

ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

*Σχολή Μηχανολόγων Μηχανικών
Τομέας Πυρηνικής Τεχνολογίας*

***ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑΣ ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΥ
ΤΗΣ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΚΗΣ ΚΑΤΑΝΟΜΗΣ ΓΥΡΩ ΑΠΟ ΠΗΓΗ
ΒΡΑΧΥΘΕΡΑΠΕΙΑΣ, ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΤΕΧΝΙΚΩΝ
ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ MONTE-CARLO***

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ του
ΜΕΛΕΤΙΟΥ-ΝΙΚΟΛΑΟΥ ΔΟΥΛΓΚΕΡΟΓΛΟΥ
Σπουδαστή της Σχολής
Μηχανολόγων Μηχανικών ΕΜΠ

Επίβλεψη: Επ. Καθηγητής Μ.Ι. Αναγνωστάκης
Συνεργασία: Κ.Λ. Καρφόπουλος

ΑΘΗΝΑ 2009

Πρόλογος

Η παρούσα διπλωματική εργασία αναπτύχθηκε στα πλαίσια του μαθήματος των Απεικονίσεων και Θεραπευτικών Ακτινοβολήσεων στη Βιοϊατρική Τεχνολογία και αποτέλεσε το τελευταίο λιθαράκι στο δικό μου οικοδόμημα κατά τη φοίτηση μου στο Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο.

Αρχικά, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα Επίκουρο Καθηγητή μου κύριο Μάριο Αναγνωστάκη για την αμέριστη βοήθεια και συνεισφορά του στην εκπόνηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Ήταν πολύ ευχάριστη εμπειρία για εμένα να συνεργαστώ μαζί του και να ασχοληθώ με ένα θέμα των ενδιαφερόντων μου.

Ακολουθώς, χρωστάω πολλά στον Υποψήφιο Διδάκτορα κύριο Κωνσταντίνο Καρφόπουλο που με την υπομονή και επιμονή του, με έμαθε να σκέφτομαι πιο κριτικά και να λύνω ακόμα και τους πιο δύσκολους σκόπελους. Φυσικά, δε θα ήθελα να ξεχάσω και το υπόλοιπο προσωπικό του εργαστηρίου το οποίο ήταν πάντοτε πρόθυμο και ευγενικό απέναντι μου.

Επιπροσθέτως, δε θα μπορούσα να ξεχάσω τους συμφοιτητές μου Μαρίλια Σάββα και Γρηγόρη Έξαρχο που με το χαμόγελο τους αλλά και τη διάθεση τους μετέτρεψαν τον άλλοτε βαρύ φόρτο σε ευχάριστη εμπειρία.

Θα ήθελα να αφιερώσω αυτή τη διπλωματική εργασία στην οικογένεια μου πρωτίστως, που πάντα με στήριζε και με διαπαιδαγόησε ώστε να γίνω ο άνθρωπος που είμαι αλλά και για την αγάπη που επέδειξε στις αρκετές δύσκολες στιγμές που περάσαμε μαζί τα τελευταία χρόνια. Δευτερευόντως, την αφιερώνω στο στενότερο φιλικό μου κύκλο, που μέσω αυτού άρχισα να κοινωνικοποιούμαι αλλά και να σέβομαι και να εκτιμώ ακόμα περισσότερο τους συνανθρώπους μου.

Τέλος, παρόλο που ούτε μελέτησα κύτταρα στο μικροσκόπιο ούτε κινηματογράφησα τζάγκουαρ σε κάποιο τροπικό δάσος όπως μικρός ονειρευόμουν, είμαι απόλυτα ευχαριστημένος για το θέμα με το οποίο ασχολήθηκα και είμαι ευγνώμων στους ανθρώπους που μου άνοιξαν τις πόρτες αυτές.

Αθήνα, Οκτώβριος 2009

Μελέτιος-Νικόλαος Δουλγκερόγλου

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 Εισαγωγή	1
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 Η τεχνική της βραχυθεραπείας	4
2.1 Σύντομη ιστορική αναδρομή	4
2.2 Κατηγοριοποίηση της βραχυθεραπείας	6
2.2.1 Η βραχυθεραπεία χαμηλού ρυθμού δόσης (Low Dose Rate, LDR)	12
2.2.2 Η βραχυθεραπεία υψηλού ρυθμού δόσης (High Dose Rate, HDR)	13
2.2.3 Η βραχυθεραπεία παλλόμενου ρυθμού δόσης (Pulse Dose Rate, PDR)	15
2.3 Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα της βραχυθεραπείας σε σχέση με άλλες θεραπευτικές τεχνικές	16
2.4 Ραδιενεργά ισότοπα που χρησιμοποιούνται κατά τη βραχυθεραπεία	19
2.4.1. Βραχυθεραπεία με χρήση νετρονίων	21
2.4.2 Χρήσεις των πηγών βραχυθεραπείας	22
2.4.2.1 Πηγές ¹⁹² Ir	23
2.4.2.2 Πηγές ¹⁹⁸ Au	24
2.4.2.3 Πηγές ¹²⁵ I	24
2.4.2.4 Πηγές ¹⁰³ Pd	25
2.4.2.5 Πηγές ¹³⁷ Cs	25
2.4.2.6 Πηγές ⁶⁰ Co	26
2.4.2.7 Πηγές ⁹⁰ Sr	26
2.4.2.8 Πηγές ²⁵² Cf	27
2.4.2.9 Άλλες πηγές	28
2.5. Συμπληρωματικός εξοπλισμός που χρησιμοποιείται στη βραχυθεραπεία	29
2.5.1 Εφαρμογείς για ενδοϊστική βραχυθεραπεία	29
2.5.1.1 Εφαρμογείς για ενδοϊστική βραχυθεραπεία με μόνιμα εμφυτεύματα	29
Α. Βελόνα απλής πηγής (single-seed needle)	29
Β. Εφαρμογέας του Mick (Mick applicator)	30
Γ. Εφαρμογέας του Scott (Scott applicator)	31
Δ. Πιστόλι κόκκων χρυσού (Gold-grain gun)	31
Ε. Απορροφώμενα ράμματα (Absorbable sutures)	32
2.5.1.2 Εφαρμογείς για ενδοϊστική βραχυθεραπεία με προσωρινά εμφυτεύματα	32
Α. Καθετήρας μονής οδήγησης (Single leader catheter)	32
Β. Καθετήρας διπλής οδήγησης (Double leader catheter)	33
Γ. Εύκαμπτοι οδηγοί (Flexible guides)	33
Δ. Αυλακοειδής οδηγός σε διάταξη φουρκέτας (Hairpin gutter guides)	33
Ε. Εφαρμογέας της Mammosite (Mammosite brachytherapy applicator)	34
Ζ. Οδηγοί ή πατρόν (Templates)	35
2.5.2 Εφαρμογείς για βραχυθεραπεία εσωτερικής κοιλότητας	37
Α. Εφαρμογείς για την τοποθέτηση πηγών στον τράχηλο της μήτρας	37
Β. Κολπικοί κύλινδροι (Vaginal cylinders)	38
2.5.3 Ενδοαυλική βραχυθεραπεία	39
2.5.4 Συστήματα Remote After Loading	41
2.5.5 Συστήματα που χρησιμοποιούνται κατά τον σχεδιασμό και τον έλεγχο της βραχυθεραπείας	42
2.5.6 Ρομποτικά συστήματα που χρησιμοποιούνται για την τοποθέτηση των ραδιενεργών πηγών	43

2.6 Βαθμονόμηση, έλεγχος και αποθήκευση των ραδιενεργών πηγών	45
2.6.1 Βαθμονόμηση πηγών που εκπέμπουν γ-ακτινοβολία	46
2.6.2 Βαθμονόμηση πηγών που εκπέμπουν β-ακτινοβολία.....	47
2.6.3 Έλεγχος και αποθήκευση των ραδιενεργών πηγών	47
2.7 Λογισμικό που χρησιμοποιείται στις διάφορες πτυχές της βραχυθεραπείας	48
2.7.1 Υπολογιστικοί κώδικες γενικής χρήσεως.....	49
2.7.2 Πακέτα λογισμικού ειδικευμένα στο σχεδιασμό της βραχυθεραπείας.....	51
2.8 Προστασία του προσωπικού και φροντίδα του ασθενή.....	55
2.9 Παρενέργειες έπειτα από θεραπεία με βραχυθεραπεία.....	56
2.9.1 Παρενέργειες της βραχυθεραπείας του καρκίνου του προστάτη.....	56
2.9.2 Παρενέργειας της βραχυθεραπείας του καρκίνου του μαστού.....	57
2.9.3 Παρενέργειας της βραχυθεραπείας του καρκίνου του τραχήλου της μήτρας	57
2.10 Στοιχεία ραδιοβιολογίας	58
2.10.1 Κυτταρικοί μηχανισμοί που επηρεάζουν την αποτελεσματικότητα της βραχυθεραπείας	58
2.10.1.1 Μηχανισμοί επιδιόρθωσης (repair).....	58
2.10.1.2 Επανεποικισμός (repopulation).....	61
2.10.1.3 Ανακατάταξη-Αναδιανομή (redistribution).....	61
2.10.1.4 Επανοξυγόνωση (reoxygenation)	64
2.10.2 Μαθηματικοποίηση της ραδιοβιολογικής επίδρασης.....	65
2.10.2.1 Το μοντέλο L-Q	65
2.10.2.2 Σύγκριση LDR με HDR.....	69
2.10.3 Σύνοψη.....	73
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 Απλοί δοσιμετρικοί υπολογισμοί με τον κώδικα PENELOPE.....	74
3.1 Εισαγωγή	74
3.2 Ο κώδικας PENMAIN	74
3.2.1 Τα διάφορα είδη εικονικών ανιχνευτών	76
3.2.1.1 Ανιχνευτής Αποτιθέμενης Ενέργειας (Energy Deposition Detector)	76
3.2.1.2 Ανιχνευτής Δόσης (Dose Enclosure).....	76
3.2.1.3 Ανιχνευτής Αλληλεπίδρασης (Impact Detector)	77
3.2.2 Το αρχείο υλικού .mat	77
3.2.3 Το αρχείο γεωμετρίας .geo	77
3.2.3.1 Ορισμός επιφανειών	78
3.2.3.2 Ορισμός σωμάτων (bodies)	81
3.2.3.3 Ορισμός ομάδων σωμάτων (modules).....	82
3.2.4. Το αρχείο εισόδου .in.....	83
3.3 Τα βοηθητικά προγράμματα gview και gnuplot.....	91
3.3.1 Το πρόγραμμα gview	91
3.3.1.1 Το πρόγραμμα gview2d.....	92
3.3.1.2 Το πρόγραμμα gview3d.....	92
3.3.2 Το πρόγραμμα gnuplot.....	93
3.4 Δοσιμετρικοί υπολογισμοί με χρήση του κώδικα PENELOPE για μονοενεργειακή σημειακή πηγή φωτονίων	94
3.4.1 Διαδικασία προσομοίωσης με χρήση του user code PENMAIN.....	95
3.4.1.1 Η δημιουργία του αρχείου δεδομένων των υλικού .mat.....	96

3.4.1.2 Η δημιουργία του αρχείου γεωμετρίας .geo	97
3.4.1.3 Η δημιουργία του αρχείου εισόδου .in	98
3.4.2 Εκτέλεση του κώδικα PENMAIN και αρχεία εξόδου	99
3.4.3 Αποτελέσματα των προσομοιώσεων και σύγκριση με θεωρητικά αποτελέσματα	103
3.4.4 Η σύγκριση των αποτελεσμάτων που προκύπτουν από τον ανιχνευτή δόσης και τον ανιχνευτή αποτιθέμενης ενέργειας	105
3.4.5 Η σύγκριση των αποτελεσμάτων που προκύπτουν από τον ανιχνευτή δόσης και από τους θεωρητικούς υπολογισμούς	108
Σχήματα Κεφαλαίου 3	110
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 Προσδιορισμός του ρυθμού δόσης εξαιτίας πηγής HDR βραχυθεραπείας	112
4.1 Εισαγωγή	112
4.2 Θεωρητικό μοντέλο	113
4.2.1 Εισαγωγή των βασικών μεταβλητών του προβλήματος	114
4.2.1.1 Air-kerma strength	115
4.2.1.2 Η σταθερά του ρυθμού δόσης Λ	116
4.2.1.3 Η συνάρτηση γεωμετρίας, $G(r, \theta)$	117
4.2.1.4 Η συνάρτηση ακτινικής δόσης, $g(r)$	118
4.2.1.5 Η συνάρτηση ανισοτροπίας	119
4.3 Δοσιμετρικοί υπολογισμοί βάσει του θεωρητικού μοντέλου	120
4.3.1 Προσδιορισμός του μεγέθους air-kerma strength, S_K	123
4.3.2 Προσδιορισμός της τιμής της σταθεράς του ρυθμού δόσης, Λ	124
4.3.3 Προσδιορισμός της τιμής της συνάρτησης γεωμετρίας, $G(r, \theta)$	126
4.3.4 Προσδιορισμός της τιμής της συνάρτησης της ακτινικής δόσης, $g(r)$	126
4.3.5 Προσδιορισμός της τιμής της συνάρτησης ανισοτροπίας	127
4.3.6 Ο υπολογισμός του ρυθμού δόσης με βάση το θεωρητικό μοντέλο	128
4.4 Δοσιμετρικοί υπολογισμοί μέσω του κώδικα προσομοίωσης PENELOPE	129
4.4.1 Η δημιουργία του αρχείου υλικού .mat	129
4.4.2 Η δημιουργία του αρχείου γεωμετρίας .geo	133
4.4.3 Η δημιουργία του αρχείου εισόδου .in	136
4.4.3.1 Η εισαγωγή διακριτού ενεργειακού φάσματος φωτονίων στο αρχείο εισόδου .in	137
4.4.3.1.1 Εφαρμογή εισαγωγής διακριτού ενεργειακού φάσματος για σημειακή πηγή	137
4.4.3.2 Εισαγωγή του ενεργειακού φάσματος φωτονίων του ^{192}Ir στο αρχείο εισόδου .in	142
4.4.3.3 Επιλογή των υπολοίπων παραμέτρων του αρχείου εισόδου .in	144
4.4.4 Εισαγωγή της πηγής όγκου στον κώδικα PENMAIN και έλεγχος τυχαιότητας της	145
4.4.5 Υπολογισμός του ρυθμού δόσης λόγω πηγής HDR βραχυθεραπείας ^{192}Ir με χρήση του κώδικα προσομοίωσης PENELOPE	148
4.4.5.1 Υπολογισμός του ρυθμού απορροφώμενης δόσης με χρήση ανιχνευτή δόσης	148

4.4.5.2 Υπολογισμός του ρυθμού απορροφώμενης δόσης με χρήση ανιχνευτή αποτιθέμενης ενέργειας	151
Σχήματα Κεφαλαίου 4	154
Πίνακες Κεφαλαίου 4	181
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 Υπολογισμός της δοσιμετρικής κατανομής λόγω HDR πηγής, σε περιβάλλον ιστού	185
5.1 Εισαγωγή	185
5.2 Προσδιορισμός του πεδίου των δόσεων γύρω από την πηγή ^{192}Ir σε περιβάλλον μέσο ιστό.....	185
5.2.1 Προσδιορισμός του πεδίου των δόσεων γύρω από την πηγή ^{192}Ir σε περιβάλλον μέσο ιστό λόγω του ενεργειακού φάσματος των φωτονίων	186
5.2.1.1 Δημιουργία των αρχείων εισόδου της προσομοίωσης.....	186
5.2.1.2 Αποτελέσματα προσομοίωσης λόγω του ενεργειακού φάσματος των φωτονίων.....	188
5.2.2 Προσδιορισμός του πεδίου των δόσεων γύρω από την πηγή ^{192}Ir σε ιστό, λόγω του ενεργειακού φάσματος των ηλεκτρονίων	190
5.2.2.1 Δημιουργία των αρχείων εισόδου της προσομοίωσης.....	190
5.2.2.2 Αποτελέσματα προσομοίωσης λόγω του ενεργειακού φάσματος των ηλεκτρονίων	192
5.2.3 Σύνθεση των πεδίων των δόσεων της πηγής ^{192}Ir λόγω των φασμάτων των φωτονίων και των ηλεκτρονίων.....	195
5.3 Πηγή HDR βραχυθεραπείας ^{192}Ir (10Ci) περιβαλλόμενη από καθετήρα	198
5.3.1 Δημιουργία των αρχείων εισόδου της προσομοίωσης της πηγής ^{192}Ir με καθετήρα	198
5.3.2 Αποτελέσματα προσομοίωσης της πηγής ^{192}Ir με καθετήρα.....	200
5.4 Επαλληλία δύο πηγών HDR βραχυθεραπείας ^{192}Ir (10Ci)	206
5.4.1 Επαλληλία πηγών που βρίσκονται σε απόσταση ίση με το μήκος του ανιχνευτή δόσης.....	208
5.4.2 Επαλληλία πηγών που βρίσκονται σε απόσταση μικρότερη του μήκους του ανιχνευτή δόσης.....	209
5.5 Η επίδραση της ενέργειας cut-off στην ταχύτητα της προσομοίωσης	212
Σχήματα Κεφαλαίου 5	214
Πίνακες Κεφαλαίου 5	221
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6 Συμπεράσματα	222
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1.....	226
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2.....	232
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 3.....	241
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 4.....	247
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	252

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

Εισαγωγή

Στόχος της παρούσας διπλωματικής εργασίας (ΔΕ) είναι η μελέτη θεμάτων που εμπίπτουν στον τομέα της βιοϊατρικής τεχνολογίας, ο οποίος είναι ένας από τους τομείς που απασχολεί το Εργαστήριο Πυρηνικής Τεχνολογίας του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου (ΕΠΤ-ΕΜΠ). Συγκεκριμένα, μελετάται το πεδίο των δόσεων γύρω από μία τυπική πηγή ^{192}Ir που χρησιμοποιείται στη βραχυθεραπεία. Η γνώση του ρυθμού δόσης γύρω από μία τέτοια πηγή, είναι θέμα σημαντικό, τόσο για τους χρήστες της πηγής (ιατρικό και νοσηλευτικό προσωπικό) όσο κυρίως για τον ασθενή που πρόκειται να ακτινοβοληθεί από την πηγή. Η μελέτη πραγματοποιείται μέσω υπολογιστικής προσομοίωσης με κώδικα Monte Carlo και συγκεκριμένα με χρήση του κώδικα PENELOPE.

Καθώς είναι η πρώτη φορά που δοκιμάζεται στο ΕΠΤ-ΕΜΠ η χρήση του κώδικα PENELOPE και γενικότερα η προσομοίωση Monte-Carlo για την αντιμετώπιση θεμάτων της βιοϊατρικής τεχνολογίας, η ΔΕ αυτή θα μπορούσε να θεωρηθεί ως πιλοτική για μελλοντικές συναφείς εργασίες. Για το λόγο αυτό στα πλαίσια της ΔΕ δίνεται έμφαση, όχι τόσο στα αποτελέσματα, όσο κυρίως στη διερεύνηση των δυνατοτήτων που παρέχει ο υπόψη κώδικας για την αντιμετώπιση τέτοιων θεμάτων.

Η ΔΕ αποτελείται από 6 κεφάλαια.

Στο Κεφάλαιο 2 δίνονται βασικές θεωρητικές πληροφορίες για την τεχνική της βραχυθεραπείας, μία τεχνική που αν και υλοποιείται αρκετά χρόνια, εντούτοις είναι σχετικά άγνωστη στο ευρύ κοινό. Στις πληροφορίες αυτές εμπεριέχονται θέματα όπως τα είδη της βραχυθεραπείας, τα ισότοπα και ο εξοπλισμός που χρησιμοποιείται, καθώς και οι βασικές ραδιοβιολογικές παράμετροι της.

Στο Κεφάλαιο 3 γίνεται αναφορά στον κώδικα PENELOPE, ο οποίος είναι το βασικότερο εργαλείο που χρησιμοποιείται στην παρούσα ΔΕ. Συγκεκριμένα αναφέρεται ο τρόπος λειτουργίας του κώδικα, οι δυνατότητες του και ο τρόπος αξιοποίησης των αποτελεσμάτων του, για την αντιμετώπιση των θεμάτων που πραγματεύεται η ΔΕ. Στο Κεφάλαιο αυτό γίνεται και χρήση του κώδικα για την αντιμετώπιση απλών προβλημάτων

δοσιμετρικών υπολογισμών, τα αποτελέσματα των οποίων είναι δυνατόν να ελεγχθούν και με χρήση θεωρητικών σχέσεων.

Στο Κεφάλαιο 4 παρατίθενται οι δοσιμετρικοί υπολογισμοί που έγιναν στα πλαίσια της ΔΕ για μία τυπική πηγή βραχυθεραπείας. Καταρχήν, τίθεται το θεωρητικό υπόβαθρο και οι παρουσιάζονται η μεθοδολογία και οι αντίστοιχες σχέσεις πάνω στις οποίες βασίζονται οι θεωρητικοί δοσιμετρικοί υπολογισμοί που αφορούν πηγές βραχυθεραπείας. Στη συνέχεια περιγράφεται η μεθοδολογία η οποία υιοθετήθηκε για την κατασκευή της γεωμετρίας της συγκεκριμένης HDR πηγής ^{192}Ir και η επιλογή των υπόλοιπων παραμέτρων που χρησιμοποιούνται για την προσομοίωση. Τέλος, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της προσομοίωσης και συγκρίνονται με τα αντίστοιχα θεωρητικά αποτελέσματα.

Στο Κεφάλαιο 5 μελετάται το δοσιμετρικό πεδίο το οποίο σχηματίζεται γύρω από την πηγή βραχυθεραπείας. Επισημαίνεται ότι το πεδίο αυτό οφείλεται τόσο στα φωτόνια, όσο και στα σωματίδια-β που εκπέμπει η πηγή. Γίνεται παρουσίαση του πεδίου που οφείλεται σε κάθε συνιστώσα, καθώς και του συνολικού πεδίου. Για να γίνει πιο ρεαλιστική η απεικόνιση της δοσιμετρικής κατανομής σε περιβάλλον ιστού, εξετάζεται και η περίπτωση της ύπαρξης καθετήρα γύρω από την πηγή και η επίδραση αυτού στο πεδίο της δόσης. Στη συνέχεια, εφαρμόζοντας την αρχή της επαλληλίας και με τη βοήθεια υπολογιστικού κώδικα σε γλώσσα FORTRAN που αναπτύχθηκε στην παρούσα ΔΕ, μελετάται η δοσιμετρική κατανομή εξαιτίας δύο όμοιων πηγών οι οποίες βρίσκονται σε διάφορες αποστάσεις μεταξύ τους. Με τον τρόπο αυτό γίνεται το πρώτο βήμα προκειμένου να προσομοιωθεί ένα πραγματικό σενάριο βραχυθεραπείας, όπου η πηγή τοποθετείται σε διάφορες θέσεις μέσα στον ιστό και το δοσιμετρικό προφίλ προκύπτει από τις δόσεις για κάθε θέση της πηγής.

Στο Κεφάλαιο 6 το οποίο αποτελεί και το τελευταίο κεφάλαιο της παρούσας ΔΕ, παρουσιάζεται μία σύνοψη της ΔΕ αλλά και τα συμπεράσματα που προέκυψαν από τη συγκεκριμένη μελέτη, καθώς και ιδέες για το πως μπορεί αυτή να αξιοποιηθεί αλλά και να επεκταθεί μελλοντικά.

Η ΔΕ ολοκληρώνεται με 4 παραρτήματα, στα οποία παρατίθενται πληροφορίες σχετικά με το είδος της ακτινοβολίας των διαφόρων πηγών βραχυθεραπείας και τις δυνατότητες που παρέχουν ορισμένα εξειδικευμένα πακέτα λογισμικού για

δοσιμετρικούς υπολογισμούς βραχυθεραπείας. Στα παραρτήματα παρουσιάζεται επίσης και το πρόγραμμα που αναπτύχθηκε για τη μελέτη του πεδίου των δόσεων λόγω της επαλληλίας των πηγών.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

Η τεχνική της βραχυθεραπείας

2.1 Σύντομη ιστορική αναδρομή

Με την ανάπτυξη της φυσικής της ραδιολογίας, η ραδιενέργεια άρχισε να βρίσκει σημαντική εφαρμογή στην ιατρική, τόσο σε ανιχνευτικές όσο και σε θεραπευτικές τεχνικές. Ένα τυπικό παράδειγμα θεραπευτικής εφαρμογής είναι η βραχυθεραπεία. Βραχυθεραπεία (brachytherapy) ονομάζεται η τοποθέτηση ραδιενεργών πηγών μέσα ή κοντά σε όγκους, με στόχο την ακτινοβολήσή τους, προκειμένου να επιτευχθούν θεραπευτικά αποτελέσματα. Στην παράγραφο αυτή γίνεται μία ιστορική αναδρομή της εξέλιξης της βραχυθεραπείας. Οι πληροφορίες πάρθηκαν από τον Alain Gerbaulet et all, (2002) [1].

Όλα ξεκίνησαν από τους πρώτους επιστήμονες που ασχολήθηκαν με τη ραδιενέργεια. Οι διασημότεροι από αυτούς ήταν ο Henri Becquerel μαζί με το ζεύγος Curie. Ο Becquerel ανακάλυψε τη ραδιενέργεια τυχαία το 1896 ύστερα από την έκθεση φωτογραφικής πλάκας στην ακτινοβολία αλάτων ουρανίου. Δύο χρόνια αργότερα η Marie Curie απομόνωσε ^{226}Ra (ράδιο) από μέταλλευμα πισσουρανίτη και κατέγραψε την ανακάλυψη της στα πρακτικά της Γαλλικής Ακαδημίας των Επιστημών. Το 1903 ο Becquerel μαζί με τους Pierre και Marie Curie βραβεύθηκαν για την ανακάλυψή τους αυτή με το Νόμπελ Φυσικής. Μετά το θάνατο του Pierre Curie η σύζυγος του συνέχισε τις έρευνές της και της απονεμήθηκε το Νόμπελ Χημείας το 1911.



Σχήμα 2.1: Henri Becquerel



Σχήμα 2.2: Marie Curie

Κατά την πρώτη δεκαετία του 20^{ου} αιώνα, πραγματοποιήθηκαν οι πρώτες θεραπευτικές ακτινοβολήσεις με χρήση ραδίου. Οι Danlos και Bloc το 1901 ακτινοβόλησαν ασθενή με λύκο (ασθένεια γνωστή και με το επιστημονικό όνομα ερυθματώδης συστηματικός λύκος) στο νοσοκομείο St.Louis στο Παρίσι, ενώ ο Abbe το 1905 πραγματοποίησε εμφυτεύσεις ραδίου στις Η.Π.Α. Το 1906 οι Danne, Dominici, Degrais και Wickham ίδρυσαν το “Radium Biological Laboratory” στο Παρίσι και το 1909 ο Finze ξεκίνησε θεραπευτικές ακτινοβολήσεις με ράδιο στην Αγγλία. Το πρώτο βιβλίο για θεραπεία με ράδιο εκδόθηκε από τους Degrais και Wickham το 1909 και γρήγορα μεταφράστηκε στα αγγλικά.

Μετά τον Πρώτο Παγκόσμιο Πόλεμο, δημιουργήθηκαν διάφορες σχολές βραχυθεραπείας: το Radium Hemmet στη Στοκχόλμη, το Memorial Hospital στη Νέα Υόρκη και το Radium Institute στο Παρίσι από τους Regaud και Lacassagne. Προοδευτικά, ετέθησαν οι βάσεις της βραχυθεραπείας και άρχισαν να τυποποιούνται οι διάφορες εφαρμογές και να εκδίδονται οι πρώτοι κανονισμοί και τα πρώτα πρωτόκολλα ακτινοβολήσης. Έτσι, στη Στοκχόλμη (1914) και στο Παρίσι (1919) περιγράφηκαν οι μέθοδοι της ραδιενέργειας εσωτερικής κοιλότητας (intracavitary radiation), και το 1930 εκδόθηκαν από τους Patterson και Parker πρωτίστως και από τον Meredith στη συνέχεια οι κανόνες του “Manchester System” για ενδοϊστική θεραπεία με ράδιο.

Το 1934 ανακαλύφθηκε η τεχνητή ραδιενέργεια από την κόρη του ζεύγους Curie, την Irene Curie και το σύζυγο της Frederick Joliot, με αποτέλεσμα να ανοίξει ο δρόμος για μία νέα εποχή βραχυθεραπείας, με χρήση τεχνητών ραδιοϊσοτόπων.

Μετά το τέλος του Δευτέρου Παγκοσμίου Πολέμου, χρησιμοποιήθηκαν για μικρή περίοδο βελόνες κοβαλτίου. Για μικρό χρονικό διάστημα χρησιμοποιήθηκαν επίσης ως υλικά ο χρυσός και το ταντάλιο, αλλά σύντομα αντικαταστάθηκαν από το ιρίδιο (^{192}Ir), το οποίο χρησιμοποιήθηκε για πρώτη φορά από τον Henschke το 1958 και ακόμα και σήμερα είναι το ευρύτερα χρησιμοποιούμενο στοιχείο στη βραχυθεραπεία.

Κατά τις δεκαετίες του '50 και του '60 αναπτύχθηκαν οι τεχνικές after-loading για την τοποθέτηση των ραδιενεργών πηγών μέσα από καθετήρες, και άρχισαν να χρησιμοποιούνται και νέες ραδιενεργές πηγές, όπως το καίσιο (^{137}Cs) και το ιώδιο (^{125}I). Παράλληλα, νέοι κανόνες εμφύτευσης και προσδιορισμού της δόσης για ενδιάμεση βραχυθεραπεία με χρήση συρμάτων ιριδίου προτάθηκαν από τους Pierquin, Chassagne and Dutreix στο Παρίσι και υιοθετήθηκαν. Το νέο αυτό σύστημα δοσιμετρίας χρησιμοποιήθηκε ευρέως και τα κλινικά αποτελέσματα της βραχυθεραπείας βελτιώθηκαν. Επιπλέον, οι πηγές σε μορφή σύρματος έδωσαν ώθηση σε νέες μεθόδους εμφύτευσης λόγω της ελαστικότητας και προσαρμοστικότητας τους.

Σήμερα, η εμπειρία από τη μακροχρόνια εφαρμογή των τεχνικών βραχυθεραπείας και η συσσωρευμένη και συνεχώς αυξανόμενη γνώση σε θέματα ραδιοβιολογίας και δοσιμετρίας, σε συνδυασμό με τις τεχνολογικά προηγμένες διατάξεις τοποθέτησης των πηγών που είναι πλέον διαθέσιμες, αλλά και τις σύγχρονες απεικονιστικές τεχνικές που επιτρέπουν ακριβή προσδιορισμό της θέσης και των διαστάσεων ενός όγκου, έχουν καταστήσει τη βραχυθεραπεία μία ασφαλή και υψηλής ακρίβειας θεραπευτική μέθοδο.

2.2 Κατηγοριοποίηση της βραχυθεραπείας

Ανάλογα με τον τρόπο που εφαρμόζεται η βραχυθεραπεία και τις χρησιμοποιούμενες πηγές και εξοπλισμό, διακρίνονται διάφορες τεχνικές βραχυθεραπείας. Συχνά, για την τοποθέτηση της ραδιενεργού πηγής στην κατάλληλη θέση μέσα στον ασθενή χρησιμοποιούνται μία σειρά από κατάλληλους φορείς (applicators), όπως σωλήνες, καθετήρες κτλ, μέσω των οποίων μεταφέρεται η πηγή στην κατάλληλη θέση. Έτσι,

ανάλογα με τον τρόπο που γίνεται η τοποθέτηση της ραδιενεργού πηγής, ή των διαφόρων φορέων της πηγής στον ασθενή διακρίνουμε δύο κατηγορίες βραχυθεραπείας [2]:

- Βραχυθεραπεία με προγόμωση (hot-loading). Αναφέρεται στις τεχνικές εκείνες κατά τις οποίες η ραδιενεργός πηγή βρίσκεται επί του φορέα της κατά τη στιγμή της εισαγωγής του στον ασθενή. Είναι προφανές ότι στην περίπτωση αυτή η δόση στο νοσηλευτικό προσωπικό είναι αξιόλογη.
- Βραχυθεραπεία με μεταγόμωση (after-loading). Αναφέρεται στις τεχνικές κατά τις οποίες τοποθετείται πρώτα ο φορέας στον ασθενή και στη συνέχεια εισάγονται οι ραδιενεργές πηγές. Οι τεχνικές after-loading διαιρούνται σε χειροκίνητες (manual after-loading) και σε αυτόματες εξ αποστάσεως (automatic remote after-loading) κατά τις οποίες η τοποθέτηση της πηγής μέσα στο φορέα γίνεται μέσω κατάλληλης συσκευής (remote after-loader). Η ανάπτυξη τις τελευταίες δύο δεκαετίες, συστημάτων για την εξ αποστάσεως τοποθέτηση πηγών (**Remote After-Loading Systems RALS**) βελτίωσε σε μεγάλο βαθμό την ακτινοπροστασία, κυρίως του νοσηλευτικού προσωπικού. Επιπροσθέτως, η δυνατότητα να τοποθετούνται οι ραδιενεργές πηγές σε διαφορετικές θέσεις αλλά και να παραμένουν σε αυτές για διάφορα χρονικά διαστήματα, βελτίωσε και την ποιότητα της θεραπείας.



Σχήμα 2.3: Μία από τις πρώτες RALS μονάδες με εφαρμογή στη γυναικολογία

Ανάλογα με το ρυθμό δόσης που αποδίδεται στην υπό ακτινοβολία περιοχή, η βραχυθεραπεία χωρίζεται σε τρεις κατηγορίες[3]:

- Βραχυθεραπεία χαμηλού ρυθμού δόσης (**Low Dose Rate, LDR**), με ρυθμό δόσης χαμηλότερο από $2\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$.
- Βραχυθεραπεία μέτριου ρυθμού δόσης (**Medium Dose Rate, MDR**), με ρυθμό δόσης $2\text{-}12\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$.
- Βραχυθεραπεία υψηλού ρυθμού δόσης (**High Dose Rate, HDR**), με ρυθμό δόσης υψηλότερο από $12\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$.

Στη βιβλιογραφία οι συνηθέστερα αναφερόμενες τεχνικές είναι οι LDR και HDR. Ένα άλλο είδος που επίσης αναφέρεται στη βιβλιογραφία είναι η βραχυθεραπεία παλλόμενου ρυθμού δόσης (**Pulse Dose Rate, PDR**) η οποία ονομάζεται έτσι από τον τρόπο πρόσδοσης της δόσης. Λεπτομέρειες για την κατηγορία αυτή βραχυθεραπείας θα δοθούν εκτενέστερα σε επόμενη παράγραφο.

Ανάλογα με τη χρονική διάρκεια ακτινοβολίας, η βραχυθεραπεία μπορεί να χωρισθεί σε [1]:

- Μόνιμη βραχυθεραπεία (permanent brachytherapy). Στη μόνιμη βραχυθεραπεία, τοποθετούνται στον ασθενή ραδιενεργές πηγές με ισότοπα που έχουν μικρό χρόνο υποδιπλασιασμού, τα οποία διασπώνται μέσα στον ασθενή μέχρι τελικής εξαντλήσεώς τους (decay). Η ενέργεια των φωτονίων είναι μικρή και τα μέτρα ακτινοπροστασίας που συνήθως απαιτούνται είναι συνήθως απλά. Τα ισότοπα που χρησιμοποιούνται σε αυτή τη μορφή βραχυθεραπείας είναι ο ^{198}Au , το ^{125}I και το ^{103}Pd .
- Προσωρινή βραχυθεραπεία (temporary brachytherapy). Στην προσωρινή βραχυθεραπεία οι ραδιενεργές πηγές εισάγονται για προκαθορισμένο χρονικό διάστημα, προκειμένου ο ακτινοβολούμενος ιστός να απορροφήσει την απαιτούμενη δόση και στη συνέχεια οι πηγές αφαιρούνται. Τυπικά ραδιενεργά ισότοπα για τη διαδικασία αυτή είναι το ^{192}Ir και το ^{137}Cs .

Η βραχυθεραπεία χαμηλού ρυθμού δόσεως (LDR) μπορεί να είναι προσωρινή ή μόνιμη. Στην πρώτη περίπτωση, μικρές πηγές ^{192}Ir και ^{137}Cs εισάγονται προσωρινά στον

υπό ακτινοβόληση ιστό, ενώ στη δεύτερη περίπτωση πηγές ^{198}Au , ^{125}I και ^{103}Pd εισάγονται μόνιμα (μόνιμη βραχυθεραπεία).

Αντίθετα, στην υψηλού ρυθμού δόσης βραχυθεραπεία (HDR) η δόση σχεδόν πάντα προσδίδεται στον ασθενή από μία ισχυρή πηγή η οποία μεταφέρεται και τοποθετείται στο προβλεπόμενο μέσα στον ιστό σημείο, μέσα από ένα σύστημα σωληνώσεων ή καθετήρων συνδεδεμένων με το εξ αποστάσεως σύστημα (**Remote After-Loading System, RALS**). Ένα τέτοιο σύστημα φαίνεται στο Σχήμα 2.4.

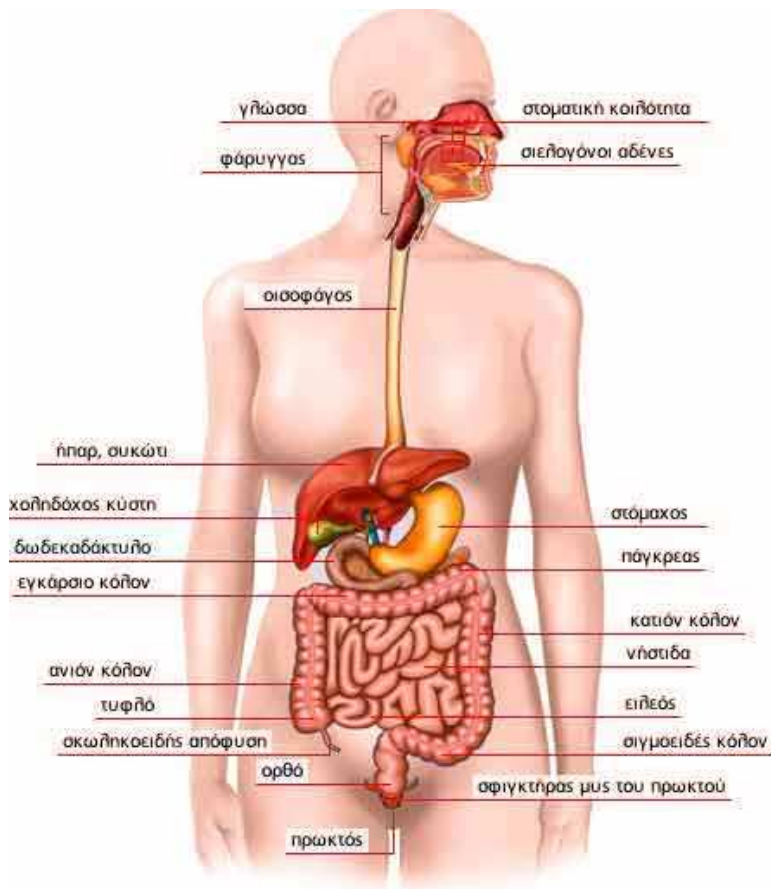


Σχήμα 2.4: HDR remote afterloading system

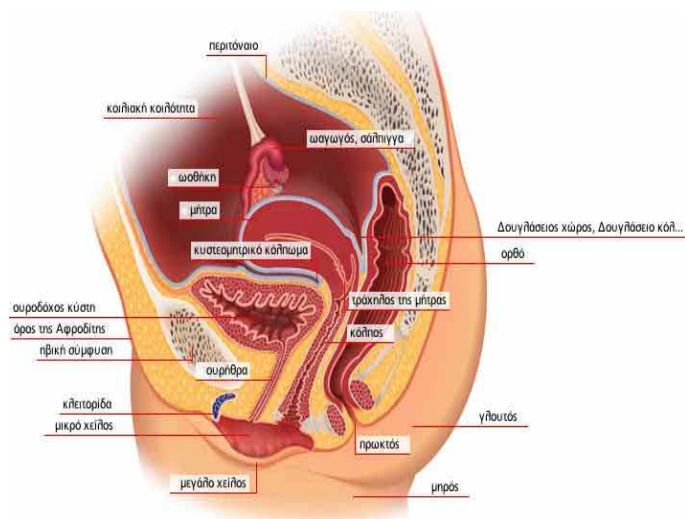
Στην περίπτωση αυτή η ακτινοβόληση διαρκεί μερικά λεπτά. Το πρωτόκολλο ακτινοβόλησης προβλέπει επαναλαμβανόμενες ακτινοβολήσεις που μπορεί να φτάνουν τις 12 σε διάρκεια μίας ή περισσότερων εβδομάδων. Ένα τυπικό ισότοπο που χρησιμοποιείται είναι το ^{192}Ir . Μία ειδική περίπτωση HDR βραχυθεραπείας είναι με χρήση εμφυτεύματος ^{252}Cf που εκπέμπει νετρόνια και γ-ακτινοβολία.

Η βραχυθεραπεία βρίσκει εφαρμογή κυρίως για τη θεραπεία καρκινικών όγκων εντοπισμένων σε διαφορετικά μέρη της σωματικής κοιλότητας (Σχήματα 2.5 – 2.7). Στη βιβλιογραφία αναφέρεται η χρήση βραχυθεραπείας για τη θεραπεία καρκίνων στα παρακάτω κυρίως όργανα [42]:

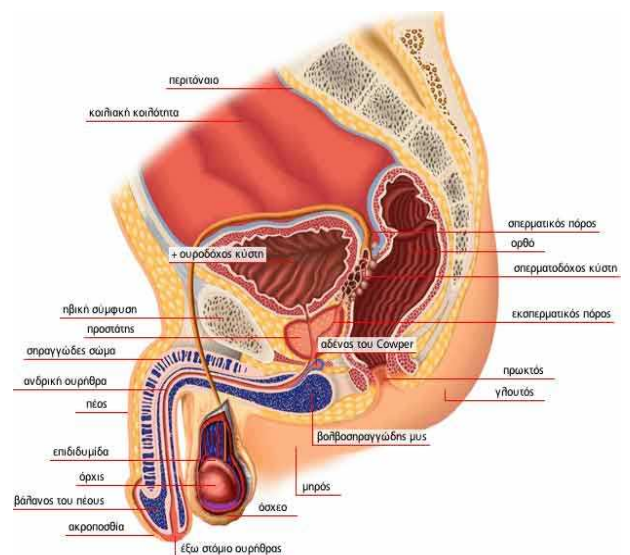
- Προστάτη.
- Τράχηλο της μήτρας.
- Κεφάλι και λαιμό.
- Ωοθήκες.
- Μαστό.
- Χοληδόχο κύστη.
- Μήτρα.
- Κόλπο.
- Γλώσσα.
- Έντερο.



Σχήμα 2.5: Ανατομία του ανθρώπινου σώματος(απεικόνιση εσωτερικών οργάνων) [43]



Σχήμα 2.6: Ανατομία των γυναικείων γεννητικών οργάνων [44]



Σχήμα 2.7: Ανατομία των αντρικών γεννητικών οργάνων [44]

Ανάλογα με τη θέση στην οποία τοποθετείται η πηγή κατά τη βραχυθεραπεία, αυτή διαιρείται σε [1]:

- Ενδοϊστική (interstitial) στην οποία οι ραδιενεργές πηγές τοποθετούνται μέσα στον όγκο. Τυπικές περιπτώσεις καρκίνου που αντιμετωπίζεται με τον τρόπο αυτό είναι ο καρκίνος του προστάτη, του μαστού και της γλώσσας.
- Εγγύς βραχυθεραπεία ή βραχυθεραπεία επαφής (plesiobrachytherapy or contact brachytherapy), στην οποία οι ραδιενεργές πηγές τοποθετούνται κοντά στον όγκο.

Η βραχυθεραπεία αυτή με τη σειρά της διακρίνεται σε:

- Βραχυθεραπεία εσωτερικής κοιλότητας (intracavitary), όπου οι ραδιενεργές πηγές τοποθετούνται μέσα σε μία κοιλότητα, όπως η μητρική κοιλότητα ή ο κόλπος.
- Ενδοαυλική βραχυθεραπεία (intraluminal), όπου οι ραδιενεργές πηγές τοποθετούνται μέσα σε έναν αυλό (σωλήνα) του ανθρωπίνου σώματος, όπως στην περίπτωση του βρογχικού καρκίνου και του καρκίνου της χοληφόρου οδού.
- Επιφανειακή βραχυθεραπεία, όπου οι ραδιενεργές πηγές τοποθετούνται στην επιφάνεια οργάνου ή ιστού.
- Ενδοαγγειακή (endovascular) βραχυθεραπεία, όπου οι πηγές τοποθετούνται μέσα σε αγγείο, όπως στην περίπτωση της εσωτερικής ακτινοβόλησης ενός αγγείου μετά από επέμβαση αγγειοπλαστικής. Στην περίπτωση αυτή ο στόχος δεν είναι η ακτινοβόληση καρκινικού όγκου αλλά η εσωτερική ακτινοβόληση του αγγείου με στόχο τον περιορισμό του υπέρμετρου σχηματισμού επουλωτικού ιστού.

2.2.1 Η βραχυθεραπεία χαμηλού ρυθμού δόσης (Low Dose Rate, LDR)

Η βραχυθεραπεία χαμηλού ρυθμού δόσης (LDR) χρησιμοποιεί χαμηλό ρυθμό δόσης για τη θεραπεία των καρκινικών όγκων. Ως εκ τούτου απαιτείται μεγαλύτερος χρόνος θεραπείας, ο οποίος ανέρχεται από μερικές ώρες έως και μήνες, ανάλογα με την περίπτωση και με το αν είναι μόνιμη ή προσωρινή.

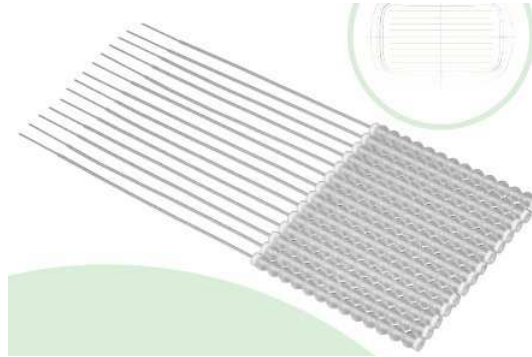
Ένα παράδειγμα ακτινοβόλησης όγκου με LDR βραχυθεραπεία, αποτελεί το οφθαλμικό μελάνωμα. Ο όγκος αυτός αντιμετωπίζεται με τη τοποθέτηση ειδικού εφαρμογέα σε θέση κοντινή στον όγκο. Ο εφαρμογέας παραμένει στη θέση αυτή για αρκετές ημέρες. Επιπροσθέτως, η LDR βραχυθεραπεία μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε συνδυασμό με εξωτερική ακτινοβόληση και χημειοθεραπεία για την αντιμετώπιση του καρκίνου της χοληφόρου οδού όταν εκείνη δε μπορεί να αφαιρεθεί χειρουργικά.

Η συνηθέστερη εφαρμογή της LDR βραχυθεραπείας όμως, σχετίζεται με τον καρκίνο του προστάτη. Πολλές φορές η θεραπεία αυτή περιγράφεται με τον όρο *permanent prostate brachytherapy* (μόνιμη βραχυθεραπεία του προστάτη) παρόλο που στην πραγματικότητα πρόκειται για μία περίπτωση της βραχυθεραπείας LDR. Για τη θεραπεία του καρκίνου του προστάτη, εμφυτεύονται 60-120 ραδιενεργές πηγές (κάψουλες-seeds) σε μέγεθος κόκκου ρυζιού στον προστάτη. Η τοποθέτησή τους διαρκεί περί τις 2 ώρες και γίνεται με την καθοδήγηση ακτινών-X και υπερήχων. Κατά τη διαδικασία εισαγωγής των πηγών ο ασθενής βρίσκεται σε αναισθησία. Οι κάψουλες παραμένουν στη θέση εμφύτευσης μόνιμα (μόνιμη βραχυθεραπεία) και ακτινοβολούν τον όγκο με χαμηλές δόσης για εβδομάδες ή και μήνες, μέχρις εξαντλήσεως (decay) του ραδιενεργού παρασκευάσματος. Αξίζει να αναφερθεί πάντως ότι η θεραπεία του καρκίνου του προστάτη μπορεί να γίνει και με ακτινοβόλησης υψηλού ρυθμού δόσης και χρήση προσωρινών εμφυτευμάτων.

2.2.2 Η βραχυθεραπεία υψηλού ρυθμού δόσης (High Dose Rate, HDR)

Η βραχυθεραπεία υψηλού ρυθμού δόσης (HDR) είναι μία τεχνική κατά την οποία ραδιενεργές πηγές υψηλής ραδιενέργειας χρησιμοποιούνται για την πρόσδοση υψηλού ρυθμού δόσης στο ακτινοβολούμενο όργανο ή ιστό για καθορισμένο χρονικό διάστημα. Συνήθως χρησιμοποιείται πηγή ^{192}Ir τυπικής ραδιενέργειας 10Ci υπό μορφή βελόνων ή πηγών που τοποθετούνται μέσω καθετήρων ή άλλων τύπων εφαρμογέων. Ένα παράδειγμα εφαρμογέων φαίνεται στο Σχήμα 2.8 όπου παρουσιάζονται πολλοί καθετήρες σε μια βάση υποστήριξης. Ο συγκεκριμένος εφαρμογέας χρησιμοποιείται στο πρόσωπο και σε άλλες ακανόνιστες (irregular) επιφάνειες. Η πηγή είναι συνήθως

τοποθετημένη στο άκρο σύρματος (wire). Το σύρμα κινείται μέσα από καθετήρες σε εφαρμογείς που έχουν εκ των προτέρων τοποθετηθεί στον ασθενή.



Σχήμα 2.8: Παράδειγμα εφαρμογέα

Η πηγή παραμένει σε μία προσχεδιασμένη θέση για καθορισμένο χρονικό διάστημα (λίγα λεπτά) και στη συνέχεια μετακινείται κατά μήκος του καθετήρα σε άλλη θέση, προκειμένου να επιτευχθεί η προσχεδιασμένη ακτινοβολή και η επιθυμητή χωρική κατανομή της δόσης. Γίνεται φανερό από τα παραπάνω ότι παράμετροι όπως: το είδος και η ραδιενέργεια της πηγής, οι θέσεις στις οποίες τοποθετείται και η χρονική διάρκεια παραμονής της σε κάθε θέση έχουν σημαντική επίδραση στη χωρική κατανομή της δόσης στην περιοχή ακτινοβολήσης. Με κατάλληλη επιλογή των παραπάνω παραμέτρων επιτυγχάνεται η βέλτιστη κατά το δυνατόν ακτινοβολή του στόχου. Η συνολική δόση αποτίθεται συνήθως σε σειρά 2-10 κλασμάτων δόσης ή σε διαφορετικές συνεδρίες (οπότε ο ασθενής δε χρειάζεται να παραμείνει για πολλές ώρες ή να διανυκτερεύσει στο νοσοκομείο όπως συμβαίνει με την LDR [45]).

Με την πρόοδο της τεχνολογίας έχει αναπτυχθεί και χρησιμοποιείται σχεδόν εξολοκλήρου σήμερα η αυτόματη εξ αποστάσεως τοποθέτηση της πηγής (Remote after-loading). Τα πλεονεκτήματα της ελεγχόμενης αυτής από υπολογιστή τοποθέτησης της πηγής είναι τα παρακάτω:

- Ο ακριβής σχεδιασμός της θεραπείας γίνεται αφού τοποθετηθεί ο εφαρμογέας αλλά πριν τοποθετηθεί η πηγή και προσδοθεί η δόση. Κατά συνέπεια ελαχιστοποιείται η πιθανότητα σφάλματος στη δόση του ασθενούς. Επιπλέον μηδενίζεται η δόση στο νοσηλευτικό προσωπικό.

- Η ελεγχόμενη από τον υπολογιστή μετακίνηση της πηγής (stepping) επιτρέπει την πρόσδοση της δόσης, ακριβώς σύμφωνα με το σχεδιασμό και την ελαχιστοποίηση της από λάθος ακτινοβολήσης υγιούς ιστού.
- Η ταχεία απόθεση της δόσης επιτρέπει τη χρήση περισσότερο φιλικών θεραπειών για τον ασθενή μετά την επέμβαση.

Η HDR βραχυθεραπεία παραδοσιακά χρησιμοποιείται για τη θεραπεία καρκίνου του τραχήλου της μήτρας, του ενδομητρίου, του βρόγχου, του κεφαλιού και του λαιμού αλλά και για σαρκώματα μαλακού ιστού. Τα τελευταία χρόνια έχει ευρεία εφαρμογή και σε περιπτώσεις όπως ο καρκίνος του μαστού και του προστάτη.

2.2.3 Η βραχυθεραπεία παλλόμενου ρυθμού δόσης (Pulse Dose Rate, PDR)

Η PDR βραχυθεραπεία είναι παρεμφερής με την HDR βραχυθεραπεία με τη διαφορά ότι η ακτινοβολία προσδίδεται με μικρούς ‘παλμούς’ για αρκετές ώρες ή ημέρες. Η πηγή που συνήθως χρησιμοποιείται είναι ^{192}Ir του 1Ci κατασκευασμένη και μετακινούμενη δια μέσου του συστήματος των σωληνώσεων όπως και στην HDR βραχυθεραπεία. Πλεονέκτημα της βραχυθεραπείας PDR είναι ότι έχει παρόμοια βιολογικά αποτελέσματα με την LDR βραχυθεραπεία ενώ ταυτόχρονα εξασφαλίζει προστασία από την ακτινοβολία λόγω του ελεγχόμενου εξ αποστάσεως συστήματος τοποθέτησης της πηγής. Επιπλέον, παρέχει τη δυνατότητα επανασχεδιασμού της θεραπείας, ενώ αυτή βρίσκεται σε εξέλιξη.

Σε αντίθεση με την HDR βραχυθεραπεία η οποία συνήθως δεν απαιτεί παραμονή του ασθενούς στον νοσοκομείο, η PDR ολοκληρώνεται εντός του νοσοκομειακού χώρου, οπότε πρέπει να υπάρχουν ειδικά θωρακισμένα δωμάτια για την παραμονή του ασθενή. Ο ασθενής μπορεί να χρειαστεί να μείνει ως και 3 μέρες συνολικά. Κατά το διάστημα αυτό πρέπει να γίνεται και έλεγχος για το κατά πόσον έχουν μετακινηθεί οι εφαρμογείς. Οπότε, προκειμένου να είναι δυνατή η παροχή των νοσοκομειακών υπηρεσιών στον ασθενή, ο PDR εξοπλισμός διαθέτει την ευκολία της διακοπής της θεραπείας, ώστε η ραδιενεργός πηγή να μην βρίσκεται εντός του ασθενή όταν στο χώρο βρίσκεται νοσηλευτικό ή και μέλη της οικογενείας του ασθενή.

Σε πολλά κέντρα θεραπείας προτιμάται η PDR βραχυθεραπεία σε σχέση με την LDR βραχυθεραπεία, καθώς παρέχει το επιπλέον πλεονέκτημα ότι επιτρέπει την επαφή του ασθενή με άλλους ανθρώπους. Είναι απορίας άξιο, το ότι χώρες όπως η ΗΠΑ η PDR βραχυθεραπεία δεν είναι ιδιαίτερα ανεπτυγμένη, κυρίως εξαιτίας του νομικού πλαισίου [46].



Σχήμα 2.9: Συσκευή που χρησιμοποιείται στην PDR βραχυθεραπεία

2.3 Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα της βραχυθεραπείας σε σχέση με άλλες θεραπευτικές τεχνικές

Η βραχυθεραπεία ως θεραπευτική τεχνική του καρκίνου παρουσιάζει μία σειρά από σημαντικά πλεονεκτήματα σε σχέση με την ακτινοβολία με εξωτερική δέσμη, τα σημαντικότερα των οποίων είναι τα παρακάτω [4]:

- Η ακτινοβολία που δέχεται ο όγκος δεν έχει προηγουμένως διέλθει από υγιείς ιστούς, με προφανείς συνέπειες για τη δοσιμετρική επιβάρυνσή τους.
- Επειδή τα ραδιενεργά ισότοπα τοποθετούνται κοντά ή και εντός του όγκου, επιτυγχάνεται καλύτερος έλεγχος της χωρικής κατανομής της δόσης.

- Εξαιτίας του νόμου του αντιστρόφου τετραγώνου, ο ρυθμός δόσης εξασθενεί σε σημαντικό βαθμό όσο απομακρυνόμαστε από την πηγή οπότε οι υγιείς ιστοί πλήττονται σαφώς λιγότερο.
- Η συνολική διάρκεια της βραχυθεραπείας είναι εν γένει μικρότερη σε σχέση με τη διάρκεια της θεραπείας εξωτερική ακτινοβολήση μέσω δέσμης. Η μικρή διάρκεια της βραχυθεραπείας εμποδίζει την αναπαραγωγή και εξάπλωση των καρκινικών κυττάρων και είναι βέβαια πιο ανεκτή στον ασθενή. Βέβαια, τα μόνιμα εμφυτεύματα προσδίδουν την επιθυμητή δόση σε μερικές εβδομάδες ή μήνες, ανάλογα με το χρόνο ημιζωής του ισοτόπου.
- Η συνεχής ακτινοβολήση με LDR βραχυθεραπεία επιτρέπει την ανακατάταξη των κυττάρων του όγκου στον κυτταρικό κύκλο, επιτρέποντας τα κύτταρα της λιγότερο ευαίσθητης φάσης S να μεταβούν στην πιο ραδιοευαίσθητη φάση M, δίνοντας έτσι ένα ραδιοβιολογικό πλεονέκτημα (περισσότερες λεπτομέρειες στην παράγραφο 2.10).
- Με τη βραχυθεραπεία η χωρική κατανομή της δόσης στον όγκο δεν είναι ομοιογενής. Το κέντρο προσλαμβάνει 50% υψηλότερη δόση από την περιφέρεια. Από τη στιγμή που ο κεντρικός πυρήνας στους περισσότερους όγκους είναι υποξικός (βλέπε 2.10.1.3) και επομένως λιγότερο ευαίσθητος στη ραδιενέργεια, η υψηλότερη δόση στην περιοχή αυτή αποτελεί πλεονέκτημα.
- Η συνεχής LDR ακτινοβολήση παρέχει χρόνο για επανοξυγόνωση των υποξικών κυττάρων του όγκου, καθιστώντας τα πιο ευαίσθητα στη ραδιενέργεια.
- Παρέχεται μεγάλη ευχέρεια στο σχεδιασμό της χωρικής κατανομής της δόσης, έτσι ώστε να είναι δυνατόν να ακτινοβοληθούν επαρκώς και τα πιο ασυνήθιστα σχήματα των όγκων. Επιπροσθέτως, η πιθανότητα σφάλματος στην ακτινοβολήση λόγω της κίνησης του ασθενούς, είναι περιορισμένη, αφού η πηγή είναι τοποθετημένη στην περιοχή του όγκου.

Παρόλα τα σημαντικά πλεονεκτήματα της βραχυθεραπείας, δεν πρέπει να παραβλέπονται και ορισμένα μειονεκτήματά της:

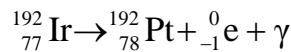
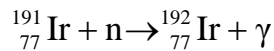
- Το μεγαλύτερο μειονέκτημα της βραχυθεραπείας, κυρίως στο παρελθόν αλλά και σε κάποιο βαθμό σήμερα, είναι ο κίνδυνος της έκθεσης σε ακτινοβολήση. Οι νοσηλευτές αλλά ακόμη και τα μέλη της οικογένειας του ασθενή φοβούνται να φροντίσουν το άτομο ενώ δεν πρέπει να παραμένουν για μεγάλο χρονικό διάστημα με τον ασθενή. Βέβαια, ο κίνδυνος αυτός μετριάστηκε με την εισαγωγή των ραδιοϊσοτόπων χαμηλής ενέργειας όπως το ^{125}I και το ^{103}Pd και εξαλείφθηκε με τις εξ αποστάσεως τεχνικές τοποθέτησης της πηγής (remote after-loading techniques).
- Στη βραχυθεραπεία ο ασθενής πρέπει να είναι περιορισμένος και έγκλειστος στο νοσοκομείο, γεγονός που αυξάνει το κόστος νοσηλείας και δεν είναι ευχάριστα αποδεκτό από τον ασθενή. Και αυτό βέβαια έχει μειωθεί δραματικά με την εξ αποστάσεως ελεγχόμενη HDR βραχυθεραπεία.
- Ενώ η βραχυθεραπεία έχει το πλεονέκτημα της τοπικής δόσεως, εντούτοις δεν εκπέμπει κάποια θεραπευτική δόση στην ευρύτερη περιοχή του όγκου, εφόσον αυτό είναι αναγκαίο. Συναφώς, η εκπεμπόμενη ακτινοβολία δεν καλύπτει μεγάλες περιοχές οπότε είναι ακατάλληλη για μεγάλους όγκους.
- Η τέλεση της βραχυθεραπείας απαιτεί ειδική γνώση και ικανότητες. Ενώ οι περισσότεροι ογκολόγοι έχουν εκπαιδευτεί στη χρήση της εξωτερικής ακτινοβολήσης η εκπαίδευση στη βραχυθεραπεία είναι περιορισμένη στα περισσότερα κέντρα (με εξαίρεση τη βραχυθεραπεία εσωτερικής κοιλότητας για γυναικολογικούς σκοπούς). Βέβαια, υπάρχουν προσπάθειες και παρεχόμενα κίνητρα για την εκπαίδευση τόσο θεωρητική όσο και πρακτική στη βραχυθεραπεία, ιδιαίτερα στις αναπτυγμένες χώρες (ιδιαίτερα στις ΗΠΑ).
- Αν το εμφύτευμα δεν τοποθετηθεί σωστά μπορεί να μην ακτινοβοληθεί επαρκώς ο όγκος.
- Οι περισσότερες από τις τεχνικές βραχυθεραπείας χρειάζονται χειρουργείο προκειμένου να ακτινοβοληθεί ο όγκος, με αποτέλεσμα να υπάρχει η συσχέτιση με το προκαλούμενο τραύμα. Τα τραύματα αυτά ελαχιστοποιούνται με τη χρήση τεχνικών όπως ο υπέρηχος, η ακτινοσκόπηση κ.α.
- Αν και οι υψηλές δόσεις της συνεχούς LDR βραχυθεραπείας είναι ανεκτές από τον οργανισμό, στην περίπτωση της δόσης που δίνεται HDR βραχυθεραπεία, είναι

δυνατόν να υπάρξουν επιπλοκές εξαιτίας της υψηλής δόσης, οπότε συχνά επιλέγεται η κατάτμηση της δόσης κατά την HDR βραχυθεραπεία.

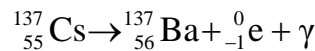
2.4 Ραδιενεργά ισότοπα που χρησιμοποιούνται κατά τη βραχυθεραπεία

Σήμερα διατίθενται μία σειρά από ραδιενεργά ισότοπα τα οποία έχουν ιδιότητες κατάλληλες για να χρησιμοποιηθούν στη βραχυθεραπεία. Τα ισότοπα αυτά παράγονται είτε από νετρονική ενεργοποίηση είτε από πυρηνική σχάση. Στη συνέχεια παρατίθενται στοιχεία για τα ισότοπα αυτά. Οι πληροφορίες για τις ακτινοβολίες τις οποίες εκπέμπουν προέρχονται από το πρόγραμμα RadDecay και παρατίθενται σε Πίνακες στο Παράρτημα 1. Οι πυρηνικές αντιδράσεις παραγωγής και διάσπασης των διαφόρων ισωτόπων προέρχονται από τη δημοσίευση του Antony Flynn (2005) [5].

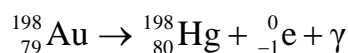
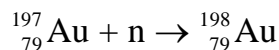
- Το ισότοπο ^{192}Ir (ιρίδιο) παράγεται από τη νετρονική ενεργοποίηση του σταθερού ^{191}Ir , έχει χρόνο υποδιπλασιασμού 74.02 μέρες και διασπάται σε ^{192}Pt (λευκόχρυσος) με διάσπαση β^- , εκλύοντας και φωτόνια.



- Το ισότοπο ^{137}Cs (καίσιο) είναι προϊόν της σχάσεως του ^{238}U με θερμικά νετρόνια και έχει χρόνο υποδιπλασιασμού 30.17 χρόνια. Το ^{137}Cs διασπάται με εκπομπή σωματιδίου β^- σε $^{137\text{m}}\text{Ba}$, (μετασταθές βάριο) το οποίο κατά την αποδιέγερσή του εκπέμπει τα φωτόνια.

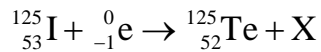
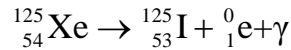
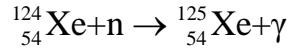


- Το ισότοπο ^{198}Au (χρυσός) παράγεται με νετρονική ενεργοποίηση του σταθερού ^{197}Au , έχει χρόνο υποδιπλασιασμού 2.696 μέρες και διασπάται σε ^{198}Hg με β^- διάσπαση, εκπέμποντας και φωτόνια γ .

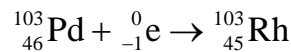
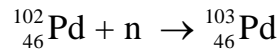


- Το ισότοπο ^{125}I (ιώδιο) είναι θυγατρικό του ^{125}Xe το οποίο με τη σειρά του έχει παραχθεί από νετρονική ενεργοποίηση του ^{124}Xe , έχει χρόνο υποδιπλασιασμού

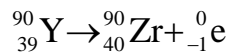
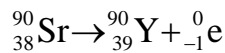
60.14 μέρες και διασπάται σε ^{125}Te (τελλούριο) με πρόσληψη ηλεκτρονίου (electron capture) ενώ εκπέμπει και φωτόνια (ακτίνες-X).



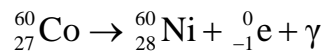
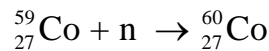
- Το ισότοπο ^{103}Pd (παλάδιο) παράγεται με διάφορους τρόπους, όπως η νετρονική ενεργοποίηση του σταθερού ^{102}Pd και η αλληλεπίδραση πρωτονίου ή δευτερίου με το ^{103}Rh (ρόδιο). Έχει χρόνο υποδιπλασιασμού 16.961 μέρες και διασπάται με πρόσληψη ηλεκτρονίου σε ^{103}Rh .



- Το ισότοπο ^{90}Sr (στρόντιο) είναι προϊόν της σχάσεως του ^{238}U , έχει χρόνο υποδιπλασιασμού 28.6 χρόνια και διασπάται με β^- σε ^{90}Y (ύτριο). Το ^{90}Y είναι επίσης ραδιενεργό και διασπάται σε ^{90}Zr (ζιρκόνιο) με διάσπαση β^- και εκπέμπει σωματίδια-β μεγαλύτερης ενέργειας από το ^{90}Sr .



- Το ισότοπο ^{60}Co (κοβάλτιο) παράγεται με νετρονική ενεργοποίηση του σταθερού ^{59}Co , έχει χρόνο υποδιπλασιασμού 5.271 χρόνια και διασπάται με β^- σε ^{60}Ni , εκπέμποντας φωτόνια.

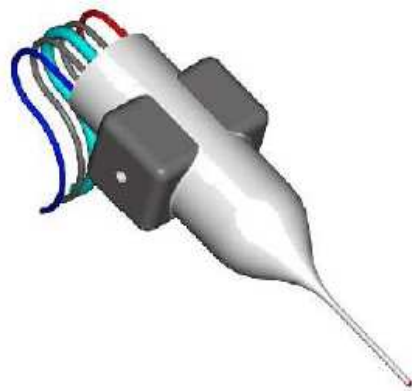


- Το ισότοπο ^{252}Cf (καλιφόρνιο) παράγεται κατά τη διάσπαση-α του ^{254}Fm (φέρμιο), διασπάται με διάσπαση-α και σε μικρό ποσοστό υφίσταται και αυθόρμητη σχάση. υφίσταται σχάση. Έχει χρόνο υποδιπλασιασμού 2.639 χρόνια. Τα νετρόνια που εκπέμπει έχουν ενεργειακό φάσμα παρόμοιο με αυτό ενός αντιδραστήρα σχάσης και η μέση ενέργεια τους φθάνει τα 2.15MeV. Στο σημείο αυτό έγκειται και η ιδιαίτερη σημασία του.

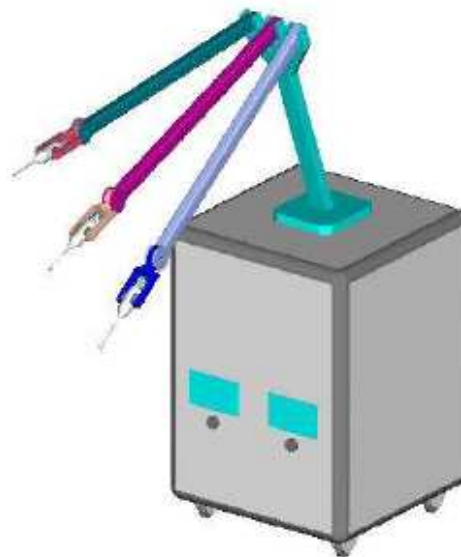
Όπως έχει γίνει ήδη προφανές από τα παραπάνω, οι πηγές οι οποίες χρησιμοποιούνται στη βραχυθεραπεία εκπέμπουν κυρίως ηλεκτρόνια (ακτινοβολία β⁻) και φωτόνια (γ-ακτινοβολία) και αυτό για λόγους εμβέλειας. Ιδιαίτερη περίπτωση αποτελεί το ²⁵²Cf το οποίο εκπέμπει νετρόνια, τα οποία επίσης χρησιμοποιούνται για την καταπολέμηση των καρκινικών κυττάρων. Τα σωματίδια-α που εκπέμπει το συγκεκριμένο ισότοπο δε ενδιαφέρουν ιδιαίτερα, διότι από τη φύση τους έχουν πολύ μικρή εμβέλεια και στο μεγαλύτερο ποσοστό τους δεν φτάνουν ποτέ να ακτινοβολήσουν τον ιστό.

2.4.1. Βραχυθεραπεία με χρήση νετρονίων

Η βραχυθεραπεία με χρήση νετρονίων αποτελεί σήμερα μία πρωτοποριακή μέθοδο. Συνήθως όμως δεν πραγματοποιείται με χρήση πηγής ²⁵²Cf, αλλά με ειδικές διατάξεις εκπομπής νετρονίων οι οποίες βασίζονται στη σύντηξη (*fusion-based neutron brachytherapy*). Η σύντηξη επιτυγχάνεται με επιτάχυνση ιόντων δευτερίου (+D) σε κατάλληλο επιταχυντικό σύστημα και προσβολή στόχου. Η μέθοδος αυτή κρίνεται ασφαλέστερη από τη νετρονική βραχυθεραπεία με χρήση πηγής ²⁵²Cf, καθώς η γεννήτρια νετρονίων εκπέμπει μόνο κατά τη διάρκεια λειτουργίας της. Επιπροσθέτως, λόγω της υψηλής ροής νετρονίων που επιτυγχάνεται είναι δυνατή η HDR βραχυθεραπεία, με όσα πλεονεκτήματα έχει αυτή. Το σημείο εστίασης της δέσμης νετρονίων είναι μικρότερο του 1μm, κάτι που σημαίνει μεγάλη ακρίβεια κατά την ακτινοβολήση. Στο Σχήμα 2.10 παρουσιάζεται η γεννήτρια των νετρονίων, ενώ στο Σχήμα 2.11 ενιαία μονάδα με πολλές γεννήτριες νετρονίων. Η μέθοδος αυτή περιγράφεται στην εργασία του Tak Pui Lou (2003) [6].



Σχήμα 2.10: Γεννήτρια νετρονίων



Σχήμα 2.11:Ενιαία μονάδα, φέρουσα πολλές γεννήτριες

2.4.2 Χρήσεις των πηγών βραχυθεραπείας

Στην παράγραφο αυτή παρατίθενται τα αποτελέσματα της βιβλιογραφικής ανασκόπησης που έγινε αναφορικά με τη χρήση των διαφόρων ισοτόπων στη βραχυθεραπεία, αλλά και τη συνήθη μορφή-συσκευασία στην οποία αυτά χρησιμοποιούνται. Στον Πίνακα 2.1 παρατίθενται οι σημαντικότερες εφαρμογές καθενός ισοτόπου.

Ραδιενεργά ισότοπα	Χρήση
^{137}Cs	Τοπική, ενδοϊστική και εσωτερικής κοιλότητας θεραπεία καρκίνου
^{60}Co	Τοπική, ενδοϊστική και εσωτερικής κοιλότητας θεραπεία καρκίνου
^{198}Au	Ενδοϊστική θεραπεία καρκίνου
^{192}Ir	Ενδοϊστική θεραπεία καρκίνου
^{90}Sr	Επιφανειακές δυσλειτουργίες ματιού
^{125}I	Ενδοϊστική θεραπεία καρκίνου
^{103}Pd	Ενδοϊστική θεραπεία καρκίνου
^{252}Cf	Προσωρινό μόσχευμα (καρκίνος του τραχήλου της μήτρας κ.α.)

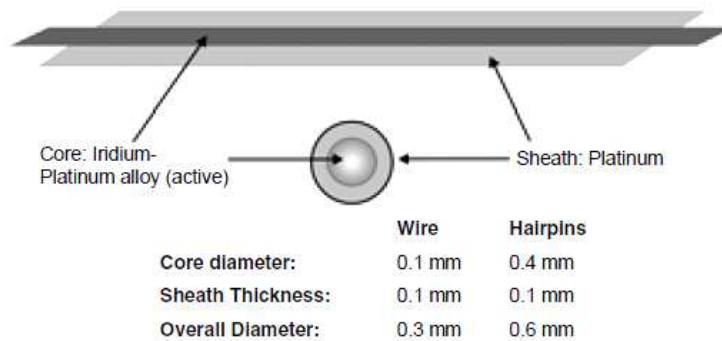
Πίνακας 2.1: Χρήσεις των ραδιενεργών ισοτόπων

Ανάλογα με τις εφαρμογές για τις οποίες προορίζονται αλλά και την ακτινοβολία την οποία εκπέμπουν κάθε ένα από τα παραπάνω ισότοπα, συσκευάζεται με διαφορετικό τρόπο για την κατασκευή των αντίστοιχων πηγών βραχυθεραπείας.

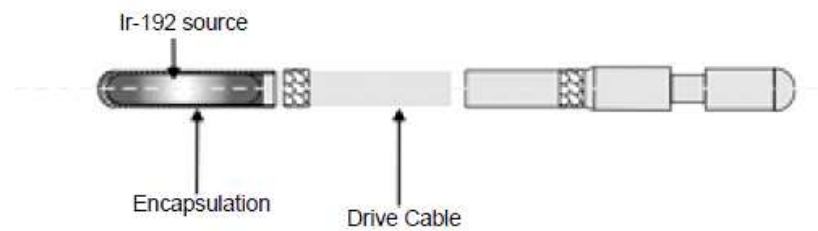
2.4.2.1 Πηγές ^{192}Ir

Το ^{192}Ir χρησιμοποιείται για την κατασκευή διαφόρων πηγών. Τυπική πηγή είναι αυτή σε μορφή σύρματος (wire), με τον πυρήνα της πηγής να αποτελείται από κράμα ιριδίου-λευκόχρυσου διαμέτρου 0.1mm μέσα σε εξωτερική θήκη (θωράκιση) από λευκόχρυσο πάχους 0.1mm (Σχήμα 2.12) και συνολική διάμετρο που φτάνει τα 0.3mm. Ορισμένοι τύποι πηγών τύπου σύρματος έχουν βελονοειδή απόληξη (pin) και συνολική διάμετρο που φτάνει τα 0.6mm και διατίθεται σε σπείρες μήκους 500mm για να κόβεται στο επιθυμητό για την εφαρμογή μήκος. Στην περίπτωση αυτή χρησιμοποιούνται ειδικοί εφαρμογείς (hairpin gutters guide).

Άλλες πηγές κατασκευάζονται σε μορφή κάψουλας θωρακισμένης με εξωτερική θήκη από ανοξείδωτο χάλυβα, που συχνά περιβάλλεται και με επένδυση από νάιλον (nylon ribbon). Τέτοιες πηγές χρησιμοποιούνται στην HDR βραχυθεραπεία (Σχήμα 2.13) και εισάγονται στον ασθενή μέσω RALS.



Σχήμα 2.12: Σύρμα ιριδίου



Σχήμα 2.13: HDR afterloading πηγή ^{192}Ir

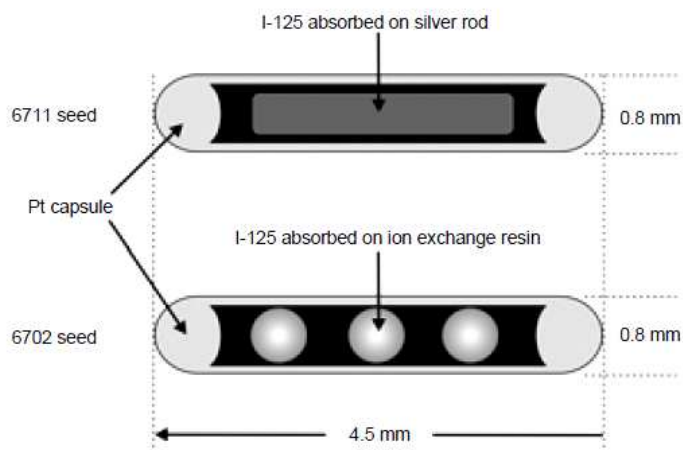
Επισημαίνεται ότι αυτού του είδους η πηγή απασχόλησε ιδιαίτερα τη ΔΕ και για το λόγο αυτό περιγράφεται με λεπτομέρεια στο Κεφάλαιο 4. Βέβαια, ανάλογα με την εταιρεία κατασκευής και τις ανάγκες της μηχανής τοποθέτησης της πηγής, του εφαρμογέα κλπ υπάρχουν διαφορές μεταξύ των διαφόρων πηγών HDR.

2.4.2.2 Πηγές ^{198}Au

Οι ραδιενεργές πηγές ^{198}Au διατίθενται σε μορφή κόκκων (σφαιριδίων) και εισάγονται μέσω ειδικού πιστολιού, κυρίως για μόνιμα εμφυτεύματα στην περιοχή του κεφαλιού και του λαιμού. Η χρήση τους σήμερα έχει μειωθεί σημαντικά.

2.4.2.3 Πηγές ^{125}I

Οι πηγές με βάση το ^{125}I παρασκευάζονται με προσρόφηση του ^{125}I σε διάφορα υλικά τα οποία εν συνεχεία τοποθετούνται σε θωράκιση από τιτάνιο. Στο Σχήμα 2.14 φαίνονται δύο πηγές κατασκευασμένες από ^{125}I . Στην πρώτη πηγή το ^{125}I έχει προσροφηθεί σε ράβδο από άργυρο. Ο άργυρος λειτουργεί εδώ ως *radiographic marker*, καθώς βοηθάει στον εντοπισμό της ακριβούς θέσης της πηγής στον όγκο με χρήση ραδιογραφικών τεχνικών. Η πηγή αυτή είναι η συνηθέστερα χρησιμοποιούμενη, ειδικά για εμφυτεύματα στον προστάτη. Στη δεύτερη πηγή το ^{125}I έχει προσροφηθεί σε ειδική ρητίνη. Η πηγή αυτή δεν διαθέτει *radiographic marker*. Η πηγή αυτή χρησιμοποιείται για προσωρινά εμφυτεύματα όταν είναι απαραίτητη υψηλότερη ακτινοβολήση. Και στις δύο περιπτώσεις πηγών το συνολικό μήκος φθάνει τα 4.5mm μήκος και 0.8mm διάμετρο.



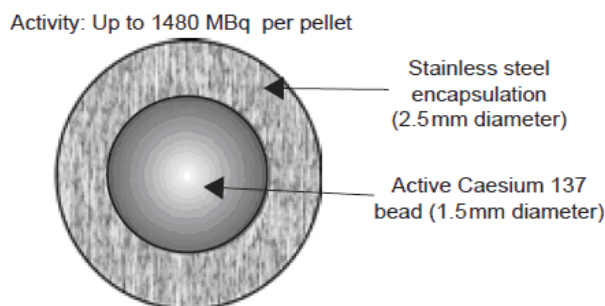
Σχήμα 2.14: Δύο τύποι πηγών ^{125}I

2.4.2.4 Πηγές ^{103}Pd

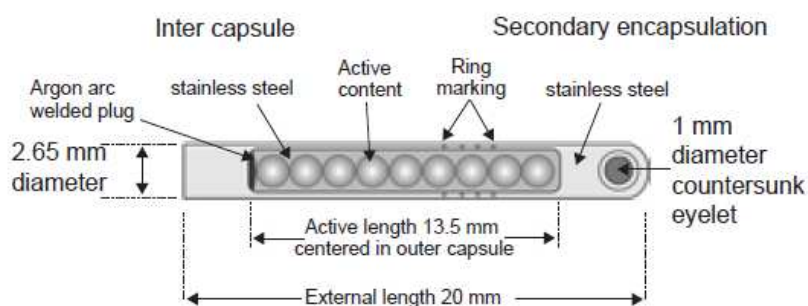
Οι πηγές με βάση το ^{103}Pd κατασκευάζονται με παρόμοια γεωμετρία και διαστάσεις με τις πηγές ^{125}I και χρησιμοποιείται με παρόμοιο τρόπο για εμφυτεύματα στον προστάτη. Χρησιμοποιούνται σε ορισμένες περιπτώσεις αντί για τις πηγές ^{125}I σε ταχέως αναπτυσσόμενους όγκους, λόγω της διαφορετικής ραδιοβιολογικής επίδρασης που προσφέρει ο υψηλότερος ρυθμός δόσης που παρέχουν, αν και αυτό δεν είναι εντελώς αποδεκτό.

2.4.2.5 Πηγές ^{137}Cs

Το ^{137}Cs μπορεί να ενσωματωθεί σε γυάλινες σφαίρες (beads) και να διαμορφωθεί σε μία ποικιλία ραδιενεργών πηγών, οι οποίες θωρακίζονται εξωτερικά από ανοξείδωτο χάλυβα. Στο Σχήμα 2.15 παρατίθεται μία σφαιρική πηγή που χρησιμοποιείται στην LDR βραχυθεραπεία με αυτοματοποιημένη τοποθέτηση της πηγής, ενώ στο Σχήμα 2.16 μία πηγή που χρησιμοποιείται σε γυναικολογικές εφαρμογές και εισάγεται χειροκίνητα.



Σχήμα 2.15: Σφαιρική LDR πηγή ^{137}Cs



Σχήμα 2.16: Πηγή ^{137}Cs που εισάγεται χειροκίνητα

2.4.2.6 Πηγές ^{60}Co

Οι πηγές του ^{60}Co διατίθενται ως σφαιρίδια (pellets) τυπικής ραδιενέργειας 18.5 GBq (0.5Ci) ανά σφαιρίδιο. Οι διαστάσεις τους είναι παρόμοιες με του ^{137}Cs . Παλαιότερα χρησιμοποιούνταν σε σωλήνες και βελόνες παρόμοιους με τους σωλήνες ραδίου και καισίου αλλά ο μικρός χρόνος υποδιπλασιασμού του το κατάστησε ακατάλληλο για τέτοιες εφαρμογές.

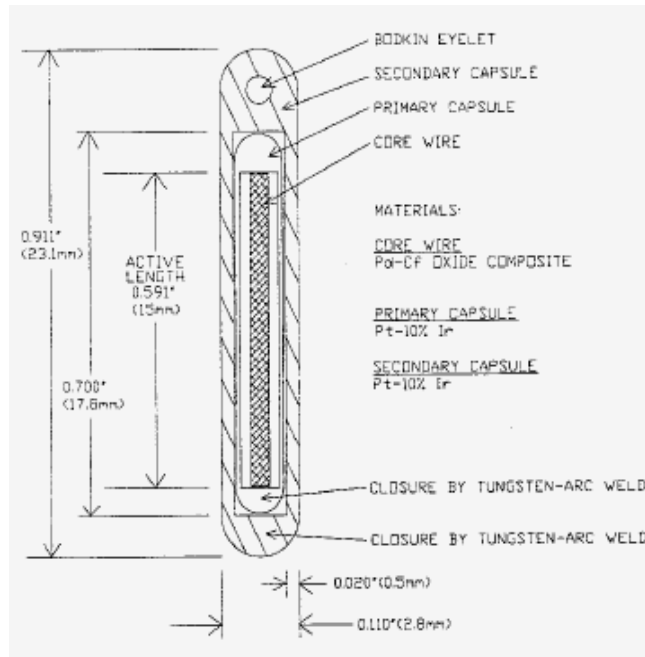
2.4.2.7 Πηγές ^{90}Sr

Το ^{90}Sr χρησιμοποιείται στην επιφανειακή βραχυθεραπεία και κυρίως σε οφθαλμικές εφαρμογές. Η μέγιστη ενέργεια των β-σωματιδίων του μπορεί να μην είναι ιδιαίτερα μεγάλη (546keV) αλλά το θυγατρικό του ^{90}Y , το οποίο έχει πολύ μικρότερο χρόνο υποδιπλασιασμού (64 ώρες έναντι 28.7 χρόνια του ^{90}Sr) εκπέμπει σωματίδια β⁻ με

μέγιστη ενέργεια 2.27MeV. Ο συνδυασμός των δύο ακτινοβολιών θεωρείται επαρκής και η ακτινοβόληση συνήθως ολοκληρώνεται σε λίγα λεπτά. Οι οφθαλμικοί εφαρμογείς κατασκευάζονται από μίγμα (compound) ^{90}Sr ενσωματωμένο σε φύλλο αργύρου, στο πίσω μέρος του οποίου τοποθετείται κατάλληλη θωράκιση. Πρέπει να επισημανθεί ότι το ^{90}Sr δεν τοποθετείται σε άλλους εφαρμογείς ώστε να εισαχθεί στον ασθενή αλλά αποτελεί το υλικό βάσης για την κατασκευή του εφαρμογέα.

2.4.2.8 Πηγές ^{252}Cf

Έχουν αναπτυχθεί διαφόρων τύπων πηγές με βάση το ^{252}Cf . Μία τυπική πηγή που έχει αναπτυχθεί από το πανεπιστήμιο του Kentucky φέρει ένα κεντρικό πυρήνα που αποτελείται από κεραμικό μεταλλικό μείγμα οξειδίου του ^{252}Cf και παλλαδίου. Ο πυρήνας είναι θωρακισμένος από λευκόχρυσο (με πρόσμιξη ιριδίου 10%). Η πηγή έχει μήκος 6mm και διάμετρο 0.8mm. Ένα άλλο παράδειγμα αποτελεί η πηγή που έχει αναπτυχθεί στο Oak Ridge National Laboratory των ΗΠΑ, η οποία είναι μεγαλύτερη σε μήκος από τις τυπικές πηγές ^{252}Cf . Η διάταξη της φαίνεται στο Σχήμα 2.17. Η πηγή αυτή και οι ιδιότητες της αναλύονται από τους Rivard M.J. et al (1998) [7].



Σχήμα 2.17: Πηγή ^{252}Cf

2.4.2.9 Άλλες πηγές

Πέρα από τα προαναφερθέντα ισότοπα, χρησιμοποιούνται και άλλα ραδιενεργά ισότοπα σε μικρότερη κλίμακα, όπως τα: ^{182}Ta (ταντάλιο), ^{106}Ru (ρουθήνιο), ^{106}Rh (ρόδιο), ^{241}Am (αμερίκιο), ^{145}Sm (σαμάριο) και ^{169}Yb (υτέρβιο). Ο μεγάλος χρόνος υποδιπλασιασμού του ^{241}Am και η σχετικά χαμηλή ενέργεια των φωτονίων που εκπέμπει (με επικρατέστερη αυτή των 13,9keV με πιθανότητα 42.7%) το καθιστούν κατάλληλο για βραχυθεραπεία εσωτερικής κοιλότητας. Το ^{145}Sm έχει χρόνο υποδιπλασιασμού 340 μέρες, εκπέμπει φωτόνια στην περιοχή 38-45keV και θεωρείται κατάλληλο για υποκατάστατο ισότοπο σε αφαιρούμενα μοσχεύματα στην ενδοϊστική βραχυθεραπεία [4].

Τέλος, πρέπει να αναφερθεί ότι αν και το ^{226}Ra (ράδιο) είναι αυτό που ιστορικά χρησιμοποιήθηκε πρώτο για τη βραχυθεραπεία, εγκαταλείφθηκε στη συνέχεια λόγω της παραγωγής του αερίου θυγατρικού του ^{222}Rn (του ραδονίου).

2.5. Συμπληρωματικός εξοπλισμός που χρησιμοποιείται στη βραχυθεραπεία

Πέραν των πηγών ακτινοβολήσης, ο επιπλέον εξοπλισμός που χρησιμοποιείται στη βραχυθεραπεία περιλαμβάνει τα διάφορα είδη εφαρμογών, ανάλογα με το που και το πώς θα τοποθετηθούν οι πηγές και ανάλογα με το είδος της βραχυθεραπείας (προσωρινή, ενδιάμεση κτλ). Αν και οι εφαρμογές θεωρούνται ως ο βασικότερος συμπληρωματικός εξοπλισμός της βραχυθεραπείας, εντούτοις χρησιμοποιούνται επιπλέον και υπολογιστικά συστήματα για τον υπολογισμό της δόσης, για την αυτοματοποίηση των διαδικασιών, καθώς και άλλα απεικονιστικά συστήματα, όπως CT scanners ή μηχανήματα υπερήχων για τον έλεγχο της σωστής τοποθέτησης των εφαρμογών και των ραδιενεργών πηγών. Στην παράγραφο αυτή θα γίνει παρουσίαση του συμπληρωματικού εξοπλισμού που χρησιμοποιείται στη βραχυθεραπεία, με έμφαση στους διαφόρων ειδών εφαρμογές που χρησιμοποιούνται σε κάθε περίπτωση.

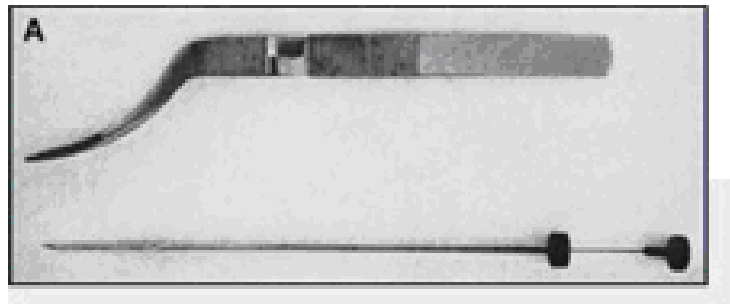
2.5.1 Εφαρμογές για ενδοϊστική βραχυθεραπεία

Όπως είναι προφανές, ανάλογα με το κατά πόσον η βραχυθεραπεία γίνεται με μόνιμα ή προσωρινά εμφυτεύματα χρησιμοποιούνται και διαφορετικοί τύποι εφαρμογών. Η πλειοψηφία των πληροφοριών προέρχεται από το βιβλίο του Subir Nag (1997) [4].

2.5.1.1 Εφαρμογές για ενδοϊστική βραχυθεραπεία με μόνιμα εμφυτεύματα

A. Βελόνα απλής πηγής (single-seed needle)

Ραδιενεργές πηγές όπως οι ^{125}I , ^{198}Au και ^{103}Pd τοποθετούνται στους όγκους με ανοξείδωτες χαλύβδινες βελόνες μήκους 10-20cm. Κάθε βελόνα τροφοδοτείται με μία πηγή. Για να αποτραπεί ο κίνδυνος της εξόδου της ραδιενεργού πηγής από τη βελόνα, το άκρο της σφραγίζεται προηγουμένως. Σε ειδικές περιπτώσεις, χρησιμοποιούνται καμπύλες βελόνες για την πρόσβαση όγκων.



Σχήμα 2.18: Βελόνα απλής πηγής

B. Εφαρμογέας του Mick (Mick applicator)

Για να βελτιωθεί η αποτελεσματικότητα και η ακρίβεια της εμφύτευσης πολλών πηγών, χρησιμοποιούνται σήμερα εφαρμογείς όπως ο εφαρμογέας του Mick. Για τη χρήση του εξοπλισμού αυτού, οι πηγές είτε ^{125}I είτε ^{103}Pd , πρώτα εισάγονται σε γεμιστήρες. Αφού ετοιμαστεί ο γεμιστήρας, προσαρμόζεται στον εφαρμογέα για να γίνει η εμφύτευση. Διάφορα μεγέθη βελονών χρησιμοποιούνται για διαφορετικές θέσεις των όγκων. Η βελόνα είναι σταθεροποιημένη στον εφαρμογέα του Mick και οι πηγές αποτίθενται στον ιστό μία κάθε φορά σε συγκεκριμένη θέση κατά μήκος της βελόνας, καθώς αυτή αποσύρεται από τον ιστό με τη βοήθεια του εφαρμογέα. Το πλεονέκτημα του εφαρμογέα είναι ότι η βελόνα αποσύρεται σε ακριβώς ελεγχόμενες αποστάσεις, δημιουργώντας τελικά την επιθυμητή κατανομή των πηγών στο χώρο.



Σχήμα 2.19: Εφαρμογέας του Mick [8]

Γ. Εφαρμογέας του Scott (Scott applicator)

Ο εφαρμογέας του Scott περιλαμβάνει μία βάση συγκράτησης της βελόνας (κολάρο) η οποία μπορεί να ολισθαίνει σε κατάλληλες αυλακώσεις. Η βελόνα γεμίζει με τις ραδιενεργές πηγές ενώ μεταξύ τους τοποθετούνται κατάλληλα spacers για τη διατήρηση των αποστάσεων μεταξύ των πηγών, κατασκευασμένα από εμπορικά διαθέσιμα απορροφώμενα χειρουργικά υλικά ραμμάτων. Για την εμφύτευση των πηγών τοποθετείται ο εφαρμογέας στην κατάλληλη θέση και βυθίζεται η βελόνα μέχρι το κατάλληλο βάθος, στη συνέχεια το κολάρο γλιστράει στις αυλακώσεις και απομακρύνεται από τον ασθενή, έτσι ώστε να μαζεύεται η βελόνα. Κατά τη διάρκεια της απομάκρυνσης της βελόνας κατάλληλο σύστημα εμποδίζει την έξοδο των πηγών, οι οποίες τελικά παραμένουν στη θέση όπου αρχικά τοποθετήθηκαν από τη βελόνα. Μία ανανεωμένη έκδοση του εφαρμογέα αυτού είναι το *quick seeder system* της Mick Radio-Nuclear Instruments, Inc. Με το σύστημα αυτό τοποθετούνται αρχικά οι βελόνες στην κατάλληλη θέση και στη συνέχεια με χρήση κατάλληλου γεμιστήρα τοποθετούνται οι πηγές και οι αποστάτες μέσα στην βελόνα. Όταν η βελόνα αφαιρείται αφήνει πίσω της τη σειρά πηγών-διαχωριστών.

Δ. Πιστόλι κόκκων χρυσού (Gold-grain gun)

Το πιστόλι αυτό χρησιμοποιείται για την εισαγωγή ραδιενεργών κόκκων χρυσού σε όγκους. Οι κόκκοι χρυσού περιέχονται σε γεμιστήρα 14 κόκκων ο οποίος τοποθετείται στο πιστόλι. Στο πιστόλι μπορούν να προσαρμοσθούν βελόνες διαφόρων καμπυλών για να επιτευχθεί πρόσβαση στον όγκο. Αφού το άκρο της βελόνας τοποθετηθεί στην κατάλληλη θέση, η σκανδάλη του όπλου πιέζεται, εγχέοντας έτσι έναν κόκκο χρυσού στον όγκο. Αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται έως ότου ολοκληρωθεί η εμφύτευση.



Σχήμα 2.20: Πιστόλι κόκκων χρυσού [9]

E. Απορροφώμενα ράμματα (Absorbable sutures)

Οι πηγές ^{125}I τοποθετημένες σε απορροφώμενα ράμματα χρησιμοποιούνται για την εμφύτευση σε όγκους επιφανειακούς αλλά και μεγαλύτερου βάθους. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται κατάλληλες βελόνες στις οποίες είναι προσαρμοσμένο το ένα άκρο του ράμματος, ενώ το άλλο άκρο του ράμματος, μαζί με τις πηγές είναι τοποθετημένο σε κατάλληλο ανοξείδωτο χαλύβδινο δοχείο που παρέχει επαρκή θωράκιση μέχρι τη στιγμή της τοποθέτησης. Τα συνήθως χρησιμοποιούμενα ράμματα έχουν δέκα πηγές με τυπική τιμή ραδιενέργειας συνολικά από 0.4 έως 0.42mCi που απέχουν μεταξύ τους 1cm.

2.5.1.2 Εφαρμογές για ενδοϊστική βραχυθεραπεία με προσωρινά εμφυτεύματα

A. Καθετήρας μονής οδήγησης (Single leader catheter)

Αυτός ο καθετήρας τυφλού άκρου (blind-end) κανονικά τοποθετείται στην περιοχή του όγκου κατά τη διάρκεια της εγχείρησης ή σε περιοχή που έχουν δεθεί ανεπαρκώς τα ράμματα. Το κλειστό άκρο του καθετήρα παραμένει μέσα στο σώμα του ασθενή, εντός ή κοντά στον όγκο. Το λεπτότερο τμήμα του καθετήρα ονομαζόμενο και ως οδηγός (leader) διαπερνάει το δέρμα χρησιμοποιώντας μία ευθεία ή καμπύλη ανοξείδωτη

χαλύβδινη βελόνα. Οι καθετήρες προσδένονται σταθερά στο δέρμα του ασθενή. Το τυπικό μήκος των καθετήρων αυτών είναι 30cm και το υλικό κατασκευής τους είναι νάιλον.

B. Καθετήρας διπλής οδήγησης (Double leader catheter)

Οι καθετήρες αυτοί χρησιμοποιούνται για την εμφύτευση σε περιοχές όπως ο εγκέφαλος, ο λαιμός ή ο μαστός ή σε περιπτώσεις που πρέπει να γίνει η εμφύτευση σε 2 πλευρές όπως π.χ. στη βάση της γλώσσας. Η διαφορά τους με τους καθετήρες μονής οδήγησης είναι ότι περιέχουν οδηγούς και στα 2 άκρα.

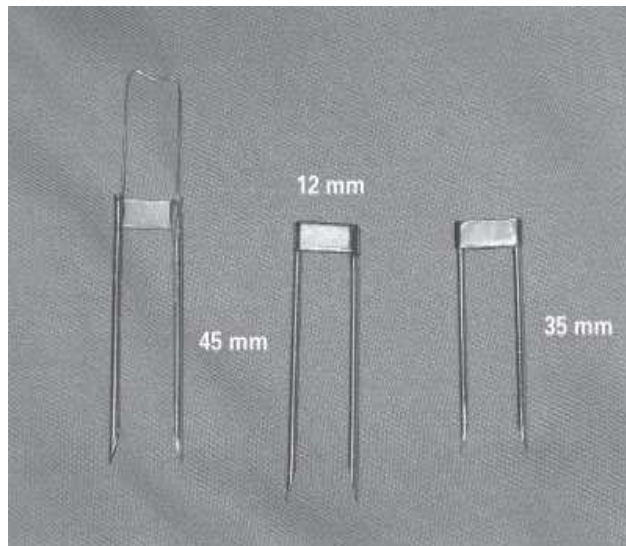
Γ. Εύκαμπτοι οδηγοί (Flexible guides)

Περιλαμβάνουν ευλύγιστες βελόνες ή καθετήρες με τυπικό μήκος 20cm. Ανάλογα με την εφαρμογή χρησιμοποιούνται βελόνες με αιχμηρό ή αμβλύ κλειστό άκρο. Ένα μεταλλικό στέλεχος τοποθετείται εντός του καθετήρα για να τον κρατήσει άκαμπτο κατά την εισαγωγή του στο σώμα. Οι καθετήρες αυτοί προσδένονται στο δέρμα με πλαστικά κουμπιά. Μια μικρή ποσότητα χειρουργικής κόλλας(αποτελείται από βιολογικά υλικά όπως κολλαγόνα, θρομβίνη κα) αρκεί για τη συγκράτηση του κουμπιού και του καθετήρα. Οι εύκαμπτοι καθετήρες χρησιμοποιούνται συχνά με οδηγούς ή πατρόν (templates).

Δ. Αυλακοειδής οδηγός σε διάταξη φουρκέτας (Hairpin gutter guides)

Ενδοϊστικές εμφυτεύσεις που χρησιμοποιούν σύρματα ^{192}Ir σε μικρότερους όγκους της στοματικής κοιλότητας ή της πρωκτικής περιοχής, μπορούν να πραγματοποιηθούν χρησιμοποιώντας τους αυλακοειδείς οδηγούς σε διάταξη φουρκέτας, που διατίθενται σε διάφορα μεγέθη. Ο αυλακοειδής οδηγός συνίσταται από 2 παράλληλους σωλήνες εξωτερικής διαμέτρου 1.8mm και εσωτερικής διαμέτρου 1.4mm. Οι δύο παράλληλοι σωλήνες απέχουν μεταξύ τους 12mm και ενώνονται στο ανώτερο άκρο τους από με

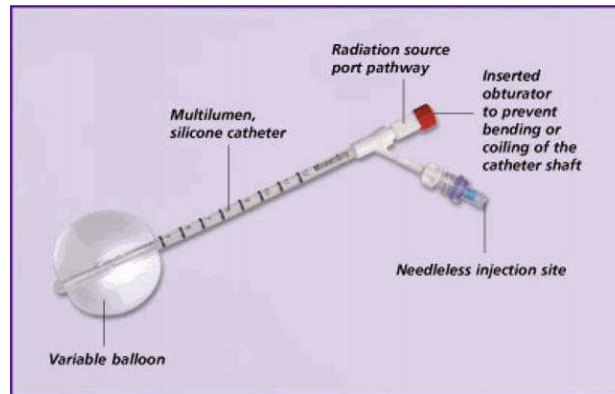
μεταλλική πλάκα ύψους 5mm η οποία φέρει μια μικρή διαμόρφωση στην εξωτερική της πλευρά καθιστώντας την επιφάνεια της δυνατή για σύνδεση με άλλα όργανα κατά τη διάρκεια της εμφύτευσης (Σχήμα 2.21). Πέρα από τους δίδυμους αυλακοειδείς οδηγούς, είναι και διαθέσιμοι μονοί αυλακοειδείς οδηγοί. Οι αυλακώσεις παρέχουν την οδήγηση που χρειάζεται για την ομοιόμορφη και προβλεπόμενη εισαγωγή των συρμάτων ^{192}Ir .



Σχήμα 2.21: Αυλακοειδής οδηγός σε διάταξη φουρκέτας [10]

E. Εφαρμογές της Mammosite (Mammosite brachytherapy applicator)

Ο εφαρμογέας της Mammosite [11] χρησιμοποιείται στην ενδοϊστική βραχυθεραπεία του μαστού. Πρόκειται ουσιαστικά για ένα μπαλόνι σιλικόνης που συνδέεται με ένα καθετήρα διπλού αυλού (double lumen catheter). Ο καθετήρας περιλαμβάνει έναν αυλό (channel) για τη διόγκωση του μπαλονιού και έναν αυλό για το πέρασμα μιας HDR πηγής. Ο αυλός της πηγής διέρχεται κεντρικά διαμέσου του μπαλονιού. Το μπαλόνι τοποθετείται εντός της κοιλότητας που έχει δημιουργηθεί από την λυμφεκτομή (lymphectomy) και διογκώνεται με αλατούχο διάλυμα το οποίο περιέχει μικρή ποσότητα υλικού αντίθεσης (contrast material) για τη διευκόλυνση πιθανής ακτινολογικής απεικόνισης. Στη συνέχεια, εισέρχεται η πηγή μέσω του καθετήρα στο μπαλόνι και παρέχει την επιθυμητή ακτινοβολήση.

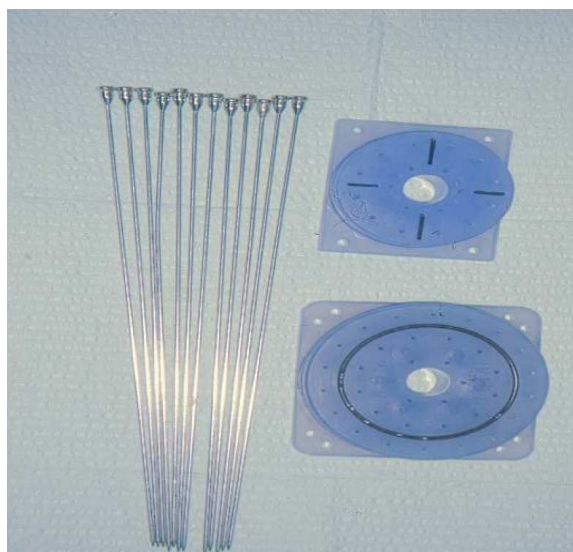


Σχήμα 2.22: Mammosite εφαρμογέας

Z. Οδηγοί ή πατρόν (Templates)

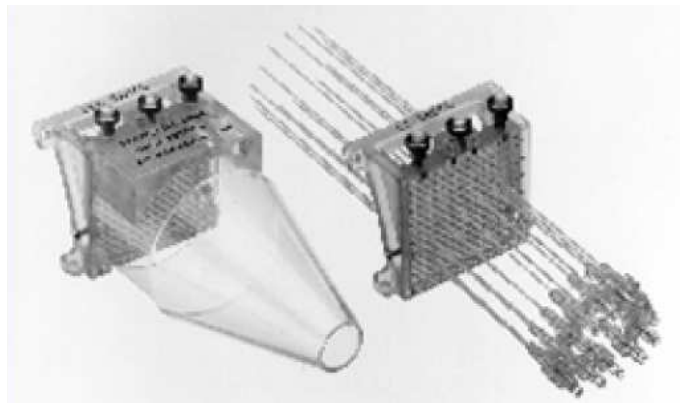
Πρόκειται για κατασκευές οι οποίες διευκολύνουν τις βελόνες ή τους οδηγούς να τοποθετούνται σε προκαθορισμένες θέσεις. Υπάρχει διαθέσιμη μεγάλη ποικιλία πατρόν.

- *Syed-Neblett πατρόν (Syed-Neblett Template)*. Αυτό το πατρόν αποτελείται από 2 πλαστικές πλάκες που έχουν ενωθεί με 6 κοιλίες και μπορούν να φέρουν 38 afterloading ανοξειδωτες βελόνες. Η χρησιμότητα του πατρόν έγκειται στη δημιουργία ομοιογενούς δόσης στη βραχυθεραπεία. Ο τύπος αυτός χρησιμοποιείται κυρίως για γυναικολογικούς σκοπούς και για εμφυτεύσεις στο περίνεο. Συνήθως χρησιμοποιούνται βελόνες 20 εκατοστών.



Σχήμα 2.23: Syed-Neblett πατρόν [12]

- *Πατρών MUPIT (MUPIT template).* Το πατρών MUPIT (Martinez Universal Perineal Interstitial Template) σχεδιάστηκε γενικά για χρήση στην ενδοϊστική και στην εσωτερικής κοιλότητας βραχυθεραπεία. Χρησιμοποιείται για τη θεραπεία του τράχηλου της μήτρας, του κόλπου, της γυναικείας ουρήθρας, του περίνεου, του προστάτη και της άνω πρωκτικής περιοχής. Το MUPIT αποτελείται από 2 σετ ακρυλικών κυλίνδρων, ένα επίπεδο ακρυλικό πατρών με μία σειρά από τρύπες, μία ακρυλική πλάκα κάλυψης, κοχλίες και από ένα σετ ανοξείδωτων βελονών διαφόρων μεγεθών. Λόγω της διαμόρφωσης του μπορεί να φέρει κολπικούς και πρωκτικούς κυλίνδρους και χρησιμοποιηθεί για παραπρωκτική (κοντά στον πρωκτό ή στους μύες του πρωκτού) και παραμήτρια ακτινοβολήση. Με τον τρόπο που είναι σχεδιασμένο, το πατρών MUPIT επιτρέπει την τοποθέτηση σε εσωτερική κοιλότητα σωλήνων ^{137}Cs καθώς και την ενδοϊστική τοποθέτηση ταινιωτών πηγών ^{192}Ir .



Σχήμα 2.24: Πατρών MUPIT [12]

- *Πατρών μαστού (Breast template)* Το πατρών μαστού αποτελείται από 2 πλαστικές πλάκες που συγκρατούνται μεταξύ τους σαν σφιγκτήρες. Κατά την εμφύτευση, ο μαστός πιέζεται από τις 2 πλάκες. Οι βελόνες τοποθετούνται από τις οπές της μίας πλάκας, διαπερνούν το μαστό και εξέρχονται από τις οπές της άλλης πλάκας.



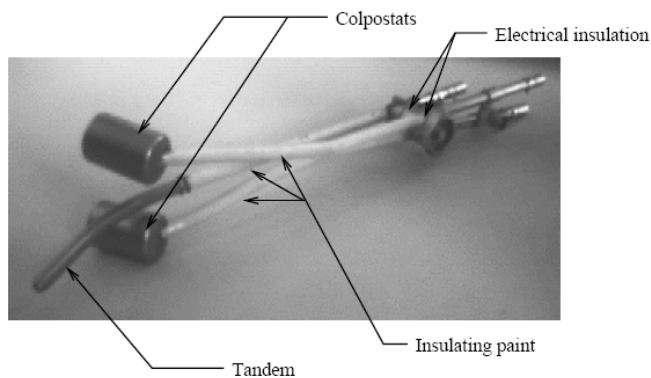
Σχήμα 2.25: Πατρών μαστού [13]

2.5.2 Εφαρμογείς για βραχυθεραπεία εσωτερικής κοιλότητας

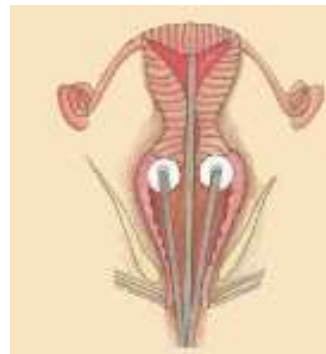
Μία πολύ σημαντική εφαρμογή είναι τη θεραπεία του καρκίνου στον κόλπο και στον τράχηλο της μήτρας. Σε αυτού του είδους τη βραχυθεραπεία χρησιμοποιούνται κυρίως δύο τύποι εφαρμογέων:

A. Εφαρμογείς για την τοποθέτηση πηγών στον τράχηλο της μήτρας

Διατίθενται διάφοροι τέτοιοι εφαρμογείς (π.χ. *Rectangular handle Fletcher-Suit applicator*, *Round Handle Fletcher-Suit-Delclos Applicator*, *Delclos Mini-Ovoid Applicator* κλπ). Εν γένει, ένας τέτοιος εφαρμογέας αποτελείται από τρεις υπομονάδες (Σχήμα 2.26) στις οποίες μπορούν να τοποθετούνται πηγές (after-loading) για την ακτινοβόληση. Σε ορισμένους τύπους εφαρμογέων υπάρχει η δυνατότητα προσθήκης ειδικών φίλτρων από βολφράμιο για τον περιορισμό της ακτινοβόλησης της ουροδόχου κύστεως. Στο Σχήμα 2.27 φαίνεται πως τοποθετείται ο εφαρμογής για την ακτινοβόληση.



Σχήμα 2.26: FSD εφαρμογέας [14]



Σχήμα 2.27: Ο τρόπος τοποθέτησης εντός του τραχήλου[14]

B. Κολπικοί κύλινδροι (Vaginal cylinders)

Οι κολπικοί κύλινδροι σε σύγκριση με τους τραχηλικούς εφαρμογείς είναι πολύ πιο απλοί. Επομένως, πολλές φορές κατασκευάζονται στα ίδια τα ιδρύματα που έχουν τις κατάλληλες υποδομές. Υπάρχει μια ποικιλία εμπορικά διαθέσιμων κολπικών κυλίνδρων, μερικοί εκ των οποίων είναι ιδιαίτερα ελαστικοί.

Στην απλούστερη μορφή του, ένας κολπικός κύλινδρος αποτελείται από έναν πλαστικό κύλινδρο στον οποίο μπορούν να εισαχθούν κατά μήκος του άξονα του πηγές καισίου, ιριδίου και ραδίου (Σχήμα 2.28). Το ένα από τα δύο άκρα του κυλίνδρου είναι στρογγυλεμένο για καλύτερη εισαγωγή και προσαρμογή στον κόλπο. Οι ραδιενεργές πηγές είναι τοποθετημένες σε ένα μεταλλικό σωλήνα ο οποίος εκτείνεται έξω από το σώμα ώστε ο κύλινδρος να γομωθεί εκ νέου. Σε μερικούς κολπικούς κυλίνδρους, ο μεταλλικός σωλήνας εκτείνεται πέρα από το άκρο του κυλίνδρου, έτσι ώστε να μπορεί να ακτινοβοληθεί και η κοιλότητα της μήτρας. Ορισμένοι τύποι κολπικών κυλίνδρων είναι διαιρεμένοι σε τμήματα ώστε να έχουν μεταβλητό μήκος και διάμετρο. Αρχικά, στους κολπικούς κυλίνδρους χρησιμοποιήθηκε ^{226}Ra , αλλά πλέον, η χρήση των ^{137}Cs και ^{192}Ir είναι η πιο διαδεδομένη. Οι κολπικοί κύλινδροι είναι εμπορικά διαθέσιμοι για χρήση HDR μονάδων με ^{192}Ir . Επιπλέον είναι διαθέσιμες και κατάλληλες θωρακίσεις για προστασία της ουροδόχου κύστεως και του εντέρου κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσης.



Σχήμα 2.28: Κολπικός κύλινδρος

2.5.3 Ενδοαυλική βραχυθεραπεία

Η ενδοαυλική βραχυθεραπεία βασίζεται στην τοποθέτηση ραδιενεργών πηγών σε ανατομικές δομές που είναι κυλινδρικές (σωληνοειδείς). Συγκεκριμένα, η ενδοαυλική βραχυθεραπεία εφαρμόζεται σε όγκους του οισοφάγου, του πνεύμονα, του βρόγχου, του ρινοφάρυγγα, του χολικού δέντρου και του ουρητήρα.

Ένας τύπος εφαρμογέα τέτοιου είδους είναι ο βρογχικός σωλήνας, ο οποίος τυπικά χρησιμοποιείται για LDR ενδοαυλική ακτινοβολία. Αυτός ο σωλήνας είναι ένας σωλήνας κλειστών άκρων κατασκευασμένος από πλαστικό υλικό που διαθέτει καλώδιο-οδηγό και δείκτη μαρκαρίσματος (marker). Το καλώδιο-οδηγός εξασφαλίζει την κάμψη του σωλήνα χωρίς αυτός να συστρέφεται καθώς προωθείται προς την περιοχή στόχο. Ο δείκτης μαρκαρίσματος, με τη βοήθεια απεικονιστικού συστήματος δείχνει τη θέση του σωλήνα σε σχέση με τον όγκο ή άλλες ανατομικές δομές. Ανάλογα με τις κλινικές απαιτήσεις, ο βρογχικός σωλήνας διατίθεται σε μήκος 120, 150, 180 και 240cm. Πέρα από τη χρήση του σε ενδοβρογχικές θεραπείες ο βρογχικός σωλήνας μπορεί να χρησιμοποιηθεί και ως καθετήρας για τη θεραπεία της χοληφόρου οδού. Στην περίπτωση αυτή, ο καθετήρας συνήθως εισάγεται στην χοληφόρο οδό μετεγχειρητικά, μέσω ενός εξωτερικού σωληναρίου απορρόφησης χολικών εκκριμάτων. Στο Σχήμα 2.29 παρουσιάζεται ο εφαρμογέας Lumencath που χρησιμοποιείται κυρίως για βραχυθεραπεία του βρόγχου. Στο ίδιο σχήμα διακρίνεται η μάσκα ακινητοποίησης και ο εύκαμπτος οδηγός [47]. Ο εφαρμογέας μπορεί να συνδεθεί και με βρογχοσκόπιο.



Σχήμα 2.29: Εφαρμογέας Lumencath

Ο βρογχικός σωλήνας μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για ακτινοβόληση στην περιοχή του οισοφάγου. Ένας άλλος τύπος οισοφαγικού εφαρμογέα αποτελείται από ελαστικό σωλήνα με 6 καθετήρες ή κανάλια μεταγεμίσεως που τοποθετούνται περιφερειακά, 3mm μακριά από τον κεντρικό άξονα του εφαρμογέα και γομώνεται με πηγές ^{192}Ir . Αυτός ο εφαρμογέας έχει μήκος 60 εκατοστών με εξωτερική διάμετρο ενός εκατοστού.

Για την ακτινοβόληση της ρινοφαρυγγικής κοιλότητας είναι εμπορικά διαθέσιμοι ειδικοί ρινοφαρυγγικοί εφαρμογείς. Αυτοί περιλαμβάνουν ενσωματωμένες διατάξεις ακινητοποίησης για την τοποθέτηση στις ρινικές/φαρυγγικές κοιλότητες.



Σχήμα 2.30: Οισοφαγικός εφαρμογέας

Πάντως, για την περίπτωση αυτή ακτινοβόλησης συχνά προτιμάται η χρήση του ουρητικού καθετήρα Foley, ο οποίος διαθέτει ειδικό μπαλόνι το οποίο φουσκώνει για την ακινητοποίηση του εφαρμογέα.

2.5.4 Συστήματα Remote After Loading

Σχετικά με τον εξοπλισμό για την αποστάσεως τοποθέτηση της πηγής ακτινοβολήσης (**Remote AfterLoading Brachytherapy Systems, RALS**) πρέπει να αναφερθεί ότι διατίθενται πολλών ειδών μονάδες. Όλες βέβαια έχουν βασιστεί στην αρχή του να τοποθετηθεί από απόσταση το ραδιοϊσότοπο στην ακριβή θέση του σώματος του ασθενή, να παραμείνει τον απαραίτητο χρόνο και να αφαιρεθεί και οδηγηθεί σε ασφαλή θέση μετά το πέρας της θεραπείας. Ο βασικός σκοπός είναι να μεγιστοποιηθεί η δόση στον όγκο και να ελαχιστοποιηθεί η έκθεση του προσωπικού. Ο εξοπλισμός RALS διατίθεται κυρίως για HDR βραχυθεραπεία και έχει τα εξής κοινά χαρακτηριστικά:

- ▲ Μικρές ραδιενεργές πηγές ^{192}Ir , ^{137}Cs ή ^{60}Co .
- ▲ Μία θωρακισμένη διαμόρφωση κατασκευασμένη από μόλυβδο, βολφράμιο, ή απεμπλουτισμένο ουράνιο, όπου φυλάσσονται οι ραδιενεργές πηγές όταν δε χρησιμοποιούνται. Έτσι η ακτινοβολήση του προσωπικού είναι αμελητέα.
- ▲ Έναν οδηγητικό μηχανισμό ο οποίος μεταφέρει την πηγή από τη θωρακισμένη διαμόρφωση στην επιθυμητή θέση μέσω οδηγητικών σωλήνων, χαλύβδινων καλωδίων ή πνευματικών τεχνικών.
- ▲ Ένα διαχωριστή (indexer) ο οποίος επιτρέπει οι ίδιες πηγές να κατευθυνθούν σε διαφορετικούς οδηγούς σωλήνες ή κανάλια ανάλογα με τις ανάγκες της θεραπείας.
- ▲ Ειδικά σχεδιασμένους εφαρμογείς (applicators) για να τοποθετηθούν οι πηγές στη σωματική κοιλότητα που θα ακτινοβοληθεί.
- ▲ Ένα μικροεπεξεργαστή για να παρακολουθεί και ελέγχει τη μεταφορά της πηγής από τη θωρακισμένη διαμόρφωση ως τις διάφορες θέσεις εντός του σώματος αλλά και τους χρόνους θεραπείας. Αυτή η μονάδα μπορεί να εκτυπώσει μία αναφορά σχετικά με την ακτινοβολήση που εκτελέστηκε.
- ▲ Ένα ανεξάρτητο υπολογιστικό σύστημα σχεδιασμού της θεραπείας, το οποίο βελτιστοποιεί μεγέθη σχετικά με τη συνολική δόση, τη δοσιμετρική κατανομή της κλπ.

- ▲ Εφεδρικά συστήματα εκτάκτου ανάγκης για την ανάκληση της πηγής σε περίπτωση της απώλειας ισχύος (fail-safe), καθώς και κλειδώματα θυρών (interlocks) και διακόπτες επείγουσας διακοπής της λειτουργίας
- ▲ Απομίμηση πηγών που χρησιμοποιούνται πριν την ακτινοβολήση, έτσι ώστε να ελεγχθεί η ακεραιότητα της διαδρομής.

Στο Σχήμα 2.31 φαίνεται ένα σύστημα RALS για HDR Βραχυθεραπεία, ενώ στο Σχήμα 2.32, ένα παρόμοιο σύστημα όπως χρησιμοποιείται για ακτινοβολήση της ρινοφαρυγγικής κοιλότητας.



Σχήμα 2.31: RALS για HDR Βραχυθεραπεία



Σχήμα 2.32: RALS για ακτινοβολήση της ρινοφαρυγγικής κοιλότητας

2.5.5 Συστήματα που χρησιμοποιούνται κατά τον σχεδιασμό και τον έλεγχο της βραχυθεραπείας

Στο σημείο είναι σκόπιμο να αναφερθούν ορισμένα στοιχεία για τον εξοπλισμό που χρησιμοποιείται για τον έλεγχο της ορθής τοποθέτησης της ραδιενεργού πηγής στο σώμα του ασθενή και βοηθούν στο σχεδιασμό της βραχυθεραπείας. Για το σκοπό αυτό συνήθως χρησιμοποιούνται ο σαρωτής υπερήχων (ultrasound scanner) και ο υπολογιστικός τομογράφος (Computerized Tomography, CT). Ο σαρωτής υπερήχων εκπέμπει υπερήχους και από την ανάκλαση αυτών, λόγω του φαινομένου Doppler,

απεικονίζεται η περιοχή του σώματος που ενδιαφέρει και - μετά την τοποθέτηση εφαρμογών και πηγών- ελέγχεται η ακριβής θέση τους. Με βάση τα δεδομένα που λαμβάνονται, με κατάλληλο λογισμικό (βλέπε 2.7.2) μπορεί να εκτιμηθεί το πλήθος των απαιτούμενων πηγών και η θέσεις που πρέπει να τοποθετηθούν. Όσον αφορά στην CT, παρόλο που παρέχει υψηλότερη διακριτική ικανότητα, αυτή κυρίως χρησιμοποιείται για τον εντοπισμό των όγκων και την απεικόνιση σωματικών κοιλιοτήτων του ασθενή και για επεμβάσεις μικρής κλίμακας, όπως αυτές που συνήθως γίνονται κατά βραχυθεραπεία είναι πιο βολικό να χρησιμοποιηθεί η διάταξη υπερήχων.



Σχήμα 2.33: Διάταξη υπερήχων



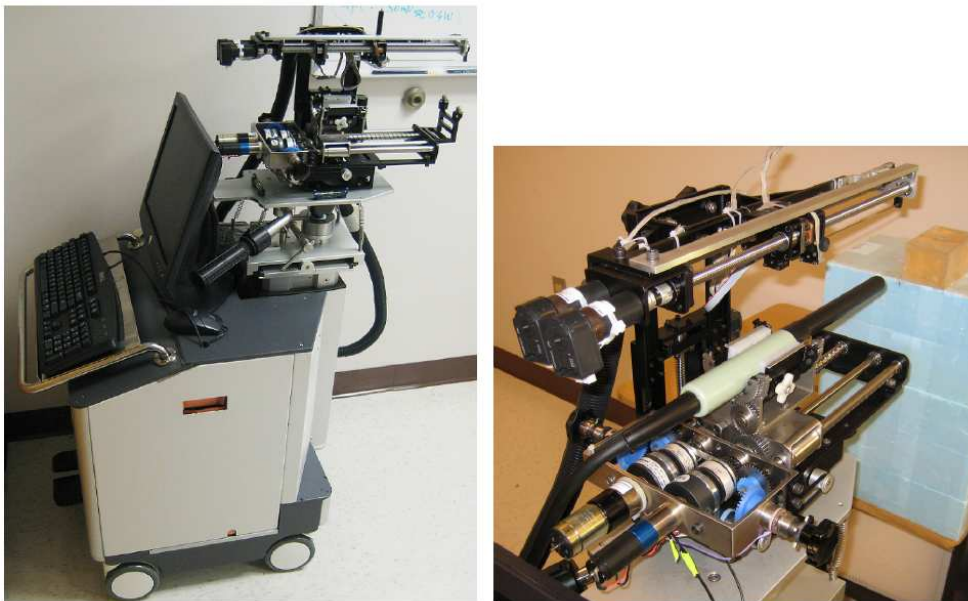
Σχήμα 2.34: CT scanner

2.5.6 Ρομποτικά συστήματα που χρησιμοποιούνται για την τοποθέτηση των ραδιενεργών πηγών

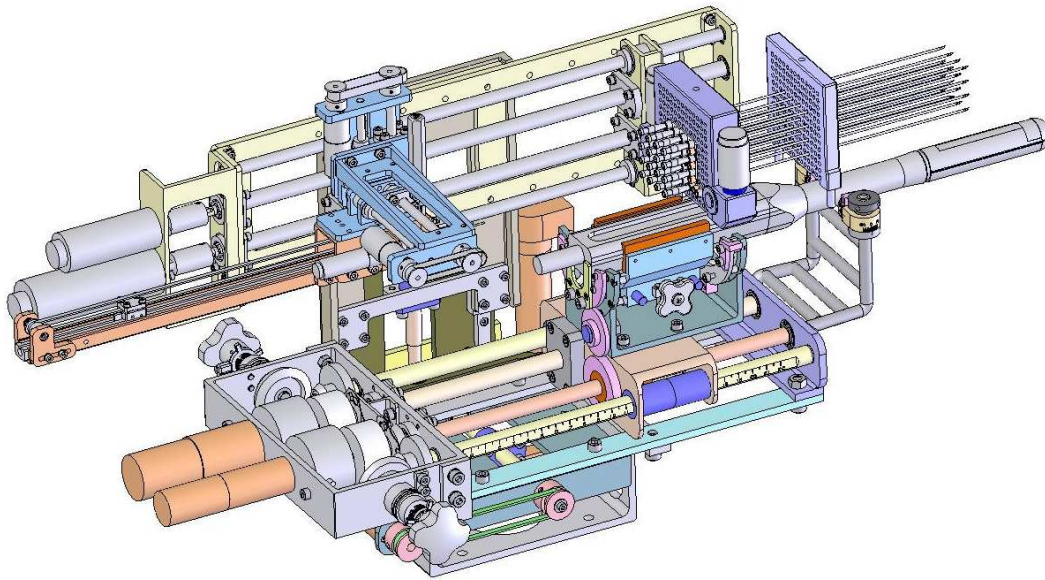
Στο σημείο αυτό είναι χρήσιμο να αναφερθούν ορισμένες πληροφορίες για ρομποτικά συστήματα που χρησιμοποιούνται στη βραχυθεραπεία. Τυπικά τέτοια παραδείγματα είναι το πλήρως αυτοματοποιημένο μονό ρομποτικό σύστημα (fully automated single robotic system) και το ημιαυτόματο πολυκάναλο ρομποτικό σύστημα (semi-auto multichannel robotic system) [15]. Και τα δύο μηχανήματα χρησιμοποιούνται για την τοποθέτηση εμφυτευμάτων στη θεραπεία του προστάτη.

Η μετακίνηση των εφαρμογών και των πηγών παρατηρούνται μέσω απεικόνισης υπερήχων. Το μονό ρομποτικό σύστημα χρησιμοποιεί μία βελόνα ενώ το πολυκάναλο

περισσότερες. Και στα δύο συστήματα οι ραδιενεργές πηγές μεταφέρονται στον όγκο μέσω μονού καναλιού. Και τα δύο συστήματα περιέχουν αποθηκευμένα χρήσιμα δεδομένα και μεθόδους από in-vivo μετρήσεις που γίνονται κατά τη διάρκεια βραχυθεραπείας. Περιλαμβάνουν επίσης και διάφορες τεχνικές για βελτιστοποίηση της ακρίβειας κατά την εισαγωγή της βελόνας αλλά και της εναπόθεσης των πηγών, οι οποίες έχουν επιβεβαιωθεί μέσω πειραμάτων σε phantom. Το σύστημα καταγράφει στοιχεία για τη θέση και την ταχύτητα προώθησης των εφαρμογέων και τη δύναμη που απαιτείται, γεγονός που αποδεικνύεται ιδιαίτερο χρήσιμο για τη βελτιστοποίηση της εισαγωγής της βελόνας αλλά και της τοποθέτησης της πηγής καθώς και της αποτελεσματικότητας. Το ενσωματωμένο λογισμικό είναι σε θέση να κάνει δοσιμετρικό σχεδιασμό, τρισδιάστατη απεικόνιση, παρακολούθηση της βελόνας αλλά και εντοπισμό της πηγής στα πλαίσια δυναμικού σχεδιασμού. Πριν την εισαγωγή των ραδιενεργών πηγών, πραγματοποιούνται πειράματα με υλικά που προσομοιώνουν τον ιστό (phantom) αποτελούμενα από PVC. Η ακρίβεια με την οποία πραγματοποιείται η βραχυθεραπεία εκτιμάται ότι είναι εξαιρετικά υψηλή.



Σχήμα 2.35: Μονό ρομποτικό σύστημα



Σχήμα 2.36: Πολυκάναλο ρομποτικό σύστημα

Μπορεί να παρατηρήσει κανείς πως τα μηχανήματα φέρουν και εξοπλισμό παραγωγής υπερήχων (το TRUS probe στο Σχήμα 2.36).

2.6 Βαθμονόμηση, έλεγχος και αποθήκευση των ραδιενεργών πηγών

Είναι προφανές ότι, αφού κατασκευαστεί ένας νέος τύπος ραδιενεργού πηγής, πρέπει να θεσπιστούν ορισμένα πρότυπα, έτσι ώστε οι μετέπειτα πηγές του ίδιου τύπου να μην αποκλίνουν από αυτά. Αυτό επιτυγχάνεται με τη βαθμονόμηση μίας προτύπου πηγής, η οποία γίνεται με διάφορους τρόπους. Στη συνέχεια θα αναφέρουμε εν συντομία ορισμένα στοιχεία για τη βαθμονόμηση των πηγών. Θα πρέπει στο σημείο αυτό να επισημανθεί ότι οι πηγές της βραχυθεραπείας μπορούν να χρησιμοποιηθούν και για τη βαθμονόμηση ανιχνευτικών διατάξεων. Ο Διεθνής Οργανισμός Ατομικής Ενέργειας (International Atomic Energy Agency) εξέδωσε το 2002 σχετικές οδηγίες που αφορούν σε διαδικασίες βαθμονόμησης οι οποίες πραγματοποιούνται σε νοσοκομεία και δοσιμετρικά εργαστήρια δευτερευόντων προτύπων (Secondary Standards Dosimetry Laboratories) [16] για πηγές LDR κυρίως. Τη χρονική στιγμή που συντάχθηκαν οι παραπάνω οδηγίες (2002) δεν είχαν θεσπιστεί πρωτεύοντα πρότυπα για HDR πηγές όπως το ^{192}Ir λόγω ορισμένων ιδιομορφιών που παρουσιάζουν.

Ανάλογα με τη γεωμετρία της πηγής αλλά και με το είδος της ακτινοβολίας που εκπέμπει, τόσο η «μονάδα αναφοράς» όσο και το είδος του ανιχνευτή που χρησιμεύει για τη διαδικασία της βαθμονόμησης διαφέρει.

2.6.1 Βαθμονόμηση πηγών που εκπέμπουν γ-ακτινοβολία

Για τις πηγές που εκπέμπουν γ-ακτινοβολία η μονάδα αναφοράς είναι το “*reference air kerma rate*” που ορίζεται από τον ICRU ως: ο ρυθμός kerma στον αέρα (kerma rate to air), σε μία απόσταση αναφοράς 1m, λαμβάνοντας υπόψη τις απαραίτητες διορθώσεις για την απορρόφηση του αέρα και τη σκέδαση (scattering) της ακτινοβολίας. Υπενθυμίζεται ότι ως kerma ορίζεται η κινητική ενέργεια που απελευθερώνεται στην ύλη (ως κινητική ενέργεια ηλεκτρονίων) εξαιτίας της ακτινοβολίας (Kinetic Energy Released in Matter ή Medium) και υπολογίζεται από τη σχέση 2.1:

$$K = \frac{d\overline{E}_{tr}}{dm} \quad (2.1)$$

όπου $d\overline{E}_{tr}$ είναι το άθροισμα των κινητικών ενεργειών των φορτισμένων σωματιδίων, που παράγονται κατά τις αλληλεπιδράσεις των μη απευθείας ιονιζουσών ακτινοβολιών (indirectly ionizing radiations) δηλαδή των φωτονίων και νετρονίων, σε ένα στοιχειώδη όγκο υλικού, προς τη μάζα dm του υλικού που περιλαμβάνεται στο στοιχειώδη όγκο [17]. Μονάδα για το kerma είναι το (erg/g).

Επισημαίνεται ότι ειδικά για πηγές που εκπέμπουν φωτόνια χαμηλής ενέργειας, όπως το ^{125}I και το ^{103}Pd , λόγω της μεγάλης αυτοαπορρόφησης και της εξασθένησης των φωτονίων στο κάλυμμα της πηγής (filtration) πρέπει να δίνεται μεγάλη προσοχή κατά τον προσδιορισμό του *air kerma*. Αυτό διότι, πηγές που κατασκευάζονται από το ίδιο ραδιοϊσότοπο, με ελαφρώς διαφορετικά χαρακτηριστικά μπορεί να έχουν πολύ διαφορετικά δοσιμετρικά χαρακτηριστικά. Επομένως είναι σημαντικό να αξιολογηθεί ο κάθε τύπος πηγής ξεχωριστά.

Ανιχνευτικές διατάξεις που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη βαθμονόμηση των πηγών που εκπέμπουν φωτόνια, είναι ο θάλαμος ιονισμού, ο ανιχνευτής τύπου φρέατος (well-type chamber) ή ο ανιχνευτής ανοιχτού θαλάμου ευρείας γωνίας (Wide angle free

air chamber). Ο τελευταίος χρησιμοποιείται για τη βαθμονόμηση πηγών χαμηλής ενέργειας.

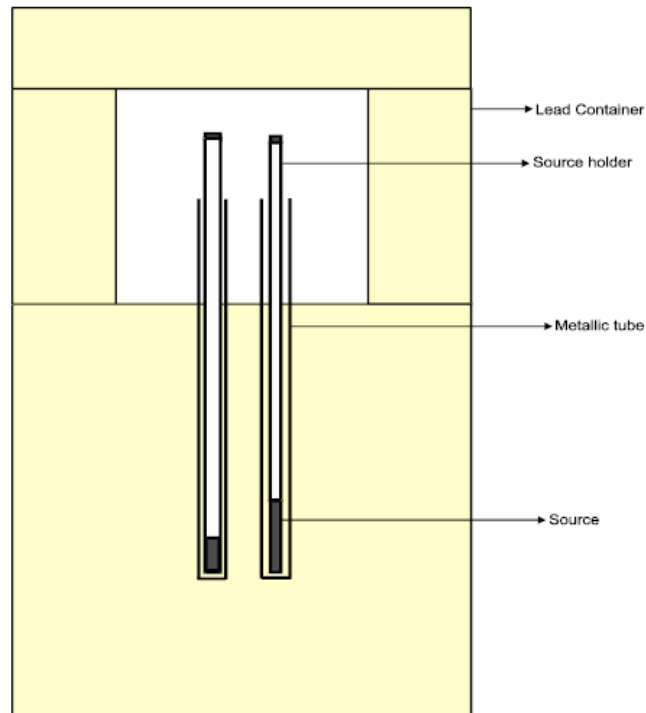
2.6.2 Βαθμονόμηση πηγών που εκπέμπουν β-ακτινοβολία

Για τις πηγές που εκπέμπουν β-ακτινοβολία, ως μονάδα αναφοράς ορίζεται ο “ρυθμός απορροφώμενης δόσης στο νερό” σε μία απόσταση αναφοράς. Η απόσταση αναφοράς διαφέρει ανάλογα με την πηγή. Είναι προφανές πως οι πηγές που προορίζονται για την επιφανειακή βραχυθεραπεία θα βαθμονομηθούν σε άλλη απόσταση αναφοράς από τις γραμμικές πηγές ή από τις ενδοφλέβιες κτλ. Η ανιχνευτική διάταξη που χρησιμοποιείται για τη βαθμονόμηση των πηγών που εκπέμπουν β-ακτινοβολία είναι ο θάλαμος παρεκβολής (extrapolation chamber).

2.6.3 Έλεγχος και αποθήκευση των ραδιενεργών πηγών

Οι πηγές βραχυθεραπείας πρέπει να ελέγχονται συστηματικά για διαρροή αλλά και αστοχία υλικού. Ένας τυπικός τρόπος ελέγχου είναι η απεικόνιση με ακτίνες-X. Ένας άλλος τρόπος είναι η αυτοραδιογραφία (autoradiography). Ως αυτοραδιογραφία ορίζεται η καταγραφή της ακτινοβολίας που εκπέμπεται από μία ραδιενεργό πηγή, σε φωτογραφικό φιλμ το οποίο έχει τοποθετηθεί σε κατάλληλη θέση κοντά στην πηγή ακτινοβολίας. Με τον τρόπο αυτό είναι δυνατόν να ελεγχθεί η δομή του αντικειμένου. Εφόσον παρατηρηθούν δομικές ανωμαλίες, η πηγή πρέπει να αντικατασταθεί. Η μέθοδος αυτή εφαρμόζεται για πηγές ^{137}Cs και ^{60}Co . Ένα άλλο σημαντικό ζήτημα είναι ο έλεγχος διαρροής των πηγών. Αυτός γίνεται με wipe-off test κατά το οποίο χρησιμοποιείται ειδικό ύφασμα που έχει υγρανθεί με μεθανόλη ή νερό. Η μέτρηση ραδιενέργειας στο ύφασμα μπορεί να επιτευχθεί είτε μέσω γ-φασματοσκοπικής ανάλυσης είτε μέσω άλλων μεθόδων. Το ανιχνευτικό σύστημα που θα χρησιμοποιηθεί πρέπει να έχει κατώτερο επίπεδο ανίχνευσης τουλάχιστον 0.18kBq. Το τεστ αυτό πρέπει να γίνεται από ειδικευμένο ραδιολόγο σε θέματα προστασίας από τη ραδιενέργεια. Συνιστάται να εξετάζονται όλες οι πηγές βραχυθεραπείας για τυχόν διαρροή, 2 φορές το χρόνο.

Σχετικά με την αποθήκευση των πηγών της βραχυθεραπείας, θα πρέπει να λαμβάνονται όλα τα δυνατά μέτρα, έτσι ώστε ο χειρισμός τους να περιορισθεί στο ελάχιστο και να είναι ασφαλείς για το χειριστή. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω αυτομάτων συστημάτων και επαρκούς θωρακίσεως, συνήθως από μόλυβδο. Στο Σχήμα 2.37 παρατίθεται ένα δοχείο αποθήκευσης πηγών.



Σχήμα 2.37: Δοχείο αποθήκευσης πηγών (container)

2.7 Λογισμικό που χρησιμοποιείται στις διάφορες πτυχές της βραχυθεραπείας

Είναι προφανές ότι η όλη διαδικασία της βραχυθεραπείας, η οποία απαιτεί χρονοβόρους και πολύπλοκους υπολογισμούς, υποβοηθείται σημαντικά με τη χρήση υπολογιστικών συστημάτων και κατάλληλου λογισμικού. Επομένως, ένα από τα σημαντικά κομμάτια στη μελέτη της βραχυθεραπείας αποτελεί το λογισμικό. Σήμερα, διατίθενται μία σειρά από υπολογιστικούς κώδικες γενικής χρήσεως, που μπορούν να πραγματοποιούν δοσιμετρικούς υπολογισμούς και άλλους υπολογισμούς σχετικούς με

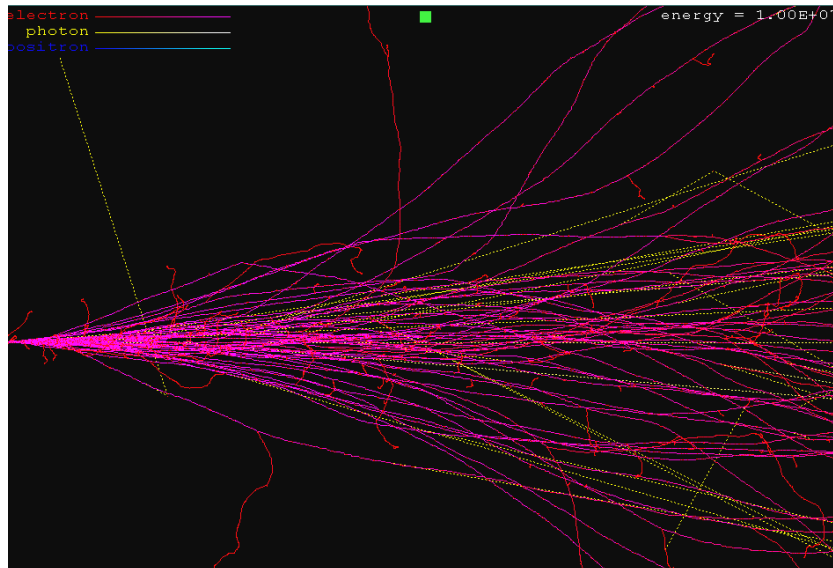
την αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με την ύλη. Οι κώδικες αυτοί φυσικά μπορούν να χρησιμεύσουν στη μελέτη της βραχυθεραπείας. Υπάρχουν όμως και εξειδικευμένοι κώδικες που χρησιμοποιούνται κυρίως στα νοσοκομεία και αφορούν αποκλειστικά στη βραχυθεραπεία. Με τη βοήθεια αυτών των κωδίκων καταστρώνεται το σενάριο της βραχυθεραπείας και γίνονται φυσικά οι απαραίτητοι υπολογισμοί δόσεως.

2.7.1 Υπολογιστικοί κώδικες γενικής χρήσεως

Όσον αφορά στους υπολογιστικούς κώδικες γενικής χρήσεως, αυτοί είναι συνήθως κώδικες προσομοίωσης Monte-Carlo. Ένας τέτοιος κώδικας που χρησιμοποιείται για την προσομοίωση της αλληλεπίδρασης φωτονίων και ηλεκτρονίων είναι ο κώδικας PENELOPE (**P**enetration and **EN**ergy **L**oss **O**f **P**ositrons and **E**lectrons, ο οποίος αναπτύχθηκε από τους F. Salvat, J.M. Fernandez-Varea και J. Sempau το 1996 στο Πανεπιστήμιο της Βαρκελώνης [18]. Έκτοτε έχουν υπάρξει νεώτερες εκδόσεις το 2005 και 2007. Όπως μπορεί να παρατηρήσει κανείς εύκολα δεν υπάρχει κάποια αναφορά στα φωτόνια, καθώς ο κώδικας αρχικά είχε αναπτυχθεί για σωματίδια-β. Πρόκειται για έναν κώδικα σε Fortran, ο οποίος χρησιμοποιώντας τεχνικές τυχαίας δειγματοληψίας δημιουργεί τις ιστορίες των αλληλεπιδράσεων φωτονίων και σωματιδίων (ηλεκτρόνια & ποζιτρόνια) με την ύλη για διάφορες γεωμετρίες, οι οποίες μπορεί να είναι αρκετά πολύπλοκες. Οι δυνατότητες του κώδικα αυτού και μίας σειράς βοηθητικών προγραμμάτων που τον συνοδεύουν είναι πολλές, όπως η τρισδιάστατη απεικόνιση της υπό μελέτη γεωμετρίας, η παρουσίαση πολλών διαγραμμάτων δοσιμετρικών υπολογισμών και άλλα συναφή μεγέθη. Ουσιαστικά, στον PENELOPE ο χρήστης χρησιμοποιεί αρχεία εισόδου που περιγράφουν τη γεωμετρία της κατασκευής του, το υλικό που αποτελείται, το είδος της ακτινοβολίας κ.α. Μαζί με τον κώδικα δίνονται και 3 έτοιμοι κώδικες για διευκόλυνση του χρήστη, τα PENSLAB, PENCYL και PENMAIN.

Ο κώδικας PENSLAB χρησιμεύει για την προσομοίωση της διάδοσης σωματιδίων-β/φωτονίων, τα οποία διέρχονται από επίπεδη πλάκα συγκεκριμένου υλικού. Ο κώδικας PENCYL χρησιμεύει για την προσομοίωση της διάδοσης σωματιδίων-β/φωτονίων, τα οποία διέρχονται από σύνθετες κυλινδρικές κατασκευές.

Τέλος, ο κώδικας PENMAIN χρησιμεύει για την προσομοίωση της διάδοσης σωματιδίων-β/φωτονίων, διερχομένων από σύνθετες κατασκευές. Αποτελεί την γενικότερη περίπτωση κώδικα χρήστη και χρησιμοποιείται στις περισσότερες εφαρμογές και για πολύπλοκες γεωμετρίες. Λεπτομέρειες σχετικά με τη δομή του προγράμματος και τον τρόπο που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για δοσιμετρικούς υπολογισμούς θα περιγραφούν στα επόμενα Κεφάλαια. Πρέπει πάντως να επισημανθεί ότι, ο κώδικας προσομοίωσης PENELOPE θεωρείται ως ο κώδικας που κάνει την ακριβέστερη προσομοίωση φωτονίων και ηλεκτρονίων, ειδικά για την περιοχή χαμηλών ενεργειών. Στο Σχήμα 2.38 παρατίθεται η απεικόνιση της τροχιάς και των αλληλεπιδράσεων μίας δέσμης ηλεκτρονίων που προσπίπτει πάνω σε ένα υλικό, όπως προκύπτει από το πρόγραμμα *shower* του κώδικα PENELOPE.



Σχήμα 2.38: Απεικόνιση της τροχιάς και των αλληλεπιδράσεων δέσμης ηλεκτρονίων από το πρόγραμμα *shower* του κώδικα PENELOPE

Ένας άλλος κώδικας γενικής φύσης που χρησιμοποιείται για την προσομοίωση της αλληλεπίδρασης φωτονίων και ηλεκτρονίων είναι ο GEANT4 [19]. Ο συγκεκριμένος κώδικας χρησιμοποιείται από πολύ απλές, έως ιδιαίτερα πολύπλοκες εφαρμογές, όπως για παράδειγμα για την προσομοίωση των αλληλεπιδράσεων σε συνιστώσες του Large Hadron Collider (LHC) στο CERN. Η πρώτη έκδοση του χρονολογείται από το 1998, ενώ έχουν ακολουθήσει νεότερες εκδόσεις. Όπως και ο κώδικας PENELOPE,

απαρτίζεται από προγράμματα δόμησης της γεωμετρίας, τον καθορισμό των δεδομένων και τη φύση του προβλήματος, γεννήτρια γεγονότων, κατάλογο υλικών κ.α. Το μεγάλο πλεονέκτημα του κώδικα αυτού είναι ότι μπορεί να προσομοιώσει μία μεγάλη ποικιλία σωματιδίων, σαφώς περισσότερα από τον κώδικα PENELOPE. Προφανώς διατίθεται και μία άλλη πληθώρα προγραμμάτων τύπου Monte-Carlo. Ενδεικτικά αναφέρουμε το λογισμικό EGSnrc.

Υπάρχουν φυσικά και πολλά ακόμα πακέτα λογισμικού εξειδικευμένα για δοσιμετρικούς υπολογισμούς. Για παράδειγμα το RadCalc της LSI (Lifeline Software Inc.) το οποίο με την κατάλληλη επέκταση μπορεί να βοηθήσει και στο σχεδιασμό της βραχυθεραπείας (ουσιαστικά είναι κάτι μεταξύ δοσιμετρικού κώδικα γενικής χρήσεως και εξειδικευμένου λογισμικού βραχυθεραπείας). Επίσης, υπάρχουν και πακέτα λογισμικού για το σχεδιασμό εξωτερικής ακτινοβολήσης, που όμως μπορούν να χρησιμοποιηθούν και για το σχεδιασμό της βραχυθεραπείας. Ένα από αυτά είναι το XiO της Elekta CMS Software.

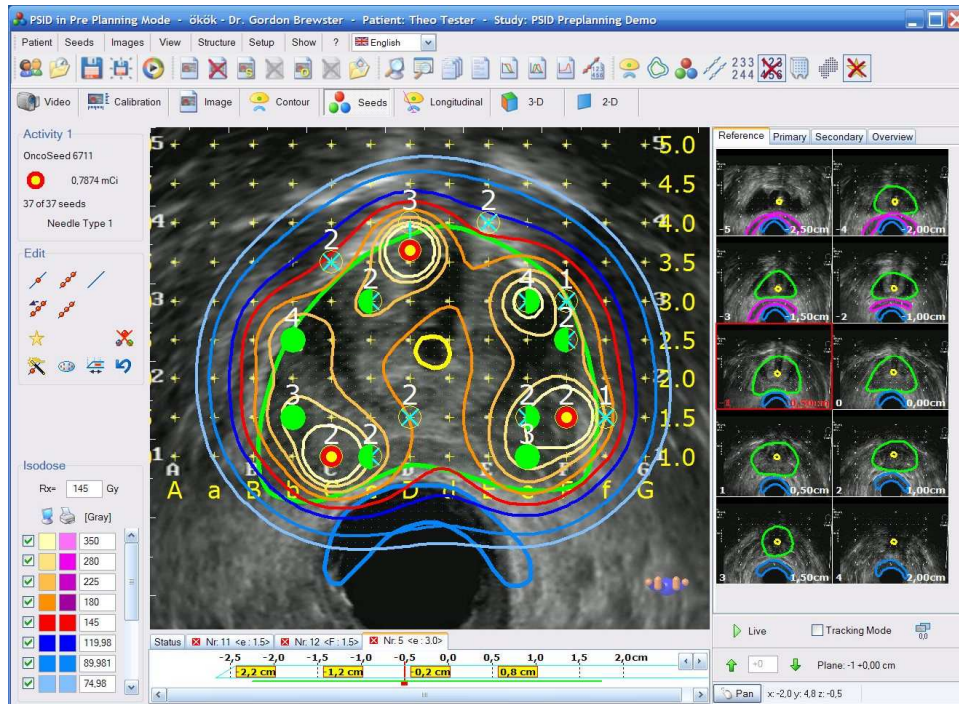
2.7.2 Πακέτα λογισμικού ειδικευμένα στο σχεδιασμό της βραχυθεραπείας

Η δεύτερη κατηγορία πακέτων λογισμικού αφορά αυτά που χρησιμοποιούνται αποκλειστικά στη βραχυθεραπεία. Αυτά συνήθως περιέχουν βάσεις δεδομένων και στοιχεία για διάφορους τύπους εφαρμογών, δυνατότητες σχεδιασμού της βραχυθεραπείας κ.α. Ένα τέτοιο πακέτο λογισμικού που αφορά στην τοποθέτηση ραδιενεργού βελόνας είναι το Oncentra GYN [48], το οποίο αναπτύχθηκε από την εταιρεία ιατρικών μηχανημάτων Nucletron, σε συνεργασία με το τμήμα Ραδιοθεραπείας της Ιατρικής Σχολής της Βιέννης. Χρησιμοποιείται στη μελέτη της βραχυθεραπείας του τραχήλου της μήτρας. Το λογισμικό αυτό θεωρείται το καλύτερο παγκοσμίως σύστημα σχεδιασμού της βραχυθεραπείας, που συμβουλεύει και καθοδηγεί το χρήστη στην τοποθέτηση των ραδιενεργών βελόνων. Αυτό το λογισμικό επιτρέπει τη θεραπεία μεγάλων όγκων (μεγαλύτερων των 5cm) που έχουν διαδοθεί και εκτός του τραχήλου. Δοκιμές που έχουν γίνει δείχνουν [48] ότι η αποτελεσματικότητα της θεραπείας ασθενών με μεγάλους όγκους, εφαρμόζοντας τις τεχνικές που προτείνονται στο υπόψη πακέτο

λογισμικού μπορεί να βελτιωθεί από 20-90%. Επιπροσθέτως, οι ανεπιθύμητες παρενέργειες μπορούν να μειωθούν κατά 2-10%. Επιπλέον, με χρήση του λογισμικού μειώνεται και ο χρόνος σχεδιασμού της θεραπείας του ασθενή.

Ένα άλλο είδος καρκίνου, για τη θεραπεία του οποίου έχει καταβληθεί ιδιαίτερη προσπάθεια για ανάπτυξη λογισμικού είναι ο καρκίνος του προστάτη. Η εταιρεία Nucletron παράγει το λογισμικό Oncentra Prostate που είναι αντίστοιχο του Oncentra GYN.

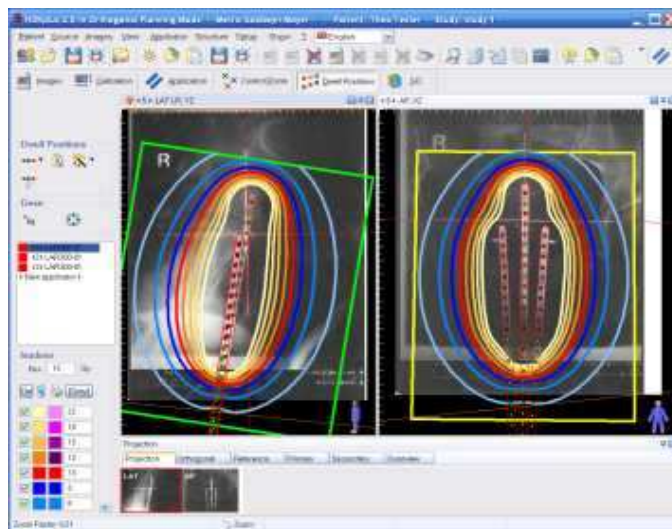
Ένα άλλο διαδεδομένο πακέτο λογισμικού είναι το PSID (Permanent Seed Implant Dosimetry) [49] που διαμορφώθηκε από την sonoTECH το 1999 και χρησιμοποιείται για βραχυθεραπεία που καθοδηγείται από υπερήχους. Το αναφερόμενο λογισμικό χρησιμοποιείται για LDR βραχυθεραπεία. Ο σχεδιασμός της θεραπείας πραγματοποιείται βασισμένος σε αλληλουχία απεικονίσεων υπερήχου. Το λογισμικό παρέχει αρκετές διευκολύνσεις όπως τη βέλτιστη κατανομή των πηγών ανάλογα με την επιθυμητή δόση σε όργανα που έχουν επιλεγεί με το ποντίκι, το χωρικό ιστόγραμμα της δόσης, το σχέδιο τοποθέτησης των βελονών και άλλες παραμέτρους σημαντικές για την κατανομή της δόσης. Υπάρχει και ευχέρεια για τρισδιάστατη προβολή των οργάνων σε οποιαδήποτε γωνία, με ή χωρίς την απεικόνιση των πηγών ή βελονών. Τέλος, όπως κάθε πρόγραμμα τέτοιου τύπου περιλαμβάνει βάση δεδομένων για τους εφαρμογείς, γεωμετρίες κ.α. Στο Σχήμα 2.39 παρατίθεται μία οθόνη αλληλεπίδρασης του υπόψη λογισμικού με το χρήστη.



Σχήμα 2.39: Τυπική απεικόνιση από πακέτο λογισμικού που χρησιμοποιείται κατά το σχεδιασμό βραχυθεραπείας

Όσον αφορά στην HDR βραχυθεραπεία, ένα ευρέως χρησιμοποιούμενο πακέτο λογισμικού είναι το HDRplus™ / Flexiplan™ [50]. Το πρόγραμμα είναι ιδιαίτερα εξελιγμένο και επιτρέπει την εύκολη αλληλεπίδραση με το χρήστη. Περιλαμβάνει τα απαραίτητα εργαλεία σχεδιασμού, με βάση φιλμ (film-based planning), με βάση αλληλουχία τρισδιάστατων απεικονίσεων (3D image sequence based planning), με βάση ρεαλιστικό πρότυπο προστάτη (real time prostate module)], ευκολία τρισδιάστατης εστίασης σε διάφορα οπτικά επίπεδα κ.α.

Επιπροσθέτως, διαθέτει μεθόδους ανακατασκευής εικόνας, που βασίζεται σε συντεταγμένες, σε επίπεδες απεικονίσεις ακτινών-X (planar X-ray images) ή απεικονίσεις CT, MRI, PET. Άλλο ένα χαρακτηριστικό του πακέτου λογισμικού αυτού είναι οι δυνατότητες που παρέχει για τη βελτιστοποίηση της δόσης κατά το σχεδιασμό, που περιλαμβάνουν χωρική βελτιστοποίηση χρησιμοποιώντας αντίστροφο σχεδιασμό, γεωμετρική βελτιστοποίηση, συνιστώμενη σημειακή δόση και χειροκίνητη βελτιστοποίηση δόσης. Στο Σχήμα 2.40 παρουσιάζεται μία τυπική οθόνη αλληλεπίδρασης του υπόψη λογισμικού.



Σχήμα 2.40: Τυπική απεικόνιση δοσιμετρικής κατανομής από το πακέτο λογισμικού HDRplus™ / Flexiplan™ που χρησιμοποιείται κατά το σχεδιασμό HDR βραχυθεραπείας

Τέλος, δύο ακόμα πακέτα λογισμικού, τα οποία μπορεί να χρησιμοποιηθούν και σε συνδυασμό για το σχεδιασμό της θεραπείας και άλλων καρκίνων, όπως ο καρκίνος του μαστού είναι τα: VariSeed της εταιρείας Varian και το πρόγραμμα BrachyVision της εταιρείας ARIA.

2.8 Προστασία του προσωπικού και φροντίδα του ασθενή

Είναι προφανές πως στη θεραπεία και τη φροντίδα του ασθενή εμπλέκονται πολλά άτομα, από τους ογκολόγους, τους χειριστές των μηχανημάτων, τον υπεύθυνο ακτινοπροστασίας έως το απλό νοσηλευτικό προσωπικό. Για προστασία, του προσωπικού συχνά τοποθετείται δίπλα από το κρεβάτι του ασθενή κυλιόμενη θωράκιση. Ορισμένοι βασικοί κανόνες που πρέπει να τηρούνται για λόγους ακτινοπροστασίας είναι οι παρακάτω:

- Ο ασθενής θα πρέπει να τοποθετηθεί σε δωμάτιο μόνος του και να έχει το δικό του μπάνιο.
- Στην πόρτα του δωματίου του ασθενή πρέπει να υπάρχει πινακίδα που να προειδοποιεί: “ΠΡΟΣΟΧΗ: Ραδιενεργός περιοχή”.
- Οι νοσοκόμες που φροντίζουν τον ασθενή οφείλουν να φοράνε δοσίμετρα.
- Έγκυες γυναίκες και παιδιά κάτω των 16 ετών απαγορεύεται να εισέλθουν στο δωμάτιο του ασθενή.
- Οι επισκέπτες πρέπει να στέκονται σε απόσταση τουλάχιστον 2 μέτρων και ο χρόνος επίσκεψης του να περιορίζεται σε 30 λεπτά την ημέρα.
- Αν τυχόν κάποια ραδιενεργός πηγή αποκολληθεί, τότε πρέπει να συλλεχθεί με τον κατάλληλο εξοπλισμό και να τοποθετηθεί σε θωρακισμένη διάταξη στο δωμάτιο του ασθενή. Αν τυχόν η πηγή δε βρεθεί τότε θα πρέπει να απαγορευτούν οι επισκέψεις μέχρι να εντοπισθεί η πηγή από το προσωπικό.
- Η ενδυμασία και τα σεντόνια του ασθενή δε θα αλλάχθούν μέχρι να αφαιρεθεί η πηγή ή να διασπαστεί, ανάλογα με τη θεραπεία.

Βέβαια οι παραπάνω οδηγίες είναι γενικές και τον τελευταίο λόγο οπωσδήποτε έχουν ο θεράπων ιατρός και ο υπεύθυνος ακτινοπροστασίας [20].

2.9 Παρενέργειες έπειτα από θεραπεία με βραχυθεραπεία




Η βραχυθεραπεία βρίσκει τη μεγαλύτερη εφαρμογή της στις περιπτώσεις του καρκίνου του μαστού, του τραχήλου της μήτρας και του προστάτη, οπότε οι περισσότερες καταγραφόμενες παρενέργειες αφορούν τις περιπτώσεις αυτές.



















































2.9.1 Παρενέργειες της βραχυθεραπείας του καρκίνου του προστάτη

Ο πρώτες παρενέργειες που θα αναφέρουμε, είναι απόρροια LDR βραχυθεραπείας σε καρκίνο του προστάτη. Βέβαια οι παρενέργειες αυτές συμβαίνουν και σε συμβατικές θεραπείες και μάλιστα πολλές φορές σε μεγαλύτερο βαθμό, όπως μπορεί να φανεί στο παρακάτω Σχήμα 2.41 [51].

Table 3: Chart comparing side effects associated with different treatments

The possibility that a treatment might cause a specific side effect when given to a newly diagnosed prostate cancer patient is indicated by the number of dots present.

-  Common side effect, occurring in 30–60 out of every 100 men (30–60% of patients)
-  Likely side effect, occurring in 10–30 out of every 100 men (10–30% of patients)
-  Possible side effect, occurring in 1–10 out of every 100 men (1–10% of patients)

Side Effect	Conventional Surgery (Radical Prostatectomy)	Keyhole Surgery (Laparoscopic Radical Prostatectomy)	LDR Brachytherapy	LDR Brachytherapy with External Beam Radiotherapy	External Beam Radiotherapy alone
Impotence					
Unable to get an erection 1 year after treatment					
Urinary incontinence					
1 month after treatment					
1 year after treatment					
Difficulty with urination					
1 month after treatment					
1 year after treatment					
Diarrhoea and urgency of bowels					
1 month after treatment					
1 year after treatment					
Time off work					
Less than 1 week					
1–4 weeks					
4–12 weeks					

Σχήμα 2.41: Παρενέργειες ύστερα από θεραπεία του καρκίνου του προστάτη

Η συχνότερη παρενέργεια που εμφανίζεται, τουλάχιστον κατά την πρώτη περίοδο σε ένα ποσοστό 30-60% είναι η δυσκολία στην ούρηση. Άλλες παρενέργειες είναι η ακράτεια ούρων (1-10%), οι στυτικές δυσλειτουργίες (10-30%) και η διάρροια και οι εντερικές διαταραχές (1-10%) και το λεμφικό οίδημα (lymphoedema). Πάντως, πρέπει να επισημανθεί ότι στην πλειοψηφία των περιπτώσεων ο ασθενής μπορεί να επιστρέψει σε κανονική ζωή σε συντομότερο χρονικό διάστημα από ότι με τις άλλες επεμβατικές μεθόδους.

2.9.2 Παρενέργειας της βραχυθεραπείας του καρκίνου του μαστού

Σχετικά με τη βραχυθεραπεία του μαστού (κατά κύριο λόγο HDR), συνήθως παρουσιάζονται συμπτώματα όπως και στις συμβατικές επεμβατικές μεθόδους, δηλαδή, μικρά μελανώματα, ερεθισμοί και οιδήματα. Τέλος, πρέπει να γίνει ιδιαίτερη μνεία σε ένα είδος επιπλοκής, η οποία ονομάζεται λιπώδης νέκρωση (fat necrosis) και η οποία προκύπτει λόγω κακής κατανομής της δόσης. Αν λοιπόν κατά την ακτινοβολήση, πληγούν και λιπώδη κύτταρα τότε, 4-12 μήνες μετά από την ακτινοβολήση είναι δυνατόν να εμφανιστεί τοπικά νέκρωση του ιστού. Από τα παραπάνω φαίνεται πόσο σημαντική είναι η σωστή κατανομή της δόσης. Με τις νέες μεθόδους σχεδιασμού της βραχυθεραπείας, η πιθανότητα εμφάνισης της λιπώδους νέκρωσης είναι χαμηλότερη του 2% σε σχέση με το 10% που εμφανιζόταν παλαιότερα [52].

2.9.3 Παρενέργειας της βραχυθεραπείας του καρκίνου του τραχήλου της μήτρας

Σχετικά με τις παρενέργειες της βραχυθεραπείας στον τράχηλο της μήτρας, αυτές έχουν αρκετές ομοιότητες με αυτές της βραχυθεραπείας του προστάτη, καθότι ανατομικά βρίσκονται στην ίδια περιοχή (πυελική). Στη θεραπεία του τραχήλου της μήτρας χρησιμοποιείται τόσο η LDR όσο και η HDR βραχυθεραπεία. Σύμφωνα με έρευνες που έχουν γίνει, έχει διαπιστωθεί ότι οι συνηθέστερες παρενέργειες κατά την HDR βραχυθεραπεία είναι προβλήματα στην ουροδόχο κύστη τους και στο έντερο [21].

2.10 Στοιχεία ραδιοβιολογίας

Η βραχυθεραπεία, συγκριτικά με την τηλεθεραπεία (θεραπεία με εξωτερική ακτινοβολία) δεν έχουν μεγάλη διαφορά στον τρόπο με τον οποίο η ακτινοβολία σκοτώνει τα κύτταρα και καταστρέφει φυσιολογικούς ιστούς ή όγκους. Αυτό που διαφέρει είναι η χωρική και χρονική κατανομή της δόσης. Στη συνέχεια θα γίνει σύγκριση μεταξύ της επίδρασης της δόσης σε LDR βραχυθεραπεία και των κβαντισμένων δόσεων της HDR βραχυθεραπείας (“ριπές” HDR).

Με την LDR βραχυθεραπεία είναι γνωστό και από κλινικά αποτελέσματα, πως αύξηση του ρυθμού δόσης οδηγεί σε αύξηση στη βιολογική επίδραση. Επομένως, υψηλότεροι ρυθμοί δόσης είναι αποτελεσματικότεροι για τον έλεγχο του όγκου μεν, αυξάνουν όμως την πιθανότητα επιπλοκών. Παρόμοια συμπεράσματα έχουν καταγραφεί και στις ριπές της HDR. Τα πράγματα δεν είναι όμως τόσο απλά, καθότι οι κυτταρικοί μηχανισμοί όσο και άλλες επιδράσεις στα κύτταρα καθορίζουν το τελικό αποτέλεσμα. Στη συνέχεια θα δοθούν χρήσιμα στοιχεία σχετικά με τους κυτταρικούς μηχανισμούς που επηρεάζουν την αποτελεσματικότητα της βραχυθεραπείας. Η πλειοψηφία των πληροφοριών έχει παρθεί από το βιβλίο του Subir Nag (1997) [4].

2.10.1 Κυτταρικοί μηχανισμοί που επηρεάζουν την αποτελεσματικότητα της βραχυθεραπείας

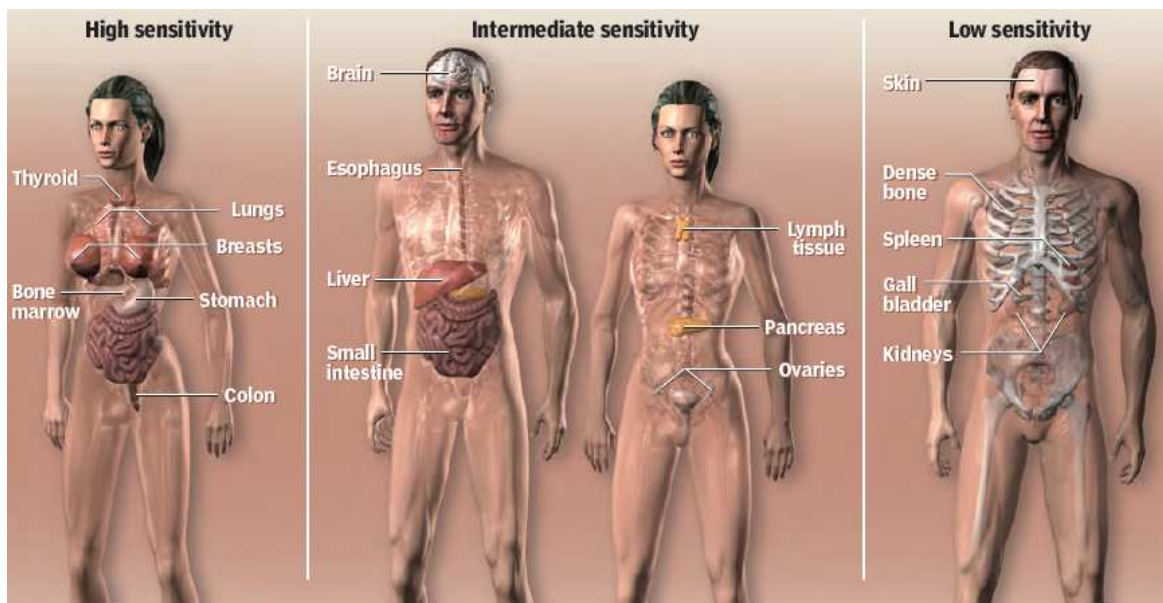
2.10.1.1 Μηχανισμοί επιδιόρθωσης (repair)

Πρόκειται για τους μηχανισμούς που επιτρέπουν στο κύτταρο να ανακάμψει από ζημιά στη ζωτική του γενετική δομή, προτού επιπλέον ζημιά καταστήσει την ανάκαμψη αδύνατη. Με υψηλού LET ακτινοβολήσεις (όπως σωματίδια-α, βαριά ιόντα και βραδέα ηλεκτρόνια), η πυκνότητα του ιονισμού σε ένα μόριο εντός του κυττάρου είναι αρκετά υψηλή, ώστε η βλάβη τελικά να είναι τόσο καταστροφική που δεν επιδιορθώνεται. Από την άλλη, με ακτινοβολία χαμηλού LET (π.χ. φωτόνια), η ζημιά είναι πιο ήπια, όπως θραύση ενός κλώνου του μορίου του DNA (ή του ενός από τα άκρα του χρωμοσώματος),

οπότε και μπορεί να επιδιορθωθεί από μία σειρά ενζυματικών διαδικασιών. Οι ενζυματικές διαδικασίες περιλαμβάνουν την απομάκρυνση του κατεστραμμένου τμήματος του μορίου του DNA και την αντικατάστασή του από μία ταυτόσημη γενετική ακολουθία, η οποία έχει προέλθει από τη σύνθεση ενός αντιγράφου της πληροφορίας της απέναντι άθικτης αλυσίδας. Η διαδικασία επιδιόρθωσης απαιτεί χρόνο, από αρκετά λεπτά έως πολλές ώρες. Είναι συνάρτηση βέβαια και του ρυθμού δόσης, αφού όσο υψηλότερος είναι αυτός, τόσο πιο πιθανό είναι πως ο άθικτος κλώνος του DNA θα καταστραφεί πριν καν ξεκινήσει η επιδιόρθωση του πρώτου. Αυτό είναι το βασικό συμπέρασμα της επίδρασης του ρυθμού δόσης. Όσο μικρότερος, τόσο πιο πιθανό είναι πως θα πραγματοποιηθεί η επιδιόρθωση.

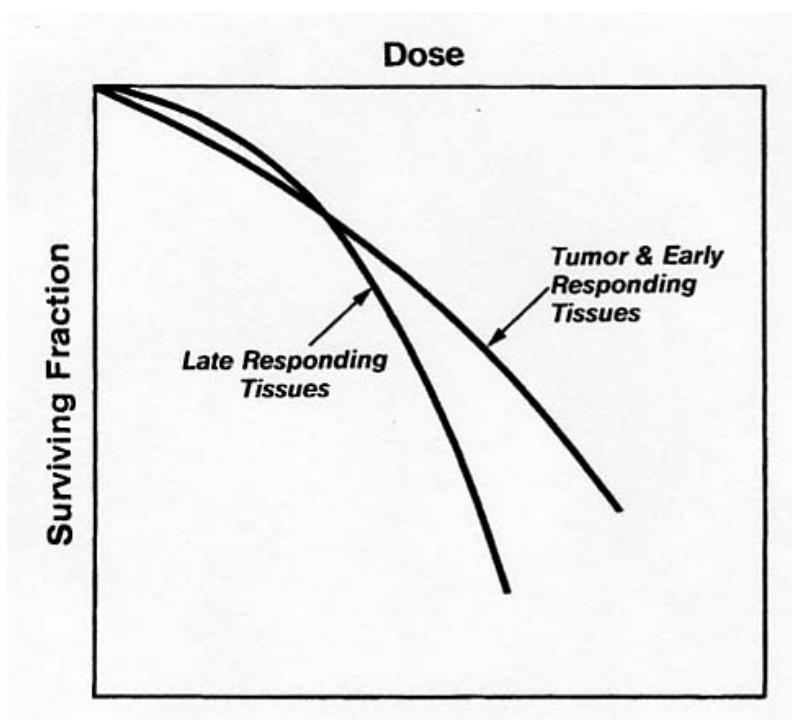
Η διαδικασία επιδιόρθωσης πραγματοποιείται τόσο στα υγιή όσο και στα καρκινικά κύτταρα, αλλά με διαφορετικό τρόπο, γεγονός που παίζει μείζονα ρόλο στη ραδιοθεραπεία. Συγκεκριμένα, τα φυσιολογικά κύτταρα ιστών που αντιδρούν αργά (late-reacting tissue cells) όπως αυτά της σπονδυλικής στήλης, των νεφρών, του πνεύμονα και του προστάτη, παρουσιάζουν τα αποτελέσματα της ακτινοβόλησης μήνες ή και χρόνια μετά την έκθεση και είναι πιο ικανά όσον αφορά στην επιδιόρθωση τους, συγκριτικά με τα καρκινικά κύτταρα και τα υγιή κύτταρα ιστών που ανταποκρίνονται πρώιμα (early-responding tissue cells). Οι ιστοί που ανταποκρίνονται πρώιμα, όπως το δέρμα, το βλεννογόνο του στόματος, το λεπτό και παχύ έντερο, καθώς και οι όρχεις παρουσιάζουν την επίδραση της ακτινοβόλησης σε λίγες εβδομάδες μετά την ακτινοβόληση.

Γενικά, η ευαισθησία των κυττάρων στην ακτινοβολία είναι διαφορετική στα δύο φύλα, ανάλογα με το είδος των κυττάρων, με εξαίρεση τα αναπαραγωγικά όργανα, όπου η ευαισθησία είναι περίπου η ίδια [22]. Στο Σχήμα 2.42 φαίνεται παραστατικά η διαφορετική ευαισθησία των διαφόρων οργάνων ενδεικτικά.



Σχήμα 2.42: Ταξινόμηση ευαισθησίας ιστών και οργάνων

Όσον αφορά στο ποσοστό επιβίωσης των ιστών μετά από ακτινοβόληση, αυτό φαίνεται ποιοτικά στο Σχήμα 2.43.



Σχήμα 2.43: Διάγραμμα δόσης και επιβίωσης κυττάρων

Όπως παρατηρείται στο Σχήμα 2.43, σε χαμηλές δόσεις, πριν από το σημείο τομής των καμπυλών, τα φυσιολογικά κύτταρα που αντιδρούν αργά παρουσιάζουν μεγαλύτερο ποσοστό επιβίωσης. Υπενθυμίζεται ότι σε χαμηλούς ρυθμούς δόσης μεγιστοποιείται η επιδιόρθωση των κυττάρων που αντιδρούν αργά. Αυτή είναι και η βασική λογική πίσω από την βραχυθεραπεία LDR.

2.10.1.2 Επανεποικισμός (repopulation)

Ενώ η επιδιόρθωση αναφέρεται στην ενδοκυτταρική ανάρρωση από ζημιά προκληθείσα από ακτινοβόληση, ο επανεποικισμός αναφέρεται σε εξωκυτταρική ανάρρωση. Ειδικότερα, τα κύτταρα που δεν έχουν πληγεί κατά την ακτινοβόληση, διαιρούνται και αντικαθιστούν τα νεκρά κύτταρα. Αυτό μπορεί να παρατηρηθεί είτε σε φυσιολογικούς ρυθμούς κυτταρικής διαίρεσης σε έναν υπό διαίρεση κυτταρικό πληθυσμό (αυτό αναφέρεται ως επανεποικισμό ή αναγέννηση) ή ως αντίδραση σε βλάβες λόγω ραδιενέργειας, όπου τα κύτταρα που δεν προσβλήθηκαν διαιρούνται ταχύτερα (επιταχυνόμενος επανεποικισμός). Σε κάθε περίπτωση, η διαδικασία απαιτεί ένα σεβαστό χρονικό διάστημα, συνήθως από αρκετές μέρες σε εβδομάδες, ακόμα και μήνες.

Κατά τον επανεποικισμό σε έναν καρκινικό όγκο, ένας πολύ σημαντικός παράγοντας είναι ο χρόνος διπλασιασμού των κυττάρων του όγκου. Συνήθως, αυτός είναι σχετικά μικρός και πάντως πολύ μικρότερος του αντίστοιχου χρόνου των κυττάρων που αντιδρούν αργά. Οι ιστοί αυτοί, εάν πολλαπλασιαστούν, θα πολλαπλασιαστούν πολύ αργά και ελάχιστα θα επωφεληθούν μηδαμικά από τον επανεποικισμό.

Σε γενικές γραμμές, τα καρκινικά κύτταρα ωφελούνται περισσότερο από το φαινόμενο του επανεποικισμού, λόγω του μικρού τους χρόνου διπλασιασμού.

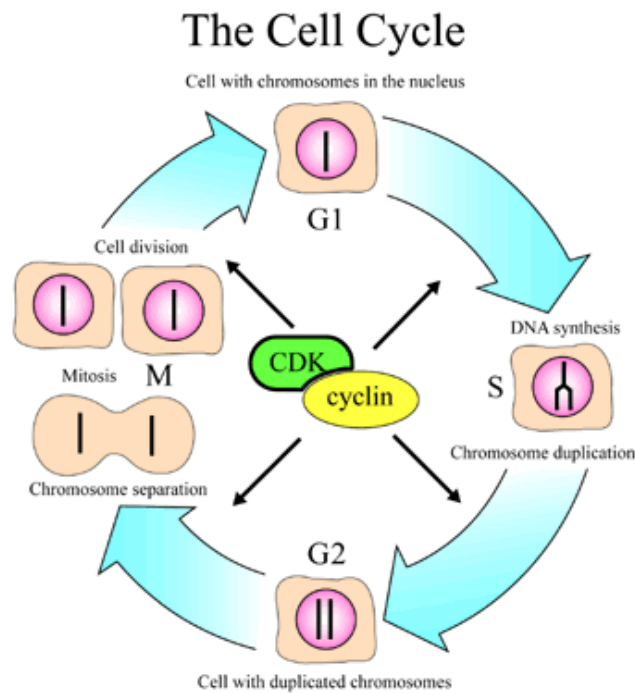
2.10.1.3 Ανακατάταξη-Αναδιανομή (redistribution)

Για να γίνουν κατανοητά όσα αναφέρονται στη συνέχεια κρίνεται σκόπιμο να αναφερθούν ορισμένα στοιχεία για τον κυτταρικό κύκλο. Ως κυτταρικός κύκλος ορίζεται το χρονικό διάστημα από το πέρας μίας κυτταρικής διαίρεσης ως την επόμενη. Ο

κυτταρικός κύκλος περιλαμβάνει τη μεσόφαση και τη μίτωση. Η βασικότερη λειτουργία που επιτελείται κατά τη διάρκεια του κυτταρικού κύκλου είναι ο ακριβής διπλασιασμός του γενετικού υλικού στα χρωμοσώματα και ο διαχωρισμός τους σε δύο γενετικά όμοια θυγατρικά κύτταρα. Ο χρόνος του κυτταρικού κύκλου ποικίλλει ανάλογα με τον οργανισμό και το είδος των κυττάρων. Για παράδειγμα, στα κύτταρα συκωτιού ενός θηλαστικού παίρνει ένα χρόνο ενώ στα λεμφοκύτταρα του ανθρώπου 24 ώρες και σε λιγότερο πολύπλοκες δομές, όπως τα ένα κύτταρο ζύμης, κατέρχεται στα 90 λεπτά.

Ο κυτταρικός κύκλος περιλαμβάνει 4 φάσεις. Το κύτταρο αυξάνεται συνεχώς κατά τη μεσόφαση, η οποία περιλαμβάνει 3 φάσεις, την S κατά την οποία επιτελείται ο διπλασιασμός του DNA, τη G_1 και τη G_2 . Η τελευταία φάση περιλαμβάνει τη φάση M, κατά την οποία διαιρείται ο πυρήνας (μίτωση) και μετά το κυτταρόπλασμα (κυτταροκίνηση). Η φάση M περιλαμβάνει 6 στάδια. Τα πρώτα 5 στάδια αφορούν τη μίτωση (πρόφαση, προμετάφαση, μετάφαση, ανάφαση, τελόφαση) ενώ το έκτο στάδιο είναι η κυτταροπλασματική διαίρεση και μπορεί να γίνει ταυτόχρονα με το τελευταίο στάδιο της μίτωσης. Η περίοδος μεταξύ φάσεων M ονομάζεται μεσόφαση κατά την οποία το κύτταρο φαίνεται απλά να μεγαλώνει σε μέγεθος.

Κατά την S φάση γίνεται η σύνθεση του DNA και στο τέλος της τα κύτταρα έχουν αντιγράψει όλο το γενετικό υλικό και έτσι έχουν διπλάσιο ποσό DNA από το αρχικό διπλοειδές κύτταρο. Η φάση S χρησιμεύει σαν οριακό σημείο για τον καθορισμό των άλλων φάσεων της μεσόφασης. Συνήθως, από τη στιγμή που θα δημιουργηθεί το κύτταρο μέχρι να αρχίσει η αντιγραφή του DNA περνά ένα χρονικό διάστημα, η φάση G_1 . Επίσης, από τη στιγμή που θα αντιγραφεί το DNA μέχρι τη διαίρεση του κυττάρου, περνά ένα άλλο χρονικό διάστημα, η φάση G_2 . Μετά το πέρας της G_2 ξεκινάει η φάση M. Σε ορισμένα κύτταρα αντί να προετοιμάζονται τη σύνθεση του DNA στη φάση G_1 , εισέρχονται σε μία φάση αναστολής τη λεγόμενη G_0 . Μερικά κύτταρα που εισέρχονται στη φάση αυτή δε διαιρούνται ξανά η διαιρούνται με πολύ βραδείς ρυθμούς [23]. Στο Σχήμα 2.44 φαίνεται ο κυτταρικός κύκλος.



Σχήμα 2.44: Κυτταρικός κύκλος

Η ανακατάταξη αναφέρεται στην επίδραση της ακτινοβόλησης κατά τη διάρκεια του κυτταρικού κύκλου, επειδή η ευαισθησία των κυττάρων διαφέρει, ανάλογα με τη φάση του κυτταρικού κύκλου που βρίσκονται. Συγκεκριμένα, κύτταρα στην ύστερη G₂ και M-φάση είναι πιο ευαίσθητα ενώ στην ύστερη S και πρώιμη G₂ είναι πιο ανθεκτικά. Επομένως, αμέσως μετά την ακτινοβόληση θα υπάρξει ένας αριθμός από κύτταρα που επέζησαν τα οποία κατά την ακτινοβόληση βρίσκονταν σε συγκεκριμένη φάση ή φάσεις. Βέβαια στη συνέχεια αυτά θα ανακατανομηθούν στον κυτταρικό κύκλο.

Σε αντίθεση με τους προαναφερθέντες δύο μηχανισμούς της επιδιόρθωσης και του επανεποικισμού, η επίδραση της ανακατάταξης είναι διαφορούμενη. Δηλαδή, δεν υπάρχει κλινική απόδειξη πως η ανακατάταξη επηρεάζει το αποτέλεσμα της LDR ή της HDR βραχυθεραπείας (ή της εξωτερικής ακτινοβόλησης), αν και έχει παρατηρηθεί σε λίγα in-vitro πειράματα το φαινόμενο του ‘αντιστρόφου ρυθμού δόσης’ κατά το οποίο αύξηση του ρυθμού δόσης προκάλεσε μείωση του αριθμού των κυττάρων που επιβίωσαν σε ένα περιορισμένο εύρος ρυθμού δόσης, γεγονός που ερμηνεύθηκε σαν αποτέλεσμα της ανακατάταξης [4]. Βέβαια, αφού οι παρατηρήσεις έχουν γίνει σε ελάχιστα in-vitro πειράματα και ποτέ in-vivo, ενώ ούτε κλινικές αποδείξεις υπάρχουν, ο παράγοντας αυτός

δε θα ληφθεί σοβαρά υπόψη στη μαθηματοποίηση που θα παρουσιασθεί στην παράγραφο 2.10.2.

2.10.1.4 Επανοξυγόνωση (reoxxygenation)

Η επανοξυγόνωση σχετίζεται με την επίδραση του οξυγόνου, κατά την οποία, κύτταρα στερημένα οξυγόνου είναι πιο ανθεκτικά στην ακτινοβόληση από επαρκώς οξυγονωμένα κύτταρα. Επισημαίνεται ότι, ένα σημαντικό ποσοστό των ανθρωπίνων όγκων περιλαμβάνουν υποξικές περιοχές (περιοχές με ανεπαρκή οξυγόνωση). Σε κάθε περίπτωση, είναι γνωστό ότι, κατά τη διάρκεια της ραδιοθεραπείας τα κύτταρα σε ορισμένες υποξικές περιοχές επανοξυγονώνονται. Θα μπορούσε κανείς να αποφανθεί πως αφού υπάρχει επανοξυγόνωση, τότε οι υποξικές περιοχές δε επηρεάζουν την βραχυθεραπεία. Κλινικές μελέτες όμως σε κάποιους όγκους έχουν επισημάνει τη σημασία των υποξικών περιοχών. Βέβαια, πειράματα που έχουν γίνει έδειξαν διαφορετικά αποτελέσματα, οπότε και αυτός ο παράγοντας μπορεί να θεωρηθεί διφορούμενος.

Μία άλλη παράμετρος που έχει σημασία είναι η διάρκεια της επανοξυγόνωσης. Η επανοξυγόνωση είναι μια μακρά διαδικασία, οπότε όσο μεγαλύτερη η διάρκεια της ραδιοθεραπείας τόσο πιο πιθανό είναι οι υποξικές περιοχές του όγκου να επανοξυγονωθούν. Ένας άλλος παράγοντας εξαρτημένος από το χρόνο είναι το ποσοστό ενίσχυσης οξυγόνου (oxygen enhancement ratio-OER), το οποίο ορίζεται ως ο λόγος των δόσεων κάτω από τις οποίες υποξικές και επαρκώς οξυγονωμένες περιοχές έχουν το ίδιο βιολογικό αποτέλεσμα. Το OER θεωρείται ότι είναι χαμηλότερο σε χαμηλούς ρυθμούς δόσης παρά σε υψηλούς ρυθμούς. Αυτό μπορεί να αποδοθεί είτε στην επανοξυγόνωση είτε στην επίδραση του κυτταρικού κύκλου. Τα κύτταρα στην ευαίσθητη κυτταρική φάση θα επιδιορθωθούν λιγότερο, οπότε θα επηρεαστούν και λιγότερο από την απουσία οξυγόνου, διότι ένας από τους μηχανισμούς με τους οποίους το οξυγόνο ευαισθητοποιεί τα κύτταρα είναι η πρόληψη της επιδιόρθωσης. Άρα, τα πιο ευαίσθητα κύτταρα θα έχουν χαμηλό OER και αυτά τα κύτταρα θα πληγούν περισσότερο από ακτινοβόληση χαμηλών δόσεων και χαμηλών ρυθμών δόσεων. Πιθανώς, η μόνη περίπτωση να επηρεαστεί η αποτελεσματικότητα της βραχυθεραπείας είναι σε πολύ

χαμηλούς ρυθμούς δόσης, όπως αυτούς στα μόνιμα εμφυτεύματα ^{125}I . Για κάθε άλλη εφαρμογή μάλλον θεωρείται αμελητέα η επίδραση της επανοξυγόνωσης.

Συνοψίζοντας, οι μηχανισμοί επιδιόρθωσης είναι οι σημαντικότεροι σε χαμηλές δόσεις και χαμηλούς ρυθμούς δόσης και ευνοούν τα φυσιολογικά κύτταρα που αντιδρούν αργά, και με βάση αυτό χρησιμοποιείται η LDR και οι επιμέρους δόσεις της HDR βραχυθεραπείας. Αντίθετα, ο επανεποικισμός ευνοεί περισσότερο τα καρκινικά κύτταρα και ενδιαφέρει όταν η βραχυθεραπεία απαιτεί σημαντικό χρονικό διάστημα. Η ανακατάταξη (repopulation) πιθανώς είναι ελάσσονος σημασίας ενώ η επανοξυγόνωση μπορεί εν μέρει να έχει σημασία για κάποιους όγκους, αλλά διαφέρει σημαντικά από τύπο σε τύπο όγκου, ενώ δεν είναι εφικτό να εκτιμηθεί η επίδρασή της κατά τη διάρκεια της βραχυθεραπείας.

2.10.2 Μαθηματικοποίηση της ραδιοβιολογικής επίδρασης

2.10.2.1 Το μοντέλο L-Q

Με στόχο την περιγραφή της ραδιοβιολογικής επίδρασης μίας ακτινοβόλησης έχουν αναπτυχθεί μία σειρά από μαθηματικά μοντέλα. Ένα μοντέλο που συχνά χρησιμοποιείται είναι το γραμμικό-δευτεροβάθμιο μοντέλο L-Q (linear-quadratic model) γιατί μέσω αυτού μπορεί να εξηγηθεί με όρους φυσικών αλληλεπιδράσεων της ακτινοβολίας στα κύτταρα η ραδιοβιολογική τους επίδραση [4]. Το L-Q μοντέλο βασίζεται στο συλλογισμό ότι η θραύση και στους δύο κλώνους του μορίου του DNA είναι υπεύθυνα για το θάνατο του κυττάρου. Το γραμμικό (χαμηλής δόσης) μέρος στην καμπύλη επιβίωσης του κυττάρου εξηγείται λόγω των αλληλεπιδράσεων, όπου τα δίκλινα σπασίματα στα μόρια του DNA (ή σπασίματα σε 2 άκρα των χρωμοσωμάτων) προκαλούνται από το πέρασμα μεμονωμένων σωματιδίων (ή φωτονίων). Η πιθανότητα μιας τέτοιας αλληλεπίδρασης θα είναι γραμμική συνάρτηση της δόσης, από τη στιγμή που μόνο ένα σωματίδιο περιλαμβάνεται. Τότε, ο μέσος αριθμός τέτοιων γεγονότων σε κάθε κύτταρο ενός πληθυσμού κυττάρων που υπόκειται σε D δόση μπορεί να

παρασταθεί με την έκφραση $\alpha \cdot D$, όπου α είναι η μέση πιθανότητα ανά μονάδα δόσης για να πραγματοποιηθεί ένα τέτοιο γεγονός. Επομένως, ακολουθώντας τη στατιστική της κατανομής Poisson, η πιθανότητα του να διαφύγουν κύτταρα από ένα τέτοιο θανάσιμο γεγονός, δηλαδή το ποσοστό των επιζώντων κυττάρων S_α ισούται με:

$$S_\alpha = e^{-\alpha D} \quad (2.2)$$

Με την ίδια λογική, ο μέσος αριθμός δίκλωνων σπασιμάτων που προκαλείται από ανεξάρτητες αλληλεπιδράσεις δύο διαφορετικών σωματιδίων ισούται με $\beta \cdot D^2$, όπου β η μέση πιθανότητα ανά (δόση)² του να συμβούν αυτές οι αλληλεπιδράσεις. Στην περίπτωση αυτή η πιθανότητα είναι συνάρτηση της (δόσης)² γιατί είναι το αποτέλεσμα των πιθανοτήτων να συμβεί το κάθε γεγονός ξεχωριστά, καθένα από τα οποία είναι ανάλογο της δόσης. Έτσι, το ποσοστό των επιζώντων κυττάρων ισούται με:

$$S_\beta = e^{-\beta D^2} \quad (2.3)$$

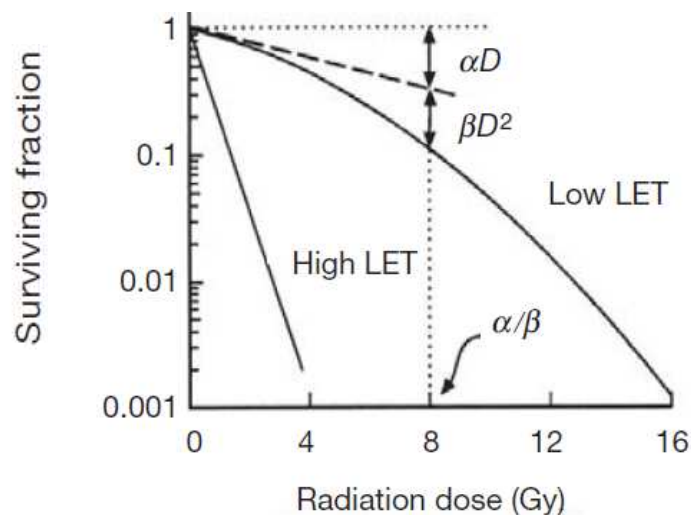
Συνδυάζοντας τις δύο αυτές σχέσεις η ολική πιθανότητα επιβίωσης είναι ίση με:

$$S = S_\alpha S_\beta = e^{-(\alpha D + \beta D^2)} \quad (2.4)$$

Λογαριθμίζοντας, προκύπτει η σχέση 2.5:

$$-\ln S = \alpha D + \beta D^2 \quad (2.5)$$

η οποία παριστάνεται στο παρακάτω Σχήμα 2.45.



Σχήμα 2.45: Διάγραμμα δόσης και επιβίωσης κυττάρων για υψηλό και χαμηλό LET

Επισημαίνεται ότι, για τη βραχυθεραπεία ενδιαφέρουν κυρίως ακτινοβολήσεις χαμηλού LET, όπως οι ακτίνες $-X$ και $-\gamma$. Στο Σχήμα 2.45 το γινόμενο $\alpha \cdot D$ παριστάνει το γραμμικό τμήμα του L-Q μοντέλου ενώ το γινόμενο $\beta \cdot D^2$ το δευτεροβάθμιο. Η δόση στην οποία η α -ζημιά ισούται με τη β -ζημιά δηλαδή $\alpha D = \beta D^2$ είναι η α/β , η οποία στο παραπάνω παράδειγμα ισούται με 8Gy. Όσο πιο γραμμική είναι η καμπύλη επιβίωσης τόσο πιο μεγάλος είναι ο λόγος α/β .

Έως τώρα έχει ληφθεί υπόψη μόνο η επιδιόρθωση στο L-Q μοντέλο. Αλλά καθότι ενδιαφέρουν τόσο τα κύτταρα του όγκου όσο και τα φυσιολογικά κύτταρα της πρώιμης ανταπόκρισης, πρέπει να περιληφθεί και παράγοντας του επανεποικισμού. Από τη στιγμή που ο παράγοντας αυτός είναι συνάρτηση του χρόνου, πρέπει να εισαχθεί μία χρονικά εξαρτώμενη παράμετρος. Η παράμετρος αυτή πρέπει να είναι συνάρτηση, τόσο του χρόνου ακτινοβολήσης T_a , όσο και του πιθανού χρόνου διπλασιασμού T_{pot} . Τελικά, έχει βρεθεί ότι η σχέση που συνδέει το ποσοστό επιβίωσης με τη δόση διαμορφώνεται ως εξής:

$$-\ln S = \alpha D + \beta D^2 - \frac{0.693T}{T_{pot}} \quad (2.6)$$

Να σημειώσουμε πως ως T αναφέρουμε όλο το χρόνο που χρειάζεται η θεραπεία, όχι το χρόνο της βραχυθεραπείας. Για παράδειγμα, η HDR βραχυθεραπεία χρειάζεται ορισμένα λεπτά για να περατωθεί σε μία συνεδρία. Ο ασθενής όμως μπορεί να επαναλαμβάνει τις συνεδρίες για μία βδομάδα. Ο χρόνος θεραπείας λοιπόν είναι η μία βδομάδα. Και τα δύο μεγέθη εκφράζονται συνήθως σε μέρες.

Στην παραπάνω σχέση έχει υποθεθεί πως ο επανεποικισμός πραγματοποιείται με ένα συνεχή ρυθμό κατά τη διάρκεια της θεραπείας. Αν θεωρηθεί ότι ο επανεποικισμός ξεκινάει σε ένα χρονικό σημείο έναρξης T_k μετά την έναρξη της θεραπείας, τότε το T θα αντικατασταθεί από το $(T - T_k)$ με

$T > T_k$ θεωρώντας μηδενικό ή ελάχιστο επανεποικισμό για $T \leq T_k$ η σχέση 2.6 γίνεται:

$$-\ln S = \alpha D + \beta D^2 - \frac{0.693(T - T_k)}{T_{pot}} \quad (2.7)$$

Η σχέση 2.5 αναπαριστά τη μορφή της καμπύλης επιβίωσης στην HDR όπου καμία επιδιόρθωση από β -τύπου ζημιά δεν είναι πιθανή κατά τη μικρή χρονική διάρκεια. Παρά

όλα αυτά, καθώς ο ρυθμός δόσης μειώνεται, η επιδιόρθωση ξεκινάει να πραγματοποιείται κατά τη διάρκεια της ακτινοβόλησης και το κλάσμα G της αναμενόμενης β-τύπου ζημιάς αρχίζει να μειώνεται. Το G συσχετίζεται με το χρόνο ακτινοβόλησης και το ρυθμό επιδιόρθωσης της σχεδόν θανάσιμης ζημιάς. Η εξίσωση της καμπύλης αλλάζει λοιπόν και γίνεται:

$$-\ln S = \alpha D + G\beta D^2 - \frac{0.693T}{T_{pot}} \quad (2.8)$$

ή

$$-\ln S = \alpha D + G\beta D^2 - \frac{0.693(T - T_k)}{T_{pot}} \quad (2.9)$$

Οι δύο ακραίες τιμές που παίρνει το G είναι η $G=1$ όταν όλη η β-τύπου ζημιά εκφράζεται, για χρόνο ακτινοβόλησης $t \rightarrow 0$ και $G=0$ όταν όλη η β-τύπου ζημιά επιδιορθώνεται, για χρόνο ακτινοβόλησης $t \rightarrow \infty$.

Για ενδιάμεσους χρόνους ακτινοβόλησης το G εκφράζεται από τη σχέση 2.10:

$$G = \frac{2}{\mu t} \left[1 - \frac{1 - e^{-\mu t}}{\mu t} \right] \quad (2.10)$$

με t το χρόνο ακτινοβόλησης ο οποίος συνήθως εκφράζεται σε ώρες και μ τη σταθερά ρυθμού επιδιόρθωσης η οποία εκφράζεται σε h^{-1} . Το αντίστροφο του μ είναι ο μέσος χρόνος επιδιόρθωσης, άρα το κλάσμα $0.693/\mu$ εκφράζει τον ημι-χρόνο επιδιόρθωσης.

Οι διάφορες τιμές για διαφορετικά είδη ιστών, προέρχονται μέσα από πειράματα αλλά είναι βολικό να χρησιμοποιηθούν κάποιες γενικές τιμές. Έτσι, ο ημι-χρόνος επιδιόρθωσης αργά ανταποκρινόμενων κύτταρα φυσιολογικού ιστού είναι ίσος με 1.5 ώρες, ή αλλιώς η τιμή μ ισούται με $0.46h^{-1}$. Για κύτταρα όγκου (καρκινικά) οι συνιστώμενοι ημι-χρόνοι κυμαίνονται στο εύρος 0.5-1.5 ώρες ενώ οι τιμές μ στο εύρος $1.4-0.46h^{-1}$ αντιστοίχως.

2.10.2.2 Σύγκριση LDR με HDR

Εφόσον χωρίσουμε τις δόσεις σε μικρότερα κλάσματα πριν από το σημείο επαφής της καμπύλης των καρκινικών και των αργά αποκρινόμενων φυσιολογικών κυττάρων υγιών ιστών, τότε είναι δυνατή η καταστροφή περισσότερων καρκινικών κυττάρων (Σχήμα 2.46).

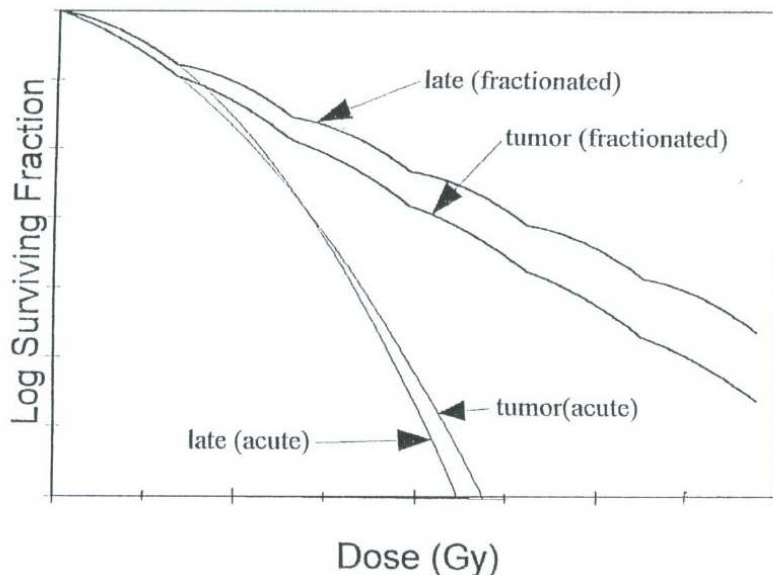
Εάν ανατρέξουμε στο προηγούμενα παρατιθέμενο διάγραμμα, χωρίς την κατάτμηση της δόσης σε μικρότερες, μετά το σημείο επαφής των καμπυλών, ευνοούνται τα καρκινικά κύτταρα, επομένως είναι σημαντικό το συμπέρασμα αυτό. Θεωρούμε πως κάθε μία από τα κλάσματα δόσης μειώνει την κυτταρική επιβίωση κατά τον ίδιο τρόπο. Έτσι η εξίσωση γίνεται:

$$-\ln S = N(\alpha D + G\beta D^2) - \frac{0.693T}{T_{pot}} \quad (2.11)$$

ή

$$-\ln S = N(\alpha D + G\beta D^2) - \frac{0.693(T - T_k)}{T_{pot}} \quad (2.12)$$

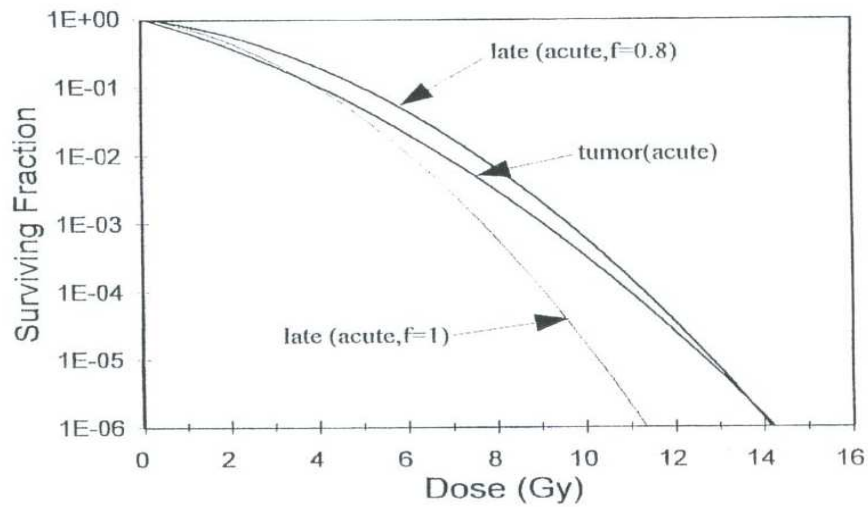
με N τον αριθμό των κλασμάτων κάθε δόσης.



Σχήμα 2.46: Διάγραμμα δόσης-επιβίωσης κυττάρων για ενιαία δόση και σε κατάτμηση

Όμως εάν για παράδειγμα μια HDR βραχυθεραπεία και χωρισθεί σε κλάσματα υψηλής δόσεως, τότε οι καμπύλες θα ακολουθήσουν το μοτίβο που είχαν και πριν την κατάτμηση δόσης. Δηλαδή θα ευνοηθούν περισσότερο τα καρκινικά κύτταρα. Παρατηρείται ότι η απόσταση των καμπυλών επιβίωσης μεταξύ των καρκινικών και των αργά αποκρινόμενων κυττάρων υγιών ιστών, αυξάνει όσο μικρότεροι είναι οι ρυθμοί δόσης και όσο μικρότερα τα κλάσματα δόσης. Επομένως προκύπτει το συμπέρασμα ότι για βέλτιστα αποτελέσματα πρέπει να χρησιμοποιηθούν, είτε κλάσματα χαμηλής δόσης στην HDR βραχυθεραπεία είτε χαμηλό ρυθμό δόσης στην LDR.

Βέβαια, όλα τα αποτελέσματα έχουν σημαντική εξάρτηση από τις τιμές των μεταβλητών της συνάρτησης L-Q. Για παράδειγμα αν είναι επιθυμητό να αντικατασταθεί μία LDR βραχυθεραπεία συνολικά 60Gy σε χρονικό διάστημα 72 ωρών, τότε θα απαιτούντο 15-20 καταμερισμοί δόσης στην HDR βραχυθεραπεία. Τα παραπάνω προέκυψαν με την υπόθεση ότι τα καρκινικά και τα υγιή κύτταρα επιδιορθώνονται με τον ίδιο ρυθμό και ότι προσλαμβάνουν την ίδια δόση. Εάν θεωρηθεί ότι τα καρκινικά κύτταρα επιδιορθώνονται ταχύτερα, τότε θα χρειαστούν γύρω στις 7 ισοδύναμες δόσεις στην HDR. Επειδή όμως το σημαντικότερο πλεονέκτημα της βραχυθεραπείας είναι η γεωμετρική κατανομή της δόσης, αφού τοποθετείται η ραδιενεργός πηγή εντός ή γύρω από τον όγκο, έτσι ώστε να ακτινοβολούνται πρωτίστως τα καρκινικά κύτταρα, τότε ο αριθμός των ισοδύναμων δόσεων μειώνεται περισσότερο. Η επίδραση της γεωμετρικής κατανομής φαίνεται και στο σημείο τομής των καμπυλών επιβίωσης υγιών (αργά αποκρινόμενων) και καρκινικών κυττάρων. Δηλαδή με μια γεωμετρική κατανομή της δόσης το σημείο τομής των καμπυλών μετατοπίζεται σε υψηλότερες δόσης. Για παράδειγμα με μία γεωμετρική κατανομή 20% έναντι μηδενικής, το σημείο τομής μετατοπίζεται στα 14Gy αντί των 4Gy αρχικά. Ως αποτέλεσμα αυξάνεται το όριο δόσης καθεμίας των επιμέρους δόσεων στην HDR βραχυθεραπεία που μπορούν να χρησιμοποιηθούν, προκειμένου να προσομοιωθεί μία LDR ακτινοβολήση.

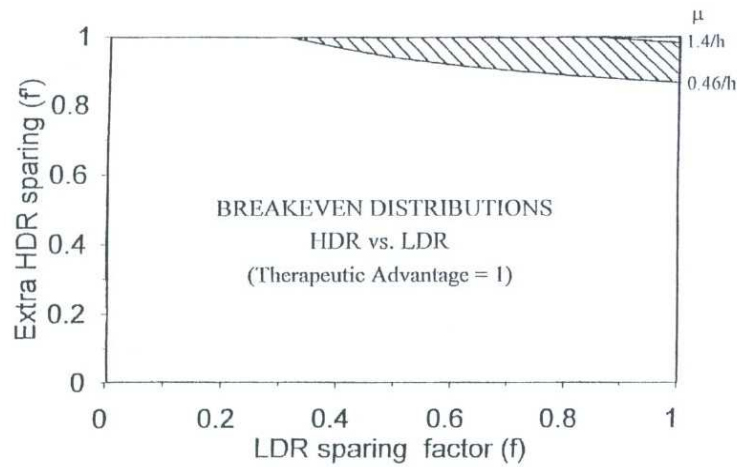


Σχήμα 2.47: Συμπεριφορά κυττάρων με ή χωρίς γεωμετρική κατανομή

Ο παράγοντας γεωμετρικής κατανομής f μπορεί να ορισθεί ως:

$$f = \frac{\text{Αποτελεσματική δόση σε φυσιολογικό ιστό}}{\text{Αποτελεσματική δόση σε όγκο}} \quad (2.13)$$

Το θέμα είναι πως μετράται ο f . Αν πούμε πως έχουμε 20% κατανομή στους φυσιολογικούς ιστούς τότε $f=0.8$. Όσο πιο κοντά στο 0 βρισκόμαστε, τόσο καλύτερα. Επιπροσθέτως από τη μετάβαση της LDR σε HDR βραχυθεραπεία, μπορούμε να εισάγουμε ένα δεύτερο παράγοντα επιπρόσθετης γεωμετρικής κατανομής f' αφού σε αρκετές περιπτώσεις η HDR έχει καλύτερη κατανομή. Εφόσον η HDR δεν προσφέρει επιπρόσθετη κατανομή τότε μπορούμε να αποφανθούμε πως η HDR είναι αποτελεσματικότερη της LDR βραχυθεραπείας για $f \leq 0.8$. Βέβαια και μία γεωμετρική κατανομή 15% δηλαδή $f=0.85$ δίνει προβάδισμα στην HDR βραχυθεραπεία.



Σχήμα 2.48: Παράγοντας f' συναρτήσει του παράγοντα f

Τέλος, πρέπει να αναφερθεί ότι είναι με διαίρεση της βασικής σχέσης με την παράμετρο a προκύπτει το μέγεθος της βιολογικής αποτελεσματικής δόσης (Biologically Effective Dose) BED.

$$BED = \frac{-\ln S}{a} = N(D + G \frac{\beta}{a} D^2) - kT \quad (2.14)$$

όπου

$$k = \frac{0.693T}{aT_{pot}} \quad (2.15)$$

για την απλοποίηση μέσω αριθμητικών αναλύσεων. Για απλοποίηση υπολογισμών υπάρχουν πίνακες του μεγέθους BED, συναρτήσει του ρυθμού δόσης και της διάρκειας της θεραπείας.

2.10.3 Σύνοψη

Όπως φαίνεται από τα παραπάνω, το βέλτιστο σενάριο ακτινοβόλησης ενός όγκου είναι συνάρτηση μίας σειράς παραμέτρων, που έχουν να κάνουν πρωτίστως με το είδος του ιστού που ακτινοβολείται. Μία σειρά από μαθηματικά μοντέλα έχουν αναπτυχθεί, προκειμένου να περιγράψουν την απόκριση των ακτινοβολουμένων κυττάρων, καρκινικών και μη στην ακτινοβόληση, με στόχο τον προσδιορισμό του καλύτερου σεναρίου ακτινοβόλησης για κάθε περίπτωση. Τα μοντέλα αυτά στηρίζονται φυσικά σε μία σειρά από παραδοχές και για το λόγο αυτό πρέπει να γίνει κατανοητό ότι, ένα σενάριο ακτινοβόλησης που βάσει ενός μοντέλου θεωρείται ως βέλτιστο μπορεί στην πραγματικότητα να μην είναι. Από τα παραπάνω γίνεται κατανοητό γιατί υπάρχει τόσο μεγάλο πλήθος πηγών τεχνικών και πρωτοκόλλων βραχυθεραπείας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

Απλοί δοσιμετρικοί υπολογισμοί με τον κώδικα PENELOPE

3.1 Εισαγωγή

Στο κεφάλαιο αυτό θα γίνει παρουσίαση του κώδικα προσομοίωσης Monte-Carlo PENELOPE ο οποίος χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα ΔΕ για την πραγματοποίηση δοσιμετρικών υπολογισμών. Αρχικά θα γίνει παρουσίαση του κώδικα, με έμφαση στην ανάλυση των επιμέρους συνιστωσών του. Ακολούθως θα γίνει διερεύνηση των δυνατοτήτων που προσφέρει ο κώδικας για την πραγματοποίηση δοσιμετρικών υπολογισμών, μέσα από σχετικά απλά παραδείγματα.

3.2 Ο κώδικας PENMAIN

Ο κώδικας προσομοίωσης Monte-Carlo PENELOPE αποτελείται από δύο τμήματα. Το ένα τμήμα πραγματοποιεί την προσομοίωση, δηλαδή δημιουργεί τις ιστορίες των σωματιδίων και πραγματοποιεί τις αλληλεπιδράσεις τους με τα διάφορα υλικά. Στο τμήμα αυτό, δεν πρέπει να επεμβαίνει ο χρήστης, εκτός και αν επιθυμεί να κάνει τροποποιήσεις στην «φυσική» της προσομοίωσης. Στο δεύτερο τμήμα του κώδικα περιγράφεται το πρόβλημα το οποίο θα επιλυθεί. Αυτό το τμήμα κώδικα κανονικά συγγράφεται από το χρήστη σε γλώσσα FORTAN και μέσω αυτού περιγράφεται η γεωμετρία του προβλήματος, καθώς και τα μεγέθη τα οποία ο χρήστης θέλει να υπολογισθούν και να καταγραφούν. Επιπλέον χειρίζεται όλη την επικοινωνία με το χρήστη, δημιουργεί τα αρχεία εισόδου-εξόδου κλπ. Για το λόγο αυτό ονομάζεται κώδικας χρήστη (user code). Με το πακέτο του κώδικα PENELOPE διατίθενται έτοιμοι προς χρήση τρεις τέτοιοι κώδικες χρήστη, όπως περιγράφεται στην παράγραφο 2.7.1, οι κώδικες PENSLAB, PENCYL και PENMAIN. Το τελευταίο από τα τρία, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για σχετικά πολύπλοκους υπολογισμούς και πολύπλοκες γεωμετρίες, καθιστώντας το εξαιρετικά χρήσιμο εργαλείο για πολλές εφαρμογές. Έτσι ο χρήστης,

αντί να συγγράψει νέο κώδικα χρήστη για την επίλυση ενός προβλήματος, είναι δυνατόν να χρησιμοποιήσει τον κώδικα PENMAIN, ενδεχομένως έχοντας κάνει τις κατάλληλες τροποποιήσεις.

Η επικοινωνία του κώδικα PENMAIN με το χρήστη γίνεται με μία σειρά αρχείων εισόδου τα οποία ο χρήστης πρέπει να προετοιμάσει. Τα αρχεία αυτά είναι το αρχείο υλικού .mat, το αρχείο εισόδου .in και το αρχείο γεωμετρίας .geo. Τα αρχεία αυτά παρέχουν απαραίτητες πληροφορίες για το υλικό της γεωμετρίας που θα χρησιμοποιηθεί, για τη γεωμετρία αυτή καθαυτή και το είδος της ακτινοβολίας, τον τρόπο που θα ανιχνευθεί η ακτινοβολία κ.α. Στις παραγράφους 3.2.2–3.2.4 παρατίθεται λεπτομερής περιγραφή για το κάθε είδος αρχείου.

Για την καταγραφή των διαφόρων πληροφοριών τις οποίες μπορεί να ζητά ο χρήστης, ο κώδικας χρησιμοποιεί μία σειρά από εικονικούς ανιχνευτές. Ένας εικονικός ανιχνευτής δεν είναι τίποτα περισσότερο από ένα τμήμα κώδικα, μέσα στο οποίο λαμβάνεται η απόφαση, κατά πόσον μία πληροφορία η οποία προκύπτει κατά τη διάρκεια της προσομοίωσης, όπως π.χ. η ποσότητα ενέργειας που φέρει ένα σωματίδιο ή αποτίθεται σε ένα τμήμα της γεωμετρίας, πρέπει να καταγραφεί σε ένα αρχείο. Στις θέσεις λοιπόν αυτές όπου «τοποθετείται» ο εικονικός ανιχνευτής, είναι σαν να βρίσκεται ένας πραγματικός ανιχνευτής που καταγράφει τα επιθυμητά στοιχεία για την ακτινοβολία που προσομοιώνεται. Στις παραγράφους που ακολουθούν παρατίθεται η περιγραφή των αρχείων δεδομένων του κώδικα. Πριν όμως από αυτό είναι σκόπιμο να παρουσιασθούν οι εικονικοί ανιχνευτές που χρησιμοποιούνται από τον κώδικα, καθώς αυτοί ορίζονται μέσα στο βασικό αρχείο δεδομένων του.

3.2.1 Τα διάφορα είδη εικονικών ανιχνευτών

3.2.1.1 Ανιχνευτής Αποτιθέμενης Ενέργειας (Energy Deposition Detector)

Ο ανιχνευτής αποτιθέμενης ενέργειας καταγράφει την ενέργεια που αποθέτουν τα σωματίδια ή τα φωτόνια σε αυτόν, εφόσον αλληλεπιδράσουν μαζί του. Διαθέτει μία σειρά από ενεργειακά παράθυρα τα οποία καθορίζει ο χρήστης και κάθε φορά που ένα φωτόνιο αλληλεπιδρά με τον ανιχνευτή και αποθέτει σε αυτόν ένα ποσό ενέργειας, το γεγονός καταγράφεται στο αντίστοιχο ενεργειακό παράθυρο. Ως αποτέλεσμα προκύπτει υπό μορφή φάσματος η ενεργειακή κατανομή της αποτιθέμενης στον ανιχνευτή ενέργειας. Ο ανιχνευτής αποτιθέμενης ενέργειας ορίζεται στο αρχείο δεδομένων του προγράμματος, αλλά πρέπει να αποτελεί τμήμα της κατασκευής της γεωμετρίας, οπότε υπάρχει δυνατότητα να ορίζονται ως τέτοιος ανιχνευτής μόνο συγκεκριμένα σώματα που έχουν ορισθεί στο αρχείο εισόδου γεωμετρίας .geo (βλέπε § 3.2.3).

3.2.1.2 Ανιχνευτής Δόσης (Dose Enclosure)

Ο ανιχνευτής δόσης (dose enclosure) καταγράφει τη δόση (στην πραγματικότητα την ενέργεια) που αποτίθεται σε μία περιοχή που ορίζεται από το χρήστη. Επισημαίνεται ότι αυτή η περιοχή δεν είναι απαραίτητο να αποτελεί τμήμα της γεωμετρίας (δηλαδή συγκεκριμένο σώμα) όπως ο ανιχνευτής αποτιθέμενης ενέργειας. Αντιθέτως, ορίζεται ένα ορθογώνιο παραλληλόγραμμο πλέγμα, εντός του οποίου θα γίνει η καταγραφή της δόσης. Στο κάθε τμήμα του πλέγματος καταγράφεται η συνολικά αποτιθέμενη δόση, δηλαδή αθροιστικά η αποτιθέμενη από κάθε σωματίδιο ενέργεια. Ο ανιχνευτής δόσης ορίζεται στο αρχείο δεδομένων του προγράμματος .in (βλέπε § 3.2.4).

3.2.1.3 Ανιχνευτής Αλληλεπίδρασης (*Impact Detector*)

Ο ανιχνευτής αυτός καταγράφει το ενεργειακό φάσμα των σωματιδίων ή φωτονίων τα οποία εισέρχονται σε αυτόν, ανεξάρτητα του αν θα αλληλεπιδράσουν και αποθέσουν ενέργεια σε αυτόν ή όχι. Ο ανιχνευτής αυτός αποτελεί μέρος της γεωμετρίας όπως και ο ανιχνευτής αποτιθέμενης ενέργειας. Μπορούν να ορισθούν έως 5 τέτοιοι ανιχνευτές. Η διαφορά του με τον ανιχνευτή αποτιθέμενης ενέργειας έγκειται στο γεγονός ότι καταγράφεται η ενέργεια και σωματιδίων που διέρχονται από αυτόν και όχι μόνο αυτών που αλληλεπιδρούν.

3.2.2 Το αρχείο υλικού **.mat**

Με το αρχείο υλικού ορίζονται τα υλικά από τα οποία αποτελείται η προς μελέτη γεωμετρία. Υπάρχει η δυνατότητα επιλογής ενός υλικού από έναν κατάλογο υλικών που παρέχεται, καθώς και η δυνατότητα κατασκευής υλικών ή και ρύθμισης ορισμένων παραμέτρους τους, όπως η πυκνότητα, η κατά βάρος σύσταση, η χημική σύσταση και άλλα. Τα βήματα για την κατασκευή του υλικού θα περιγραφούν στην παράγραφο 3.4.1.1 όπου δομείται και το αρχείο δεδομένων που χρησιμοποιήθηκε για την επίλυση του βασικού προβλήματος της ΔΕ. Στο Παράρτημα 2 παρατίθεται κατάλογος των υλικών που διαθέτει η βάση δεδομένων του κώδικα και περιλαμβάνει χημικά στοιχεία (τα οποία αριθμούνται με βάση το μαζικό αριθμό τους) και ενώσεις ή μίγματα (τα οποία αριθμούνται αλφαβητικά).

3.2.3 Το αρχείο γεωμετρίας **.geo**

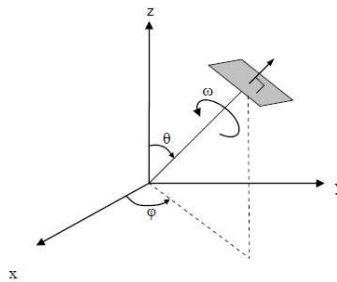
Στο αρχείο γεωμετρίας περιγράφεται η πλήρης γεωμετρία του προβλήματος. Το αρχείο αυτό κατασκευάζεται από το χρήστη σε ASCII μορφή και είναι τύπου **.geo**. Μέσω του αρχείου είναι δυνατόν να παρασταθούν ποικιλία σωμάτων (**bodies**) διαφόρων γεωμετριών στον τρισδιάστατο χώρο, καθώς και να ομαδοποιηθούν αυτά για την

Συγκεκριμένα, χρησιμοποιούνται μόνον οι παράμετροι: A_{zz} , A_{xx} , A_{yy} , A_z και A_0 . Είναι φανερό πως με τη μορφή αυτή δεν μπορούν να παρασταθούν όλες οι δυνατές τετραγωνικές επιφάνειες, παρά μόνον αυτές που έχουν άξονα συμμετρίας τον Z. Η συμπυκνωμένη μορφή περιγραφής της επιφάνειας είναι τελικά η:

$$A_{zz}z^2 + A_{xx}x^2 + A_{yy}y^2 + A_zz + A_0 = 0 \quad (3.2)$$

Για λόγους ακόμα μεγαλύτερης απλούστευσης της περιγραφής της γεωμετρίας, οι παράμετροι A_{zz} , A_{xx} , A_{yy} , A_z , A_0 μπορούν να πάρουν μόνο τις τιμές ± 1 και 0, οπότε ορίζονται μόνο «μοναδιαίες γεωμετρίες». Στη συνέχεια, με χρήση μίας σειράς βοηθητικών παραμέτρων, όπως οι Z-SCALE, X-SCALE, Y-SCALE, οι οποίες πολλαπλασιάζουν το μήκος κατά τον αντίστοιχο άξονα, και οι παράμετροι Z-SHIFT, Y-SHIFT, X-SHIFT, οι οποίες μετατοπίζουν το κέντρο της γεωμετρίας στους 3 άξονες περιγράφεται πλήρως η επιθυμητή γεωμετρία.

Στη συμπυκνωμένη μορφή περιγραφής της γεωμετρίας μπορεί να χρησιμοποιηθούν και παράμετροι που σχετίζονται με τις γωνίες περιστροφής φ , ω και θ της γεωμετρίας, κατά τους τρεις άξονες του ορθοκανονικού συστήματος (Σχήμα 3.2). Οι γωνίες αυτές μπορούν να δίνονται σε μοίρες ή ακτίνια αν χρησιμοποιηθεί το πρόθεμα DEG και RAD αντίστοιχα.



Σχήμα 3.2: Οι γωνίες περιστροφής της γεωμετρίας

Στο Σχήμα 3.3 παρουσιάζεται ο τρόπος εισαγωγής των δεδομένων στο αρχείο εισόδου της γεωμετρίας (.geo) για την περιγραφή μίας επιφάνειας υπό την συμπυκνωμένη μορφή:

Παράδειγμα Εφαρμογής

Για τον ορισμό σφαιρικής επιφάνειας με κέντρο στο σημείο (0cm, 0cm, 1cm) και ακτίνα 3.6cm, με τη συμπυκνωμένη μορφή, οι παράμετροι θα πρέπει να έχουν τις παρακάτω τιμές:

```
INDICES=(1,1,1,0,-1),  
Z-SHIFT=(1.000000000000000E+00, 0)  
Z-SCALE=(3.600000000000000E+00, 0),  
Y-SCALE=(3.600000000000000E+00, 0),  
X-SCALE=(3.600000000000000E+00, 0).
```

Με συνδυασμό των διαφόρων επιφανειών που είναι δυνατόν να κατασκευασθούν, είναι δυνατή τελικά η συγκρότηση σωμάτων (bodies) ή και ομάδων σωμάτων (modules) έτσι ώστε να περιγραφούν αρκετά πολύπλοκες γεωμετρίες.

3.2.3.2 Ορισμός σωμάτων (bodies)

Στο Σχήμα 3.5 παρατίθεται τμήμα αρχείου δεδομένων γεωμετρίας, στο οποίο ορίζεται ένα σώμα. Κάθε σώμα χαρακτηρίζεται από έναν αύξοντα αριθμό και από ένα προαιρετικό κείμενο που το περιγράφει. Η παράμετρος MATERIAL (I3) που ακολουθεί καθορίζει το υλικό από το οποίο αποτελείται το σώμα. Η τιμή αυτή της παραμέτρου πρέπει να συμπίπτει με τον αύξοντα αριθμό του υλικού που έχει ορισθεί στο αρχείο εισόδου δεδομένων υλικών (.mat). Αν για παράδειγμα το πρώτο υλικό που ορίστηκε στο αρχείο εισόδου δεδομένων υλικών ήταν ο χαλκός, για να ορισθεί ότι το υπόψη σώμα είναι κατασκευασμένο από χαλκό τότε η παράμετρος MATERIAL θα πρέπει να πάρει την τιμή 1. Κενά σώματα (δηλαδή μία περιοχή της γεωμετρίας που καταλαμβάνεται από κενό) μπορούν να ορισθούν αν η παράμετρος MATERIAL πάρει την τιμή 0.

Ένα σώμα ορίζεται από μία σειρά από επιφάνειες που το περιβάλλουν (τουλάχιστον μία επιφάνεια). Εσωτερικά κοιλώματα σε ένα σώμα εξυπακούεται ότι επίσης οριοθετούνται από επιφάνειες. Όπως γίνεται φανερό, ο ορισμός της επιφάνειας μόνο δεν επαρκεί για να ορισθεί ένα σώμα, καθώς απαιτείται να ορισθεί και ο σχετικός προσανατολισμός (π.χ. ένα σώμα μπορεί να ορίζεται ως το ΕΣΩΤΕΡΙΚΟ μίας σφαίρας). Το σκοπό αυτό εξυπηρετεί η μεταβλητή SIDE POINTER η οποία παίρνει τιμές -1 και +1. Για το εξωτερικό μίας επιφάνειας η τιμή του SIDE POINTER γίνεται +1 ενώ για το εσωτερικό της επιφάνειας το SIDE POINTER παίρνει την τιμή -1. Με εξαίρεση τα

γεωμετρικά σχήματα πέραν των επιπέδων, που είναι φανερό ποιο είναι το εξωτερικό και εσωτερικό αυτών, για τα επίπεδα ισχύει το εξής. Αν θέλουμε να κινηθούμε δεξιά κατά μήκος του άξονα, δηλαδή σε μεγαλύτερες τιμές των συντεταγμένων, τότε πρέπει να τεθεί το SIDE POINTER ίσο με +1, ενώ αν θέλουμε να κινηθούμε στα αριστερά, δηλαδή σε μικρότερες τιμές, το SIDE POINTER πρέπει να τεθεί ίσο με -1. Αν θέλουμε να κινηθούμε προς τα πάνω, τότε το SIDE POINTER πρέπει να τεθεί ίσο με +1 ενώ για την προς τα κάτω κίνηση πρέπει να τεθεί ίσο με -1.

```

000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
BODY ( I3) TEXT DESCRIBING THE BODY ...
MATERIAL( I3)
SURFACE ( I3), SIDE POINTER=(I2)
SURFACE ( I3), SIDE POINTER=(I2) ...
000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000

```

Σχήμα 3.5 Τμήμα αρχείου δεδομένων γεωμετρίας, στο οποίο ορίζεται ένα σώμα

3.2.3.3 Ορισμός ομάδων σωμάτων (modules)

Ως module ορίζεται μια ενότητα από συνδεδεμένους όγκους, η οποία περιλαμβάνει ένα ή περισσότερα σώματα. Ένα module μπορεί επίσης να περιλαμβάνει άλλα modules τα οποία ονομάζονται υπό-modules. Το module χρησιμεύει για να οριστεί μια περιοχή, εκτός των όγκων που περικλείουν τα σώματα ή τα υπό-modules, η οποία είναι γεμάτη με κάποιο υλικό (π.χ. κενό). Στο Σχήμα 3.6 παρατίθεται τμήμα αρχείου δεδομένων γεωμετρίας, στο οποίο ορίζεται ένα module.

```

000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
MODULE ( I3) TEXT DESCRIBING THE MODULE...
MATERIAL( I3)
SURFACE ( I3), SIDE POINTER=(I2)
SURFACE ( I3), SIDE POINTER=(I2) ...
BODY ( I3)
BODY ( I3) ...
MODULE ( I3)
MODULE ( I3) ...
11111111111111111111111111111111111111111111111111111111111111111111111111111111111111111111111
OMEGA=( E22.15 , I3) DEG (DEFAULT=0.0)
THETA=( E22.15 , I3) DEG (DEFAULT=0.0)
PHI=( E22.15 , I3) RAD (DEFAULT=0.0)
X-SHIFT=( E22.15 , I3) (DEFAULT=0.0)
Y-SHIFT=( E22.15 , I3) (DEFAULT=0.0)
Z-SHIFT=( E22.15 , I3) (DEFAULT=0.0)
000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000

```

Σχήμα 3.6 Τμήμα αρχείου δεδομένων γεωμετρίας, στο οποίο ορίζεται ένα module

Η σημασία και η λειτουργία των παραμέτρων που διακρίνονται στο Σχήμα 3.6 είναι ίδια με των παραμέτρων που αφορούν την επιφάνεια με τη διαφορά ότι τώρα αναφέρονται σε όλα τα στοιχεία που περιέχει το module. Οι παράμετροι μετασχηματισμού είναι προαιρετικοί και μπορούν να παραληφθούν.

Πρέπει να αναφερθεί ότι τα σώματα και τα modules (και υπό-modules) πρέπει να βρίσκονται στον εσωτερικό όγκο ενός module και ότι ένα υπό-module δεν μπορεί να επικαλύπτεται με άλλα υπό-modules και σώματα.

3.2.4. Το αρχείο εισόδου .in

Στο αρχείο εισόδου καθορίζονται μία σειρά από σημαντικές παράμετροι για την προσομοίωση όπως: το είδος και η ενέργεια της ακτινοβολίας, σε ποια αρχεία περιέχονται τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά και τα υλικά της γεωμετρίας, ποιοι ανιχνευτές θα χρησιμοποιηθούν κτλ. Στο Σχήμα 3.7 στην επόμενη σελίδα παρατίθεται ένα τυπικό αρχείο εισόδου του προγράμματος PENMAN το οποίο και αναλύεται στη συνέχεια. Πληροφοίες για το αρχείο εισόδου του προγράμματος PENMAIN έχουν αναφερθεί και σε προηγούμενη ΔΕ [25].

```

        TITLE Title of the job, up to 120 characters.
        >>>>>>> Source definition.
SKPAR KPARP      [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG SE0       [Initial energy (monoenergetic sources only)]
SPECTR Ei,Pi     [E bin: lower-end and total probability]
SPOSIT SX0,SY0,SZ0 [Coordinates of the source]
SDIREC STHETA,SPHI [Beam axis direction angles, in deg]
SAPERT SALPHA    [Beam aperture, in deg]

        >>>>>>> Input phase-space file (psf).
IPSFN psf_filename.ext [Input psf name, 20 characters]
IPSPLI NSPLIT        [Splitting number]
EPMAX EPMAX         [Maximum energy of particles in the psf]

        >>>>>>> Material data and simulation parameters.
NMAT NMAT           [Number of different materials, .le.10]
SIMPAR M,EABS(1:3,M),C1,C2,WCC,WCR [Sim. parameters for material M]
PFNAME mat_filename.ext [Material definition file, 20 chars]

        >>>>>>> Geometry definition file.
GEOMFN geo_filename.ext [Geometry definition file, 20 chars]
DSMAX IBODY,DSMAX(IBODY) [IB, maximum step length (cm) in body IB]
        >>>>>>> Interaction forcing.
IFORCE KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG [Interaction forcing]

        >>>>>>> Emerging particles. Energy and angular distributions.
NBE EMIN,EMAX,NBE [E-interval and no. of energy bins]
NBTH NBTH        [No. of bins for the polar angle THETA]
NBPH NBPH        [No. of bins for the azimuthal angle PHI]

        >>>>>>> Impact detectors (up to 5 different detectors).
IMPDET EDIL,EDIU,NCHI,IPSF [Energy window, no. of channels and IPSF]
IDPSF pm_psf_impdet_#.dat [Output psf file name, 20 chars]
IDSPC pm_spc_impdet_#.dat [Output spectrum file name, 20 chars]
IDBODY KB        [Active body; one line for each body]
IDKPAR KPAR      [Kind of detected particles, one line each]

        >>>>>>> Energy-deposition detectors (up to 5).
ENDDT EDEL,EDEU,NCHE [Energy window and number of channels]
EDSPC pm_spc_enddet_#.dat [Output spectrum file name, 20 chars]
EDBODY KB        [Active body; one line for each body]

        >>>>>>> Dose distribution.
GRIDX XL,XU      [X coordinates of the enclosure vertices]
GRIDY YL,YU      [Y coordinates of the enclosure vertices]
GRIDZ ZL,ZU      [Z coordinates of the enclosure vertices]
GRIDBN NX,NY,NZ [Numbers of bins]

        >>>>>>> Job properties.
RESUME dumpfile_1.dat [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dumpfile_2.dat [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP DUMPP       [Dumping period, in sec]
NSIMSH DSHN       [Desired number of simulated showers]
RSEED ISEED1,ISEED2 [Seeds of the random number generator]
TIME TIMEA        [Allotted simulation time, in sec]

```

Σχήμα 3.7: Τυπικό αρχείο εισόδου του προγράμματος PENMAIN

- **SKPAR** ορίζει το είδος της ακτινοβολίας (παίρνει τις τιμές 1, 2, 3 για ηλεκτρόνια, φωτόνια, και ποζιτρόνια αντίστοιχα)
- **SENERG** ορίζει την ενέργεια των σωματιδίων ή φωτονίων στην περίπτωση μονοενεργειακής πηγής.
- **SPECTR** χρησιμεύει όταν θέλουμε να εισάγουμε φάσμα ενεργειών που εκπέμπει η πηγή. Η **SPECTR** παίρνει δύο ορίσματα τα E_i , P_i που αναφέρονται στην ενέργεια της ακτινοβολίας αλλά και την πιθανότητα αυτή να εκπεμφθεί μέσα στο φάσμα. Συγκεκριμένα η E_i αντιπροσωπεύει το κάτω άκρο του ενεργειακού καναλιού. Μπορούν να τοποθετηθούν ως και 200 γραμμές καθεμία με τα στοιχεία της. Το ανώτερο άκρο του φάσματος(η μεγαλύτερη ενέργεια) καθορίζεται από την τιμή της μεγαλύτερης ενέργειας αλλά από αρνητική πιθανότητα, δηλαδή αρνητική τιμή της P_i .
- **SPOSIT** ορίζει τις συντεταγμένες της πηγής στο καρτεσιανό σύστημα.
- **SDIREC** αναφέρεται στην πολική και αζιμουθιακή γωνία(σε μοίρες) των αξόνων κατεύθυνσης της δέσμης.
- **SAPERT** ορίζει την ημιγωνία ανοίγματος της δέσμης. Δηλαδή αν βάλουμε στο όρισμα SALPHA την τιμή 180^0 , τότε η πηγή εκπέμπει κατά 360^0 .

Η επόμενη σειρά εντολών σειρά εντολών χρησιμεύει για να μπορεί το πρόγραμμα να διαβάσει τις αρχικές μεταβλητές των σωματιδίων από ένα psf (pre-calculated phase-space files) αρχείο. Όταν υπάρχει αυτή η σειρά εντολών, παρακάμπτονται οι προηγούμενες εντολές καθορισμού της πηγής.

- **IPSFN** ζητάει το όνομα του αρχείου. Μπορούν να διαβαστούν ως και 100 αρχεία. Τα αρχεία διαβάζονται με τη σειρά που έχουν τοποθετηθεί. Τα αρχεία αυτά περιέχουν κάποιες από τις μεταβλητές που είδαμε στο αρχείο .in σχετικά με το καθορισμό της πηγής και της ακτινοβολίας της μαζί με κάποιες επιπρόσθετες όπως τα συνημίτονα κατεύθυνσης, κάποιες μεταβλητές διόρθωσης αλλά και τη μεταβλητή **NSHI**, εννοώντας τη μεταβλητή αυξανόμενου shower. Συγκεκριμένα, η μεταβλητή αυτή είναι η διαφορά των αριθμών των showers του παρόντος σωματιδίου και του προηγούμενου του στο psf αρχείο.

- **IPSPLI** εκφράζει τον αριθμό διαχωρισμού. Κάθε σωματίδιο στο psf αρχείο χωρίζεται σε **NSPLIT** σωματίδια με βάρος ίσο με **WGHT/NSPLIT**.
- **EPMAX** καθορίζει τη μέγιστη ενέργεια των σωματιδίων στο psf αρχείο. Η **EPMAX** είναι το άνω όριο στο ενεργειακό διάστημα των πινάκων της προσομοίωσης. Για να περιορισθούν τα λάθη λόγω γραμμικής παρεμβολής, η **EPMAX** δεν πρέπει να παίρνει τιμές πολύ μεγαλύτερες από τη μέγιστη ενέργεια που όντως εμφανίζεται στην προσομοίωση.
- **NMAT** αφορά στον αριθμό των υλικών της γεωμετρίας. Μπορούν να εισαχθούν ως και 10 υλικά σε ένα αρχείο εισόδου.
- **SIMPAR** σχετίζεται με παραμέτρους του υλικού. Περιλαμβάνει τα ορίσματα **EABS(1:3,M)**, **WCC(M)**, **WCR(M)**, **C1(M)**, **C2(M)**. Τα **EABS(1:3,M)** σχετίζονται με τις ενέργειες απορρόφησης των 3 τύπων σωματιδίων, ενώ τα **C1(M)**, **C2(M)** είναι οι παράμετροι της ελαστικής σκεδάσεως, το **WCC(M)** η ενέργεια αποκοπής για ανελαστικές σκεδάσεις και το **WCR(M)** η ενέργεια αποκοπής για ακτινοβολία πεδήσεως. Οι παράμετροι αυτές έχουν σημασία για την ταχύτητα και την ακρίβεια της προσομοίωσης.

Στο manual του κώδικα PENELOPE συνιστάται να χρησιμοποιούνται οι παρακάτω τιμές:

- $EABS(1,M) = 0.01 \times EP_{MAX}$
- $EABS(2,M) = 0.001 \times EP_{MAX}$
- $EABS(3,M) = 0.01 \times EP_{MAX}$
- $C1(M) = 0.1$
- $C2(M) = 0.1$
- $WCC(M) = EABS(1,M)$
- $WCR(M) = EABS(2,M)$
- **PFNAME** το όνομα του αρχείου υλικού αλλά και το που βρίσκεται αυτό μέσα στον υπολογιστή.
- **GEOMFN** ζητάει τον καθορισμό του αρχείου γεωμετρίας, το όνομα του δηλαδή και τη μονάδα στην οποία βρίσκεται.
- **DSMAX** καθορίζει το μέγιστο επιτρεπτό βήμα μήκους (σε cm) των ηλεκτρονίων και των ποζιτρονίων στο σώμα **IB**. Αυτή η παράμετρος είναι σημαντική μόνο για

λεπτά σώματα και πρέπει να έχει τιμή που να αντιστοιχεί στο ένα δέκατο του πάχους του σώματος ή και λιγότερο. Αυτό εξασφαλίζει ότι, κατά μέσον όρο, θα υπάρξουν περισσότερα από 20 γεγονότα κατά μήκος της διαδρομής των ηλεκτρονίων ή ποζιτρονίων μέσα στο συγκεκριμένο σώμα. Όταν η τιμή του DSMAX είναι αρκετά μεγάλη, ουσιαστικά δεν πραγματοποιείται έλεγχος του βήματος μήκους.

- **IFORCE** ενεργοποιείται η εξαναγκασμένη αλληλεπίδραση κατηγορίας ICOL για τα σωματίδια KPAR στο σώμα KB. Οι WLOW και WHIG είναι το κάτω και άνω όριο αντίστοιχα του παράγοντα βαρύτητας, όπου εφαρμόζεται η εξαναγκασμένη αλληλεπίδραση. Η παράμετρος FORCER, είναι ο παράγοντας εξαναγκασμού και πρέπει να είναι μεγαλύτερος της μονάδας όταν εφαρμόζεται η εξαναγκασμένη αλληλεπίδραση. Αρνητική τιμή της FORCER, -FN σημαίνει ότι κάθε σωματίδιο πρέπει να αλληλεπιδρά περίπου, +FN φορές σε ένα μήκος διαδρομής ίσο με την εμβέλεια του σωματιδίου με ενέργεια $E = E_{PMAX}$. Αυτό είναι πολύ χρήσιμο για τη δημιουργία φάσματος ακτινών-X από ακατέργαστα δείγματα.

Η επόμενη σειρά μεταβλητών αναφέρεται στην ενεργειακή και γωνιακή κατανομή των σωματιδίων / φωτονίων που παράγονται.

- **NBE** αναφέρεται στο κάτω και το άνω όριο EMIN και EMAX αντίστοιχα, της ενέργειας των εξερχομένων σωματιδίων από την πλάκα που θα καταγράφεται ενώ NBE είναι ο αριθμός των καναλιών (bins) της ενέργειας στα οποία διαιρείται η παραπάνω περιοχή EMAX-EMIN.
- **NBTH** αριθμός των καναλιών που καταγράφεται η πολική γωνία THETA εξόδου των σωματιδίων από την πλάκα.
- **NBPH** αριθμός των καναλιών που καταγράφεται η αζιμουθιακή γωνία PHI εξόδου των σωματιδίων από την πλάκα.

Το επόμενο σκέλος περιλαμβάνει μεταβλητές σχετικά με τους εικονικούς ανιχνευτές που προαναφέραμε. Πρώτα θα παρουσιάσουμε τις μεταβλητές που αντιστοιχούν στους ανιχνευτές αλληλεπιδράσεως.

- **IMPDET** σχετίζεται με το ενεργειακό φάσμα ανίχνευσης του ανιχνευτή και τον αριθμό των ενεργειακών καναλιών που θα χωρισθεί. Συγκεκριμένα, οι παράμετροι EDUIL, EDIU είναι το κάτω και πάνω όριο του ενεργειακού παραθύρου αντίστοιχα. Η παράμετρος NCHI εκφράζει τον αριθμό των καναλιών, τα οποία μπορεί να φθάνουν τα 1000. Η παράμετρος IPSF χρησιμεύει για την ενεργοποίηση της δημιουργίας psf αρχείου το οποίο θα περιέχει τις τρέχον τιμές των μεταβλητών όλων των σωματιδίων που εισέρχονται στον ανιχνευτή. Όταν IPSF = 1 το psf αρχείο δημιουργείται ενώ τα σωματίδια που εισέρχονται στον ανιχνευτή συνεχίζουν κανονικά τη μετακίνησή τους. Όταν IPSF = -1 το psf αρχείο δημιουργείται ενώ τα σωματίδια που εισέρχονται στον ανιχνευτή δεν υπολογίζονται στην εν συνεχεία προσομοίωση.
- **IDPSF** όνομα του psf αρχείου που σχηματίζεται λόγω του ανιχνευτή. Στην παράμετρο που εμείς θέτουμε αναγράφεται το pm_psf_impdet # .dat. Με # εννοούμε τον αριθμό του ανιχνευτή (από 1 έως 5).
- **IDSPC** αναφέρεται στο όνομα του αρχείου που περιέχει το φάσμα του ανιχνευτή. Προφανώς, με # εννοούμε τον αριθμό του ανιχνευτή (από 1 έως 5).
- **IDBODY** καθορισμός ενός εκ των σωμάτων ως ανιχνευτή αλληλεπίδρασης.
- **IDKPAR** το είδος των σωματιδίων που θα ανιχνεύονται από τον ανιχνευτή.

Στη συνέχεια ακολουθεί ο ορισμός των ανιχνευτών αποτιθέμενης ενέργειας, μέσω μίας σειράς μεταβλητών.

- **ENDDET** αναφέρεται στο ενεργειακό εύρος ανίχνευσης του ανιχνευτή αλλά και το πλήθος των καναλιών που θα χρησιμοποιηθούν. Περιλαμβάνει 3 ορίσματα, τα EDEL, EDEU, NCHE. Τα δύο πρώτα σχετίζονται με το ελάχιστο και μέγιστο όριο αντίστοιχα του ενεργειακού εύρους ('παραθύρου') που καλύπτει ο ανιχνευτής. Το NCHE αφορά στο πλήθος των καναλιών που θα χρησιμοποιηθούν για την παραγωγή του φάσματος.
- **EDBODY** καθορισμός κάποιου σώματος ως ανιχνευτή.

Ακολουθεί ο ορισμός του ανιχνευτή δόσης.

- **GRIDX** συντεταγμένες του πλέγματος στον άξονα των x. Πρώτα δίνεται η μικρότερη τιμή και ύστερα τη μεγαλύτερη.
- **GRIDY** συντεταγμένες του πλέγματος στον άξονα των y. Πρώτα δίνεται η μικρότερη τιμή και ύστερα τη μεγαλύτερη.
- **GRIDZ** συντεταγμένες του πλέγματος στον άξονα των z. Πρώτα δίνεται η μικρότερη τιμή και ύστερα τη μεγαλύτερη.
- **GRIDBIN** ορίζεται η πυκνότητα του πλέγματος δηλαδή σε πόσα επίπεδα κατά x,y,z θα διαιρεθεί ο ανιχνευτής (ουσιαστικά θα δημιουργηθούν πολλά μικρά ορθογώνια). Η καθεμία συντεταγμένη μπορεί να πάρει το πολύ 100 κατατμήσεις. Πρέπει να αναφερθεί ότι ο κώδικας PENMAIN χωρίζει τη μεταβλητή z σε διάφορα τμήματα και σε διαφορετικά αρχεία εξόδου το καθένα από τα οποία περιλαμβάνει τη μία κατάτμηση της μεταβλητής z, γίνεται ο διαμερισμός του πλέγματος στις x και y συντεταγμένες.

Η τελευταία σειρά μεταβλητών σχετίζεται με τη διάρκεια της προσομοίωσης, το πλήθος των ιστοριών και κάποια άλλα ζητήματα του προγράμματος.

- **RESUME** εντολή στο πρόγραμμα για να διαβάσει το αρχείο dump, το οποίο δημιουργείται με την εντολή **DUMPTO** και να συνεχίσει την προσομοίωση από εκεί που αυτή είχε σταματήσει ή μείνει. Ουσιαστικά, στο αρχείο dump το πρόγραμμα αποθέτει κατά τακτά χρονικά διαστήματα τις τρέχουσες τιμές των παραμέτρων της προσομοίωσης (μεταξύ των οποίων και τις τιμές της γεννήτριας τυχαίων αριθμών εκείνη τη στιγμή), έτσι ώστε, σε περίπτωση διακοπής του προγράμματος, να είναι δυνατόν, με χρήση αυτών των δεδομένων, να μπορεί το πρόγραμμα να ξεκινήσει, σαν να μην είχε γίνει η διακοπή. Εξυπακούεται ότι μετά την εκκίνηση το πρόγραμμα θα βρίσκεται ακριβώς στο σημείο πριν από την τελευταία ενημέρωση του αρχείου dump. Η δυνατότητα αποθήκευσης των παραμέτρων στο αρχείο dump είναι εξαιρετικά σημαντική, ειδικά στις περιπτώσεις που μία προσομοίωση μπορεί να διαρκεί πολλές ημέρες, οπότε μία διακοπή θα μπορούσε να σημαίνει μεγάλη απώλεια υπολογιστικού χρόνου.

- **DUMPP** συχνότητα (π.χ. σε min) αποθήκευσης των δεδομένων στα αρχεία αποτελεσμάτων και στο αρχείο dump. Η επιλογή αυτή είναι χρήσιμη για τον έλεγχο της προόδου πρόοδο της διαδικασίας σε μεγάλες προσομοιώσεις.
- **NSIMSH** το πλήθος των ιστοριών που θα προσομοιωθούν. Συνήθως, προτιμάται μεγάλος αριθμός ώστε να επιτευχθεί μεγαλύτερη ακρίβεια.
- **RSEED** ορισμός των τιμών εκκίνησης για τη γεννήτρια τυχαίων αριθμών. Οι προεπιλεγμένες τιμές είναι οι ISEED1=12345 & ISEED2=54321.
- **TIME** η διάρκεια προσομοίωσης σε δευτερόλεπτα. Εξυπακούεται ότι η προσομοίωση μπορεί να διακοπεί νωρίτερα.

Στην παράγραφο 3.4 όπου αναφέρεται μία εφαρμογή του κώδικα και παρατίθεται το αντίστοιχο αρχείο εισόδου με πραγματικές τιμές, ώστε να γίνει άμεσα αντιληπτή η λειτουργία του αρχείου εισόδου.

3.3 Τα βοηθητικά προγράμματα gview και gnuplot

Στην παράγραφο αυτή θα παρουσιασθούν δύο προγράμματα τα οποία είναι εξαιρετικά χρήσιμα, καθώς επιτρέπουν τη γραφική παρουσίαση της γεωμετρίας η οποία ορίζεται μέσω του αρχείου .geo καθώς και τη χάραξη γραφημάτων των αποτελεσμάτων της προσομοίωσης. Πρόκειται για τα προγράμματα gview και gnuplot. Η συνοπτική παρουσίασή τους κρίθηκε σκόπιμη, καθώς τα προγράμματα αυτά χρησιμοποιήθηκαν συχνά στα πλαίσια της ΔΕ για τον έλεγχο της γεωμετρίας της προσομοίωσης και την κατασκευή γραφημάτων αποτελεσμάτων.

3.3.1 Το πρόγραμμα gview

Το λογισμικό gview χρησιμεύει για την απεικόνιση της γεωμετρίας που κατασκευάζεται στο αρχείο .geo. Αποτελεί ένα πολύ χρήσιμο εργαλείο για τον έλεγχο της υπό κατασκευήν γεωμετρίας στα διάφορα στάδια της. Συνιστάται να γίνεται τακτικός έλεγχος της γεωμετρίας μετά από τη δημιουργία μιας σύνθετης δομής, καθώς μπορεί ευκολότερα να ανιχνευθούν και να διορθωθούν οποιαδήποτε λάθη. Αντίθετα, αν όλη η γεωμετρία κατασκευασθεί εξ ολοκλήρου και ελεγχθεί μετά την περάτωση της, η τυχόν συσσώρευση ενός πλήθους λαθών μπορεί να μην επιτρέψει τελικά τη διάγνωση και άρση τους.

Το λογισμικό gview παρέχεται σε δύο εκδόσεις, το gview2d και το gview3d για τη δισδιάστατη και τρισδιάστατη απεικόνιση αντίστοιχα. Με το πακέτο διανομής του κώδικα PENELOPE διατίθενται και εκτελέσιμα αρχεία των παραπάνω προγραμμάτων για PC σε περιβάλλον Windows. Πρέπει να επισημανθεί πάντως ότι, στα πλαίσια της ΔΕ, παρουσιάσθηκαν κατά καιρούς ορισμένα προβλήματα στη δισδιάστατη απεικόνιση και προς στιγμή δημιουργήθηκε η εντύπωση ότι υπήρχε λάθος στο αρχείο .geo. Η τρισδιάστατη όμως απεικόνιση έδειξε ότι τελικά επρόκειτο για πρόβλημα του προγράμματος απεικόνισης.

3.3.1.1 Το πρόγραμμα *gview2d*

Το πρόγραμμα *gview2d* χρησιμοποιείται για δισδιάστατη απεικόνιση της γεωμετρίας, η οποία έχει περιγραφεί σύμφωνα με τη λογική που περιγράφεται στην παράγραφο 3.2.3. Το πρόγραμμα καταρχήν ζητάει το όνομα του αρχείου γεωμετρίας και το *directory* στο οποίο βρίσκεται. Γενικά, είναι βολικό να βρίσκεται το αρχείο γεωμετρίας στον ίδιο φάκελο με το *gview2d*. Το όνομα του αρχείου γεωμετρίας πρέπει να συνοδεύεται από την επέκταση *.geo*. Στη συνέχεια ζητείται ο καθορισμός του κέντρου των αξόνων στην εικόνα. Ο χρήστης πληκτρολογεί 3 ψηφία χωρισμένα μεταξύ τους με κόμμα (συντεταγμένες του κέντρου των αξόνων). Στη συνέχεια δίδεται η δυνατότητα στο χρήστη να επιλέξει την προβολή της επιλεγμένης γεωμετρίας είτε κατά υλικό (επιλογή 1) είτε κατά σώμα (επιλογή 2). Τέλος, παρουσιάζεται η γεωμετρία στην οθόνη. Με τα πλήκτρα *+, -* μπορεί ο χρήστης να εστιάσει ή να απομακρυνθεί από την εικόνα αντίστοιχα (*zoom-in*, *zoom-out*) ενώ με τα πλήκτρα της κατεύθυνσης μπορεί να μετακινεί την εικόνα.

3.3.1.2 Το πρόγραμμα *gview3d*

Το πρόγραμμα *gview3d* χρησιμοποιείται για τρισδιάστατη απεικόνιση της γεωμετρίας, η οποία έχει περιγραφεί σύμφωνα με τη λογική που περιγράφεται στην παράγραφο 3.2.3 και είναι πιο αξιόπιστο από το *gview2d*. Το πρόγραμμα καταρχήν ζητάει το όνομα του αρχείου γεωμετρίας και το *directory* στο οποίο βρίσκεται. Στη συνέχεια υπάρχει η δυνατότητα επιλογής της απόστασης από την οποία θα γίνει η αρχική απεικόνιση, η οποία όμως στη συνέχεια μπορεί να αλλάξει. Η σημαντική διαφορά του *gview3d* από το *gview2d* είναι η δυνατότητα να εμφανισθεί η γεωμετρία σε τομή. Για το λόγο αυτό ζητείται από το χρήστη να επιλέξει τη γωνία τομής (π.χ. 90°). Αφού γίνουν οι παραπάνω επιλογές εμφανίζεται μία εικόνα σχετικά χαμηλής ευκρίνειας, όπου ο χρήστης μπορεί να εστιάσει ή να απομακρυνθεί με τα πλήκτρα *+, -* αντίστοιχα ή να μετακινηθεί με τα πλήκτρα κατευθύνσεως. Στη συνέχεια ο χρήστης έχει τη δυνατότητα, να αλλάξει την ευκρίνεια της εικόνας που παρουσιάζεται εκείνη τη στιγμή στην οθόνη από το αριθμητικό πληκτρολόγιο (η τιμή 1 αντιστοιχεί στη μέγιστη ευκρίνεια). Επισημαίνεται

πάντως ότι η ευκρίνεια που έχει επιλεγεί έχει επίδραση και στην ταχύτητα με την οποία σχηματίζεται η εικόνα στην οθόνη. Το πρόγραμμα αυτό χρησιμοποιήθηκε στα πλαίσια της ΔΕ προκειμένου να ελεγχθεί η ορθότητα των γεωμετριών που χρησιμοποιήθηκαν.

3.3.2 Το πρόγραμμα gnuplot

Το πρόγραμμα gnuplot είναι ένα πρόγραμμα το οποίο μπορεί να χαράξει με μεγάλη ευκολία πλήθος απεικονίσεων, διαβάζοντας τα σχετικά δεδομένα από αντίστοιχα αρχεία σε ASCII μορφή. Για το λόγο αυτό το πρόγραμμα αυτό είναι ιδιαίτερα διαδεδομένο. Το πρόγραμμα είναι ελεύθερο και διαθέσιμο από την ιστοσελίδα <http://www.gnuplot.info/>. Το πρόγραμμα τρέχει με την εντολή gnuplot .gnu και διαβάζει όλα τα απαραίτητα δεδομένα από αρχείο δεδομένων .gnu το οποίο πρέπει να έχει προηγουμένως συντάξει ο χρήστης σε μορφή ASCII. Το αρχείο .gnu, περιέχει τα ονόματα των αρχείων τα οποία περιέχουν τα δεδομένα που πρόκειται να απεικονισθούν και όλες τις πληροφορίες σχετικά με την απεικόνιση (τίτλους, υποδιαιρέσεις, κλίμακες, χρώματα κλπ).

Το πακέτο που συνοδεύει τον κώδικα PENELOPE περιέχει μία σειρά από αρχεία .gnu για τη χάραξη όλων των αρχείων αποτελεσμάτων που δημιουργούνται κατά την εκτέλεση του προγράμματος PENMAIN. Στην παρούσα ΔΕ ερευνήθηκε σε βάθος η δυνατότητα του προγράμματος gnuplot σχετικά με την απεικόνιση των αποτελεσμάτων από τα αρχεία εξόδου του ανιχνευτή δόσης. Στο Παράρτημα 3 παρατίθεται ένα αρχείο .gnu και επεξηγούνται οι σημαντικότερες εντολές του, ενώ δίνεται και το αντίστοιχο γράφημα που παράγει. Η έκδοση του gnuplot που χρησιμοποιήθηκε στα πλαίσια της ΔΕ είναι η v4.2 που υποστηρίζει και πολύχρωμη τρισδιάστατη απεικόνιση. Περισσότερες πληροφορίες για το gnuplot μπορεί να βρει κανείς στο εγχειρίδιο του [26].

3.4 Δοσιμετρικοί υπολογισμοί με χρήση του κώδικα PENELOPE για μονοενεργειακή σημειακή πηγή φωτονίων

Στις παραγράφους που ακολουθούν παρατίθενται οι δοκιμές που έγιναν στα πλαίσια της ΔΕ, με στόχο την εξοικείωση με τη χρήση του κώδικα PENELOPE για την πραγματοποίηση απλών δοσιμετρικών υπολογισμών και την επιβεβαίωση των αποτελεσμάτων των υπολογισμών με χρήση θεωρητικών μοντέλων. Για το λόγο αυτό χρησιμοποιήθηκαν όλες οι δυνατότητες που παρέχει ο κώδικας για την πραγματοποίηση άμεσου και έμμεσου υπολογισμού της δόσης. Σε κάθε περίπτωση χρησιμοποιήθηκε ο κώδικας χρήστη PENMAIN.

Συγκεκριμένα, αντιμετωπίστηκε το πρόβλημα του υπολογισμού του ρυθμού της απορροφώμενης δόσης και εν συνεχεία η απορροφώμενη δόση σε απόσταση 1.05m από σημειακή μονοενεργειακή πηγή φωτονίων.

Όπως είναι γνωστό από τη θεωρία [17], ο ρυθμός δόσης εξαιτίας των φωτονίων ενέργειας E_γ που εκπέμπει ισότροπη σημειακή μονοενεργειακή πηγή φωτονίων, σε θέση που απέχει απόσταση r (cm) δίνεται σε rad/sec από τη σχέση 3.3:

$$\dot{D}=1.6 \cdot 10^{-8} \left(\frac{\mu_a}{\rho}\right)_{ισω\omega} E_\gamma \cdot \frac{\dot{Q}}{4\pi r^2} \quad (3.3)$$

Η απορροφώμενη δόση δίνεται σε rad από :

$$D=1.6 \cdot 10^{-8} \left(\frac{\mu_a}{\rho}\right)_{ισω\omega} E_\gamma \cdot \frac{Q}{4\pi r^2} \quad (3.4)$$

όπου :

μ_a/ρ : ο μαζικός συντελεστής απορροφήσεως ενέργειας για το υλικό στο οποίο γίνεται ο υπολογισμός της δόσης και για την υπόψη ενέργεια φωτονίων . Τιμές για το μέγεθος αυτό υπάρχουν διαθέσιμες στη βιβλιογραφία.

\dot{Q} : ο ρυθμός με τον οποίο εκπέμπει φωτόνια η πηγή (φωτόνια·s⁻¹).

Q : συνολικό πλήθος φωτονίων (φωτόνια).

Στα πλαίσια της ΔΕ έγινε ο υπολογισμός για απόσταση 1.05m από σημειακή πηγή και φωτόνια ενέργειας 500keV. Ως ιστός επιλέχθηκε ο τυποποιημένος κατά ICRU

μαλακός ιστός (four-component). Για το υλικό αυτό ο συντελεστής $\mu_a/\rho = 0.03267 \text{ cm}^2/\text{g}$ [53]. Αυτό το είδος ιστού επελέγη διότι διατίθεται στη βάση δεδομένων των υλικών του κώδικα PENELOPE, οπότε μπορεί να γίνει άμεσα η σύγκριση των θεωρητικών υπολογισμών με τα αποτελέσματα της προσομοίωσης.

Σύμφωνα με τον θεωρητικό υπολογισμό, για $Q = 10^9$ φωτόνια, η απορροφώμενη δόση είναι ίση με $2.05919 \cdot 10^{-6} \text{ rad}$.

Για τον υπολογισμό του ρυθμού δόσης μέσω της προσομοίωσης χρησιμοποιήθηκαν δύο ανιχνευτές, αντιδιαμετρικά τοποθετημένοι και σε απόσταση 1.05m (το κέντρο τους) έκαστος από την σημειακή πηγή. Στα θετικά του άξονα βρίσκεται ανιχνευτής αποτιθέμενης ενέργειας ενώ στα αρνητικά, ανιχνευτής δόσης. Το υλικό των ανιχνευτών ήταν τυποποιημένος κατά ICRU μαλακός ιστός (ICRU 4-component). Μεταξύ των ανιχνευτών και της πηγής παρεμβάλλεται κενό.

Για τον υπολογισμό αυτό έγιναν μία σειρά από προσομοιώσεις, με διαφορετικό πλήθος ιστοριών φωτονίων για να ελεγχθεί η επίδραση του πλήθους των ιστοριών στην ακρίβεια των αποτελεσμάτων.

3.4.1 Διαδικασία προσομοίωσης με χρήση του user code PENMAIN

Καταρχήν πρέπει να επισημανθεί ότι εντολές που παρατίθενται στη συνέχεια δίνονται σε command prompt. Επιπλέον, για τη δημιουργία των εκτελέσιμων προγραμμάτων σε fortran 77, στα πλαίσια της ΔΕ χρησιμοποιήθηκε ο μεταγλωττιστής g77 που είναι διαθέσιμος από την ιστοσελίδα

<http://www.geocities.com/Athens/Olympus/5564>

Επισημαίνεται ότι, προκειμένου να είναι δυνατή η χρήση του μεταγλωττιστή της fortran και του προγράμματος gnuplot, πρέπει αρχικά να εκτελεστεί ένα αρχείο batch όπως το psetup.bat που διατίθεται με το πακέτο PENELOPE. Το psetup.bat παρατίθεται στο Παράρτημα 2. Το πρόγραμμα αυτό τρέχει σε command prompt αλλά με την εντολή :

```
psetup
```

Το πρώτο βήμα πριν την έναρξη της προσομοίωσης είναι να δημιουργηθούν τα αρχεία δεδομένων.

3.4.1.1 Η δημιουργία του αρχείου δεδομένων των υλικού .mat

Το αρχείο δεδομένων των υλικών, όπως έχει προαναφερθεί στην παράγραφο 3.2.2 δεν δημιουργείται από το χρήστη σε μορφή ASCII, αλλά δημιουργείται με τη βοήθεια ειδικού προγράμματος, το οποίο είναι διαθέσιμο σε μορφή πηγαίου κώδικα και έχει την ονομασία material.f και το οποίο ανατρέπει στις βάσεις δεδομένων του πακέτου PENELOPE. Το αντίστοιχο εκτελέσιμο πρόγραμμα δημιουργείται με την εντολή:

```
g77 -O material.f -o material.exe
```

και εκτελείται με την εντολή:

```
material.exe
```

Το πρόγραμμα material παρέχει τη δυνατότητα επιλογής έτοιμων υλικών από λίστα υλικών (Παράρτημα 2) και δημιουργία υλικών με εισαγωγή των συστατικών τους. Αυτό γίνεται μέσω του παρακάτω παραθύρου διαλόγου:

```
Select one option (1 or 2):  
1: Enter composition data from the keyboard  
2: Read them from the file pdcompos.p05
```

Στη συγκεκριμένη εφαρμογή ακολουθήθηκε η απλούστερη διαδικασία και επιλέχθηκε απλώς ένα υλικό από τη λίστα.

Στη συνέχεια ζητείται ο καθορισμός του κωδικού του υλικού.

```
Enter material identification number ...
```

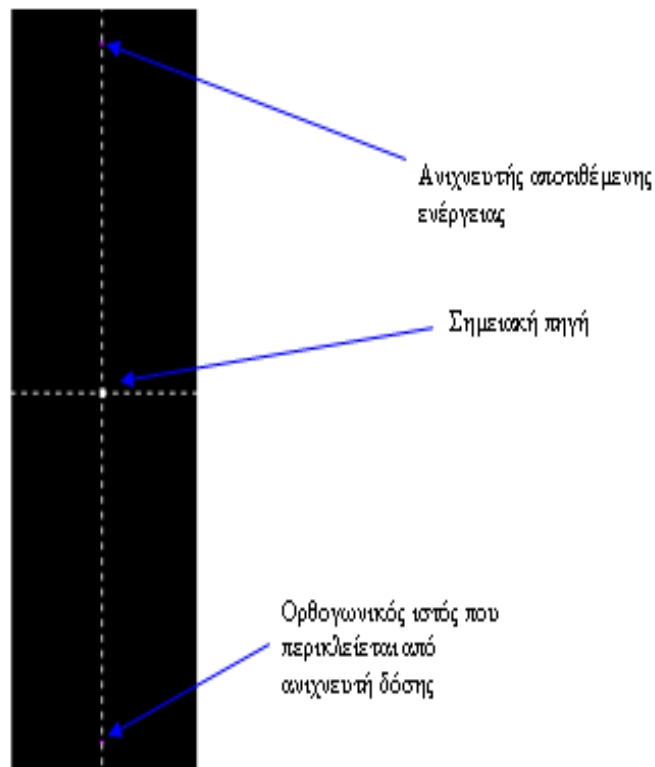
Για τη συγκεκριμένη εφαρμογή, ο κωδικός του υλικού tissue, soft (ICRU four-component) είναι 263. Μετά την επιλογή, παρουσιάζονται στην οθόνη ορισμένα δεδομένα για το υλικό, όπως η πυκνότητα, ο αριθμός ηλεκτρονίων ανά άτομο κλπ και ο χρήστης ερωτάται αν θέλει να τροποποιήσει ορισμένα από αυτά. Στα πλαίσια της εφαρμογής αυτής δεν επελέγη να γίνει καμία τροποποίηση. Τέλος, ζητείται ο καθορισμός του ονόματος για το αρχείο υλικού. Για τη συγκεκριμένη εφαρμογή επελέγη το όνομα tissue(4-comp).mat. Είναι απαραίτητο να γραφτεί ο τύπος του αρχείου δηλαδή το .mat. ΠΡΟΣΟΧΗ: Για να δημιουργηθεί το αρχείο .mat πρέπει το πρόγραμμα να εκτελεστεί

στο φάκελο που περιέχει τη βάση δεδομένων. Η διαδρομή αυτή είναι η `.\penelope\pendbase`. Σε επόμενες παραγράφους θα αναπτυχθούν και άλλες δυνατότητες του προγράμματος material.

3.4.1.2 Η δημιουργία του αρχείου γεωμετρίας .geo

Το αρχείο δεδομένων γεωμετρίας 2det.geo για την εφαρμογή, δημιουργήθηκε σύμφωνα με όσα αναφέρονται στην παράγραφο 3.4. Το αρχείο γεωμετρίας (Σχήμα 3.8) παρατίθεται στο τέλος του κεφαλαίου. Τα σώματα 1 και 2, που αντιστοιχούν στους δύο ανιχνευτές που θα χρησιμοποιηθούν, είναι ορθογώνια παραλληλεπίπεδα. Για τη δημιουργία ενός ορθογωνίου χρειάζεται να δημιουργηθεί ένα BODY που θα συνδυάζει τις επιφάνειες που αποτελείται το ορθογώνιο. Ουσιαστικά πρόκειται για τα επίπεδα στους άξονες x,y,z με τους σχετικούς προσανατολισμούς του. Το υλικό των σωμάτων διαβάζεται από το αρχείο .mat που δημιουργούμε.

Τέλος, στο αρχείο εισόδου χρησιμοποιήθηκαν 2 ανιχνευτές, ένας ανιχνευτής αποτιθέμενης ενέργειας και ένας ανιχνευτής δόσης. Επειδή ο ανιχνευτής δόσης μπορεί να έχει μόνον σχήμα ορθογωνίου παραλληλεπίπεδου, επελέγη και ο ανιχνευτής αποτιθέμενης ενέργειας να έχει το ίδιο σχήμα και διαστάσεις, έτσι ώστε να είναι συγκρίσιμα τα αποτελέσματά τους. Η απεικόνιση του αρχείου γεωμετρίας παρουσιάζεται στο Σχήμα 3.9.



Σχήμα 3.9: Η απεικόνιση του αρχείου γεωμετρίας

3.4.1.3 Η δημιουργία του αρχείου εισόδου .in

Το αρχείο δεδομένων εισόδου 2det.in, το οποίο δημιουργήθηκε σύμφωνα με όσα αναφέρονται στην παράγραφο 3.4, παρατίθεται στο Σχήμα 3.10. Σχετικά με το παραπάνω αρχείο εισόδου έχουμε πρέπει να γίνουν οι εξής παρατηρήσεις:

Ως ανιχνευτής αποτιθέμενης ενέργειας θεωρήθηκε το σώμα 1, δηλαδή ο ιστός που βρίσκεται στα θετικά του άξονα των z, ενώ ο ανιχνευτής δόσης συμπίπτει γεωμετρικά με το σώμα 2. Επειδή όμως στον ορισμό του ανιχνευτή δόσης δε μπορεί να ορισθεί κάποιο σώμα, ορίστηκε ορθογώνιο παραλληλεπίπεδο που περικλείει το σώμα 2. Επιπροσθέτως, ο αριθμός των προσομοιώσεων που έχει δηλωθεί στο παρόν αρχείο είναι ένα μόνο από τα διάφορα σενάρια κατά την εφαρμογή αυτή.


```

TITLE 2 dectors receiving radiation

>>>>>>> Source definition.
SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 0.50e6 [Initial energy (monoenergetic sources only)]
SPOSIT 0 0 0 [Coordinates of the source]
SDIREC 0 0 [Beam axis direction angles, in deg]
SAPERT 180 [Beam aperture, in deg]

>>>>>>> Material data and simulation parameters.
NMAT 1 [Number of different materials, .1e.10]
SIMPAN 1 0.5e5 0.5e3 0.5e5 0.1 0.1 0.5e4 0.5e3 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]

The following material data file must be copied from directory
..\mains\pencyl\ to the working directory.
PFNAME tissue(4-comp).mat [Material definition file, 20 chars]

>>>>>>> Geometry definition file.
GEOMFN 2det.geo [Geometry definition file, 20 chars]

>>>>>>> Emerging particles. Energy and angular distributions.
NBE 1e3 1.3e6 100 [E-interval and no. of energy bins]
NBTH 45 [No. of bins for the polar angle THETA]
NBPH 18 [No. of bins for the azimuthal angle PHI]

>>>>>>> Energy deposition detectors (up to 5).
ENDDT 1e3 1.3e6 100 [Energy window and number of channels]
EDBODY 1 [Active body; one line for each body]

>>>>>>> Dose distribution.
GRIDX -1 1 [X coordinates of the enclosure vertices]
GRIDY -1 1 [Y coordinates of the enclosure vertices]
GRIDZ -101 -100 [Z coordinates of the enclosure vertices]
GRIDBN 1 1 1 [Numbers of bins]

>>>>>>> Job properties
RESUME dump1.dat [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump1.dat [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 2000 [Dumping period, in sec]
NSIMSH 1.0e7 [Desired number of simulated showers]
TIME 1.0e7 [Allotted simulation time, in sec]

```

Σχήμα 3.10: Αρχείο εισόδου 2det.in

3.4.2 Εκτέλεση του κώδικα PENMAIN και αρχεία εξόδου

Για να δημιουργηθεί το εκτελέσιμο του προγράμματος penmain.f χρειάζεται να βρίσκονται στο ίδιο directory με αυτό και τα αρχεία timer.f, penvared.f, pengeom.f και penelope.f. Η δημιουργία του εκτελέσιμου γίνεται με την εντολή:

```
g77 -O penmain.f -o penmain.exe
```

Η εκτέλεση του κώδικα με ένα αρχείο εισόδου (π.χ. το 2det.in) γίνεται με την εντολή:

```
penmain.exe < 2det.in
```

Με την εκτέλεσή του ο κώδικας δημιουργεί μία σειρά από αρχεία αποτελεσμάτων (.dat). Λεπτομέρειες μπορούν να ανευρεθούν στην ΔΕ Αθανασίου [25]. Για την παρούσα εφαρμογή παρουσιάζουν ενδιαφέρον τα παρακάτω αρχεία τα οποία έχουν πληροφορίες που συνδέονται άμεσα ή έμμεσα με το δοσιμετρικό υπολογισμό που θα γίνει:

- Τα αρχεία εξόδου *pm_2d_dose_1.dat* και *pm_2d_dose_1.dat* του ανιχνευτή δόσης (dose enclosure)
- Το αρχείο εξόδου *pm_spc_enddet_1.dat* του ανιχνευτή αποτιθέμενης ενέργειας (energy deposition detector)
- Το γενικό αρχείο εξόδου *penmain.dat* του κώδικα PENMAIN

Στα Σχήματα 3.11 και 3.12 απεικονίζονται δύο τμήματα αρχείων εξόδου του ανιχνευτή δόσης. Και τα δύο αναφέρονται στην απορροφώμενη δόση σε σημεία του πλέγματος.

```
# Dose-map enclosure: XL = -1.000000E+00 cm, XU = 1.000000E+00 cm
#                      YL = -1.000000E+00 cm, YU = 1.000000E+00 cm
#                      ZL = -1.010000E+02 cm, ZU = -1.000000E+02 cm
# Numbers of bins:    NBX = 1, NBY = 1, NBZ = 1
#
# columns 1 to 3: bin indices IX, IY and IZ
# 4th column: dose (eV/g).
# 5th column: statistical uncertainty (3 sigma).
1 1 1 1.24632E-01 8.1E-03
```

Σχήμα 3.11: Το αρχείο εξόδου *pm_2d_dose_1.dat*

```
# Results from PENMAIN. 3D dose distribution.
# Plane # 1 Z= -1.00500E+02 cm
# columns 1 to 3: I1, I2, I3
# columns 4-6: x, y, z (cm).
# 7th column: dose (eV/g).
# 8th column: statistical uncertainty (3 sigma).
1 1 1 1.00000E-07 1.00000E-07 -1.00500E+02 1.24632E-01 8.1E-03
```

Σχήμα 3.12: Τμήμα του αρχείου εξόδου *pm_3d_dose.dat*

Τα αρχεία της μορφής *pm_2d_dose_#.dat* μπορεί να είναι παραπάνω του ενός. Αυτό γιατί το πρόγραμμα χωρίζει τη z συντεταγμένη σε διάφορα επίπεδα και για κάθε ένα από

αυτό, για τις διάφορες τιμές των x , y καταγράφει την απορροφώμενη δόση και την στατιστική αβεβαιότητα της. Στο Κεφάλαιο 4 χρησιμοποιήθηκε κώδικας έτσι ώστε να γίνεται ο διαχωρισμός στο y επίπεδο. Επιπροσθέτως, το συγκεκριμένο αρχείο περιλαμβάνει μία σειρά, γιατί ορίστηκε ένα δομικό στοιχείο σε κάθε άξονα. Αν ορισθούν παραπάνω γραμμές αυξάνονται και οι σειρές. Συγκεκριμένα, προκύπτουν ομάδες όπου για σταθερό x , μεταβάλλονται τα y (όλα αυτά όμως σε αρχείο με σταθερό z).

Σχετικά με τις παραμέτρους, τα I1, I2 και I3 αποτελούν τους δείκτες στο καρτεσιανό σύστημα των δομικών στοιχείων. Κάθε δείκτης μπορεί να πάρει την τιμή 100. Ουσιαστικά κάθε δείκτης περιέχει αριθμητική τιμή αντιστοίχως του άξονα. Το I1 αφορά στον x , το I2 στον y και το I3 στον z . Συνδυάζοντας τις 3 τιμές λοιπόν, προκύπτει ένα δομικό στοιχείο. Οι στήλες 4-6 περιλαμβάνουν τις τιμές των συντεταγμένων στους 3 άξονες, ενώ η στήλη 7 την απορροφώμενη δόση (σε eV/g) και η στήλη 8 τη στατιστική αβεβαιότητα της σε επίπεδο 3σ.

Πρέπει να αναφερθεί πως οι τιμές των συντεταγμένων στους άξονες x , y , z αντιστοιχούν στα κέντρα των δομικών στοιχείων. Περισσότερες λεπτομέρειες θα αναφερθούν στο Κεφάλαιο 5, όπου εξετάζεται περισσότερο το αρχείο εξόδου `rm_2d_det_1.dat`. Επιπροσθέτως, ένα σημείο που χρειάζεται ιδιαίτερη προσοχή είναι ότι η απορροφώμενη δόση που απεικονίζονται στη στήλη 7 είναι ανηγμένη ανά φωτόνιο που προσομοιώθηκε (ανά ιστορία).

Το αρχείο `rm_3d_dose.dat` πρόκειται για αρχείο παρόμοιο με το `rm_2d_det_1.dat`, με εξαίρεση το γεγονός πως δεν περιέχει τις τιμές των x, y, z αλλά τους δείκτες I1, I2, I3 στις 3 πρώτες στήλες. Οι στήλες 4 και 5 αφορούν την απορροφώμενη δόση και τη στατιστική αβεβαιότητα της αντίστοιχα. Σχετικά με τον ανιχνευτή δόσης, παράγεται και το αρχείο `rm_depth_dose.dat` το οποίο απεικονίζει τη δόση κατά βάθος, αλλά στα πλαίσια της παρούσας ΔΕ δεν θα αναλυθεί περαιτέρω.

Το αρχείο εξόδου του ανιχνευτή αποτιθέμενης ενέργειας (Σχήμα 3.13) περιλαμβάνει 3 στήλες. Η πρώτη καταγράφει το μέσο του ενεργειακού καναλιού σε eV. Το ενεργειακό κανάλι (bin) είναι ουσιαστικά, μία κατάτμηση της ενέργειας εκπομπής που έχει οριστεί στο αρχείο εισόδου. Η δεύτερη στήλη περιλαμβάνει τη συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας ($1/(eV \cdot \text{particle})$) της ενεργειακής περιοχής που αντιστοιχεί σε ενέργεια E .

Ουσιαστικά πρόκειται για την πιθανότητα να υπάρξει σωματίδιο που θα εναποθέσει ενέργεια με τιμή που βρίσκεται στο εύρος του αντίστοιχου ενεργειακού καναλιού. Η τρίτη στήλη παρουσιάζει την αβεβαιότητα της συνάρτησης πυκνότητας πιθανότητας. Αν ορισθούν παραπάνω ανιχνευτές αποτιθέμενης ενέργειας στο αρχείο εισόδου, θα προκύψουν και παραπάνω αρχεία εξόδου, ένα για κάθε ανιχνευτή.

```
# Results from PENMAIN. Output from energy-deposition detector # 1
# WARNING: May be strongly biased if interaction forcing is used!
# 1st column: deposited energy (eV).
# 2nd column: probability density (1/(eV*particle)).
# 3rd column: statistical uncertainty (3 sigma).

7.500001E+03  1.084615E-11  2.740232E-12
2.050000E+04  1.015385E-11  2.651336E-12
3.350000E+04  9.846153E-12  2.610855E-12
```

Σχήμα 3.13: Το αρχείο εξόδου pm_spc_enddet_1.dat

Στο Σχήμα 3.14 παρατίθεται τμήμα των αποτελεσμάτων του γενικού αρχείου εξόδου penmain.dat. Το αρχείο penmain.dat παρέχει διάφορες πληροφορίες όπως ο αριθμός των ιστοριών, η ταχύτητα της προσομοίωσης, τα δευτερογενή σωματίδια που εκπέμφθηκαν, τη μέση αποτιθέμενη ενέργεια στα σώματα, τη μέγιστη απορροφώμενη δόση που σημειώνεται στο πλέγμα που έχουμε ορίσει στον ανιχνευτή δόσης κ.α.. Στο παρόν παράδειγμα όπου ορίστηκε μόνο ένα δομικό στοιχείο στο πλέγμα, η πληροφορία αρκεί. Στο κυρίως θέμα της ΔΕ που ορίστηκαν πολλά δομικά στοιχεία, η πληροφορία αυτή δηλώνει σε ποιο από όλα τα δομικά στοιχεία παρατηρήθηκε η μεγαλύτερη απορροφώμενη δόση.

Οι πληροφορίες που αξιοποιούνται συχνότερα και επομένως είναι οι πιο σημαντικές, είναι ο συνολικός αριθμός των ιστοριών και η μέγιστη απορροφώμενη δόση, εφόσον έχει ορισθεί ανιχνευτής δόσης. Στο μέγεθος της απορροφώμενης δόσης όπου δίνεται η αβεβαιότητα μπορούμε να εκτιμήσουμε τη στατιστική των αποτελεσμάτων. Βέβαια, επειδή υπάρχουν πολλά δομικά στοιχεία σε ένα πλέγμα (συνήθως), η αβεβαιότητα αυτών θα είναι διαφορετική από την αβεβαιότητα του δομικού στοιχείου με τη μεγαλύτερη απορροφώμενη δόση.

```

*****
**   Program PENMAIN. Results.   **
*****

Simulation time ..... 1.565537E+04 sec
Simulation speed ..... 6.387584E+04 showers/sec

Simulated primary showers ..... 1.000000E+09

Transmitted primary particles ..... 4.999850E+08
Backscattered primary particles ..... 5.000150E+08
Absorbed primary particles ..... 2.000000E+00

Fractional transmission ..... 4.999850E-01 +- 4.7E-05
Fractional backscattering ..... 5.000150E-01 +- 4.7E-05
Fractional absorption ..... 2.000000E-09 +- 4.2E-09

Secondary-particle generation probabilities:
-----
|           | electrons | photons | positrons |
-----|-----|-----|-----|
| transmitted | 9.200000E-08 | 9.000000E-09 | 0.000000E+00 |
|           | +- 2.9E-08 | +- 9.0E-09 | +- 0.0E+00 |
-----|-----|-----|-----|
| backscattered | 8.700000E-08 | 8.000000E-09 | 0.000000E+00 |
|           | +- 2.8E-08 | +- 8.5E-09 | +- 0.0E+00 |
-----|-----|-----|-----|
| absorbed | 5.090000E-06 | 3.950000E-07 | 0.000000E+00 |
|           | +- 2.3E-07 | +- 6.4E-08 | +- 0.0E+00 |
-----|-----|-----|-----|

Average deposited energies (bodies):
Body 1 ..... 4.858302E-01 +- 3.2E-02 eV (effic. = 1.31E-01)
Body 2 ..... 4.985262E-01 +- 3.2E-02 eV (effic. = 1.36E-01)

Average deposited energies (energy detectors):
Detector # 1 ... 4.858302E-01 +- 3.2E-02 eV (effic. = 1.31E-01)

Maximum dose ... 1.246315E-01 +- 8.1E-03 eV/g (effic. = 1.36E-01)

Last random seeds = 37944765 , 441483009

*** END ***

```

Σχήμα 3.14: Το αρχείο εξόδου penmain.dat

3.4.3 Αποτελέσματα των προσομοιώσεων και σύγκριση με θεωρητικά αποτελέσματα

Στην παράγραφο αυτή θα παρουσιασθούν τα αποτελέσματα του δοσιμετρικού υπολογισμού μέσω της προσομοίωσης για την απλή γεωμετρία που περιγράφεται στην παράγραφο 3.4.1.2. και θα γίνει σύγκριση με τα αντίστοιχα θεωρητικά αποτελέσματα. Επισημαίνεται ότι, για κάθε δομικό στοιχείο του ανιχνευτή δόσης στο αντίστοιχο αρχείο εξόδου καταγράφεται:

- η μέση απορροφώμενη δόση όλων των φωτονίων της προσομοίωσης στο δομικό αυτό στοιχείο. Υπολογίζεται από τη σχέση:

$$\bar{D}_k = \frac{\sum_i^N D_{i,k}}{N} \quad (3.5)$$

όπου

\bar{D}_k : η μέση απορροφώμενη δόση στο k δομικό στοιχείο του ανιχνευτή δόσης, (eV/gr).

D_i : η απορροφώμενη δόση στο k δομικό στοιχείο του ανιχνευτή δόσης εξαιτίας του I φωτονίου της προσομοίωσης.

N : το συνολικό πλήθος των φωτονίων που προσομοιώθηκαν.

- η αβεβαιότητα του παραπάνω μεγέθους, η οποία ταυτίζεται με την τυπική απόκλιση της μέσης τιμής της δόσης σε κάθε δομικό στοιχείο και δίνεται από τη σχέση:

$$\sigma_{\bar{D}_k} = \frac{1}{N} \cdot \sqrt{\sum_i^N D_{i,k}^2 - \frac{\left(\sum_i^N D_{i,k}\right)^2}{N}} \quad (3.6)$$

όπου

$\sigma_{\bar{D}_k}$: η τυπική απόκλιση της μέσης απορροφώμενης δόσης στο k δομικό στοιχείο του ανιχνευτή δόσης

Σημειώνεται ότι στο αρχείο εξόδου δίνεται η αβεβαιότητα της μέσης δόσης σε επίπεδο εμπιστοσύνης 3σ ($3\sigma_{\bar{D}_k}$).

Στον κώδικα renmain.f το μέγεθος $\sum_i^N D_{i,k}$ συμβολίζεται ως YAV ενώ το αντίστοιχο

$3\sigma_{\bar{D}_k}$ ως YERR.

Υπενθυμίζεται ότι μέσω της προσομοίωσης υπολογίσθηκε η δόση σε δύο αντιδιαμετρικά σημεία με δύο διαφορετικούς ανιχνευτές (ανιχνευτή απόθεσης ενέργειας και ανιχνευτή αποτιθέμενης δόσης). Λόγω της συμμετρίας της γεωμετρίας τα δύο σημεία είναι ταυτόσημα και κατά συνέπεια τα αποτελέσματα των αντίστοιχων δοσιμετρικών δεν

πρέπει να διαφέρουν στατιστικά σημαντικά. Για τον έλεγχο της σημαντικότητας της διαφοράς χρησιμοποιήθηκε το U-test.

To U-test

Το U-test συγκρίνει δύο τιμές ενός μεγέθους x_1 , x_2 , οι οποίες συνοδεύονται από τα απόλυτα σφάλματά τους $\delta(x_1)$, $\delta(x_2)$ και ελέγχει κατά πόσον οι δύο τιμές διαφέρουν στατιστικά σημαντικά. Για το λόγο αυτό χρησιμοποιείται η παρακάτω σχέση 3.7 για τον υπολογισμό της παραμέτρου U [27]:

$$U = \frac{|x_1 - x_2|}{\sqrt{(\delta^2(x_1) + \delta^2(x_2))}} \quad (3.7)$$

Τιμή του $U \leq 1.96$ σημαίνει πως σε επίπεδο εμπιστοσύνης 95% οι τιμές x_1 , x_2 δε διαφέρουν στατιστικά σημαντικά, ενώ για $U \geq 2.58$ οι τιμές διαφέρουν σημαντικά σε επίπεδο εμπιστοσύνης 99%. Μεταξύ των δύο αυτών τιμών δε μπορεί να εξαχθεί ασφαλές συμπέρασμα (περιοχή αβεβαιότητας). Να τονισθεί πως το οι τιμές των σφαλμάτων στο U-Test πρέπει να είναι εκφρασμένες σε επίπεδο εμπιστοσύνης 1σ.

3.4.4 Η σύγκριση των αποτελεσμάτων που προκύπτουν από τον ανιχνευτή δόσης και τον ανιχνευτή αποτιθέμενης ενέργειας

Για τον δοσιμετρικό υπολογισμό μέσω των αποτελεσμάτων της προσομοίωσης υπάρχουν οι παρακάτω δυνατότητες:

1. Υπολογισμός με χρήση ανιχνευτή δόσης και των αποτελεσμάτων του αρχείου pm_3d_dose.dat ή pm_2d_dose_1.dat. Ο υπολογισμός αυτός είναι εύκολος και γίνεται άμεσα, καθώς το αρχείο δίνει το αποτέλεσμα της δόσης έτοιμο σε $\text{eV} \cdot \text{g}^{-1} \cdot \text{particle}^{-1}$, μαζί με το αντίστοιχο σφάλμα σε επίπεδο 3σ. Δίνεται δηλαδή η ανά σωματίδιο ενέργεια που αποδίδεται, αν και στο αρχείο pm_3d_dose.dat **εσφαλμένα αναγράφεται** ότι το αποτέλεσμα είναι $\text{eV} \cdot \text{g}^{-1}$. Για τον υπολογισμό της δόσης ανά γραμμάριο θα πρέπει το παραπάνω μέγεθος να πολλαπλασιάζεται με το συνολικό πλήθος ιστοριών που έχουν προσομοιωθεί (particles). Αυτή η πληροφορία είναι διαθέσιμη στο αρχείο αποτελεσμάτων penmain.dat (Σχήμα

- 3.14). Για τον υπολογισμό της συνολικής δόσης στο συγκεκριμένο όγκο αρκεί ο πολλαπλασιασμός με τη μάζα του (m). Για το μαλακό ιστό ICRU 4-component έχουμε $\rho=1\text{g/cm}^3$. Ακόμα ο ανιχνευτής δόσης (dose enclosure) είναι ορθογώνιο παραλληλεπίπεδο με διαστάσεις $2\text{X}2\text{X}1\text{cm}^3=4\text{cm}^3$. Συνεπώς $m=4\text{g}$.
2. Υπολογισμός με χρήση των αποτελεσμάτων του ανιχνευτή αποτιθέμενης ενέργειας που καταγράφονται στο αρχείο `rm_spc_enddet_1` (Σχήμα 3.13). Στην περίπτωση αυτή θα χρειαστούν περισσότεροι υπολογισμοί. Για τον υπολογισμό της δόσης ενδιαφέρουν όλα τα φωτόνια που απόθεσαν ενέργεια στον ανιχνευτή αποτιθέμενης ενέργειας. Αρχικά, θα πρέπει να υπολογισθεί το πλήθος των φωτονίων που έχουν καταγραφεί σε κάθε ενεργειακό διαχωρισμό του αρχείου (`bin`) που αντιστοιχεί σε ενέργεια E $particles(E)$. Αυτό μπορεί να γίνει για κάθε `bin` από τη σχέση 3.8 [28]:

$$particles(E) = pdf(E) \cdot dE \cdot tot_part \quad (3.8)$$

όπου

- `pdf(E)`: η συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας ($1/(\text{eV} \cdot \text{particle})$) της ενεργειακής περιοχής που αντιστοιχεί σε ενέργεια E (η δεύτερη στήλη του αρχείου `rm_spc_enddet_1`).
- `dE`: εύρος ενεργειακού καναλιού (`bin`). Το μέγεθος αυτό καθορίζεται έμμεσα από το χρήστη στο αρχείο δεδομένων. Μπορεί εύκολα να προκύψει και από το αρχείο `rm_spc_enddet_1` με απλή αφαίρεση της ενέργειας δύο διαδοχικών σειρών.
- `tot_part`: το συνολικό πλήθος των φωτονίων, που ισοδυναμεί με το πλήθος.

Ακολούθως, υπολογίζεται η συνολικά αποτιθέμενη ενέργεια στον ανιχνευτή αποτιθέμενης ενέργειας από τη σχέση 3.9:

$$tot_energy = \sum_i E \cdot particles(E) \quad (3.9)$$

Η απορροφώμενη δόση τελικά υπολογίζεται από τη σχέση 3.10:

$$D = \frac{tot_energy}{m} \quad (3.10)$$

Στον Πίνακα 3.1 στην επόμενη σελίδα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα (μη στρογγυλοποιημένα) του υπολογισμού της δόσης και με τις δύο μεθόδους, για μία σειρά

από προσομοιώσεις που έγιναν με διαφορετικό πλήθος ιστοριών (Q), καθώς και η σύγκρισή τους μέσω του U-test. Επισημαίνεται ότι για τον υπολογισμό του σφάλματος του αποτελέσματος μέσω του ανιχνευτή αποτιθέμενης ενέργειας ελήφθησαν υπόψη τα σφάλματα για όλες τις ενεργειακές διαμερίσεις. Έγινε η παραδοχή ότι σφάλμα υπεισέρχεται μόνο στην αποτιθέμενη ενέργεια και όχι στη μάζα. Το τελικό σφάλμα τότε δίνεται από τη σχέση 3.11:

$$\sigma = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x_1}\right)\sigma_1^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial x_2}\right)\sigma_2^2 + \dots + \left(\frac{\partial f}{\partial x_v}\right)\sigma_v^2} \Rightarrow \sigma = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \dots + \sigma_v^2} \quad (3.11)$$

Η ποσοστιαία διαφορά δίνεται από τον τύπο $\frac{D_1 - D_2}{D_1} \cdot 100\%$ (3.12)

όπου D_1 η απορροφώμενη δόση όπως αυτή προκύπτει από τον ανιχνευτή δόσης και D_2 η απορροφώμενη δόση όπως αυτή προκύπτει από τον ανιχνευτή αποτιθέμενης ενέργειας.

Παρατηρώντας τον Πίνακα 3.1 μπορεί διαπιστώνεται ότι δεν παρατηρείται στατιστικά σημαντική διαφορά στον υπολογισμό της δόσης από τις δύο μεθοδολογίες, ακόμα και στην περίπτωση που λόγω του μικρού πλήθους ιστοριών και της συνακόλουθης κακής στατιστικής οι τιμές διαφέρουν πολύ.

Q (φωτόνια)	Ανιχνευτής Δόσης (Dose Enclosure)			Ανιχνευτής αποτιθέμενης ενέργειας (Energy Deposition Detectors)			Ποσοστιαία διαφορά (%)	U
	D (MeV/g)	Σφάλμα (MeV/g)	Σχετικό σφάλμα (%)	D (MeV/g)	Σφάλμα (MeV/g)	Σχετικό σφάλμα (%)		
2E+06	0.14292	0.3000	209.90	0.29962	0.40060	133.67	-110	0.939
1E+07	1.26292	0.8100	64.14	1.02287	0.72378	70.76	19	0.663
5E+07	6.93075	1.9000	27.41	5.55987	1.73176	31.15	20	1.599
1E+08	12.5145	2.5000	19.98	12.1340	2.57017	21.18	3.0	0.318
3E+08	37.4148	4.5000	12.03	36.3575	4.38391	12.06	2.8	0.504
3.5E+08	45.0779	4.9317	10.94	43.0631	4.78723	11.12	4.5	0.879
4.1E+08	52.3896	5.2864	10.10	49.6519	5.13602	10.34	5.2	1.113
1E+09	124.632	8.100	6.50	121.546	8.05077	6.62	2.5	0.810

Πίνακας 3.1: Τα αποτελέσματα των δύο ανιχνευτών

3.4.5 Η σύγκριση των αποτελεσμάτων που προκύπτουν από τον ανιχνευτή δόσης και από τους θεωρητικούς υπολογισμούς

Στον Πίνακα 3.2 στην επόμενη σελίδα παρατίθενται τα αποτελέσματα (μη στρογγυλοποιημένα) του θεωρητικού υπολογισμού της απορροφώμενης δόσης που βασίσθηκε στη σχέση 3.4 για διάφορες τιμές του πλήθους ιστοριών και η σύγκρισή τους με τα αντίστοιχα αποτελέσματα υπολογισμού μέσω προσομοίωσης, με χρήση του ανιχνευτή δόσης. Επισημαίνεται ότι η αβεβαιότητα τους αποτελέσματος του θεωρητικού υπολογισμού θεωρήθηκε ότι είναι αμελητέα σε σχέση με την αβεβαιότητα λόγω της προσομοίωσης και για το λόγο αυτό ελήφθη ίση με 0. Άλλωστε, όπως θα φανεί και παρακάτω, η παραδοχή αυτή είναι προς την ασφαλή πλευρά των υπολογισμών. Επειδή ο θεωρητικός υπολογισμός προκύπτει σε rad, να αναφέρουμε πως $1 \text{ rad} = 6.25 \cdot 10^7 \text{ MeV/g}$. Στον παρακάτω Πίνακα 3.2 στον τύπο της ποσοστιαίας διαφοράς ως D_1 θεωρήθηκε η απορροφώμενη δόση όπως αυτή προκύπτει από την προσομοίωση και D_2 η απορροφώμενη δόση, όπως προκύπτει από τους θεωρητικούς υπολογισμούς.

Q (φωτόνια)	Ανιχνευτής Δόσης (Dose Enclosure)			Θεωρητικός υπολογισμός		Ποσοστιαία διαφορά (%)	U
	D (MeV/g)	Σφάλμα (MeV/g)	Σχετικό σφάλμα (%)	D(rad)	D (MeV/g)		
2E+06	0.14292	0.30000	209.90	4.11839E-09	0.25740	-80	1.145
1E+07	1.26292	0.81000	64.14	2.05919E-08	1.28700	-1.9	0.089
5E+07	6.93075	1.90000	27.41	1.02960E-07	6.43480	7.1	0.783
1E+08	12.5145	2.50000	19.98	2.05919E-07	12.8700	-2.8	0.426
3E+08	37.4148	4.50000	12.03	6.17758E-07	38.6099	-3.2	0.797
3.5E+08	45.0779	4.93166	10.94	7.24836E-07	45.4085	-0.57	0.157
4.1E+08	52.3896	5.28639	10.10	8.38092E-07	52.3351	-0.03	0.031
1E+09	124.632	8.10000	6.50	2.05919E-06	128.700	-1.5	1.507

Πίνακας 3.2: Σύγκριση προσομοίωσης και θεωρητικών υπολογισμών

Από τον Πίνακα 3.2 προκύπτει ότι δεν παρατηρείται στατιστικά σημαντική διαφορά στον υπολογισμό της δόσης θεωρητικά και μέσω προσομοίωσης, ακόμα και στην περίπτωση που λόγω του μικρού πλήθους ιστοριών και της συνακόλουθης κακής στατιστικής οι τιμές διαφέρουν πολύ. Συνεπώς, θεωρείται ότι η μεθοδολογία που

περιγράφηκες προηγουμένως για τον υπολογισμό της δόσης μέσω της προσομοίωσης, μπορεί να θεωρηθεί ότι οδηγεί σε εκτίμηση της δόσης με ικανοποιητική ακρίβεια.

Εξυπακούεται ότι το ίδιο συμπέρασμα θα είχε προκύψει αν είχε ληφθεί υπόψη και η αβεβαιότητα κατά τον θεωρητικό υπολογισμό της δόσης.

Σχήματα Κεφαλαίου 3

```

XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
0000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 1) Plane Z=101.00
INDICES=( 0, 0, 0, 1,-1)
Z-SCALE=( 1.010000000000000E+02, 0)
0000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 2) Plane Z=-101.00
INDICES=( 0, 0, 0, 1, 1)
Z-SCALE=( 1.010000000000000E+02, 0)
0000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 3) x=1
INDICES=( 0, 0, 0, 0, 0)
  AXX=( 0.000000000000000E-00 , 0)
  AXY=( 0.000000000000000E+00 , 0)
  AXZ=( 0.000000000000000E+00 , 0)
  AYY=( 0.000000000000000E-00 , 0)
  AYZ=( 0.000000000000000E+00 , 0)
  AZZ=( 0.000000000000000E-01 , 0)
  AX=( 1.000000000000000E+00 , 0)
  AY=( 0.000000000000000E+00 , 0)
  AZ=( 0.000000000000000E-01 , 0)
  A0=(-1.000000000000000E-00 , 0)
0000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 6) x=-1
INDICES=( 0, 0, 0, 0, 0)
  AXX=( 0.000000000000000E-00 , 0)
  AXY=( 0.000000000000000E+00 , 0)
  AXZ=( 0.000000000000000E+00 , 0)
  AYY=( 0.000000000000000E-00 , 0)
  AYZ=( 0.000000000000000E+00 , 0)
  AZZ=( 0.000000000000000E-01 , 0)
  AX=( 1.000000000000000E+00 , 0)
  AY=( 0.000000000000000E+00 , 0)
  AZ=( 0.000000000000000E-01 , 0)
  A0=( 1.000000000000000E-00 , 0)
0000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 7) y=-1
INDICES=( 0, 0, 0, 0, 0)
  AXX=( 0.000000000000000E-00 , 0)
  AXY=( 0.000000000000000E+00 , 0)
  AXZ=( 0.000000000000000E+00 , 0)
  AYY=( 0.000000000000000E-00 , 0)
  AYZ=( 0.000000000000000E+00 , 0)
  AZZ=( 0.000000000000000E-01 , 0)
  AX=( 0.000000000000000E+00 , 0)
  AY=( 1.000000000000000E+00 , 0)
  AZ=( 0.000000000000000E-01 , 0)
  A0=( 1.000000000000000E-00 , 0)
0000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 8) y=1
INDICES=( 0, 0, 0, 0, 0)
  AXX=( 0.000000000000000E-00 , 0)
  AXY=( 0.000000000000000E+00 , 0)
  AXZ=( 0.000000000000000E+00 , 0)
  AYY=( 0.000000000000000E-00 , 0)
  AYZ=( 0.000000000000000E+00 , 0)
  AZZ=( 0.000000000000000E-01 , 0)
  AX=( 0.000000000000000E+00 , 0)

```

Σχήμα 3.8: Το αρχείο γεωμετρίας της εφαρμογής

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

Προσδιορισμός του ρυθμού δόσης εξαιτίας πηγής HDR βραχυθεραπείας

4.1 Εισαγωγή

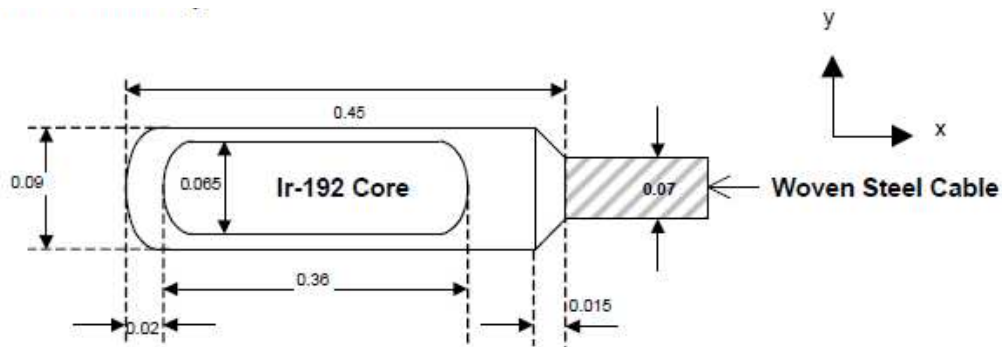
Στο κεφάλαιο αυτό θα παρουσιασθεί η προσπάθεια που έγινε στα πλαίσια της ΔΕ με στόχο τον προσδιορισμό της δόσης που οφείλεται σε μία πηγή βραχυθεραπείας, σε συγκεκριμένη απόσταση από αυτή, κάτι που είναι απαραίτητο για τον χαρακτηρισμό της πηγής, δηλαδή την εκτίμηση της συνολικής ραδιενέργειάς της. Ο προσδιορισμός της δόσης θα γίνει τόσο μέσω θεωρητικών σχέσεων οι οποίες ανευρίσκονται στη βιβλιογραφία, όσο και μέσω προσομοίωσης Monte-Carlo. Όσον αφορά στους υπολογισμούς μέσω προσομοίωσης, αυτοί θα βασισθούν στη μεθοδολογία που παρουσιάστηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο για υπολογισμό δόσης εξαιτίας σημειακής πηγής και στη χρήση του κώδικα PENELOPE. Πρέπει όμως να επισημανθεί ότι στην περίπτωση μίας πηγής βραχυθεραπείας οι δοσιμετρικοί υπολογισμοί είναι πολύ πιο πολύπλοκοι καθώς η πηγή:

- Δεν είναι σημειακή, αλλά έχει όγκο.
- Δεν είναι μονοενεργειακή, αλλά εκπέμπει πολλά φωτόνια διαφόρων ενεργειών.
- Εκπέμπει και ηλεκτρόνια
- Αποτελείται από περισσότερα του ενός υλικά.

Πρέπει εξ αρχής να επισημανθεί ότι η μεθοδολογία που έχει αναπτυχθεί στη βιβλιογραφία για τον υπολογισμό της δόσης πηγών βραχυθεραπείας, με στόχο τον χαρακτηρισμό τους, δεν λαμβάνει υπόψη τα σωματίδια-β που εκπέμπονται από την πηγή, για λόγους που θα γίνουν κατανοητοί στη συνέχεια του Κεφαλαίου. Για το λόγο αυτό, στο παρόν κεφάλαιο δεν γίνεται καθόλου αναφορά στην ύπαρξη των σωματιδίων-β. Στο επόμενο κεφάλαιο, όπου γίνεται πραγματικός δοσιμετρικός υπολογισμός μέσα σε ιστό λαμβάνονται υπόψη και τα σωματίδια-β.

Στα πλαίσια της ΔΕ αποφασίσθηκε το ενδιαφέρον να εστιασθεί σε μία τυπική πηγή HDR βραχυθεραπείας (Σχήμα 4.1). Πρόκειται για πηγή η οποία είχε χρησιμοποιηθεί σε άσκηση διασύγκρισης κωδίκων προσομοίωσης, με σκοπό τον προσδιορισμό του ρυθμού δόσης γύρω από αυτή [29].

Στο κεφάλαιο αυτό θα παρουσιασθεί όλη η μεθοδολογία για τον προσδιορισμό της δόσης σε συγκεκριμένη θέση από την πηγή αυτή. Πριν από τη μεθοδολογία προσομοίωσης θα παρουσιασθεί το σχετικό θεωρητικό μοντέλο.



Σχήμα 4.1: Η γεωμετρία της πηγής HDR όπως ορίστηκε στα πλαίσια της άσκησης διασύγκρισης [29]. Όλες οι διαστάσεις δίνονται σε cm

4.2 Θεωρητικό μοντέλο

Το θεωρητικό μοντέλο βασίζεται στις υποδείξεις που αναφέρονται στον αλγόριθμο TG-43, ο οποίος έχει αναπτυχθεί για τον προσδιορισμό της δόσης εξαιτίας πηγών βραχυθεραπείας. Ο αλγόριθμος αυτός αναπτύχθηκε το 1995 από την American Association of Physicists in Medicine (AAPM) για το δισδιάστατο υπολογισμό δόσης εξαιτίας κυλινδρικών πηγών, όταν το περιβάλλον μέσο είναι νερό [2], [30]. Στον υπολογισμό αυτό υπεισέρχονται μία σειρά από μεταβλητές οι οποίες θα αναλυθούν στη συνέχεια.

4.2.1 Εισαγωγή των βασικών μεταβλητών του προβλήματος

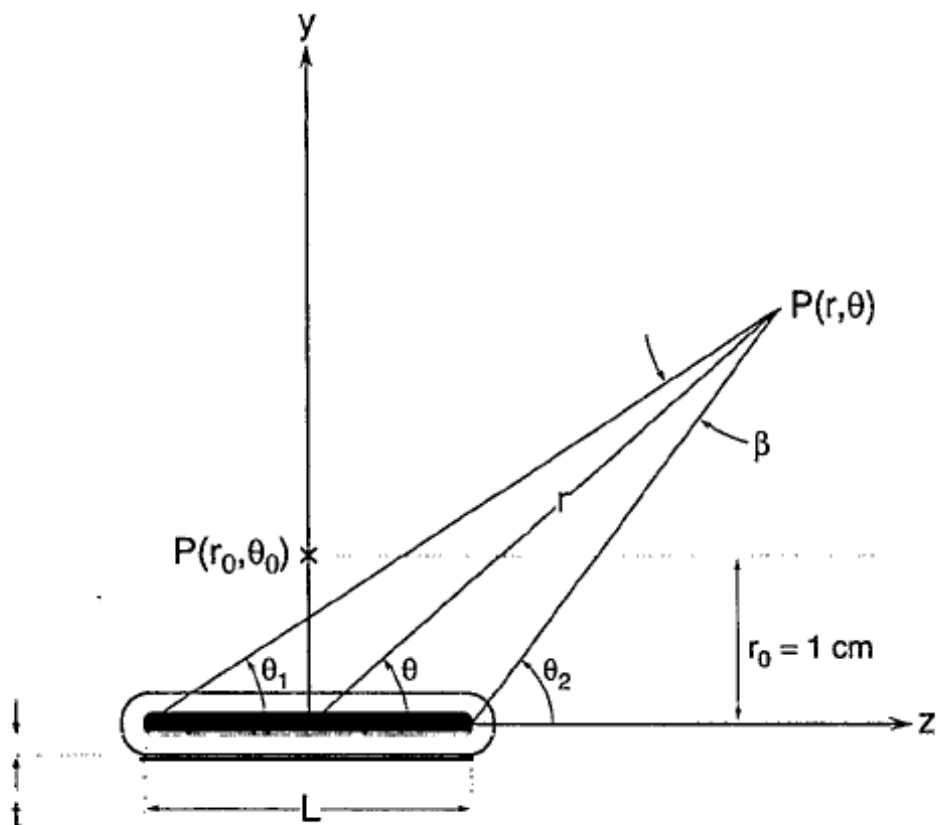
Σύμφωνα με το θεωρητικό μοντέλο [2], [30] ο ρυθμός απορροφώμενης δόσης σε ένα σημείο μπορεί να υπολογισθεί από την παρακάτω σχέση (σχήμα 4.2):

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta) \quad (4.1)$$

όπου:

- r: η απόσταση από το κέντρο της πηγής ως το σημείο ενδιαφέροντος P.
- θ : γωνία που σχηματίζεται από το διάνυσμα r και τον διαμήκη άξονα της πηγής.
- θ_0 : γωνία θ που σχηματίζεται για το σημείο αναφοράς P(r_0, θ_0), ισούται με $\pi/2$.
- r_0 : απόσταση r του σημείου αναφοράς, ισούται με 1cm.
- S_K : air-kerma-strength.
- Λ : σταθερά του ρυθμού δόσης στο νερό.
- G(r, θ): γεωμετρική συνάρτηση.
- G(r_0, θ_0): τιμή της γεωμετρικής συνάρτησης στο σημείο αναφοράς.
- g(r): συνάρτηση της ακτινικής δόσης.
- F(r, θ): συνάρτηση της ανισοτροπίας της πηγής.

Στις παραγράφους που ακολουθούν επεξηγείται η σημασία των μεγεθών αυτών.



Σχήμα 4.2: Μοντέλο της πηγής που χρησιμοποιείται στους θεωρητικούς υπολογισμούς

Για όλα τα μεγέθη που χρησιμοποιούνται στην παραπάνω σχέση διατίθενται στη βιβλιογραφία αναλυτικές σχέσεις και σχετικοί πίνακες με τιμές για κάθε τύπο πηγής. Παρόλο που στα πλαίσια της ΔΕ επελέγη η χρήση πινάκων, στη συνέχεια δίνονται για τα μεγέθη αυτά και σχέσεις υπολογισμού από το δημοσίευμα AAPM REPORT NO.51 [30].

Σημειώνεται ότι για τον ορισμό και την επεξήγηση των χρησιμοποιούμενων μεγεθών κρίνεται απαραίτητη η χρήση ενός σημείου αναφοράς. Ως τέτοιο, για τη βιβλιογραφική αναφορά [30], χρησιμοποιείται το σημείο $P(r_0, \theta_0)$ με $r_0=1\text{cm}$ και $\theta_0=\pi/2$.

4.2.1.1 Air-kerma strength

Το air-kerma strength είναι ένα μέγεθος το οποίο προσδιορίζεται με μέτρηση της έντασης (strength) της πηγής βραχυθεραπείας - σε όρους air-kerma - σε ένα σημείο κατά μήκος του εγκάρσιου άξονα της πηγής στο κενό (free space). Ορίζεται ως: 'το γινόμενο

του ρυθμού air kerma (air-kerma rate), σε μια απόσταση βαθμονόμησης d , για περιβάλλον μέσο κενό $K(d)$, μετρημένο κατά μήκος της εγκάρσιας διχοτόμου της πηγής, επί το τετράγωνο της απόστασης, δηλαδή δίνεται από τη σχέση:

$$S_K = K(d) \cdot d^2 \quad (4.2)$$

Οι μονάδες του air-kerma strength είναι το $1U = 1\mu\text{Gym}^2\text{h}^{-1} = 1\text{cGycm}^2\text{h}^{-1}$. Πρακτικά, η απόσταση d πρέπει να είναι αρκετά μεγάλη ώστε η πηγή να μπορεί να θεωρηθεί μαθηματικό σημείο.

Ο προσδιορισμός του ρυθμού air-kerma πραγματοποιείται μέσω της διαδικασίας βαθμονόμησης σε πρωτεύον εργαστήριο. Πραγματοποιείται σε αέρα και στη συνέχεια γίνονται διορθώσεις ως προς το συντελεστή εξασθένησης του αέρα, ανάλογα και με την ενέργεια των φωτονίων, ώστε να γίνεται αναφορά σε περιβάλλον μέσο κενό. Το μέγεθος air-kerma strength εκτιμάται σε τυποποιημένη απόσταση βαθμονόμησης, η οποία συνήθως επιλέγεται να είναι ίση με 1m.

Οι τιμές του S_K για την εφαρμογή του θεωρητικού μοντέλου (σχέση 4.1) που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα ΔΕ, προκύπτουν από δεδομένα της βιβλιογραφίας [31], [32], [33]. Όπως θα περιγραφεί και στη συνέχεια, στη βιβλιογραφία συνήθως παρέχονται τιμές για το λόγο του air kerma strength προς την ενεργότητα (A) της πηγής (S_K/A).

4.2.1.2 Η σταθερά του ρυθμού δόσης Λ

Ο ορισμός του S_K αναφέρεται σε περιβάλλον μέσο κενό. Ωστόσο το θεωρητικό μοντέλο που εφαρμόζεται, αναφέρεται σε περιβάλλον μέσο νερό. Για να ληφθεί υπόψη η διαφορά αυτή χρησιμοποιείται το μέγεθος Λ , η σταθερά του ρυθμού δόσης.

Η σταθερά του ρυθμού δόσης Λ ορίζεται ως ο ρυθμός δόσης στο νερό και σε απόσταση 1cm από τον εγκάρσιο άξονα πηγής, της οποίας το air-kerma strength είναι ίσο με 1U. Κατά συνέπεια, για οποιαδήποτε πηγή, η δόση στο σημείο αναφοράς $P(1\text{cm}, \pi/2)$ προκύπτει από το ακόλουθο γινόμενο:

$$\dot{D}(r_0, \theta_0) = \Lambda \cdot S_K \quad (4.3)$$

Από τον ορισμό του μεγέθους Λ προκύπτουν οι μονάδες του $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$. Η τιμή του Λ , δίνεται στη βιβλιογραφία [34], [35], [54]. Από τον ορισμό του μεγέθους γίνεται επίσης κατανοητό ότι λαμβάνονται υπόψη η γεωμετρία και η χωρική κατανομή της ραδιενέργειας της πηγής βαθμονόμησης καθώς και φαινόμενα αυτοαπορρόφησης και σκεδάσεων στα υλικά γύρω από την πηγή.

4.2.1.3 Η συνάρτηση γεωμετρίας, $G(r, \theta)$

Προχωρώντας περαιτέρω την ανάλυση και συνθέτοντας τη σχέση 4.1 του εφαρμοζόμενου θεωρητικού μοντέλου, εισάγεται η συνάρτηση γεωμετρίας προκειμένου να ληφθεί υπόψη και η επίδραση της χωρικής κατανομής της ραδιενέργειας της εξεταζόμενης πηγής, στον υπολογιζόμενο ρυθμό δόσης στο σημείο $P(r, \theta)$.

Στη σχέση 4.1 πέρα από τον παράγοντα $G(r, \theta)$, εμφανίζεται και ο $G(r_0, \theta_0)$, δηλαδή η τιμή της συνάρτησης γεωμετρίας για το σημείο αναφοράς. Αυτό συμβαίνει γιατί όπως φάνηκε στη σχέση 4.3, το γινόμενο των μεγεθών S_K και Λ ισούται με το ρυθμό δόσης στο σημείο (r_0, θ_0) . Προκειμένου να ληφθεί υπόψη και για το γινόμενο αυτό η χωρική κατανομή της ραδιενέργειας της χρησιμοποιούμενης πηγής, εισάγεται ο όρος $G(r_0, \theta_0)$.

Η σχέση 4.4 αποτελεί τη σχέση ορισμού της συνάρτησης γεωμετρίας.

$$G(r, \theta) = \frac{\int_V \left[\frac{\rho(r') dV'}{|r' - r|^2} \right]}{\int_V \rho(r') dV'} \quad (4.4)$$

όπου:

$G(r, \theta)$: η συνάρτηση γεωμετρίας για το σημείο με πολικές συντεταγμένες (r, θ)

r' : διάνυσμα θέσης σημείου με συντεταγμένες (x', y', z') εντός των ορίων της πηγής

dV' : στοιχειώδης όγκος της πηγής στο σημείο r'

$\rho(r')$: συνάρτηση ειδικής ραδιενέργειας της πηγής στο σημείο r'

r : η απόσταση από το κέντρο της πηγής ως το σημείο ενδιαφέροντος

θ : η γωνία που σχηματίζεται από το διάνυσμα r και τον διαμήκη άξονα της πηγής

Καθώς για την εφαρμογή της σχέσης (4.4) απαιτείται η γνώση της συνάρτησης της ειδικής ραδιενέργειας της πηγής και δεδομένου ότι δεν είναι πάντοτε εύκολος ο προσδιορισμός της [2], [30], συνήθως γίνονται οι ακόλουθες παραδοχές:

- παραδοχή σημειακής πηγής:

$$G(r, \theta) = \frac{1}{r^2} \quad (4.5)$$

- παραδοχή γραμμικής πηγής:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin \theta} \quad (4.6)$$

όπου

L: το ενεργό μήκος της πηγής, δηλαδή το μήκος του τμήματος της πηγής στο οποίο περιέχεται το ραδιενεργό υλικό (^{192}Ir core του Σχήματος 4.1).

β : η γωνία που σχηματίζεται από τις νοητές γραμμές που συνδέουν τα άκρα του ενεργού τμήματος της πηγής με το σημείο ενδιαφέροντος P(r, θ) όπως φαίνεται και στο Σχήμα 4.2.

Με βάση τις διαστάσεις της εξεταζόμενης πηγής, όπως δίνονται και στο Σχήμα 4.1, προκύπτει ότι, για τους υπολογισμούς που θα ακολουθήσουν, μπορεί να γίνει η υπόθεση γραμμικής πηγής. Κατά συνέπεια στη συνέχεια του κεφαλαίου γίνεται χρήση της σχέσης 4.6. Από τις σχέσεις (4.4) – (4.6) προκύπτει ότι το μέγεθος G(r, θ) δίνεται σε μονάδες αντίστροφης επιφάνειας.

Η συνάρτηση γεωμετρίας, δε λαμβάνει υπόψη φαινόμενα απορροφήσεων και σκεδάσεων στο περιβάλλον μέσο. Για να συμπεριληφθούν και αυτά στον υπολογισμό του ρυθμού δόσης, στην εξίσωση 4.1 εισάγεται το γινόμενο των μεγεθών g(r) και F(r, θ). Τα μεγέθη αυτά αναλύονται ακολούθως.

4.2.1.4 Η συνάρτηση ακτινικής δόσης, g(r)

Η συνάρτηση της ακτινικής δόσης εκφράζει την επίδραση, στον υπολογιζόμενο ρυθμό δόσης, των φαινομένων απορρόφησης και σκέδασης στο μέσο, κατά μήκος του εγκάρσιου άξονα της πηγής ($\theta_0 = \pi/2$). Δίδεται από τη σχέση 4.7:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) \cdot G(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) \cdot G(r, \theta_0)} \quad (4.7)$$

Ο υπολογισμός της είναι σχετικός, λαμβάνοντας υπόψη το ρυθμό απορροφώμενης δόσης στο σημείο αναφοράς. Μπορεί να επηρεαστεί από την εξασθένηση των φωτονίων λόγω της θωράκισης και του υλικού της πηγής. Στην παράγραφο 4.3.4 θα παρουσιασθεί αναλυτική σχέση που σχετίζεται τις τιμές που μπορεί να πάρει η συνάρτηση αυτή με τη γεωμετρία της πηγής.

4.2.1.5 Η συνάρτηση ανισοτροπίας

Η συνάρτηση ανισοτροπίας εκφράζει την ανισοτροπία της κατανομής του ρυθμού δόσης γύρω (και όχι σε συγκεκριμένη γωνία, όπως στην περίπτωση του $g(r)$) από την πηγή λόγω των φαινομένων απορρόφησης και σκέδασης της ακτινοβολίας στο μέσο (στη συγκεκριμένη περίπτωση στο νερό). Ορίζεται ως:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) \cdot G(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0) \cdot G(r, \theta)} \quad (4.8)$$

Αυτή η συνάρτηση εκφράζει τη γωνιακή κύμανση του ρυθμού δόσης σε κάθε απόσταση περί την πηγή, εξαιτίας της αυτοεξασθένησης (self-filtration), της πλάγιας εξασθένησης (oblique filtration) των πρωτογενών (παρθενικών φωτονίων) στο υλικό της θωράκισης και της σκέδασης των φωτονίων στο μέσο.

Όπως αναφέρεται στη βιβλιογραφία [30] η συνάρτηση γεωμετρίας $G(r, \theta)$ χρησιμοποιείται στις σχέσεις 4.7 και 4.8 στον αριθμητή και τον παρανομαστή προκειμένου να απαλειφθεί η επίδραση της εξασθένησης της δόσης εξαιτίας του νόμου του αντιστρόφου τετραγώνου. Εξαιτίας των υψηλών κλίσεων της συνάρτησης του ρυθμού δόσης με την απόσταση (dose rate gradient) οι οποίες παρατηρούνται κοντά στις πηγές ενδοϊστικής βραχυθεραπείας (interstitial sources), είναι δύσκολο να γίνει ακριβής υπολογισμός του ρυθμού δόσης σε αποστάσεις μικρότερες των 5mm από την πηγή. Επιπροσθέτως, η μεγάλη κύμανση του ρυθμού δόσης που προκύπτει από το νόμο του αντιστρόφου τετραγώνου, θα απαιτούσε υπερβολικά μεγάλους πίνακες αποτελεσμάτων μετρήσεως, προκειμένου να είναι δυνατή η ικανοποιητική παρεμβολή για ενδιάμεσες τιμές του ρυθμού δόσης. Ως αποτέλεσμα, αμελώντας με την προσέγγιση αυτή την επίδραση του νόμου του αντιστρόφου τετραγώνου, η παρεμβολή αλλά και η επέκταση

των προφίλ δόσεων οι οποίες έχουν μετρηθεί για απόσταση 5-10mm, καθίστανται πιο ακριβείς.

Επισημαίνεται ότι η τιμή της συνάρτησης ανισοτροπίας, μειώνεται [2] καθώς:

- Η τιμή του r μειώνεται (Σχήματα 4.3, 4.4 και 4.5 στο τέλος του κεφαλαίου).
- Το θ τείνει στις τιμές 0° και 180° (Σχήμα 4.3, 4.4 και 4.5 στο τέλος του κεφαλαίου).
- Το πάχος της θωράκισης αυξάνει.
- Η ενέργεια των φωτονίων αυξάνει.

Για την εφαρμογή του θεωρητικού μοντέλου, όπως θα περιγραφεί και αναλυτικά στη συνέχεια, οι τιμές της συνάρτησης ανισοτροπίας παρέχονται από πίνακες της βιβλιογραφίας [54].

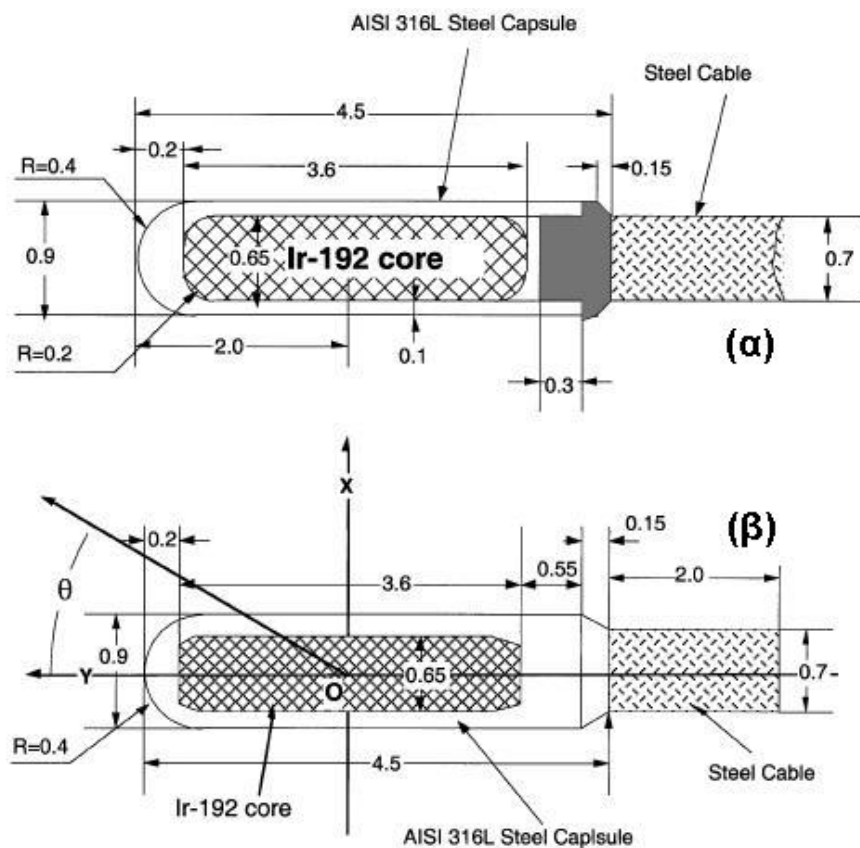
4.3 Δοσιμετρικοί υπολογισμοί βάσει του θεωρητικού μοντέλου

Στην παράγραφο αυτή παρατίθενται οι δοσιμετρικοί υπολογισμοί που έγιναν στα πλαίσια της ΔΕ, με στόχο τον υπολογισμό του ρυθμού δόσης σε συγκεκριμένη θέση κοντά σε μία πηγή βραχυθεραπείας. Οι υπολογισμοί αυτοί βασίστηκαν στο θεωρητικό μοντέλο που παρουσιάστηκε προηγουμένως.

Το πρόβλημα με το οποίο καταπιάνεται η παρούσα ΔΕ αφορά στον υπολογισμό του ρυθμού απορροφώμενης δόσης γύρω από την πηγή του Σχήματος 4.1. Καθώς από τους διοργανωτές της άσκησης διασύγκρισης [29], δεν αναφέρεται ο τύπος της εξεταζόμενης πηγής, αναζητήθηκαν στη βιβλιογραφία τυποποιημένες πηγές οι οποίες να προσεγγίζουν την εξεταζόμενη αλλά και να παρέχονται για αυτή οι τιμές των απαιτούμενων μεγεθών για την εφαρμογή του θεωρητικού μοντέλου.

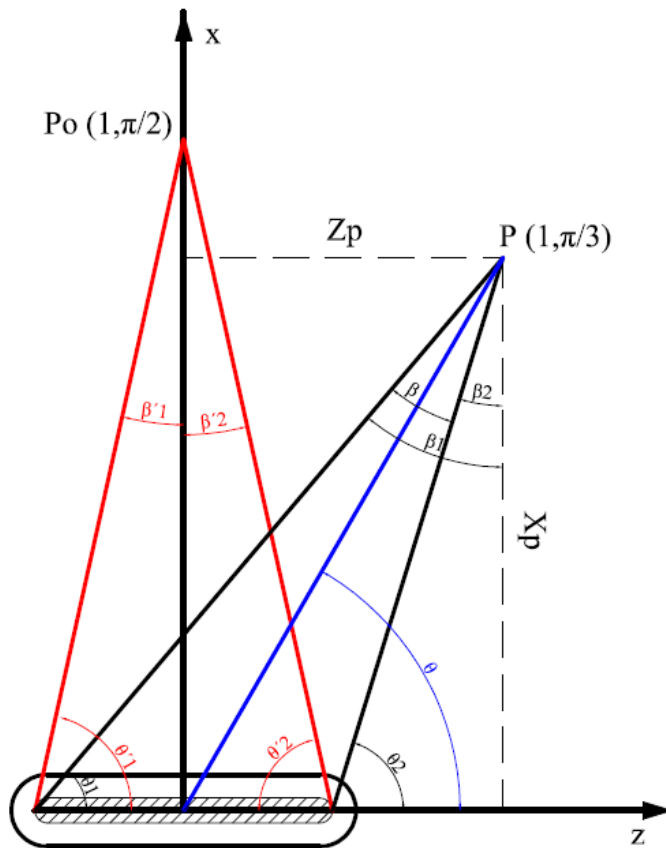
Στα πλαίσια της αναζήτησης προέκυψε ότι η πηγή που προσεγγίζει ικανοποιητικά την πηγή της άσκησης διασύγκρισης [29] είναι η microSelectron v2 της εταιρείας Nucletron. Στο Σχήμα 4.6.α, παρουσιάζονται οι διαστάσεις της πηγής όπως παρέχονται από τον κατασκευαστή. Από τη σύγκριση των Σχημάτων 4.1 και 4.6, προκύπτει ότι μοναδική διαφορά μεταξύ των δύο πηγών αποτελεί η διαμόρφωση των άκρων του ενεργού (^{192}Ir core) τμήματός τους. Ωστόσο η διαφορά δε φαίνεται να είναι σημαντική. Για την εύρεση των τιμών των απαιτούμενων μεγεθών, για την εφαρμογή του

θεωρητικού μοντέλου χρησιμοποιούνται τα αποτελέσματα μελέτης του πανεπιστημίου του Carleton [54] για την πηγή microSelectron v2. Στα πλαίσια της μελέτης αυτής, κατασκευάστηκε μοντέλο, για την πραγματοποίηση προσομοιώσεων, της συγκεκριμένης πηγής, το οποίο δίνεται στο Σχήμα 4.6.β. Προσεκτική παρατήρηση του μοντέλου οδηγεί στο συμπέρασμα ότι, έχει πραγματοποιηθεί εκ νέου τροποποίηση της διαμόρφωσης των άκρων του ενεργού τμήματος της πηγής. Οι διαφοροποιήσεις αυτές ωστόσο δεν αναμένεται να επηρεάσουν σημαντικά τα τελικά αποτελέσματα – συμπεράσματα.



Σχήμα 4.6: α) Η γεωμετρία της πηγής microselectron v.2 όπως δίνεται από τον κατασκευαστή [36]
β) Το μοντέλο προσομοίωσης της πηγής microselectron v.2 [54]

Για την πηγή αυτή επελέγη να γίνει ο υπολογισμός του ρυθμού δόσης στο σημείο $P(1, \pi/3)$. Όπως θα φανεί στη συνέχεια η επιλογή του σημείου αυτού διευκολύνει αρκετούς υπολογισμούς. Στο Σχήμα 4.7 που ακολουθεί, παρουσιάζονται όλα τα γεωμετρικά μεγέθη που θα χρησιμοποιηθούν στους υπολογισμούς.



Σχήμα 4.7: Εφαρμογή του θεωρητικού μοντέλου για το σημείο $P(1, \pi/3)$

Για $r=1\text{cm}$ και $\theta=60^\circ$ αποδεικνύεται εύκολα ότι ισχύει

- $X_p = r \sin \theta = 0.867\text{cm}$,
- $Z_p = r \cos \theta = 0.5\text{cm}$.

Όπως αναφέρθηκε προηγούμενα, το θεωρητικό μοντέλο δε λαμβάνει υπόψη τη συνεισφορά των ηλεκτρονίων. Προκειμένου να μην εισάγονται σφάλματα στην αρχική αυτή υπόθεση επιλέγεται το συγκεκριμένο σημείο μελέτης ώστε και πρακτικά η επίδραση των σωματιδίων-β της πηγής να μπορεί να θεωρηθεί αμελητέα. Το φάσμα των σωματιδίων-β της συγκεκριμένης πηγής αναλύεται στο επόμενο κεφάλαιο. Στο σημείο αυτό όμως είναι σκόπιμο να αναφερθεί ότι η υψηλότερη ενέργεια των σωματιδίων-β της πηγής είναι ίση με 667.5keV . Αρκεί λοιπόν να αποδειχθεί ότι ηλεκτρόνια της μέγιστης αυτής ενέργειας δεν έχουν επαρκή εμβέλεια για να φτάσουν στο σημείο P.

Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία [17], μία σχέση κατάλληλη για τον υπολογισμό της κατ' επέκταση εμβέλειας των σωματιδίων-β είναι η σχέση των Katz και Penfold, η οποία ισχύει για την ενεργειακή περιοχή $0.01\text{MeV} < E < 3\text{MeV}$ και για υλικό Al.

$$R(\text{mg} / \text{cm}^2) = 412 \cdot e^{1.265 - 0.0954 \cdot \ln E} \quad (4.9)$$

Για ενέργεια σωματιδίων-β 0.6675 MeV , προκύπτει:

$$R = 243.253 \text{ mg} / \text{cm}^2 \Rightarrow R = 0.243253 \text{ g} / \text{cm}^2$$

Προκειμένου να βρεθεί η κατ' επέκταση εμβέλεια των σωματιδίων-β στο νερό χρησιμοποιείται η παρακάτω σχέση:

$$R_{Al} \cdot \rho_{Al} = R_{\text{νερού}} \cdot \rho_{\text{νερού}} \quad (4.10)$$

Με δεδομένα ότι $\rho_{Al} = 2.699 \text{ g/cm}^2$, $\rho_{\text{νερού}} = 1 \text{ g/cm}^2$ προκύπτει ότι τελικά η κατ'επέκταση εμβέλεια των σωματιδίων-β στο νερό είναι $0.6492 \text{ cm} < r = 1 \text{ cm}$. Επομένως σωστά έγινε η υπόθεση της μη συμβολής των ηλεκτρονίων στον υπολογιζόμενο ρυθμό δόσης στο σημείο $P(1, \pi/3)$.

Στις παραγράφους που ακολουθούν παρατίθεται η διερεύνηση που έγινε στα πλαίσια της ΔE για την εύρεση των τιμών των μεγεθών (S_K , Λ , $G(r, \theta)$, $g(r)$, $F(r, \theta)$) που απαιτούνται για την εφαρμογή του θεωρητικού μοντέλου στο σημείο υπολογισμού P, προκειμένου να καταστεί δυνατός τελικά ο υπολογισμός του ρυθμού δόσης στο σημείο αυτό.

4.3.1 Προσδιορισμός του μεγέθους air-kerma strength, S_K

Σχετικά με το μέγεθος air-kerma strength S_K έγινε βιβλιογραφική ανασκόπηση η οποία απέφερε αρκετές πληροφορίες για την υπόψη πηγή ^{192}Ir . Σε μια μελέτη που πραγματοποιήθηκε για θεραπεία στον τράχηλο της μήτρας [31], οπότε και χρησιμοποιείται η πηγή microSelectron v2, η τιμή του μεγέθους S_K ελήφθη ίση με $4.08 \cdot 10^4 \text{ U}$. Παραπλήσιες είναι και οι τιμές άλλων πηγών ^{192}Ir που χρησιμοποιούνται στην HDR βραχυθεραπεία. Ενδεικτικά αναφέρονται:

- η πηγή VariSource wire model VS2000 της Varian Oncology Systems με $S_K = (10.28 \pm 0.05) \cdot 10^{-8} \text{ U/Bq}$ [32]. Σύμφωνα με τα τεχνικά χαρακτηριστικά της πηγής

αυτής [37] η ραδιενέργεια της υπολογίζεται ίση με $10\text{Ci}=37\cdot 10^{10}\text{Bq}$, οπότε $S_K=38036\pm 185\text{U}$.

- Στο IAEA TECDOC 1079 [33] αναφέρεται για πηγή ^{192}Ir η τιμή $S_K/A=0.108\mu\text{Gyh}^{-1}\text{MBq}^{-1}\text{m}^2$ που ισοδυναμεί με $S_K=39996\text{U}$, κάνοντας την υπόθεση ότι η ραδιενέργεια της πηγής είναι ίση με 10Ci . Επισημαίνεται ότι στην περίπτωση αυτή δεν διευκρινίζεται κατά πόσον πρόκειται για πηγή LDR ή HDR, αλλά η ίδια η τιμή του λόγου S_K/A οδηγεί στην υπόθεση της HDR πηγής.

Στα πλαίσια της ΔΕ επελέγη να χρησιμοποιηθεί η τιμή $S_K=4.08\cdot 10^4\text{U}$.

4.3.2 Προσδιορισμός της τιμής της σταθεράς του ρυθμού δόσης, Λ

Όσον αφορά στη σταθερά Λ , στη βιβλιογραφία ανευρίσκονται διάφορες τιμές. Συγκεκριμένα, στον πίνακα 4.1 [35], για την πηγή microSelectron v2, δίδονται οι τιμές του Λ για την περίπτωση του σημείου αναφοράς ($1, \pi/2$) αλλά και για λόγους σύγκρισης και του σημείου ($0.2, \pi/2$), συνοδευόμενες από την αβεβαιότητά τους. Επισημαίνεται ότι, για την εξεταζόμενη εφαρμογή το σημείο r_0 βρίσκεται επί του κάθετου στην πηγή άξονα και σε απόσταση $r_0=1\text{cm}$ από το κέντρο της, οπότε η τιμή του Λ είναι περί το $1.11\text{cGy}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{U}^{-1}$.

Author	Method	Λ (cGy h ⁻¹ U ⁻¹)	Abs. Uncertainty
R. E. P. Taylor, D. W. O. Rogers ⁶	voxel at 100 cm	1.109	0.002
R. E. P. Taylor, D. W. O. Rogers ⁶	$r_0 = 0.2$ cm / voxel at 100 cm	22.73	0.02
G. M. Daskalov <i>et al</i> ¹	extrap	1.108	0.001
Ruqing Wang, X. Allen Li ⁷	$r_0 = 0.2$ cm / voxel at 100 cm	22.75	0.03

Πίνακας 4.1: Τιμές του Λ και στατιστική αβεβαιότητα

Άλλη βιβλιογραφική πηγή [34] παρουσιάζει τον πίνακα 4.2 με τιμές του λόγου $\Lambda/G(r_0, \theta_0)$ για διάφορες πηγές και για $r_0 = 1\text{cm}$ και $\theta_0 = \pi/2$. Για την πηγή του προβλήματος, Nucletron New Design, η οποία ουσιαστικά είναι η microSelectron v2 απλά ονομάζεται με αυτό τον τρόπο στη συγκεκριμένη αναφορά, η τιμή του λόγου ισούται με $1.120\text{cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}\text{cm}^2$.

Source	Active length, L (mm)	Active diameter (mm)	Total diameter (mm)	Distance from active edge to source tip (mm)	$\Lambda/(G(r=1\text{ cm}, \theta=\pi/2))$ ($\text{cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}\text{cm}^2$)
BEBIG (this study)	3.5	0.6	1.0	0.84	1.119
Nucletron new design [12]	3.6	0.6	0.9	0.2	1.120
GammaMed 12i [6,7]	3.5	0.6	1.1	0.86	1.129
Varian new [3]	5	0.34	0.59	1.0	1.124
Buchler [5]	1.3	1.0	1.6	1.0	1.117

Πίνακας 4.2: Τιμές $\Lambda/G(1,\pi/2)$ [34]. Η πηγή που χρησιμοποιείται στην παρούσα ΔΕ, microSelectron v2, αναφέρεται στον πίνακα ως Nucletron new design

Προκειμένου λοιπόν να υπολογισθεί η τιμή του Λ , έγινε υπολογισμός της τιμής του $G(1, \pi/2)$ σύμφωνα με τη σχέση 4.6 της γραμμικής προσέγγισης η οποία και επαναλαμβάνεται ακολούθως:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin \theta} \quad (4.6)$$

Στην παραπάνω σχέση ισχύει $r=1\text{cm}$ και $\theta=\pi/2$. Επιπλέον από τα τεχνικά χαρακτηριστικά της πηγής (Σχήμα 4.1), $L=0.36\text{cm}$. Υπενθυμίζεται ότι ως γωνία β ορίζεται η γωνία που σχηματίζεται από τις νοητές γραμμές που συνδέουν τα άκρα του ενεργού τμήματος της πηγής με το σημείο ενδιαφέροντος, στη προκειμένη περίπτωση το $P_0(1,\pi/2)$. Από το σχήμα 4.7 προκύπτει ότι:

$$\beta = \beta'_1 + \beta'_2 \quad (4.11)$$

Επιπλέον ισχύει:

$$\beta'_1 = \beta'_2 = \arctan\left(\frac{L/2}{r_0}\right) = 10.2^\circ \quad (4.12)$$

άρα $\beta = 20.4^\circ$ ή 0.356rad . Τελικά $G(1, \pi/2) = 0.989\text{cm}^{-2}$ και $\Lambda = 1.108\text{cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}$.

Όπως προκύπτει από τον παραπάνω υπολογισμό, η τιμή του Λ είναι σε συμφωνία με την τιμή του Πίνακα 4.1. Στα πλαίσια της ΔΕ αποφασίσθηκε να χρησιμοποιηθεί η τιμή $\Lambda=1.108\text{cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}$.

4.3.3 Προσδιορισμός της τιμής της συνάρτησης γεωμετρίας, $G(r,\theta)$

Για τον υπολογισμό της τιμής της συνάρτησης γεωμετρίας $G(r,\theta)$, στο σημείο $P(1,\pi/3)$, όπως αναφέρθηκε και στην παράγραφο 4.2.1.3, εφαρμόζεται η γραμμική προσέγγιση για την πηγή. Συγκεκριμένα θα χρησιμοποιηθεί η σχέση 4.6.

Για τη σχέση αυτή είναι γνωστό ότι, $r=1\text{cm}$, $\theta=\pi/3$, $L=0.36\text{cm}$ (Σχήμα 4.1) ενώ θα πρέπει να υπολογιστεί η γωνία β , με βάση το Σχήμα 4.7. Από το σχήμα αυτό προκύπτει ότι:

$$\beta = \beta_1 - \beta_2 \quad (4.13)$$

Επιπλέον

$$\beta_1 = \arctan\left(\frac{Z_p + \frac{L}{2}}{X_p}\right) \text{ και } \beta_2 = \arctan\left(\frac{Z_p - \frac{L}{2}}{X_p}\right) \quad (4.14)$$

Με αντικατάσταση στις σχέσεις (4.13) των τιμών των $X_p=0.867\text{cm}$ και $Z_p=0.5\text{cm}$ (παράγραφος 4.3), προκύπτει ότι, $\beta_1=38.1^\circ$ και $\beta_2=20.3^\circ$ και τελικά $\beta=17.8^\circ$ ή 0.311rad . Με αντικατάσταση όλων των μεγεθών στη σχέση 4.6 προκύπτει η ζητούμενη τιμή του $G(1,\pi/3)$ ίση με 0.998cm^{-2} .

4.3.4 Προσδιορισμός της τιμής της συνάρτησης της ακτινικής δόσης, $g(r)$

Στην παράγραφο αυτή περιγράφεται ο τρόπος προσδιορισμού της τιμής της συνάρτησης της ακτινικής δόσης για το εξεταζόμενο σημείο $P(1, \pi/3)$, $g(1)$.

Η εξίσωση της συνάρτησης $g(r)$ αναζητήθηκε στη βιβλιογραφία [54]. Παρέχονται δύο διαφορετικές εκφράσεις (σχέσεις 4.15 και 4.16) που αφορούν στην περιοχή $0.2 - 20\text{cm}$. Οι μορφές των εξισώσεων έχουν προκύψει από τα δεδομένα του Σχήματος 4.8 [54] το οποίο παρατίθεται στο τέλος του κεφαλαίου.

Ακολουθως δίνονται οι μορφές της εξεταζόμενης συνάρτησης:

$$g(r) = (a_0 r^{-2} + a_1 r^{-1} + a_2 + a_3 r + a_4 r^2 + a_5 r^3) \cdot e^{-a_6 r} \quad (4.15)$$

όπου οι τιμές των συντελεστών της σχέσης 4.15 δίνονται στον πίνακα 4.3

$\alpha_0(\text{cm}^2)$	$\alpha_1(\text{cm})$	α_2	$\alpha_3(\text{cm}^{-1})$	$\alpha_4(\text{cm}^{-2})$	$\alpha_5(\text{cm}^{-3})$	$\alpha_6(\text{cm}^{-1})$
8.2166E-04	6.3598E-03	9.8048E-01	1.3689E-01	6.4290E-03	1.9392E-04	1.2180E-01

Πίνακας 4.3: Οι τιμές των συντελεστών της εξίσωσης 4.15

$$g(r) = (a_0 + a_1 r + a_2 r^2 + a_3 r^3 + a_4 r^4 + a_5 r^5) \quad (4.16)$$

όπου οι τιμές των συντελεστών της σχέσης 4.16 δίνονται στον πίνακα 4.4

α_0	$\alpha_1(\text{cm}^{-1})$	$\alpha_2(\text{cm}^{-2})$	$\alpha_3(\text{cm}^{-3})$	$\alpha_4(\text{cm}^{-4})$	$\alpha_5(\text{cm}^{-5})$
9.9261E-01	7.8168E-03	-2.1387E-04	-2.2267E-04	1.4463E-05	-2.8518E-07

Πίνακας 4.4: Οι τιμές των συντελεστών της εξίσωσης 4.16

Για τη θέση $P(1, \pi/3)$, όπου $r = 1\text{cm}$ προκύπτει και από τις δύο συναρτήσεις ότι $g(r) = 1$. Η τιμή αυτή είναι αναμενόμενη, καθώς αντικαθιστώντας στη σχέση 4.7, $r=r_0=1\text{cm}$ προκύπτει $g(r_0)=1$.

4.3.5 Προσδιορισμός της τιμής της συνάρτησης ανισοτροπίας

Η συνάρτηση ανισοτροπίας $F(r, \theta)$ δίδεται από διαγράμματα και πίνακες [54] για συνδυασμούς τιμών της ακτίνας r και γωνίας θ , όπως αυτά που παρατίθενται στο τέλος του κεφαλαίου (Πίνακες 4.5 και 4.6, Σχήματα 4.3-4.5). Τα διαγράμματα δίνουν την τιμή της συνάρτησης για τιμές του $r(\text{cm}) = 0,25 \div 20$. Πλεονέκτημα των πινάκων είναι ότι δίδουν την τιμή της συνάρτησης ανισοτροπίας και τη στατιστική αβεβαιότητα που τη συνοδεύει.

Σύμφωνα με τους Πίνακες 4.5 και 4.6 για $r = 1\text{cm}$ και $\theta = 60^\circ$, $F(1, \pi/3) = 0.983 \pm 0.19\%$.

4.3.6 Ο υπολογισμός του ρυθμού δόσης με βάση το θεωρητικό μοντέλο

Με διαθέσιμα πλέον όλα τα δεδομένα είναι δυνατός ο υπολογισμός του ρυθμού δόσης για την πηγή microSelectron v2, που εξετάζεται στη θέση P(1, $\pi/3$) μέσω της σχέσης 4.1. Ο ρυθμός δόσης υπολογίσθηκε σε:

$$\dot{D}(1, \pi/3) = (4.08 \cdot 10^4 U) \cdot (1.108 cGy h^{-1} U^{-1}) \cdot \frac{(0.998 cm^{-2})}{(0.989 cm^{-2})} \cdot 1 \cdot 0.983 \Rightarrow$$

$$\dot{D}(1, \pi/3) = 44878.49 cGy h^{-1}$$

Για την παραπάνω τιμή του ρυθμού δόσης δεν εκτιμήθηκε η αβεβαιότητα, καθώς δεν είναι διαθέσιμα σχετικά δεδομένα για όλες τις παραμέτρους που υπεισέρχονται στη σχέση 4.1.

4.4 Δοσιμετρικοί υπολογισμοί μέσω του κώδικα προσομοίωσης

PENELOPE

Στην παράγραφο αυτή θα παρουσιασθεί η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε για τον υπολογισμό του ρυθμού δόσης στη θέση P(1, π/3) της πηγής της άσκησης διασύγκρισης [29], (Σχήμα 4.1), μέσω της προσομοίωσης Monte-Carlo. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε το κυρίως πρόγραμμα PENMAIN του κώδικα PENELOPE, ο οποίος έχει παρουσιασθεί στο προηγούμενο κεφάλαιο. Αρχικά, στην παράγραφο αυτή θα παρουσιασθούν τα αρχεία γεωμετρίας, εισόδου και υλικών που χρησιμοποιήθηκαν στην υπόψη προσομοίωση.

4.4.1 Η δημιουργία του αρχείου υλικού .mat

Όπως παρατηρούμε στο Σχήμα 4.1 της πηγής ^{192}Ir της άσκησης διασύγκρισης [29] αλλά και στο Σχήμα 4.6.a στο οποίο περιγράφεται η πηγή microSelectron v2, η οποία όπως έχει ήδη αναφερθεί προσεγγίζει την εξεταζόμενη πηγή, η πηγή περιβάλλεται από θωράκιση, ενώ διαθέτει και ένα χαλύβδινο άκρο από το οποίο συνδέεται με το κατάλληλο χαλύβδινο σύρμα προώθησης. Επίσης ένα άλλο υλικό που πρέπει να περιληφθεί στο αρχείο δεδομένων υλικού είναι το υλικό που περιβάλλει την πηγή. Το υλικό της θωράκισης είναι ανοξειδωτος χάλυβας [29], τύπου AISI 316L, ο οποίος αποτελείται κατά βάρος από 2% Mn, 1% Si, 17% Cr, 12% Ni, 68% Fe και έχει πυκνότητα 8.02g/cm^3 . Το υλικό της πηγής είναι ιρίδιο με πυκνότητα 22.42g/cm^3 . Στη βιβλιογραφική αναφορά [29] δίνεται η πυκνότητα του χαλύβδινου σύρματος προώθησης ίση με 4.81g/cm^3 , ωστόσο, ελλείψει άλλων δεδομένων σχετικών με τη σύστασή του, γίνεται η παραδοχή ίδιας σύστασης με το χαλύβδινο υλικό της θωράκισης.

Το περιβάλλον μέσο είναι νερό. Συγκεκριμένα επιλέγεται από τη βάση δεδομένων του κώδικα το υλικό water (liquid) με κωδικό 278 και το ιρίδιο με κωδικό 77. Συνεπώς, θα πρέπει να παραχθούν δεδομένα για τέσσερα υλικά (ο χάλυβας με διαφορετική πυκνότητα θεωρείται διαφορετικό υλικό). Συγκεκριμένα, θα παραχθούν τέσσερα αρχεία τα οποία εν συνεχεία θα ενοποιηθούν.

Η δημιουργία των αρχείων γίνεται με χρήση του προγράμματος material.exe. Με εξαίρεση το υλικά νερό και ιρίδιο για τα οποία θα γίνει επιλογή από τη βάση δεδομένων του κώδικα, τα υπόλοιπα υλικά (μίγματα) θα σχηματισθούν από τα επιμέρους συστατικά τους, μέσω του προγράμματος material.exe που διατίθεται με τον κώδικα PENELOPE. Ακολούθως περιγράφονται τα βήματα για σχηματισμό του αρχείου .mat:

A) Αφού εκτελεστεί το πρόγραμμα material.exe πληκτρολογείται 1 στην περίπτωση που ο χρήστης επιθυμεί τη σύνθεση υλικού το οποίο δεν υπάρχει διαθέσιμο στη βάση δεδομένων του κώδικα ενώ επιλέγει 2 στην αντίθετη περίπτωση. Για την εξεταζόμενη εφαρμογή χρησιμοποιήθηκε η επιλογή 1 για τα υλικά της θωράκισης και του χαλύβδινου σύρματος προώθησης. Αντίθετα, η επιλογή 2 χρησιμοποιήθηκε για τον ορισμό των υλικών του ενεργού τμήματος της πηγής και του περιβάλλοντος μέσου.

Select one option (1 or 2):
1: Enter composition data from the keyboard
2: Read them from the file pdcompos.p05

B) Αμέσως μετά πληκτρολογείται το όνομα του υλικού. Στην περίπτωση για παράδειγμα του υλικού της θωράκισης, επελέγη ο όρος encapsulation.

Enter material name, for your information (no more than 60 characters)...

Γ) Για την περίπτωση κατά την οποία στο βήμα A χρησιμοποιήθηκε η επιλογή 1 το πρόγραμμα ρωτά τον αριθμό των διαφόρων στοιχείων που αποτελούν το υλικό. Το υλικό της θωράκισης για παράδειγμα αποτελείται από 5 στοιχεία όπως αναφέρεται και παραπάνω. Αντίθετα, στην περίπτωση που επιλέχθηκε η επιλογή 2 το πρόγραμμα συνεχίζει από το βήμα H.

Chemical formula:
Number of elements in the molecule...

Δ) Το επόμενο βήμα μετά τον καθορισμό του αριθμού των στοιχείων είναι η εισαγωγή του στοιχειομετρικού τύπου (επιλογή 1) ή της κατά βάρους αναλογίας των στοιχείων στο μίγμα (επιλογή 2).

Select one option (1 or 2)

- 1: Enter chemical (stoichiometric) formula
- 2: Enter fraction by weigh of each element

Ε) Για την περίπτωση ορισμού μίγματος αφού επιλεγεί η κατά βάρους εισαγωγή των στοιχείων, για καθένα από τα στοιχεία εισάγονται 2 δεδομένα. Πρώτα, ο ατομικός αριθμός και εν συνεχεία η κατά βάρους αναλογία. Ο τρόπος με τον οποίο δημιουργείται το τελικό αρχείο με τη σύστασή του εξεταζόμενου υλικού περιγράφεται αναλυτικά σε προηγούμενη ΔΕ [18].

Ζ) Το προτελευταίο βήμα είναι η εισαγωγή της πυκνότητας σε g/cm^3 . Ο χρήστης ερωτάται κατά πόσον επιθυμεί να αλλάξει την πυκνότητα.

Enter mass density (g/cm^3)

Η) Τέλος, πληκτρολογείται το όνομα του δημιουργημένου υλικού. Είναι καλή πρακτική να δίνεται το ίδιο όνομα με αυτό που δόθηκε στο βήμα (Β).

PENELOPE'S material data file is being created.

Enter path + name for this file (up to 80 characters)...

Επαναλαμβάνοντας τα παραπάνω βήματα για κάθε υλικό, δημιουργήθηκαν τέσσερα αρχεία υλικών, ένα για κάθε υλικό του προβλήματος που εξετάζεται:

- το αρχείο encapsulation.mat, για τη θωράκιση της πηγής
- το αρχείο core.mat, για το ενεργό τμήμα της πηγής (^{192}Ir)
- το αρχείο woven.mat για το χαλύβδινο σύρμα προώθησης
- το αρχείο water.mat, για το περιβάλλον μέσο, νερό

Με την παρακάτω εντολή τα τέσσερα αρχεία ενοποιούνται σε ένα μοναδικό αρχείο υλικού με την ονομασία hdr.mat:

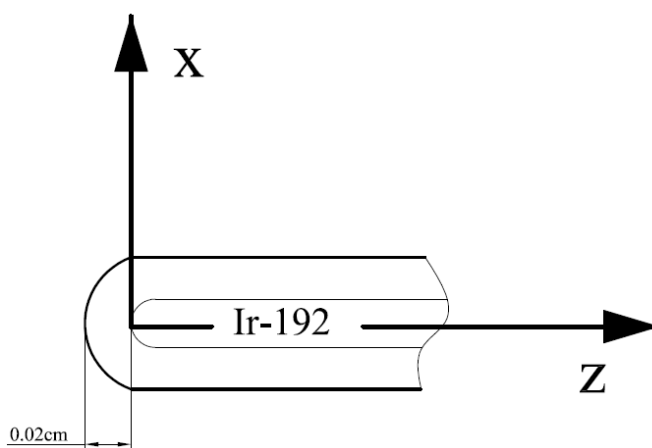
copy encapsulation.mat+core.mat+woven.mat+water.mat hdr.mat

Σύμφωνα με τους περιορισμούς που θέτει το κυρίως πρόγραμμα μπορούν να χρησιμοποιηθούν μέχρι δέκα υλικά σε κάθε αρχείο υλικών. Η σειρά με την οποία εισάγονται τα αρχεία των επιμέρους υλικών έχει σημασία, καθώς σε κάθε ένα από αυτά αποδίδεται ένας αύξων αριθμός, ο οποίος χρησιμοποιείται στη συνέχεια στο αρχείο γεωμετρίας .geo. Έτσι, για τη συγκεκριμένη εφαρμογή ως υλικό 1 θα αναφέρεται το υλικό της θωράκισης, ως υλικό 2 το υλικό του ενεργού τμήματος της πηγής, ιρίδιο, ως υλικό 3 το υλικό του χαλύβδινου σύρματος προώθησης και τέλος ως υλικό 4 το υλικό του περιβάλλοντος μέσου, νερό.

4.4.2 Η δημιουργία του αρχείου γεωμετρίας .geo

Το επόμενο βήμα είναι η δημιουργία του αρχείου γεωμετρίας του προβλήματος. Για να πραγματοποιηθεί το βήμα αυτό θα πρέπει να είναι γνωστή η γεωμετρία του συστήματος με κάθε λεπτομέρεια. Στο Σχήμα 4.1 δίνεται το μεγαλύτερο μέρος των απαιτούμενων πληροφοριών για την κατασκευή του αρχείου γεωμετρίας της πηγής. Πληροφορίες που δεν δίνονται στο σχήμα περιγράφονται στη βιβλιογραφική αναφορά [29]. Για παράδειγμα αναφέρεται ότι, άκρο της θωρακίσεως είναι τμήμα ημισφαιρίου διαμέτρου 0.122cm και τα άκρα του ενεργού τμήματος της πηγής (πυρήνας) είναι ημισφαίρια διαμέτρου 0.065cm.

Για την κατασκευή του αρχείου γεωμετρίας ορίζεται ως αρχή του ορθοκανονικού συστήματος συντεταγμένων το αριστερό άκρο του ενεργού τμήματος της πηγής. Αποδεικνύεται ότι μέσω απλών τριγωνομετρικών σχέσεων η τομή του κυλινδρικού τμήματος της θωρακίσεως και της ημικυκλικής διαμόρφωσης της θωράκισης βρίσκεται στην αρχή του ορθοκανονικού συστήματος όπως φαίνεται και στη λεπτομέρεια του Σχήματος 4.9.



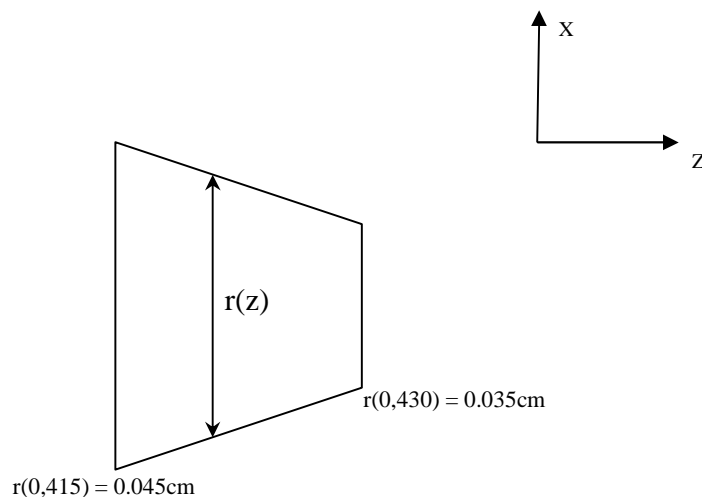
Σχήμα 4.9 : Λεπτομέρεια του σχήματος της εξεταζόμενης πηγής στην οποία φαίνεται η αρχή του ορθοκανονικού συστήματος συντεταγμένων που χρησιμοποιήθηκε για την κατασκευή του αρχείου γεωμετρίας

Ο ορισμός της πηγής και της θωράκισης στο αρχείο .geo μπορεί να γίνει εύκολα με ορισμό των αντίστοιχων ημισφαιρικών και κυλινδρικών επιφανειών και σωμάτων. Ωστόσο θα πρέπει να εισαχθεί και το κωνικό τμήμα της θωράκισης (Σχήμα 4.1), σημείο σύνδεσης με το χαλύβδινο σύρμα προώθησης. Για την εισαγωγή της συγκεκριμένης κωνικής επιφάνειας πρέπει σύμφωνα με όσα έχουν αναφερθεί στην παράγραφο 3.2.3.1 να προσδιοριστεί η συνάρτηση η οποία την περιγράφει

Χρησιμοποιείται η σχέση:

$$x^2 + y^2 = r(z)^2 \quad (4.17)$$

Προκειμένου να γίνει εισαγωγή της παραπάνω σχέσης (4.17) στο αρχείο γεωμετρίας θα πρέπει η εξίσωση να γραφτεί ως προς τις μεταβλητές x , y , z . Η τιμή της ακτίνας του κώνου, r , αποτελεί συνάρτηση της μεταβλητής z . Με δεδομένες τις τιμές της ακτίνας στα άκρα του κωνικού τμήματος, όπως φαίνεται και στο Σχήμα 4.10 προκύπτει η συνάρτηση $r(z)$, σχέση (4.18) η οποία θα είναι της μορφής $r(z)=az+\beta$.



Σχήμα 4.10 : Λεπτομέρεια του σχήματος της εξεταζόμενης πηγής στην οποία φαίνεται η κωνική διαμόρφωση της θωράκισης

Με βάση τα προηγούμενα:

$$\begin{aligned} 0.045 &= 0.415\alpha + \beta \\ 0.035 &= 0.430\alpha + \beta \end{aligned} \quad \text{άρα } \alpha = -0.6667 \text{ και } \beta = 0.3217.$$

Η γραμμική σχέση λοιπόν είναι η

$$r = -0.6667z + 0.3217 \quad (4.18)$$

Με αντικατάσταση στη σχέση (4.17) προκύπτει η εξίσωση 4.19:

$$x^2 + y^2 - 4.444z^2 + 4.289z - 1.0347 = 0 \quad (4.19)$$

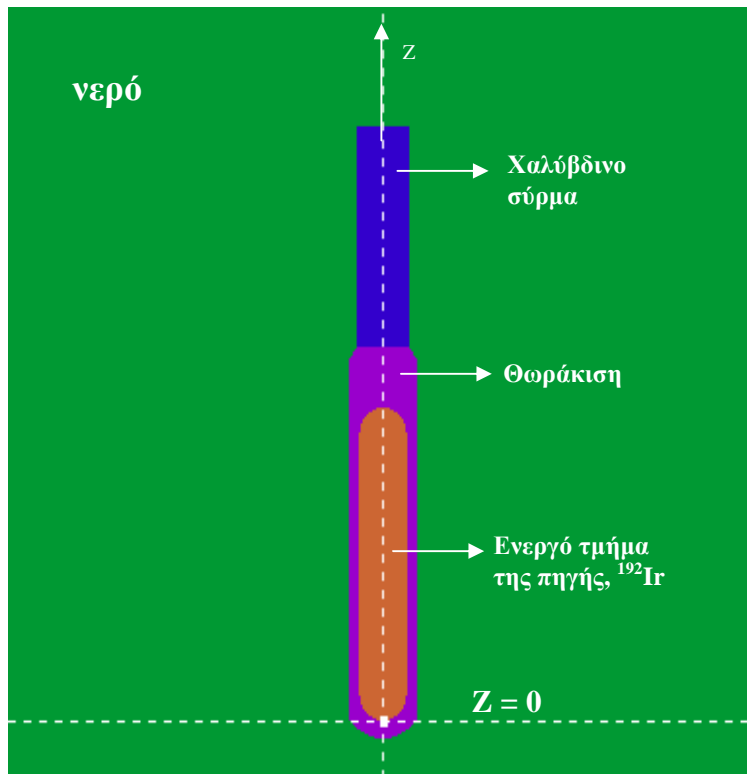
Στο αρχείο γεωμετρίας οι συντελεστές είναι γραμμένοι με περισσότερα δεκαδικά.

Επισημαίνεται ότι η κωνική επιφάνεια αποφασίσθηκε να ορισθεί με χρήση της αναλυτικής μορφής του κώνου, του οποίου τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά εκτιμήθηκαν παραπάνω.

Στο Σχήμα 4.11 στο τέλος του κεφαλαίου, παρατίθεται το αρχείο γεωμετρίας της πηγής (hdr.geo), η οποία περιβάλλεται από νερό. Πρέπει να επισημανθεί ότι η συνολική γεωμετρία του συστήματος πηγής-απορροφητή οριοθετείται από ένα ορθογώνιο παραλληλεπίπεδο, το οποίο περιβάλλει την πηγή, σε αρκετή απόσταση από αυτή. Οι επιφάνειες του παραλληλεπιπέδου οριοθετούν την περιοχή ενδιαφέροντος, στην οποία πραγματοποιούνται οι αλληλεπιδράσεις και καταγράφονται τα σχετικά μεγέθη. Σε περίπτωση που φωτόνια ή σωματίδια εξέλθουν από την επιφάνεια αυτή, αυτόματα τερματίζεται η ιστορία τους.

Κατά τη δημιουργία του αρχείου γεωμετρίας, είναι προτιμότερο να ξεκινάει κανείς από τις συνιστώσες που βρίσκονται εσωτερικά - στη συγκεκριμένη περίπτωση τον πρώτα τον πυρήνα ιριδίου. Αυτό ορίσθηκε από τρία σώματα (sfaira 2, sfaira 3, cylinder 2). Γενικά, είναι προτιμότερο να κατασκευάζονται πρώτα οι εσωτερικές διαμορφώσεις, έτσι ώστε αν χρειαστεί να πληρωθεί κάποιος χώρος με υλικό, να χρησιμοποιηθεί η εντολή MODULE μεταξύ της εσωτερικής γεωμετρίας και μίας εξωτερικής επιφάνειας. Αυτό έγινε και στη συγκεκριμένη γεωμετρία ώστε το εσωτερικό του εξωτερικού κυλίνδρου και το εξωτερικό του πυρήνα ιριδίου να πληρωθεί με ανοξείδωτο χάλυβα. Θα πρέπει στο σημείο αυτό να αναφερθεί ότι το για το μήκος του χαλύβδινου σύρματος επελέγη αυθαίρετα η τιμή 0.25cm, καθώς θεωρήθηκε ότι, λόγω της θέσης του σύρματος σε σχέση με την πηγή, μεγαλύτερο μήκος δεν θα επιδρά στα αποτελέσματα της προσομοίωσης. Θεώρηση που συμβαδίζει και με μελέτες της βιβλιογραφίας [36], [38] όπου το μήκος του άκρου που μελετήθηκε ορίσθηκε περί τα 0.2cm.

Στο Σχήμα 4.12 παρουσιάζεται η γεωμετρία της πηγής μέσα στο νερό (πράσινο χρώμα) όπως έγινε με το πρόγραμμα gview2d. Η απεικόνιση έγινε με βάση τα υλικά.



Σχήμα 4.12: Η απεικόνιση της HDR πηγής με το πρόγραμμα gview2d

4.4.3 Η δημιουργία του αρχείου εισόδου .in

Το αρχείο εισόδου τύπου .in είναι το αρχείο εκείνο μέσω του οποίου επιλέγονται σημαντικές παράμετροι που αφορούν τόσο στην ακτινοβολία που προσομοιώνεται όσο και στις πληροφορίες που ο χρήστης επιθυμεί να καταγραφούν. Για το λόγο αυτό η δημιουργία του για την επίλυση του υπόψη προβλήματος παρουσιάζεται στη συνέχεια με λεπτομέρεια. Η δομή ενός αρχείου .in έχει περιγραφεί στο προηγούμενο κεφάλαιο (παράγραφος 3.2.4).

Με δεδομένο ότι η πηγή ^{192}Ir , εκπέμπει φωτόνια σε περισσότερες από μια ενέργειες, θα πρέπει στο αρχείο εισόδου να εισαχθεί το γραμμικό φάσμα ενεργειών αυτών. Στη συνέχεια περιγράφεται αναλυτικά ο τρόπος με τον οποίο μπορεί αυτό να πραγματοποιηθεί. Περιγράφεται επίσης ο τρόπος ορισμού και των υπολοίπων παραμέτρων του συγκεκριμένου αρχείου, όπως για παράδειγμα οι μεταβλητές EABS(1:3).

4.4.3.1 Η εισαγωγή διακριτού ενεργειακού φάσματος φωτονίων στο αρχείο εισόδου .in

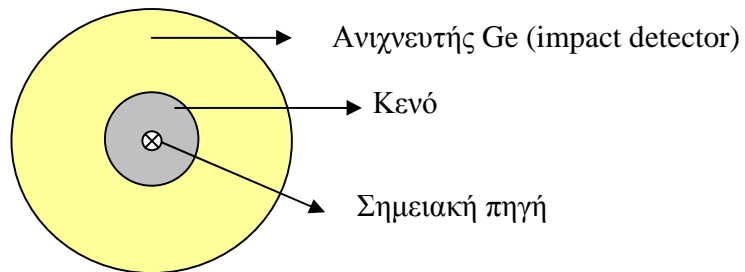
Καθώς η πηγή ^{192}Ir που θα προσομοιωθεί εκπέμπει φωτόνια πολλών ενεργειών, δηλαδή γραμμικό φάσμα φωτονίων, θα πρέπει το φάσμα αυτό να εισαχθεί με κατάλληλο τρόπο στο αρχείο εισόδου .in. Ο κώδικας PENELOPE προβλέπει τη δυνατότητα εισαγωγής συνεχούς φάσματος (π.χ. φάσματος μηχανής ακτίνων-X) μέσω του διαχωρισμού της χρησιμοποιούμενης ενεργειακής περιοχής σε πολλά τμήματα. Ο τρόπος εισαγωγής συνεχούς ενεργειακού φάσματος στο αρχείο εισόδου .in έχει περιγραφεί στην παράγραφο 3.2.4. Για το φάσμα αυτό η συνολική πιθανότητα εκπομπής είναι 1. Το φάσμα όμως της πηγής ^{192}Ir είναι γραμμικό, και η συνολική πιθανότητα εκπομπής ανά διάσπαση (ουσιαστικά το άθροισμα των ποσοστών εκπομπής των κάθε ενέργειας φωτονίων) είναι υψηλότερο της μονάδας. Για το λόγο αυτό κρίθηκε απαραίτητο να διερευνηθεί ο κώδικας PENMAIN, προκειμένου να αποσαφηνισθεί ο τρόπος με τον οποίο γίνεται ο χειρισμός του συνεχούς φάσματος και να εξετασθεί κατά πόσον είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθεί ο κώδικας ως έχει για την εισαγωγή γραμμικού φάσματος. Προέκυψε ότι αρχικά ο κώδικας διαβάζει το φάσμα δηλαδή το σύνολο των περιοχών στα οποία έχει χωριστεί η εξεταζόμενη ενεργειακή περιοχή (ενεργειακές διαμερίσεις) και την πιθανότητα εκπομπής φωτονίου με ενέργεια εντός των ορίων της κάθε ενεργειακής περιοχής. Ακολουθώς μέσω της υπορουτίνας SORT2 ταξινομεί τις ενεργειακές διαμερίσεις κατά αύξουσα ενεργειακή σειρά. Ακολουθώς μέσω της υπορουτίνας IRND0 κανονικοποιεί το συνεχές φάσμα που προκύπτει ώστε ακολουθώς, με τυχαία δειγματοληψία να επιλέγεται η ενέργεια των φωτονίων στην αρχή κάθε ιστορίας.

Προκειμένου να γίνει περισσότερο κατανοητή η συγκεκριμένη διαδικασία, χρησιμοποιήθηκε η εφαρμογή της ακόλουθης παραγράφου.

4.4.3.1.1 Εφαρμογή εισαγωγής διακριτού ενεργειακού φάσματος για σημειακή πηγή

Η ιδέα πίσω από την προσομοίωση αυτή είναι αρκετά απλή. Αρχικά, θεωρείται σημειακή πηγή η οποία βρίσκεται στο κενό και εκπέμπει φωτόνια με γνωστό απλό γραμμικό φάσμα. Η πηγή περιβάλλεται εξολοκλήρου από έναν ανιχνευτή αλληλεπίδρασης (impact detector). Ο ανιχνευτής αλληλεπίδρασης, είναι ένας από τους

εικονικούς ανιχνευτές που χρησιμοποιείται στον κώδικα PENELOPE και στον οποίο καταγράφονται όλα τα σωματίδια ή φωτόνια τα οποία διέρχονται από αυτόν, ανεξάρτητα του αν αλληλεπιδρούν με αυτόν ή όχι. Έτσι είναι δυνατόν να καταγράφονται όλα τα φωτόνια τα οποία εκπέμπονται από τη σημειακή πηγή. Για τον ορισμό του ανιχνευτή χρησιμοποιήθηκαν δύο σφαιρικά κελύφη, με κέντρο τη σημειακή πηγή. Ο ανιχνευτής θεωρήθηκε ότι αποτελείται από Ge, αν και δεν έχει καμία σημασία, το υλικό από το οποίο αυτός αποτελείται. Στο Σχήμα 4.13 φαίνεται η γεωμετρία της υπόψη προσομοίωσης ενώ στο Σχήμα 4.14 στο τέλος του κεφαλαίου δίνεται το αρχείο impact.geo ορισμού της συγκεκριμένης γεωμετρίας.



Σχήμα 4.13 : Σχηματική απεικόνιση της γεωμετρίας της προσομοίωσης της εφαρμογής για την εισαγωγή διακριτού φάσματος

Σε ό,τι αφορά στα φωτόνια που εκπέμπονται από την πηγή θεωρήθηκαν τα ακόλουθα φωτόνια:

- Φωτόνια ενέργειας 120keV με ποσοστό εκπομπής 50%.
- Φωτόνια ενέργειας 150keV με ποσοστό εκπομπής 50%.
- Φωτόνια ενέργειας 180keV με ποσοστό εκπομπής 20%.

Είναι σαφές ότι το άθροισμα των ποσοστών εκπομπής των φωτονίων αυτών είναι μεγαλύτερο του 100%. Για την εισαγωγή των παραπάνω διακριτών ενεργειών υπό τη μορφή συνεχούς φάσματος στο αρχείο εισόδου ακολουθήθηκε η εξής διαδικασία: αρχικά, ορίζεται η ενεργειακή περιοχή που καλύπτει το φάσμα. Επιλέχθηκε η περιοχή [100, 200keV]. Στη συνέχεια ορίστηκε το εύρος των ενεργειακών διαμερίσεων στις οποίες χωρίστηκε η ενεργειακή περιοχή. Το εύρος αυτό επιλέχθηκε με τέτοιον τρόπο ώστε τα εκπεμπόμενα φωτόνια να μην ανήκουν στην ίδια ενεργειακή υποπεριοχών. Επιλέχθηκε ενεργειακό εύρος 10keV και επομένως δημιουργήθηκαν 100 ενεργειακές υποπεριοχές. Στο Σχήμα 4.15 στο τέλος του κεφαλαίου παρατίθεται το αρχείο εισόδου.

Όπως φαίνεται στο αρχείο εισόδου impact.in του Σχήματος 4.15, αφιερώνεται μια γραμμή σε κάθε ενεργειακή υποπεριοχή του φάσματος. Για κάθε μια δίνεται το κάτω ενεργειακό όριο και η πιθανότητα εκπομπής φωτονίων με ενέργεια εντός των ορίων της. Για τις ενεργειακές περιοχές στις οποίες δεν ανήκουν τα 3 φωτόνια που θεωρήθηκε ότι εκπέμπει η πηγή, έχει δοθεί μηδενική πιθανότητα. Αντίθετα για τις ενεργειακές περιοχές στις οποίες ανήκουν τα εκπεμπόμενα φωτόνια έχει αποδοθεί πιθανότητα ίση με το ποσοστό εκπομπής τους. Επίσης, όπως προβλέπει ο κώδικας (παράγραφος 3.2.4) η πιθανότητα της τελευταίας υποπεριοχής έχει δοθεί με αρνητικό πρόσημο.

Εκτός από το αρχείο γεωμετρίας impact.geo και το αρχείο εισόδου impact.in για την πραγματοποίηση της προσομοίωσης απαιτείται και το αρχείο υλικών imp.mat το οποίο περιλαμβάνει μόνο ένα υλικό, το Ge του ανιχνευτή (κωδικός 32 στη βάση δεδομένων του material) και κατασκευάζεται σύμφωνα με όσα έχουν αναφερθεί στην παράγραφο 3.4.1.1.

Από τα αρχεία εξόδου που παράχθηκαν μετά τον τερματισμό της προσομοίωσης προέκυψε ότι το συνολικό πλήθος φωτονίων που προσομοιώθηκαν ήταν 30797717 (αρχείο εξόδου penmain.dat). Επίσης στα αρχεία εξόδου και συγκεκριμένα στο αρχείο pm_spc_impdet_1.dat λαμβάνεται το ενεργειακό φάσμα των φωτονίων που εισέρχονται στον χρησιμοποιούμενο ανιχνευτή. Τμήμα του αρχείου αυτού δίνεται στο Σχήμα 4.16.

```
# Results from PENMAIN. Output from impact detector # 1
# 1st column: particle energy (ev).
# 2nd column: probability density (1/(ev*particle)).
# 3rd column: statistical uncertainty (3 sigma).

1.187500E+05 1.000000E-35 1.000000E-35
1.202500E+05 2.778254E-04 1.776782E-07
1.217500E+05 1.000000E-35 1.000000E-35
...
1.487500E+05 1.000000E-35 1.000000E-35
1.502500E+05 2.777271E-04 1.776692E-07
1.517500E+05 1.000000E-35 1.000000E-35
...
1.787500E+05 1.000000E-35 1.000000E-35
1.802500E+05 1.111141E-04 1.343102E-07
1.817500E+05 1.000000E-35 1.000000E-35
...
```

Σχήμα 4.16: Τμήμα του αρχείου εξόδου pm_spc_impdet_1.dat

Το αρχείο εξόδου pm_spc_impdet_1.dat αποτελείται από 3 στήλες. Στην πρώτη στήλη δίνεται η μέση τιμή των ενεργειακών καναλιών τα οποία χρησιμοποιούνται για να

καταγραφούν οι ενέργειες των φωτονίων που φτάνουν στον ανιχνευτή. Η διαδικασία ορισμού των καναλιών αυτών περιγράφεται στην παράγραφο 3.2.4. Σημειώνεται ότι η ενεργειακή διαμέριση που χρησιμοποιείται στο αρχείο εξόδου του ανιχνευτή δεν είναι απαραίτητο να ταυτίζεται με την ενεργειακή διαμέριση της περιοχής ενεργειών των φωτονίων που εκπέμπονται από την πηγή, η οποία εισάγεται στο αρχείο εισόδου .in. Η δεύτερη στήλη παρέχει την πιθανότητα, για κάθε ενεργειακό κανάλι, εισόδου στον ανιχνευτή φωτονίου με ενέργεια. Ορίζεται από τη σχέση 4.20:

$$pdf(E) = \frac{NOHEC}{tot_part \cdot dE} \quad (4.20)$$

Όπου

pdf(E): η συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας καταγραφής σε κάθε ενεργειακό κανάλι φωτονίου που εισέρχεται στον ανιχνευτή με ενέργεια εντός των ορίων του ενεργειακού καναλιού.

NOHEC: (Number of Histories in Energy Channel) το πλήθος των φωτονίων που εισέρχονται στον ανιχνευτή με ενέργεια εντός των ορίων του εξεταζόμενου ενεργειακού καναλιού.

tot_part: (simulated primary showers) το συνολικό πλήθος ιστοριών που προσομοιώθηκαν.

dE: το ενεργειακό εύρος των καναλιών του ανιχνευτή.

Τέλος η τρίτη στήλη περιέχει την απόλυτη αβεβαιότητα του μεγέθους PDF σε επίπεδο εμπιστοσύνης 3σ.

Αν εργασθούμε όπως στην παράγραφο 3.4.4 θα μπορούμε να βρούμε το σχετικό αριθμό φωτονίων στο κάθε ενεργειακό κανάλι. Πιο αναλυτικά, ο NOHEC (Number of Histories in Energy Channel) δηλαδή ο επιμέρους αριθμός ιστοριών σε κάθε ενεργειακό κανάλι δίδεται από τη σχέση 4.21:

$$NOHEC = pdf(E) \cdot tot_part \cdot dE \quad (4.21)$$

Με χρήση της σχέσης 4.21 για τα ενεργειακά κανάλια στα οποία καταγράφονται τα φωτόνια των 120, 150 και 180keV, προκύπτει το πλήθος των φωτονίων, των συγκεκριμένων ενεργειών που έφθασαν στον ανιχνευτή. Ο αριθμός αυτός ταυτίζεται με το πλήθος των φωτονίων αντίστοιχης ενέργειας που εκπέμφθηκαν από την πηγή λόγω του τρόπου με τον οποίο τοποθετήθηκε ο ανιχνευτής αλληλεπίδρασης γύρω από αυτή.

Έτσι προέκυψαν οι τιμές: $NOHEC_{120}=12834583$, $NOHEC_{150}=12834583$ και $NOHEC_{180}=5133091$.

για τα φωτόνια ενέργειας 120, 150 και 180keV αντίστοιχα.

Ακολουθώς υπολογίζονται οι λόγοι $NOHEC_{120}/tot_part$, $NOHEC_{150}/tot_part$ και $NOHEC_{180}/tot_part$ ίσοι με 41.67%, 41.67% και 16.67% οι οποίοι εκφράζουν την πιθανότητα εκπομπής φωτονίων συγκεκριμένης ενέργειας από την πηγή. Παρατηρούμε ότι οι τιμές αυτές δεν είναι ίδιες με τα αρχικά δεδομένα καθώς υπενθυμίζεται ότι είχαν χρησιμοποιηθεί ποσοστά εκπομπής 50%, 50% και 20% αντίστοιχα. Η διαφορά οφείλεται στο ότι οι λόγοι $NOHEC/SPS$ έχουν προκύψει από τη διαδικασία κανονικοποίησης του συνεχούς φάσματος, όπως δόθηκε στο αρχείο εισόδου, εκφράζει δε την ανά ιστορία πιθανότητα να προσομοιωθεί/εκπεμφθεί φωτόνιο συγκεκριμένης ενέργειας. Αντίστοιχα τα αρχικά ποσοστά εκπομπής εκφράζουν την ανά διάσπαση του πυρήνα πιθανότητα εκπομπής συγκεκριμένων φωτονίων.

Η παρατήρηση αυτή είναι σημαντική στην περίπτωση κατά την οποία από το συνολικό πλήθος ιστοριών που προσομοιώθηκαν ή από το πλήθος των φωτονίων συγκεκριμένης ενέργειας που καταγράφηκαν στο αντίστοιχο ενεργειακό κανάλι, επιδιώκεται η αναγωγή στη ραδιενέργεια της πηγής που προσομοιώνεται. Για τη συγκεκριμένη περίπτωση, η ραδιενέργεια (A) της πηγής μπορεί να υπολογιστεί από τις σχέσεις 4.22 ή 4.23:

$$A = \frac{NOHEC_{120}}{50\%} = \frac{NOHEC_{150}}{50\%} = \frac{NOHEC_{180}}{20\%} \quad (4.22)$$

$$A = \frac{tot_part}{50\% + 50\% + 20\%} \quad (4.23)$$

Παρατηρούμε ότι σε κάθε περίπτωση γίνεται χρήση των αρχικών ποσοστών εκπομπής όπως ορίζονται από το χρήστη (ή τα πυρηνικά δεδομένα) ενώ η κανονικοποίηση του φάσματος αποτελεί εσωτερική λειτουργία του κώδικα που αφορά στον τρόπο τυχαίας δειγματοληψίας ενέργειας φωτονίων στην έναρξη κάθε ιστορίας.

Αυτό είναι μία ιδιαίτερα χρήσιμη παρατήρηση, καθώς επιτρέπει την σύνδεση του συνολικού πλήθους των ιστοριών που προσομοιώνονται (ανεξαρτήτως ενέργειας των φωτονίων), με το συνολικό πλήθος των ραδιενεργών διασπάσεων της αντίστοιχης πηγής.

4.4.3.2 Εισαγωγή του ενεργειακού φάσματος φωτονίων του ^{192}Ir στο αρχείο εισόδου .in

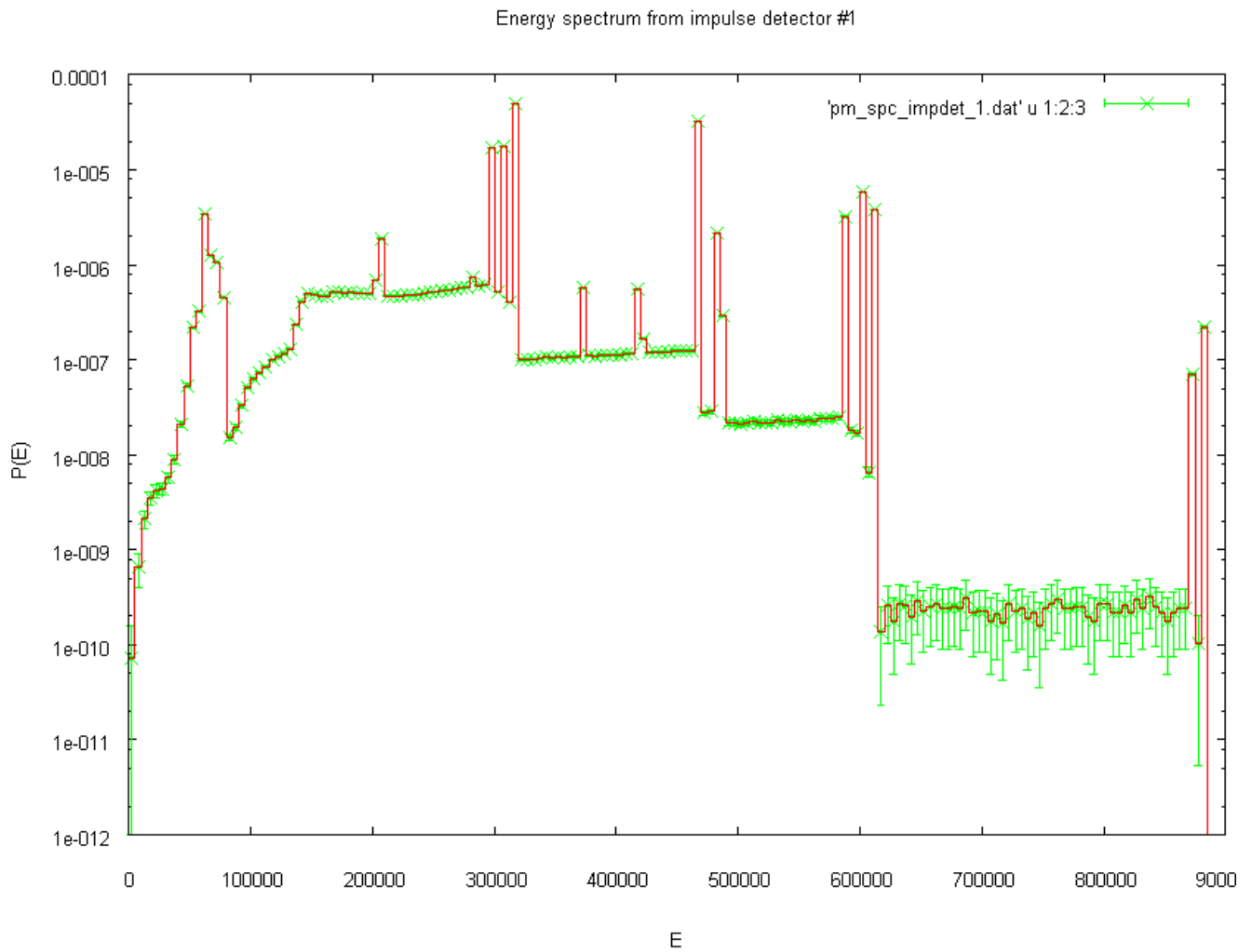
Έχοντας περιγράψει αναλυτικά τον τρόπο με τον οποίο εισάγεται φάσμα φωτονίων στο αρχείο .in στη συνέχεια περιγράφεται η εισαγωγή του αντίστοιχου φάσματος της πηγής ^{192}Ir . Στο Κεφάλαιο 2 και συγκεκριμένα στο Παράρτημα 1 που αντιστοιχεί αυτό, στον Πίνακα Π.1.2 παρατίθενται πληροφορίες σχετικά με τις ενέργειες και τα αντίστοιχα ποσοστά εκπομπής των φωτονίων της πηγής. Υπενθυμίζεται ότι η πηγή ^{192}Ir εκπέμπει και σωματίδια β^- (ηλεκτρόνια), αλλά δεν θα απασχολήσουν στο σημείο αυτό της ΔΕ, καθώς επελέγη να γίνει ο δοσιμετρικός υπολογισμός σε θέση στην οποία δεν φτάνουν τα σωματίδια- β της πηγής.

Τα φωτόνια τα οποία εκπέμπει η πηγή ^{192}Ir με τα αντίστοιχα ποσοστά εκπομπής παρατίθενται στον Πίνακα Π.1.2. Όπως παρατηρείται τα φωτόνια αυτά καλύπτουν την ενεργειακή περιοχή έως τα 884.51 keV. Όπως προαναφέρθηκε το γραμμικό αυτό φάσμα θα εισαχθεί στον κώδικα PENELOPE ως συνεχές. Για το λόγο αυτό αποφασίσθηκε η ενεργειακή περιοχή [0, 900keV] να χωρισθεί σε 180 ενεργειακές διαμερίσεις, πλάτους 5keV και το ποσοστό εκπομπής σε κάθε ενεργειακή διαμέριση να τεθεί ίσο με το άθροισμα των ποσοστών εκπομπής των φωτονίων που εμπίπτουν στην ενεργειακή διαμέριση. Στο σημείο αυτό εντοπίζεται μια διαφοροποίηση σε σχέση με το ό,τι είχε περιγραφεί προηγουμένα. Συγκεκριμένα αντί, για το ποσοστό εκπομπής φωτονίων (ή άθροισμα ποσοστών εκπομπής) σε κάθε ενεργειακή περιοχή χρησιμοποιήθηκε το γινόμενο αυτού του ποσοστού εκπομπής (ή αθροίσματος ποσοστών εκπομπής) με τον επιθυμητό αριθμό ιστοριών που προσομοιώθηκαν. Η διαφοροποίηση αυτή οφείλεται στο ότι ακολουθήθηκε η λογική που εφαρμόστηκε σε παλαιότερη ΔΕ [28]. Σε κάθε περίπτωση όμως δεν υπάρχει διαφοροποίηση στα αποτελέσματα καθώς όπως έχει αναλυτικά περιγραφεί το φάσμα εισόδου κανονικοποιείται από τον κώδικα.

Το φάσμα του ^{192}Ir εμφανίζεται στο Σχήμα 4.17 στο τέλος του κεφαλαίου όπου παρατίθεται ολόκληρο το αρχείο εισόδου hdr.in.

Για να αποκτηθεί μία εικόνα του φάσματος των φωτονίων της πηγής, έγινε προσομοίωση της υπόψη πηγής ^{192}Ir και χρησιμοποιήθηκε σφαιρικός ανιχνευτής αλληλεπίδρασης εσωτερικής ακτίνας 1cm και εξωτερικής ακτίνας 2cm ο οποίος περιβάλλει την πηγή. Στο Σχήμα 4.18 παρουσιάζεται το σχετικό φάσμα, όπου

διαπιστώνεται ότι δεν ανιχνεύονται τα φωτόνια χαμηλών ενεργειών λόγω απορροφήσεων στην πηγή ή στο περιβάλλον μέσο. Επίσης παρατηρείται η ύπαρξη συνεχούς φάσματος, το οποίο οφείλεται στις σκεδάσεις των φωτονίων στο υλικό της πηγής, στη θωράκιση και στο περιβάλλον μέσο.



Σχήμα 4.18 : Τυπική μορφή του φάσματος φωτονίων που εκπέμπονται από την πηγή και αλληλεπιδρούν με σημείο του περιβάλλοντος μέσου

4.4.3.3 Επιλογή των υπολοίπων παραμέτρων του αρχείου εισόδου .in

Στην παράγραφο αυτή δίνονται ορισμένα στοιχεία σχετικά με τις υπόλοιπες παραμέτρους οι οποίες ορίζονται στο αρχείο .in.

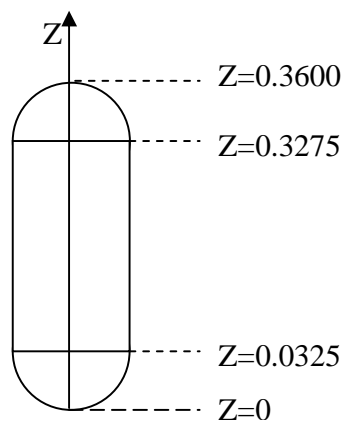
Αρχικά αναφορά γίνεται στην περίπτωση των παραμέτρων EABS(1), EABS(2) και EABS(3) που αφορούν στις προσομοιώσεις ηλεκτρονίων, φωτονίων και ποζιτρονίων αντίστοιχα. Πρόκειται για τις παραμέτρους που καθορίζουν το ενεργειακό όριο, των σωματιδίων ή φωτονίων που εξετάζονται, κάτω από το οποίο ο κώδικας παύει να παρακολουθεί την εξέλιξη της ιστορίας ενός σωματιδίου ή φωτονίου. Σύμφωνα με τον οδηγό χρήσης του κώδικα [24] αλλά και με όσα έχουν αναφερθεί στην παράγραφο 3.2.4 της παρούσας ΔΕ η προτεινόμενη τιμή των παραμέτρων αυτών πρέπει να είναι ίση με το 1/1000 της ενέργειας των φωτονίων ή σωματιδίων της προσομοίωσης. Στην περίπτωση όμως της παρούσας ΔΕ και καθώς προσομοιώνεται διακριτό φάσμα φωτονίων στις τρεις παραμέτρους αποδίδεται η τιμή 1/1000 της μεγαλύτερης ενέργειας των φωτονίων του φάσματος, δηλαδή η τιμή 880eV. Η τιμή αυτή χρησιμοποιήθηκε δεδομένου ότι είναι μικρότερη της χαμηλότερης ενέργειας φωτονίων του φάσματος. Προτιμήθηκε έναντι της τιμής που θα προέκυπτε αν χρησιμοποιούνταν η τιμή 1/1000 της χαμηλότερης ενέργειας φωτονίων καθώς, όπως γίνεται εύκολα αντιληπτό αναμένεται να οδηγήσει σε μεγαλύτερες ταχύτητες προσομοίωσης.

Τέλος, σημαντική παράμετρος της προσομοίωσης η οποία ορίζεται στο αρχείο .in είναι και το είδος του ή των εικονικών ανιχνευτών οι οποίοι χρησιμοποιούνται. Όπως αναφέρθηκε στις παραγράφους 3.2.1 και 3.2.4 διατίθενται 3 είδη εικονικών ανιχνευτών ο ανιχνευτής δόσης, ο ανιχνευτής αποτιθέμενης ενέργειας και ο ανιχνευτής αλληλεπίδρασης. Καθώς για το εξεταζόμενο πρόβλημα στόχος είναι ο υπολογισμός της απορροφώμενης δόσης, χρησιμοποιείται ανιχνευτής δόσης για τον άμεσο υπολογισμό της αλλά και ανιχνευτής αποτιθέμενης ενέργειας για τον έμμεσο υπολογισμό της. Περισσότερες λεπτομέρειες για τους ανιχνευτές και τον τρόπο με τον οποίο αξιοποιούνται περιγράφονται στην παράγραφο 3.4.4.

4.4.4 Εισαγωγή της πηγής όγκου στον κώδικα PENMAIN και έλεγχος τυχαιότητας της

Όπως έχει προαναφερθεί, για τις προσομοιώσεις που θα γίνουν στα πλαίσια της ΔΕ θα χρησιμοποιηθεί ο κώδικας χρήστη PENMAIN. Ο κώδικας PENMAIN είναι κατασκευασμένος έτσι ώστε να προσομοιώνει φωτόνια ή σωματίδια που εκπέμπονται από σημειακή πηγή. Το σημείο εκπομπής επιλέγεται από το χρήστη μέσω του αρχείου δεδομένων. Στα πλαίσια της ΔΕ κατασκευάστηκε τμήμα κώδικα, το οποίο ενσωματώθηκε στον κώδικα χρήστη PENMAIN, με στόχο να προσομοιώνει την εκπομπή φωτονίων ή σωματιδίων από οποιοδήποτε σημείο μέσα στην πηγή ^{192}Ir κατά τυχαίο τρόπο, όπως συμβαίνει και με μία πραγματική πηγή. Η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε κατά τη σύνταξη του κώδικα είναι απλή και περιγράφεται παρακάτω:

1. Λόγω της πολυπλοκότητας του σχήματος της πηγής, αυτή χωρίστηκε σε τρία τμήματα (α) το άνω ημισφαίριο, (β) το κυλινδρικό τμήμα και (γ) το κάτω ημισφαίριο. Κάθε τμήμα χαρακτηρίζεται από την τιμή του z , όπως φαίνεται στο Σχήμα 4.19. Για z στο διάστημα $[0, 0.0325\text{cm}]$ το σημείο βρίσκεται στο κάτω ημισφαίριο, για z στο διάστημα $(0.0325, 0.3275\text{cm})$ το σημείο βρίσκεται στον κύλινδρο και για z στο διάστημα $[0.3275, 0.36\text{cm}]$ το σημείο βρίσκεται στο άνω ημισφαίριο.



Σχήμα 4.19: Σχηματική απεικόνιση της πηγής ^{192}Ir για την πραγματοποίηση τυχαίας δειγματοληψίας εντός των ορίων της

2. Γίνεται τυχαία δειγματοληψία ενός σημείου (x, y, z) . Πιο συγκεκριμένα καλείται τρεις φορές η γεννήτρια τυχαίων αριθμών, μία για κάθε συντεταγμένη. Οι

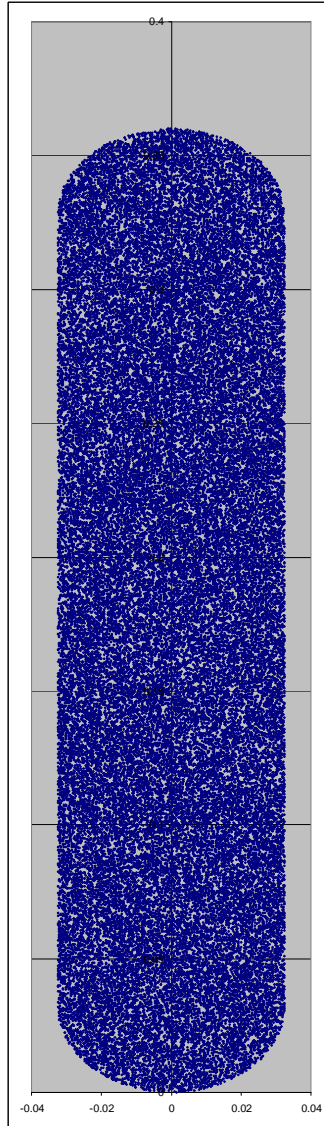
- γεννήτριες τυχαίων αριθμών παρέχουν τυχαίες τιμές στο διάστημα $[0, 1]$. Για το λόγο αυτό η τυχαία τιμή που λαμβάνεται για τα x και y πολλαπλασιάζεται με 0.0325 , όσο δηλαδή το μήκος της ακτίνας των δύο ημισφαιρίων και του κυλίνδρου, ενώ η αντίστοιχη για το z με 0.36 , όσο δηλαδή είναι το συνολικό ύψος της πηγής. Έτσι προκύπτουν οι ζητούμενες συντεταγμένες
3. Ανάλογα με την τιμή του z ακολουθεί ο παρακάτω έλεγχος, προκειμένου να διαπιστωθεί αν το σημείο είναι εντός της πηγής ή όχι:
 - i. στο κάτω ημισφαίριο πρέπει $x^2 + y^2 + (z - 0.0325)^2 \leq 0.0325^2$ για να βρίσκεται το σημείο εντός του ημισφαιρίου,
 - ii. στον κύλινδρο πρέπει $x^2 + y^2 \leq 0.0325^2$ για να βρίσκεται το σημείο εντός του κυλίνδρου,
 - iii. στο άνω ημισφαίριο πρέπει $x^2 + y^2 + (z - 0.3275)^2 \leq 0.0325^2$ για να βρίσκεται το σημείο εντός του ημισφαιρίου.
 4. Αν το τυχαίο σημείο δεν βρίσκεται μέσα σε κάποιο από τα τμήματα της πηγής τότε το σημείο αγνοείται και η τυχαία δειγματοληψία επαναλαμβάνεται από την αρχή.
 5. Καθώς με τον τρόπο αυτό γίνεται δειγματοληψία μόνο στην περιοχή των θετικών x, y , στην τροποποίηση του προγράμματος προβλέπεται λειτουργία με την οποία με τυχαίο τρόπο για κάθε επιλογή x ή y επιλέγεται και το πρόσημό τους.

Στο Σχήμα 4.20, στο τέλος του κεφαλαίου παρατίθεται λογικό διάγραμμα της παραπάνω διαδικασίας και στο Σχήμα 4.21 στο τέλος του κεφαλαίου παρατίθεται το τμήμα του κώδικα που εντάχθηκε στον κώδικα χρήστη PENMAIN για το λόγο αυτό. Η τροποποίηση του κώδικα πραγματοποιείται περί τη γραμμή 1802 του κώδικα PENMAIN.

Προκειμένου να ελεγχθεί κατά πόσον ο αλγόριθμος που περιγράφηκε προηγουμένως οδηγεί πράγματι στην κατασκευή μίας πηγής, η οποία εκπέμπει ομοιόμορφα φωτόνια από όλο τον όγκο της, με χρήση καταλλήλων εντολών μέσα στον κώδικα PENMAIN καταγράφηκαν σε κατάλληλο αρχείο εξόδου οι συντεταγμένες των τυχαίων σημείων από τα οποία εκπέμπονται τα φωτόνια (ή σωματίδια) μέσα στην πηγή. Ο έλεγχος θα γίνει με απλή γραφική μέθοδο. Για το σκοπό αυτό κατασκευάστηκε ένα πρόγραμμα σε γλώσσα FORTRAN, το οποίο διαβάζει όλα τα σημεία και επιλέγει μόνο αυτά που βρίσκονται σε μία λεπτή τομή της πηγής, η οποία οριοθετείται από τα επίπεδα $x = -0.001$ και $x =$

0.001cm. Το πρόγραμμα αυτό είναι το `katatmhsh.f`, το οποίο παρουσιάζεται στο Σχήμα 4.22 στο τέλος του κεφαλαίου.

Αφού καταγραφούν όλα τα σημεία τα οποία εμπίπτουν στην λεπτή τομή, είναι εύκολο να απεικονισθούν σε ένα φύλλο Excel, όπως φαίνεται στο Σχήμα 4.23.



Σχήμα 4.23: Απεικόνιση της τομής της πηγής ^{192}Ir για έλεγχο της ομοιογένειάς της

Παρατηρώντας το Σχήμα 4.23 τα τυχαία σημεία από τα οποία εκπέμπονται τα σωματίδια ή φωτόνια μέσα στην πηγή φαίνεται ότι είναι ισοκατανεμημένα μέσα στην πηγή. Δεν φαίνεται να υπάρχουν ασυνέχειες ή περιοχές του σχήματος οι οποίες να μην

καλύπτονται από σημεία και η πηγή μπορεί να θεωρηθεί επαρκώς ομοιογενής. Προφανώς θα μπορούσε να γίνει και ενδελεχέστερη μελέτη της ομοιογένειας της πηγής, π.χ. με μελέτη της κατανομής του πλήθους των σημείων σε τυχαία επιλεγμένους όγκους μέσα στην πηγή, αλλά για τη σχετικά απλή μορφή της πηγής που χρησιμοποιήθηκε στη ΔΕ κρίθηκε ότι τέτοιου είδους μελέτη θα ξέφευγε από τα πλαίσια της ΔΕ.

4.4.5 Υπολογισμός του ρυθμού δόσης λόγω πηγής HDR βραχυθεραπείας ^{192}Ir με χρήση του κώδικα προσομοίωσης PENELOPE

Στην παράγραφο αυτή περιγράφεται η διαδικασία που ακολουθήθηκε στα πλαίσια της ΔΕ με στόχο τον προσδιορισμό μέσω προσομοίωσης του ρυθμού δόσης σε συγκεκριμένη θέση εξαιτίας της πηγής βραχυθεραπείας ^{192}Ir που περιγράφεται στην παράγραφο 4.3. Η θέση που επελέγη να γίνει ο υπολογισμός ταυτίζεται με τη θέση όπου έχει γίνει ο αντίστοιχος θεωρητικός υπολογισμός (επίσης στην παράγραφο 4.3) προκειμένου να είναι δυνατή η σύγκριση των δύο αποτελεσμάτων. Για την προσομοίωση χρησιμοποιήθηκε το αρχείο γεωμετρίας *hdr.geo*, Σχήμα 4.11, που περιγράφεται στην παράγραφο 4.4.2. Το αρχείο υλικών *hdr.mat* που περιγράφεται στην παράγραφο 4.4.1 και το αρχείο δεδομένων εισόδου *hdr.in* (παράγραφος 4.4.3). Όσον αφορά στο αρχείο δεδομένων εισόδου, χρησιμοποιήθηκαν διάφορες παραλλαγές, καθώς δοκιμάστηκαν διάφορες μέθοδοι υπολογισμού της δόσης όπως περιγράφεται στις παραγράφους 4.4.5.1 και 4.4.5.2.

4.4.5.1 Υπολογισμός του ρυθμού απορροφώμενης δόσης με χρήση ανιχνευτή δόσης

Για την πραγματοποίηση των προσομοιώσεων με ανιχνευτή δόσης έχει χρησιμοποιηθεί το πρόγραμμα χρήστη PENMAIN με την τροποποίηση που περιγράφηκε στην παράγραφο 4.4.4 για την εισαγωγή της πηγής που εξετάζεται στο συγκεκριμένο πρόβλημα. Ωστόσο, απαιτείται επιπλέον τροποποίηση του κώδικα όπως περιγράφεται ακολούθως.

Ο κώδικας PENMAIN όσον αφορά στα αρχεία εξόδου του ανιχνευτή δόσης (παράγραφος 3.4.2), χωρίζει το ορθογώνιο πλέγμα ανά συγκεκριμένα επίπεδα z παρέχοντας αποτελέσματα δόσης σε αυτά. Για κάθε επίπεδο z λαμβάνεται ξεχωριστό αρχείο στο οποίο καταγράφεται η δόση συναρτήσεϊ των x και y. Για να συγκριθούν ωστόσο τα αποτελέσματα της προσομοίωσης με τα θεωρητικά θα πρέπει το ορθογώνιο πλέγμα να χωρίζεται από επίπεδα y ή x. Επιλέχθηκαν τα επίπεδα y. Με τον τρόπο αυτό σε κάθε αρχείο, αντίστοιχο των επιπέδων y, λαμβάνεται η δόση συναρτήσεϊ των x και z. Η αλλαγή στον κώδικα περιλαμβάνει την αλλαγή των ορισμάτων των μεταβλητών όπου επιτελείται ο διαχωρισμός στα επίπεδα.

Στο Σχήμα 4.24 στο τέλος του κεφαλαίου παρουσιάζεται το τμήμα του κώδικα που τροποποιήθηκε για την πραγματοποίηση του παραπάνω στόχου. Η τροποποίηση επιτελέσθηκε στη γραμμή 2805 του αρχικού κώδικα penmain.f.

Μετά την τροποποίηση του κώδικα τοποθετείται ανιχνευτής δόσης (dose enclosure) σε σημείο της γεωμετρίας της προσομοίωσης αντίστοιχο με το σημείο που έγιναν οι θεωρητικοί υπολογισμοί. Ο ορισμός του ανιχνευτή γίνεται στο αρχείο εισόδου .in σύμφωνα με όσα έχουν περιγραφεί στην παράγραφο 3.2.4 .

Τα όρια του πλέγματος του ανιχνευτή δόσης επιλέχθηκαν ως εξής:

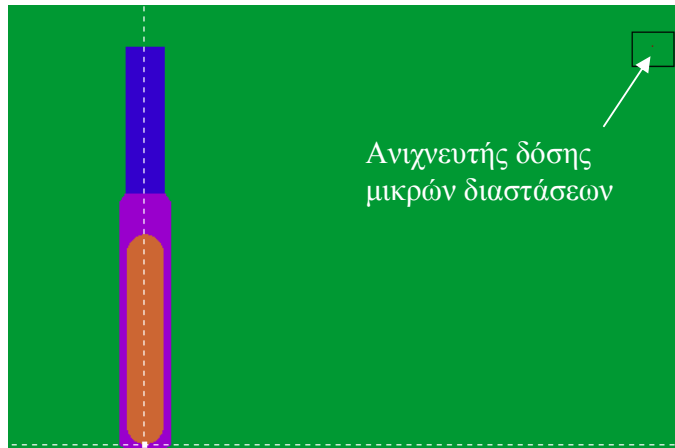
Μήκος κατά x: από -0.868 έως -0.866cm

Μήκος κατά y: από -0.01 έως 0cm

Μήκος κατά z: από 0.679 έως 0.681cm

Χρησιμοποιήθηκε μικρών διαστάσεων πλέγμα ώστε να μην αποκλίνει πολύ από τη γεωμετρία του σημείου πάνω στο οποίο έχουν περατωθεί οι θεωρητικοί υπολογισμοί. Να τονιστεί πως στο θεωρητικό σκέλος οι υπολογισμοί είχαν πραγματοποιηθεί για $Z_p=0.5$ cm δεδομένου ότι η αρχή των αξόνων βρίσκονταν στο κέντρο του ενεργού τμήματος της πηγής (Σχήμα 4.7). Το κέντρο του πλέγματος στον άξονα των z όπως επιλέχθηκε προηγούμενα βρίσκεται στο $z = 0.680$ cm. Αυτό συμβαίνει γιατί όπως φαίνεται στο Σχήμα 4.12 η αρχή των αξόνων για την προσομοίωση βρίσκεται στο κέντρο του πυρήνα ιριδίου.

Η διάταξη πηγής ανιχνευτή παρατίθεται στο Σχήμα 4.25. Ο ανιχνευτής δόσης δίνεται μέσα σε πλαίσιο προκειμένου να διακρίνεται στο σχήμα.



Σχήμα 4.25 : Η διάταξη πηγής ^{192}Ir ανιχνευτή δόσης μικρών διαστάσεων

Καθώς όμως το ορθογώνιο πλέγμα ήταν εξαιρετικά μικρό, έπειτα από 10^8 ιστορίες που προσομοιώθηκαν δεν καταγράφηκε απορροφώμενη δόση στον ανιχνευτή. Το γεγονός αποδόθηκε στις διαστάσεις του ανιχνευτή και αποφασίστηκε η επανάληψη της προσομοίωσης με ανιχνευτή δόσης μεγαλύτερων διαστάσεων.

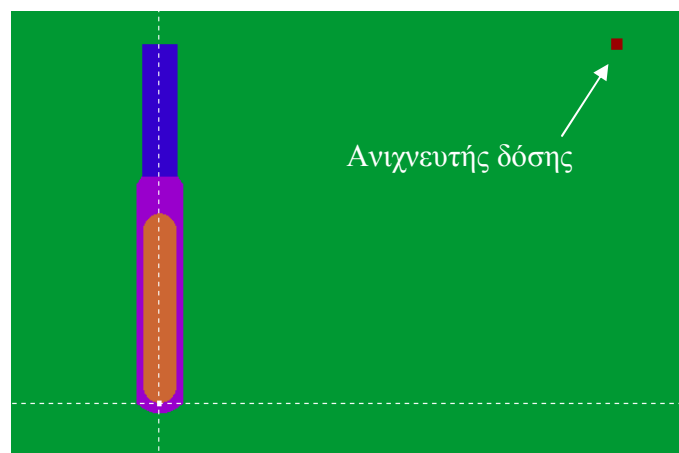
Οι διαστάσεις κατά τους άξονες x, z δεκαπλασιάστηκαν οπότε τα νέα όρια του πλέγματος του ανιχνευτή δόσης είναι τα εξής:

Μήκος κατά x : από -0.876 έως -0.856cm

Μήκος κατά y : από -0.01 έως 0cm

Μήκος κατά z : από 0.67 έως 0.69cm

Η διάταξη της πηγής με τον ανιχνευτή παρατίθεται στο Σχήμα 4.26.



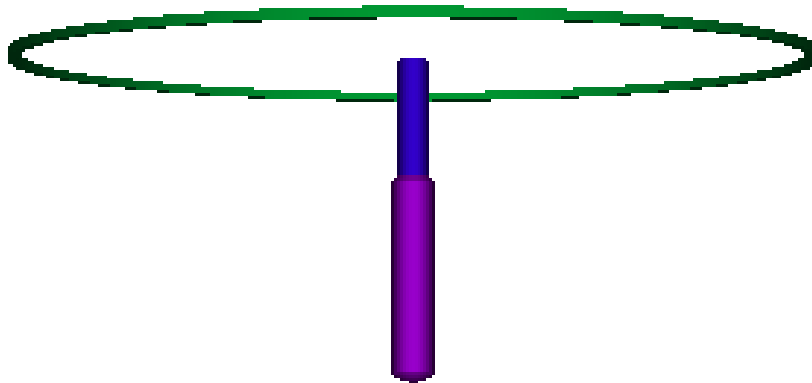
Σχήμα 4.26 : Η διάταξη πηγής ^{192}Ir ανιχνευτή δόσης

Πράγματι, καταγράφηκε απορροφώμενη δόση αλλά ύστερα από αριθμό ιστοριών της τάξης των $8.5 \cdot 10^7$, η απορροφώμενη δόση στο σημείο ενδιαφέροντος υπολογίστηκε ίση με: $(4.0 \pm 7.2) \cdot 10^2$ eV/g/(φωτόνιο, δηλαδή αριθμό ιστοριών). Παρουσιάζει δηλαδή αβεβαιότητα της τάξης του 180% (3σ). Καθώς η τιμή αυτή είναι πολύ υψηλή και δεν επιτρέπει την πραγματοποίηση σύγκρισης και άρα εξαγωγής συμπερασμάτων, αποφασίστηκε η πραγματοποίηση νέας προσομοίωσης με σκοπό τη βελτίωση της στατιστικής της υπολογιζόμενης δόσης. Η νέα αυτή προσομοίωση περιγράφεται στην επόμενη παράγραφο.

4.4.5.2 Υπολογισμός του ρυθμού απορροφώμενης δόσης με χρήση ανιχνευτή αποτιθέμενης ενέργειας

Προκειμένου να βελτιωθεί η στατιστική με την οποία υπολογίζεται η απορροφώμενη δόση στο σημείο ενδιαφέροντος αποφασίστηκε η χρήση ανιχνευτή αποτιθέμενης ενέργειας. Το σχήμα του ανιχνευτή ορίστηκε με τέτοιο τρόπο ώστε να περιβάλλει την πηγή.

Αναλυτικότερα τοποθετείται λεπτός δακτύλιος γύρω από την πηγή, κάθετα στον άξονα z, ο οποίος διέρχεται από το σημείο ενδιαφέροντος όπως φαίνεται και στο Σχήμα 4.27. Το υλικό του δακτυλίου είναι νερό, όπως το περιβάλλον μέσο κατά τους θεωρητικούς υπολογισμούς. Ο δακτύλιος έχει τετραγωνική διατομή ακμής 0.02cm. Η εσωτερική ακτίνα του δακτυλίου ορίστηκε ίση με 0.856cm. Η επιλογή του συγκεκριμένου σχήματος ανιχνευτή έγινε γιατί, θεωρητικά, η δόση που καταγράφεται σε κάθε σημείο του δακτυλίου πρέπει να είναι η ίδια (στην πραγματικότητα αποτιθέμενη ενέργεια) με τη δόση στο σημείο ενδιαφέροντος (σημείο του δακτυλίου). Επομένως η συνολική δόση που καταγράφεται σε όλο το δακτύλιο είναι πολλαπλάσια της δόσης στο σημείο ενδιαφέροντος και κατά συνέπεια μπορεί να προσδιοριστεί με καλύτερη στατιστική. Ωστόσο, καθώς στους υπολογισμούς υπεισέρχεται ο λόγος της συνολικά αποτιθέμενης ενέργειας προς το συνολικό πλήθος φωτονίων η παραπάνω μέθοδος δεν επηρεάζει την τελική τιμή του ρυθμού απορροφώμενης δόσης.



Σχήμα 4.27 : Ο ανιχνευτής αποτιθέμενης ενέργειας γύρω από την πηγή ^{192}Ir

Για την εισαγωγή του συγκεκριμένου ανιχνευτή απαιτείται η εισαγωγή νέου σώματος (body) στο αρχείο γεωμετρίας της προσομοίωσης (hdr.geo). Το τροποποιημένο αρχείο γεωμετρίας δίνεται στο Σχήμα 4.28 στο τέλος του κεφαλαίου. Αντίστοιχα, το αρχείο εισόδου στο οποίο ορίζεται το νέο αυτό σώμα ως ανιχνευτής αποτιθέμενης ενέργειας παρατίθεται στο Σχήμα 4.29.

Η προσομοίωση για την περίπτωση αυτή πραγματοποιήθηκε για πλήθος ιστοριών ίσο με 10^8 . Το αρχείο εξόδου αποτελεσμάτων του χρησιμοποιούμενου ανιχνευτή αποτιθέμενης ενέργειας είναι το pm_enddet_1.dat. Η αξιοποίηση των αποτελεσμάτων του αρχείου εξόδου πραγματοποιήθηκε με τον τρόπο που περιγράφεται με σαφήνεια στην παράγραφο 3.4.4 του κεφαλαίου 3. Στον ανιχνευτή αποτέθηκε ενέργεια ίση με $1.72 \cdot 10^8 \pm 1.15 \cdot 10^7 (3\sigma)$ eV.

Η στατιστική των αποτελεσμάτων είναι πολύ ικανοποιητική. Το επόμενο βήμα είναι ο υπολογισμός της δόσης. Πρώτα πρέπει να βρεθεί η μάζα του δακτυλίου. Θεωρώντας πως η πυκνότητα του νερού ισούται με $\rho = 1 \text{g/cm}^3$ και με τον όγκο του δακτυλίου να ισούται με την αφαίρεση των όγκων των δύο κυλίνδρων, μπορεί να υπολογισθεί η μάζα του.

$$V_{\delta} = \pi \cdot h \cdot (r_2^2 - r_1^2) = 0.002176 \text{cm}^3$$

καθώς $h = 0.02 \text{ cm}$, $r_2 = 0.876 \text{ cm}$ και $r_1 = 0.856 \text{ cm}$ προκύπτει:

$$m = \rho \cdot V = 0.002176 \text{g}.$$

Συμπερασματικά, η απορροφώμενη από τον ανιχνευτή δόση ισούται με $7.92 \cdot 10^4 \pm 5.27 \cdot 10^3 \text{MeV/g}$ ή $(1.27 \pm 0.084) \cdot 10^{-3} \text{cGy}$ ($1 \text{cGy} = 1 \text{rad} = 6.25 \cdot 10^7 \text{MeV/g}$) [17].

Η τιμή του ρυθμού δόσης που δόθηκε στον θεωρητικό υπολογισμό αναφέρεται σε ραδιενέργεια της πηγής ίση με 10Ci. Για να μπορεί να γίνει η σύγκριση θα πρέπει στην ίδια τιμή να αναχθεί και το αποτέλεσμα της δόσης από την προσομοίωση. Αξιοποιώντας την πληροφορία που αναλύθηκε στην παράγραφο 4.4.3.1.1, το συνολικό πλήθος ιστοριών της προσομοίωσης (10^8) αντιστοιχεί σε $4.238 \cdot 10^7$ διασπάσεις της πηγής. Έτσι, η δόση που απορροφήθηκε στον ανιχνευτή είναι $0.299 \cdot 10^{-10} \text{cGy/διάσπαση}$ ή 3982.68cGy/h για πηγή ραδιενέργειας 1Ci καθώς $1\text{Ci}=3.7 \cdot 10^{10} \text{διασπάσεις/sec}$ [17]. Τελικά, ο ρυθμός απορροφώμενης δόσης στο σημείο ενδιαφέροντος όπως υπολογίζεται μέσω της προσομοίωσης για πηγή ^{192}Ir ενεργότητας 10Ci είναι ίσος με:

$$\dot{D}_{\text{προσ.}} = [39.8 \pm 2.6(3\sigma)] \cdot 10^3 \text{cGy/h}$$

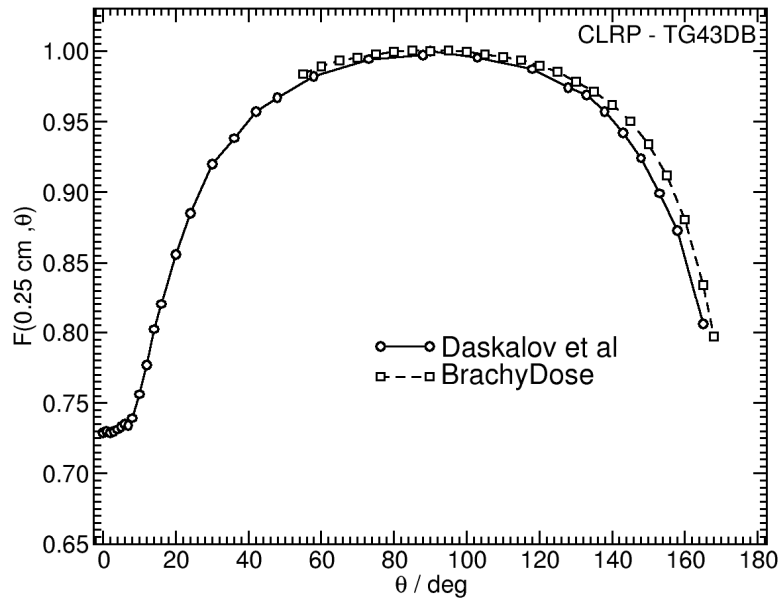
Αντίστοιχα ο θεωρητικός υπολογισμός έχει δώσει για την ίδια περίπτωση

$$\dot{D} = 44878 \text{cGy/h}$$

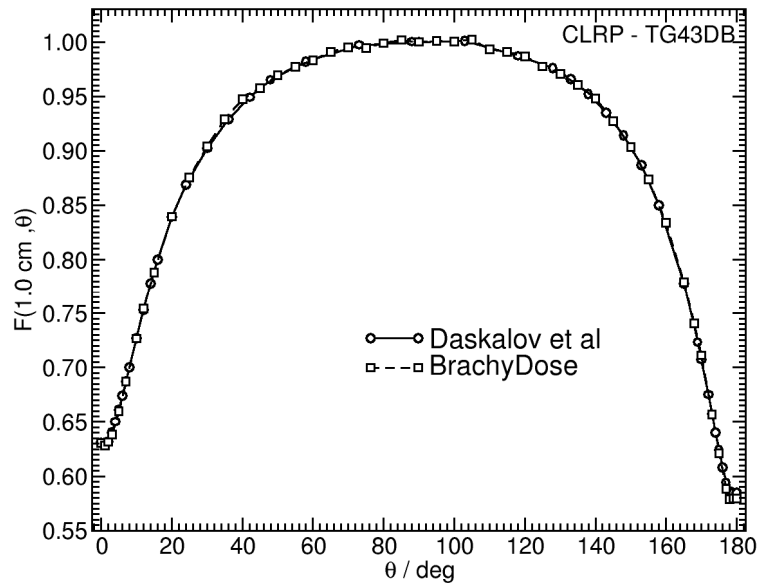
Από τις παραπάνω τιμές προκύπτει απόκλιση της τάξης του 11,5%. Το αποτέλεσμα μπορεί να θεωρηθεί ικανοποιητικό. Η τιμή της προσομοίωσης δίνεται με συνολική αβεβαιότητα της τάξης του 6,5% ενώ δεν δίνεται τιμή της αβεβαιότητας για τη θεωρητική προσέγγιση. Για τον υπολογισμό της θα έπρεπε να ληφθούν υπόψη οι αβεβαιότητες που συνοδεύουν τα χρησιμοποιούμενα μεγέθη, κάτι το οποίο δεν κατέστη δυνατό καθώς δεν υπήρχαν διαθέσιμα τέτοια δεδομένα για όλα τα μεγέθη. Επιπλέον, θα πρέπει να αναφερθεί ότι και η αβεβαιότητα που λαμβάνεται από την προσομοίωση είναι υποεκτιμημένη. Πιο συγκεκριμένα στον υπολογισμό της δεν έχουν ληφθεί υπόψη αβεβαιότητες οι οποίες σχετίζονται με τις χρησιμοποιούμενες βιβλιοθήκες πυρηνικών δεδομένων (π.χ. ενεργές διατομές υλικών) καθώς και οι οποίες αβεβαιότητες εισάγονται εξαιτίας των γεωμετρικών χαρακτηριστικών της πηγής που χρησιμοποιήθηκαν κατά την προσομοίωση.

Όπως προκύπτει από την παραπάνω ανάλυση, η μεθοδολογία που αναπτύχθηκε και εφαρμόστηκε για τον προσδιορισμό του ρυθμού δόσης εξαιτίας μία πηγής HDR βραχυθεραπείας, μέσω προσομοίωσης Monte-Carlo, δίνει αρκετά ικανοποιητικά αποτελέσματα, τα οποία είναι σε καλή συμφωνία με τους αντίστοιχους θεωρητικούς υπολογισμούς.

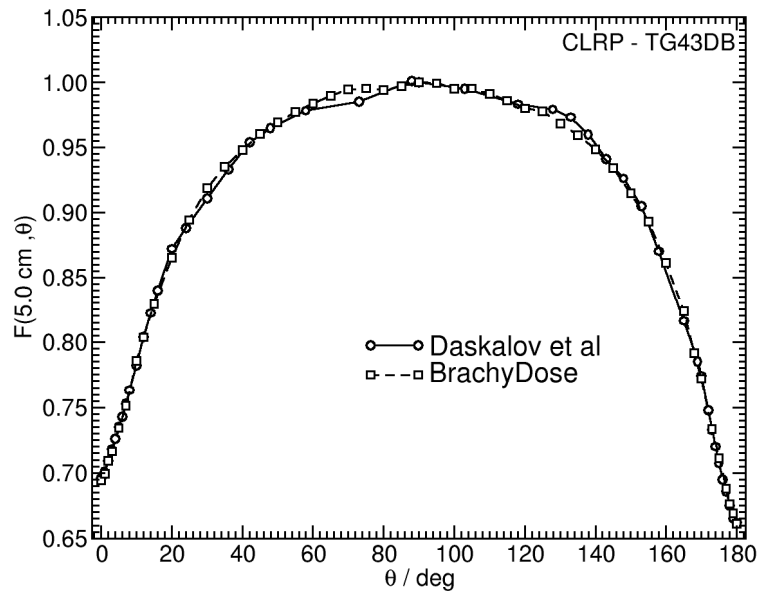
Σχήματα Κεφαλαίου 4



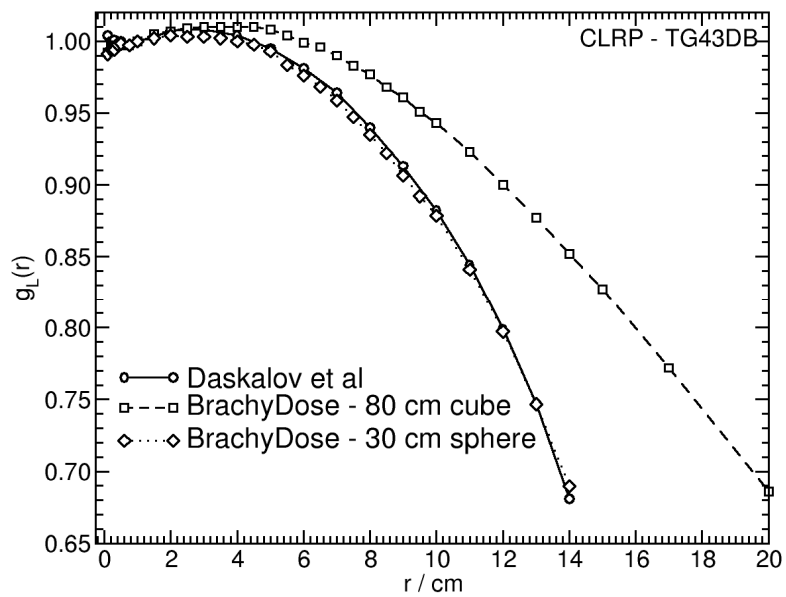
Σχήμα 4.3: Τιμές της συνάρτησης ανισοτροπίας συναρτήσει της γωνίας θ του σημείου $P(r,\theta)$ για $r=0.25\text{cm}$



Σχήμα 4.4: Τιμές της συνάρτησης ανισοτροπίας συναρτήσει της γωνίας θ του σημείου $P(r,\theta)$ για $r=1.0\text{cm}$



Σχήμα 4.5: Τιμές της συνάρτησης ανισοτροπίας συναρτήσει της γωνίας θ του σημείου $P(r, \theta)$ για $r=5.0\text{cm}$



Σχήμα 4.8: Γράφημα της συνάρτησης ακτινικής δόσης


```
TITLE shmeiakh phgh perivallomenh apo kelyfh
```

```
>>>>>>> Source definition.
```

```
SKPAR 2
```

```
SPECTR 10.0e4 0.0  
SPECTR 10.1e4 0.0  
SPECTR 10.2e4 0.0  
SPECTR 10.3e4 0.0  
SPECTR 10.4e4 0.0  
SPECTR 10.5e4 0.0  
SPECTR 10.6e4 0.0  
SPECTR 10.7e4 0.0  
SPECTR 10.8e4 0.0  
SPECTR 10.9e4 0.0  
SPECTR 11.0e4 0.0  
SPECTR 11.1e4 0.0  
SPECTR 11.2e4 0.0  
SPECTR 11.3e4 0.0  
SPECTR 11.4e4 0.0  
SPECTR 11.5e4 0.0  
SPECTR 11.6e4 0.0  
SPECTR 11.7e4 0.0  
SPECTR 11.8e4 0.0  
SPECTR 11.9e4 0.0  
SPECTR 12.0e4 0.5  
SPECTR 12.1e4 0.0  
SPECTR 12.2e4 0.0  
SPECTR 12.3e4 0.0  
SPECTR 12.4e4 0.0  
SPECTR 12.5e4 0.0  
SPECTR 12.6e4 0.0  
SPECTR 12.7e4 0.0  
SPECTR 12.8e4 0.0  
SPECTR 12.9e4 0.0  
SPECTR 13.0e4 0.0  
SPECTR 13.1e4 0.0  
SPECTR 13.2e4 0.0  
SPECTR 13.3e4 0.0  
SPECTR 13.4e4 0.0  
SPECTR 13.5e4 0.0  
SPECTR 13.6e4 0.0  
SPECTR 13.7e4 0.0  
SPECTR 13.8e4 0.0  
SPECTR 13.9e4 0.0  
SPECTR 14.0e4 0.0  
SPECTR 14.1e4 0.0  
SPECTR 14.2e4 0.0  
SPECTR 14.3e4 0.0  
SPECTR 14.4e4 0.0  
SPECTR 14.5e4 0.0
```

Σχήμα 4.15: Αρχείο εισόδου του ανιχνευτή αλληλεπίδρασης impact.in της προσομοίωσης της εφαρμογής για την εισαγωγή διακριτού φάσματος

(...συνέχεια του Σχήματος 4.15)

```
SPECTR 14.6e4 0.0
SPECTR 14.7e4 0.0
SPECTR 14.8e4 0.0
SPECTR 14.9e4 0.0
SPECTR 15.0e4 0.5
SPECTR 15.1e4 0.0
SPECTR 15.2e4 0.0
SPECTR 15.3e4 0.0
SPECTR 15.4e4 0.0
SPECTR 15.5e4 0.0
SPECTR 15.6e4 0.0
SPECTR 15.7e4 0.0
SPECTR 15.8e4 0.0
SPECTR 15.9e4 0.0
SPECTR 16.0e4 0.0
SPECTR 16.1e4 0.0
SPECTR 16.2e4 0.0
SPECTR 16.3e4 0.0
SPECTR 16.4e4 0.0
SPECTR 16.5e4 0.0
SPECTR 16.6e4 0.0
SPECTR 16.7e4 0.0
SPECTR 16.8e4 0.0
SPECTR 16.9e4 0.0
SPECTR 17.0e4 0.0
SPECTR 17.1e4 0.0
SPECTR 17.2e4 0.0
SPECTR 17.3e4 0.0
SPECTR 17.4e4 0.0
SPECTR 17.5e4 0.0
SPECTR 17.6e4 0.0
SPECTR 17.7e4 0.0
SPECTR 17.8e4 0.0
SPECTR 17.9e4 0.0
SPECTR 18.0e4 0.2
SPECTR 18.1e4 0.0
SPECTR 18.2e4 0.0
SPECTR 18.3e4 0.0
SPECTR 18.4e4 0.0
SPECTR 18.5e4 0.0
SPECTR 18.6e4 0.0
SPECTR 18.7e4 0.0
SPECTR 18.8e4 0.0
SPECTR 18.9e4 0.0
SPECTR 19.0e4 0.0
SPECTR 19.1e4 0.0
SPECTR 19.2e4 0.0
SPECTR 19.3e4 0.0
SPECTR 19.4e4 0.0
SPECTR 19.5e4 0.0
SPECTR 19.6e4 0.0
SPECTR 19.7e4 0.0
SPECTR 19.8e4 0.0
SPECTR 19.9e4 0.0
SPECTR 20.0e4 -0.0
SPOSIT 0 0 0
SDIREC 0 0
```

[Coordinates of the source]
[Beam axis direction angles, in deg]

(...συνέχεια του Σχήματος 4.15)

```
SAPERT 180 [Beam aperture, in deg]

>>>>>>> Material data and simulation parameters.
NMAT 1 [Number of different materials, .1e.10]
SIMPAN 1 1.00e3 1.000e2 1.00e3 0.1 0.1 1.00e3 1.00e3

The following material data file must be copied from directory
..\mains\pencyl\ to the working directory.
PFNAME imp.mat [Material definition file, 20 chars]

>>>>>>> Geometry definition file.
GEOMFN impact.geo [Geometry definition file, 20 chars]

>>>>>>> Emerging particles. Energy and angular distributions.
NBE 1e3 6.4e4 100 [E-interval and no. of energy bins]
NBTH 45 [No. of bins for the polar angle THETA]
NBPH 18 [No. of bins for the azimuthal angle PHI]

>>>>>>> Impact detectors (up to 5 different detectors).
IMPDET 1e5 2.5e5 100 -1 [Energy window, no. of channels and IPSF]
IDSPC pm_spc_impdet_1.dat [Output spectrum file name, 20 chars]
IDBODY 1 [Active body; one line for each active body]
IDKPAR 2 [Kind of detected particles, one line each]

>>>>>>> Job properties
RESUME dump1.dat [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump1.dat [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 300 [Dumping period, in sec]

NSIMSH 1.0e8 [Desired number of simulated showers]
TIME 2.0e8 [Allotted simulation time, in sec]
```

```

TITLE Ir-192 source

>>>>>>> Source definition.
SKPAR 2
SPECTR 0.0e3 0.0
SPECTR 5.0e3 0.055559e8
SPECTR 10.0e3 0.0
SPECTR 15.0e3 0.0
SPECTR 20.0e3 0.0
SPECTR 25.0e3 0.0
SPECTR 30.0e3 0.0
SPECTR 35.0e3 0.0
SPECTR 40.0e3 0.0
SPECTR 45.0e3 0.0
SPECTR 50.0e3 0.0
SPECTR 55.0e3 0.0
SPECTR 60.0e3 0.030878e8
SPECTR 65.0e3 0.071547e8
SPECTR 70.0e3 0.008399e8
SPECTR 75.0e3 0.019675e8
SPECTR 80.0e3 0.0
SPECTR 85.0e3 0.0
SPECTR 90.0e3 0.0
SPECTR 95.0e3 0.0
SPECTR 10.0e4 0.0
SPECTR 10.5e4 0.0
SPECTR 11.0e4 0.0
SPECTR 11.5e4 0.0
SPECTR 12.0e4 0.0
SPECTR 12.5e4 0.0
SPECTR 13.0e4 0.0
SPECTR 13.5e4 0.001806e8
SPECTR 14.0e4 0.0
SPECTR 14.5e4 0.0
SPECTR 15.0e4 0.0
SPECTR 15.5e4 0.0
SPECTR 16.0e4 0.0
SPECTR 16.5e4 0.0
SPECTR 17.0e4 0.0
SPECTR 17.5e4 0.0
SPECTR 18.0e4 0.0
SPECTR 18.5e4 0.0
SPECTR 19.0e4 0.0
SPECTR 19.5e4 0.0
SPECTR 20.0e4 0.004674e8
SPECTR 20.5e4 0.032873e8
SPECTR 21.0e4 0.0
SPECTR 21.5e4 0.0

```

Σχήμα 4.17: Αρχείο εισόδου του ανιχνευτή για την παρατήρηση του ενεργειακού φάσματος φωτονίων που εκπέμπονται από την πηγή ^{192}Ir

(...συνέχεια του Σχήματος 4.17)

```
SPECTR 22.0e4 0.0
SPECTR 22.5e4 0.0
SPECTR 23.0e4 0.0
SPECTR 23.5e4 0.0
SPECTR 24.0e4 0.0
SPECTR 24.5e4 0.0
SPECTR 25.0e4 0.0
SPECTR 25.5e4 0.0
SPECTR 26.0e4 0.0
SPECTR 26.5e4 0.0
SPECTR 27.0e4 0.0
SPECTR 27.5e4 0.0
SPECTR 28.0e4 0.002615e8
SPECTR 28.5e4 0.0
SPECTR 29.0e4 0.0
SPECTR 29.5e4 0.29015e8
SPECTR 30.0e4 0.0
SPECTR 30.5e4 0.29678e8
SPECTR 31.0e4 0.0
SPECTR 31.5e4 0.82853e8
SPECTR 32.0e4 0.0
SPECTR 32.5e4 0.0
SPECTR 33.0e4 0.0
SPECTR 33.5e4 0.0
SPECTR 34.0e4 0.0
SPECTR 34.5e4 0.0
SPECTR 35.0e4 0.0
SPECTR 35.5e4 0.0
SPECTR 36.0e4 0.0
SPECTR 36.5e4 0.0
SPECTR 37.0e4 0.007264e8
SPECTR 37.5e4 0.0
SPECTR 38.0e4 0.0
SPECTR 38.5e4 0.0
SPECTR 39.0e4 0.0
SPECTR 39.5e4 0.0
SPECTR 40.0e4 0.0
SPECTR 40.5e4 0.0
SPECTR 41.0e4 0.0
SPECTR 41.5e4 0.006645e8
SPECTR 42.0e4 0.000797e8
SPECTR 42.5e4 0.0
SPECTR 43.0e4 0.0
SPECTR 43.5e4 0.0
SPECTR 44.0e4 0.0
SPECTR 44.5e4 0.0
SPECTR 45.0e4 0.0
SPECTR 45.5e4 0.0
SPECTR 46.0e4 0.0
SPECTR 46.5e4 0.48055e8
SPECTR 47.0e4 0.0
SPECTR 47.5e4 0.0
SPECTR 48.0e4 0.031628e8
SPECTR 48.5e4 0.003985e8
SPECTR 49.0e4 0.0
SPECTR 49.5e4 0.0
SPECTR 50.0e4 0.0
```

(...συνέχεια του Σχήματος 4.17)

```
SPECTR 50.5e4 0.0
SPECTR 51.0e4 0.0
SPECTR 51.5e4 0.0
SPECTR 52.0e4 0.0
SPECTR 52.5e4 0.0
SPECTR 53.0e4 0.0
SPECTR 53.5e4 0.0
SPECTR 54.0e4 0.0
SPECTR 54.5e4 0.0
SPECTR 55.0e4 0.0
SPECTR 55.5e4 0.0
SPECTR 56.0e4 0.0
SPECTR 56.5e4 0.0
SPECTR 57.0e4 0.0
SPECTR 57.5e4 0.0
SPECTR 58.0e4 0.0
SPECTR 58.5e4 0.045735e8
SPECTR 59.0e4 0.0
SPECTR 59.5e4 0.0
SPECTR 60.0e4 0.082024e8
SPECTR 60.5e4 0.0
SPECTR 61.0e4 0.053357e8
SPECTR 61.5e4 0.0
SPECTR 62.0e4 0.0
SPECTR 62.5e4 0.0
SPECTR 63.0e4 0.0
SPECTR 63.5e4 0.0
SPECTR 64.0e4 0.0
SPECTR 64.5e4 0.0
SPECTR 65.0e4 0.0
SPECTR 65.5e4 0.0
SPECTR 66.0e4 0.0
SPECTR 66.5e4 0.0
SPECTR 67.0e4 0.0
SPECTR 67.5e4 0.0
SPECTR 68.0e4 0.0
SPECTR 68.5e4 0.0
SPECTR 69.0e4 0.0
SPECTR 69.5e4 0.0
SPECTR 70.0e4 0.0
SPECTR 70.5e4 0.0
SPECTR 71.0e4 0.0
SPECTR 71.5e4 0.0
SPECTR 72.0e4 0.0
SPECTR 72.5e4 0.0
SPECTR 73.0e4 0.0
SPECTR 73.5e4 0.0
SPECTR 74.0e4 0.0
SPECTR 74.5e4 0.0
SPECTR 75.0e4 0.0
SPECTR 75.5e4 0.0
SPECTR 76.0e4 0.0
SPECTR 76.5e4 0.0
```

(...συνέχεια του Σχήματος 4.17)

```
SPECTR 77.0e4 0.0
SPECTR 77.5e4 0.0
SPECTR 78.0e4 0.0
SPECTR 78.5e4 0.0
SPECTR 79.0e4 0.0
SPECTR 79.5e4 0.0
SPECTR 80.0e4 0.0
SPECTR 80.5e4 0.0
SPECTR 81.0e4 0.0
SPECTR 81.5e4 0.0
SPECTR 82.0e4 0.0
SPECTR 82.5e4 0.0
SPECTR 83.0e4 0.0
SPECTR 83.5e4 0.0
SPECTR 84.0e4 0.0
SPECTR 84.5e4 0.0
SPECTR 85.0e4 0.0
SPECTR 85.5e4 0.0
SPECTR 86.0e4 0.0
SPECTR 86.5e4 0.0
SPECTR 87.0e4 0.000986e8
SPECTR 87.5e4 0.0
SPECTR 88.0e4 0.003016e8
SPECTR 88.5e4 0.0
SPECTR 89.0e4 0.0
SPECTR 89.5e4 0.0
SPECTR 90.0e4 -0.0
SPOSIT 0 0 0 [Coordinates of the source]
SDIREC 0 0 [Beam axis direction angles, in deg]
SAPERT 180 [Beam aperture, in deg]

>>>>>>> Material data and simulation parameters.
NMAT 4 [Number of different materials, .1e.10]
SIMPAR 1 8.800e2 8.800e2 8.800e2 0.1 0.1 8.800e2 8.800e2
SIMPAR 2 8.800e2 8.800e2 8.800e2 0.1 0.1 8.800e2 8.800e2
SIMPAR 3 8.800e2 8.800e2 8.800e2 0.1 0.1 8.800e2 8.800e2
SIMPAR 4 8.800e2 8.800e2 8.800e2 0.1 0.1 8.800e2 8.800e2

The following material data file must be copied from
directory
..\mains\pencyl\ to the working directory.
PFILENAME hdr.mat [Material definition file, 20 chars]

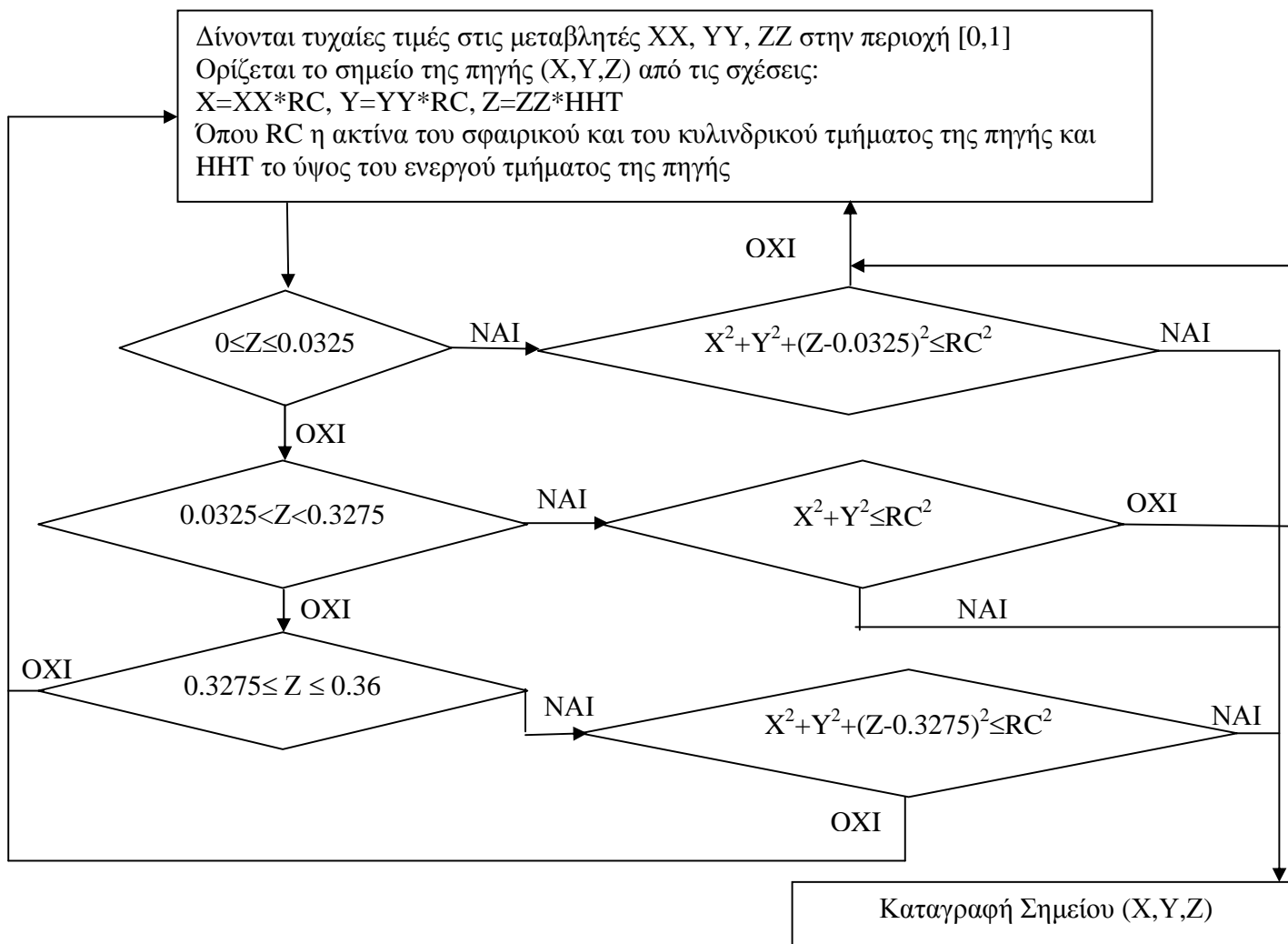
>>>>>>> Geometry definition file.
GEOMFN hdr.geo [Geometry definition file, 20 chars]

>>>>>>> Emerging particles.Energy and angular
distributions.
NBE 1e3 6.4e4 100 [E-interval and no. of energy bins]
NBTH 45 [No. of bins for the polar angle THETA]
NBPH 18 [No. of bins for the azimuthal angle PHI]
```

(...συνέχεια του Σχήματος 4.17)

```
>>>>>>> Impact detectors (up to 5 different detectors).
IMPDET 0e3 9.0e5 180 -1 [Energy window, no. of channels and IPSF]
IDSPC pm_spc_impdet_1.dat [Output spectrum file name, 20 chars]
IDBODY 8 [Active body; one line for each active body]
IDKPAR 2 [Kind of detected particles, one line each]

>>>>>>> Job properties
RESUME dump1.dat [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump1.dat [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 10000 [Dumping period, in sec]
NSIMSH 1.0e8 [Desired number of simulated showers]
TIME 2.0e8 [Allotted simulation time, in sec]
```



Σχήμα 4.20: Λογικό διάγραμμα τμήματος του προγράμματος renmain.f, για τον ορισμό της πηγής όγκου του εξεταζόμενου προβλήματος

```

C ---- Initial position ...
      HH1=0.D0
      HH2=0.0325D0
      HH3=0.3275D0
      HHT=0.36D0
      RC=0.0325D0
      OPEN(99,FILE='PANW_SFAIRA.dat')
      OPEN(98,FILE='KYLINDROS.dat')
      OPEN(97,FILE='KATW_SFAIRA.dat')
15344 ZZ=RAND(1.0D0)
      Z=ZZ*HHT
      XX=RAND(1.0D0)
      YY=RAND(1.0D0)
      X=XX*RC
      Y=YY*RC
      IF(Z.GE.HH1 .AND. Z.LE.HH2) THEN
        ESOTERO=X**2.D0+Y**2.D0+(Z-0.0325D0)**2.D0
        AX=RAND(1.0D0)
        AY=RAND(1.0D0)
        IF(AX.LT.0.5D0) X=-X
        IF(AY.LT.0.5D0) Y=-Y
        IF(ESOTERO.GT.0.0325D0**2) THEN
          GOTO 15344
endif
      WRITE(97,112) X, Y, Z, ESOTERO
112   FORMAT (F30.27,3X,F30.27,3X,F30.27,3X,F30.27
ENDIF
      IF(Z.GT.HH2 .AND. Z.LT.HH3) THEN
        ESO=X**2+Y**2
        WX=RAND(1.D0)
        WY=RAND(1.D0)
        IF(WX.LT.0.5D0) X=-X
        IF(WY.LT.0.5D0) Y=-Y
        IF(ESO.GT.RC**2.D0) THEN
          GOTO 15344
ENDIF
      WRITE(98,112) X,Y,Z, ESO
      ENDIF
      IF(Z.GE.HH3 .AND. Z.LE.HHT) THEN
        EDOS=X**2.D0+Y**2.D0+(Z-0.3275D0)**2.D0
        FX=RAND(1.0D0)
        FY=RAND(1.0D0)
        IF(FX.LT.0.5D0) X=-X
        IF(FY.LT.0.5D0) Y=-Y
        IF(EDOS.GT.0.0325D0**2.D0) THEN
          GOTO 15344
        ENDIF
        WRITE(99,112) X,Y,Z, EDOS
      ENDIF

```

Σχήμα 4.21: Τροποποίηση τμήματος του κώδικα PENMAIN για την εισαγωγή της πηγής του εξεταζόμενου προβλήματος.


```

      program katatmhsh
      implicit double precision(a-h,o-z)
      OPEN(99,FILE='PANW_SFAIRA.dat')
      OPEN(98,FILE='KYLINDROS.dat')
      OPEN(97,FILE='KATW_SFAIRA.dat')
      rewind(97)
      rewind(98)
      rewind(99)
      open(77,file='feta KATW sfairas.dat')
58      format(F30.27,3X,F30.27,3X,F30.27)
      do 100 I=1,46755
      read(97,58) x,y,z
100     if(x.ge.-0.001D0.and.x.le.0.001D0) WRITE(77,58) x,Y,Z
      CONTINUE
      open(78,file='feta KYLINDROY.dat')
      do 200 κ=1,636752
      read(98,58) x,y,z
200     if(x.ge.-0.001D0.and.x.le.0.001D0) WRITE(78,58) x,Y,Z
      continue
      open(79,file='feta PANW sfairas.dat')
      do 300 J=1,46459
      read(99,58) x,y,z
300     if(x.ge.-0.001D0.and.x.le.0.001D0) WRITE(79,58) x,Y,Z
      CONTINUE
      STOP
      END

```

Σχήμα 4.22: Ο κώδικας katatmhsh.f καταγραφής των σημείων δειγματοληψίας εντός συγκεκριμένων ορίων της πηγής ¹⁹²Ir.

```

C**** Dose maps on planes perpendicular to the Y-axis (used for
C      plotting).
C
      DO I2=1,NDB(2)
        YY=DXL(2)+(I2-0.5D0)*BDOSE(2)
        WRITE(BUF2,'(I5)') I2
        IF(I2.LT.10) THEN
          OFILE='pm_2d_dose_'//BUF2(5:5)//'.dat'
        ELSE IF(I2.LT.100) THEN
          OFILE='pm_2d_dose_'//BUF2(4:5)//'.dat'
        ELSE IF(I2.LT.1000) THEN
          OFILE='pm_2d_dose_'//BUF2(3:5)//'.dat'
        ENDIF
        OPEN(9,FILE=OFILE)
        WRITE(9,9430) I2,YY
9430  FORMAT(
1     /X,'# Results from PENMAIN. 3D dose distribution.',
1     /X,'# Plane #',I4,' Y= ',1P,E12.5,' cm',
1     /X,'# columns 1 to 3: I1, I2, I3',
1     /X,'# columns 4-6: x, y, z (cm).',
1     /X,'# 7th column: dose (ev/g).',
1     /X,'# 8th column: statistical uncertainty (3 sigma).',/)
      DO I1=1,NDB(1)
        XX=DXL(1)+(I1-0.5D0)*BDOSE(1)
        DO I3=1,NDB(3)
          ZZ=DXL(3)+(I3-0.5D0)*BDOSE(3)
          YAV=DOSE(I1,I2,I3)
          YAV2=DOSE2(I1,I2,I3)
          YERR=3.0D0*SQRT(ABS(YAV2-YAV**2*DF))
          YAV=YAV*DF/VOXEL
          YERR=YERR*DF/VOXEL
          WRITE(9,'(3I4,1X,1P,4E13.5,E9.1)')
1         I1,I2,I3,XX,YY,ZZ,MAX(YAV,1.0D-35),MAX(YERR,1.0D-35)
          ENDDO
          WRITE(9,*) ' '
        ENDDO
        CLOSE(9)
      ENDDO
    ENDDO
  ENDDO
ENDIF

```

Σχήμα 4.24: Τροποποίηση του κώδικα penmain.f ώστε να λαμβάνεται η δόση με τον επιθυμητό τρόπο στα επίπεδα z


```

TITLE Ir-192 source se nero-daktylios apo nero

>>>>>>> Source definition.
SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SPECTR 0.0e3 0.0 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 5.0e3 0.055559e8
SPECTR 10.0e3 0.0
SPECTR 15.0e3 0.0
SPECTR 20.0e3 0.0
SPECTR 25.0e3 0.0
SPECTR 30.0e3 0.0
SPECTR 35.0e3 0.0
SPECTR 40.0e3 0.0
SPECTR 45.0e3 0.0
SPECTR 50.0e3 0.0
SPECTR 55.0e3 0.0
SPECTR 60.0e3 0.030878e8
SPECTR 65.0e3 0.071547e8
SPECTR 70.0e3 0.008399e8
SPECTR 75.0e3 0.019675e8
SPECTR 80.0e3 0.0
SPECTR 85.0e3 0.0
SPECTR 90.0e3 0.0
SPECTR 95.0e3 0.0
SPECTR 10.0e4 0.0
SPECTR 10.5e4 0.0
SPECTR 11.0e4 0.0
SPECTR 11.5e4 0.0
SPECTR 12.0e4 0.0
SPECTR 12.5e4 0.0
SPECTR 13.0e4 0.0
SPECTR 13.5e4 0.001806e8
SPECTR 14.0e4 0.0
SPECTR 14.5e4 0.0
SPECTR 15.0e4 0.0
SPECTR 15.5e4 0.0
SPECTR 16.0e4 0.0
SPECTR 16.5e4 0.0
SPECTR 17.0e4 0.0
SPECTR 17.5e4 0.0
SPECTR 18.0e4 0.0
SPECTR 18.5e4 0.0
SPECTR 19.0e4 0.0
SPECTR 19.5e4 0.0
SPECTR 20.0e4 0.004674e8
SPECTR 20.5e4 0.032873e8
SPECTR 21.0e4 0.0
SPECTR 21.5e4 0.0
SPECTR 22.0e4 0.0
SPECTR 22.5e4 0.0
SPECTR 23.0e4 0.0
SPECTR 23.5e4 0.0
SPECTR 24.0e4 0.0
SPECTR 24.5e4 0.0
SPECTR 25.0e4 0.0
SPECTR 25.5e4 0.0
SPECTR 26.0e4 0.0
SPECTR 26.5e4 0.0
SPECTR 27.0e4 0.0
SPECTR 27.5e4 0.0

```

Σχήμα 4.29: Αρχείο εισόδου hdr.in που περιλαμβάνει τον ανιχνευτή αποτιθέμενης ενέργειας

(...συνέχεια του Σχήματος 4.29)

```
SPECTR 28.0e4 0.002615e8
SPECTR 28.5e4 0.0
SPECTR 29.0e4 0.0
SPECTR 29.5e4 0.29015e8
SPECTR 30.0e4 0.0
SPECTR 30.5e4 0.29678e8
SPECTR 31.0e4 0.0
SPECTR 31.5e4 0.82853e8
SPECTR 32.0e4 0.0
SPECTR 32.5e4 0.0
SPECTR 33.0e4 0.0
SPECTR 33.5e4 0.0
SPECTR 34.0e4 0.0
SPECTR 34.5e4 0.0
SPECTR 35.0e4 0.0
SPECTR 35.5e4 0.0
SPECTR 36.0e4 0.0
SPECTR 36.5e4 0.0
SPECTR 37.0e4 0.007264e8
SPECTR 37.5e4 0.0
SPECTR 38.0e4 0.0
SPECTR 38.5e4 0.0
SPECTR 39.0e4 0.0
SPECTR 39.5e4 0.0
SPECTR 40.0e4 0.0
SPECTR 40.5e4 0.0
SPECTR 41.0e4 0.0
SPECTR 41.5e4 0.006645e8
SPECTR 42.0e4 0.000797e8
SPECTR 42.5e4 0.0
SPECTR 43.0e4 0.0
SPECTR 43.5e4 0.0
SPECTR 44.0e4 0.0
SPECTR 44.5e4 0.0
SPECTR 45.0e4 0.0
SPECTR 45.5e4 0.0
SPECTR 46.0e4 0.0
SPECTR 46.5e4 0.48055e8
SPECTR 47.0e4 0.0
SPECTR 47.5e4 0.0
SPECTR 48.0e4 0.031628e8
SPECTR 48.5e4 0.003985e8
SPECTR 49.0e4 0.0
SPECTR 49.5e4 0.0
SPECTR 50.0e4 0.0
SPECTR 50.5e4 0.0
SPECTR 51.0e4 0.0
SPECTR 51.5e4 0.0
SPECTR 52.0e4 0.0
SPECTR 52.5e4 0.0
SPECTR 53.0e4 0.0
SPECTR 53.5e4 0.0
SPECTR 54.0e4 0.0
SPECTR 54.5e4 0.0
SPECTR 55.0e4 0.0
SPECTR 55.5e4 0.0
SPECTR 56.0e4 0.0
SPECTR 56.5e4 0.0
```


(...συνέχεια του Σχήματος 4.29)

```
SPECTR 57.0e4 0.0
SPECTR 57.5e4 0.0
SPECTR 58.0e4 0.0
SPECTR 58.5e4 0.045735e8
SPECTR 59.0e4 0.0
SPECTR 59.5e4 0.0
SPECTR 60.0e4 0.082024e8
SPECTR 60.5e4 0.0
SPECTR 61.0e4 0.053357e8
SPECTR 61.5e4 0.0
SPECTR 62.0e4 0.0
SPECTR 62.5e4 0.0
SPECTR 63.0e4 0.0
SPECTR 63.5e4 0.0
SPECTR 64.0e4 0.0
SPECTR 64.5e4 0.0
SPECTR 65.0e4 0.0
SPECTR 65.5e4 0.0
SPECTR 66.0e4 0.0
SPECTR 66.5e4 0.0
SPECTR 67.0e4 0.0
SPECTR 67.5e4 0.0
SPECTR 68.0e4 0.0
SPECTR 68.5e4 0.0
SPECTR 69.0e4 0.0
SPECTR 69.5e4 0.0
SPECTR 70.0e4 0.0
SPECTR 70.5e4 0.0
SPECTR 71.0e4 0.0
SPECTR 71.5e4 0.0
SPECTR 72.0e4 0.0
SPECTR 72.5e4 0.0
SPECTR 73.0e4 0.0
SPECTR 73.5e4 0.0
SPECTR 74.0e4 0.0
SPECTR 74.5e4 0.0
SPECTR 75.0e4 0.0
SPECTR 75.5e4 0.0
SPECTR 76.0e4 0.0
SPECTR 76.5e4 0.0
SPECTR 77.0e4 0.0
SPECTR 77.5e4 0.0
SPECTR 78.0e4 0.0
SPECTR 78.5e4 0.0
SPECTR 79.0e4 0.0
SPECTR 79.5e4 0.0
SPECTR 80.0e4 0.0
SPECTR 80.5e4 0.0
SPECTR 81.0e4 0.0
SPECTR 81.5e4 0.0
SPECTR 82.0e4 0.0
SPECTR 82.5e4 0.0
SPECTR 83.0e4 0.0
SPECTR 83.5e4 0.0
SPECTR 84.0e4 0.0
SPECTR 84.5e4 0.0
SPECTR 85.0e4 0.0
SPECTR 85.5e4 0.0
SPECTR 86.0e4 0.0
```

(...συνέχεια του Σχήματος 4.29)

```
SPECTR 86.5e4 0.0
SPECTR 87.0e4 0.000986e8
SPECTR 87.5e4 0.0
SPECTR 88.0e4 0.003016e8
SPECTR 88.5e4 0.0
SPECTR 89.0e4 0.0
SPECTR 89.5e4 0.0
SPECTR 90.0e4 -0.0
SPOSIT 0 0 0 [Coordinates of the source]
SDIREC 0 0 [Beam axis direction angles, in deg]
SAPERT 180 [Beam aperture, in deg]

>>>>>>> Material data and simulation parameters.
NMAT 4 [Number of different materials, .1e.10]
SIMPARG 1 8.8e2 8.8e2 8.8e2 0.1 0.1 8.8e2 8.8e2
SIMPARG 2 8.8e2 8.8e2 8.8e2 0.1 0.1 8.8e2 8.8e2
SIMPARG 3 8.8e2 8.8e2 8.8e2 0.1 0.1 8.8e2 8.8e2
SIMPARG 4 8.8e2 8.8e2 8.8e2 0.1 0.1 8.8e2 8.8e2

The following material data file must be copied from directory
..\mains\pencyl\ to the working directory.
PFNAME hdr.mat [Material definition file, 20 chars]

>>>>>>> Geometry definition file.
GEOMFN hdr.geo [Geometry definition file, 20 chars]

>>>>>>> Emerging particles. Energy and angular distributions.
NBE 1e3 1.3e6 100 [E-interval and no. of energy bins]
NBTH 45 [No. of bins for the polar angle THETA]
NBPH 18 [No. of bins for the azimuthal angle PHI]

>>>>>>> Energy deposition detectors (up to 5).
ENDDDET 0.0e3 9e5 180 [Energy window and number of channels]
EDBODY 8 [Active body; one line for each body]

>>>>>>> Job properties
RESUME dump1.dat [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump1.dat [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 36000 [Dumping period, in sec]
NSIMSH 1e8 [Desired number of simulated showers]
TIME 1.0e9 [Allotted simulation time, in sec]
```

Πίνακες Κεφαλαίου 4

Theta /deg	Radius / cm											
	0.25	0.50	1.00	2.00	3.00	4.00	5.00	7.50	10.00	12.50	15.00	20.00
0	-	0.667	0.630	0.635	0.658	0.677	0.694	0.741	0.775	0.800	0.819	0.848
1	-	0.665	0.628	0.638	0.659	0.681	0.699	0.744	0.780	0.803	0.822	0.850
2	-	0.665	0.632	0.645	0.669	0.691	0.709	0.751	0.783	0.807	0.826	0.851
3	-	0.666	0.639	0.654	0.677	0.699	0.717	0.757	0.786	0.811	0.830	0.854
5	-	0.675	0.660	0.677	0.698	0.716	0.734	0.773	0.801	0.823	0.837	0.863
7	-	0.694	0.687	0.703	0.721	0.738	0.751	0.787	0.812	0.833	0.846	0.869
10	-	0.733	0.727	0.742	0.759	0.773	0.785	0.815	0.837	0.852	0.863	0.879
12	0.807	0.759	0.754	0.766	0.780	0.794	0.804	0.831	0.851	0.865	0.874	0.890
15	0.838	0.793	0.788	0.799	0.811	0.822	0.829	0.853	0.868	0.880	0.887	0.900
20	0.881	0.843	0.839	0.845	0.854	0.860	0.865	0.882	0.896	0.902	0.907	0.917
25	0.912	0.880	0.875	0.881	0.887	0.893	0.894	0.907	0.915	0.921	0.925	0.934
30	0.934	0.908	0.904	0.908	0.913	0.918	0.919	0.927	0.932	0.938	0.939	0.945
35	0.949	0.929	0.929	0.928	0.932	0.936	0.935	0.944	0.948	0.950	0.952	0.955
40	0.961	0.946	0.948	0.945	0.947	0.948	0.948	0.954	0.957	0.961	0.961	0.965
45	0.970	0.959	0.958	0.959	0.961	0.962	0.960	0.966	0.968	0.971	0.969	0.974
50	0.977	0.969	0.969	0.969	0.970	0.970	0.969	0.973	0.977	0.977	0.977	0.980
55	0.984	0.978	0.977	0.978	0.980	0.980	0.977	0.980	0.985	0.983	0.982	0.988
60	0.989	0.984	0.983	0.985	0.984	0.982	0.984	0.986	0.989	0.988	0.988	0.992
65	0.993	0.990	0.991	0.990	0.990	0.990	0.990	0.991	0.992	0.994	0.992	0.996
70	0.995	0.993	0.995	0.994	0.995	0.996	0.995	0.995	0.995	0.995	0.996	0.994
75	0.998	0.996	0.994	0.996	0.996	0.996	0.995	0.997	0.995	0.998	0.997	0.996
80	0.999	0.999	0.999	0.999	0.998	0.996	0.994	0.997	0.998	0.999	0.996	0.999
85	1.000	1.001	1.002	1.000	1.001	1.000	0.997	1.000	1.000	1.001	0.999	1.001
90	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
95	1.000	0.999	1.001	0.999	1.000	1.000	0.999	1.001	1.003	1.000	0.999	0.998
100	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	0.998	0.995	0.998	0.998	0.999	0.999	1.002
105	0.998	0.997	1.002	0.997	0.997	0.996	0.995	0.997	0.996	0.997	0.997	0.998
110	0.996	0.994	0.993	0.993	0.994	0.993	0.991	0.992	0.994	0.995	0.995	0.997
115	0.994	0.990	0.991	0.989	0.989	0.988	0.986	0.990	0.991	0.991	0.991	0.994
120	0.989	0.986	0.987	0.983	0.984	0.984	0.980	0.986	0.987	0.987	0.986	0.989
125	0.986	0.979	0.978	0.977	0.979	0.979	0.978	0.979	0.980	0.982	0.979	0.986
130	0.978	0.969	0.971	0.969	0.970	0.969	0.969	0.973	0.975	0.975	0.975	0.978
135	0.971	0.960	0.961	0.958	0.960	0.960	0.959	0.964	0.968	0.969	0.968	0.973
140	0.962	0.946	0.948	0.944	0.947	0.948	0.948	0.953	0.957	0.960	0.960	0.964
145	0.950	0.930	0.927	0.926	0.931	0.934	0.934	0.942	0.947	0.950	0.949	0.956

Πίνακας 4.5: Τιμές της συνάρτησης ανισοτροπίας για την πηγή microSelectron v2 (L = 0.36 cm)

(...συνέχεια του Πίνακα 4.5)

Theta /deg	0.25	0.50	1.00	2.00	3.00	4.00	5.00	7.50	10.00	12.50	15.00	20.00
150	0.934	0.908	0.903	0.906	0.911	0.914	0.915	0.925	0.930	0.934	0.939	0.944
155	0.912	0.877	0.874	0.878	0.884	0.888	0.893	0.904	0.912	0.920	0.924	0.931
160	0.881	0.841	0.834	0.840	0.849	0.857	0.861	0.879	0.890	0.899	0.904	0.914
165	0.834	0.785	0.779	0.791	0.803	0.815	0.824	0.845	0.862	0.874	0.883	0.896
168	0.797	0.745	0.740	0.754	0.769	0.782	0.791	0.821	0.841	0.857	0.868	0.884
170	-	0.715	0.711	0.725	0.743	0.759	0.772	0.803	0.825	0.842	0.857	0.876
173	-	0.667	0.657	0.678	0.699	0.717	0.734	0.772	0.800	0.821	0.836	0.860
175	-	-	0.621	0.646	0.671	0.692	0.711	0.753	0.782	0.808	0.824	0.850
177	-	-	0.588	0.616	0.642	0.668	0.688	0.733	0.767	0.793	0.813	0.842
178	-	-	0.579	0.603	0.630	0.654	0.676	0.725	0.761	0.788	0.808	0.838
179	-	-	0.579	0.595	0.621	0.645	0.669	0.718	0.755	0.785	0.804	0.836
180	-	-	0.579	0.592	0.618	0.640	0.661	0.711	0.746	0.779	0.797	0.830
$\varphi_{an}(\mathbf{r})$	1.160	1.011	0.971	0.962	0.962	0.962	0.962	0.967	0.970	0.973	0.973	0.977

Radius / cm												
Theta /deg	0.25	0.50	1.00	2.00	3.00	4.00	5.00	7.50	10.00	12.50	15.00	20.00
0	-	0.16	0.35	0.13	0.19	0.24	0.29	0.20	0.26	0.16	0.19	0.26
1	-	0.12	0.25	0.11	0.14	0.17	0.21	0.14	0.18	0.11	0.13	0.18
2	-	0.11	0.24	0.09	0.13	0.17	0.21	0.14	0.18	0.11	0.13	0.18
3	-	0.11	0.24	0.09	0.13	0.17	0.20	0.14	0.18	0.11	0.13	0.18
5	-	0.11	0.24	0.09	0.13	0.17	0.20	0.14	0.18	0.11	0.13	0.18
7	-	0.11	0.23	0.09	0.13	0.17	0.20	0.14	0.18	0.11	0.13	0.18
10	-	0.11	0.22	0.09	0.13	0.16	0.20	0.14	0.18	0.11	0.13	0.18
12	0.04	0.11	0.22	0.09	0.12	0.16	0.19	0.14	0.18	0.11	0.13	0.18
15	0.04	0.10	0.21	0.08	0.12	0.16	0.19	0.14	0.17	0.11	0.13	0.18
20	0.04	0.10	0.21	0.08	0.12	0.15	0.19	0.13	0.17	0.11	0.13	0.18
25	0.04	0.10	0.20	0.08	0.12	0.15	0.18	0.13	0.17	0.11	0.13	0.18
30	0.04	0.10	0.20	0.08	0.11	0.15	0.18	0.13	0.17	0.11	0.13	0.18
35	0.04	0.10	0.20	0.08	0.11	0.15	0.18	0.13	0.17	0.10	0.13	0.18
40	0.05	0.10	0.19	0.08	0.11	0.15	0.18	0.13	0.17	0.10	0.13	0.18
45	0.05	0.10	0.19	0.08	0.11	0.14	0.18	0.13	0.17	0.10	0.13	0.17
50	0.05	0.10	0.19	0.08	0.11	0.14	0.18	0.13	0.17	0.10	0.13	0.17
55	0.05	0.10	0.19	0.07	0.11	0.14	0.18	0.13	0.17	0.10	0.12	0.17
60	0.05	0.10	0.19	0.07	0.11	0.14	0.17	0.13	0.17	0.10	0.12	0.17
65	0.05	0.10	0.19	0.07	0.11	0.14	0.17	0.13	0.17	0.10	0.12	0.17
70	0.05	0.10	0.19	0.07	0.11	0.14	0.17	0.13	0.17	0.10	0.12	0.17
75	0.05	0.10	0.19	0.07	0.11	0.14	0.17	0.13	0.17	0.10	0.12	0.17
80	0.05	0.10	0.19	0.07	0.11	0.14	0.18	0.13	0.17	0.10	0.12	0.17
85	0.05	0.10	0.19	0.08	0.11	0.14	0.18	0.13	0.17	0.10	0.13	0.17
90	0.05	0.10	0.19	0.08	0.11	0.15	0.18	0.13	0.17	0.10	0.13	0.18
95	0.05	0.10	0.19	0.08	0.11	0.14	0.18	0.13	0.17	0.10	0.13	0.17
100	0.05	0.10	0.19	0.07	0.11	0.14	0.18	0.13	0.17	0.10	0.12	0.17
105	0.05	0.10	0.19	0.07	0.11	0.14	0.17	0.13	0.17	0.10	0.12	0.17
110	0.05	0.10	0.19	0.07	0.11	0.14	0.17	0.13	0.17	0.10	0.12	0.17
115	0.05	0.10	0.19	0.07	0.11	0.14	0.17	0.13	0.17	0.10	0.12	0.17
120	0.05	0.10	0.19	0.07	0.11	0.14	0.18	0.13	0.17	0.10	0.12	0.17
125	0.05	0.10	0.19	0.07	0.11	0.14	0.18	0.13	0.17	0.10	0.12	0.17
130	0.05	0.10	0.19	0.08	0.11	0.14	0.18	0.13	0.17	0.10	0.13	0.17
135	0.05	0.10	0.19	0.08	0.11	0.14	0.18	0.13	0.17	0.10	0.13	0.17
140	0.05	0.10	0.19	0.08	0.11	0.15	0.18	0.13	0.17	0.10	0.13	0.18
145	0.04	0.10	0.20	0.08	0.11	0.15	0.18	0.13	0.17	0.10	0.13	0.18

Πίνακας 4.6: Στατιστικές αβεβαιότητες (%) των τιμών της συνάρτησης ανισοτροπίας για την πηγή microSelectron v2 (L = 0.36 cm)

(...συνέχεια του Πίνακα 4.6)

Theta /deg	Radius / cm											
	0.25	0.50	1.00	2.00	3.00	4.00	5.00	7.50	10.00	12.50	15.00	20.00
150	0.04	0.10	0.20	0.08	0.11	0.15	0.18	0.13	0.17	0.11	0.13	0.18
155	0.04	0.10	0.20	0.08	0.12	0.15	0.18	0.13	0.17	0.11	0.13	0.18
160	0.04	0.10	0.21	0.08	0.12	0.15	0.19	0.13	0.17	0.11	0.13	0.18
165	0.04	0.10	0.22	0.08	0.12	0.16	0.19	0.14	0.18	0.11	0.13	0.18
168	0.04	0.11	0.22	0.09	0.12	0.16	0.19	0.14	0.18	0.11	0.13	0.18
170	-	0.11	0.23	0.09	0.13	0.16	0.20	0.14	0.18	0.11	0.13	0.18
173	-	0.11	0.24	0.09	0.13	0.17	0.20	0.14	0.18	0.11	0.13	0.18
175	-	-	0.24	0.09	0.13	0.17	0.20	0.14	0.18	0.11	0.13	0.18
177	-	-	0.25	0.10	0.14	0.17	0.21	0.14	0.18	0.11	0.13	0.18
178	-	-	0.26	0.10	0.14	0.17	0.21	0.14	0.18	0.11	0.13	0.18
179	-	-	0.26	0.11	0.14	0.18	0.21	0.15	0.18	0.11	0.13	0.18
180	-	-	0.36	0.14	0.20	0.25	0.30	0.21	0.26	0.16	0.19	0.26

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

Υπολογισμός της δοσιμετρικής κατανομής λόγω HDR πηγής, σε περιβάλλον ιστού

5.1 Εισαγωγή

Στο προηγούμενο κεφάλαιο αποδείχτηκε ότι με χρήση του κώδικα PENELOPE είναι δυνατό να μελετηθεί η απορροφώμενη δόση σε σημείο λόγω της παρουσίας πηγής HDR βραχυθεραπείας, ^{192}Ir , παρέχοντας αξιόπιστα αποτελέσματα. Επεκτείνοντας τις δυνατότητες που παρέχει ο κώδικας, στο κεφάλαιο αυτό εξετάζεται το πεδίο των δόσεων γύρω από την πηγή ^{192}Ir (microSelectron v2) σε περιβάλλον μέσο ιστό, κάνοντας την εφαρμογή περισσότερο ρεαλιστική. Για την καλύτερη προσομοίωση της πραγματικότητας μελετάται επιπλέον η συνεισφορά και των ηλεκτρονίων στη συνολική δόση, καθώς και η παρουσία καθετήρα γύρω από την πηγή.

Ακολούθως, μελετάται η συνολική δόση που προκύπτει από την παρουσία δύο πηγών HDR, ως επαλληλία των επιμέρους δόσεών τους. Τέλος στα πλαίσια βελτίωσης των παραπάνω τεχνικών, διερευνάται η επίδραση των παραμέτρων που ρυθμίζουν το cut-off energy στην ταχύτητα της προσομοίωσης.

5.2 Προσδιορισμός του πεδίου των δόσεων γύρω από την πηγή ^{192}Ir σε περιβάλλον μέσο ιστό

Στόχος της παραγράφου είναι η μελέτη του πεδίου των δόσεων γύρω από την πηγή της άσκησης διασύγκρισης QUADOS [29], η οποία προσεγγίζει την πηγή microSelectron v2. Για την πραγματοποίησή του θα χρησιμοποιηθεί ο κώδικας PENELOPE και θα αξιοποιηθούν τα αποτελέσματα του προηγούμενου κεφαλαίου. Γενικά αναφέρεται ότι θα μελετηθεί η δόση γύρω από την πηγή με χρήση κατάλληλου πλέγματος το οποίο εισάγεται με τη χρήση ανιχνευτή δόσης όπως αναλυτικά θα περιγραφεί στη συνέχεια.

Επίσης η συνολική δόση που θα υπολογιστεί αποτελεί τη σύνθεση των επιμέρους δόσεων που προκύπτουν από τα εκπεμπόμενα από την πηγή φωτόνια αλλά και τα αντίστοιχα ηλεκτρόνια.

5.2.1 Προσδιορισμός του πεδίου των δόσεων γύρω από την πηγή ^{192}Ir σε περιβάλλον μέσο ιστό λόγω του ενεργειακού φάσματος των φωτονίων

Στην παράγραφο αυτή περιγράφεται η μέθοδος προσδιορισμού του πεδίου των δόσεων του εξεταζόμενου προβλήματος λόγω μόνο της παρουσίας του ενεργειακού φάσματος των φωτονίων της πηγής ^{192}Ir . Σε ό,τι αφορά στη μεθοδολογία που θα εφαρμοστεί αναφέρεται ότι στο προηγούμενο κεφάλαιο λήφθηκαν ικανοποιητικά αποτελέσματα για τον υπολογισμό της δόσης, μέσω προσομοίωσης, λόγω της παρουσίας των φωτονίων της ίδιας πηγής σε συγκεκριμένο σημείο του περιβάλλοντος μέσου. Δεδομένου ότι στην παρούσα εφαρμογή επιδιώκεται η απεικόνιση του πεδίου των δόσεων, η προηγούμενη μέθοδος θα επεκταθεί μέσω του υπολογισμού της δόσης σε περισσότερα σημεία

5.2.1.1 Δημιουργία των αρχείων εισόδου της προσομοίωσης

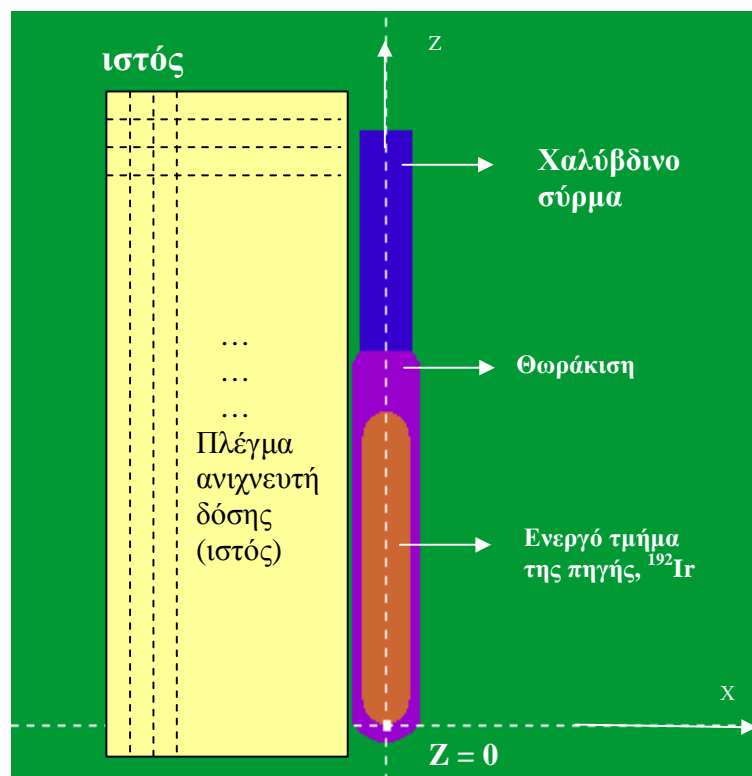
Για την πραγματοποίηση της προσομοίωσης αρχικά, απαιτείται η κατασκευή των αρχείων εισόδου της. Για το αρχείο υλικών, χρησιμοποιήθηκε το αρχείο υλικών `hdr.mat` της παραγράφου 4.4.1 στο οποίο όμως αντικαταστάθηκε το περιβάλλον μέσο νερό με μαλακό ιστό (ICRU four-component που αντιστοιχεί στον κωδικό 263 στη βάση δεδομένων του `material.exe`). Το αρχείο που προέκυψε ονομάστηκε εκ νέου `hdr.mat`. Για το αρχείο γεωμετρίας χρησιμοποιήθηκε το αρχείο γεωμετρίας `hdr.geo` της παραγράφου 4.4.2 δεδομένου ότι η γεωμετρία της πηγής παραμένει ίδια.

Ως αρχείο εισόδου χρησιμοποιείται το αρχείο `hdr.in` της παραγράφου 4.4.3.2 Στο αρχικό τμήμα του αρχείου αυτού εισάγεται το ενεργειακό φάσμα των φωτονίων της πηγής του ^{192}Ir . Καθώς το ίδιο φάσμα μελετάται και εδώ δεν χρειάζεται τροποποίησή του. Ωστόσο, πρέπει να αλλάξει το τμήμα του αρχείου στο οποίο ορίζεται ο χρησιμοποιούμενος ανιχνευτής. Για την πραγματοποίηση της απεικόνισης του πεδίου

των δόσεων της πηγής χρησιμοποιείται ανιχνευτής δόσης. Οι ανιχνευτές δόσης έχουν περιγραφεί στις παραγράφους 3.2.1.2 και 3.4.2. Στο αρχείο εισόδου προσδιορίζονται οι διαστάσεις του χρησιμοποιούμενου ανιχνευτή δόσης.

Για την εύρεση του πεδίου των δόσεων αναφέρεται ότι, εξαιτίας της συμμετρίας του προβλήματος αρκεί ο υπολογισμός της δόσης σε σημεία του επιπέδου x-z. Ο συντομότερος τρόπος για να ληφθούν άμεσα αποτελέσματα σε μεγάλο πλήθος σημείων χωρίς να χρειάζεται η πραγματοποίηση προσομοιώσεων για κάθε ένα από αυτά είναι η χρήση ανιχνευτή δόσης σε αυτό το επίπεδο. Με άλλα λόγια η δημιουργία ενός πλέγματος σημείων/όγκων στο επίπεδο x-z στα οποία θα υπολογιστούν οι δόσεις.

Η διάταξη του συγκεκριμένου πλέγματος ως προς την πηγή παρουσιάζεται στο Σχήμα 5.1. Όπως φαίνεται στο σχήμα αυτό το πλέγμα εφάπτεται στη θωράκιση της πηγής και εκτείνεται προς τις αρνητικές τιμές του άξονα των x.



Σχήμα 5. 1: Σχετική θέση του πλέγματος για τη χάραξη των ισοδοσικών ως προς την πηγή

Οι διαστάσεις του πλέγματος ανιχνευτή δόσης λήφθηκαν ίσες με:

- Μήκος πλέγματος κατά τον άξονα των x, 1.955cm, ορισμένο από x=-2cm έως x=-0.045cm.
- Μήκος πλέγματος κατά τον άξονα των z, 4cm, ορισμένο από z=-1.82cm έως z=2.18cm.
- Μήκος πλέγματος κατά τον άξονα των y, 0.05cm, ορισμένο από y=-0.05cm έως y=0cm.

Χρησιμοποιήθηκε μικρό πάχος για τον άξονα των y, δεδομένου ότι ενδιαφέρει η μελέτη των δόσεων στον επίπεδο x-z. Όπως φαίνεται και από το Σχήμα 5.1 αλλά και σύμφωνα με όσα έχουν αναφερθεί για τους ανιχνευτές δόσης στην παράγραφο 3.2.4 η δόση υπολογίζεται σε κάθε δομικό στοιχείο του πλέγματος. Το πλήθος των δομικών στοιχείων καθορίζεται από τον τρόπο διαμέρισης του πλέγματος κατά τους τρεις άξονες. Χρησιμοποιήθηκαν 100 διαμερίσεις κατά τους άξονες x και z και μια διαμέριση κατά τον άξονα y.

Το αρχείο εισόδου φέρει το όνομα `hdr.in` ενώ το τμήμα του αρχείου αυτού στο οποίο ορίζεται ο ανιχνευτής δόσης παρουσιάζεται στο Σχήμα 5.2.

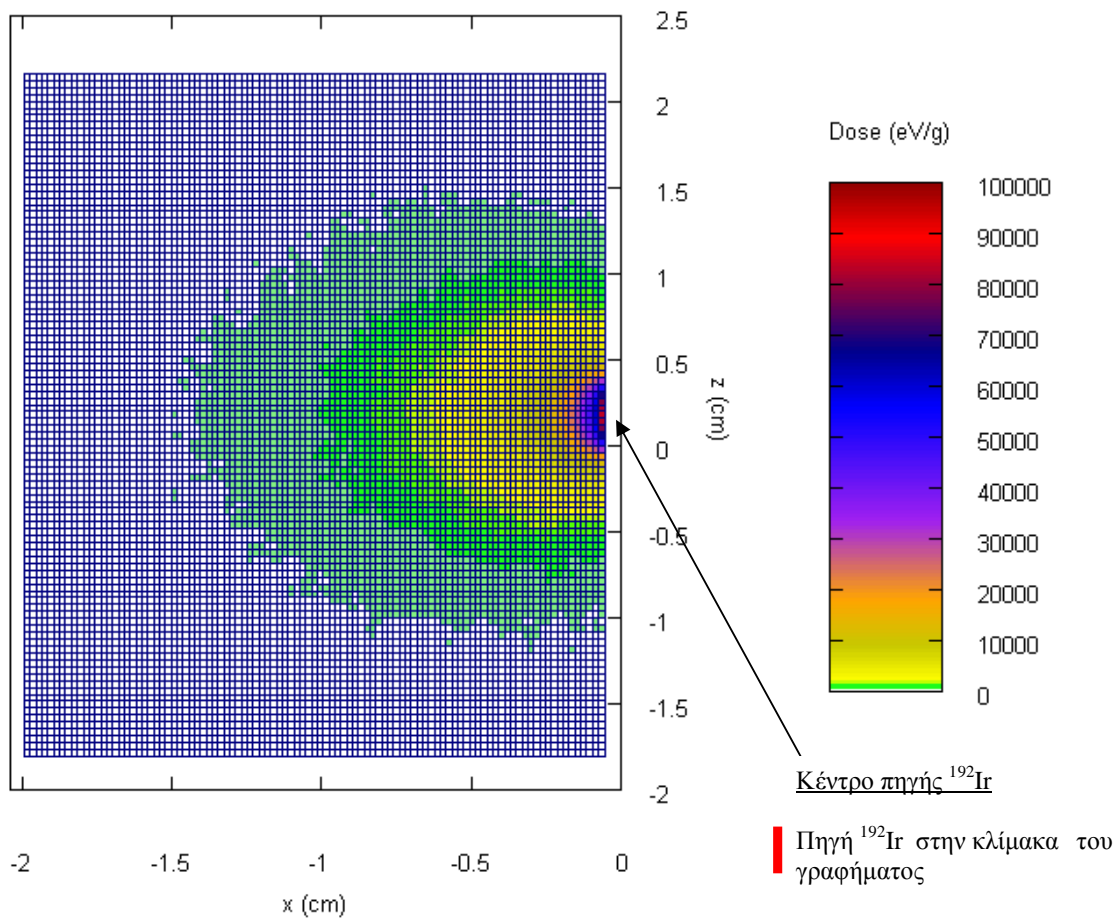
```
>>>>>>> Dose distribution.
GRIDX  -2 -0.045          [X coordinates of the enclosure vertices]
GRIDY  -0.05 0           [Y coordinates of the enclosure vertices]
GRIDZ  -1.82 2.18        [Z coordinates of the enclosure vertices]
GRIDBN 100 1 100         [Numbers of bins]
```

Σχήμα 5. 2: Τμήμα του αρχείου εισόδου `hdr.in` στο οποίο γίνεται ο ορισμός του χρησιμοποιούμενου ανιχνευτή δόσης

5.2.1.2 Αποτελέσματα προσομοίωσης λόγω του ενεργειακού φάσματος των φωτονίων

Η υπολογιζόμενη σε κάθε δομικό στοιχείο του πλέγματος του ανιχνευτή δόσης μέσω προσομοίωσης, παρέχεται στο αρχείο εξόδου `pm_2d_dose_1.dat`. Η δομή ενός τέτοιου αρχείου αποτελεσμάτων έχει περιγραφεί στην παράγραφο 3.4.2. Επειδή η προσομοίωση είναι ιδιαίτερα πολύπλοκη, χρειάστηκαν πάνω από 10 μέρες και επιτεύχθηκε ακρίβεια της τάξης του 1.1%(1σ), στο δομικό στοιχείο με τη μεγαλύτερη απορροφώμενη δόση. Συνολικά προσομοιώθηκαν 1.975687E+08 ιστορίες.

Η γραφική απεικόνιση του αρχείου pm_2d_dose_1.dat παρατίθεται στο Σχήμα 5.3. Το διάγραμμα του σχήματος αυτού έχει κατασκευαστεί με χρήση του λογισμικού gnuplot το οποίο έχει περιγραφεί στο Παράρτημα 3. Το Σχήμα 5.3 αποτελεί το πεδίο των δόσεων της πηγής ^{192}Ir και οφείλεται μόνο στην παρουσία των φωτονίων της πηγής. Τα λευκά κελιά αντιπροσωπεύουν απορροφώμενη δόση που βρίσκεται στο εύρος $[0, 300)$ eV/gr.



Σχήμα 5. 3: Το πεδίο των δόσεων γύρω από την πηγή ^{192}Ir , λόγω των εκπεμπόμενων φωτονίων της πηγής.

Οι δόσεις του αρχείου pm_2d_dose_1.dat δίνονται σε eV/(gr·φωτόνιο).

Από το διάγραμμα παρατηρείται όπως είναι αναμενόμενο ότι το πεδίο των δόσεων είναι συμμετρικό ως προς τον κάθετο άξονα συμμετρίας ($z=0.18$ στο επίπεδο $x-z$) της πηγής. Οι μεγαλύτερες δόσεις παρατηρούνται κοντά στην πηγή ενώ το προφίλ των δόσεων είναι σε συμφωνία με τη γεωμετρία της πηγής. Το πεδίο δόσεων διαμορφώνεται από τα φωτόνια που εκπέμπονται από την πηγή αλλά και από τη δευτερογενή

ακτινοβολία που παράγεται κατά την αλληλεπίδραση φωτονίων και ύλης (π.χ. ηλεκτρόνια που εκπέμπονται κατά τον ιονισμό ατόμου της ύλης). Σημειώνεται τέλος ότι οι διαστάσεις του πλέγματος που χρησιμοποιήθηκαν αποδείχθηκαν επαρκείς.

5.2.2 Προσδιορισμός του πεδίου των δόσεων γύρω από την πηγή ^{192}Ir σε ιστό, λόγω του ενεργειακού φάσματος των ηλεκτρονίων

Στην παράγραφο 4.3 στην οποία γινόταν περιγραφή του θεωρητικού μοντέλου υπολογισμού της δόσης λόγω της παρουσίας της πηγής ^{192}Ir σε περιβάλλον μέσο νερό, είχε αναφερθεί ότι αγνοείται η συνεισφορά των ηλεκτρονίων στη δόση. Στην παράγραφο αυτή μελετάται η συνεισφορά αυτή. Μέσω προσομοίωσης και εφαρμόζοντας τη μεθοδολογία της παραγράφου 5.2.1, υπολογίζεται το πεδίο των δόσεων γύρω από την πηγή του ^{192}Ir λόγω του ενεργειακού φάσματος των ηλεκτρονίων.

5.2.2.1 Δημιουργία των αρχείων εισόδου της προσομοίωσης

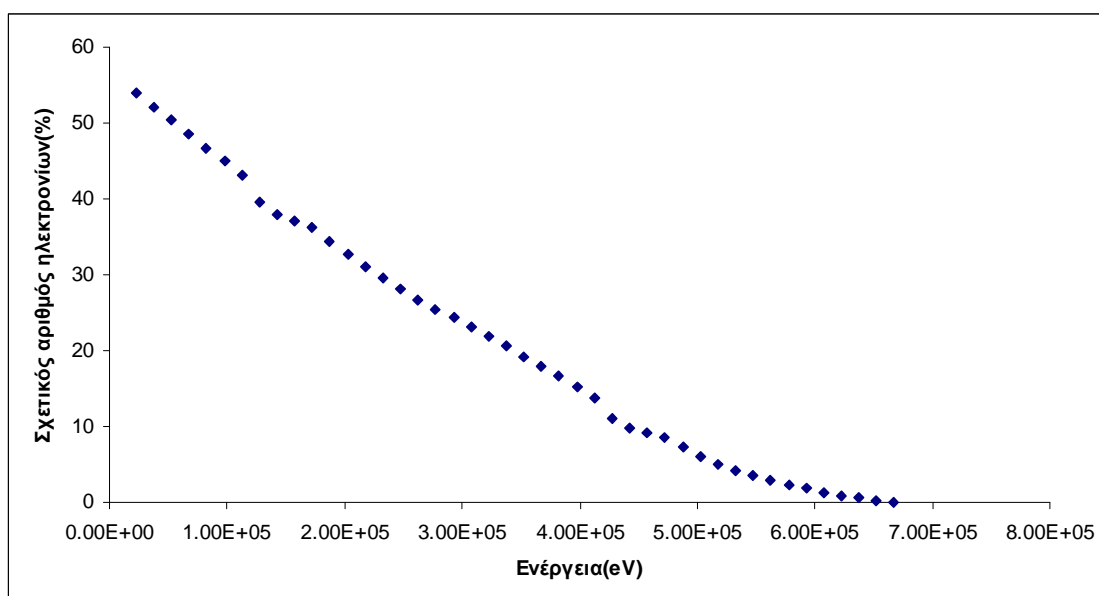
Για την πραγματοποίηση της προσομοίωσης αρχικά, απαιτείται η κατασκευή των αρχείων εισόδου της. Σε ό,τι αφορά στα αρχεία υλικών (hdr.mat) και γεωμετρίας (hdr.geo), δεν σημειώνεται καμία τροποποίηση.

Ως αρχείο εισόδου χρησιμοποιείται το αρχείο hdr.in της παραγράφου 4.4.3.2. Ωστόσο, στην περίπτωση αυτή το ενεργειακό φάσμα των φωτονίων, θα πρέπει να αντικατασταθεί από το ενεργειακό φάσμα ηλεκτρονίων της πηγής καθώς είναι γνωστό ότι τα ηλεκτρόνια εκπέμπονται υπό τη μορφή συνεχούς ενεργειακού φάσματος. Για την περίπτωση της πηγής ^{192}Ir που εξετάζεται αναφέρονται 5 πιθανές β-διασπάσεις πως φαίνεται στον Πίνακα 5.1 που ακολουθεί. Στον πίνακα αυτό για κάθε β-διάσπαση, αναφέρεται η πιθανότητα εμφάνισής της καθώς και η μέση και η μέγιστη ενέργεια του φάσματος των ηλεκτρονίων που προκύπτουν. Τα δεδομένα πάρθηκαν από τη βάση δεδομένων του λογισμικού RadDecay.

Πιθανότητα (%)	Μέγιστη Ενέργεια (MeV)	Μέση ενέργεια (MeV)
0.0987	0.093	0.024933
0.4	0.84453	0.2759
5.65	0.25595	0.0708
41.4	0.53608	0.1612
48.3	0.67242	0.2089

Πίνακας 5.1: Το ενεργειακό φάσμα των ηλεκτρονίων

Για την εισαγωγή του φάσματος ηλεκτρονίων στο αρχείο εισόδου θα πρέπει να γίνει υπέρθεση των επιμέρους φασμάτων που προκύπτει από κάθε διάσπαση. Η υπέρθεση γίνεται με στάθμιση ως προς το ποσοστό εκπομπής. Καθώς για τις δύο πρώτες εκπομπές η πιθανότητα είναι πολύ μικρή μπορούν να αγνοηθούν στην τελική σύνθεση. Στη βιβλιογραφική αναφορά [39] βρέθηκε ένα σύνθετο φάσμα το οποίο αποτελείται από τη σύνθεση των 3 πιθανότερων β-διασπάσεων. Το σύνθετο φάσμα περιγράφεται στον Πίνακα 5.2, στο τέλος του κεφαλαίου, και στο Σχήμα 5.4. Συγκεκριμένα, στον πίνακα 5.2 δίνεται η ενεργειακή περιοχή εκπομπής ηλεκτρονίων η οποία έχει τμηθεί σε μικρότερες ενεργειακές περιοχές ενώ ταυτόχρονα παρέχεται και ο σχετικός αριθμός εκπεμπόμενων ηλεκτρονίων σε κάθε ενεργειακή υποπεριοχή. Αντίστοιχα, στο Σχήμα 5.4 δίνεται η απεικόνιση του συγκεκριμένου σύνθετου φάσματος.



Σχήμα 5.4: Το φάσμα ιριδίου όπως προκύπτει από τα παραπάνω δεδομένα

Τα φάσμα που περιγράφεται στον Πίνακα 5.1 είναι αυτό που εισάγεται στο αρχείο εισόδου `hdr.in` της συγκεκριμένης εφαρμογής μετά από κατάλληλη τροποποίηση. Ο ορισμός των ενεργειακών περιοχών στο αρχείο εισόδου γίνεται με αναφορά στο κάτω όριο κάθε ενεργειακής περιοχής, όπως έχει περιγραφεί στην παράγραφο 3.2.4. Αντίθετα, τα δεδομένα της βιβλιογραφικής αναφοράς [39] αναφέρονται στο πάνω όριο της ενεργειακής περιοχής. Με απλή αναγωγή εισάγεται το σύνθετο φάσμα στο αρχείο εισόδου. Το τμήμα του αρχείου εισόδου με το σύνθετο φάσμα ηλεκτρονίων φαίνεται στο Σχήμα 5.5 στο τέλος του κεφαλαίου. Σημειώνεται ότι, τα όρια των ενεργειακών περιοχών είναι εκφρασμένα σε MeV και όχι keV όπως δίνονται στον Πίνακα 5.1. Επίσης η διαμέριση των ενεργειακών περιοχών γίνεται ανά 0.015MeV. Στις περιπτώσεις για τις οποίες οι ενεργειακές περιοχές που ορίζονται στο αρχείο εισόδου και οι αντίστοιχες της βιβλιογραφικής αναφοράς δεν ταυτίζονται πραγματοποιείται γραμμική παρεμβολή στα δεδομένα της βιβλιογραφίας.

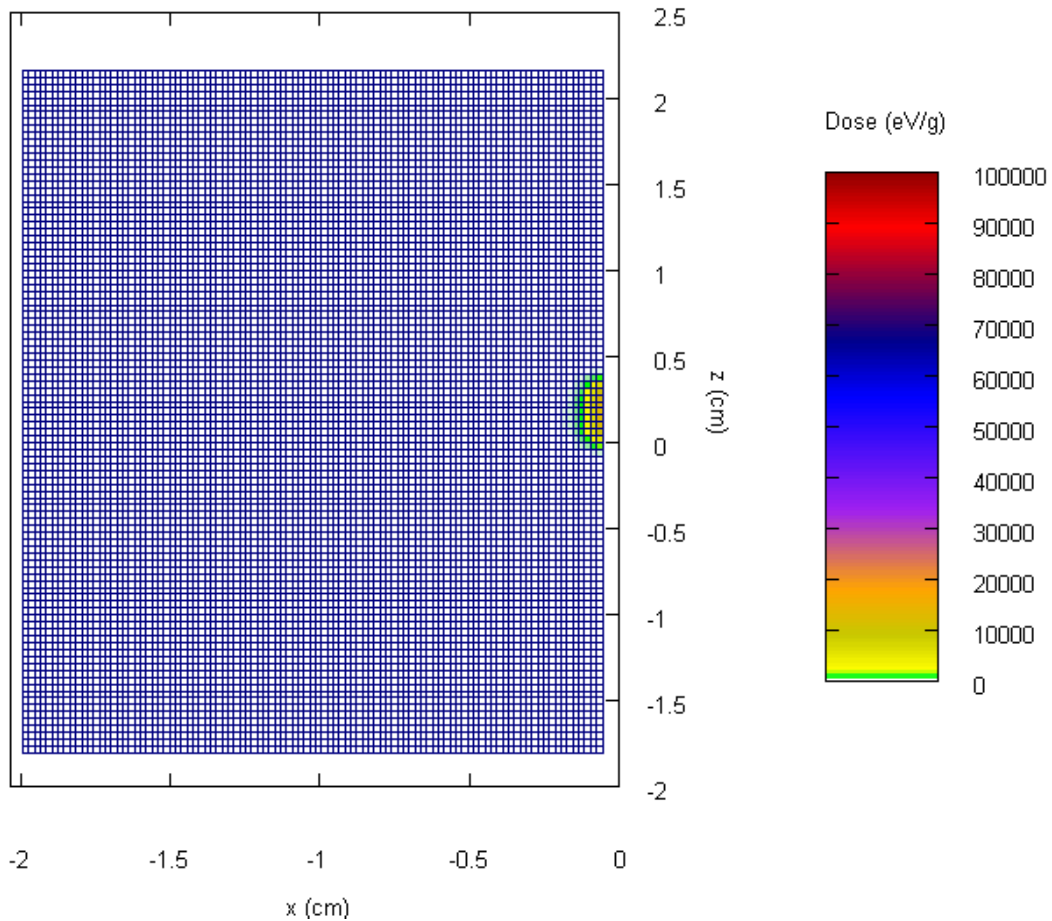
Στο αρχείο εισόδου ορίζεται επίσης, όπως και στην προηγούμενη παράγραφο, ο χρησιμοποιούμενος ανιχνευτής δόσης. Επιλέγεται, για λόγους σύγκρισης και τελική σύνθεσης, ακριβώς ο ίδιος ανιχνευτής με την περίπτωση μελέτης του πεδίου δόσεων λόγω των φωτονίων, Σχήμα 5.2. Ωστόσο αναφέρεται ότι, δεδομένης της μικρότερης εμβέλειας των ηλεκτρονίων θα επαρκούσε πλέγμα – ανιχνευτής δόσης – με σαφώς μικρότερες διαστάσεις.

5.2.2.2 Αποτελέσματα προσομοίωσης λόγω του ενεργειακού φάσματος των ηλεκτρονίων

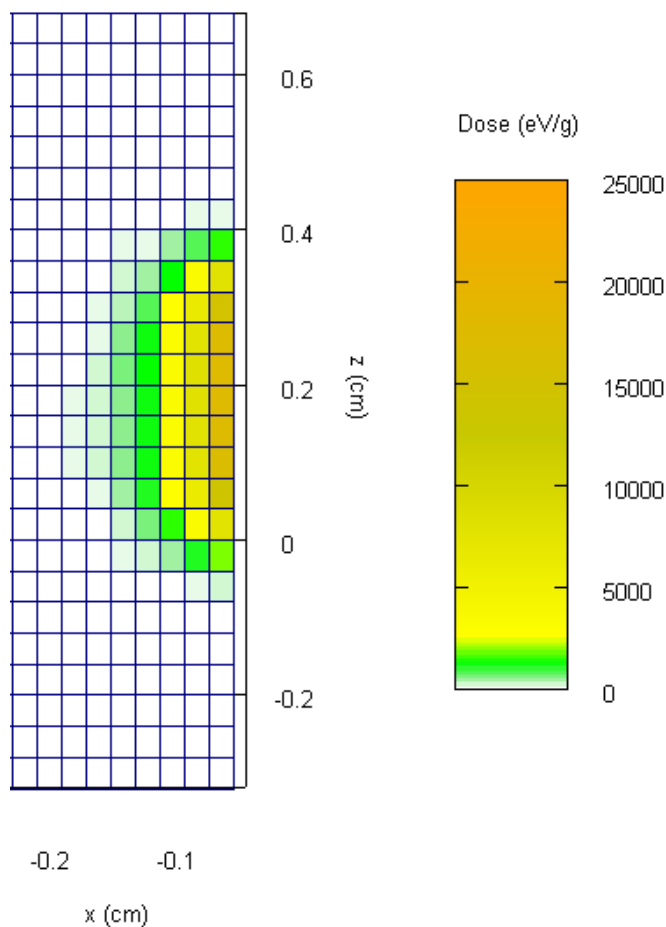
Και για την περίπτωση του φάσματος των ηλεκτρονίων οι υπολογιζόμενες δόσεις περιέχονται στο αρχείο εξόδου `pm_2d_dose_1.dat`. Η διάρκεια της προσομοίωσης ήταν περίπου 10 ημέρες και επιτεύχθηκε ακρίβεια της τάξης του 3.5% (1σ), στο δομικό στοιχείο με τη μεγαλύτερη απορροφώμενη δόση. Συνολικά προσομοιώθηκαν $9.025929E+07$ ιστορίες.

Η απεικόνιση του πεδίου των δόσεων πραγματοποιείται, όπως και προηγούμενα με χρήση του λογισμικού `gnuplot` και παρατίθεται στα Σχήματα 5.6.α και 5.6.β. Για το Σχήμα 5.6.α χρησιμοποιήθηκαν ίδιες κλίμακες με τις αντίστοιχες του Σχήματος 5.3, για

λόγους σύγκρισης. Το Σχήμα 5.6.β αποτελεί μεγέθυνση του Σχήματος 5.6.α και απεικονίζεται ο χρωματικός κώδικας που αντιστοιχεί στα ηλεκτρόνια. Για την απεικόνιση έχει χρησιμοποιηθεί ο ίδιος χρωματικός κώδικας, με την περίπτωση των φωτονίων ενώ οι δόσεις δίνονται σε eV/gr και είναι ανηγμένες στο συνολικό πλήθος ηλεκτρονίων που προσομοιώθηκαν.



Σχήμα 5.6.α: Το πεδίο των δόσεων γύρω από την πηγή ^{192}Ir , λόγω των εκπεμπόμενων ηλεκτρονίων της πηγής.



Σχήμα 5.6.β: Λεπτομέρεια του πεδίου των δόσεων γύρω από την πηγή ^{192}Ir , λόγω των εκπεμπόμενων ηλεκτρονίων της πηγής.

Από την παρατήρηση του πεδίου των δόσεων λόγω των ηλεκτρονίων παρατηρείται και σε αυτή την περίπτωση συμμετρία ως προς τον κάθετο άξονα συμμετρίας ($z=0.18$ στο επίπεδο $x-z$) της πηγής. Από τη σύγκριση των σχημάτων 5.3 και 5.6.α είναι εμφανής η μικρότερη εμβέλεια των ηλεκτρονίων ενώ και οι τιμές της δόσης που προέκυψαν από τα ηλεκτρόνια είναι σαφώς μικρότερη με την αντίστοιχη των φωτονίων σε κάθε δομικό στοιχείο γεγονός το οποίο κυρίως οφείλεται στην απορρόφηση των ηλεκτρονίων στη θωράκιση της πηγής αλλά και στο ενεργό τμήμα της πηγής (αυτοαπορρόφηση). Σημειώνεται ότι η καταγραφόμενη δόση στα στοιχεία του πλέγματος οφείλεται όχι μόνο στην απευθείας απόθεση ενέργειας από τα εκπεμπόμενα από την πηγή ηλεκτρόνια αλλά

και στη δευτερογενή ακτινοβολία που παράγεται κατά την αλληλεπίδραση των ηλεκτρονίων με τα υλικά που περιβάλλουν την πηγή (π.χ. ακτινοβολία πεδήσεως στη θωράκιση της πηγής).

5.2.3 Σύνθεση των πεδίων των δόσεων της πηγής ^{192}Ir λόγω των φασμάτων των φωτονίων και των ηλεκτρονίων

Στην παράγραφο αυτή θα πραγματοποιηθεί σύνθεση των επιμέρους πεδίων δόσεων της πηγής φωτονίων και ηλεκτρονίων της πηγής ^{192}Ir ώστε να προκύψει το συνολικό πεδίο δόσεων της πηγής.

Για τη σύνθεση των πεδίων γίνεται άθροιση των περιεχομένων των δομικών στοιχείων των χρησιμοποιούμενων ανιχνευτών δόσης καθώς όπως έχει αναφερθεί η δόση που υπολογίζεται σε κάθε δομικό στοιχείο είναι ανηγμένη στο συνολικό πλήθος ιστοριών (φωτονίων ή ηλεκτρονίων) που προσομοιώθηκαν. Προχωρώντας την ανάλυση περαιτέρω, αποφασίστηκε πριν τη σύνθεση των επιμέρους πεδίων αυτά να αναχθούν στην ενεργότητα της πηγής, η οποία σύμφωνα με όσα αναφέρθηκαν στο Κεφάλαιο 4, μπορεί να θεωρηθεί ίση με 10Ci.

Η μεθοδολογία της αναγωγής των αποτελεσμάτων στην ενεργότητα της πηγής έχει περιγραφεί στην παράγραφο 4.4.5.3 στην οποία τα αποτελέσματα της προσομοίωσης για τη φωτονιακή ακτινοβολία ανάγονταν στην ενεργότητα της πηγής για να συγκριθούν με τα αποτελέσματα του θεωρητικού μοντέλου.

Κάτι ανάλογο θα γίνει και με την ακτινοβολία-β. Αμελώντας σε πρώτη προσέγγιση τη σύλληψη ηλεκτρονίου (electron capture) [40] που παρουσιάζεται σε ένα μικρό ποσοστό των διασπάσεων, μπορεί να θεωρηθεί ότι από κάθε διάσπαση παράγεται ένα σωματίδιο-β. Άρα το πλήθος των διασπάσεων ισούται με τον αριθμό των παραγόμενων σωματιδίων-β ή αλλιώς με το πλήθος των ιστοριών που προσομοιώθηκαν. Κατά την προσομοίωση των σωματιδίων-β της πηγής ^{192}Ir προσομοιώθηκαν $9.025929\text{E}+07$ ιστορίες, οι οποίες σε πρώτη προσέγγιση μπορεί να θεωρηθεί ότι αντιστοιχούν σε $9.025929\text{E}+07$ διασπάσεις του αρχικού πυρήνα. Για παράδειγμα, στο δομικό στοιχείο με τη μέγιστη καταγραφόμενη δόση δίνεται η τιμή $24536.7\text{eVg}^{-1}/\text{ηλεκτρόνιο}$ η οποία αντιστοιχεί σε $24536.7\text{eVg}^{-1}/\text{διάσπαση}$ και τελικά σε ρυθμό απορροφώμενης δόσης

24536.7(eVg⁻¹sec⁻¹)/Bq ο οποίος με βάση τα όσα περιγράφονται στην παράγραφο 4.4.5.3 μπορεί να αναχθεί στα 10Ci.

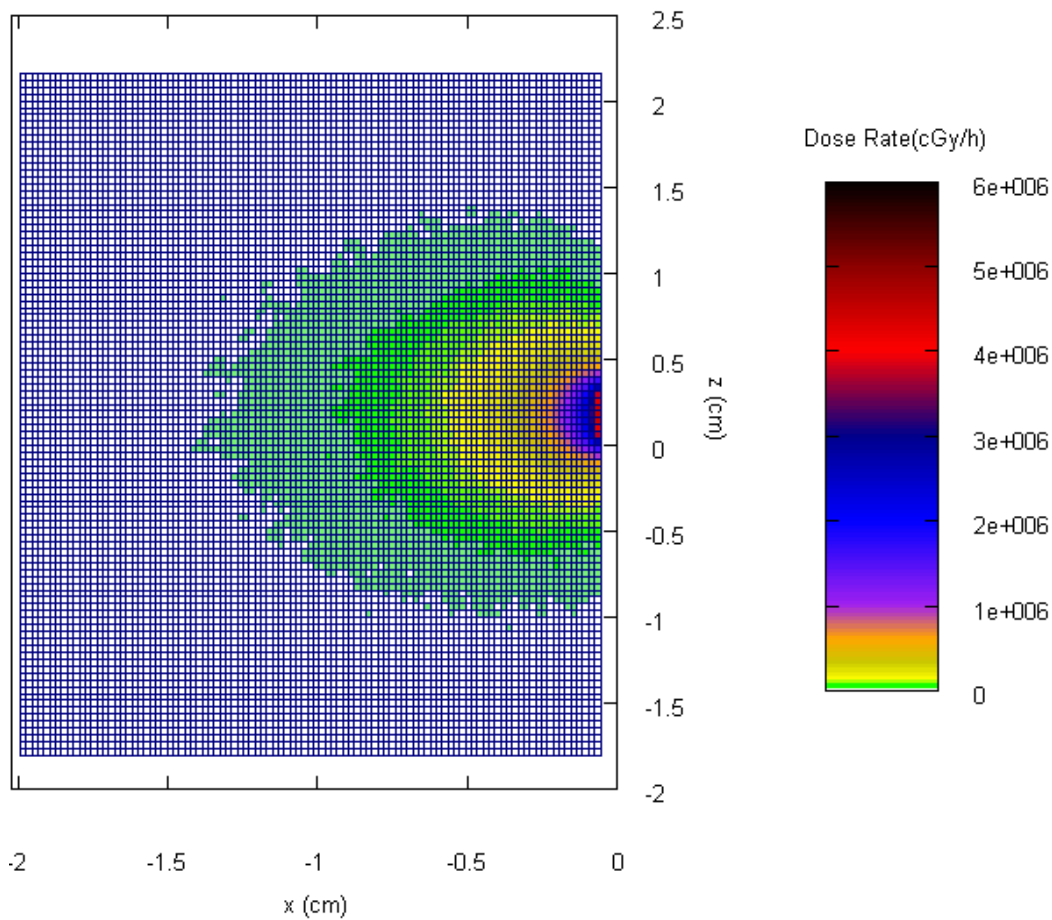
Ωστόσο το ¹⁹²Ir διασπάται κατά 95.24% με διάσπαση-β και κατά 4.76% με σύλληψη ηλεκτρονίου [41]. Το γεγονός αυτό επηρεάζει την αναγωγή των αποτελεσμάτων στην ενεργότητα της πηγής αλλά και τον ίδιο τον υπολογισμό της δόσης. Συγκεκριμένα κατά τη μετατροπή του συνολικού πλήθους ιστοριών σε διασπάσεις της πηγής και τελικά σε ραδιενέργεια αυτής έχει χρησιμοποιηθεί αναλογία 1:1 αντί για 1:1.05 (100 διασπάσεις αντιστοιχούν σε 95.24 σωματίδια-β, δηλαδή ιστορίες) γεγονός το οποίο οδηγεί σε υπερεκτίμηση της ανηγμένης στην ενεργότητα της πηγής απορροφώμενης δόσης. Επιπλέον κατά τη διαδικασία της διάσπασης με αρπαγή ηλεκτρονίου παράγονται και ακτίνες-Χ χαρακτηριστικές του ¹⁹²Ir. Για λόγους απλότητας και ταχύτητας, στα πλαίσια της ΔΕ αποφασίστηκε να μην ληφθεί υπόψη το φαινόμενο της σύλληψης ηλεκτρονίου. Επισημαίνεται πάντως ότι το φαινόμενο αυτό είναι δυνατόν να ληφθεί υπόψη σε μελλοντικούς υπολογισμούς.

Η αναγωγή των δόσεων σε κάθε σημείο του πλέγματος, όπως λαμβάνονται από τα αντίστοιχα αρχεία εξόδου των προσομοιώσεων, στην ενεργότητα της πηγής, 10Ci, καθώς επίσης και η σύνθεση των νέων τιμών της δόσης που προκύπτουν, πραγματοποιείται μέσω τμήματος κατάλληλου προγράμματος FORTRAN, το οποίο δημιουργήθηκε στα πλαίσια της παρούσας ΔΕ. Το πρόγραμμα ονομάζεται yrologismoι.f και το προαναφερθέν τμήμα του εκτελεί τις ακόλουθες λειτουργίες:

- Λαμβάνει στην είσοδο του τα αρχεία εξόδου των ανιχνευτών δόσης των προσομοιώσεων
- Ανάγει τα περιεχόμενα των δομικών στοιχείων των ανιχνευτών στην ενεργότητα της πηγής παρέχοντας ρυθμό απορροφώμενης δόσης (cGy/h) για πηγή ¹⁹²Ir 10Ci για κάθε ένα.
- Συνθέτει το συνολικό πεδίο δόσεων της πηγής αθροίζοντας τα αντίστοιχα στοιχεία του πλέγματος των ανιχνευτών δόσης φωτονίων και ηλεκτρονίων.
- Εξάγει το συνολικό πεδίο δόσεων στο αρχείο TABLE.dat.

Το πρόγραμμα yrologismoι.f παρατίθεται στο Παράρτημα 4 της παρούσας ΔΕ ενώ λογικό διάγραμμα του προγράμματος παρατίθεται στο Σχήμα 5.7 στο τέλος του κεφαλαίου

Η απεικόνιση του τελικού πεδίου δόσεων της πηγής γίνεται με χρήση του προγράμματος gnuplot για τα δεδομένα του αρχείου table.dat. Στο Σχήμα 5.8 παρατίθεται το συνολικό πεδίο δόσεων το οποίο καθορίζεται κυρίως από το πεδίο δόσεων των φωτονίων. Όπως αναμένεται, η απεικόνιση για τα απομακρυσμένα στοιχεία του πλέγματος, εκτός της εμβέλειας των ηλεκτρονίων, ταυτίζεται με το πεδίο των φωτονίων. Τα κελιά που περιέχουν άσπρο χρώμα αντιπροσωπεύουν ρυθμό δόσης στην περιοχή $[0, 1.8 \cdot 10^4)$ cGy/h.



Σχήμα 5.8: Το συνολικό πεδίο δόσεων πηγής ^{192}Ir (10Ci) λόγω των φωτονίων και ηλεκτρονίων που εκπέμπει.

5.3 Πηγή HDR βραχυθεραπείας ^{192}Ir (10Ci) περιβαλλόμενη από καθετήρα

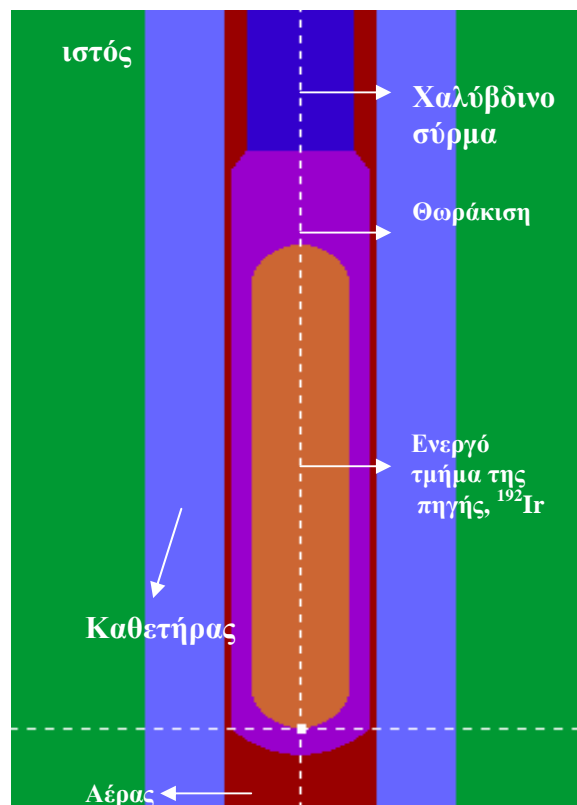
Στις προηγούμενες παραγράφους μελετήθηκε το πεδίο δόσεων πηγής HDR βραχυθεραπείας ^{192}Ir (10Ci) σε περιβάλλον μέσο ιστό. Η εισαγωγή της πηγής αυτής σε ασθενή πραγματοποιείται μέσω εφαρμογών, καθετήρα στην προκειμένη περίπτωση. Στην παράγραφο αυτή μελετάται η επίδραση του καθετήρα στο πεδίο δόσεων της πηγής μέσω προσομοίωσης. Ακολουθείται η μεθοδολογία των προηγούμενων παραγράφων.

5.3.1 Δημιουργία των αρχείων εισόδου της προσομοίωσης της πηγής ^{192}Ir με καθετήρα

Αρχικά κατασκευάζεται το αρχείο υλικών. Χρησιμοποιείται το αρχείο hdr.mat της παραγράφου 5.2.1.1. με την προσθήκη δύο νέων υλικών, το υλικό του καθετήρα και το υλικό ανάμεσα στον καθετήρα και την πηγή. Επειδή δε βρέθηκαν δεδομένα για το υλικό κατασκευής του καθετήρα, υποτέθηκε ένα κοινό πλαστικό υλικό, το πολυαιθυλένιο (polyethylene). Το διάστημα μεταξύ εσωτερικής διαμέτρου του καθετήρα και πηγής είναι πληρωμένο με αέρα. Ο τρόπος σύνθεσης των υλικών έχει περιγραφεί με σαφήνεια στην παράγραφο 4.4.1. Αυτό που χρειάζεται να σημειωθεί είναι πως το πολυαιθυλένιο πάρθηκε από τη βιβλιοθήκη του προγράμματος και είναι το υλικό polyethylene με κωδικό 222, ενώ ο αέρας είναι το υλικό air, dry (near sea level) με κωδικό 104. Το νέο αρχείο υλικών φέρει επίσης το όνομα hdr.mat.

Ακολουθεί η κατασκευή του αρχείου γεωμετρίας. Οι διαστάσεις του καθετήρα όσον αφορά στο μήκος του ποικίλλουν (π.χ. 10, 15, 20cm κτλ) [4] ανάλογα με την εφαρμογή ωστόσο η μελέτη του πεδίου των δόσεων μέσω του πλέγματος δομικών στοιχείων του Σχήματος 5.1 δεν επηρεάζεται από την τιμή αυτής της παραμέτρου καθώς σε κάθε περίπτωση το μήκος του πλέγματος κατά τον άξονα z είναι μικρότερο. Επιλέχθηκε καθετήρας των 15cm. Αντίθετα, η διάμετρος του καθετήρα και το πάχος των τοιχωμάτων του αποτελούν παραμέτρους που μπορούν να επηρεάσουν το πεδίο των δόσεων της πηγής. Τυπική διάμετρος καθετήρα ισούται με 2mm [55],[56]. Η τιμή αυτή αφορά επιφανειακές και ενδοαυλικές εφαρμογές. Οι εφαρμογές αυτές περιλαμβάνονται στη

χρήση της πηγής microSelectron v.2 που προσεγγίζει την πηγή του προβλήματος που εξετάζεται στην παρούσα ΔΕ. Δεδομένα για την εσωτερική και εξωτερική διάμετρο δε βρέθηκαν, οπότε αποφασίσθηκε το πάχος των τοιχωμάτων του καθετήρα να είναι 0.5mm. Ο καθετήρας περιβάλλεται από ιστό. Η γεωμετρία της πηγής είναι προφανώς η ίδια. Το αρχείο της γεωμετρίας, hdr.geo, παρατίθεται στο τέλος του κεφαλαίου (Σχήμα 5.9) ενώ στο Σχήμα 5.10 που ακολουθεί παρατίθεται λεπτομέρεια της γεωμετρίας της πηγής φαίνεται.



Σχήμα 5.10: Λεπτομέρεια της πηγής HDR βραχυθεραπείας ^{192}Ir (10Ci) στην οποία παρουσιάζεται και η γεωμετρία του καθετήρα

Σε ό,τι αφορά στα αρχεία εισόδου hdr.in (ένα αρχείο για φωτόνια και ένα για τα ηλεκτρόνια) αλλαγές χρειάζονται μόνο στις παραμέτρους που σχετίζονται με τα υλικά της προσομοίωσης. Οι ανιχνευτές δόσεις που χρησιμοποιήθηκαν προηγούμενα διατηρούνται για λόγους σύγκρισης των πεδίων των δόσεων σε κάθε περίπτωση. Αναφέρεται ωστόσο, ότι στοιχεία του πλέγματος βρίσκονται πλέον εντός των ορίων του καθετήρα.

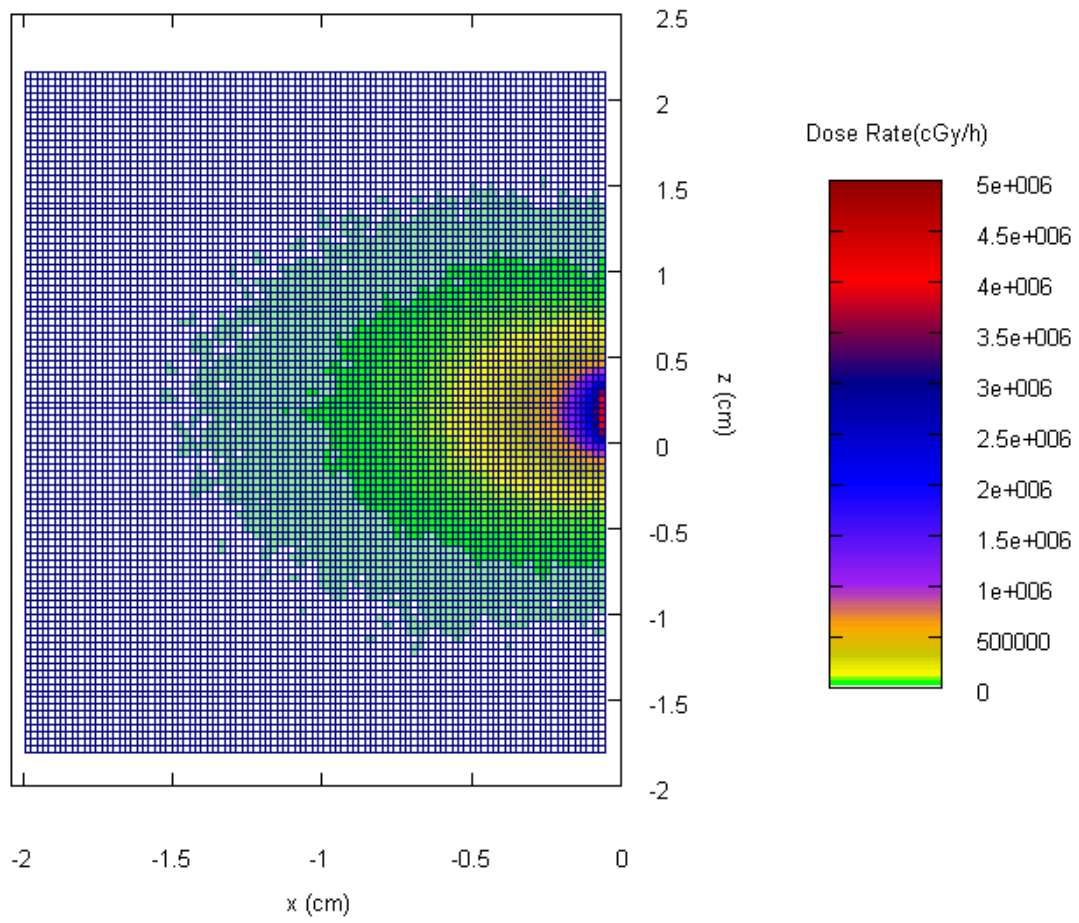
5.3.2 Αποτελέσματα προσομοίωσης της πηγής ^{192}Ir με καθετήρα

Ακολουθείται η ίδια διαδικασία με αυτήν των παραγράφων 5.2.1.2, 5.2.2.2 και 5.2.3. Προσομοιώθηκαν 190916000 φωτόνια και 102553700 ηλεκτρόνια ενώ η διάρκεια των προσομοιώσεων ήταν 13 και 12 ημέρες αντίστοιχα.

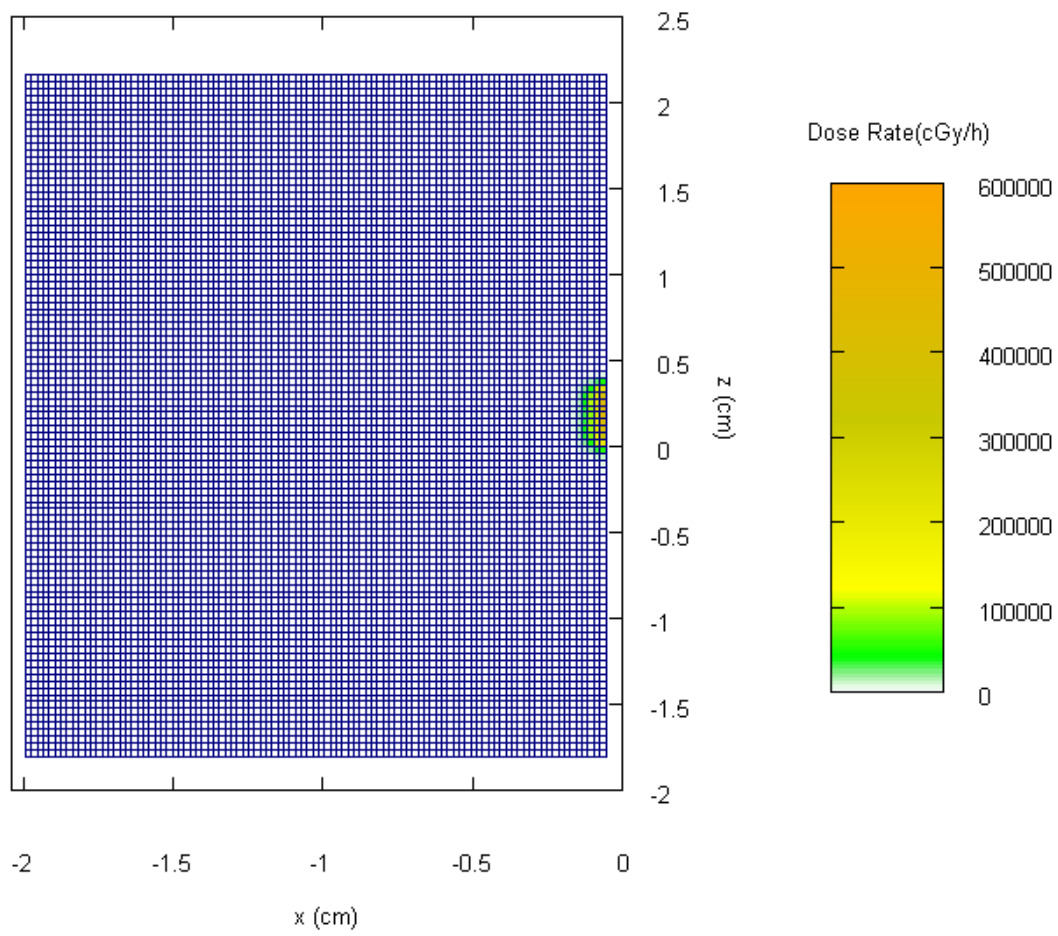
Τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων μετά από την επεξεργασία και σύνθεσή τους με το πρόγραμμα yrologismoι.f (αλλάζοντας φυσικά τα μεγέθη των ιστοριών και διασπάσεων) συγκεντρώνονται στα αρχεία:

- TELIKES_TIMES_FWTONIWN.dat : ρυθμός δόσης (cGy/h) σε κάθε δομικό στοιχείο του ανιχνευτή δόσης για την πηγή ^{192}Ir 10Ci εξαιτίας των φωτονίων που εκπέμπει η πηγή.
- TELIKES_TIMES_HLEKTRONIWN.dat : ρυθμός δόσης (cGy/h) σε κάθε δομικό στοιχείο του ανιχνευτή δόσης για την πηγή ^{192}Ir 10Ci εξαιτίας των ηλεκτρονίων που εκπέμπει η πηγή.
- TABLE.dat: συνολικός ρυθμός δόσης σε κάθε δομικό στοιχείο του ανιχνευτή δόσης για την πηγή ^{192}Ir 10Ci. Αποτελεί σύνθεση των προηγούμενων αρχείων.

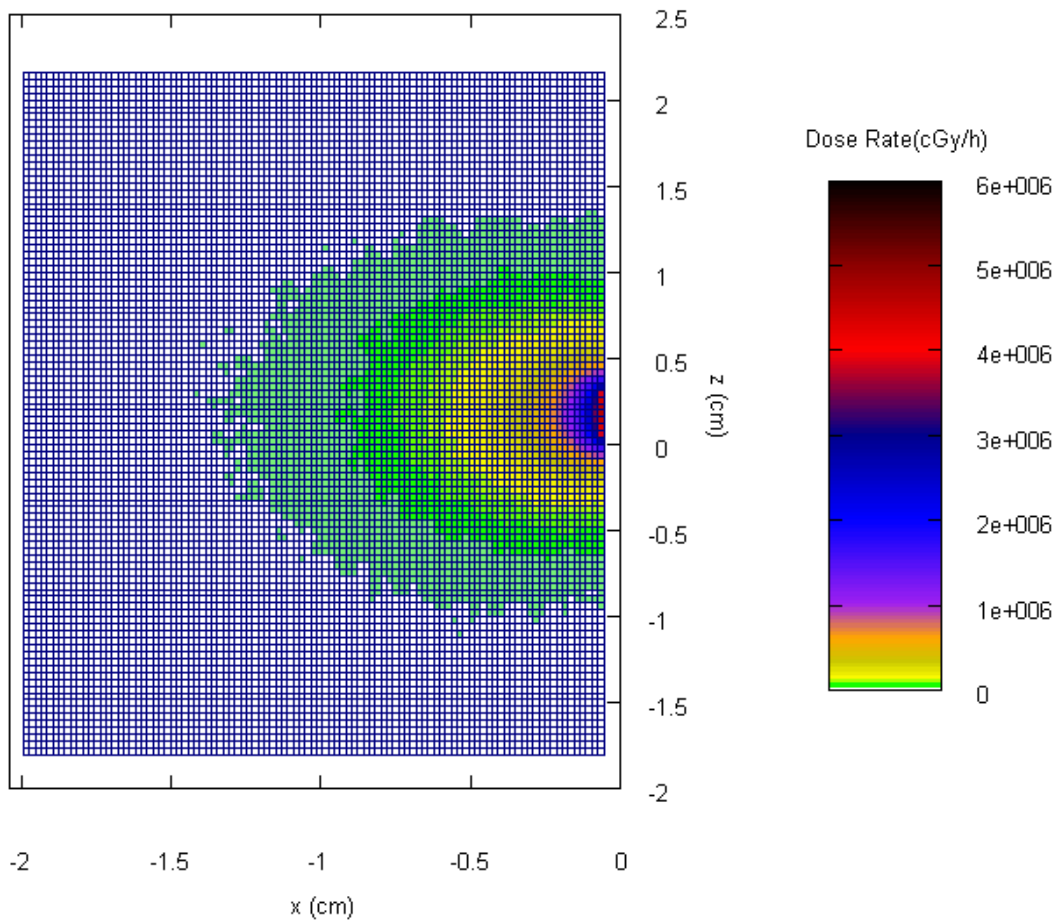
Στα Σχήματα 5.11 και 5.12 δίνονται οι απεικονίσεις των πεδίων δόσης λόγω φωτονίων και ηλεκτρονίων αντίστοιχα. Για την απεικόνιση χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα gnuplot. Αντίστοιχα, στο Σχήμα 5.13 δίνεται το συνολικό πεδίο δόσεων της πηγής.



Σχήμα 5.11: Το πεδίο των δόσεων γύρω από την πηγή ^{192}Ir , λόγω των εκπεμπόμενων φωτονίων της πηγής. Η πηγή περιβάλλεται από καθετήρα. Δεδομένα από το αρχείο TELIKES_TIMES_FWTONIWN.dat



Σχήμα 5.12: Το πεδίο των δόσεων γύρω από την πηγή ^{192}Ir , λόγω των εκπεμπόμενων ηλεκτρονίων της πηγής. Η πηγή περιβάλλεται από καθετήρα. Δεδομένα από το αρχείο TELIKES_TIMES_HLEKTRONIWN.dat

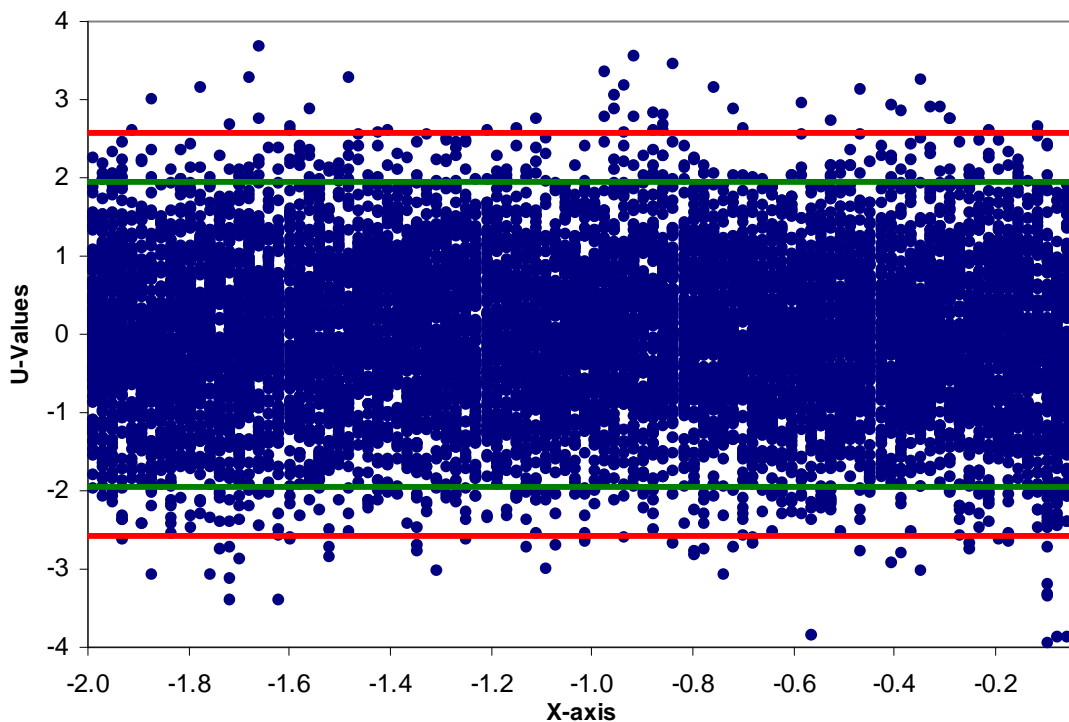


Σχήμα 5.13: Το συνολικό πεδίο δόσεων πηγής ^{192}Ir (10Ci) λόγω των φωτονίων και ηλεκτρονίων που εκπέμπει. Η πηγή περιβάλλεται από καθετήρα. Δεδομένα από αρχείο TABLE.dat

Από τα σχήματα 5.11-5.13 προκύπτει ότι το σύνθετο πεδίο διαμορφώνεται κυρίως από τη συνεισφορά των φωτονίων. Για τη σύγκριση των αποτελεσμάτων των ρυθμών δόσεων της πηγής με καθετήρα και χωρίς καθετήρα χρησιμοποιήθηκε ο στατιστικός έλεγχος U, ο οποίος έχει περιγραφεί στην παράγραφο 3.4.3. Βέβαια στην παράγραφο αυτή είχε υπολογισθεί η απόλυτη τιμή του U. Στην παρούσα παράγραφο υπολογίζεται η αλγεβρική τιμή της για να εξακριβωθεί αν υπάρχει κάποια τάση των σημείων. Ο στατιστικός έλεγχος U πραγματοποιείται μεταξύ των αντίστοιχων στοιχείων του πλέγματος των δύο ανιχνευτών δόσης για την περίπτωση του συνολικού φάσματος. Οι τιμές της μεταβλητής ελέγχου U, για τα σημεία του επιπέδου x, παρουσιάζονται στο Σχήμα 5.14.α. Από το σχήμα προκύπτει ότι η πλειοψηφία των 10000 σημείων βρίσκεται

εντός των αποδεκτών ορίων του στατιστικού ελέγχου. Με πράσινο χρώμα συμβολίζονται οι τιμές $U=\pm 1.96$ και με κόκκινο χρώμα οι τιμές $U=\pm 2.58$.

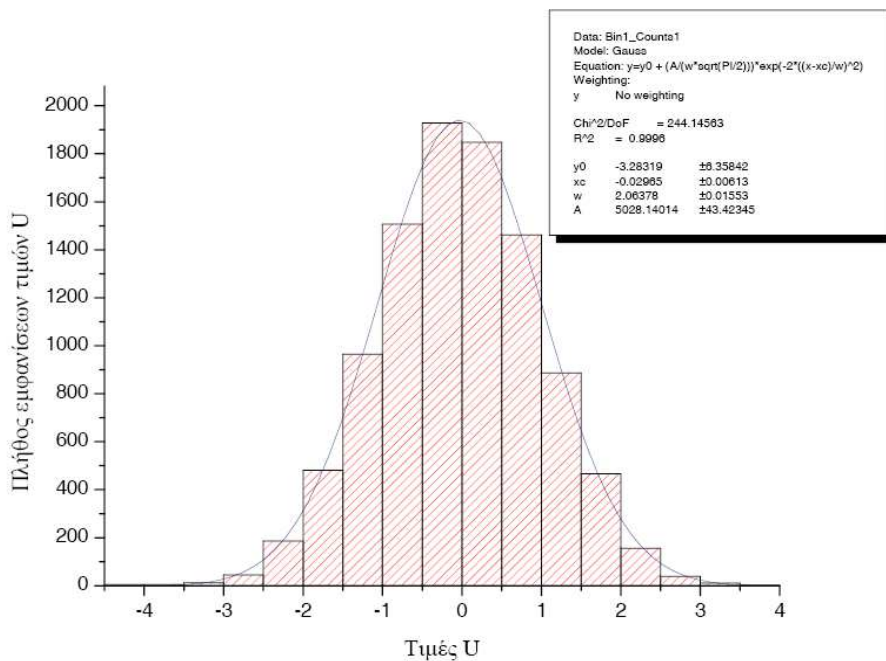
- Όσα σημεία βρίσκονται εντός του εύρους τιμών $[-1.96, 1.96]$ δε διαφέρουν στατιστικά σε επίπεδο εμπιστοσύνης 95%.
- Όσα βρίσκονται εκτός των τιμών 2.58 και -2.58 διαφέρουν στατιστικά σημαντικά σε επίπεδο εμπιστοσύνης 99%.
- Όσα βρίσκονται ανάμεσα στις δύο τιμές του U βρίσκονται στην περιοχή αβεβαιότητας και δε μπορεί να εξαχθεί συμπέρασμα για αυτά.



Σχήμα 5.14.α: Οι τιμές της μεταβλητής ελέγχου U για τη σύγκριση των αποτελεσμάτων των αντίστοιχων δομικών στοιχείων για την πηγή ^{192}Ir με και χωρίς καθετήρα

Παράλληλα, στο Σχήμα 5.14.β παρουσιάζεται η κατανομή των τιμών της μεταβλητής U . Όπως φαίνεται η κατανομή αυτή προσεγγίζει πολύ την κανονική κατανομή, με μέση τιμή -0.03 ± 0.006 και τυπική απόκλιση 1.03 ± 0.008 . Αυτό είναι μία ακόμα ένδειξη ότι δεν

υπάρχει σημαντική επίδραση του καθετήρα στην κατανομή της δόσης. Σε περίπτωση που υπήρχε σημαντική επίδραση, θα είχε παρατηρηθεί μία τάση η τιμή της δόσης να είναι χαμηλότερη σε ορισμένα σημεία του πλέγματος, με συνέπεια να υπάρχει τάση η τιμή του U να είναι υψηλότερη (ο αριθμητής έχει ορισθεί ως η τιμή της απορροφώμενης δόσης χωρίς καθετήρα πλην της αντίστοιχης με καθετήρα), κάτι που όμως δεν παρατηρείται. Ο συντελεστής U όπως φαίνεται παίρνει τιμές συμμετρικά κατανεμημένες περί το 0 κάτι που υποδεικνύει ότι οι διαφορές στη δόση που εκτιμώνται στα σημεία του πλέγματος με και χωρίς τον καθετήρα οφείλονται μόνον σε στατιστική κύμανση.

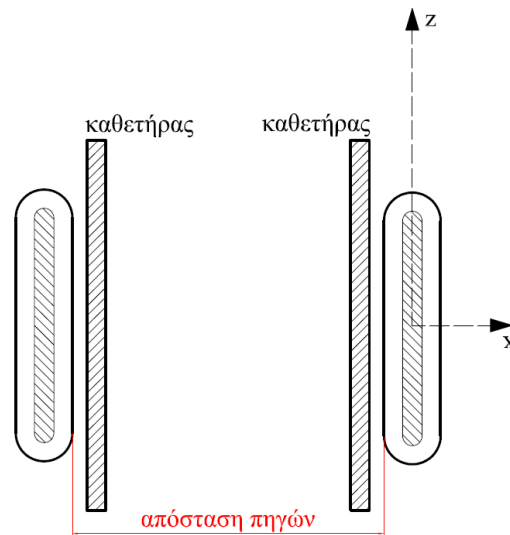


Σχήμα 5.14.β: Η κατανομή των τιμών της μεταβλητής ελέγχου U

Από τη σύγκριση των πεδίων της δόσης της πηγής με καθετήρα και χωρίς καθετήρα, (Σχήμα 5.8 και 5.13) προκύπτει ότι τα αποτελέσματα και για το σύνθετο πεδίο (πεδίο φωτονίων, πεδίο ηλεκτρονίων) δε διαφέρουν στατιστικά σημαντικά. Με άλλα λόγια δε μπορεί να θεωρηθεί σημαντική η επίδραση του καθετήρα στο πεδίο των δόσεων. Αυτό πιθανότατα οφείλεται στο ότι η εξασθένιση φωτονίων και ηλεκτρονίων στο εσωτερικό της πηγής και στο υλικό της θωράκισης αποτελεί το σημαντικότερο παράγοντα εξασθένισής τους και η συνεισφορά του καθετήρα είναι πολύ μικρή.

5.4 Επαλληλία δύο πηγών HDR βραχυθεραπείας ^{192}Ir (10Ci)

Στην παράγραφο που ακολουθεί εξετάζεται η περίπτωση παράλληλης τοποθέτησης δυο πηγών HDR βραχυθεραπείας ^{192}Ir (10Ci) καθώς και η επίδραση που έχει στο πεδίο των συνολικών δόσεων η απόστασή τους. Χρησιμοποιούνται πηγές με καθετήρα. Το Σχήμα 5.15 παρουσιάζει την παράλληλη τοποθέτηση των εξεταζόμενων πηγών. Στο σχήμα φαίνονται οι πηγές με τις θωρακίσεις τους, τμήμα του καθετήρα της κάθε μιας προς την κοινή τους πλευρά καθώς και η μεταξύ τους απόσταση όπως υπολογίζεται από τη θωράκιση της κάθε πηγής.



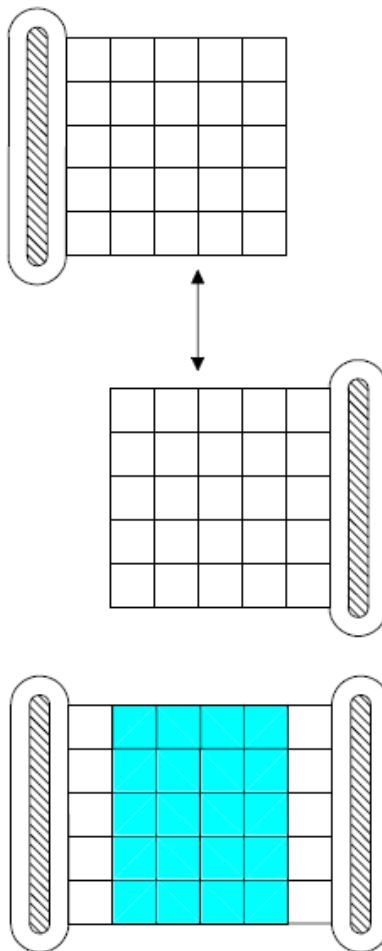
Σχήμα 5.15: Σχηματική απεικόνιση της επαλληλίας των δύο πηγών ^{192}Ir

Για την μελέτη του πεδίου δόσεων των δύο πηγών δεν πραγματοποιήθηκαν νέες προσομοιώσεις αλλά χρησιμοποιούνται τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων της παραγράφου 5.3 και συγκεκριμένα το σύνθετο πεδίο ρυθμού δόσεων του Σχήματος 5.13. Οι τιμές του συγκεκριμένου πεδίου περιέχονται, όπως έχει αναφερθεί σε κατάλληλα διαμορφωμένο αρχείο, TABLE.dat και αναφέρονται σε πηγή ενεργότητας 10Ci. Τμήμα του αρχείου αυτού παρουσιάζεται στο Σχήμα 5.16 στο τέλος του κεφαλαίου.

Το αρχείο του Σχήματος 5.16 αποτελείται από πέντε στήλες. Οι τρεις πρώτες στήλες δίνουν τις συντεταγμένες των κέντρων των χρησιμοποιούμενων στοιχείων του πλέγματος (x,y,z). Η τέταρτη στήλη περιέχει την τιμή του ρυθμού δόσης για το αντίστοιχο στοιχείο

ενώ η πέμπτη στήλη την αβεβαιότητά του σε επίπεδο εμπιστοσύνης 3σ. Υπενθυμίζεται ότι, το πλέγμα των αυτών στοιχείων εφάπτεται στη θωράκιση της κάθε πηγής σύμφωνα με το Σχήμα 5.1. Το μήκος του κατά τον x-άξονα είναι 1.955cm και έχει διεύθυνση στον άξονα αυτό από τη θωράκιση της πηγής στην οποία ανήκει προς την άλλη πηγή.

Για την κατασκευή του πεδίου δόσεων λόγω της παρουσίας δύο πηγών, βάσει της αρχής της επαλληλίας, θα πρέπει να αθροιστούν με κατάλληλο τρόπο δύο τέτοια αρχεία και συγκεκριμένα τα περιεχόμενα των στοιχείων που συμπίπτουν. Ο τρόπος με τον οποίο γίνεται η άθροιση καθορίζεται από την απόσταση των δύο πηγών και πραγματοποιείται μέσω του προγράμματος *yrlogismoι.f*. Σχηματική απεικόνιση του τρόπου άθροισης δίνεται στο Σχήμα 5.17. Συγκεκριμένα δίνεται η κάθε πηγή με το πλέγμα της και τελικά το σύνθετο πλέγμα λόγω της επαλληλίας τους. Άθροιση πραγματοποιείται μόνο μεταξύ των χρωματισμένων δομικών στοιχείων.



Σχήμα 5.17: Επαλληλία των δομικών στοιχείων των πλεγμάτων των δύο πηγών

Στις παραγράφους που ακολουθούν εξετάζονται δύο περιπτώσεις επαλληλίας πηγών. Στην πρώτη περίπτωση η απόσταση των δύο πηγών είναι ίση με το μήκος (κατά τον x άξονα) του πλέγματος, 1.955cm της κάθε πηγής και στη δεύτερη η απόσταση είναι μικρότερη.

5.4.1 Επαλληλία πηγών που βρίσκονται σε απόσταση ίση με το μήκος του ανιχνευτή δόσης

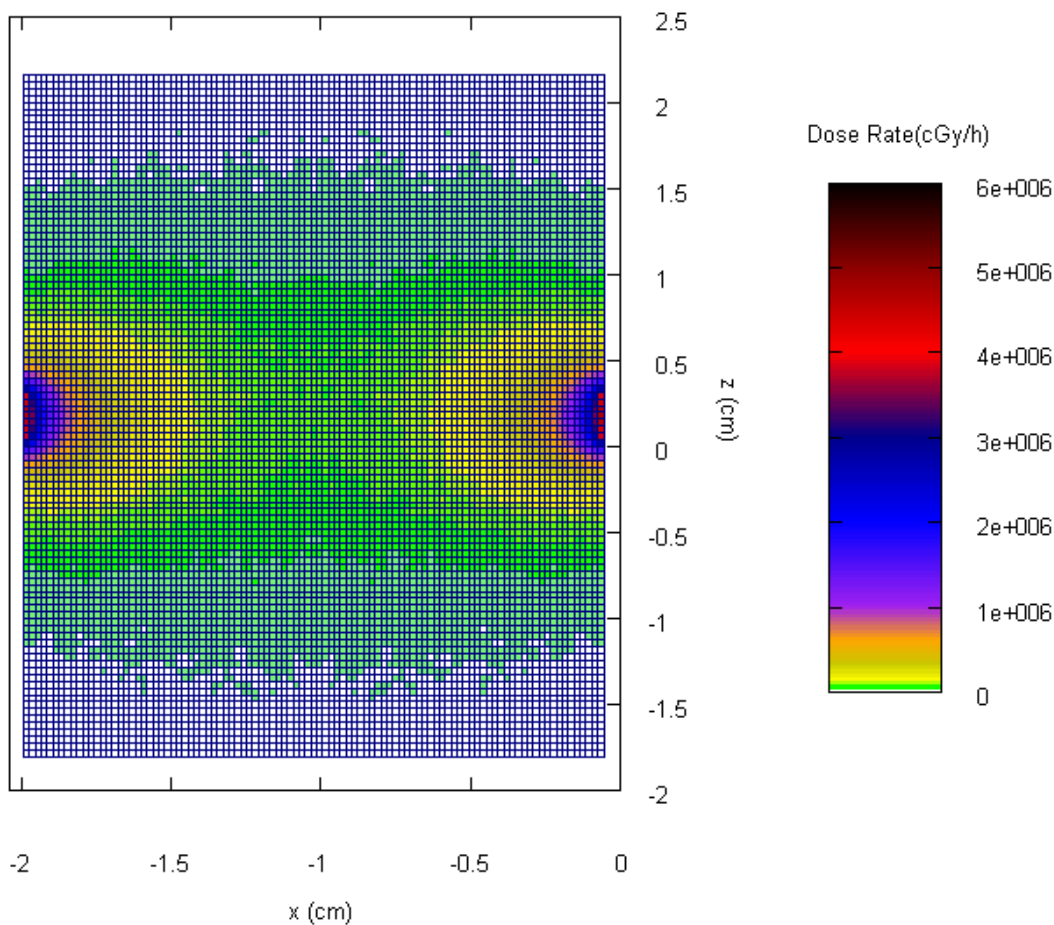
Πρόκειται για την πιο απλή περίπτωση σύνθεσης των πεδίων των δύο πηγών γιατί όλα τα στοιχεία του πλέγματός τους ταυτίζονται. Το συνολικό πεδίο παράγεται με απλή άθροιση των πεδίων των πηγών. Ωστόσο, καθώς ως πεδίο αναφοράς χρησιμοποιείται το πεδίο της πηγής της παραγράφου 5.1, πριν την άθροιση για την εύρεση του πεδίου της αριστερής πηγής απαιτείται αντιστροφή του πεδίου αναφοράς. Η αντιστροφή γίνεται σύμφωνα με τον ακόλουθο αλγόριθμο:

$$\dot{D}_{\delta\epsilon\zeta\iota\acute{\alpha}}(X_j, Y, Z_i) = \dot{D}_{\alpha\rho\iota\sigma\tau\epsilon\rho\acute{\eta}}(X_{n-j+1}, Y, Z_i) \quad (5.1)$$

όπου $\dot{D}(X_j, Y, Z_i)$ ο ρυθμός απορροφώμενης δόσης λόγω της πηγής ^{192}Ir (10Ci) στο δομικό στοιχείο του πλέγματος (ανιχνευτή δόσης) X_j, Y, Z_i . Η τιμή του Y παραμένει σταθερή γιατί το πλέγμα αναφέρεται μόνο στο επίπεδο x-z. Τα j και i λαμβάνουν ακέραιες τιμές στην περιοχή $[1, n]$ όπου n το πλήθος των διαμερίσεων του πλέγματος στον κάθε άξονα x,z. Για την εξεταζόμενη περίπτωση $n=100$.

Η αντιστροφή και η άθροιση γίνεται με το πρόγραμμα `yrlogismo.i.f`. Το αθροισμένο πεδίο αποθηκεύεται στο αρχείο `SYN8ESH_ME IDIA APOSTASH.dat` και η απεικόνιση γίνεται με το πρόγραμμα `gnuplot`.

Στο Σχήμα 5.18 παρατίθεται το σύνθετο πεδίο από την επαλληλία των δύο πηγών που βρίσκονται σε απόσταση 1.955cm. Από το σχήμα προκύπτει ότι το πεδίο του ρυθμού δόσεων είναι συμμετρικό ως προς τους άξονες x και z που διέρχονται από το μέσο της μεταξύ τους απόστασης ενώ οι μέγιστες τιμές του ρυθμού δόσης εμφανίζονται κοντά στις πηγές. Ο μέγιστος ρυθμός δόσης υπολογίζεται ίσος με 5452110cGy/h .



Σχήμα 5.18: Το σύνθετο πεδίο από την επαλληλία των δύο πηγών που βρίσκονται σε απόσταση 1.955cm

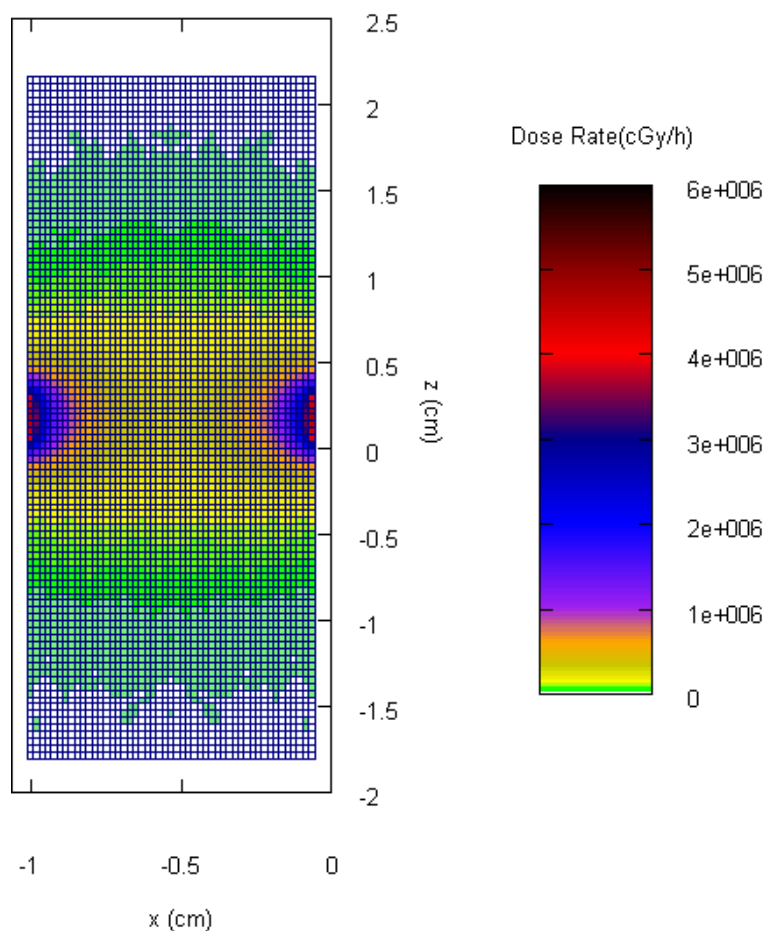
5.4.2 Επαλληλία πηγών που βρίσκονται σε απόσταση μικρότερη του μήκους του ανιχνευτή δόσης

Στην παράγραφο αυτή εξετάζεται το πεδίο δόσεων που προκύπτει από την επαλληλία πηγών οι οποίες βρίσκονται σε απόσταση (Σχήμα 5.15) μικρότερη του 1.955cm.

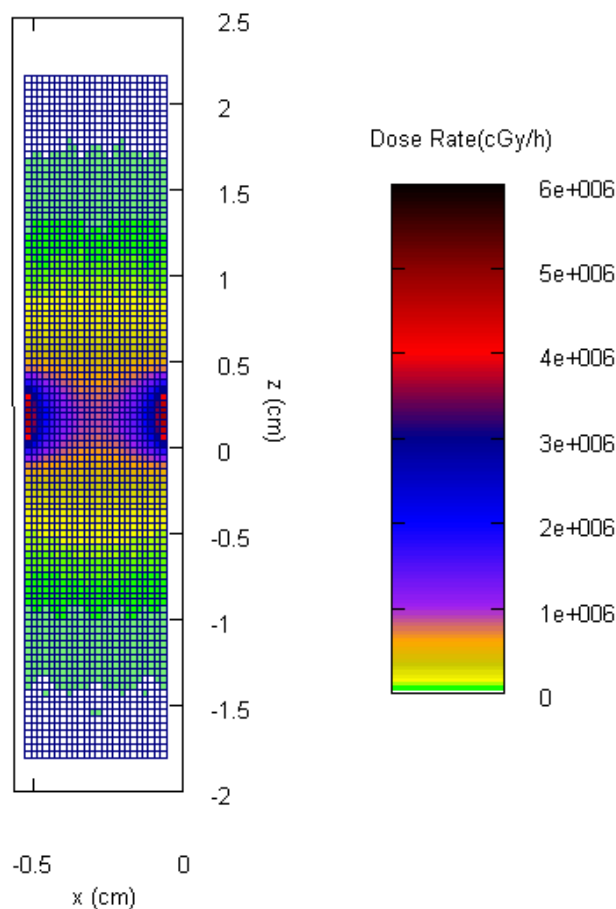
Η μέθοδος εργασίας είναι παρόμοια με της προηγούμενης παραγράφου. Τα πεδία μετά την αντιστροφή αθροίζονται. Στην περίπτωση αυτή όμως η άθροιση περιορίζεται μόνο στα στοιχεία του πλέγματος που βρίσκονται ανάμεσα στις πηγές. Στα υπόλοιπα δεν είναι δυνατό να γίνουν υπολογισμοί καθώς περιλαμβάνουν σημεία (π.χ. εντός της πηγής)

για τα οποία δεν έχουν υπολογιστεί δόσεις, λόγω του τρόπου με τον οποίο έχει τοποθετηθεί το πλέγμα (Σχήμα 5.1). Για τη διευκόλυνση της επαλληλίας η γεινίαση των πηγών πραγματοποιείται κατά τον x-άξονα με βήμα ίσο με το μήκος των δομικών στοιχείων.

Εξετάζονται δύο διαφορετικές αποστάσεις πηγών περίπου 1cm (1.01273cm) και περίπου 0.5cm (0.523975cm). Τα αποτελέσματα της επαλληλίας των δύο πηγών παρουσιάζονται στα Σχήματα 5.19 και 5.20 αντίστοιχα.



Σχήμα 5.19: Το σύνθετο πεδίο από την επαλληλία των δύο πηγών που βρίσκονται σε απόσταση ~1cm



Σχήμα 5.20: Το σύνθετο πεδίο από την επαλληλία των δύο πηγών που βρίσκονται σε απόσταση ~0.5cm

Όπως ήταν αναμενόμενο, από τα Σχήματα 5.19 και 5.20 προκύπτει ότι καθώς οι πηγές πλησιάζουν αυξάνει ο ρυθμός απορροφώμενης δόσης στα ενδιάμεσα σημεία τους. Τα πεδία παραμένουν πάντα συμμετρικά ως προς τους άξονες x και z που διέρχονται από το μέσο της μεταξύ τους απόστασης ενώ οι μέγιστες τιμές του ρυθμού δόσης εμφανίζονται κοντά στις πηγές. Η μέγιστη δόση υπολογίζεται ίση με 5480350cGy/h για απόσταση 1cm και ίση με 5586430 cGy/h για απόσταση 0.5cm.

5.5. Η επίδραση της ενέργειας cut-off στην ταχύτητα της προσομοίωσης

Όπως αναφέρθηκε στις παραγράφους 5.2.1.2 και 5.2.2.2, για την πραγματοποίηση κάθε μίας των προσομοιώσεων χρειάστηκε χρόνος περισσότερος των 10 ημερών. Στην παράγραφο αυτή εξετάζεται ένας τρόπος επιτάχυνσης των προσομοιώσεων, ώστε να μειωθεί ο απαιτούμενος χρόνος προσομοίωσης ή για τον ίδιο συνολικό χρόνο προσομοίωσης να επιτευχθεί καλύτερη στατιστική στα υπολογιζόμενα μεγέθη.

Η μέθοδος που εξετάζεται στηρίζεται στην αύξηση της ενέργειας cut-off των ηλεκτρονίων. Ως ενέργεια cut-off γενικά ορίζεται το ενεργειακό όριο, κάτω από το οποίο ο κώδικας παύει να παρακολουθεί ένα σωματίδιο ή φωτόνιο και θεωρεί ότι το σωματίδιο ή φωτόνιο αποθέτει πλήρως την ενέργειά του στο σημείο στο οποίο βρίσκεται. Η τιμή της ενέργειας cut-off ορίζεται μέσω του αρχείου εισόδου .in μέσω των τιμών των παραμέτρων EABS(1:3) και αναφέρεται σε κάθε υλικό της εξεταζόμενης γεωμετρίας. Για τον έλεγχο της ενέργειας cut-off των ηλεκτρονίων μεταβάλλεται η τιμή της EABS(1).

Όπως είναι φανερό, αύξηση της παραμέτρου αυτής έχει ως αποτέλεσμα ορισμένες ιστορίες να ολοκληρώνονται γρηγορότερα, κάτι που οδηγεί σε ταχύτερη προσομοίωση. Πραγματοποιήθηκαν δύο προσομοιώσεις για την περίπτωση προσδιορισμού του πεδίου δόσεων λόγω ηλεκτρονίων της εξεταζόμενης πηγής. Στην πρώτη χρησιμοποιήθηκε ενέργεια cut off για τα ηλεκτρόνια 880eV ενώ στη δεύτερη 3keV. Τα τμήματα των αρχείων εισόδου στα οποία φαίνεται ο ορισμός της μεταβλητής EABS(1) δίνονται στα Σχήματα 5.21.α και 5.21.β.

```
>>>>>>> Material data and simulation parameters.
NMAT      6                               [Number of different materials, .1e.10]
SIMPARG 1  8.800e2 8.800e2 8.800e2 0.1 0.1 8.800e2 8.800e2
SIMPARG 2  8.800e2 8.800e2 8.800e2 0.1 0.1 8.800e2 8.800e2
SIMPARG 3  8.800e2 8.800e2 8.800e2 0.1 0.1 8.800e2 8.800e2
SIMPARG 4  8.800e2 8.800e2 8.800e2 0.1 0.1 8.800e2 8.800e2
SIMPARG 5  8.800e2 8.800e2 8.800e2 0.1 0.1 8.800e2 8.800e2
SIMPARG 6  8.800e2 8.800e2 8.800e2 0.1 0.1 8.800e2 8.800e2
```

Σχήμα 5.21.α: Τμήμα του αρχείου εισόδου .in στο οποίο ορίζεται η ενέργεια cut off των ηλεκτρονίων 880eV

```

>>>>>>> Material data and simulation parameters.
NMAT      6 [Number of different materials, .1e.10]
SIMPARG 1 3.000e3 8.800e2 8.800e2 0.1 0.1 8.800e2 8.800e2
SIMPARG 2 3.000e3 8.800e2 8.800e2 0.1 0.1 8.800e2 8.800e2
SIMPARG 3 3.000e3 8.800e2 8.800e2 0.1 0.1 8.800e2 8.800e2
SIMPARG 4 3.000e3 8.800e2 8.800e2 0.1 0.1 8.800e2 8.800e2
SIMPARG 5 3.000e3 8.800e2 8.800e2 0.1 0.1 8.800e2 8.800e2
SIMPARG 6 3.000e3 8.800e2 8.800e2 0.1 0.1 8.800e2 8.800e2

```

Σχήμα 5.21.β: Τμήμα του αρχείου εισόδου .in στο οποίο ορίζεται η ενέργεια cut off των ηλεκτρονίων 3keV

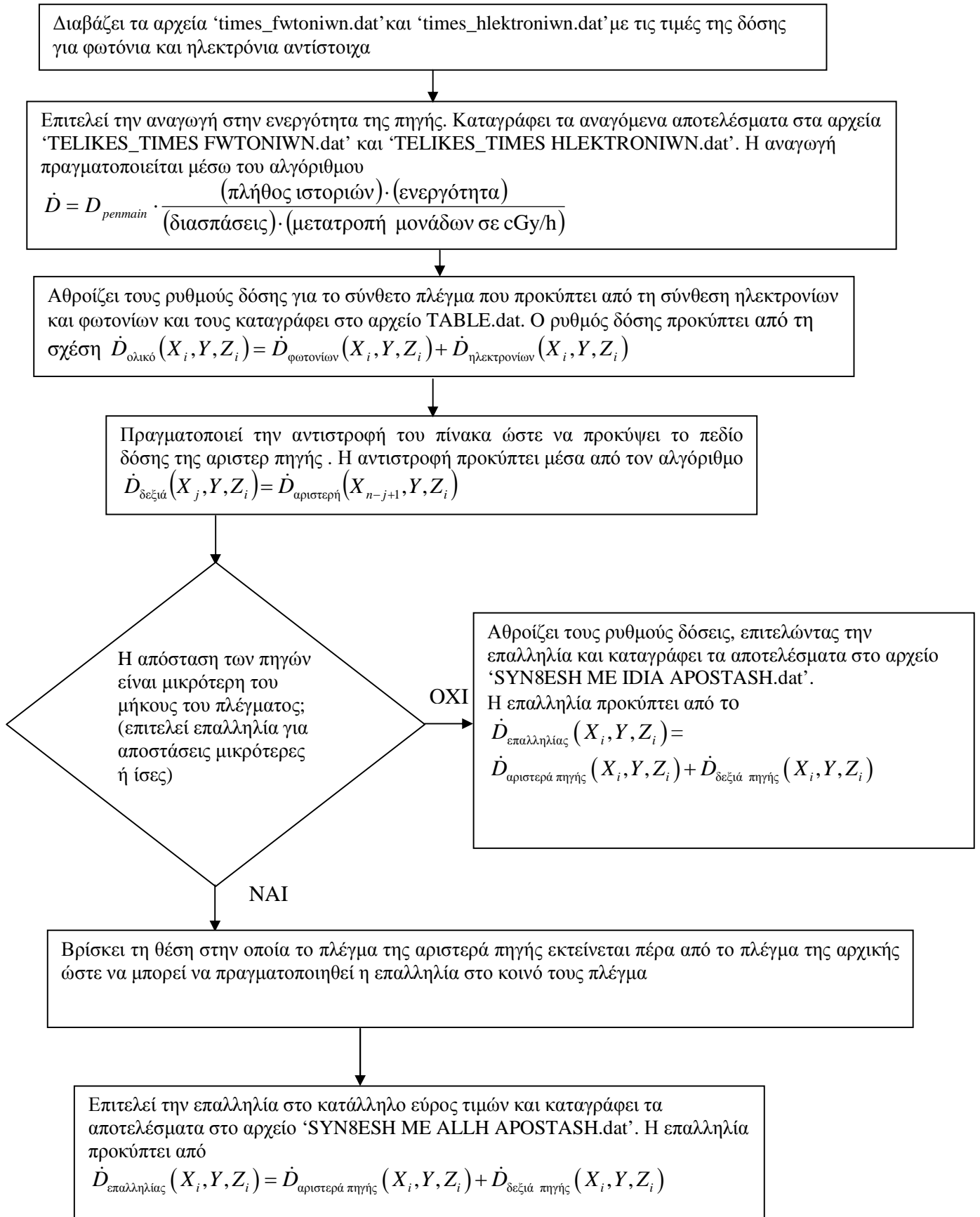
Οι ταχύτητες που καταγράφηκαν για τις δύο περιπτώσεις είναι αντίστοιχα $1.027584 \cdot 10^2$ showers/sec και $1.787172 \cdot 10^2$ showers/sec. Αυτό δείχνει ότι για τριπλάσιο περίπου cut-off energy ηλεκτρονίων επιτυγχάνεται 75% αύξηση της ταχύτητας, κάτι που είναι ιδιαίτερα σημαντικό. Πρέπει όμως να επισημανθεί ότι, το γεγονός ότι τερματίζεται η εξέλιξη της ιστορίας ενός ηλεκτρονίου γρηγορότερα (cut-off 3keV), έχει ως συνέπεια η ενέργεια του να αποτίθεται σε διαφορετικό σημείο, από το οποίο θα είχε αυτή αποτεθεί αν το σωματίδιο συνέχιζε να κινείται και να αλληλεπιδρά μέχρι να μειωθεί η ενέργειά του κάτω από την αρχική τιμή του cut-off (880eV). Αυτό μπορεί να έχει σημαντικές συνέπειες στην δοσιμετρική κατανομή εξαιτίας των (σωματιδίων-β) και για το λόγο αυτό θα πρέπει στο μέλλον να γίνει διερεύνηση της επίδρασης της τιμής του cut-off στην ταχύτητα και τη δοσιμετρική κατανομή. Η επίδραση του cut-off για τα φωτόνια, λόγω της φύσης των αλληλεπιδράσεών τους με την ύλη, αναμένεται να είναι πολύ μικρότερη.

Σχήματα Κεφαλαίου 5

```
TITLE  FASMA HLEKTRONIWN(MIKTO)

      >>>>>>> Source definition.
SKPAR  1 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SPECTR 0.0e3 53.99631 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 22.5e3 52.15791
SPECTR 37.5e3 50.3328
SPECTR 52.5e3 48.52199
SPECTR 67.5e3 46.72571
SPECTR 82.5e3 44.94243
SPECTR 97.5e3 43.16959
SPECTR 112.5e3 39.64585
SPECTR 127.5e3 37.89419
SPECTR 142.5e3 37.02370
SPECTR 157.5e3 36.1532
SPECTR 172.5e3 34.42983
SPECTR 187.5e3 32.73667
SPECTR 202.5e3 31.0904
SPECTR 217.5e3 29.51515
SPECTR 232.5e3 28.04175
SPECTR 247.5e3 26.7097
SPECTR 262.5e3 25.50548
SPECTR 277.5e3 24.29483
SPECTR 292.5e3 23.06642
SPECTR 307.5e3 21.81691
SPECTR 322.5e3 20.54435
SPECTR 337.5e3 19.24737
SPECTR 352.5e3 17.92654
SPECTR 367.5e3 16.58407
SPECTR 382.5e3 15.22379
SPECTR 397.5e3 13.85195
SPECTR 412.5e3 11.11132
SPECTR 427.5e3 9.768632
SPECTR 442.5e3 9.117889
SPECTR 457.5e3 8.467145
SPECTR 472.5e3 7.228477
SPECTR 487.5e3 6.078345
SPECTR 502.5e3 5.046742
SPECTR 517.5e3 4.168479
SPECTR 532.5e3 3.482832
SPECTR 547.5e3 2.902368
SPECTR 562.5e3 2.343936
SPECTR 577.5e3 1.816608
SPECTR 592.5e3 1.330848
SPECTR 607.5e3 0.898464
SPECTR 622.5e3 0.533088
SPECTR 637.5e3 0.249888
SPECTR 652.5e3 0.065856
SPECTR 667.5e3 -0.0
```

Σχήμα 5.5: Τμήμα του αρχείου hdr.in στο οποίο εισάγεται το ενεργειακό φάσμα των ηλεκτρονίων της πηγής ^{192}Ir



Σχήμα 5.7: Λογικό διάγραμμα του κώδικα ypologismoι.f
~215~


```
# columns 1-3: x, y, z (cm).
# 4th column: dose rate (cGy/h).
# 5th column: statistical uncertainty (3 sigma).

-1.99022E+00 -2.50000E-02 -1.80000E+00 4.34378E+03 4.3E+03
-1.99022E+00 -2.50000E-02 -1.76000E+00 7.29310E+03 6.5E+03
-1.99022E+00 -2.50000E-02 -1.72000E+00 6.25536E+03 5.5E+03
-1.99022E+00 -2.50000E-02 -1.68000E+00 6.26164E+03 4.9E+03
-1.99022E+00 -2.50000E-02 -1.64000E+00 3.44197E+03 4.1E+03
-1.99022E+00 -2.50000E-02 -1.60000E+00 5.05561E+03 4.9E+03
...
...
...
-5.47748E-02 -2.50000E-02 2.08000E+00 8.96603E+03 7.5E+03
-5.47748E-02 -2.50000E-02 2.12000E+00 8.56320E+03 7.5E+03
-5.47748E-02 -2.50000E-02 2.16000E+00 8.06427E+03 6.5E+03
```

Σχήμα 5.16: Τμήμα του αρχείου table.dat για μια πηγή ¹⁹²Ir (10Ci)

Πίνακες Κεφαλαίου 5

Top energy of bin [keV]	Relative number of emitted electrons
0.0225	53.99631
0.0375	52.15791
0.0525	50.3328
0.0675	48.52199
0.0825	46.72571
0.0975	44.94243
0.1125	43.16959
0.1275	39.64585
0.1575	37.89419
0.1725	36.1532
0.1875	34.42983
0.2025	32.73667
0.2175	31.0904
0.2325	29.51515
0.2475	28.04175
0.2625	26.7097
0.2775	25.50548
0.2925	24.29483
0.3075	23.06642
0.3225	21.81691
0.3375	20.54435
0.3525	19.24737
0.3675	17.92654
0.3825	16.58407
0.3975	15.22379
0.4125	13.85195
0.4275	11.11132
0.4575	9.768623
0.4725	8.467145
0.4875	7.228477
0.5025	6.078345
0.5175	5.046742
0.5325	4.168479
0.5475	3.482832
0.5625	2.902368
0.5775	2.343936
0.5925	1.816608
0.6075	1.330848
0.6225	0.898464
0.6375	0.533088
0.6525	0.249888
0.6675	0.065856

Πίνακας 5.2: Τα δεδομένα για το συνολικό ενεργειακό φάσμα ηλεκτρονίων του ^{192}Ir κατά J.Borg και D.W.O Rogers [39]

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

Συμπεράσματα

Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται μία συνοπτική παρουσίαση της ΔΕ, διατυπώνονται συμπεράσματα αλλά και προτάσεις για μελλοντική επέκτασή της.

Το ζητούμενο στην παρούσα ΔΕ ήταν η διερεύνηση της δυνατότητας εφαρμογής ενός γενικού κώδικα προσομοίωσης Monte-Carlo για την αντιμετώπιση προβλημάτων που σχετίζονται με την βιοϊατρική τεχνολογία. Για το λόγο αυτό επελέγη να χρησιμοποιηθεί ο κώδικας προσομοίωσης PENELOPE. Όσον αφορά στο πρόβλημα της βιοϊατρικής τεχνολογίας, επελέγη να προσομοιωθεί ένα τυπικό πρόβλημα HDR βραχυθεραπείας. Σε ένα τέτοιο πρόβλημα, αυτό που συνήθως είναι ζητούμενο είναι ο χαρακτηρισμός της πηγής που χρησιμοποιείται και ο προσδιορισμός της δοσιμετρικής κατανομής γύρω από την πηγή, που θα επιτρέψει το σχεδιασμό του σεναρίου ακτινοβολήσης, όσον αφορά στις θέσεις πηγών, το χρόνο παραμονής τους στην κάθε θέση κλπ.

Στο πρώτο τμήμα της ΔΕ έγινε μία εκτενής βιβλιογραφική ανασκόπηση σχετικά με την τεχνική της βραχυθεραπείας και τις διάφορες εφαρμογές και παραλλαγές της. Όπως διαπιστώθηκε από την ανασκόπηση αυτή, η βραχυθεραπεία, είναι μία τεχνική η οποία με την πρόοδο της τεχνολογίας και ειδικότερα των υπολογιστικών συστημάτων και σχετικών αυτοματισμών, καθίσταται ιδιαίτερα ακριβής και επιτυχημένη από πλευράς αποτελέσματος και για το λόγο αυτό αρκετά ελκυστική ως τεχνική ακτινοβολήσης. Η ακριβής τοποθέτηση της πηγής εντός ή πλησίον των όγκων, που είναι και το κύριο χαρακτηριστικό της, οδηγεί σε μικρότερη ραδιολογική επιβάρυνση γειτονικών ιστών. Σαφέστατα, υπάρχουν παρενέργειες αλλά η επίτευξη με τα σύγχρονα μέσα, μεγαλύτερης ομοιομορφίας όσον αφορά στην κατανομή της δόσης εξασφαλίζει μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα στην καταστροφή των καρκινικών κυττάρων, ενώ ταυτόχρονα ανοίγει το δρόμο για περαιτέρω ανάπτυξη και ασφαλέστερη χρήση της στην υπηρεσία της ιατρικής. Εκεί ακριβώς εμπλέκεται και ο μηχανικός, ο οποίος με τους κατάλληλους δοσιμετρικούς υπολογισμούς και σε αгаστή συνεργασία με τον ιατρό, μπορεί να βοηθήσει σε βελτιστοποίηση της ακτινοβολήσης και να συνεισφέρει στην πρόοδο της τεχνικής της βραχυθεραπείας. Προς την κατεύθυνση αυτή ένα εξαιρετικά χρήσιμο

εργαλείο αποτελούν οι υπολογιστικές προσομοιώσεις Monte Carlo, οι οποίες μπορούν να μελετήσουν τη δόση που προκύπτει γύρω από ραδιενεργές πηγές, με μεγάλη ακρίβεια.

Στο Κεφάλαιο 3 της ΔΕ έγινε εισαγωγή στον κώδικα PENELOPE που χρησιμοποιείται στο ΕΠΤ-ΕΜΠ για την προσομοίωση της αλληλεπίδρασης σωματιδίων & φωτονίων με την ύλη. Ως εφαρμογή και για λόγους εξοικείωσης με τον κώδικα, επιλύθηκε το απλό πρόβλημα του υπολογισμού του ρυθμού δόσης εξαιτίας σημειακής πηγής. Το πρόβλημα αντιμετωπίστηκε με χρήση του κώδικα προσομοίωσης και επιλύθηκε με εφαρμογή κατάλληλων θεωρητικών σχέσεων. Η σύμπτωση των αποτελεσμάτων επιβεβαίωσε την ακρίβεια της προσομοίωσης και την καταλληλότητα του κώδικα για τέτοιους υπολογισμούς.

Στο Κεφάλαιο 4 της ΔΕ διερευνήθηκε η δυνατότητα χρησιμοποίησης της προσομοίωσης για την αντιμετώπιση ενός πιο πολύπλοκου προβλήματος, συγκεκριμένα για τον υπολογισμό της δόσης σε ένα σημείο κοντά σε πραγματική πηγή βραχυθεραπείας. Για τη μελέτη του ρυθμού δόσης γύρω από πηγές βραχυθεραπείας έχουν αναπτυχθεί συγκεκριμένα μοντέλα τα οποία έχουν ελεγχθεί ότι συμφωνούν σε μεγάλο βαθμό με τις υπολογιστικές προσομοιώσεις. Τα μοντέλα αυτά βεβαίως έχουν αναπτυχθεί για συγκεκριμένες πηγές βραχυθεραπείας και επιπλέον, δεν είναι πάντα διαθέσιμα όλα τα απαραίτητα στοιχεία για τον υπολογισμό της δόσης για μία πηγή. Για μία συγκεκριμένη πηγή που χρησιμοποιείται συχνά στη βραχυθεραπεία HDR, βρέθηκαν στη βιβλιογραφία επαρκή στοιχεία προκειμένου να γίνει υπολογισμός με βάση το θεωρητικό μοντέλο υπολογισμού. Για την ίδια πηγή έγινε εκτίμηση της δόσης και με χρήση του κώδικα προσομοίωσης PENELOPE. Σύγκριση των αποτελεσμάτων θεωρητικού υπολογισμού και προσομοίωσης έδειξε ότι υπάρχει διαφορά περί το 10%. Η διαφορά αυτή είναι μικρή και θα μπορούσε να αποδειχθεί ότι δεν είναι στατιστικά σημαντική, αν ήταν διαθέσιμα περισσότερα στοιχεία για την αβεβαιότητα που υπεισέρχεται στον υπολογισμό με το θεωρητικό μοντέλο. Αυτό που προέκυψε τελικά είναι ότι, η όλη διαδικασία της προσομοίωσης, παρά τις όποιες προσεγγίσεις και απλοποιήσεις που εισάγονται π.χ. κατά την περιγραφή της γεωμετρίας της πηγής, ή την εισαγωγή του φάσματος εκπομπής φωτονίων της πηγής, μπορεί να οδηγήσει σε ικανοποιητικά αποτελέσματα. Βεβαίως, ένα μειονέκτημα της χρήσης του κώδικα είναι οι

μεγάλοι χρόνοι προσομοίωσης, που μπορεί να είναι πολλές ημέρες, ανάλογα με την επιθυμητή ακρίβεια των αποτελεσμάτων.

Αφότου λοιπόν διαπιστώθηκε πως ο κώδικας PENELOPE μπορεί να χρησιμοποιηθεί με ικανοποιητική ακρίβεια και για τη δοσιμετρική μελέτη πολύπλοκων πηγών, όπως είναι οι πηγές βραχυθεραπείας, στο Κεφάλαιο 5 προσεγγίζεται ο κυρίως στόχος της παρούσας ΔΕ, δηλαδή η μελέτη του πεδίου δόσης γύρω από μία πηγή HDR βραχυθεραπείας. Προκειμένου να γίνει η χαρτογράφηση της δόσης γύρω από την πηγή, χρησιμοποιήθηκε ο εικονικός ανιχνευτής δόσης προκειμένου να εκτιμηθεί η δόση σε ένα κάναβο σημείων, πάνω σε ένα επίπεδο το οποίο διέρχεται από τον άξονα συμμετρίας της πηγής. Λόγω της αξονικής συμμετρίας, η πληροφορία πάνω στο επίπεδο αυτό είναι επαρκής για να οδηγήσει στην κατανομή δόσης στις τρεις διαστάσεις περί την πηγή. Πάνω στο επίπεδο αυτό εκτιμήθηκε η δόση εξαιτίας των σωματιδίων-β της πηγής και εξαιτίας των φωτονίων ανεξάρτητα, και απεικονίσθηκε κατάλληλα. Διαπιστώθηκε ότι τα σωματίδια-β έχουν πολύ μικρή συνεισφορά στη δόση και μόνο πολύ κοντά στην πηγή. Αυτό είναι αναμενόμενο, καθώς υπάρχει έντονη αυτοαπορρόφηση των σωματιδίων-β στην πηγή και έντονη απορρόφηση στο κάλυμμά της. Εν συνεχεία, με κατάλληλο πρόγραμμα που συντάχθηκε προσδιορίσθηκε και απεικονίσθηκε η συνολική δόση εξαιτίας κάθε είδους ακτινοβολίας της πηγής.

Η απεικόνιση της κατανομής δόσης εξαιτίας μίας πηγής είναι το πρώτο βήμα για την αντιμετώπιση του συνολικού προβλήματος, που είναι ο προσδιορισμός της δοσιμετρικής κατανομής για περισσότερες πηγές, ή ο προσδιορισμός της δοσιμετρικής κατανομής για μια πηγή που τοποθετείται διαδοχικά σε διάφορες θέσεις, όπως δηλαδή συμβαίνει και στην πραγματικότητα. Για το λόγο αυτό δημιουργήθηκε κατάλληλο πρόγραμμα το οποίο ξεκινώντας από το πεδίο της δόσης γύρω από μία πηγή, με εφαρμογή της αρχής της επαλληλίας, υπολογίζει το δοσιμετρικό πεδίο για την πηγή τοποθετημένη σε διάφορες θέσεις, η μία απέναντι από την άλλη. Το πρόγραμμα αυτό εφαρμόσθηκε ενδεικτικά για τρεις αποστάσεις πηγών. Η συνολική δόση σε κάθε θέση που εκτιμάται με τον τρόπο αυτό μπορεί να βοηθήσει στο σχεδιασμό της ακτινοβολήσης.

Προφανώς, τα αποτελέσματα της παρούσας ΔΕ απέχουν πολύ από το να είναι άμεσα αξιοποιήσιμα στην περίπτωση σχεδιασμού της βραχυθεραπείας. Πάντως γίνεται φανερό ότι είναι δυνατόν με χρήση ενός γενικού κώδικα προσομοίωσης, όπως είναι ο κώδικας

PENELOPE να μελετηθούν οι διάφορες παράμετροι της πηγής ακτινοβολίας με στόχο την βελτίωση της δοσιμετρικής κατανομής περί αυτήν. Για παράδειγμα, θα μπορούσε να επανασχεδιασθεί η πηγή προκειμένου να μειωθεί ή να επαυξηθεί η συνεισφορά της δόσης λόγω των ηλεκτρονίων της πηγής, κάτι που μπορεί να γίνει αν για παράδειγμα επιλεγεί μικρότερο πάχος πηγής ή περιβλήματος.

Η παρούσα ΔΕ θα μπορούσε στο μέλλον να επεκταθεί, καταρχήν με βελτιστοποίηση της μεθόδου που ακολουθήθηκε. Προς την κατεύθυνση αυτή θα μπορούσε να γίνει ακριβέστερος υπολογισμός της γεωμετρίας της πραγματικής πηγής, καθώς και ακριβέστερος προσδιορισμός των ακτινοβολιών που αυτή εκπέμπει, καθώς στα πλαίσια της ΔΕ έγιναν ορισμένες παραδοχές όσον αφορά στις εκπεμπόμενες ακτινοβολίες. Επιπλέον, θα μπορούσε να γίνει βελτιστοποίηση της γεωμετρίας της υπόψη πηγής, με γνώμονα την καλύτερη δοσιμετρική κατανομή (πιο ομοιόμορφη). Τέλος θα μπορούσε να επεκταθεί στην προσομοίωση άλλων πηγών, κάτι που θα επέτρεπε τη μεταξύ τους σύγκριση.

Σε κάθε περίπτωση, όμως το πρώτο βήμα που θα έπρεπε να γίνει πριν από την εφαρμογή της μεθόδου, πρέπει να είναι η βελτίωση της ταχύτητας της μεθόδου. Η μεγάλη διάρκεια προσομοίωσης - που συχνά είναι αρκετές ημέρες - καθιστά προβληματική την εφαρμογή της σε περίπτωση που πρέπει να γίνουν πολλές προσομοιώσεις, δοκιμές και επαναλήψεις, όταν είναι ταυτόχρονα επιθυμητή και υψηλή ακρίβεια αποτελεσμάτων. Προς την κατεύθυνση αυτή πρέπει να γίνει ενδελεχής διερεύνηση της επίδρασης που έχει το cut-off energy για τα φωτόνια και για τα ηλεκτρόνια, τόσο στην ταχύτητα των αποτελεσμάτων, όσο και στην κατανομή της δόσης που προκύπτει.

Η παρούσα ΔΕ ήταν η πρώτη που πραγματοποιήθηκε στο ΕΠΤ-ΕΜΠ σε ένα θέμα που προέρχεται από το χώρο της βιοϊατρικής τεχνολογίας, και θα μπορούσε να αποτελέσει το εφαλτήριο για τη μελέτη μίας σειράς προβλημάτων από τον ίδιο χώρο, που έχουν να κάνουν τόσο με θεραπευτικές όσο και με διαγνωστικές ακτινοβολίες, στις οποίες χρησιμοποιούνται ιοντίζουσες ακτινοβολίες.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1

Πίνακες της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας των ραδιοϊσοτόπων που χρησιμοποιούνται στη βραχυθεραπεία.

^{192}Ir

Ακτινοβολία-β

Πιθανότητα εκπομπής(%)	Μέγιστη ενέργεια(MeV)	Μέση ενέργεια(MeV)
0.0987	0.093	0.024933
0.4	0.84453	0.2759
5.65	0.25595	0.0708
41.4	0.53608	0.1612
48.3	0.67242	0.2089

Πίνακας Π.1.1: Η ακτινοβολία-β που εκπέμπει το ^{192}Ir

Ακτινοβολία-γ

Πιθανότητα εκπομπής(%)	Ενέργεια (MeV)
0.0797	0.423070
0.0986	0.871730
0.1806	0.136350
0.2615	0.283260
0.3016	0.884510
0.3985	0.489060
0.4674	0.201310
0.6645	0.416460
0.7264	0.374480
0.8399	0.071400
1.1323	0.061487
1.4625	0.008910

1.9555	0.063001
1.9675	0.075700
2.6350	0.065122
3.1628	0.484580
3.2873	0.205800
4.0934	0.009440
4.5197	0.066832
4.5735	0.588580
5.3357	0.612460
8.2024	0.604410
29.0150	0.295960
29.6780	0.308460
48.0550	0.468070
82.8530	0.316510

Πίνακας Π.1.2: Η ακτινοβολία-γ που εκπέμπει το ^{192}Ir

^{137}Cs

Ακτινοβολία-β

Πιθανότητα εκπομπής(%)	Μέγιστη ενέργεια(MeV)	Μέση ενέργεια(MeV)
5.4	1.1732	0.4152
94.6	0.51155	0.1568

Πίνακας Π.1.3: Η ακτινοβολία-β που εκπέμπει το ^{137}Cs

Ακτινοβολία-γ

Πιθανότητα εκπομπής(%)	Ενέργεια (MeV)
1.0381	0.00447
1.39	0.0364
2.0703	0.031817
3.8197	0.032194
89.98	0.66165

Πίνακας Π.1.4: Η ακτινοβολία-γ που εκπέμπει το ^{137}Cs

^{198}Au

Ακτινοβολία-β

Πιθανότητα εκπομπής(%)	Μέγιστη ενέργεια(MeV)	Μέση ενέργεια(MeV)
0.025	1.3725	0.4672
1.32	0.28481	0.07941
98.65	0.9607	0.3146

Πίνακας Π.1.5: Η ακτινοβολία-β που εκπέμπει το ^{198}Au

Ακτινοβολία-γ

Πιθανότητα εκπομπής(%)	Ενέργεια (MeV)
0.2292	1.087700
0.6024	0.080300
0.8053	0.068895
1.0602	0.675890
1.2732	0.009990
1.3695	0.070819
95.5100	0.41180

Πίνακας Π.1.6: Η ακτινοβολία-γ που εκπέμπει το ^{198}Au

¹²⁵I

Ακτινοβολία-γ

Πιθανότητα εκπομπής(%)	Ενέργεια (MeV)
6.4900	0.035492
15.4380	0.003770
25.4090	0.031000
39.2330	0.027202
73.1960	0.027472

Πίνακας Π.1.7: Η ακτινοβολία-γ που εκπέμπει το ¹²⁵I

¹⁰³Pd

Ακτινοβολία-γ

Πιθανότητα εκπομπής(%)	Ενέργεια (MeV)
0.0308	0.359610
4.7774	0.002700
11.7440	0.022700
19.8430	0.020074
37.7240	0.020216

Πίνακας Π.1.8: Η ακτινοβολία-γ που εκπέμπει το ¹⁰³Pd

⁹⁰Sr

Ακτινοβολία-β

Πιθανότητα εκπομπής(%)	Μέγιστη ενέργεια(MeV)	Μέση ενέργεια(MeV)
100	0.546	0.1958

Πίνακας Π.1.9: Η ακτινοβολία-β που εκπέμπει το ⁹⁰Sr

^{90}Y

Ακτινοβολία-β

Πιθανότητα εκπομπής(%)	Μέγιστη ενέργεια(MeV)	Μέση ενέργεια(MeV)
0.0115	0.5232	0.1865
99.989	2.2839	0.9348

Πίνακας Π.1.10: Η ακτινοβολία-β που εκπέμπει το ^{90}Y
 ^{60}Co

Ακτινοβολία-β

Πιθανότητα εκπομπής(%)	Μέγιστη ενέργεια(MeV)	Μέση ενέργεια(MeV)
100	0.3179	0.09579

Πίνακας Π.1.11: Η ακτινοβολία-β που εκπέμπει το ^{60}Co

Ακτινοβολία-γ

Πιθανότητα εκπομπής(%)	Ενέργεια (MeV)
0.0163	0.69382
100	1.1732
100	1.3325

Πίνακας Π.1.12: Η ακτινοβολία-γ που εκπέμπει το ^{60}Co

^{252}Cf

Ακτινοβολία-α

Πιθανότητα εκπομπής(%)	Ενέργεια (MeV)
0.0020	5.8202
0.2326	5.9766
15.2150	6.0757
81.5970	6.1183

Πίνακας Π.1.13: Η ακτινοβολία-α που εκπέμπει το ^{252}Cf

Ακτινοβολία-γ

Πιθανότητα εκπομπής(%)	Ενέργεια (MeV)
0.0268	0.06818
7.2804	0.015

Πίνακας Π.1.14: Η ακτινοβολία-γ που εκπέμπει το ^{252}Cf

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2

Κατάλογος υλικών

ΧΗΜΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

- | | |
|---|-------------------------------------|
| 1. Hydrogen (Υδρογόνο) | 51. Antimony (Αντιμόνιο) |
| 2. Helium (Ήλιο) | 52. Tellurium (Τελλούριο) |
| 3. Lithium (Λίθιο) | 53. Iodine (Ιώδιο) |
| 4. Beryllium (Βηρύλλιο) | 54. Xenon (Ξένο) |
| 5. Boron (Βόριο) | 55. Cesium (Καίσιο) |
| 6. Amorphous Carbon (Άμορφος
Άνθρακας) | 56. Barium (Βάριο) |
| 7. Nitrogen (Άζωτο) | 57. Lanthanum (Λανθάνιο) |
| 8. Oxygen (Οξυγόνο) | 58. Cerium (Δημήτριο) |
| 9. Fluorine (Φθόριο) | 59. Praseodymium (Πρασινοδήμιο) |
| 10. Neon (Νέον) | 60. Neodymium (Νεοδήμιο) |
| 11. Sodium (Νάτριο) | 61. Promethium (Προμήθειο) |
| 12. Magnesium (Μαγνήσιο) | 62. Samarium (Σαμάριο) |
| 13. Aluminum (Αργίλιο) | 63. Europium (Ευρώπιο) |
| 14. Silicon (Πυρίτιο) | 64. Gadolinium (Γαδολίνιο) |
| 15. Phosphorus (Φώσφορος) | 65. Terbium (Τέρβιο) |
| 16. Sulfur (Θείο) | 66. Dysprosium (Δυσπρόσιο) |
| 17. Chlorine (Χλώριο) | 67. Holmium (Όλμιο) |
| 18. Argon (Αργό) | 68. Erbium (Ερβιο) |
| 19. Potassium (Κάλιο) | 69. Thulium (Θούλιο) |
| 20. Calcium (Ασβέστιο) | 70. Ytterbium (Υττέρβιο) |
| 21. Scandium (Σκάνδιο) | 71. Lutetium (Λουτέτιο ή Κασσιόπιο) |
| 22. Titanium (Τιτάνιο) | 72. Hafnium (Χάφνιο) |
| 23. Vanadium (Βανάδιο) | 73. Tantalum (Ταντάλιο) |

- 24.Chromium (Χρώμιο)
25.Manganese (Μαγγάνιο)
26.Iron (Σίδηρος)
27.Cobalt (Κοβάλτιο)
28.Nickel (Νικέλιο)
29.Copper (Χαλκός)
30.Zinc (Ψευδάργυρος)
31.Gallium (Γάλλιο)
32.Germanium (Γερμάνιο)
33.Arsenic (Αρσενικό)
34.Selenium (Σελήνιο)
35.Bromine (Βρώμιο)
36.Krypton (Κρυπτό)
37.Rubidium (Ρουβίδιο)
38.Strontium (Στρόντιο)
39.Yttrium (Υττριο)
40.Zirconium(Ζιρκόνιο)
41.Niobium (Νιόβιο)
42.Molybdenum (Μολυβδαίνιο)
43.Tchnetium (Τεχνητίο)
44.Ruthenium (Ρουθήνιο)
45.Rhodium (Ρόδιο)
46.Palladium (Παλλάδιο)
47.Silver (Άργυρος)
48.Cadmium (Κάδμιο)
49.Indium (Ινδίο)
50.Tin (Κασσίτερος)
74.Tungsten (Βολφράμιο)
75.Rhenium (Ρήνιο)
76.Osmium(Όσμιο)
77.Iridium (Ιρίδιο)
78.Platinum (Λευκόχρυσος)
79.Gold (Χρυσός)
80.Mercury (Υδράργυρος)
81.Thallium (Θάλλιο)
82.Lead (Μόλυβδος)
83.Bismuth (Βισμούθιο)
84.Polonium (Πολόνιο)
85.Astatine (Άστατο)
86.Radon (Ραδόνιο)
87.Francium (Φράνκιο)
88.Radium (Ράδιο)
89.Actinium (Ακτίνιο)
90.Thorium (Θόριο)
91.Protactinium (Πρωτακτίνιο)
92.Uranium (Ουράνιο)
93.Neptunium (Ποσειδώνιο)
94.Plutonium (Πλουτόνιο)
95.Americium (Αμερίκιο)
96.Curium (Κιούριο)
97.Berkelium (Βερκέλιο)
98.Californium (Καλιφόρνιο)
99.Einstenium (Αϊνστάινιο)

ΜΙΓΜΑΤΑ

Με κωδικό 100 και παραπάνω, συμβολίζονται οι ενώσεις και τα μίγματα που περιέχονται στη βιβλιοθήκη του αρχείου .mat.

100.Acetone (Ακετόνη)	190.Lithium tetraborate (Τετραβορικό λίθιο)
101.Acetyline (Ακετυλένιο)	191.Lung (ICRP) (Πνεύμονας κατά ICRP)
102.Adenine (Αδενίνη)	192.M3 wax (Κερί M3)
103.Adipose Tissue(ICRP) (Λιπαρός ιστός κατά ICRP)	193.Magnesium carbonate (Ανθρακικό μαγνήσιο)
104.Air dry (near sea level) (Ξηρός αέρας κοντά στο επίπεδο της θάλασσας)	194.Magnesium fluoride (Φθοριούχο μαγνήσιο)
105.Alanine (Αλανίνη)	195.Magnesium oxide (Οξειδίο του μαγνησίου)
106.Aluminum Oxide (Οξειδίο του αργιλίου)	196.Magnesium tetraborate (Τετραβορικό μαγνήσιο)
107.Amber (Ηλεκτρο)	197.Mercuric iodide (Ιωδιούχος υδράργυρος)
108.Aniline (Ανιλίνη)	198.Methane (Μεθάνιο)
109.Ammonia (Αμμωνία)	199.Methanol (Μεθανόλη)
110.Anthracene (Ανθρακίνη)	200.Mix d wax (Κερί μίγματος d)
111.B-100 bone equivalent plastic (B-100 πλαστικό που προσομοιώνει οστό)	201.Ms20 tissue substitute (Υποκατάστατο ιστού Ms20)
112.Bakelite (Βακελίτης)	202.Muscle, skeletal (ICRP) (Σκελετικός μυς κατά ICRP)
113.Barium fluoride (Φθοριούχο βαρίου)	203.Muscle, striated (ICRU) (Γραμμωτός μυς κατά ICRP)
114.Barium sulfate (Θεικό βάριο)	204.Muscle-equivalent liquid, with sucrose (Υγρό που προσομοιώνει μυ και περιέχει σακχαρόζη)

115. Benzene (Βενζόλιο)	205. Muscle-equivalent liquid, without sucrose (Υγρό που προσομοιώνει μη χωρίς σακχαρόζη)
116. Beryllium oxide (Οξειδίο του Βηρυλλίου)	206. Naphthalene (Ναφθαλίνη)
117. Bismuth Germanium oxide (Οξειδίο του βισμούθιου-γερμανίου $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$)	207. Nitrobenzene (Νιτροβενζόλιο)
118. Blood(ICRP) (Αίμα κατά ICRP)	208. Nitrous oxide (Νιτρικό οξειδίο)
119. Bone, compact (ICRU) (Συμπαγές οστό κατά ICRU)	209. Nylon, du Pont elvamide 8062 (Νάιλον τύπου du Pont elvamide 8062)
120. Bone, cortical(ICRP) (Φλοιώδες οστό κατά ICRU)	210. Nylon, type 6 and type 6/6 (Νάιλον τύπος 6 και τύπος 6/6)
121. Boron carbide (Καρβίδιο του βορίου)	211. Nylon, type 6/10 (Νάιλον τύπου 6/10)
122. Boron oxide (Οξειδίο του βορίου)	212. Nylon, type 11 (rilsan) (Νάιλον τύπου 11(rilsan))
123. Brain(ICRP) (Εγκέφαλος κατά ICRP)	213. Octane, liquid (Οκτάνιο σε υγρή μορφή)
124. Butane (Βουτάνιο)	214. Paraffin wax (Κερί παραφίνης)
125. N-Butyl alcohol (N-βουτυλική αλκοόλη)	215. N-pentane (N-πεντάνιο)
126. C-552 air equivalent plastic (C-552 πλαστικό που προσομοιώνει τον αέρα)	216. Photographic emulsion (Φωτογραφικό γαλάκτωμα)
127. Cadmium telluride (Τελλουρίδιο του καδμίου)	217. Plastic scintillator (vinyltoluene based) (Πλαστικός σπινθηριστής βασισμένος σε βινυλοτολουένιο)

- 128.Cadmium tungstate
(Βολφραμικό κάδμιο)
- 129.Calcium carbonate
(Ανθρακικό ασβέστιο)
- 130.Calcium fluoride
(Φθοριούχο ασβέστιο)
- 131.Calcium oxide
(Οξείδιο του ασβεστίου)
- 132.Calcium sulfate (Θειικό ασβέστιο)
- 133.Calcium tungstate
(Βολφραμικό ασβέστιο)
- 134.Carbon dioxide (Διοξείδιο του άνθρακα)
- 135.Carbon tetrachloride
(Τετραχλωρίδιο του άνθρακα)
136. Cellulose acetate, cellophane
(Κυτταρώδης εστέρας, σελοφάν)
- 137.Cellulose acetate butyrate
(Κυτταρώδης βουτυρικός εστέρας)
- 138.Cellulose nitrate (Νιτρική κυτταρίνη)
- 139.Ceric sulfate dosimeter solution
(Δοσιμετρικό διάλυμα από θειικό δημήτριο)
- 140.Cesium fluoride(Φθοριούχο καίσιο)
- 218.Plutonium dioxide
(Διοξείδιο του πλουτωνίου)
- 219.Polyacrylonitrile
(Πολυακρυλονιτρίλιο)
- 220.Polycarbonate (makrolon, lexan)
(Πολυανθρακικό τύπου makrolon,lexan)
- 221.Polychlorostyrene
(Πολυχλωροστυρένιο)
- 222.Polyethylene (Πολυαιθυλένιο)
- 223.Polyethylene terephthalate (mylar)
(Τερεφθαλικό πολυαιθυλένιο όπως το mylar)
- 224.Polymethyl methacrilate (lucite, perspex, plexiglass)
(Μεθακρυλικό Πολυμεθύλιο όπως ο λουσίτης,το πλαστικό γυαλί ,το πλεξιγκλάς)
- 225.Polyoxymethylene
(Πολυοξυμεθυλένιο)
- 226.Polypropylene
(Πολυπροπυλένιο)
- 227.Polystyrene
(Πολυστυρένιο)
- 228.Polytetrafluoroethylene (teflon)
(Πολυτετραφθοροαιθυλένιο)
- 229.Polytrifluorochloroethylene
(Πολυτριφθοροχλωροαιθυλένιο)
- 230.Polyvinyl acetate
(Πολυβινυλικός εστέρας)

141.Cesium iodide (Ιωδιούχο καίσιο)	231.Polyvinyl alcohol (Πολυβινυλική αλκοόλη)
142.Chlorobenzene (Χλωροβενζόλιο)	232.Polyvinyl butyral (Πολυβινυλική βουτυρόλη)
143.Chloroform (Χλωροφόρμιο)	233.Polyvinyl chloride (Χλωριούχο πολυβινύλιο)
144.Concrete, Portland (Σκυρόδεμα από το Portland)	234.Polyvinylidene chloride (saran) (Χλωριούχο πολυβινυλιδένιο)
145.Cyclohexane (Κυκλοεξάνιο)	235.Polyvinylidene fluoride (Φθοριούχο πολυβινυλιδένιο)
146.1,2-dichlorobenzene (1,2-Διχλωροβενζόλιο)	236.Polyvinyl pyrrolidone (Πολυβινυλική πυρρολιδόνη)
147.Dichlorodiethyl ether (Διχλωροδιεθυλοαιθέρας)	237.Potassium iodide (Ιωδιούχο κάλιο)
148.1,2-dichloroethane (1,2-Διχλωροαιθάνιο)	238.Potassium oxide (Οξειδίο του καλίου)
149.Diethyl ether(Διεθυλοαιθέρας)	239.Propane (Προπάνιο)
150.N,n-dimethyl formamide (N, n -διμεθυλική φορμαμίδη)	241.N-propyl alcohol (N-προπυλική αλκοόλη)
151.Dimethyl sulfoxide (Διμέθυλο-σουλφοξείδιο)	242.Pyridine (Πυριδίνη)
152.Ethane (Αιθάνιο)	243.Rubber, butyl (Λάστιχο από βουτύλιο)
153.Ethyl alcohol (Αιθυλική αλκοόλη)	244.Rubber, natural (Λάστιχο φυσικό)
154.Ethyl cellulose (Αιθυλική κυτταρίνη)	245.Rubber, neoprene (Λάστιχο από νεοπρένιο)
155.Ethylene (Αιθυλένιο)	246.Silicon dioxide (Διοξείδιο του πυριτίου)
156.Eye lens (ICRP) (Φακός ματιού κατά ICRP)	247.Silver bromide (Βρωμιούχος άργυρος)
157.Ferric oxide (Σιδηρικό οξείδιο)	248.Silver chloride (Χλωριούχος άργυρος)

158.Ferroboride (Ένωση βόρακα με σίδηρο-σιδηροβόρακας)	249.Silver halides in photographic emulsion (Αλογονίδια αργύρου σε φωτογραφικό γαλάκτωμα)
159.Ferrous oxide (Σιδηρούχο οξείδιο)	250.Silver iodide (Ιωδιούχος άργυρος)
160.Ferrous sulfate dosimeter solution (Δοσιμετρικό διάλυμα από θεικό σίδηρο)	251.Skin (ICRP) (Δέρμα κατά ICRP)
161.Freon-12 (Φρέον-12)	252.Sodium carbonate (Ανθρακικό νάτριο)
162.Freon-12b2 (Φρέον-12b2)	253.Sodium iodide (Ιωδιούχο νάτριο)
163.Freon-13 (Φρέον-13)	254.Sodium monoxide (Μονοξείδιο του νατρίου)
164.Freon-13b1(Φρέον-13b1)	255.Sodium nitrate (Νιτρικό νάτριο)
165.Freon-13i1(Φρέον-13 i1)	256.Stilbene (Στιλβένιο)
166.Gadolinium oxysulfide (Θειούχο οξείδιο του γαδολινίου)	257.Sucrose (Σακχαρόζη)
167.Gallium arsenide (Αρσενιούχο γάλλιο)	258.Terphenyl (Τερφενύλιο)
168.Gel in photographic emulsion (Γέλη φωτογραφικού γαλακτώματος)	259.Testes (ICRP) (Όρχεις κατά ICRP)
169.Pyrex glass (Γυαλί pyrex)	260.Tetrachloroethylene (Τετραχλωροαιθυλένιο)
170.Glass, lead (Γυαλί από μόλυβδο)	261.Thallium chloride (Χλωριούχο Θάλλιο)
171.Glass, plate (Γυαλί θωρακίσεως)	262.Tissue, soft (ICRP) (Μαλακός ιστός κατά ICRP)

172. Glucose (Γλυκόζη)	263. Tissue, soft (ICRU four-component) (Μαλακός ιστός τεσσάρων συστατικών κατά ICRU)
173. Glutamine (Γλουταμίνη)	264. Tissue-equivalent gas (methane based) (Αέριο με βάση μεθανίου που προσομοιώνει ιστό)
174. Glycerol (Γλυκερίνη)	265. Tissue-equivalent gas (propane based) (Αέριο με βάση προπανίου που προσομοιώνει ιστό)
175. Graphite (Γραφίτης)	266. Tissue-equivalent plastic (A-150) (Πλαστικό τύπου A-150 που προσομοιώνει ιστό)
176. Guanine (Γουανίνη)	267. Titanium dioxide (Διοξείδιο του τιτανίου)
177. Gypsum, plaster of Paris (Γυψοκονίαμα Παρισιού)	268. Toluene (Τολουόλιο)
178. N-heptane (N-επτάνιο)	269. Trichloroethylene (Τριχλωροαιθυλένιο)
179. N-hexane (N-εξάνιο)	270. Triethyl phosphate (Φωσφατικό τριαιθύλιο)
180. Kapton polyimide film (Πολυιμιδικό φιλμ Kapton)	271. Tungsten hexafluoride (Εξαφθοριούχο βολφράμιο)
181. Lanthanum oxybromide (Οξυβρωμιούχο λανθάνιο)	272. Uranium dicarbide (Δικαρβίδιο του ουρανίου)
182. Lanthanum oxysulfide (Θειούχο οξείδιο του λανθανίου)	273. Uranium monocarbide (Μονοκαρβίδιο του ουρανίου)
183. Lead oxide (Οξείδιο του μολύβδου)	274. Uranium oxide (Οξείδιο του ουρανίου)
184. Lithium amide (Αμίδιο λιθίου)	275. Urea (Ουρία)

185.Lithium carbonate (Ανθρακικό λίθιο)	276.Valine (Βαλίνη)
186.Lithium fluoride (Φθοριούχο λίθιο)	277.Viton fluoroelastomer (Φθοριούχο ελαστομερές Viton)
187.Lithium hydride (Υδρογονούχο λίθιο)	278.Water, liquid (Νερό σε υγρή μορφή)
188.Lithium iodide (Ιωδιούχο λίθιο)	279.Water vapor (Νερό σε μορφή υδρατμού)
189.Lithium oxide (Οξείδιο του λιθίου)	280.Xylene (Ξυλόλιο)

Το αρχείο psetup.bat

```
rem To 'install' the G77 compiler and WGNUPLOT do the following
rem 1) Copy the directory \g77d\ to your hard disk (c:)
rem 2) Copy the directory \gnuplotd\ to your hard disk (c:)
rem 3) Copy the present file to your hard disk (c:)
rem Open a command window and enter the command 'c:\PSETUP.BAT'
rem Alternatively, you can modify your environment variables

PATH=C:\PENELOPE\g77d\bin;c:\PENELOPE\gnuplotd;%PATH%
SET LIBRARY_PATH=C:\PENELOPE\g77d\lib
```

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 3

Τυπικό αρχείο εισόδου του gnuplot

```
# Gnuplot MS-windows 32 bit version 4.0
# Plots results from 'penmain.f'

# unset mouse

set title 'Depth-dose distribution'
set nologscale y
set xrange [*:*]
set yrange [0.:*]
set ylabel 'Depth-dose (ev/(g/cm**2)) '
set xlabel 'z (cm)'
plot 'pm_depth_dose.dat' u 1:2:3 w errorbars 2,\
      'pm_depth_dose.dat' u 1:2 notitle w histeps 1
pause -1

set zero 1.0e-60
set style line 100 lt 5 lw 0.5
set pm3d solid hidden3d 100
set view 50, 60, 1,1
set ticslevel 0.05
set xlabel "x (cm)"
set ylabel "z (cm)"
set zlabel "Dose (ev/g)"

set nologscale x
set nologscale y
set nologscale z
set xrange [*:*]
set yrange [*:*]
set zrange [0.:*]
set palette defined (0 "white",100"light-yellow",200"light-
green",300"pink",1000"yellow",2000"orange",3000"cyan",4000"dark-
blue",5000"purple",5500"red",6000"dark-red",7000"black")

set title '2D dose distribution (ev/g). Plane I3=1' ; splot
'pm_2d_dose_1.dat' u 4:6:7 notitle w pm3d; pause -1 'Press enter to
continue'
```

Το αρχείο αυτό απεικονίζει την κατά βάθος δόση αλλά και τις δόσεις στις κατατμήσεις που έχουν προκύψει από το dose enclosure. Σχετικά με τις εντολές αναφέρουμε τα εξής:

Set title (επιθυμητή ονομασία): Ο καθορισμός της ονομασίας του αρχείου

Set nologscale (x ή y ή z) : Ο αντίστοιχος άξονας στον οποίο εφαρμόζεται η εντολή αυτή βρίσκεται σε μη-λογαριθμική κλίμακα

Set logscale (x ή y ή z) : Ο αντίστοιχος άξονας στον οποίο εφαρμόζεται η εντολή αυτή βρίσκεται σε λογαριθμική κλίμακα

Set (x ή y ή z)range [*,*]: Με την εντολή αυτή καθορίζουμε το εύρος των τιμών των αξόνων. Αν ακολουθείται από τους συμβολισμούς [*,*] τότε το πρόγραμμα καθορίζει αυτόματα το εύρος τιμών. Βέβαια, ο χρήστης μπορεί να τοποθετήσει δικά του νούμερα στη θέση των αστερίσκων για να ορίσει το εύρος

Set (x ή y ή z)label: Καθορίζεται η ονομασία του αντίστοιχου άξονα

Set zero (τιμή): Τιμές από αυτή που ορίσαμε και κάτω, θα θεωρούνται μηδενικές

set ticslevel (αριθμός) : Καθορίζει το σχετικό ύψος του κάθετου Z άξονα. Ο αριθμός καθορίζει το κάτω όριο απ' όπου εφαρμόζεται η κλίμακα

pause -1 (κείμενο): Η εντολή pause εμφανίζει στην οθόνη του υπολογιστή το κείμενο που αναγράφεται μέσα στα εισαγωγικά και δεν εκτελείται καμία άλλη εντολή μέχρι που ο χρήστης πατήσει το πλήκτρο ENTER

set view (αριθμός), (αριθμός), (αριθμός), (αριθμός): Με την εντολή αυτή καθορίζουμε τις γωνίες(σε μοίρες) που θα είναι στραμμένη η γραφική παράσταση. Ο πρώτος αριθμός εκφράζει τη γωνία περιστροφής γύρω από το X άξονα και δέχεται τιμές από 0⁰ μέχρι 180⁰, ο δεύτερος αριθμός εκφράζει τη γωνία περιστροφής γύρω από το Z άξονα και δέχεται τιμές από 0⁰ μέχρι 360⁰. Ο τρίτος αριθμός καθορίζει την κλίμακα ολόκληρης της γραφικής παράστασης ενώ ο τελευταίος καθορίζει την κλίμακα του Z άξονα μόνο.

set style line (αριθμός) lt (αριθμός) lw (αριθμός) : Η εντολή αυτή καθορίζει τα χαρακτηριστικά των γραμμών της γραφικής παράστασης. Ο αριθμός που ακολουθεί την line αντιπροσωπεύει τα χαρακτηριστικά των γραμμών. Η επιλογή «lt» αναφέρεται στο είδος της γραμμής. Το είδος της γραμμής καθορίζεται από την αριθμητική τιμή που ακολουθεί. Η

εντολή «lw» αναφέρεται στο πλάτος που θα έχει η γραμμή, το καθορίζεται από την αριθμητική τιμή που ακολουθεί.

Set (x ή y ή z ή cb)tics (αριθμός): Καθορίζει ποια θα είναι η βασική κλίμακα είτε στους άξονες είτε στην παλέτα των χρωμάτων. Εφαρμόζεται και με κάποιες άλλες διαμορφώσεις που μπορούν να βρεθούν στο εγχειρίδιο του gnuplot.

Plot (όνομα αρχείου) u (αριθμός στήλης) : (αριθμός στήλης) : (αριθμός στήλης) w (ιδιότητα): Πρόκειται για μία σχετικά σύνθετη εντολή. Με την plot δίνουμε την εντολή στο πρόγραμμα να απεικονίσει τα δεδομένα μας(μέχρι δισδιάστατη απεικόνιση) τα οποία τα καθορίζουμε από τον αριθμό της στήλης με την εντολή u. Αν και η απεικόνιση είναι δισδιάστατη, οι άλλες στήλες που καλείται το πρόγραμμα να διαβάσει μπορεί να περιέχουν δεδομένα που θα χρησιμεύσουν σε κάτι άλλο όπως η απεικόνιση των αβεβαιοτήτων. Η εντολή w προσδίδει διάφορες ιδιότητες στη γραφική παράσταση ανάλογα με την εντολή που θα συνοδευτεί. Στο συγκεκριμένο παράδειγμα ζητήσαμε w errorbars, την απεικόνιση και των αβεβαιοτήτων δηλαδή. Αν ως εντολή είχαμε το histeps τότε θα ζητούσαμε να έχει η γραφική παράσταση τη μορφή ιστογράμματος

Splot (όνομα αρχείου) u (αριθμός στήλης) : (αριθμός στήλης) : (αριθμός στήλης) w (ιδιότητα): Είναι ακριβώς η ίδια εντολή με την πάνω μόνο που αναφέρεται σε τρισδιάστατη απεικόνιση. Ενδιαφέρον έχει η εντολή w pm3d που σχηματίζει τρισδιάστατες έγχρωμες επιφάνειες. Η εντολή αυτή υποστηρίζεται μόνο από τις εκδόσεις gnuplot 4.0 και άνω

Set pm3d (καθορισμός ιδιοτήτων μέσω άλλων εντολών): Όπως αναφέραμε και προηγουμένως η set pm3d σχηματίζει έγχρωμες τρισδιάστατες επιφάνειες. Μπορεί όμως να ακολουθηθεί από άλλες εντολές για να διαμορφωθεί ακόμα περισσότερο η απεικόνιση. Στο συγκεκριμένο παράδειγμα έχουμε την εντολή hidden3d η οποία επιτρέπει την αφαίρεση των γραμμών που κρύβονται από την απεικόνιση. Ουσιαστικά η εντολή αυτή αντιμετωπίζει τη δοσμένη συνάρτηση ή τα δεδομένα σαν πραγματική επιφάνεια, αδιαπέραστη ως προς την εσωτερική της όψη. Υπάρχουν και κάποιοι περιορισμοί επί αυτού που όμως συσχετίζονται με

άλλες εντολές και δεν έχει νόημα να αναλύσουμε στην παρούσα διπλωματική εργασία. Πιο αναλυτικές πληροφορίες μπορούν να βρεθούν στο εγχειρίδιο του προγράμματος.

Set palette defined((τιμή του άξονα) (χρώμα),..., (τιμή του άξονα) (χρώμα)) :

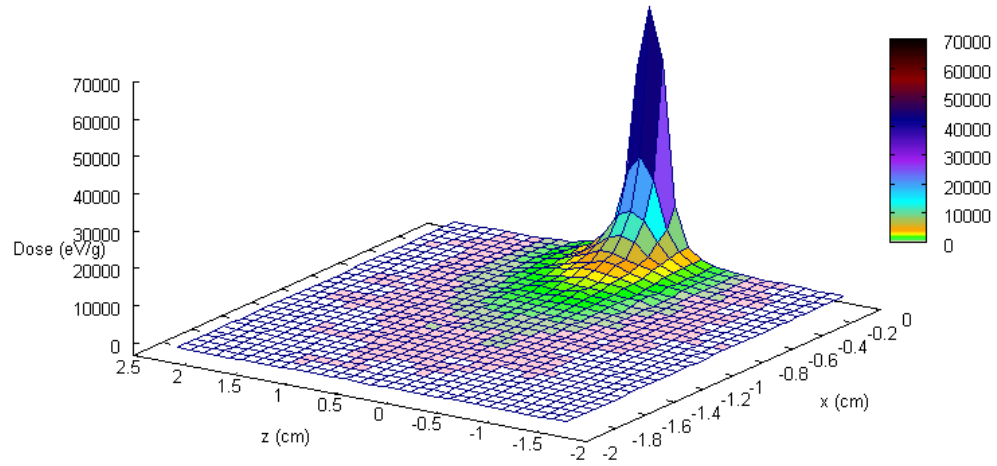
Η εντολή αυτή είναι πολύ χρήσιμη γιατί επιτρέπει την προσθήκη και άλλων χρωμάτων στην παλέτα της έγχρωμης τρισδιάστατης απεικόνισης και στο διαχωρισμό που εμείς επιθυμούμε. Για παράδειγμα, αν ο άξονας των z (που αυτός παίρνει τη χρωματική απεικόνιση) παίρνει τιμές από 0 έως 1000 και περιέχει την προεπιλογή των 4 χρωμάτων, εμείς μπορούμε να τον χωρίσουμε ανά 100 και να βάλουμε 10 χρώματα. Δε χρειάζεται να βάλουμε την τιμή z που λήγουν οι τιμές μας. Δηλαδή, αν στο εύρος 0-1000, τελευταίος διαχωρισμός είναι στο 700, το πρόγραμμα από το 700 ως το τέλος θα πάρει αυτό το χρώμα. Από την άκρη του εύρους ως το τέλος του, το χρώμα από έντονο, εξασθενεί στα πλαίσια του χρώματος του. Δηλαδή αν βάλουμε π.χ. μοβ στο εύρος 0,50 στις τιμές κοντά στο 0 θα είναι πιο έντονο από ότι στις τιμές κοντά στο 50. Όχι όμως πάρα πολύ γιατί υπάρχει σαν όρισμα σκούρο μοβ, ανοιχτό μοβ κτλ. Τα χρώματα μπορούν να ορισθούν είτε μέσω κωδικών, είτε μέσω των ονομάτων τους, είτε μέσω 3 αριθμών που τα καθορίζουν. Θεωρούμε ως ευκολότερο τη χρήση του ονόματος τους σε εισαγωγικά όπως και πράξαμε στο παράδειγμα μας. Για να μπορέσει ο χρήστης να δει τις επιλογές που έχει σε χρώματα μαζί με τις ονομασίες τους κτλ αρκεί να πληκτρολογήσει την εντολή **show palette colornames**. Βέβαια υπάρχουν και έτοιμα μοτίβα με 1-4 χρώματα πέρα της προεπιλογής τα οποία απεικονίζονται με τη χρήση της εντολής **set palette rgbformulae αριθμός, αριθμός, αριθμός**. Οι αριθμοί κυμαίνονται από τις τιμές 1-36 και τις αρνητικές τους τιμές που αλλάζουν την αλληλουχία στη χρωματική κλίμακα. Μπορεί να πειραματιστεί κανείς και να δει διάφορους καμβάδες αλλά δεν έχει ιδιαίτερο νόημα λόγω των λιγότερων χρωμάτων και επειδή όπως περιγράψαμε και ανωτέρω μπορούμε να μη λειτουργήσουμε στα τυφλά και να καθορίσουμε εμείς το εύρος και τα χρώματα. Να αναφερθεί πως αν καθοριστεί εύρος μεγαλύτερο από το εύρος τιμών, τότε το πρόγραμμα αναδιανέμει τα χρώματα στο εύρος αυτό. Για παράδειγμα αν έχουμε εύρος 5 χρωμάτων και έχει ορισθεί ως την τιμή 1000, ενώ έχουμε εύρος τιμών ως τα 500, όπου στη χρωματική κλίμακα αντιστοιχούν τα 3 από τα 5 χρώματα τότε το gnuplot θα εισάγει και τα 5 χρώματα καθορίζοντας αυτό τη διαβάθμισή τους.

Set cbrange [αριθμός:αριθμός] : Αν θέλουμε να εστιάσουμε σε μία υποπεριοχή του εύρους των τιμών μας και να την χρωματίσουμε, τότε μέσω της εντολής αυτής χρωματίζουμε το επιλεγμένο εύρος. Αν και εκ πρώτης όψεως, φαίνεται άσκοπο γιατί με το `set palette defined` ορίζουμε όπως το θέλουμε, εντούτοις αν οι τιμές που θέλουμε να δούμε είναι πολύ μικρότερες από τους άλλους διαχωρισμούς, μπορεί να μην απεικονισθούν με το `gnuplot`.

Set colorbox (καθορισμός ιδιοτήτων μέσω άλλων εντολών) : Υπάρχει μία πληθώρα εντολών που μπορούν να συνοδεύουν το `set colorbox`. Αν για παράδειγμα, γραφεί η εντολή **horizontal** ή **vertical**, τότε το ορθογώνιο που περιέχει τα χρώματα παρουσιάζεται οριζόντια ή κάθετα αντιστοίχως. Επίσης μπορεί να συνοδευτεί από την εντολή **origin (αριθμός, αριθμός)** μέσω της οποίας προσδιορίζεται η θέση του ορθογωνίου στο αρχείο εξόδου που περιλαμβάνει το διάγραμμα. Οι δύο αριθμοί αντιπροσωπεύουν τις συντεταγμένες x και y. Επιπροσθέτως με την εντολή **size (αριθμός, αριθμός)** καθορίζεται το μέγεθος του ορθογωνίου. Οι αριθμοί αυξάνουν ή μειώνουν το μέγεθος στους x,y άξονες αντιστοίχως. Ακόμα, μπορεί να χρησιμοποιηθεί η εντολή **back** ή **front** με τις οποίες το ορθογώνιο σχεδιάζεται πίσω ή μπροστά από το γράφημα αντιστοίχως. Περισσότερες λεπτομέρειες αναφέρονται στο εγχειρίδιο του προγράμματος.

Τρισδιάστατη απεικόνιση με το gnuplot

2D dose distribution (eV/g). Plane B=1



view: 60.0000, 303.000 scale: 1.00000, 1.00000

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 4

Ο κώδικας της Fortran για την επαλληλία των πεδίων δόσης των δύο πηγών

Στο παράρτημα αυτό παρατίθεται ο κώδικας `yrlogismo1.f` ο οποίος χρησιμοποιείται για την επαλληλία του ρυθμού απορροφώμενης δόσης από τις δύο πηγές. Ο κώδικας αυτός επιτελεί τις εξής διαδικασίες:

- Ανάγει τα αποτελέσματα στην ενεργότητα της πηγής και τα εκφράζει σε cGy/h.
- Δημιουργεί το σύνθετο φάσμα λόγω της συνεισφοράς των ηλεκτρονίων και των φωτονίων.
- Καθορίζει τον πίνακα με τα στοιχεία της αριστερά πηγής.
- Υπολογίζει το πεδίο δόσεων λόγω της επαλληλίας των δύο πηγών.

Θα αναφερθούν ορισμένες λεπτομέρειες για τον κώδικα που δεν έχουν αναφερθεί στο Κεφάλαιο 5. Η Fortran διαβάζει όλες τις γραμμές του κώδικα με αποτέλεσμα κάποιες γραμμές οι οποίες είναι κενές να διαβάζονται ως μηδενικά τα στοιχεία τους. Επειδή ακριβώς δεν ενδιαφέρει να γραφούν οι σειρές αυτές τίθεται ο περιορισμός να καταχωρούνται τα στοιχεία στον αντίστοιχο πίνακα μόνο αν όλα είναι μη-μηδενικά. Εξάλλου τα κελιά με μηδενική δόση έχουν εκφραστεί στα αρχεία εξόδου του κώδικα PENELOPE με την τιμή 1^{-35} άρα δε διαβάζονται ως μηδενικά από τη Fortran. Επιπροσθέτως, το λογισμικό `gnuplot` χρειάζεται την ύπαρξη κενών σειρών μετά από μία ομάδα τιμών, ώστε να απεικονίσει αυτές. Οι τιμές που διαβάζονται είναι καταχωρημένες σε ομάδες των 100 τιμών (άρα διαβάζει 100 σειρές ο κώδικας). Άρα κάθε 101 σειρές πρέπει να υπάρχει κενό. Για το λόγο αυτό χρησιμοποιείται η εντολή `MOD(J,101)`. Η εντολή αυτή υπολογίζει το υπόλοιπο βάσει της παραστάσεως $J-INT(J/101)*101$, οπότε κάθε 101 τιμές προκύπτει μηδενική η τιμή της και τότε καλείται ο κώδικας να δημιουργήσει μία κενή σειρά.

Επίσης επειδή πρέπει τα δομικά στοιχεία να συμπίπτουν μεταξύ τους στο χώρο ανάμεσα στις δύο πηγές, το πλέγμα καθορίζεται βάσει της σχέσης $ST=ST0+P*VHMA$. Με $ST0$ ορίζουμε την τιμή -2 που αποτελεί το άκρο της δεξιά πηγής και ως $VHMA$ το

πλάτος κάθε κουτιού το οποίο είναι σταθερό. Ο χρήστης επιλέγει την τιμή του P και έτσι καθορίζει πόσα κελιά πιο κοντά θα τοποθετηθούν οι δύο πηγές.

Τέλος, ο κώδικας μέσω κάποιων περιορισμών βρίσκει σε ποιο σημείο το πλέγμα της αριστερά πηγής ξεπερνάει σε έκταση το πλέγμα της δεξιά και μέσω κατάλληλων υπολογισμών επιτελεί την επαλληλία στον κοινό χώρο τους. Ο ίδιος κώδικας χρησιμοποιείται και για τα αποτελέσματα από τις προσομοιώσεις χωρίς καθετήρα. Αλλάζουν απλώς οι τιμές των ιστοριών και διασπάσεων. Ο κώδικας παρατίθεται ακολούθως:

```

PROGRAM TABLE CONVERSION
IMPLICIT DOUBLE PRECISION (A-H,O-Z)
DIMENSION A(10099,5)
DIMENSION B(10099,5)
DIMENSION C(10099,5)
DIMENSION D(10099,5)
DIMENSION E(10099,5)
REWIND(9)
REWIND(10)
OPEN(9,file='times_fwtoniwn.dat')
OPEN(10,file='times_hlektroniwn.dat')
OPEN(2,FILE='TELIKES_TIMES_FWTONIWN.dat')
OPEN(3,FILE='TELIKES_TIMES_HLEKTRONIWN.dat')
OPEN(4,FILE='TABLE.DAT')
OPEN(5,FILE='INVERSE TABLE.dat')
OPEN(6,FILE='SYN8ESH_ME IDIA APOSTASH.dat')
OPEN(7,FILE='SYN8ESH_ME ALLH APOSTASH.dat')
DF=80914678.83D0 !DIASPASEIS FWTONIWN
DE=102553700.D0 !DIASPASEIS HLEKTRONIWN
HF=190916000.D0 !ISTORIES FWTONIWN
HE=102553700.D0 !ISTORIES HLEKTRONIWN
BQ=37.D0*10.D0**10.D0 !ENERGOTHTA PHGHS
GF=6.25D0*10.d0**13.d0/3600.d0 !PARAGODAS METATROPHS SE cgy/h
ST0=-2. !ARXH ARHIKOY PLEGMATOS
FIN0=-0.045 !TELOS ARHIKOY PLEGMATOS
VHMA=(FIN0-ST0)/100.d0
WRITE(*,*) 'DWSE MIA AKERAIA TIMH APO 0 WS 100 GIA NA
1 KINH8EI TO PLEGMA'
READ(*,*) P !POSA KELIA BROSTA NA PAEI TO PLEGMA THS ALLHS PHGHS
ST=ST0+P*VHMA
FIN=ST+(FIN0-ST0)
ZD=-1.8D0
READ(9,14)
14 FORMAT(/,/,/,/,/,/,/)
DO I=1,10099
12 FORMAT(3E4.0,1X,1P,4E13.5,E9.1)
READ(9,12) A1,A2,A3,X,Y,Z,DOSE,UNCERTAINTY
A(I,1)=X
A(I,2)=Y
A(I,3)=Z
IF (DOSE.gt.0.D0.and.dose.lt.1.d0**(-15)) THEN
A(I,4)=DOSE
else
A(I,4)=DOSE*BQ*HF/(GF*DF)
endif
IF (UNCERTAINTY.gt.0.D0.and.uncertainty.lt.1.d0**(-15))

```

```

THEN
A(I,5)=UNCERTAINTY
else
  A(I,5)=UNCERTAINTY*BQ*HF/(GF*DF)
endif
ENDDO
WRITE(2,15)
15  FORMAT(
1    1X,'# columns 1-3: x, y, z (cm).',
1    /1X,'# 4th column: dose rate (cGy/h).',
1    /1X,'# 5th column: statistical uncertainty (3 sigma).',/)
13  FORMAT(1P,4E13.5,E9.1)
DO I=1,10099
1  IF (A(I,1).NE.0.AND.A(I,2).NE.0.AND.A(I,3).NE.0.AND.
A(I,4).NE.0.AND.A(I,5).NE.0) THEN
WRITE(2,13) A(I,1),A(I,2),A(I,3),A(I,4),A(I,5)
ELSE
CONTINUE
ENDIF
J=MOD(I,101)
IF(J.EQ.0) THEN
WRITE(2,*) ' '
ENDIF
ENDDO
READ(10,14)
DO I=1,10099
READ(10,12) I1,I2,I3,X,Y,Z,DOSE,UNCERTAINTY
B(I,1)=X
B(I,2)=Y
B(I,3)=Z
IF (DOSE.gt.0.D0.and.dose.lt.1.d0**(-15)) THEN
B(I,4)=DOSE
else
B(I,4)=DOSE*BQ*HE/(GF*DE)
endif
IF (UNCERTAINTY.gt.0.D0.and.uncertainty.lt.1.d0**(-15))
THEN
B(I,5)=UNCERTAINTY
else
B(I,5)=UNCERTAINTY*BQ*HE/(GF*DE)
endif
ENDDO
WRITE(3,15)
DO I=1,10099
1  IF (B(I,1).NE.0.AND.B(I,2).NE.0.AND.B(I,3).NE.0.AND.
B(I,4).NE.0.AND.B(I,5).NE.0) THEN
WRITE(3,13) B(I,1),B(I,2),B(I,3),B(I,4),B(I,5)
ELSE
CONTINUE
ENDIF
J=MOD(I,101)
IF(J.EQ.0) THEN
WRITE(3,*) ' '
ENDIF
ENDDO
DO I=1,10099
C(I,1)=A(I,1)
C(I,2)=A(I,2)
C(I,3)=A(I,3)
C(I,4)=A(I,4)+B(I,4)
C(I,5)=SQRT(A(I,5)**2+B(I,5)**2)
ENDDO
WRITE(4,15)
DO I=1,10099

```

```

1      IF (C(I,1).NE.0.AND.C(I,2).NE.0.AND.C(I,3).NE.0.AND.
C(I,4).NE.0.AND.C(I,5).NE.0) THEN
WRITE(4,13) C(I,1),C(I,2),C(I,3),C(I,4),C(I,5)
ELSE
CONTINUE
ENDIF
J=MOD(I,101)
IF(J.EQ.0) THEN
WRITE(4,*) ' '
ENDIF
ENDDO
D(1,1)=VHMA/2.D0+ST
DO L=102,10080,101
D(L,1)=VHMA+D(L-101,1)
ENDDO
DO K=0,10080,101
DO M=2,100
D(K+M,1)=D(K+M-1,1)
ENDDO
ENDDO
DO K=101,10099,101
DO M=2,101
D(K-102+M,4)=C(10099-K+M,4)
D(K-102+M,5)=C(10099-K+M,5)
ENDDO
ENDDO
DO M=1,100
D(9999+M,4)=C(M,4)
D(9999+M,5)=C(M,5)
ENDDO
DO J=1,10099
D(J,2)=C(J,2)
D(J,3)=C(J,3)
ENDDO
WRITE(5,15)
DO I=1,10099
1      IF (D(I,1).NE.0.AND.D(I,2).NE.0.AND.D(I,3).NE.0.AND.
D(I,4).NE.0.AND.D(I,5).NE.0) THEN
WRITE(5,13) D(I,1),D(I,2),D(I,3),D(I,4),D(I,5)
ELSE
CONTINUE
ENDIF
J=MOD(I,101)
IF(J.EQ.0) THEN
WRITE(5,*) ' '
ENDIF
ENDDO
IF (FIN.EQ.FIN0.AND.ST.EQ.ST0) THEN
do k=1,10099
E(K,1)=C(K,1)
E(K,2)=C(K,2)
E(K,3)=C(K,3)
E(K,4)=D(K,4)+C(K,4)
E(K,5)=SQRT(D(K,5)**2+C(K,5)**2)
ENDDO
WRITE(6,15)
DO K=1,10099
1      IF (E(K,1).NE.0.AND.E(K,2).NE.0.AND.E(K,3).NE.0.AND.
E(K,4).NE.0.AND.E(K,5).NE.0) THEN
WRITE(6,13) E(K,1),E(K,2),E(K,3),E(K,4),E(K,5)
ELSE
CONTINUE
ENDIF
L=MOD(K,101)

```



```

        IF(L.EQ.0) THEN
          WRITE(6,*) ' '
        ENDIF
      ENDDO
    ENDIF
  IF (FIN.NE.FIN0.AND.ST.NE.ST0) THEN
    DO I=1,10099
      IF ((D(I,1).GE.(FIN0VHMA/3.D0).AND.D(I,3).EQ.ZD.AND.D(I,1).LE.
1 (FIN0+VHMA/1.5D0))) THEN
        ORIO=I
      endif
    ENDDO
    DO L=1,ORIO-2
      E(L,1)=D(L,1)
      E(L,2)=D(L,2)
      E(L,3)=D(L,3)
      E(L,4)=D(L,4)+C(10099-ORIO+L+2,4)
      E(L,5)=SQRT(D(L,5)**2+C(10099-ORIO+L+2,5)**2)
    ENDDO
    WRITE(7,15)
    DO K=1,ORIO
      IF (E(K,1).NE.0.AND.E(K,2).NE.0.AND.E(K,3).NE.0.AND.
1 E(K,4).NE.0.AND.E(K,5).NE.0) THEN
        WRITE(7,13) E(K,1),E(K,2),E(K,3),E(K,4),E(K,5)
      ENDIF
      L=MOD(K,101)
      IF(L.EQ.0) THEN
        WRITE(7,*) ' '
      ENDIF
    ENDDO
  ENDIF
stop
END

```

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Βιβλία, άρθρα και παρουσιάσεις

- [1]. Gerbaulet A., Pötter R., Mazon J., Meertens H., Van Limbergen E., 2002. “The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy”.
- [2]. Podgorsak E.B., “Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students”.
- [3]. Inoue T., 2008. “Current status and perspectives of brachytherapy”.
- [4]. Nag S., 1997. “Principles and Practice of Brachytherapy”.
- [5]. Flynn A., 2005. “Isotopes and delivery systems for brachytherapy” Edited by Peter J. Hoskin and Catherine Coyle.
- [6]. Lou T.P., 2003. “Compact D-D/D-T Neutron Generators and Their Applications”.
- [7]. Rivard M.J., Wierzbicki J.G., Van den Heuvel F., 1998. “Clinical brachytherapy with neutron emitting ^{252}Cf sources and adherence to AAPM TG-43 dosimetry protocol”, Med. Phys. 26 (1) 87-96.
- [8]. Stewart A.J., Mutyala S., Holloway C.L., Colson Y.L., Devlin P.M., 2009. “Intraoperative seed placement for thoracic malignancy. A review of technique, indications, and published literature” Brachytherapy 8 63-69.
- [9]. Ashamalla H., Rafla S., Zaki B., Ikoro N.C., Ross P., 2002. “Radioactive gold grain implants in recurrent and locally advanced head-and-neck cancers” Brachytherapy 1 161–166.
- [10]. Ngan R.K.C, Wong R.K.Y, Tang F., 2004. “Interstitial Brachytherapy for Early Oral Tongue Cancer Using Iridium Hairpin or Wire”, J HK Coll Radiol 7:88-94.
- [11]. Dickler A., Strauss J.B., 2009. “Accelerated partial breast irradiation utilizing balloon brachytherapy techniques”, Radiotherapy and Oncology 91 157–165.
- [12]. Sharma A., Syed N., Puthawala A., “Quality Management for Interstitial Implants”, presentation.
- [13]. isodose control “Breast Template with Parallel Implant System”, brochure.

- [14]. Dębicki, M.P., 1999. Ph.D. Thesis. “A low–frequency hyperthermia system for malignant cervic melanoma treatment”.
- [15]. Podder T.K., Buzurovic I., Yan K., Hu Y., Valicenti R., Dicker A., Yu Y., “Ultrasound Image-guided Robotic Brachytherapy Systems for Prostate Seed Implant”.
- [16]. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2002 .“Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy. Guidelines on standardized procedures at Secondary Standards Dosimetry Laboratories (SSDLs) and hospitals” ,IAEA-TECDOC-1274.
- [17]. Λεωνίδου Δ., 1984 “Αλληλεπιδράσεις Ακτινοβολιών & Ύλης-Δοσιμετρία-Θωράκιση”.
- [18]. Μαρούδη Αικατερίνη-Ελικωνίδα, 2009. Διπλωματική εργασία. “Ανάπτυξη μεθοδολογίας προσδιορισμού του ρυθμού δόσης εξαιτίας του ¹³⁷Cs στο έδαφος, με τη μέθοδο προσομοίωσης Monte Carlo”.
- [19]. Agostinelli S., Allisonas J., Amako K., Apostolakis J. et all, 2003. “Geant4—a simulation toolkit”.
- [20]. Dowd S.B., Tilson E.R., 1999. “Practical Radiation Protection and Applied Radiobiology”, published by W.B. Saunders Company, second edition.
- [21]. NHS National Institute for Health and Clinical Excellence, 2006. “High dose rate brachytherapy for carcinoma of the cervix. Understanding NICE guidance – information for people considering the procedure, and for the public”.
- [22]. Mayles P., Nahum A.E., Rosenwald J.C., 2007. “Handbook of radiotherapy physics: theory and practice”.
- [23]. Μαρμαράς Βασίλης, Λαμπροπούλου-Μαρμαρά Μαρία, 2005. “Βιολογία Κυττάρου, Μοριακή Προσέγγιση”, 5^η έκδοση, εκδόσεις tyrorama.
- [24]. Salvat F., Fernández-Varea J.M., Sempau J., 2003 .“PENELOPE – A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport”.
- [25]. Αθανασίου Νικόλαος, 2006. Διπλωματική Εργασία. “Προσομοίωση της αλληλεπίδρασης φωτονιακών ακτινοβολιών και ύλης με χρήση του κώδικα

PENELOPE – Εφαρμογή σε προβλήματα υπολογισμού θωρακίσεων και βαθμονόμησης ανιχνευτικών διατάξεων”.

- [26]. Williams T., Kelley C., 2009 “gnuplot 4.2 An Interactive Plotting Program”.
- [27]. Σιμόπουλος Σ.Ε., 1989. “Μετρήσεις Τεχνικών Μεγεθών”, Β έκδοση.
- [28]. Μανώλακας Παναγιώτης Β., 2007. Διπλωματική Εργασία. “Εκτίμηση της δόσεως εξαιτίας της λειτουργίας μηχανής ακτίνων-X με τη μέθοδο προσομοίωσης Monte-Carlo”,.
- [29]. QUADOS “Quality Assurance of Computational Tools for Dosimetry”,INTERCOMPARISON ON THE USAGE OF COMPUTATIONAL CODES IN RADIATION DOSIMETRY.
- [30]. AAPM, “Dosimetry of Interstitial Brachytherapy Sources, REPORT OF AAPM RADIATION THERAPY COMMITTEE TASK GROUP 43”,AAPM REPORT NO. 51.
- [31]. Grigsby P.W., Portelance L., Williamson J.F., 2002 .“High dose rate (HDR) cervical ring applicator to control bleeding from cervical carcinoma” Int J Gynecol Cancer, 12, 18–21.
- [32]. Angelopoulos A., Baras P., Sakelliou L., 2000 .“Monte Carlo dosimetry of a new ¹⁹²Ir high dose rate brachytherapy source” Med. Phys. 27 (11) 2521-2527.
- [33]. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 1999. “Calibration of Brachytherapy Sources Guidelines on Standardized Procedures for the Calibration of Brachytherapy Sources at SSDLs and Hospitals” IAEA-TECDOC-1079.
- [34]. Granero D., Pe´rez-Calatayud J., Ballester F., 2005. “Monte Carlo calculation of the TG-43 dosimetric parameters of a new BEBIG Ir-192 HDR source” Radiotherapy and Oncology 76 79–85.
- [35]. Taylor R.E.P, Rodgers D.W.O., 2008. “EGSnrc Monte Carlo calculated dosimetry parameters for 192Ir and 169Yb brachytherapy sources” Med. Phys. 35 (11) 4933-4944.
- [36]. Daskalov G.M., Loffler E., Williamson, J.F., 1998. “Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source” ,Med. Phys. 25 (11) 2200-2208 .

- [37]. Varian medical sources, “VariSource™ 200/200t Advanced specification HDR brachytherapy afterloader”, brochure.
- [38]. Terribilini D., Manser P., Frei D., Volken W., Mini R., Fix M. K., 2007. “Implementation of a brachytherapy Ir-source in an in-house system and comparison of simulation results with EGSnrc, VMC++ and PIN”, Journal of Physics: Conference Series 74 012022.
- [39]. Borg J., Rogers D.W.O., 1999 .“Monte Carlo Calculations of Photon Spectra in Air from ¹⁹²Ir Sources”.
- [40]. Αγγελόπουλος Μ.Γ., “Πυρηνική Τεχνολογία”.
- [41]. Fonseca K.A., Koskinas M.F., Dias M. S., 2000. “Disintegration rate measurement of a ¹⁹²Ir solution” Applied Radiation and Isotopes 54 141-145.

Ιστότοποι

- [42]. <http://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?PG=brachy>
- [43]. <http://www.rhodes.aegean.gr/sxedia/GRAFDASKALOU/anatomy/sub1/digestion/peprtoway.htm>
- [44]. <http://www.rhodes.aegean.gr/sxedia/GRAFDASKALOU/anatomy/sub1/reproductive.htm>
- [45]. http://www.varian.com/us/oncology/brachytherapy/hdr_brachytherapy.html
- [46]. http://www.varian.com/us/oncology/brachytherapy/pdr_brachytherapy.html
- [47]. <http://www.nucletron.com/ProductsAndSolutions/Pages/ProductsOverview.aspx?so-lutions=Treatment+Delivery>
- [48]. <http://medicalphysicsweb.org/cws/article/newsfeed/37735>
- [49]. http://www.sonotech.de/ldr_brachytherapy.htm
- [50]. http://www.sonotech.de/hdr_brachytherapy.htm
- [51]. <http://www.prostatebrachytherapyinfo.net/PCT21.html>
- [52]. http://www.humonc.wisc.edu/modules/mediawiki/index.php/Breast_brachytherapy#Side_Effects

- [53].<http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/>
- [54].http://www.physics.carleton.ca/clrp/seed_database/Ir192_HDR/microSelectron_v2/
- [55].<http://bjr.birjournals.org/cgi/content/abstract/62/733/69>
- [56].<http://www.jacmp.org/index.php/jacmp/article/view/2890/1490>