura N, Kosako T and Shimizu I : "New in-vivo calibration phantoms and their performance", Health Phys., 82(3), 348-357,(2002)
54. Kalef-Ezra J, Chaliassos N, Hatzikonstantinou I, Yasumura S, Lapatsanis P: "Total body potassium in adult patients with β -thalassemia", 6th International Conference on thalassaemias and haemoglobinopathies, (abstract), April 5-9, 1997 Malta.
55. Kalef-Ezra J, Hatzikonstantinou I, Leontiou I and Glaros D: "Whole-Body ^{137}Cs and ^{134}Cs levels in the Greek population following the 1986 Chernobyl accident", Radiation Protection Dosimetry, 42 (1), 51-54, (1992)
56. Kalef-Ezra J, Yasumura S: "Doses and risk estimates to the human conceptus



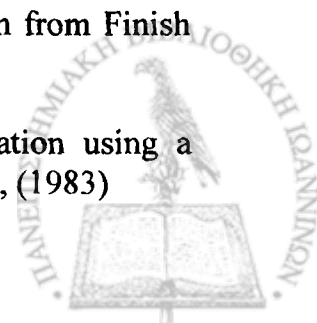
- due to internal prenatal exposure to radioactive caesium”, *Radiation Protection Dosimetry*, 69, 205-210, (1997)
57. Kalef-Ezra J, Zibis A, Chaliassos N, Hatzikonstantinou I, Karantanis A: “Body composition in homozygous β -thalassemia”, *Annals of New York Academy of Sciences* 904, 621-624, (2000)
 58. Kalef-Ezra J, Hatzikonstantinou J, Glaros D, Yasumura S: “*In vivo* measurement of phosphorus in bones of the hands: ten years of clinical experience”. in “Neutrons in research and industry”, G. Vourvopoulos editor, 371-374, SPIE Vol. 2867 of the International Society of Optical Engineering Series, Washington, (1997)
 59. Καλέφ-Εζρά Τ, Γλάρος Δ, Σφαιρόπουλος Γ, Σιαμόπουλος Κ: “Συγκέντρωση ραδιενεργού καϊσίου και καλίου σε αιμοκαθαιρόμενους ασθενείς”, Τόμος Περιλήψεων 15ου Πανελληνίου Ιατρικού Συνεδρίου, Μάιος 1989, Αθήνα
 60. Καλέφ-Εζρά Τ, Γλάρος Δ: “Ακτινική επιβάρυνση βρέφους από ραδιενεργό καϊσιο”, Τόμος Περιλήψεων 15ου Πανελληνίου Ιατρικού Συνεδρίου, Μάιος 1989, Αθήνα
 61. Katoch DS, Bhasin BD και Sunta CM: “Shadow-shield whole body counter for radiation monitoring”, *Bulletin of Radiation Protection*, 12(4), 34-40, (1989)
 62. Katoch DS, Bhasin BD και Sunta CM: “ Selection of civil construction material for thorax counting facility at NFC, Hyderabad”, *Bulletin of Radiation Protection*, 11(1&2), 97-103, (1988)
 63. Katoch DS, Mehta DJ and Sharma RC: “Intercomparison of shadow-shield whole body radioactivity monitors in operation at various nuclear facilities in India”, *Bulletin of Radiation Protection*, 18 (1&2), January-June, (1995)
 64. Kehayias JJ, Valtuena S, Waitekus AB, Sheahan CA and O’ Neill M: “In Vivo Elemental Partition Analysis Using Fast Neutrons, A tool for testing the efficacy of new clinical interventions”, *Proceedings of the Fifth International Symposium on In Vivo Body Composition Studies*, *Annals of the New York Academy of Sciences*, 904, 140-146, (2000)
 65. Kinase S and Noguchi H: “Uncertainties in estimated body burdens of Caesium-137 by whole body counting”, *Rad. Prot. Dosim.*, 93(4), 341-345, (2001)
 66. Knoll GF: “Radiation detectors for X-ray and gamma-ray spectroscopy”, *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, 243 (1), 125-131, (2000)
 67. Kramer GH, Kenneth GWI: “ A summary of the proceedings of the workshop on standard phantoms for the in vivo radioactivity measurement”, *Health Physics*, 61(6), 893-894, (1991)



68. Kramer GH, Hauck BM and Allen SA: " Comparison of the LLNL and JAERI torso phantoms using Ge detectors and phoswich detectors", *Health Physics*, 74(5), 594-601, (1998)
69. Kramer GH, Lee TY and Kim JS: " A joint HML-KAERI project-comparison of the LLNL and JAERI torso phantoms using four 50 mm Ge detectors", *Health Physics*, 74(5), 613-618, (1998)
70. Kramer G, Burns L, Noel L: "The BRMD BOMAB PHANTOM FAMILY", *Health Physics* 61(6), 895-902, (1991)
71. Kramer GH, Loesch RM, Olsen PC: "The second international in vivo monitoring intercomparison program for whole body counting facilities by Canadian and United States agencies", *Health Physics* 80(3), 214-224, (2001)
72. Kramer GH: " Lung counting : a function to fit counting efficiency of a lung counting germanium array to muscle-equivalent-chest-wall-thickness and photon energy using a realistic torso phantom", *Health Physics*, 77, 207-213, (1999)
73. Kramer GH, Loesch RM and Olsen PC: "The Canadian National Calibration Reference Centre for in vivo monitoring and the United States Department of Energy, Results of the 1993 Intercomparison/Intercalibration Final Report" HMLTD-95-3
74. Kramer GH: "The Canadian Whole Body Counting Intercomparison program: a summary report for 1989-1993", *Health Physics* 69(4), 560-565, (1995)
75. Krishnan SS, McNeill KG, Harrison JE: "Recent developments in the prompt-gamma TBN measurement facility of the Toronto General Hospital", *Proceedings of the Fifth International Symposium on In Vivo Body Composition Studies*, *Annals of the New York Academy of Sciences*, 904, 303-308, (2000)
76. Lahham A, Fülöp M, Vladár M και Ragan P: "Body potassium content and radiation dose from 40K to the Slovak population", *Health Physics*, 74(3), 346-349, (1998)
77. Lan CY και Weng PS: "Body K and 40K in Chinese subjects measured with a whole body counter", *Health Physics*, 57(5), 743-746, (1989)
78. Landau L: "On the energy loss of fast particles by ionization" *J.Phys. USSR*8, 201, (1944)
79. Leo WR: "Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments", Springer-Verlag Berlin Heidelberg, (1987)
80. Λεοντίου Ι, Καλέφ-Εζρά Τ, Χατζηκωνσταντίνου Ι, Γλάρος Δ: "In vivo προσδιορισμός του ολικού καλίου στον άνθρωπο", 3ο Πανελλήνιο Ακτινολογικό Συμπόσιο Νεώτερων Μεθόδων Απεικόνισης, Οκτώβριος 1989



81. Λεοντίου Ι.: «Πρωτότυπος μετρητής ολοσώμου γ-ακτινοβολίας και η χρήση του στον in-vivo προσδιορισμό του ραδιενεργού καλίου και καισίου», Διδακτορική διατριβή, Ιατρική Σχολή Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, Ιωάννινα (1990)
82. Lukaski HC: "Methods for the assesment of human body composition: traditional and new", Am J Clin Nutr, 46, 537-56, (1987)
83. Ma R, Stamatelatos IE and Yasumura S: "Calibration of the Brookhaven National Laboratory Delayed Gamma Neutron Activation Facility to measure total body calcium", Proceedings of the Fifth International Symposium on In Vivo Body Composition Studies, Annals of the New York Academy of Sciences, 904, 148-150, (2000)
84. Ma R, Zhao X, Rarback HM, Yasumura S, Dilmanian FA, Moore RI, Lo Monte AF, Vodopia KA, Liu HB, Economos CD, Nelson ME, Aloia JF, Vaswani AN, Weber DA, Pierson RN, Joel DD: "Calibration of the delayed-gamma neutron activation facility, Medical Physics, 23:273-277, (1996)
85. Mallet MW, Hickman DP, Kruchten DA και Poston JW: "Development of a method for calibrating in vivo measurement systems using magnetic resonance imaging and Monte-Carlo computations", Health Physics, 68(6), 773-785,(1995)
86. McNeill FE , Franklin DM, Chettle DR , Ellis RE , Pittard SP, Scott MC and Vennart W: "Feasibility studies in the in-vivo measurement of iron in synovial membrane", Proceedings of the International Symposium on In Vivo Body Composition Studies, Basic Life Sciences, 55, 413-417, (1989)
87. Mehl JG: "Single and multiple detector systems for whole-body counting", Instrumentation in Nuclear Medicine 1, Hine C.J. ,Ed., Academic Press, New York , 553, (1967)
88. Mehta DJ, Ghatikar CB, Katoch DS: "Diagnostic utility of a linear digital whole body radioactivity profile scanner" , First Arab Conference on Medical Physics, Beirut, (1980)
89. Mehta DJ, Katoch DS, Dhandayutham R και Sharma RC: "Intercomparison of Whole-Body Monitors in India", Bulletin of Radiation Protection, 15(3&4), 35-39, (July-December 1992)
90. Mitra S, Sutcliffe JF and Hill GL: "A simple calibration of a shadow shield counter for the measurement of total body potassium in critically ill patients", Phys.Med.Biol, 34(1), 61-68, 1989)
91. Mustonen, Raimo: "Natural radioactivity in and radon exhalation from Finish building materials", Health Physics, 46(6) , 1195-1203,(1984)
92. Naversten Y and Lenger V: "Total body potassium determination using a whole body counter", Acta Radiologica Oncology, 22(2), 167-175, (1983)



93. Neeson DC, Kessler WV, Landolt RR, Barton TP and Mennucci MD: "An intercomparison of whole-body counters at participating region III nuclear power plants", Health Physics, 72(5), 795-797, (1997)
94. Novak LP: "Aging, total body potassium, fat-free mass, and cell mass in males and females between 18 and 85 years", J.Gerontol., 27, 438-43, (1972)
95. Novario R και Conte L: "A new method for calculating the distribution of radioactivity in man measured with a whole-body counter", Health Physics, 58 (5), 597-607, (1990)
96. Oliveira CAN et al: "The IRD/CNEN whole - body counting facility: background and calibration results", Rad.Prot.Dosim.,29 (3), 203-208, (1989)
97. Palmer HE και Roesch WC: " A shadow-shield whole-body counter", Health Physics, 11, 1213-1219, (1965)
98. Palmer HE, Rieksts GA και Lynch TP: "Performance of an array of large-volume germanium detectors for whole-body counting", Health Physics, 61(5), 595-600, (1991)
99. Palmer HE and Heid KR: "Lead-210 in uranium mine and mill workers", Health Physics, 47(4),632-634, (1984)
100. Palmer HE, Rieksts GA, Jefferies SJ and Gunston KJ: "Improved counting efficiencies for measuring 239Pu in the lung in the sitting position", Health Physics, 57(5), 747-752, (1989)
101. Petoussi – Henss N, Zankl M, Fill U and Regulla D: "The GSF family of voxel phantoms", Phys. Med. Biol. , 47, 89-106, (2002)
102. Pierson NR, Wang J, Thornton JC, Van Itallie TB, Colt EWD: "Body Potassium by four-pi ⁴⁰K counting: an anthropometric correction", Am.J.Physiol., 246, F234-F239, (1984)
103. Pierson RN, Wang JJ, Heymsfield SB, Dilmanian FA and Weber DA: "High Precision In Vivo Neutron Activation Analysis: A new ERA for compartmental analysis in body composition", Proceedings of the International Symposium on *In Vivo* Body Composition Studies, Basic Life Sciences, 55, 317-324, (1989)
104. Pillai PMB, Paul AC, Bhat IS, Iyer MR, Pillai KC: "Deposition and clearance of 212Pb in humans", Health Physics, 66(3), 343-345, (1994)
105. Pushparaja , Haridasan TK, Gohel CO, Surendran T, Sharma RC and Iyer MR: "Estimation of thoron inhalation dose using a sensitive whole-body counter", Rad.Prot. Dosim., 42(4), 307-312, (1992)
106. Rahola T and Suomela M: "A mobile whole-body counter for measuring internal contamination at nuclear power plants", Proc. of the SRP Symposium, Inverness 1982



107. Review of Monte-Carlo and deterministic codes in Radiation Protection and Dosimetry, editors Hamid and Tagziria, National Physics Laboratory, February 2000
108. Rogers DWO: "More realistic Monte-Carlo calculations of photon detector response functions", *Nuclear Instruments and Methods*, 199, 531-548, (1982)
109. Rogers JA, Blake-James M, Green S and Beddoe AH: "Investigation into the relationship between body surface area and total body potassium using Monte Carlo and measurement", *Phys. Med. Biol.* 47, 789-800, (2002)
110. Rühm W, König K and Bayer A: "Long-term follow-up of the ^{137}Cs body burden of individuals after the Chernobyl accident- A means for the determination of biological Half-Lives", *Health Phys.* 77(4), :373-382, (1999)
111. Saban SL, Coleman RL, Haskins AW: "Whole Body Counting at Nuclear Facilities in North America-1984", *Radiation Protection Management* (April 1986)
112. Saito K, Wittmann A, Koga S, Ida Y, Kamei T, Funabiki J and Zanki M: "Construction of a computed tomographic phantom for a Japanese male adult and dose calculation system", *Radiat. Environ. Biophys.*, 40, 69-76, (2001)
113. Smith T, Hesp R, Mackenzie J: "Total body potassium calibrations for normal and obese subjects in two types of whole body counter", *Phys. Med. Biol.*, 24 (1), 171-175, 1979
114. Stabin Michael and Schlafke-Stelson Audrey: "A list of nuclear medicine radionuclides and potential contaminants for operators of in-vivo counters, *Health Physics*, 61 n.3, 427-430, (1991)
115. Stamatelatos IE, Kalef-Ezra J, Economidis S, Yasumura S: "Caesium retention during pregnancy in mice", *Journal of Environmental Radioactivity*, 46, 171-177, (1999)
116. Steinhausler F, Lettner H, Weiss G: "Low cost age- and sex-specific calibration phantom for in-vivo measurements", *Health Physics*, 61(6), 916-917, (1991)
117. Steyn JJ and Huang R: "Monte-Carlo calculation of clad NaI(Tl) scintillation crystal response to gamma photons", *Nuclear Instruments and Methods*, 107, 465-475, (1973)
118. Tae-Young L, Jong-Kyung K and Si-Young C: "Mathematical Efficiency Calibration of In Vivo Measurement Systems", *Journal of Nuclear Science and Technology*, Supplement 1 , 394-396, (March 2000)
119. Tarroni G et al: "An intercomparison among the whole body counter centres operating in Italy", *Physica Medica*, XI(3), (July-September 1995)



120. Thieme M, Hunt E L, König K, Schmitt-Hannig A, Gödde R: "European whole body counter measurement intercomparison", *Health Physics*, 74(4), 465-471, (1998)
121. Thieme M, Hunt EL, König K, Schmitt-Hannig A, Gödde R: "European Intercomparison of in-vivo monitoring systems", *International Congress on Radiation Protection, IRPA 9, Vienna, Austria, 2-398*, (1996)
122. Tillander M, Pusa S and Suomela M: "Installation of two whole-body counters in new laboratory premises" <http://www.gr.is/nsfs/tilland.htm>, 2000
123. Toohey R et al, *Whole Body Working Group*: "Current status of whole-body counting as a means to detect and quantify previous exposures to radioactive materials", *Health Physics*, 60, sup.1, 7-42, (1991)
124. Trocki O, Wotton MJ, Cleghorn GF and Shepherd RW: "Value of total body potassium in assessing the nutritional status of children with end-stage liver disease", *Proceedings of the Fifth International Symposium on In Vivo Body Composition Studies, Annals of the New York Academy of Sciences*, 904, 400-404, (2000)
125. Rahola T: "Improving quality control and assessment of systems for direct measurement of radionuclides in people", *International Congress on Radiation Protection, April 14-19, 1996, Vienna, Austria* (1996)
126. Uehara S, Endo S, Takada J and Hoshi M: "Monte-Carlo simulation of in vivo measurements of $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ bremsstrahlung", *Health Phys.*, 74 (1), 30-37, (1998)
127. Ulanovsky AV, Minenko VF, Korneev SV: "Influence of measurement geometry on the estimate of ^{131}I activity in the thyroid: Monte-Carlo simulation of a detector and a phantom", *Health Physics*, 72(1), 34-41, (1997)
128. Van Riper AK., *White Rock Science*: "Bodybuilder" , <http://rt66.com/~kvr/bodybuilder/bodybuilder.html>
129. Venturini L, Campos VP, Berti EAR: "An approach for the efficiency calibration of whole body counters", *Health Physics*, 81(5), 580-584, (2001)
130. Vickers LR: "The gender-specific chest wall thickness prediction equations for routine measurements of ^{239}Pu and ^{241}Am within the lungs using HPGe detectors", *Health Physics*, 70(3), 346-357, (1996)
131. Waibel E and Grosswendt B: "Determination of detector efficiencies for gamma-ray energies up to 12 MeV", *Nuclear Instruments and Methods*, 131, 133-141, (1975)
132. Warner GT και Oliver R: "A whole body counter for clinical measurements utilizing the "shadow shield" technique", *Phys. Med. Biol.*, 11(1), 83-94, (1966)



133. Weast CR: "CRC Handbook of Chemistry and Physics, A Ready-Reference Book of Chemical and Physical Data", 58th Edition, CRC Press Inc., (1977-1978)
134. Webb JL and Kramer GH: "An evaluation of germanium detectors employed for the measurement of radionuclides deposited in lungs using an experimental and Monte Carlo approach", Health Physics, 81(6), 711-719, (2001)
135. Werner E, Hansen C, Roth P, Andrasi A, Beleznyay E, Steger F, Lovranich E και Hochmann R: "Intercomparison measurements of incorporated radionuclides in man by four whole-body counters", Radiation Protection Dosimetry, 58 (4), 277-281, (1995)
136. Wotton MJ, Trocki O, Thomas BJ, Hammond P, Shepherd W, Lewindon PJ, Wilcox J, Murphy AJ and Cleghorn GJ: "Changes in body composition in Adolescents with anorexia nervosa", Proceedings of the Fifth International Symposium on In Vivo Body Composition Studies, Annals of the New York Academy of Sciences, 904, 418-419, (2000)
137. Yasumura S, Cohn SH and Ellis KJ: "Measurement of extracellular space by total body neutron activation", Am. J. Physiol. 244, R36,(1980)
138. Yasumura S, Glaros D, Kalef-Ezra J, Hatzikonstantinou Y, LoMonte A, Yeh J, Moore R: "Distribution of body water in rats", International Symposium on In Vivo Body Composition Studies, June 1989, Toronto, Canada, in In vivo Body Composition Studies: Recent advances (edited by S. Yasumura et al), 357-360, (1990), Plenum Press, New York.
139. Yasumura S, Jones K, Spanne P, Schidlovsky G, Wielopolski L, Ren X, Glaros D, Xatzikonstantinou Y: "In vivo animal models of Body Composition in aging", J.Nutr., 123, 459-464, (1993)



ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

Αρχείο εισόδου στον κώδικα MCNP



Ioannina WBC / Cristy and Eckerman phantom (adult) / position :0 /uniform distribution of 0.662 MeV photons at whole body tissue

c

c cell cards
c whole body tissue

c

188 1 -1.04 (-110 159 (-157:-158));(110 -179 (-177:-178));
(197 -198 199 110 -207 (201:-200));(-206 -208 207);
(238 -237 ((240 -239):(242 -241):(244 -243):(180 -245));
(182 -181):(184 -183):(186 -185):(188 -187);
(438 -189):(192 -191):(194 -193):(204 -195)));
((217 -216):(227 -226 228 -107 -229 216));
(-246 ((247 -249):(-248 250)));
(237 -262 260 -261 ((256 -258):(-257 259)));
(438 ((-437 (-441:442:440:-439));(-436 (445:444:443))));
(-217):(((127 115):(-126 -115 114)) 216 (206:-114:208)
(-227:226:-228:107:229:-216));(110 237 -114 -116
(-237:262:-256:258:-260:261)(-237:262:257:-259:-260:261)
(-110:177:179) (-110:178:179));(-114 -237 239 (206:114:-239)
(246:-247:249) (246:248:-250)(-239:436) (-239:437));
(-237 238 185 -239 (237:-238:239:-240) (237:-238:241:-242)
(237:-238:243:-244) (237:-238:245:-180) (237:-238:181:-182)
(237:-238:183:-184));(-237 238 -185 204 (237:-238:191:-192)
(237:-238:193:-194) (237:-238:195:-204)(237:-238:185:-186)
(237:-238:187:-188) (237:-238:189:-438));
(-238 -239 438 (206:239:-438)
(436:239:-438:(-445 -444 -443)) (437:239:-438:(441 -442 -440 439)));
(((-238 -438 204):(-237 -204 113)) (206:438:-113));(-237 110 -113
(206:-207:113) (-197:198:-199:-110:207:(-201 200));(-110 (-137:-138)
139 (110:157:-159)(110:158:-159))

c

2 2 -3.67 48 -2 -47 \$ 2-15 NaI(Tl) crystals (A1)
3 2 -3.67 48 -3 -47
4 2 -3.67 48 -4 -47
5 2 -3.67 48 -5 -47
6 2 -3.67 48 -6 -47
7 2 -3.67 48 -7 -47
8 2 -3.67 48 -8 -47

c

9 2 -3.67 64 -2 -72
10 2 -3.67 64 -3 -72
11 2 -3.67 64 -4 -72
12 2 -3.67 64 -5 -72
13 2 -3.67 64 -6 -72
14 2 -3.67 64 -7 -72
15 2 -3.67 64 -8 -72

c

16 2 -3.67 49 -2 -502 \$16-29 detector material with density similar as NaI(Tl) behind crystal
17 2 -3.67 49 -3 -502
18 2 -3.67 49 -4 -502
19 2 -3.67 49 -5 -502
20 2 -3.67 49 -6 -502
21 2 -3.67 49 -7 -502
22 2 -3.67 49 -8 -502

c

23 2 -3.67 504 -2 -45
24 2 -3.67 504 -3 -45
25 2 -3.67 504 -4 -45
26 2 -3.67 504 -5 -45



27 2 -3.67 504 -6 -45
 28 2 -3.67 504 -7 -45
 29 2 -3.67 504 -8 -45

\$30-43 detector material with density similar as NaI(Tl)

c
 30 2 -3.67 50 -9 -49
 31 2 -3.67 50 -10 -49
 32 2 -3.67 50 -11 -49
 33 2 -3.67 50 -12 -49
 34 2 -3.67 50 -13 -49
 35 2 -3.67 50 -14 -49
 36 2 -3.67 50 -15 -49

c
 37 2 -3.67 45 -9 -44
 38 2 -3.67 45 -10 -44
 39 2 -3.67 45 -11 -44
 40 2 -3.67 45 -12 -44
 41 2 -3.67 45 -13 -44
 42 2 -3.67 45 -14 -44
 43 2 -3.67 45 -15 -44

\$44-57 detector Aluminium 1

c
 44 4 -2.70 51 -16 -50
 45 4 -2.70 51 -17 -50
 46 4 -2.70 51 -18 -50
 47 4 -2.70 51 -19 -50
 48 4 -2.70 51 -20 -50
 49 4 -2.70 51 -21 -50
 50 4 -2.70 51 -22 -50

c
 51 4 -2.70 44 -16 -43
 52 4 -2.70 44 -17 -43
 53 4 -2.70 44 -18 -43
 54 4 -2.70 44 -19 -43
 55 4 -2.70 44 -20 -43
 56 4 -2.70 44 -21 -43
 57 4 -2.70 44 -22 -43

\$ 58-71 detector Aluminium 2

c
 58 4 -2.70 53 -23 -52
 59 4 -2.70 53 -24 -52
 60 4 -2.70 53 -25 -52
 61 4 -2.70 53 -26 -52
 62 4 -2.70 53 -27 -52
 63 4 -2.70 53 -28 -52
 64 4 -2.70 53 -29 -52

c
 65 4 -2.70 42 -23 -41
 66 4 -2.70 42 -24 -41
 67 4 -2.70 42 -25 -41
 68 4 -2.70 42 -26 -41
 69 4 -2.70 42 -27 -41
 70 4 -2.70 42 -28 -41
 71 4 -2.70 42 -29 -41

c LEAD SHIELDING

c
 72 3 -11.34 97 -66 38 -39 41 -40
 73 3 -11.34 97 -66 38 -39 71 -53
 74 3 -11.34 31 -97 37 -39 48 -64
 75 3 -11.34 31 -97 38 -36 48 -64
 76 3 -11.34 97 -69 53 -501 36 -37

\$lead down in
 \$lead up in
 \$lead left in front tunnel t
 \$lead left behind tunnel t
 \$ lead teeth up left



Παράρτημα

77	3	-11.34	97	-69	46	-41	36	-37	\$lead teeth down left
78	3	-11.34	70	-66	53	-501	36	-37	\$lead teeth up right
79	3	-11.34	70	-66	46	-41	36	-37	\$lead teeth down right
80	3	-11.34	69	-70	501	-64	90	-91	\$lead behind large ones lb (front)
81	3	-11.34	69	-70	501	-64	93	-92	\$ lead behind large ones lb (back)
c									
c AIR IN TUNNEL									
c									
83	5	-0.00129	31	-33	-46	501	36	-37 (110:-139:(137 138))	\$ air around phantom
84	5	-0.00129	69	-33	-501	49	36	-37 #2 #3 #4 #5 #16 #17 #18 #19 #166 #167 #168 #169	\$air around detectors
85	5	-0.00129	69	-33	-49	51	36	-37 #30 #31 #32 #33 #44 #45 #46 #47	
86	5	-0.00129	69	-33	-51	53	36	-37 #58 #59 #60 #61 #152 #153 #154 #155	
87	5	-0.00129	33	-70	-501	49	36	-37 #3 #6 #7 #8 #20 #21 #22 #17 #167 #170 #171 #172	
88	5	-0.00129	33	-70	-49	51	36	-37 #31 #34 #35 #36 #45 #48 #49 #50	
89	5	-0.00129	33	-70	-51	53	36	-37 #59 #62 #63 #64 #153 #156 #157 #158	
c									
90	5	-0.00129	69	-33	-45	46	36	-37 #9 #10 #11 #12 #23 #24 #25 #26 #173 #174 #175 #176	
91	5	-0.00129	69	-33	-43	45	36	-37 #37 #38 #39 #40 #51 #52 #53 #54	
92	5	-0.00129	69	-33	-41	43	36	-37 #65 #66 #67 #68 #159 #160 #161 #162	
93	5	-0.00129	33	-70	-41	43	36	-37 #66 #69 #70 #71 #160 #163 #164 #165	
94	5	-0.00129	33	-70	-43	45	36	-37 #52 #55 #56 #57 #38 #41 #42 #43	
95	5	-0.00129	33	-70	-45	46	36	-37 #10 #13 #14 #15 #24 #27 #28 #29 #174 #177 #178 #179	
c									
96	2	-3.67	94	-39	-30				\$large NaI(Tl) crystals (A1)
97	2	-3.67	38	-95	-30				
c									
98	0			-96:	61:	57:	-68:	60:	-59 \$VOID
99	5	-0.00129	33	-35	501	-46	36	-37 (127:-115) (126:115:-114) (-110:116:114)	\$air around phantom
100	6	-2.31	56	-57	59	-60	-61	58	\$wall
101	5	-0.00129	-71	58	31	-56	59	-60	\$air over WBC
102	5	-0.00129	35	-56	-67	71	59	-60	\$air to wall
103	5	-0.00129	91	-60	31	-35	-67	71	\$air in front
104	5	-0.00129	59	-93	31	-35	-67	71	\$air back
105	6	-2.31	35	-56	-61	67	59	-60	\$floor (source)
106	6	-2.31	31	-35	59	-60	-61	67	\$floor under
107	3	-11.34	31	-97	36	-37	-501	48	\$lead up left tunnel t
108	3	-11.34	31	-97	36	-37	-64	46	\$lead down left tunnel t
109	3	-11.34	66	-35	36	-37	-501	48	\$lead up right tunnel t
110	3	-11.34	66	-35	36	-37	-64	46	\$lead down right tunnel t
111	5	-0.00129	31	-97	-48	71	38	-39	\$side air left up
112	5	-0.00129	66	-35	-48	71	38	-39	\$side air right up
113	6	-2.31	31	-97	-40	64	38	-39	\$concrete along tunnel
114	6	-2.31	66	-35	-40	64	38	-39	
115	6	-2.31	31	-35	-67	40	38	-39	
116	3	-11.34	66	-35	37	-39	-64	48	\$lead right in front (same as 74-75) t
117	3	-11.34	66	-35	38	-36	-64	48	\$ t
118	6	-2.31	31	-57	59	-60	-58	68	\$ceiling
119	5	-0.00129	69	-70	-46	89	37	-90 #96 #181	\$air around large detectors
120	5	-0.00129	69	-70	-46	89	92	-36 #97 #180	
121	3	-11.34	97	-66	37	-39	-501	53	\$front-back lead box up
122	3	-11.34	97	-66	38	-36	-501	53	
123	3	-11.34	69	-70	39	-90	-64	46	\$lead under side detector lb(front)
124	3	-11.34	69	-70	39	-90	-89	501	\$lead over side detector lbf
125	3	-11.34	70	-66	-64	501	39	-91	\$side 1 lbf
126	3	-11.34	97	-69	-64	501	39	-91	\$side 2 lbf



Σχεδίαση και ανάπτυξη πρότυπου Μετρητή Ολόσωμου Ακτινοβολίας

127	3	-11.34	97-69	-64 501 93 -38	\$side 2 lbb
128	3	-11.34	70-66	-64 501 93 -38	\$side 1 lbb
129	3	-11.34	-89	501 69 -70 92 -38	\$lead over side detector lb(back)
130	3	-11.34	-64 46	69 -70 92 -38	\$lead under side detector lbb
131	5	-0.00129	31 -97	-64 501 39 -91	\$air left
132	5	-0.00129	66 -35	-64 501 39 -91	\$air right
133	5	-0.00129	31 -35	-501 71 39 -91	\$air over
134	5	-0.00129	31 -97	-67 64 39 -91	\$air down ++++
135	5	-0.00129	31 -97	-67 64 93 -38	\$air other side down +++
136	5	-0.00129	31 -35	-501 71 93 -38	\$air other side over
137	5	-0.00129	66 -35	-64 501 93 -38	\$air other side right
138	5	-0.00129	31 -97	-64 501 93 -38	\$air other side left
139	3	-11.34	97 -66 37	-39 -41 46	\$front-back lead box down
140	3	-11.34	97 -66 38	-36 -41 46	
141	3	-11.34	97 -69 -46	501 37 -39	\$ teeth at large detectors (right-left)
142	3	-11.34	97 -69 -46	501 38 -36	
143	3	-11.34	70 -66 -46	501 37 -39	
144	3	-11.34	70 -66 -46	501 38 -36	
145	3	-11.34	69 -70 37	-39 -89 501	\$additions over for symmetry
146	3	-11.34	69 -70 38	-36 -89 501	\$centre at -5 height
147	5	-0.00129	96 -31	-61 68 59 -60	
148	6	-2.31	93 -38	-67 64 97 -66	\$side concrete
149	6	-2.31	39 -91	-67 64 97 -66	
150	5	-0.00129	66 -35	-67 64 39 -91	\$air out of tunnel ++++
151	5	-0.00129	66 -35	-67 64 93 -38	\$ ++++
c pieces of detectors (Aluminium)					
152	4	-2.7	-51	-100 52	
153	4	-2.7	-51	-101 52	
154	4	-2.7	-51	-102 52	
155	4	-2.7	-51	-103 52	
156	4	-2.7	-51	-104 52	
157	4	-2.7	-51	-105 52	
158	4	-2.7	-51	-106 52	
c					
159	4	-2.7	-42	-100 43	
160	4	-2.7	-42	-101 43	
161	4	-2.7	-42	-102 43	
162	4	-2.7	-42	-103 43	
163	4	-2.7	-42	-104 43	
164	4	-2.7	-42	-105 43	
165	4	-2.7	-42	-106 43	
c					
c detector case of Aluminium equivalent (Al det- 5mm Al)					
c					
166	4	-2.7	502 -450	-501 #2	
167	4	-2.7	502 -451	-501 #3	
168	4	-2.7	502 -452	-501 #4	
169	4	-2.7	502 -453	-501 #5	
170	4	-2.7	502 -454	-501 #6	
171	4	-2.7	502 -455	-501 #7	
172	4	-2.7	502 -456	-501 #8	
c					
173	4	-2.7	503 -450	-504 #9	
174	4	-2.7	503 -451	-504 #10	
175	4	-2.7	503 -452	-504 #11	
176	4	-2.7	503 -453	-504 #12	
177	4	-2.7	503 -454	-504 #13	
178	4	-2.7	503 -455	-504 #14	
179	4	-2.7	503 -456	-504 #15	



c detector case of Aluminium equivalent (A2 det- 3mm Al)

180 4 -2.7 506 -36 -505 #97

181 4 -2.7 37 -507 -505 #96

c surface cards

107 py 0

110 pz 0

438 pz 43.5

113 pz 27.0

114 pz 70.0

115 pz 86.85

c

c BODY SURFACE

c HEAD

127 sq 5620.5009 3632.4729 6995.6496 0 0 0 -377922.4805 0 0 86.850

c NECK

126 sq 104.04 67.24 0 0 0 0 -6995.6496 0 0 0

c TORSO

116 sq 104.04 408.04 0 0 0 0 -42452.4816 0 0 0

c LEGS

c left

137 gq 1 1 0 0 0 -0.2 -20.2 0 0 0

138 gq 1 1 0 0 0 0.2 20.2 0 0 0

139 pz -80.200

c

c SKELETON

c leg bones

157 gq 1 1 0.009069 0 0 -0.200501 -20.0 0 1.785714 87.75

158 gq 1 1 0.009069 0 0 0.200501 20.0 0 1.785714 87.75

159 pz -79.800

c

c ARM BONES (left/right)

177 gq 0.510204 0.137174 0 0 0 0.010352 -19.489796 0 -0.204969 185.877551

178 gq 0.510204 0.137174 0 0 0 -0.010352 19.489796 0 -0.204969 185.877551

179 pz 69.0

c

c PELVIS

c

197 sq 127.69 127.69 0 0 0 0 -16304.7361 0 -3.8 0

198 sq 144. 144. 0 0 0 0 -20736.0 0 -3.0 0

199 py -3.0

200 py 5.0

201 pz 14.0

c

c SPINE

206 sq 6.25 4.0 0 0 0 0 -25.0 0 5.5 0

207 pz 22.

208 pz 80.54

c

c SKELETON

c SKULL(HEAD)

c CRANIUM

216 sq 3991.0806 2487.5156 5076.5625 0 0 0 -224498.2852 0 0 86.85

217 sq 2445.3025 1440.2025 3221.6976 0 0 0 -106517.3769 0 0 86.85

c

c FACIAL

226 sq 81. 49. 0 0 0 0 -3969. 0 0 0

227 sq 57.76 31.36 0 0 0 0 -1811.3536 0 0 0

c

228 pz 74.



229 pz 84.73

c

c RIBS

237 sq 96.04 289.0 0 0 0 0 -27755.56 0 0 0

238 sq 86.49 272.25 0 0 0 0 -23546.9025 0 0 0

239 pz 67.3

240 pz 65.9

241 pz 64.5

242 pz 63.1

243 pz 61.7

244 pz 60.3

245 pz 58.9

180 pz 57.5

181 pz 56.1

182 pz 54.7

183 pz 53.3

184 pz 51.9

185 pz 50.5

186 pz 49.1

187 pz 47.7

188 pz 46.3

189 pz 44.9

191 pz 42.1

192 pz 40.7

193 pz 39.3

194 pz 37.9

195 pz 36.5

204 pz 35.1

c

c CLAVICLES

246 tz 0 11.1 68.25 20. 0.7883 0.7883

247 p 7.0342 1 0 11.1

248 p 7.0342 -1 0 -11.1

249 p 0.89415 1 0 11.1

250 p 0.89415 -1 0 -11.1

c SCAPULAE

262 sq 96.04 361. 0 0 0 0 -34670.44 0 0 0

256 p 0.25 1 0 0

257 p 0.25 -1 0 0

258 p 0.8 1 0 0

259 p 0.8 -1 0 0

260 pz 50.9

261 pz 67.301

c

c LUNGS

436 sq 32.4 14.4 1.4062 0 0 0 -810.0 8.5 0 43.5

437 sq 32.4 14.4 1.4062 0 0 0 -810.0 -8.5 0 43.5

439 px -5.4

440 py 1.5

441 pz 46.

442 pz 54.

443 px 8.0

444 py 1.0

445 pz 55.

c

\$ cylinders

2 c/y 0. -20.7 7.45

3 cy 7.85

4 c/y 18.4 -10.85 7.45

5 c/y -18.4 -10.85 7.45



Παράρτημα.

6 c/y 0. 20.7 7.45
 7 c/y 18.4 10.85 7.45
 8 c/y -18.4 10.85 7.45
 c
 9 c/y 0. -20.7 9.25
 10 cy 9.25
 11 c/y 18.4 -10.85 9.25
 12 c/y -18.4 -10.85 9.25
 13 c/y 0. 20.7 9.25
 14 c/y 18.4 10.85 9.25
 15 c/y -18.4 10.85 9.25
 c
 16 c/y 0. -20.7 7.4
 17 cy 7.4
 18 c/y 18.4 -10.85 7.4
 19 c/y -18.4 -10.85 7.4
 20 c/y 0. 20.7 7.4
 21 c/y 18.4 10.85 7.4
 22 c/y -18.4 10.85 7.4
 c
 23 c/y 0 -20.7 3.85
 24 cy 3.85
 25 c/y 18.4 -10.85 3.85
 26 c/y -18.4 -10.85 3.85
 27 c/y 0. 20.7 3.85
 28 c/y 18.4 10.85 3.85
 29 c/y -18.4 10.85 3.85
 c
 30 c/x 5. 0. 14.2
 c - \$ planes
 31 pz -100.
 33 pz 0.
 35 pz 100.
 36 px -30.
 37 px 30.
 38 px -40.6
 39 px 40.6
 40 py 70.
 41 py 59.9
 42 py 55.2
 43 py 46.3
 44 py 41.55
 45 py 39.2
 46 py 20.
 47 py -30.9
 48 py -35.4
 49 py -39.2
 50 py -41.55
 51 py -46.3
 52 py -55.2
 53 py -59.9
 56 pz 310.
 57 pz 310.4
 58 py -240.
 59 px -250.
 60 px 115.
 61 py 80.4
 64 py 30.9
 66 pz 40.
 67 py 80.



Σχεδίαση και ανάπτυξη πρότυπου Μετρητή Ολόσωμου Ακτινοβολίας

68 py -240.4
69 pz -30.
70 pz 30.
71 py -70.
72 py 35.4
c
89 py -20.
90 px 80.
91 px 90.
92 px -80.
93 px -90.
94 px 30.9
95 px -30.9
96 pz -200.
97 pz -40.
c
c cylinders
c
100 c/y 0. -20.7 5.3
101 cy 5.3
102 c/y 18.4 -10.85 5.3
103 c/y -18.4 -10.85 5.3
104 c/y 0. 20.7 5.3
105 c/y 18.4 10.85 5.3
106 c/y -18.4 10.85 5.3
c detectors case
450 c/y 0 -20.7 7.95
451 cy 7.95
452 c/y 18.4 -10.85 7.95
453 c/y -18.4 -10.85 7.95
454 c/y 0 20.7 7.95
455 c/y 18.4 10.85 7.95
456 c/y -18.4 10.85 7.95
c
c planes
c
501 py -30.
502 py -35.6
503 py 30.
504 py 35.6
c
505 c/x 5. 0. 14.5
506 px -41.
507 px 41.

c
c data cards
c
mode p
imp:p 1 95r 0 1 82r
c
c source specification
c
sdef pos=0 5 0 erg=0.662 cel=188 rad=d1 ext=d2 axs=0 0 1
si1 0 29
si2 -90 90
c
c tallies specification
c



f8:p 2
 e8:p 0 0.15 0.33 0.41 0.53 0.73 1.34 1.53
 f18:p 3
 e18:p 0 0.15 0.33 0.41 0.53 0.73 1.34 1.53
 f28:p 4
 e28:p 0 0.15 0.33 0.41 0.53 0.73 1.34 1.53
 f38:p 5
 e38:p 0 0.15 0.33 0.41 0.53 0.73 1.34 1.53
 f48:p 6
 e48:p 0 0.15 0.33 0.41 0.53 0.73 1.34 1.53
 f58:p 7
 e58:p 0 0.15 0.33 0.41 0.53 0.73 1.34 1.53
 f68:p 8
 e68:p 0 0.15 0.33 0.41 0.53 0.73 1.34 1.53
 f78:p 9
 e78:p 0 0.15 0.33 0.41 0.53 0.73 1.34 1.53
 f88:p 10
 e88:p 0 0.15 0.33 0.41 0.53 0.73 1.34 1.53
 f98:p 11
 e98:p 0 0.15 0.33 0.41 0.53 0.73 1.34 1.53
 f108:p 12
 e108:p 0 0.15 0.33 0.41 0.53 0.73 1.34 1.53
 f118:p 13
 e118:p 0 0.15 0.33 0.41 0.53 0.73 1.34 1.53
 f128:p 14
 e128:p 0 0.15 0.33 0.41 0.53 0.73 1.34 1.53
 f138:p 15
 e138:p 0 0.15 0.33 0.41 0.53 0.73 1.34 1.53
 f148:p 96
 e148:p 0 0.15 0.33 0.41 0.53 0.73 1.34 1.53
 f158:p 97
 e158:p 0 0.15 0.33 0.41 0.53 0.73 1.34 1.53

c

c material cards

c

m1	1000	-0.10454	\$ adult tissue(density 1.04 g/cc)
	6000	-0.22663	
	7000	-0.02490	
	8000	-0.63525	
	11000	-0.00112	
	12000	-0.00013	
	14000	-0.00030	
	15000	-0.00134	
	16000	-0.00204	
	17000	-0.00133	
	19000	-0.00208	
	20000	-0.00024	
	26000	-0.00005	
	30000	-0.00003	
	37000	-0.00001	
	40000	-0.00001	
m2	11000	1	\$ NaI
	53000	1	
m3	82000	1	\$ Lead
m4	13000	1	
c	air (density=0.001020/cc)		
m5	6000	-0.00012	
	7000	-0.75527	
	8000	-0.23178	
	18000	-0.01283	



Σχεδίαση και ανάπτυξη πρότυπου Μετρητή Ολόσωμου Ακτινοβολίας

m6 1001 7.76E-3 \$NBS-5 concrete
8016 43.29E-3
12000 1.17E-3
13027 2.35E-3
14000 15.68E-3
20000 3.55E-3
26000 0.30E-3
c skeleton (density 1.4g/cc)
m7 1000 -0.07337
6000 -0.25475
7000 -0.03057
8000 -0.47893
9000 -0.00025
11000 -0.00326
12000 -0.00112
14000 -0.00002
15000 -0.05095
16000 -0.00173
17000 -0.00143
19000 -0.00153
20000 -0.10190
26000 -0.00008
30000 -0.00005
37000 -0.00002
38000 -0.00003
82000 -0.00001
c lung (density 0.296)
m8 1000 -0.10134
6000 -0.10238
7000 -0.02866
8000 -0.75752
11000 -0.00184
12000 -0.00007
14000 -0.00006
15000 -0.00080
16000 -0.00225
17000 -0.00266
19000 -0.00194
20000 -0.00009
26000 -0.00037
30000 -0.00001
37000 -0.00001
c
c problem cut-offs
c
nps 500000
ctme 900000

