



**République Algérienne Démocratique et Populaire**  
**Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche**  
**Scientifique**

**Université SAAD DAHLEB BLIDA**

Faculté des sciences

Département de physique

Mémoire de fin d'études

Présenté par **Oubelaid Widad**

Pour l'obtention du diplôme du **Master**

Discipline : **Physique**

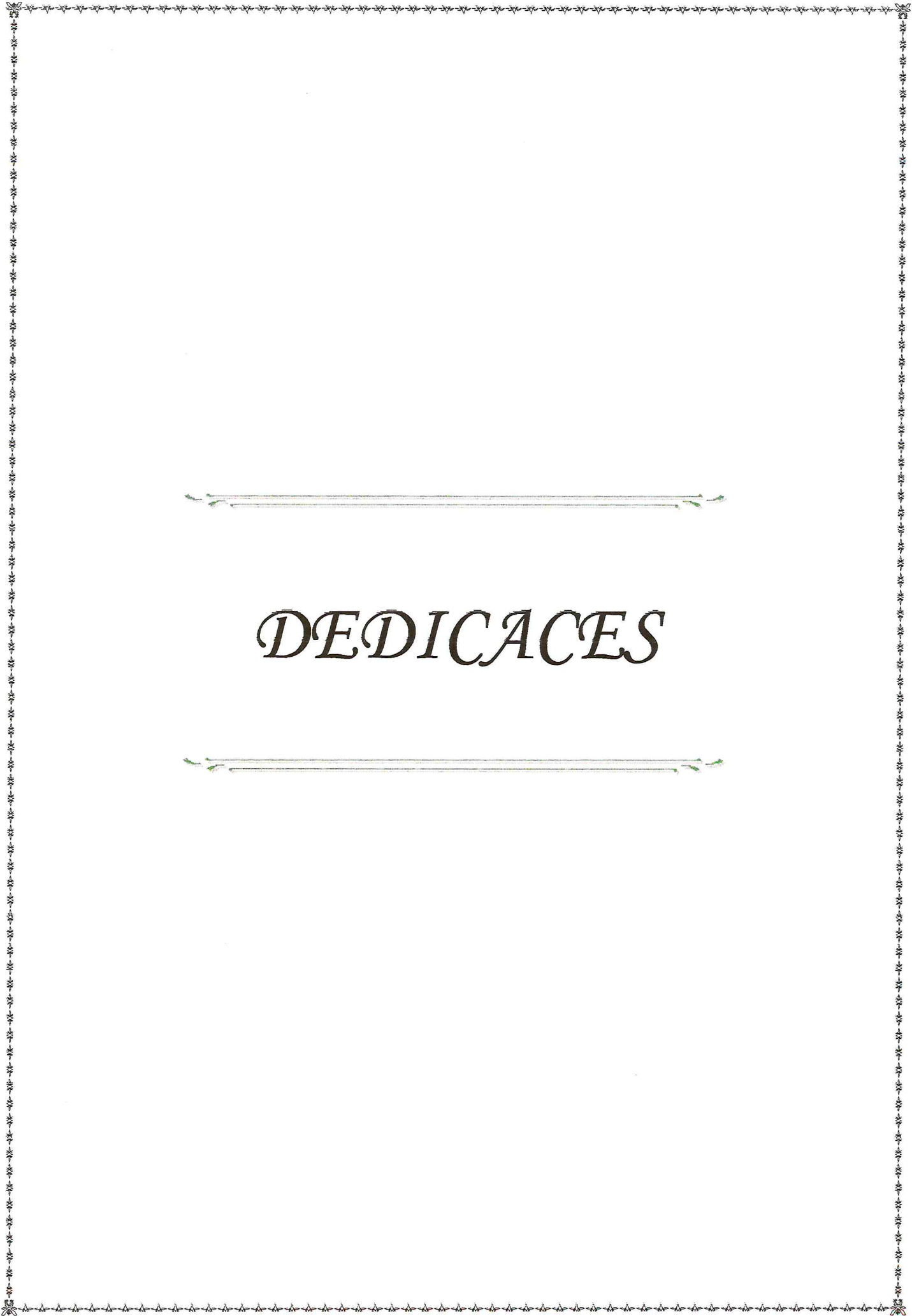
Spécialité : **Physique Médicale**

Option : **Radiothérapie**

**Effet du changement du spectre énergétique sur le  
calcul des distributions de dose autour des sources  
scellées utilisées en Curiethérapie**

Soutenu publiquement le 08 Décembre 2013, devant le jury composé de:

|                       |                                |
|-----------------------|--------------------------------|
| Président             | : Monsieur Khelifi Rachid      |
| Directrice du mémoire | : Madame Sakhri Brahimi Zakia  |
| Examineur             | : Monsieur Toutaoui Abdelkader |
| Examinatrice          | : Madame Maachou Aicha         |



# *DEDICACES*





*Je dédie ce mémoire :*

*À Dieu le Tout Puissant, qui m'a accordé santé, force et courage pour l'aboutissement de ce mémoire.*

*A mes très chers parents : ma mère Houria et mon père Mohammed en témoignage de mon profond amour, mon dévouement et mon grand respect que j'ai pour vous.*

*Aucune dédicace ne serait être assez éloquente pour exprimer ce que vous méritez pour tous les sacrifices que vous n'avez cessé de me donner depuis ma naissance, durant mon enfance et même à l'âge adulte et pour tous les efforts fournis jour et nuit pour mon éducation et mon bien être. Puisse Dieu, le tout Puissant, vous préserver et vous accorder santé, longue vie et bonheur.*

*A mes petites chères sœurs : Siham et Chourouk, en témoignage de l'attachement, de l'amour et de l'affection que je porte pour vous.*

*Je vous dédie ce travail avec tous mes vœux de bonheur, de santé et de réussite.*

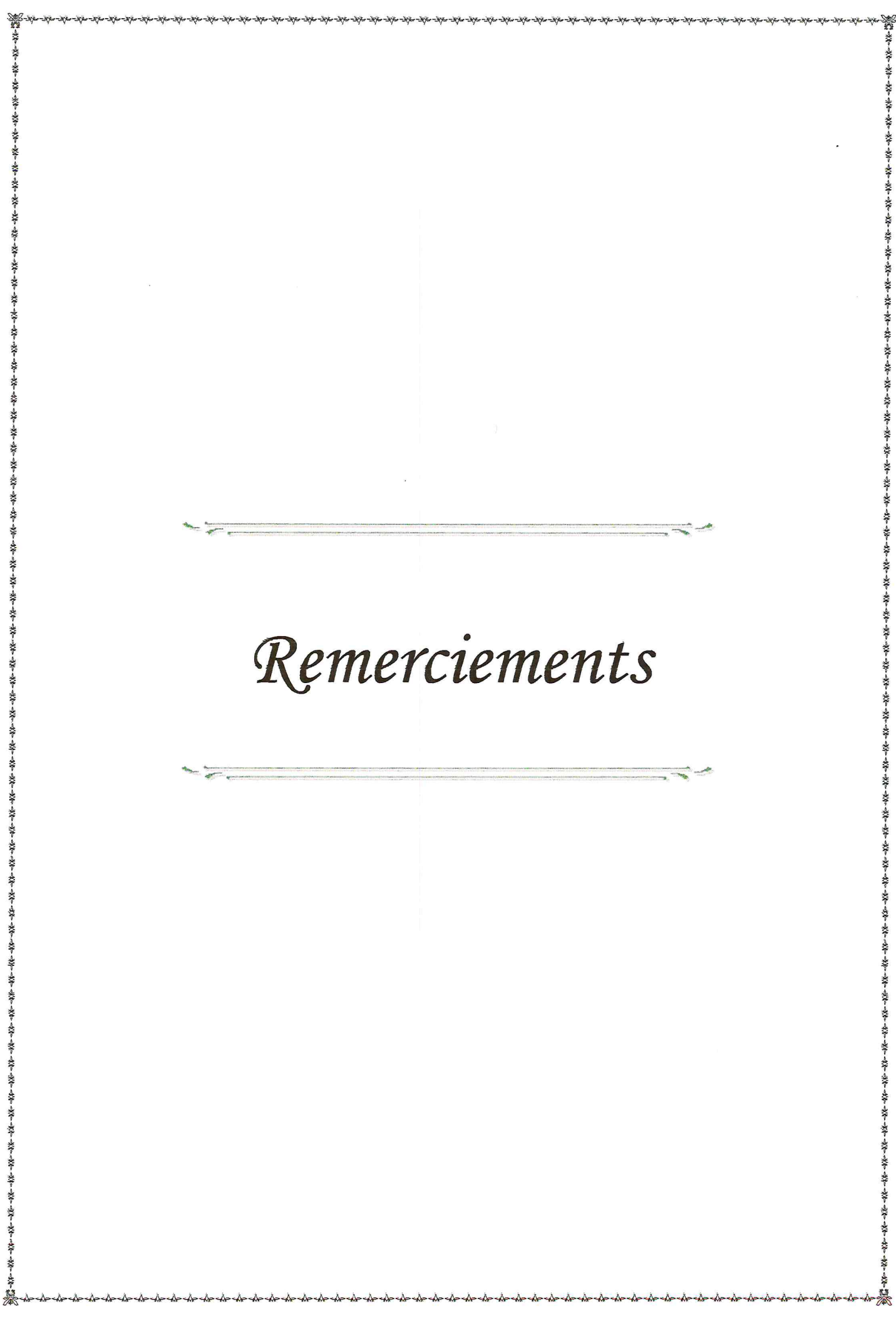
*A mes très chères tantes : Fadila, Ghania, Hassiba, Malika, Fouzia et Saliba, vous avez été toujours présentes pour les bons conseils. Votre affection et votre soutien m'ont été d'un grand secours au long de ma vie.*

*Veuillez trouver dans ce modeste travail, mon affectueuse reconnaissance pour tous vos efforts.*

*A tous mes cousins et cousines en particulier : Anes, Khalil, Wassim, Taky eldin, Baraa, Amira et Roumaissa.*

*A tous mes ami(e)s, mes camarades et tous ceux de la faculté des sciences de l'Université Saad Dahlab de Blida.*

*Vous qui m'admirez tant, soyez surs que ce travail est le résultat de votre confiance en moi, soyez-en remerciés.*



# *Remerciements*



*Ce modeste travail a été réalisé au niveau du Centre de recherche nucléaire d'Alger. Je tiens tout d'abord à remercier le Directeur Général et l'ensemble du personnel des services administratif, informatique et scientifique de leur accueil et leur soutien.*

*J'adresse toute ma gratitude à la Directrice de ce mémoire Madame Brahimi Sakbri Zakia pour sa disponibilité, son suivi et surtout ses judicieux conseils, qui ont contribué à alimenter ma réflexion. Vous m'avez donné la chance de découvrir et d'appréhender le code de calcul Monté Carlo PENELOPE. J'admire votre perspicacité, votre pédagogie et votre clairvoyance aussi bien en physique qu'en informatique. Je suis très reconnaissante pour son professionnalisme et sa remarquable efficacité qui m'ont permis de mener à bien ce travail.*

*Je remercie très vivement tous les membres de mon Jury, d'avoir accepté de juger ce travail.*

*Merci à Monsieur Khelifi Rachid, Maître de conférence à USDB, d'avoir accepté d'endosser le rôle de Président du Jury. Veuillez trouver ici l'expression de ma respectueuse considération et ma profonde admiration pour toutes vos qualités scientifiques et humaines.*

*Merci également à Monsieur Toutaoui Abdelkader, Maître de recherche au CRNA, pour sa participation en tant qu'examinateur à mon jury. Veuillez trouver ici l'expression de mon grand respect et mes vifs remerciements.*

*Mes remerciements vont aussi à Madame Aicha, Maître de recherche au CRNA. Veuillez accepter Maîtresse ce travail, en gage de mon grand respect et ma profonde reconnaissance.*

*J'aimerais tout particulièrement remercier tous les professeurs de l'Université de Saad Dablab de Blida qui ne m'ont ménagé aucun effort pour mener à bien notre formation. Vos qualités d'éducateurs et votre amour du métier font de vous de précieux guides. Recevez ici l'expression de mon entière gratitude.*

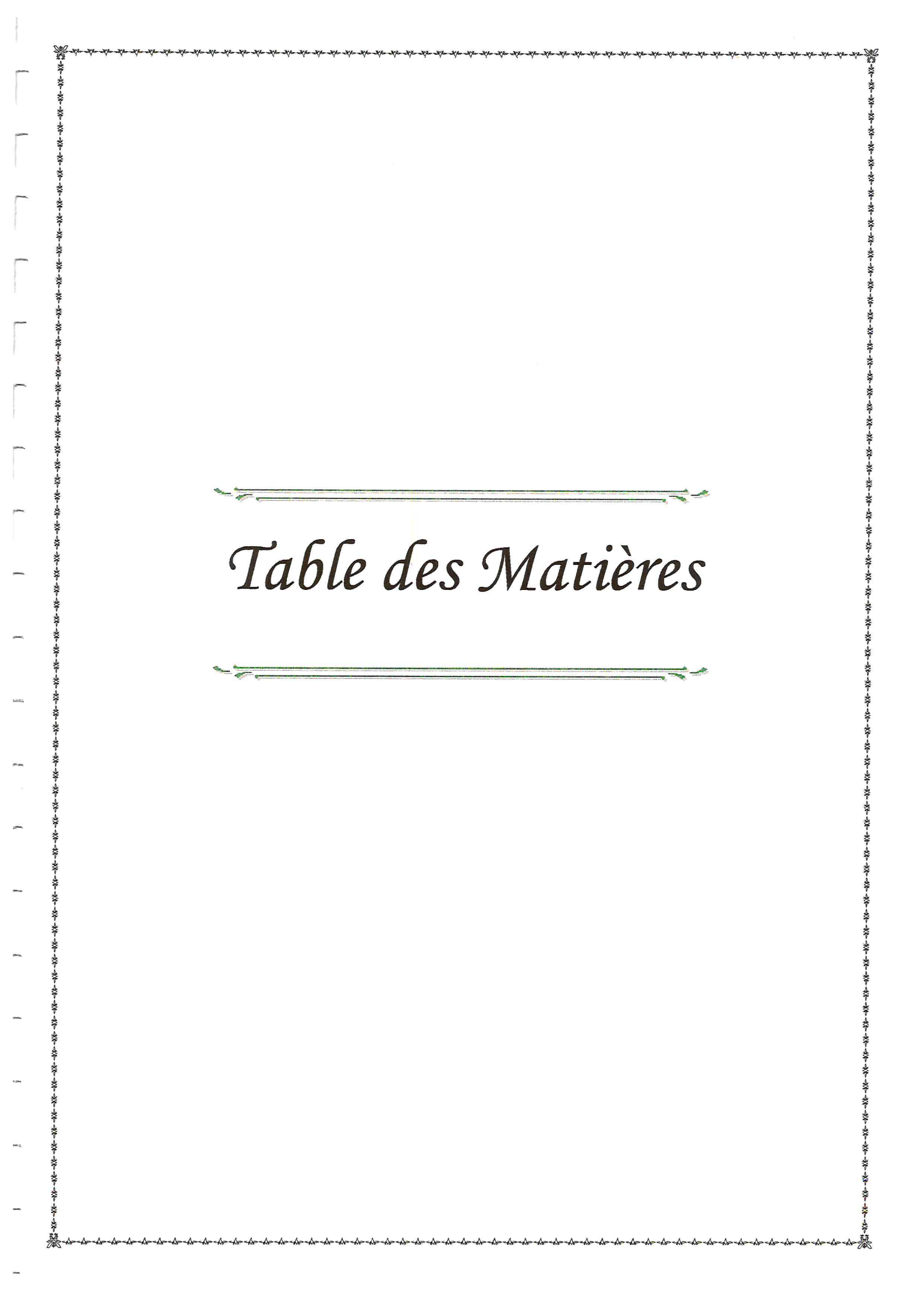


*Je tiens à remercier très chaleureusement ma famille et surtout mes parents pour leur soutien moral, leurs encouragements et leur patience durant les étapes difficiles de ce travail.*

*Un immense merci à Fekir Nawel, une amie très spéciale, et à mes amies Renima Nabila, Douifi Somia et Boukaltoum Sabiha qui n'ont cessé, tout au long de ces études de m'apporter leur concours tant moral que matériel. Trouvez à travers ce travail mon éternelle reconnaissance.*

*Ces remerciements ne seraient pas complet sans une pensée pour tous mes camarades de classe en souvenir des durs moments passés ensemble. Trouvez ici l'expression de toute ma sympathie.*

*Mes dernières pensées iront vers tous ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à l'élaboration de ce travail.*



# *Table des Matières*



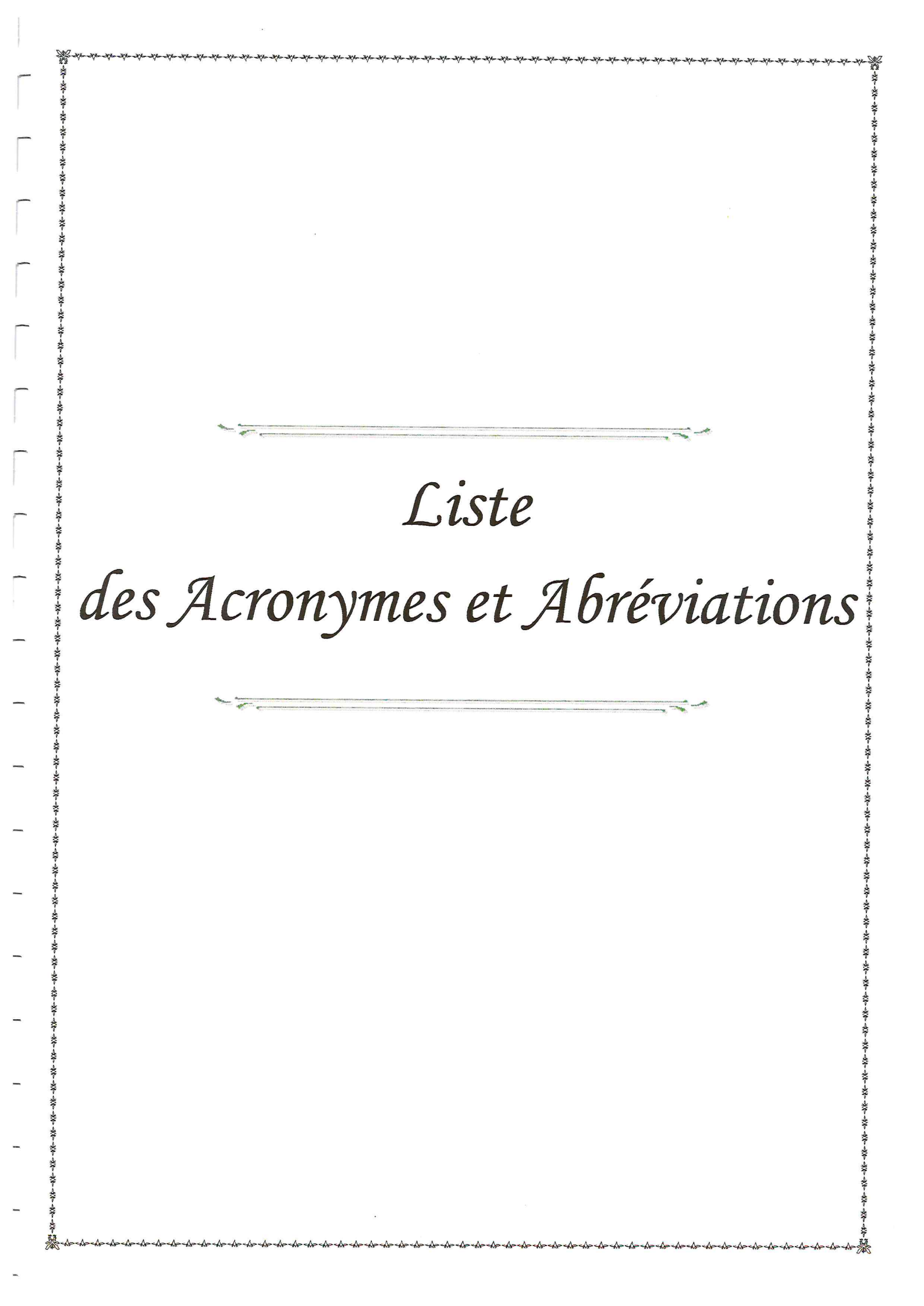


## Table des matières

|                                                                    |      |
|--------------------------------------------------------------------|------|
| Liste des acronymes et abréviations -----                          | iv   |
| Liste des figures-----                                             | v    |
| Liste des tableaux -----                                           | xiii |
| Introduction générale-----                                         | 1    |
| Chapitre I : Curiethérapie-----                                    | 4    |
| I.1 Introduction -----                                             | 4    |
| I.2 Rappels historiques -----                                      | 4    |
| I.3 Techniques de la radiothérapie -----                           | 6    |
| I.3.1 Radiothérapie externe-----                                   | 6    |
| I.3.2 Radiothérapie métabolique-----                               | 7    |
| I.3.3 Curiethérapie ou Brachytherapy -----                         | 7    |
| I.3.3.1 Techniques de la curiethérapie-----                        | 8    |
| a. Selon la position du radionucléide par rapport à la tumeur----- | 8    |
| b. Selon le débit de dose -----                                    | 10   |
| I.4 Sources scellées utilisées en curiethérapie -----              | 11   |
| I.4.1 Sources scellées -----                                       | 11   |
| 1.4.2 Sources utilisées en curiethérapie -----                     | 11   |
| 1.4.2.1 Sources émettrices Gamma et X-----                         | 12   |
| a. Le Césium 137 -----                                             | 12   |
| b. L'Iridium 192 -----                                             | 15   |
| c. Le Cobalt 60 -----                                              | 20   |
| d. L'Iode 125 -----                                                | 22   |
| 1.4.2.2 Sources émettrices beta -----                              | 25   |
| a. Le Phosphore 32 -----                                           | 25   |
| b. L'Yttrium 90 -----                                              | 26   |
| c. Le Strontium 90 -----                                           | 27   |

|                                                                                 |           |
|---------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>Chapitre II : Code Monte Carlo PENELOPE</b>                                  | <b>29</b> |
| II.1 Introduction                                                               | 29        |
| II.2 Utilisation des codes Monte Carlo en Radiothérapie                         | 30        |
| II.3 Méthodes existantes de simulation Monte Carlo pour le calcul de dose       | 31        |
| II.3.1 GEANT4                                                                   | 31        |
| II.3.2 EGSnrc                                                                   | 31        |
| II.3.3 MCNP                                                                     | 32        |
| II.3.4 PENELOPE                                                                 | 32        |
| II.4 Principe de la méthode Monte Carlo                                         | 33        |
| II.5 Le code PENELOPE                                                           | 34        |
| II.5.1 Choix du code                                                            | 34        |
| II.5.2 Descriptif du code PENELOPE                                              | 35        |
| II.5.2.1 Structure générale                                                     | 35        |
| II.5.2.2 Transport et interaction des particules simulées dans le code PENELOPE | 37        |
| a. Transport des photons                                                        | 37        |
| b. Transport des électrons et des positrons                                     | 42        |
| <b>Chapitre III : Matériel et Méthodes</b>                                      | <b>47</b> |
| III.1 Introduction                                                              | 47        |
| III.2 Modélisation Monte Carlo                                                  | 48        |
| III.2.1 Description des sources                                                 | 48        |
| III.2.2 Description du fantôme                                                  | 51        |
| III.3 Génération des fichiers d'entrées géométries                              | 51        |
| III.4 Génération des fichiers matériaux                                         | 61        |
| III.5 Génération des fichiers d'entrées                                         | 62        |
| III.6 Génération des fichiers de sorties                                        | 71        |
| III.7 Méthodes de comparaison des distributions de dose                         | 72        |

|                                                                                       |     |
|---------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>Chapitre IV : Résultats et Discussions</b>                                         | 73  |
| IV.1 Introduction                                                                     | 73  |
| IV.2 Emission Gamma                                                                   | 73  |
| IV.2.1 Distribution de dose autour des sources isotropiques                           | 73  |
| IV.2.2 Distributions de dose autour des sources réelles                               | 76  |
| IV.3 Emission Beta                                                                    | 85  |
| IV.3.1 Etude de l'effet de la gaine                                                   | 85  |
| IV.4 Etude de l'influence du choix du spectre énergétique sur la distribution de dose | 96  |
| IV.4.1 Sources isotropiques                                                           | 96  |
| IV.4.2 Sources réelles                                                                | 99  |
| IV.5 Etude de la contribution du rayonnement beta sur la dose délivrée                | 106 |
| <b>Conclusion générale</b>                                                            | 110 |
| <b>Bibliographie</b>                                                                  | 113 |
| <b>Résumé</b>                                                                         | 116 |
| <b>Abstract</b>                                                                       | 117 |



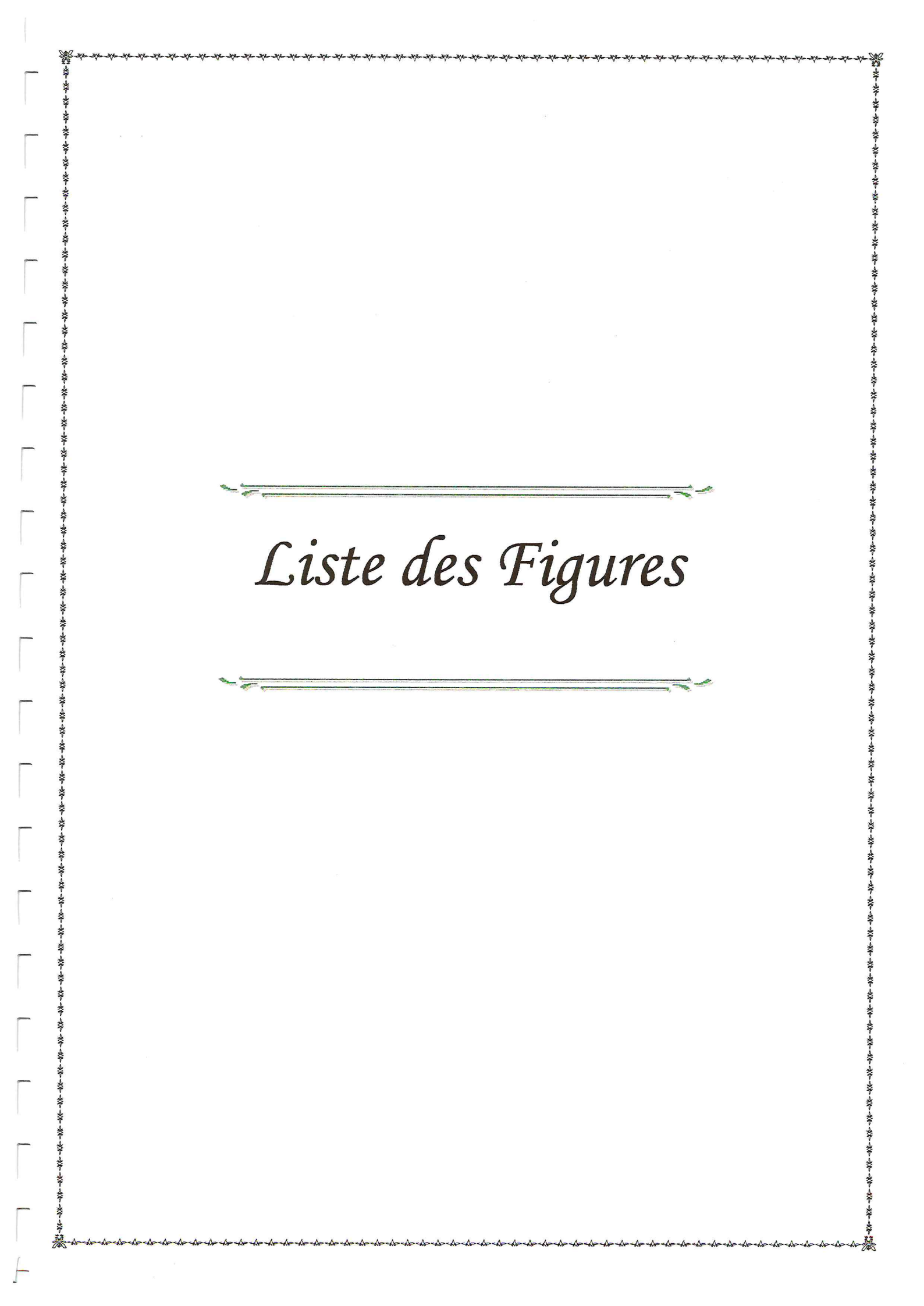
# *Liste des Acronymes et Abréviations*





## Acronymes et Abréviations

|                 |                                                                                       |
|-----------------|---------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>AAPM</b>     | : American Association of Physicists in Medicine                                      |
| <b>Bq</b>       | : Becquerel                                                                           |
| <b>CERN</b>     | : Centre Européen pour la Recherche Nucléaire                                         |
| <b>EGSnrc</b>   | : Electron Gamma Shower                                                               |
| <b>GEANT4</b>   | : GEometry ANd Tracking                                                               |
| <b>HDR</b>      | : Haut débit de dose                                                                  |
| <b>IGRT</b>     | : Curiethérapie guidée par imagerie (Image-Guided Radiation Therapy)                  |
| <b>IMRT</b>     | : Radiothérapie par modulation de l'intensité (Intensity-Modulated Radiation Therapy) |
| <b>LDR</b>      | : Bas débit de dose                                                                   |
| <b>MC</b>       | : Monté Carlo                                                                         |
| <b>MCNP</b>     | : Monté Carlo N Particle                                                              |
| <b>MDR</b>      | : Débit de dose moyen                                                                 |
| <b>PENELOPE</b> | : PENetration and Energy Loss of Positrons and Electrons                              |
| <b>PDR</b>      | : Débit de dose pulsé                                                                 |
| <b>RITD</b>     | : Base de données des radionucléides (RadioIsotope Table Data)                        |
| <b>Siso</b>     | : Source isotropique                                                                  |
| <b>SFilt</b>    | : Source filtrée                                                                      |
| <b>SNFilt</b>   | : Source non filtrée                                                                  |
| <b>T1/2</b>     | : Période ou demi-vie                                                                 |
| <b>Z</b>        | : Nombre atomique                                                                     |



# *Liste des Figures*



## Liste des figures

### Chapitre I

- Figure I.1** : Les premières applications de rayonnements en médecine:  
A droite, la photo du bras de professeur Pierre Curie s'est  
exposé au rayonnement à Paris. A gauche, la première  
utilisation du radium sur la peau a été appliquée à l'hôpital  
St. Vincent, Melbourne en Australie)
- Figure I.2** : Exemple d'application clinique interstitielle
- Figure I.3** : Exemple d'application clinique Endocavitaire : cas  
gynécologique
- Figure I.4** : Exemple de curiethérapie Endoluminale : cas d'une  
Ophtalmologie
- Figure I.5** : Construction typique de l'aiguille et le tube de la source de  
Cs 137
- Figure I.6** : Schéma de désintégration du Cs 137
- Figure I.7** : Différentes formes de sources d'Iridium utilisées en  
curiethérapie (grains, fils...)
- Figure I.8** : Schéma de désintégration de la source d'iridium 192 par  
émission Beta
- Figure I.9** : Schéma de désintégration de la source d'Ir par capture  
électronique
- Figure I.10** : Schéma de désintégration du cobalt 60

**Figure I.11** : En haut, construction de la source d'iode la 6711( Amersham) et Symmerta SO6 (Bebig). En bas, Grains d'iode 125 utilisés comme implants en curiethérapie

**Figure I.12** : Schéma de désintégration de l'I 125

**Figure I.13** : Schéma de désintégration de la source du phosphore 32

**Figure I.14** : Schéma de désintégration d'Y90

**Figure I.15** : Schéma de désintégration de la source du Sr90

## **Chapitre II**

**Figure II.1** : Schéma de principe des méthodes de Monté Carlo

**Figure II.2** : Structure de l'ensemble des programmes et fichiers d'entrée du code PENELOPE

**Figure II.3** : Illustration de la simulation détaillée des photons dans PENELOPE.

**Figure II.4** : Processus de l'effet photoélectrique

**Figure II.5** : Processus de la diffusion Compton

## **Chapitre III**

**Figure III.1** : Grain de Cs 137 de type CDC1100

**Figure III.2** : Fils d'Ir192 de type IRF2

**Figure III.3** : Grain de Co60 de type Co0.A86

**Figure III.4** : Géométrie du fantôme utilisé pour la simulation des distributions de dose (une sphère d'eau de 200 cm de diamètre).



- Figure III.5** : Illustration des surfaces quadratiques de base utilisées dans notre travail et leurs indices respectifs
- Figure III.6** : Description des surfaces
- Figure III.7** : Description des corps
- Figure III.8** : Description des modules
- Figure III.9** : Visualisation 2D de la géométrie utilisée pour la simulation des distributions de dose dans un fantôme d'eau autour des trois sources isotropiques. (*SisoCs137.Geo*, *SisoCo60.Geo*, *SisoIr192.Geo*)
- Figure III.10** : Visualisation 2D de la géométrie utilisée pour la simulation des distributions de dose dans un fantôme d'eau autour de la source réelle de Cs137, sans et avec présence de la gaine
- Figure III.11** : Visualisation 2D de la géométrie utilisée pour la simulation des distributions de dose dans un fantôme d'eau autour de la source réelle de Co60, sans et avec présence de la gaine
- Figure III.12** : Visualisation 2D de la géométrie utilisée pour la simulation des distributions de dose dans un fantôme d'eau autour de la source réelle d'Ir192, sans et avec présence de la gaine

## Chapitre IV

- Figure IV.1** : Distributions de dose autour de la source isotropique de Co60 associées au spectre de référence (SptRefCo), dans le plan XY : (a) représentation 3D, (b) représentation 2D planaire et (c) représentation 2D des courbes isodoses

- Figure IV.2** : Distributions de dose autour de la source isotropique de Co60 associées à l'énergie moyenne (Spt5Co), dans le plan XY.
- Figure IV.3** : Distributions de dose autour de la source réelle de Co60 associées au spectre de référence (SptRefCo) dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.4** : Comparaison des distributions de dose autour de la source réelle et isotropique de Co60, associées au spectre de référence (SptRefCo) dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.5** : Distribution de dose autour de la source réelle de Co60 associée à l'énergie moyenne (Spt5Co) dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.6** : Comparaison des distributions de dose autour de la source réelle et isotropique de Co60, associées à l'énergie moyenne (Spt5Co) dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.7** : Distributions de dose autour de la source réelle de Cs 137 associées au spectre de référence (SptRefCs) dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.8** : Comparaison des distributions de dose autour de la source réelle et isotropique de Cs 137, associées au spectre de référence (SptRefCs) dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.9** : Distributions de dose autour de la source réelle de Cs 137 associées à l'énergie moyenne (Spt5Cs) dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.

- Figure IV.10** : Comparaison des distributions de dose autour de la source réelle et isotropique de Cs 137, associée à l'énergie moyenne (Spt5Cs) dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.11** : Distributions de dose autour de la source réelle de l'Ir192 associées au spectre de référence (SptReflr) dans les plans : (a)XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.12** : Comparaison des distributions de dose autour de la source réelle et isotropique de l'Ir192, associées au spectre de référence (SptReflr) dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.13** : Distributions de dose autour de la source réelle de l'Ir192 associées à l'énergie moyenne (Spt5Ir) dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.14** : Comparaison des distributions de dose autour de la source réelle et isotropique de l'Ir192, associées à l'énergie moyenne (Spt5Ir) dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.15** : Distributions de dose autour de la source réelle de Co 60 dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.16** : Distribution de dose autour de la source non filtrée de Co 60 dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.17** : Comparaison des distributions de dose autour de la source de Co 60 avec et sans gaine dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.18** : Comparaison des distributions de dose autour de la source de Co 60 filtrée et non filtrée selon les axes : (a) X, (b) Y et (c) Z.



- Figure IV.19** : Distribution de dose autour de la source réelle de Cs137 dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.20** : Distribution de dose autour de la source non filtrée de Cs137 dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.21** : Comparaison des distributions de dose autour de la source de Cs137 avec et sans gaine dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.22** : Comparaison des distributions de dose autour de la source de Cs137 filtrée et non filtrée selon les axes : (a) X, (b) Y et (c) Z.
- Figure IV.23** : Distribution de dose autour de la source filtrée de l'Ir192 dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.24** : Distribution de dose autour de la source non filtrée de l'Ir192 dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.25** : Comparaison des distributions de dose autour de la source de l'Ir192 avec et sans gaine dans les plans : (a) XY, (b) XZ et (c) YZ.
- Figure IV.26** : Comparaison des distributions de dose autour de la source de l'Ir192 filtrée et non filtrée selon les axes : (a) X, (b) Y et (c) Z.
- Figure IV.27** : Comparaison des distributions de dose associées au spectre de référence (SptRefCo) et l'énergie moyenne (Spt5co), dans le plan XY ( $Z=0$ ), pour une source isotropique de Co 60.
- Figure IV.28** : Résultats de calcul de l'écart relatif entre les profils de dose simulés en utilisant le spectre de référence (SptRefCo) et les



spectres Spt2Co, Spt3Co, Spt4Co et Spt5Co, pour une source isotropique de Co60.

**Figure IV.29** : Comparaison des distributions de dose associées au spectre de référence (SptRefCo) et l'énergie moyenne (Spt5Co) dans les plans : (a) : XY, (b) : XZ et (c) : YZ pour la source réelle de Co 60.

**Figure IV.30** : Résultats de calcul de l'écart relatif entre les profils de dose simulés en utilisant le spectre de référence et les spectres Spt2Co, Spt3Co, Spt4Co et Spt5Co respectivement, pour une source de Co60 selon les axes : (a) :X, (b) :Y et (c) :Z.

**Figure IV.31** : Comparaison des distributions de dose associées au spectre de référence (SptRefCs) et l'énergie moyenne (Spt5Cs) dans les plans : (a) : XY, (b) : XZ et (c) : YZ.

**Figure IV.32** : Résultats de calcul de l'écart relatif entre les profils de dose simulés en utilisant le spectre de référence et les spectres Spt2Cs, Spt3Cs, Spt4Cs et Spt5Cs respectivement, pour une source de Cs137 selon les axes : (a) :X, (b) :Y et (c) :Z.

**Figure IV.33** : Comparaison des distributions de dose associées au spectre de référence (SptRefIr) et l'énergie moyenne (Spt7Ir) dans les plans : (a) : XY, (b) : XZ et (c) : YZ.

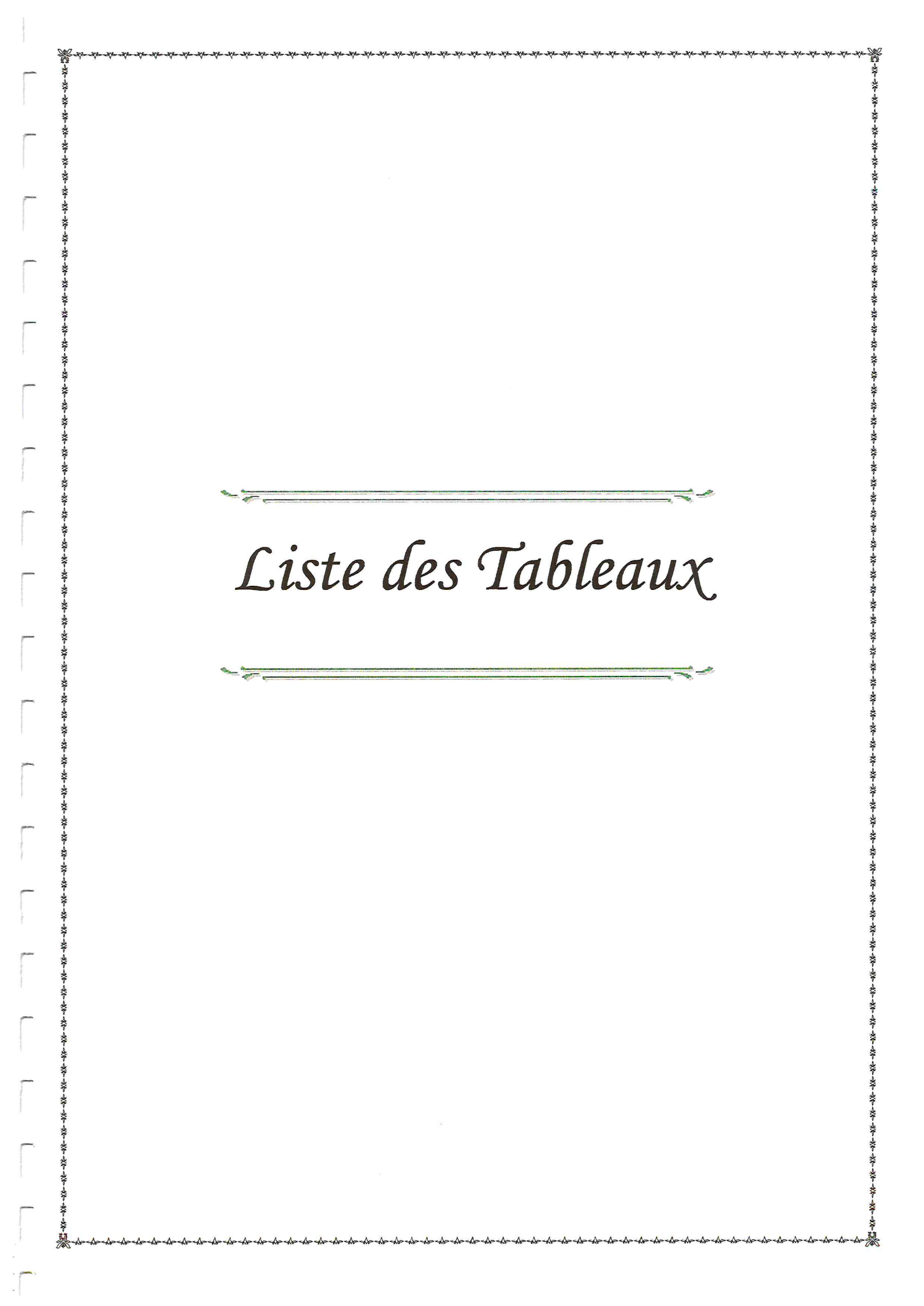
**Figure IV.34** : Résultats de calcul de l'écart relatif entre les profils de dose simulés en utilisant le spectre de référence et les spectres Spt2IrR, Spt3IrR, Spt4IrR, Spt5IrR, Spt6IrR et

Spt7IrR respectivement, pour une source de l'Ir192 selon les axes : (a) :X, (b) :Y et (c) :Z.

**Figure IV.35** : Comparaison des profils de dose associé au spectre de l'émission gamma et beta pour la source réelle de Co60.

**Figure IV.36** : Comparaison des profils de dose associé au spectre de l'émission gamma et beta pour la source réelle de Cs137.

**Figure IV.37** : Comparaison des profils de dose associé au spectre de l'émission gamma et beta pour la source réelle d'Ir 192.



# *Liste des Tableaux*



## Liste des tableaux

### Chapitre I

|                     |                                                                                                       |
|---------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Tableau I.1</b>  | : Spectre énergétique des raies de fluorescence X de la source du Cs137                               |
| <b>Tableau I.2</b>  | : Spectre énergétique des raies gamma de la source du Cs137                                           |
| <b>Tableau I.3</b>  | : Energie maximal des spectres énergétiques des raies d'émission électronique de la source du Cs137   |
| <b>Tableau I.4</b>  | : Spectre énergétique des raies de fluorescence X de la source d'Ir192                                |
| <b>Tableau I.5</b>  | : Spectre énergétique des raies énergétiques gamma de la source d'Ir192                               |
| <b>Tableau I.6</b>  | : Energie maximal des spectres énergétiques des raies d'émission électronique de la source de l'Ir192 |
| <b>Tableau I.7</b>  | : Spectre énergétique des raies de fluorescence X de la source de Co60                                |
| <b>Tableau I.8</b>  | : Raies énergétiques gamma de la source de Co60                                                       |
| <b>Tableau I.9</b>  | : Energie maximal des spectres énergétiques des raies d'émission électronique de la source de Co60    |
| <b>Tableau I.10</b> | : Spectre énergétique des raies de fluorescence X de la source de l'I125                              |
| <b>Tableau I.11</b> | : Spectre énergétique des raies énergétiques gamma de la source de l'I125                             |



## Liste des tableaux

---

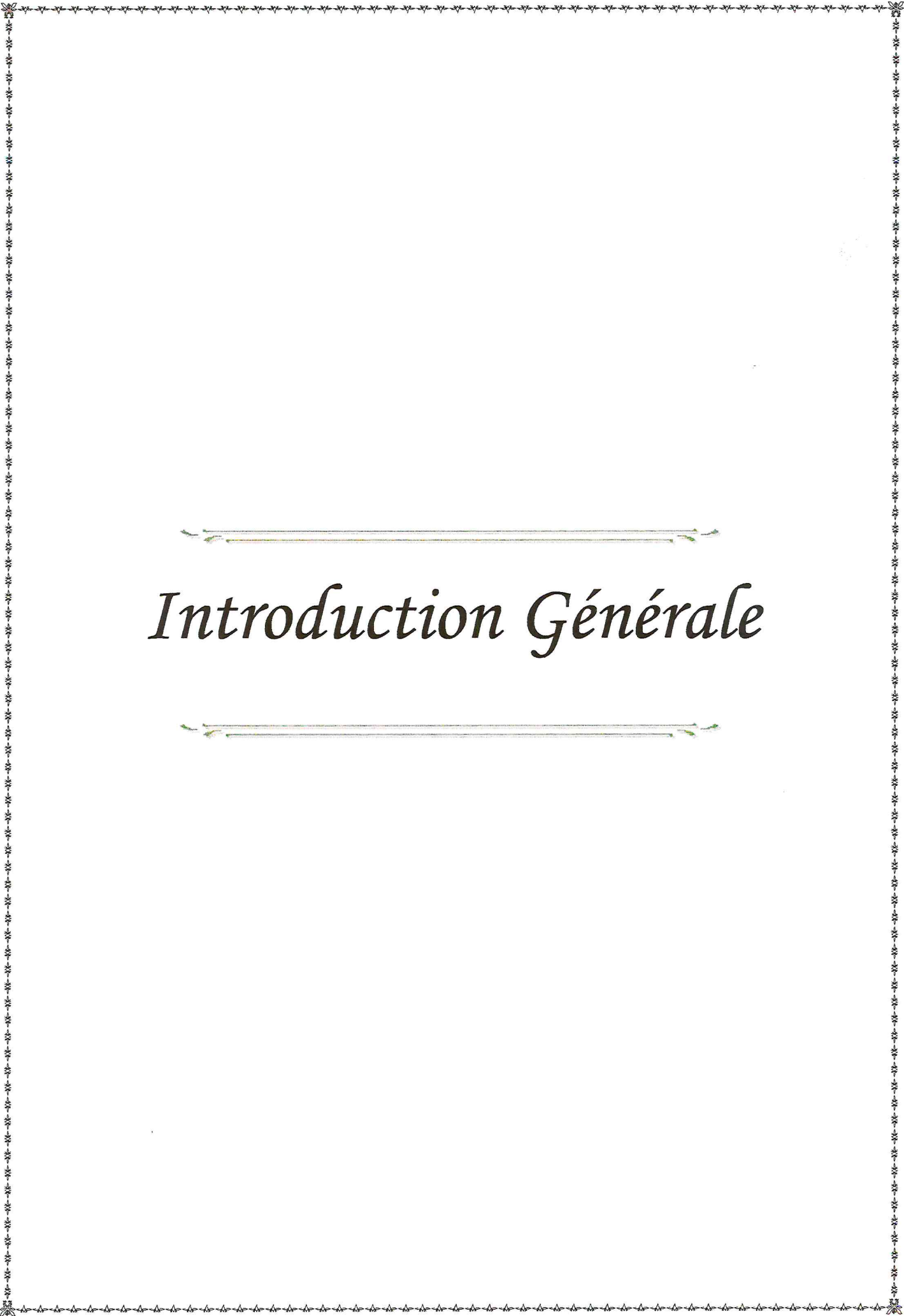
- Tableau I.12** : Energie maximal du spectre énergétique des raies d'émission électronique de la source de l'I125
- Tableau I.13** : Energie maximale du Spectre énergétique des raies d'émission électronique de la source du phosphore 32
- Tableau I.14** : Energie maximale du Spectre énergétique des raies d'émission électronique de la source d'Y90
- Tableau I.15** : Spectre énergétique des raies d'émission électronique de la source du Sr90
- Tableau I.16** : Propriétés physiques et applications de tous les radionucléides utilisés en curiethérapie

## Chapitre II

- Tableau II.1** : Sections efficaces du code PENELOPE (Salvat et al, 2003)

## Chapitre III

- Tableau III.1** : Composition et densité massique des matériaux constituant les géométries modélisées
- Tableau III.2** : Les paramètres de simulation choisis pour l'étude de l'influence du choix du spectre sur la distribution de dose
- Tableau III.3** : Les paramètres de simulation choisis pour l'étude de la contribution de la dose due à l'émission bêta à la distribution de dose



# *Introduction Générale*



## **Introduction générale**

La planification de traitement vise à trouver la meilleure configuration pour répondre à la prescription de la dose aux tissus, telle qu'élaborée par le radio-oncologue. Au cœur de la planification, étape nécessaire avant que le traitement ait lieu, se trouve le calcul de dose à délivrer. Ce calcul fait intervenir des paramètres et des grandeurs liés au transport des particules dans la matière ainsi que les informations sur la composition du milieu préalablement obtenues par imagerie médicale.

Dans le cadre des applications en curiethérapie, le processus de mise en place du traitement des patients comporte plusieurs étapes parmi lesquelles le calcul de la distribution de dose à l'aide d'un système informatisé communément appelé système de planning de traitement (TPS : Treatment Planning System).

Pour le calcul de la dose, les modèles généralement utilisés dans ces TPS sont basés sur des données mesurées et sur des algorithmes analytiques. Bien qu'ils soient peu coûteux en temps de calcul, ces modèles montrent un certain nombre de limitations lorsqu'ils sont confrontés à certains cas spécifiques d'irradiation qui sont de plus en plus complexes.

Aujourd'hui, les méthodes de calcul par Monte Carlo constituent une alternative très intéressante pour le contrôle et l'évaluation des performances de ces systèmes (elles présentent des algorithmes pouvant modéliser au plus près la physique liée aux processus de dépôt d'énergie et donc à la distribution de dose dans un milieu donné). Elles offrent aussi des outils permettant de modéliser de façon plus efficace des objets ou un patient avec une architecture tissulaire plus au moins complexe et de mieux tenir compte des contraintes de traitement.

En radiothérapie et pour l'obtention des résultats précis avec ces méthodes ; il est indispensable de :



- Introduire les paramètres les plus réalistes concernant les données de la ou les sources et du milieu modélisé (taille, forme, composition, énergie,...).
- Connaître les paramètres qui influencent les résultats de simulation Monte Carlo, pour des applications de la physique médicale.

## Objectifs

En générale pour les calculs dosimétriques en curiethérapie, le plus simple et le plus fréquent c'est l'utilisation de l'énergie moyenne au lieu du spectre total du radioélément. De plus nous avons toujours négligé la contribution des émissions beta des radioéléments sans aucune vérification d'où l'intérêt de ce travail.

Les principaux objectifs de la présente étude sont:

- ✓ L'étude de l'influence du changement du spectre énergétique sur les distributions des doses déposées autour des sources scellées utilisées en curiethérapie, dans le but de choisir le spectre optimal ou l'énergie moyenne.
- ✓ L'estimation de la contribution de l'émission  $\beta$  sur la dose déposée.

## Organisation du manuscrit

Le présent manuscrit est scindé en quatre chapitres. Outre, la première partie donne une introduction générale et le contexte dans lequel s'est déroulée la présente étude, soulignant sa motivation en justifiant les choix faits et énumérant les objectifs, par la suite les différents chapitres sont répartis de la manière suivante :

Dans le chapitre 1, nous procédons à une vue détaillée de la curiethérapie et ses différents types ainsi que les différentes sources scellées utilisées avec une représentation détaillée de leurs schémas de désintégration et leurs spectres de

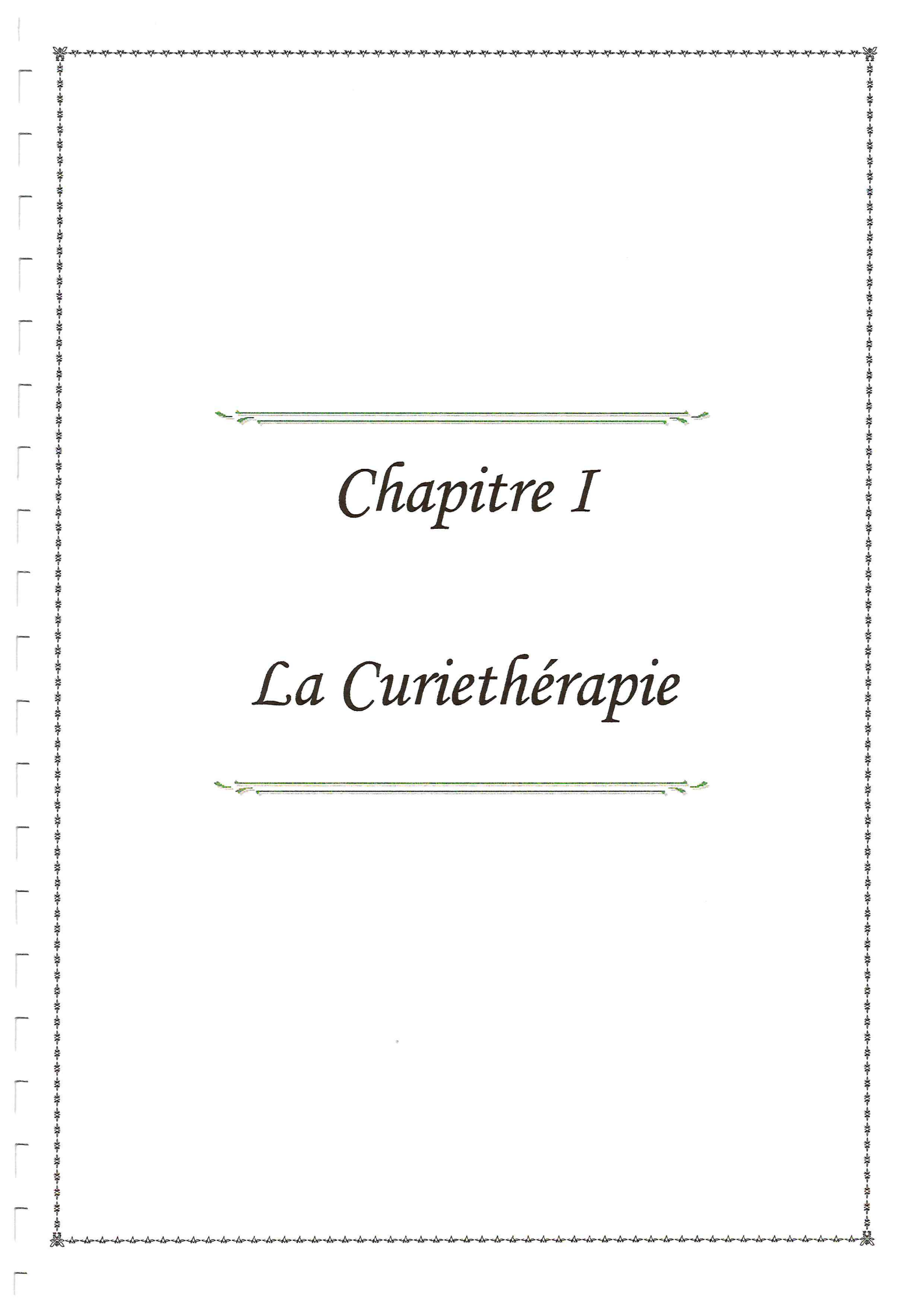


raies énergétiques. Ces notions sont nécessaires et primordiales pour la réalisation de ce travail.

Le chapitre 2 est dédié au code Monte Carlo PENELOPE. Nous avons défini la méthode Monte Carlo suivi par une description du code PENELOPE. Nous avons aussi décrit les fichiers d'entrées utilisés pour la modalisation des géométries et du calcul des distributions de dose.

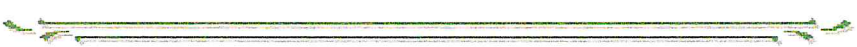
Les différents outils qui ont été utilisés pour réaliser cette étude se trouvent dans le chapitre 3. On y trouve une description des paramètres de simulation, les types et les formes des sources ainsi que le fantôme modélisés. Ce chapitre contient aussi les méthodes de comparaison des distributions de dose.

Le chapitre 4 comprend la présentation de tous les résultats de simulation et de comparaison entre les différents cas prises en considération dans ce travail. Aussi, les discussions et les conclusions qui ont pu être tirées des précédentes analyses sont données dans ce chapitre. Et nous terminons par une conclusion générale.



# *Chapitre I*

## *La Curiethérapie*



## **Chapitre I**

### **Curiethérapie**

#### **I.1 Introduction**

La radiothérapie (appelée parfois irradiation ou traitement par les rayons) représente une des méthodes thérapeutiques en cancérologie, elle consiste à utiliser des rayonnements ionisants d'énergie adaptée pour détruire les cellules cancéreuses présentes dans le tissu à traiter en bloquant leur capacité à se multiplier.

L'irradiation a pour but de détruire les cellules cancéreuses tout en préservant le mieux possible les tissus sains et les organes avoisinants.

Par définition, la radiothérapie est l'ensemble des techniques de traitement des cancers par les rayonnements ionisants. Les sources d'irradiation peuvent être soit externes soit internes au patient : on parle de la radiothérapie externe ou de la curiethérapie. En radiothérapie externe, les rayonnements sont émis par un accélérateur de particules, un tube à rayons X ou une source radioactive à distance par rapport au patient. Pour la curiethérapie, des sources radioactives sont implantées directement à l'intérieur du corps du patient.

Il existe une troisième modalité de radiothérapie, la radiothérapie métabolique. Elle consiste à administrer, par voie orale (solution ou capsule) ou par injection intraveineuse, une substance radioactive, qui se fixe préférentiellement sur les cellules cancéreuses pour les détruire.

#### **I.2 Rappels historiques**

La fin du 19<sup>ème</sup> siècle a été marquée par la découverte de nouveaux phénomènes physiques (les rayons X et la radioactivité naturelle) qui ont révolutionné la médecine au cours du 20<sup>ème</sup> siècle.

Ci-dessous nous avons listé les dates les plus importantes qui ont marqué l'histoire de la radiothérapie :

1895 : Découverte des rayons X par Wilhelm Conrad Röntgen.

1896 : Découverte de la radioactivité naturelle par Henri Becquerel.

1897 : Installation des services de radiologie.

1898 : Découverte du Radium par Marie et Pierre Curie.

1900 : Découverte des effets sur les êtres vivants liés à l'utilisation des éléments radioactifs.

1901 : Première application de rayonnement s'est déroulée à Paris pour le traitement des affections cutanées au Radium (voir figure I.1).

C'est le début de la thérapie de contact (pour traiter des cancers cutanés) par les rayonnements émis par les sources radioactives scellées.

1914-1930 : Utilisation des premiers « systèmes » dosimétriques en curiethérapie : Stockholm, Paris, Manchester

1934 : Découverte de la radioactivité artificielle par Irène et Frédéric Joliot-Curie

1955 : Utilisation des radioéléments artificiels en curiethérapie.

1960 : Introduction des sources d'Ir192 avec les techniques de chargement différé (afterloading).

1970 : Calculs sur ordinateur - système de Paris.

1985 : Développement de la curiethérapie de la prostate avec les implants permanents

1980-1990 : Développements de la curiethérapie à haut débit de dose et à débit de dose pulsé.



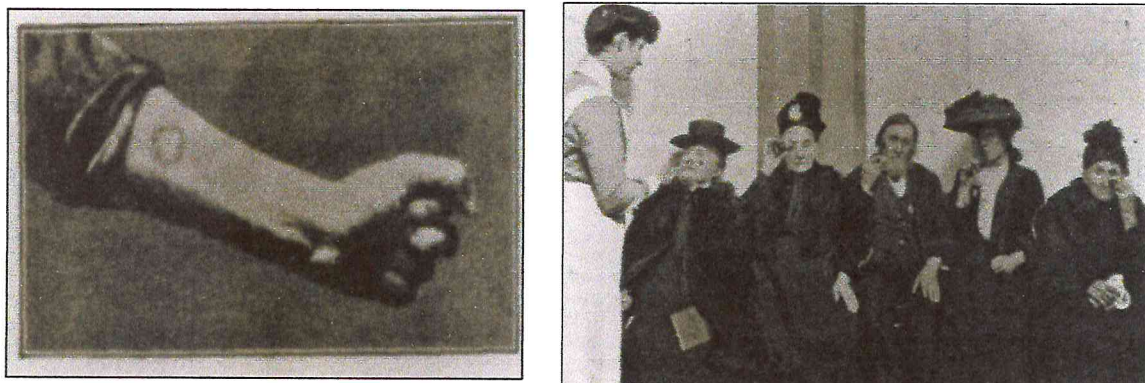


Figure I.1 : Les premières applications de rayonnements en médecine: A droite, la photo du bras de professeur Pierre Curie s'est exposé au rayonnement à Paris. A gauche, la première utilisation du radium sur la peau a été appliquée à l'hôpital St. Vincent, Melbourne en Australie.

### **I.3 Techniques de la radiothérapie**

La radiothérapie occupe une place importante dans la prise en charge des pathologies cancéreuses. Elle consiste à délivrer une dose suffisante pour stériliser une tumeur cliniquement décelable et de prévenir les récives avec un minimum de complications. C'est une technique qui a connu d'énormes progrès technologiques passant par les techniques les plus basiques à celle les plus développées (IMRT, IGRT,...). Ces progrès ont permis d'augmenter les indications de la radiothérapie et d'améliorer la planification de traitement en adoptant des techniques innovantes permettant une meilleur précision dans la définition des volumes à irradier et l'optimisation de la dose tous en diminuant la toxicité au niveau des tissus sains.

#### **I.3.1 Radiothérapie externe**

La radiothérapie externe est un traitement local du cancer, il agit directement sur la région à traiter en éliminant les cellules cancéreuses au niveau de la zone touchée (sein, prostate, ovaire, etc.). Les rayons sont produits par une source externe et sont dirigés vers la zone à traiter.

La radiothérapie externe est la forme la plus fréquente des traitements par rayonnement. L'appareil de traitement le plus utilisé est l'accélérateur linéaire de

particules. Cet appareil produit des rayons X et des électrons de haute énergie. Il peut s'agir aussi d'installations de Cobalthérapie qui sont remplacées graduellement par des accélérateurs.

Ces rayons sont dirigés vers la zone à traiter. Ils atteignent la tumeur mais aussi les cellules saines. La résistance et la capacité de récupération des cellules saines leur permettent de se rétablir, contrairement aux cellules cancéreuses qui meurent et ne peuvent pas se régénérer.

### **I.3.2 Radiothérapie métabolique**

La radiothérapie métabolique ou radiothérapie interne vectorisée est une technique de radiothérapie, pratiquée en médecine nucléaire reposant sur l'administration d'un radio-pharmaceutique marqué par un radioélément pour traiter certaines pathologies. La source radioactive non scellée, sous forme liquide ou de gélule, est injectée ou administrée par voie orale et va se fixer préférentiellement sur les cellules cibles.

Des radio-pharmaceutiques différents sont utilisés selon l'indication. Dans le cas du traitement de l'hyperthyroïdie, une solution buvable ou une gélule d'Iode 131 (I131) est administrée au patient, pour le traitement des reliquats suite à une chirurgie consécutive à un cancer thyroïdien, une gélule d'I131 est administrée. Les douleurs métastatiques osseuses peuvent être traitées par injection de Samarium 153 ou de Chlorure de Strontium liquide marqué au Strontium 89.

### **I.3.3 Curiethérapie ou « Brachytherapy »**

La curiethérapie est un moyen de traitement des tumeurs malignes par radiations ionisantes. C'est la plus ancienne application de la radioactivité à usage thérapeutique. Contrairement à la radiothérapie externe, elle consiste à mettre en place, de façon temporaire ou permanente, des sources radioactives



scellées (naturelles ou artificielles) à l'intérieur ou au contact direct de la zone à traiter. Ces sources émettent des rayonnements qui permettent de détruire les cellules malignes en épargnant au mieux les tissus sains grâce à la décroissance extrêmement rapide de la dose délivrée autour des sources (Dutreix, 1982), (Gerbaulet, 2001). La dose de rayonnement décroît très vite au fur et à mesure que l'on s'éloigne de la source radioactive, elle est donc très forte au niveau de la zone à traiter et diminue au niveau des tissus sains.

La disposition de ces sources, leurs longueurs et leurs activités sont définies par rapport aux structures tumorales à inclure dans le volume cible, établi à partir des données cliniques (Gerbaulet, 1992). La curiethérapie moderne, basée sur les techniques de préparation non radioactive, encore appelées systèmes à chargement différé (afterloading system), consiste à mettre en place un vecteur qui recevra secondairement la source radioactive, et l'utilisation de plus en plus rationnelle des projecteurs de sources permet l'amélioration de la radioprotection et de la qualité des traitements.

### **I.3.3.1 Techniques de la curiethérapie**

Il existe différents types de techniques en curiethérapie, on distingue :

#### **a Selon la position du radioélément par rapport à la tumeur**

##### **a.1 La curiethérapie interstitielle**

Les sources sont placées dans des aiguilles ou tubes implantés à l'intérieur même de la tumeur (peau, lèvre, sein, langue, anus, prostate, etc.) selon des règles d'implantation prévisionnelles (voir figure I.2).

##### **a.2 La plésiocuriethérapie ou curiethérapie de contact**

Dans ce type de curiethérapie les sources sont introduites dans un applicateur spécial qui est introduit dans une cavité naturelle du corps (comme le vagin ou le col de l'utérus) au contact de la lésion à traiter.

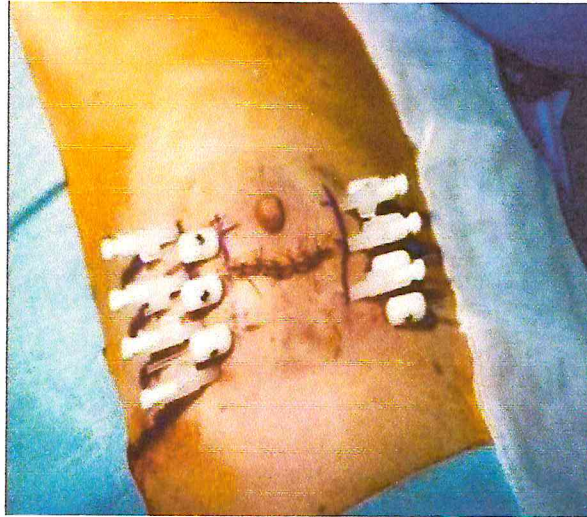


Figure I.2 : Exemple d'application clinique interstitielle.

On distingue deux techniques de plésiocuriethérapie :

- ✓ Endocavitaire ou intracavitaire, pour traiter certains cancers gynécologiques comme le cancer du vagin ou de l'utérus comme le montre la figure I.3.
- ✓ Endoluminale, comme la curiethérapie endo-bronchique ou endo-oesophagienne (voir figure I.4).

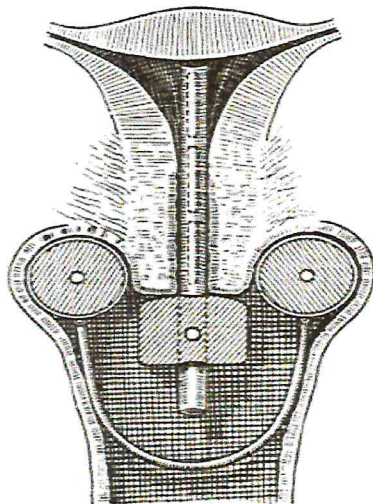


Figure I.3 : Exemple de la curiethérapie Endocavitaire : cas gynécologique.

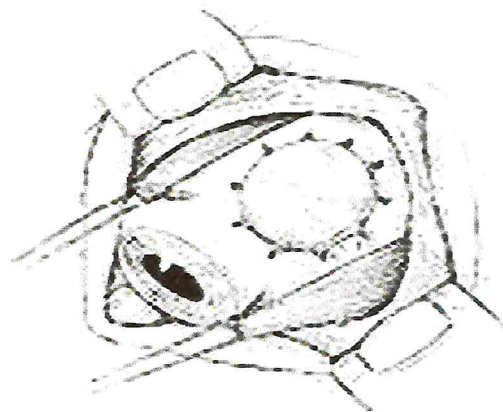


Figure I.4 : Exemple de la curiethérapie Endoluminale : cas ophtalmologie.



### **b Selon le débit de dose**

Le débit de dose est défini par le rapport entre la dose délivrée et la durée pendant laquelle les sources radioactives sont à l'intérieur du malade. Trois types de curiethérapie sont ainsi déterminés en fonction du débit de dose :

- La curiethérapie de faible débit (LDR- Low Dose Rate): Elle correspond à des débits de dose de 0,33 à 0,5 Gy/heure. Les traitements en curiethérapie à bas débit de dose sont réalisés par une irradiation continue en utilisant des sources d'activité linéique constante, le Cs137 et les fils d'Ir192. Ces sources radioactives restent en place délivrant le débit de façon continue durant la durée du traitement.
- La curiethérapie de haut débit (HDR- High Dose Rate): Elle correspond à des débits supérieurs à 12 Gy/heure.
- La curiethérapie à débit de dose pulsée (PDR- Pulse Dose Rate) : consiste en la simulation de curiethérapie LDR avec la curiethérapie HDR, la délivrance du traitement se fait par pulse de quelques minutes toutes les heures.

Le développement technologique des projecteurs de source d'Ir192 d'activité élevée ont permis la réalisation d'irradiations fractionnées pour le traitement à haut débit de dose, et des irradiations extrêmement fractionnées pour le traitement à débit de dose pulsé. Ces projecteurs utilisent une source d'Ir192 de dimensions très petites. Cette source quasi ponctuelle se déplace pas à pas dans une succession de positions connues dans un applicateur à l'aide du projecteur de source. Cette succession de positions est occupée par la source pendant une durée plus ou moins longue (appelée pulse). La curiethérapie à haut débit de dose ou à débit de dose pulsé a l'avantage de produire le même effet biologique que la curiethérapie à bas débit de dose (Armour et al, 1992), (Brenner, 1991), (Dutreix, 1992) et d'assurer une radioprotection du personnel

soignant en évitant la manipulation des sources radioactives grâce aux projecteurs de source (Poupon, 2003). De plus, la possibilité de faire varier le temps d'arrêt de la source à chaque position dans chaque cathéter a offert l'avantage le plus intéressant de la curiethérapie à haut débit ou à débit pulsé qui concerne la modulation ou l'optimisation de la distribution de dose (Lessard, 2001), (Van der Laarse, 1994).

#### **I.4 Sources scellées utilisées en curiethérapie**

##### **I.4.1 Sources scellées**

Une source scellée est une « *Source radioactive enfermée dans une enveloppe scellée, ou munie d'un revêtement auquel elle est intimement liée, devant présenter une résistance suffisante pour empêcher le contact avec la matière radioactive et la dispersion de celle-ci dans les conditions pour laquelle elle a été conçue* » selon la norme 2919 (ISO 2919, 2012).

##### **I.4.2 Sources utilisées en curiethérapie**

Les radionucléides les plus couramment utilisées en curiethérapie interstitielle et en plésiocuriethérapie sont des émetteurs  $\gamma$ , X et  $\beta$ .

Le Radium 226, largement utilisé sous forme de tubes ou d'aiguilles jusque aux années 60, a été progressivement remplacé par des radioéléments artificiels comme l'Iridium 192, le Césium 137 et l'Iode 125. La possibilité de miniaturisation des sources de radioéléments artificiels rend ces derniers plus adaptées aux techniques modernes de préparation non radioactive et de mise en place automatique par projecteur de sources.

Ces sources peuvent se présenter sous forme de grains, de fils ou de sources miniatures en fonction de la nature du radioélément.

Les sources radioactives peuvent être implantées de différentes façons dans



le corps :

- Dans la majorité des cas, les sources sont implantées dans l'organisme de façon temporaire. C'est la technique d'implants temporaires, qui utilise des fils d'Ir192, micro source d'Ir192 ou source de Cs137. Ces sources sont laissées en place de quelques minutes à quelques jours, puis retirées selon le débit de dose.
- Soient elles sont laissées à demeure dans les tissus comme des grains (l'I125) ; on parle d'implants permanents.

#### **I.4.2.1 Sources émettrices Gamma et X**

##### **a Le Césium 137**

Le Césium a été découvert par Robert Wilhelm Bunsen et par Gustav Robert Kirchhoff en 1963, conséquence de plusieurs centaines d'essais nucléaires atmosphériques. Il a été introduit en premier pour remplacer le Ra226 en curiethérapie intracavitaire pour les tumeurs gynécologiques et ensuite pour les traitements interstitiels. Les principaux avantages de Cs137 sont :

- L'absence des produits gazeux toxiques par rapport au Ra226,
- La longue demi-vie de  $30.05 \pm 0.08$  années ; quand on compare à la demi-vie de  $5.2710 \pm 0.08$  années pour le Co60, le Cs permet l'usage clinique sur une longue période de temps avant que le remplacement ne soit nécessaire.
- Les coûts de production des sources de Cs sont également inférieurs à ceux du Ra226 et du Co60.

Les sources de Cs137 se trouvent sous forme d'aiguilles ou de tubes (voir figure I.5). Celles utilisées principalement pour les applications gynécologiques avec projecteurs de sources sont constituées de sources élémentaires : « grains ».





## a.2 Spectres d'émission Gamma et X du Cs137

Tous les spectres donnés dans ce chapitre sont extraits à partir de la base de données des radionucléides nommée : « Radioisotopes table Data RITD ».

Nous avons vu précédemment le schéma de désintégration de la source de Cs137 avec son mode de retour à l'équilibre du cortège électronique. Les principales raies énergétiques qui en résultent, avec leurs probabilités d'émission pour 100 désintégrations sont données dans le tableau I.1. D'autre part, le noyau de Ba137 étant caractérisé par des états excités, le retour à l'équilibre de ce noyau se fera par émission des rayonnements Gamma (voir tableau I.2).

| Energie (keV) | Intensité (%) | Renseignements     |
|---------------|---------------|--------------------|
| 3.954         | 0.0143 19     | Ba L <sub>I</sub>  |
| 4.331         | 0.0064 7      | Ba L <sub>II</sub> |
| 4.451         | 0.040 4       | Ba L <sub>α2</sub> |
| 4.466         | 0.36 4        | Ba L <sub>α1</sub> |
| 4.827         | 0.226 23      | Ba L <sub>β1</sub> |
| 4.852         | 0.023 5       | Ba L <sub>β4</sub> |
| 4.927         | 0.039 8       | Ba L <sub>β3</sub> |
| 4.994         | 0.0030 3      | Ba L <sub>β6</sub> |
| 5.156         | 0.074 8       | Ba L <sub>β2</sub> |
| 5.531         | 0.033 3       | Ba L <sub>γ1</sub> |
| 5.797         | 0.0065 14     | Ba L <sub>γ2</sub> |
| 5.809         | 0.0093 19     | Ba L <sub>γ3</sub> |
| 31.452        | 0.000263 8    | Ba K <sub>α3</sub> |
| 31.817        | 2.04 5        | Ba K <sub>α2</sub> |
| 32.194        | 3.76 8        | Ba K <sub>α1</sub> |
| 36.304        | 0.352 8       | Ba K <sub>β3</sub> |
| 36.378        | 0.680 15      | Ba K <sub>β1</sub> |
| 36.652        | 0.0079 3      | Ba K <sub>β5</sub> |
| 37.255        | 0.215 5       | Ba K <sub>β2</sub> |
| 37.349        | 0.0481 20     | Ba K <sub>β4</sub> |

Tableau I.1 : Spectre énergétique des raies de fluorescence X de la source du Cs137.

| E <sub>γ</sub> (keV) | I <sub>γ</sub> (%) | Mode de désintégration |
|----------------------|--------------------|------------------------|
| 283.53 4             | 0.00058 8          | β <sup>-</sup>         |
| 661.657 3            | 85.1 2             | β <sup>-</sup>         |

Tableau I.2 : Spectre énergétique des raies Gamma de la source du Cs137.

### a.3 Spectres d'émission Bêta du Cs137

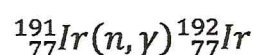
Les énergies maximales moyennes des spectres énergétiques des raies d'émission électronique de la source de Cs137 sont données dans le tableau I.3 suivant :

| E $\beta$ (keV) | I $\beta$ (%) | Mode de désintégration |
|-----------------|---------------|------------------------|
| 513.97          | 94.4 2        | $\beta^-$              |
| 892.22          | 0.00058 8     | $\beta^-$              |
| 1175.63         | 5.6 2         | $\beta^-$              |

Tableau I.3 : Energies maximales des spectres énergétiques des raies d'émission électronique de la source du Cs137.

### b L'Iridium 192

L'Iridium 192 est produit par activation neutronique de l'Iridium 191 selon la réaction suivante :



Les sources d'Ir192, utilisées en curiethérapie interstitielle et plésiocuriethérapie de faible débit de dose, se présentent sous forme de fils souples en platine iridié entourés d'une gaine protectrice en platine. Le diamètre extérieur de l'ensemble (fil radioactif et gaine) varie de 0,3 mm à 0,6 mm. Les fils d'Ir192 sont livrés sous forme de fils de 14 cm ou de 50 cm de long, ou peuvent être conditionnés sous forme d'épingles simples ou doubles. Les épingles sont constituées de fils de 0,5 mm de diamètre extérieur, les branches de longueurs de 30 à 50 mm, étant écartées de 12 mm (Dutreix, 1982). Pour les traitements à haut débit de dose, on utilise une source d'Ir192 de dimensions très petites, entourée par une capsule d'acier inoxydable, ayant des dimensions de 1,1 mm de diamètre extérieur et 5 mm de longueur, et d'activité très élevée de l'ordre de 370 GBq. Pour les traitements à débit de dose pulsé, on utilise une source d'Ir192 d'une activité comprise entre 18,5 et 37 GBq, enveloppée par une capsule d'acier inoxydable, dont le diamètre extérieur de l'ensemble est de 1,1 mm et 2,5 mm de longueur, voir figure I.7 (Glasgow, 1994).



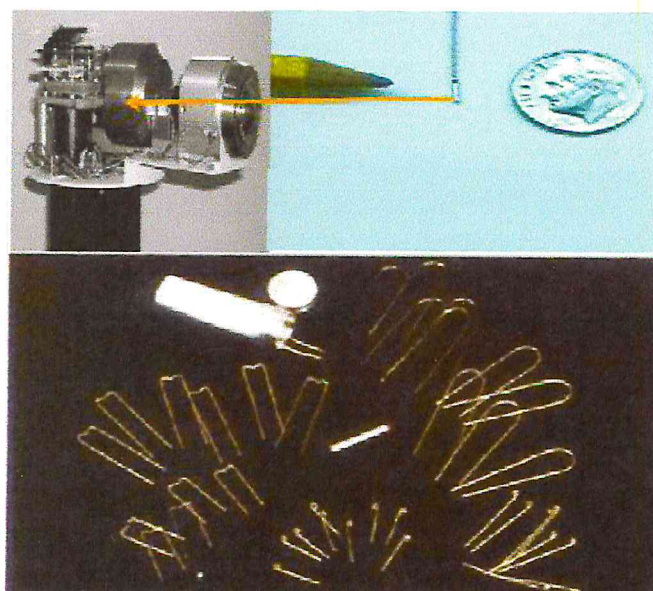
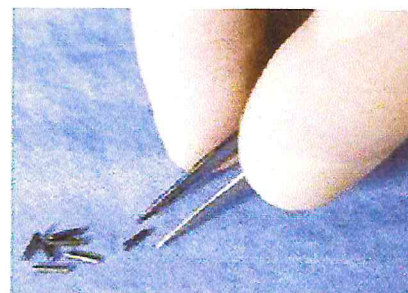


Table de préparation de fil d'iridium



« Grains » d'iridium 192 utilisés en curiethérapie © NIH

Figure I.7 : Différentes formes de sources d'Ir192 utilisées en curiethérapie (grains, fils...).

### **b.1 Schéma de désintégration de l'Ir192**

L'Ir192 a une période de  $73.827 \pm 0.013$  jours, et se désintègre selon un schéma complexe (Dutreix, 1982). Il se transforme en Platine 192 par émission bêta et en Osmium 192 par capture électronique comme le montre les figures I.8 et I.9. L'énergie maximale de son émission  $\gamma$  est de 1.37 MeV avec une intensité de  $5.27 \cdot 10^6\%$ .



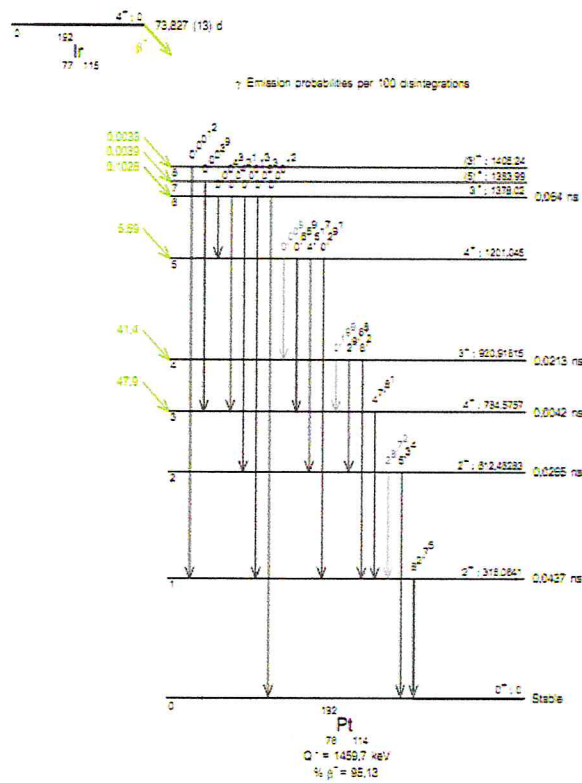


Figure I.8 : Schéma de désintégration de la source d'Ir 192 par émission bêta.

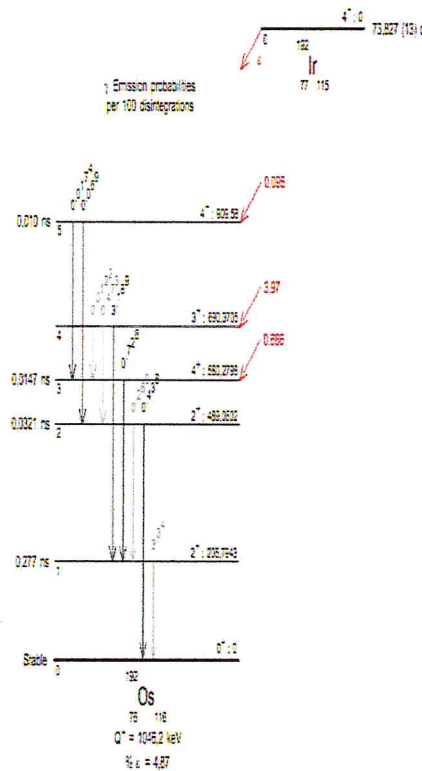


Figure I.9 : Schéma de désintégration de la source d'Ir 192 par capture électronique.

## b.2 Spectres d'émission Gamma et X de l'Ir192

L'Ir192 possède un spectre complexe y compris la désintégration Gamma et X. Les raies énergétiques correspondantes sont regroupées dans les tableaux I.4 et I.5 donnés ci-dessous.

| E (keV) | I (%)     | Renseignements     |
|---------|-----------|--------------------|
| 7.822   | 0.028 3   | Os L <sub>I</sub>  |
| 8.266   | 0.076 7   | Pt L <sub>I</sub>  |
| 8.840   | 0.064 4   | Os L <sub>α2</sub> |
| 8.911   | 0.57 3    | Os L <sub>α1</sub> |
| 9.337   | 0.0087 5  | Os L <sub>η</sub>  |
| 9.362   | 0.166 9   | Pt L <sub>α2</sub> |
| 9.443   | 1.47 8    | Pt L <sub>α1</sub> |
| 9.975   | 0.0271 15 | Pt L <sub>η</sub>  |
| 10.176  | 0.042 7   | Os L <sub>β4</sub> |
| 10.217  | 0.0078 4  | Os L <sub>β6</sub> |
| 10.354  | 0.408 23  | Os L <sub>β1</sub> |
| 10.511  | 0.058 9   | Os L <sub>β3</sub> |
| 10.590  | 0.133 8   | Os L <sub>β2</sub> |
| 10.840  | 0.0211 11 | Pt L <sub>β6</sub> |
| 10.854  | 0.056 9   | Pt L <sub>β4</sub> |
| 10.871  | 0.0075 4  | Os L <sub>β5</sub> |
| 11.071  | 1.24 7    | Pt L <sub>β1</sub> |
| 11.235  | 0.073 11  | Pt L <sub>β3</sub> |
| 11.242  | 0.354 20  | Pt L <sub>β2</sub> |
| 11.562  | 0.0292 15 | Pt L <sub>β5</sub> |
| 12.096  | 0.079 5   | Os L <sub>γ1</sub> |
| 12.385  | 0.0066 6  | Os L <sub>γ6</sub> |
| 12.422  | 0.0133 22 | Os L <sub>γ2</sub> |
| 12.500  | 0.019 3   | Os L <sub>γ3</sub> |
| 12.942  | 0.245 14  | Pt L <sub>γ1</sub> |
| 13.271  | 0.030 3   | Pt L <sub>γ6</sub> |
| 13.273  | 0.018 3   | Pt L <sub>γ2</sub> |
| 13.361  | 0.025 4   | Pt L <sub>γ3</sub> |
| 60.903  | 0.00106 4 | Os K <sub>α3</sub> |
| 61.486  | 1.20 3    | Os K <sub>α2</sub> |
| 63.000  | 2.07 6    | Os K <sub>α1</sub> |
| 64.514  | 0.00286 9 | Pt K <sub>α3</sub> |
| 65.122  | 2.65 6    | Pt K <sub>α2</sub> |
| 66.831  | 4.53 9    | Pt K <sub>α1</sub> |
| 71.079  | 0.239 7   | Os K <sub>β3</sub> |
| 71.414  | 0.460 13  | Os K <sub>β1</sub> |
| 71.875  | 0.0113 5  | Os K <sub>β5</sub> |



|        |           |                    |
|--------|-----------|--------------------|
| 73.363 | 0.162 4   | Os K <sub>β2</sub> |
| 73.590 | 0.0188 8  | Os K <sub>β4</sub> |
| 75.368 | 0.533 11  | Pt K <sub>β3</sub> |
| 75.749 | 1.029 21  | Pt K <sub>β1</sub> |
| 76.233 | 0.0265 11 | Pt K <sub>β5</sub> |
| 77.831 | 0.365 8   | Pt K <sub>β2</sub> |
| 78.073 | 0.0478 19 | Pt K <sub>β4</sub> |

Tableau I.4 : Spectre énergétique des raies de fluorescence X de la source d'Ir192.

| E <sub>γ</sub> (keV) | I <sub>γ</sub> (%) | Mode de désintégration |
|----------------------|--------------------|------------------------|
| 110.093 19           | 0.0126 9           | ε+β <sup>+</sup>       |
| 136.34348 25         | 0.183 8            | β <sup>-</sup>         |
| 176.98 4             | 0.0043 12          | β <sup>-</sup>         |
| 201.3112 7           | 0.472 6            | ε+β <sup>+</sup>       |
| 205.79549 6          | 3.300 17           | ε+β <sup>+</sup>       |
| 214.7 5              | <0.0026            | ε+β <sup>+</sup>       |
| 214.7 5              | <0.0026            | β <sup>-</sup>         |
| 280.04 5             | 0.023 11           | β <sup>-</sup>         |
| 283.2668 8           | 0.262 4            | ε+β <sup>+</sup>       |
| 295.95827 12         | 28.67 9            | β <sup>-</sup>         |
| 308.45692 13         | 30.00 8            | β <sup>-</sup>         |
| 314.8 3              | <0.07              | ε+β <sup>+</sup>       |
| 314.8 3              | <0.07              | β <sup>-</sup>         |
| 316.50791 13         | 82.81 21           | β <sup>-</sup>         |
| 329.312 9            | 0.0185 11          | ε+β <sup>+</sup>       |
| 374.4852 8           | 0.721 5            | ε+β <sup>+</sup>       |
| 415.4 5              | <0.009             | ε+β <sup>+</sup>       |
| 415.4 5              | <0.009             | β <sup>-</sup>         |
| 416.4714 8           | 0.664 7            | β <sup>-</sup>         |
| 420.532 10           | 0.0737 25          | ε+β <sup>+</sup>       |
| 468.07152 24         | 47.83 17           | β <sup>-</sup>         |
| 484.5780 4           | 3.184 11           | ε+β <sup>+</sup>       |
| 485.30 11            | 0.0022 5           | β <sup>-</sup>         |
| 489.039 13           | 0.443 4            | ε+β <sup>+</sup>       |
| 588.5845 7           | 4.515 14           | β <sup>-</sup>         |
| 593.37 5             | 0.0426 15          | β <sup>-</sup>         |
| 599.35 10            | 0.0039 17          | β <sup>-</sup>         |
| 604.41464 21         | 8.23 6             | β <sup>-</sup>         |
| 612.46564 20         | 5.309 17           | β <sup>-</sup>         |
| 703.98 12            | 0.0053 9           | ε+β <sup>+</sup>       |
| 739                  | <0.00050           | ε+β <sup>+</sup>       |
| 739                  | <0.00051           | β <sup>-</sup>         |
| 765.8 2              | 0.00149 25         | β <sup>-</sup>         |
| 884.5418 8           | 0.2923 25          | β <sup>-</sup>         |



|           |            |           |
|-----------|------------|-----------|
| 1061.48 4 | 0.0528 8   | $\beta^-$ |
| 1089.7 3  | 0.00108 20 | $\beta^-$ |
| 1378.3 5  | 0.00124 25 | $\beta^-$ |

Tableau I.5 : Spectre énergétique des raies énergétiques Gamma de la source d'Ir192.

### b.3 Spectres d'émission Bêta de l'Ir192

Les énergies maximales moyennes des spectres énergétiques des raies d'émission électronique de la source d'Ir192 sont regroupées dans le tableau I.6 suivant :

| E $\beta$ (keV) | I $\beta$ (%) | Mode de désintégration |
|-----------------|---------------|------------------------|
| 53.42           | 0.0032 5      | $\beta^-$              |
| 75.75           | 0.0039 17     | $\beta^-$              |
| 81.7            | 0.1032 21     | $\beta^-$              |
| 136.6           | 0.102 3       | $\epsilon$             |
| 258.65          | 5.605 22      | $\beta^-$              |
| 355.83          | 3.98 4        | $\epsilon$             |
| 465.92          | 0.677 9       | $\epsilon$             |
| 538.78          | 41.76 15      | $\beta^-$              |
| 675.12          | 48.03 18      | $\beta^-$              |

Tableau I.6 : Energies maximales des spectres énergétiques des raies d'émission électronique de la source de l'Ir192

## c Le Cobalt 60

Le Cobalt 60 est un produit d'activation neutronique du Cobalt 59 stable. Il a une période radioactive de  $5.2710 \pm 0.0008$  années la moins brève des radioisotopes du Co. Du fait de cette brièveté, le Co60 est absent au milieu naturel et doit être produit artificiellement par bombardement de neutrons thermiques, généralement modérés au Californium (Cf 252) à travers de l'eau, sur du Co59, seul isotope stable du Co.

### c.1 Schéma de désintégration du Co60

Il s'agit d'un radionucléide qui se désintègre par émission bêta vers des niveaux excités de Nickel 60 (voir figure I.10).

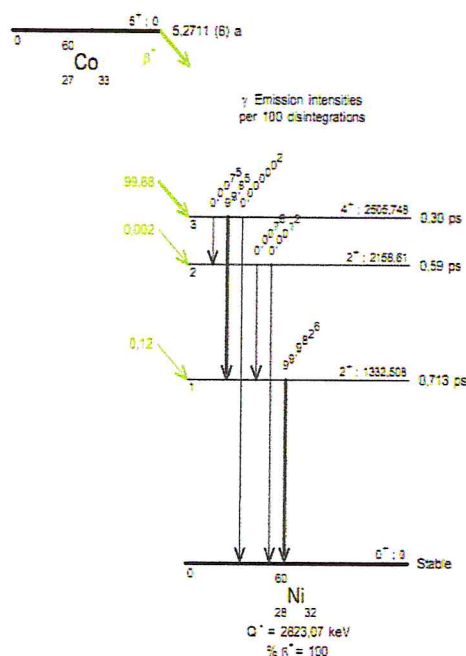


Figure I.10 : Schéma de désintégration du Co60.

## c.2 Spectres d'émission Gamma et X du Co60

Les états excités du Nickel 60 sont atteints lors de la désintégration bêta du Co60. Lors du retour à l'état fondamental, divers Gamma sont émis. Certains sont plus fréquents que d'autres. Les raies énergétiques de cet élément sont données dans les tableaux I.7 et I.8 ci-dessous.

| E (keV) | I (%)       | Renseignements |
|---------|-------------|----------------|
| 0.743   | 1.3E-05 3   | Ni Ll          |
| 0.760   | 7.5E-06 19  | Ni Lh          |
| 0.851   | 1.5E-04 4   | Ni La1         |
| 0.851   | 1.6E-05 4   | Ni La2         |
| 0.855   | 6.4E-07 16  | Ni Lb6         |
| 0.868   | 9.8E-05 25  | Ni Lb1         |
| 0.940   | 4.8E-06 14  | Ni Lb4         |
| 0.940   | 7.2E-06 22  | Ni Lb3         |
| 7.325   | 5.6E-09 3   | Ni Ka3         |
| 7.461   | 0.00343 15  | Ni Ka2         |
| 7.478   | 0.0067 3    | Ni Ka1         |
| 8.265   | 0.000413 19 | Ni Kb3         |
| 8.265   | 0.00081 4   | Ni Kb1         |
| 8.329   | 7.4E-07 4   | Ni Kb5         |
| 8.333   | 6.8E-11 4   | Ni Kb4         |

Tableau I.7 : Spectre énergétique des raies de fluorescence X de la source de Co60.



| $E_{\gamma}$ (keV) | $I_{\gamma}$ (%) | Mode de désintégration |
|--------------------|------------------|------------------------|
| 346.93 7           | 0.0076 5         | $\beta^-$              |
| 826.06 3           | 0.0076 8         | $\beta^-$              |
| 1173.237 4         | 99.9736 7        | $\beta^-$              |
| 1332.501 5         | 99.9856 4        | $\beta^-$              |
| 2158.57 10         | 0.00111 18       | $\beta^-$              |
| 2505               | 2.0E-6 4         | $\beta^-$              |

Tableau I.8 : Raies énergétiques Gamma de la source de Co60.

### c.3 Spectre Bêta du Co60

Les énergies maximales moyennes des spectres énergétiques des raies d'émission électronique de la source du Co60 sont réunies dans le tableau I.9.

| $E_{\beta}$ (keV) | $I_{\beta}$ (%) | Mode de désintégration |
|-------------------|-----------------|------------------------|
| 318.13            | 99.925 20       | $\beta^-$              |
| 665.26            | 0.022           | $\beta^-$              |
| 1491.38           | 0.057 20        | $\beta^-$              |

Tableau I.9 : Energie maximal des spectres énergétiques des raies d'émission électronique de la source de Co60.

### d L'Iode 125

L'Iode 125 est utilisé depuis 1960 aux Etats-Unis en curiethérapie interstitielle. Certains traitements comme la curiethérapie oculaire ou prostatique, utilisent ces sources cylindriques pour déposer au plus près de la tumeur, la dose prescrite.

Dans leur utilisation clinique, ces sources sont caractérisées par des propriétés dosimétriques défini selon un rapport du groupe de travail TG43 de l'AAPM. (Nath et al, 1995)

L'I 125 se présente sous la forme de grains de titane de 4,5 mm de long et 0,8 mm de diamètre (voir figure I.11). L'utilisation d'I 125 a été réservée à l'implantation permanente comme le traitement du cancer de la prostate (Fleischman, 1992), (Greenburg, 1990), (Matzkin, 2003).



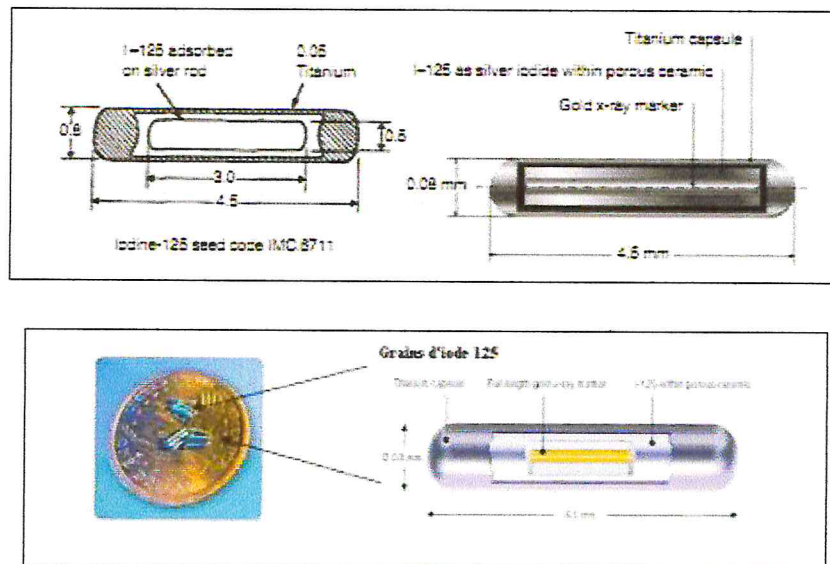


Figure I.11 : En haut, construction de la source d'I la 6711( Amersham) et Symmerta SO6 (BEBIG). En bas, Grains d'I 125 utilisés comme implants en curiethérapie

### d.1 Schéma de désintégration de l'I125

L'I 125 utilisé en curiethérapie à bas débit de dose est un radioélément de période  $59.388 \pm 0.028$  jours qui se désintègre par capture électronique vers le niveau fondamental du tellure 125 métastable qui revient à l'état fondamental par émission d'un  $\gamma$  de l'ordre de 35,5 keV (voir figure I.12). Un électron du cortège électronique de l'I est absorbé par un proton du noyau ; il se forme alors un neutron et un neutrino. Le neutrino n'étant pas un composant du noyau, est éjecté sans qu'aucun rayonnement détectable ne soit émis. La lacune créée par la capture d'un électron d'une orbitale interne très proche du noyau est compensée par réarrangement du cortège électronique. Ce réarrangement est accompagné d'une émission de rayonnements de fluorescence X et d'une émission d'électrons "Auger". Ces rayonnements sont caractérisés par des spectres de raies énergétiques. L'I émet donc un rayonnement d'énergie moyenne égale à 30 KeV, c'est à dire très peu pénétrant et absorbé dans les premiers millimètres de tissus. Les différents rayonnements X et Gamma sont indirectement responsables au dépôt de dose dans la matière. Les électrons "Auger", compte tenu de leur très faible énergie, ne contribueront pas à la dose, ils seront arrêtés

avant leur entrée dans le milieu par encapsulation des sources.

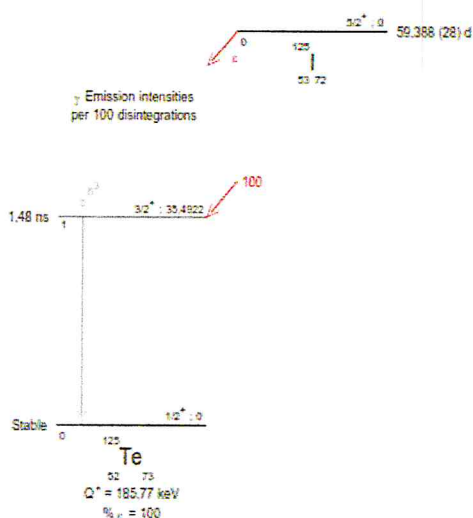


Figure I.12 : Schéma de désintégration de l'I 125

## d.2 Spectres d'émission Gamma et X de l'I 125

Les spectres énergétiques X et Gamma de l'I125 sont donnés dans les tableaux I.10 et I.11 ci-dessous.

| E (keV) | I (%)      | Renseignements     |
|---------|------------|--------------------|
| 3.335   | 0.23 3     | Te L <sub>I</sub>  |
| 3.606   | 0.112 12   | Te L <sub>II</sub> |
| 3.759   | 0.63 7     | Te L <sub>α2</sub> |
| 3.769   | 5.6 6      | Te L <sub>α1</sub> |
| 4.030   | 3.5 4      | Te L <sub>β1</sub> |
| 4.069   | 0.42 9     | Te L <sub>β4</sub> |
| 4.121   | 0.70 14    | Te L <sub>β3</sub> |
| 4.173   | 0.043 5    | Te L <sub>β6</sub> |
| 4.302   | 1.01 11    | Te L <sub>β2</sub> |
| 4.572   | 0.45 5     | Te L <sub>γ1</sub> |
| 4.829   | 0.103 22   | Te L <sub>γ2</sub> |
| 4.829   | 0.16 3     | Te L <sub>γ3</sub> |
| 26.875  | 0.00324 12 | Te K <sub>α3</sub> |
| 27.202  | 40.6 12    | Te K <sub>α2</sub> |
| 27.472  | 75.7 23    | Te K <sub>α1</sub> |
| 30.944  | 6.83 20    | Te K <sub>β3</sub> |
| 30.995  | 13.2 4     | Te K <sub>β1</sub> |
| 31.237  | 0.121 6    | Te K <sub>β5</sub> |
| 31.704  | 3.81 11    | Te K <sub>β2</sub> |
| 31.774  | 0.58 3     | Te K <sub>β4</sub> |

Tableau I.10 : Spectre énergétique des raies de fluorescence X de la source de l'I125

| $E_{\gamma}$ (keV) | $I_{\gamma}$ (%) | Mode de désintégration |
|--------------------|------------------|------------------------|
| 35.4919 5          | 6.68 13          | $\epsilon$             |

Tableau I.11 : Spectre énergétique des raies énergétiques Gamma de la source de l'I125

### d.3 Spectres d'émission Bêta de l'I125

Le spectre des émissions bêta de la source de l'I 125 est donné dans le tableau I.12 suivant :

| $E_{\beta}$ (keV) | $I_{\beta}$ (%) | Mode de désintégration |
|-------------------|-----------------|------------------------|
| 150.61            | 100             | $\epsilon$             |

Tableau I.12 : Energie maximal du spectre énergétique des raies d'émission électronique de la source de l'I125.

D'autres sources émettrices de rayonnements Gamma sont utilisées en curiethérapie (voir Tableau I.1) citant : le Palladium103, l'Or 198, ....

### I.4.2.2 Sources émettrices Bêta

#### a. Le Phosphore 32

Le phosphore 32 (P32) est un émetteur bêta qui se caractérise par une période de  $14.284 \pm 0.036$  jours.

#### a.1 Schéma de désintégration du P32

Le P32 se désintègre par émission bêta vers le niveau fondamental de Soufre 32. Le Schéma de désintégration de la source du P32 est donné dans le tableau I.13.

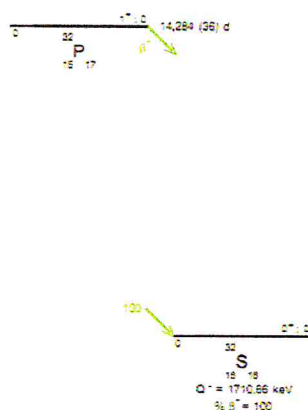


Figure I.13 : Schéma de désintégration de la source du phosphore 32.





| $E\beta$ (keV) | $I\beta$ (%) | Mode de désintégration |
|----------------|--------------|------------------------|
| 93.83          | 0.0000014 3  | $\beta^-$              |
| 519.39         | 0.0115 14    | $\beta^-$              |
| 2280.1         | 99.9885 14   | $\beta^-$              |

Tableau I.14 : Energie maximale du spectre énergétique des raies d'émission électronique de la source d'Y90

### c. Le Strontium 90

#### c.1 Schéma de désintégration du Sr90

Le Sr90 se désintègre par émission bêta vers le niveau d'Y90. Il a une période de  $28.80 \pm 0.07$  années. Son schéma de désintégration est donné dans la figure I.15 suivante :

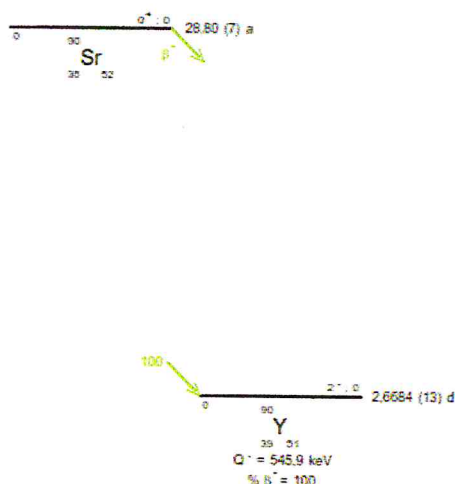


Figure I.15 : Schéma de désintégration de la source du Sr90.

#### c.2 Spectre Bêta du Sr90

Les raies énergétiques correspondantes sont données dans le tableau I.15.

| $E\beta$ (keV) | $I\beta$ (%) | Mode de désintégration |
|----------------|--------------|------------------------|
| 546            | 100          | $\beta^-$              |

Tableau I.15 : Spectre énergétique des raies d'émission électronique de la source du Sr90.

Le tableau I.16 ci-dessous regroupe tous les radioéléments utilisés en curiethérapie.

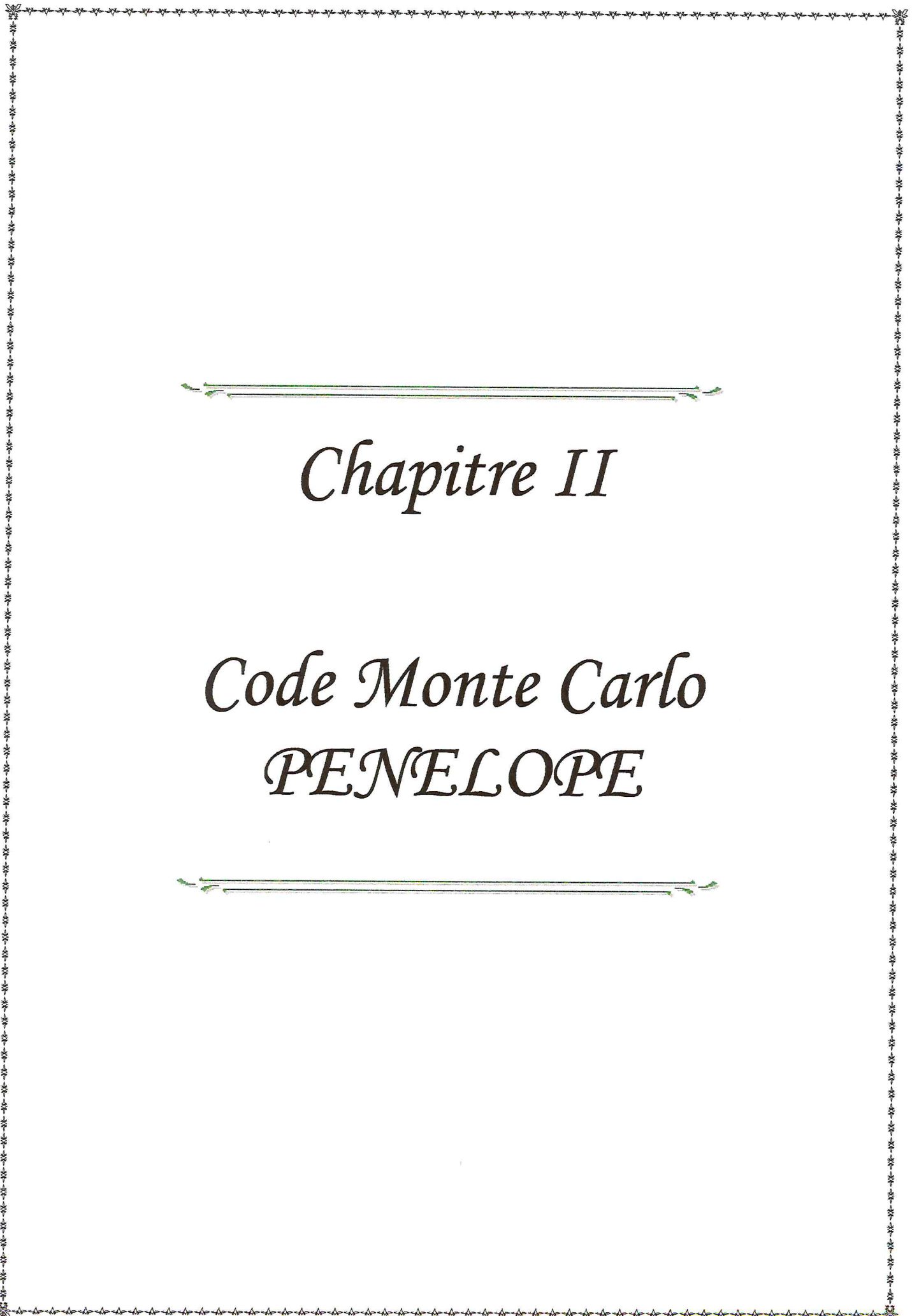


| Radioélément                                               |        | Energie (MeV) | Période     | Forme de la source               | Application clinique                                                  |
|------------------------------------------------------------|--------|---------------|-------------|----------------------------------|-----------------------------------------------------------------------|
| Sources scellées désuètes présentant un intérêt historique |        |               |             |                                  |                                                                       |
| Radium                                                     | Ra 226 | 0.83 (moy)    | 1626 années | Tubes et aiguilles               | Intracavitaire et interstitielle LDR                                  |
| Radon                                                      | Rn222  | 0.83 (moy)    | 3.83 jours  | Gaz encapsulé dans des fils d'or | Interstitielle permanente<br>Modules temporaires                      |
| Tantalum                                                   | Ta182  | 1.2           | 115 jours   |                                  | Interstitielle LDR                                                    |
| Sources scellées utilisées actuellement                    |        |               |             |                                  |                                                                       |
| Césium                                                     | Cs137  | 0.662         | 30 années   | Tubes et aiguilles               | Intracavitaire et interstitielle LDR                                  |
| Ir                                                         | Ir192  | 0.397 (moy)   | 73.8 jours  | Grains; Fils métalliques         | Interstitielle temporaire LDR<br>Interstitielle et intracavitaire HDR |
| Cobalt                                                     | Co60   | 1.25          | 5.26 années | Grains                           | Intracavitaire HDR                                                    |
| Iode                                                       | I125   | 0.028         | 59.6 jours  | Grains                           | Interstitielle permanente LDR                                         |
| Palladium                                                  | Pd103  | 0.020         | 17 jours    | Grains                           | Interstitielle permanente LDR                                         |
| Or                                                         | Au193  | 0.412         | 2.7 jours   | Grains                           | Interstitielle permanente LDR                                         |
| Strontium                                                  | Sr90   | 2.24          | 28.9 années | Plaque                           | Traitement des lésions oculaires superficielles                       |
| Sources scellées servant à des fins de développement       |        |               |             |                                  |                                                                       |
| Américium                                                  | Am241  | 0.060         | 432 années  | Tubes                            | Intracavitaire LDR                                                    |
| Ytterbium                                                  | Yb160  | 0.093         | 32 jours    | Grains                           | Interstitielle temporaire LDR                                         |
| Californium                                                | Cf252  | Neutrons      | 2.65 jours  | Tubes                            | Intracavitaire TEL élevé, LDR                                         |
| Césium                                                     | Cs137  | 0.030         | 9.69 jours  | Grains ; Tubes et aiguilles      | Implants permanant LDR                                                |
| Samarium                                                   | Sm145  | 0.043         | 340 jours   | Grains                           | Interstitielle temporaire LDR                                         |

Tableau I.16 : Propriétés physiques et applications de tous les radionucléides utilisés en curiethérapie

Dans le chapitre suivant, nous allons voir en détail les codes de simulations Monté Carlo, ainsi que nous parlerons d'une façon explicite et détaillée du code Monté Carlo PENELOPE que nous allons utiliser pour la réalisation de cette étude.





## *Chapitre II*

*Code Monte Carlo*  
*PENÉLOPE*

## **Chapitre II**

### **Code Monte Carlo PENELOPE**

#### **II.1 Introduction**

Les codes de simulations Monte Carlo (MC) sont largement utilisés pour la simulation du transport des particules et l'étude de l'interaction des rayonnements avec la matière en dosimétrie, en particulier en radiothérapie.

Les avantages apportés par les codes MC sont la prise en compte des phénomènes élémentaires mis en jeu lors de chaque interaction et la possibilité d'une description très précise de la géométrie et de la composition chimique ou élémentaire des matériaux cibles dans son environnement réel. Ces avantages permettent la détermination précise et ciblée des grandeurs physiques recherchées, en particulier les composantes inaccessibles à l'expérience.

Plusieurs codes de simulation du transport de rayonnement appliquant la méthode MC ont été développés. Chaque méthode présente des avantages particuliers et des limites à son utilisation. Ces codes peuvent être utilisés pour des géométries de formes complexes et de matériaux de composition variée. Ils sont choisis pour une application donnée en fonction des phénomènes mis en jeu en utilisant les données de base, en particulier les tableaux de sections efficaces d'interaction et les modèles numériques employés pour simuler les différents types d'interaction élémentaire.

Dans ce chapitre, nous aborderons une étude bibliographique sur les différents codes MC utilisés en radiothérapie et leurs différences. Puis nous présenterons une description détaillée de la structure du code MC PENELOPE choisi pour cette étude. La physique du code PENELOPE sera détaillée dans la suite.

## **II.2 Utilisation des codes Monte Carlo en Radiothérapie**

Historiquement, la première utilisation connue de la méthode MC date du 18<sup>ème</sup> siècle. Elle servit à déterminer une valeur approchée du nombre  $\pi$ . Ce n'est que pendant la seconde guerre mondiale, avec l'apparition des outils informatiques et les travaux de Fermi, Von Newman et Ulam que la méthode Monte Carlo a été appliquée, pour la première fois, au transport des particules dans la conception de la première bombe atomique (Metropolis, 1949).

La méthode MC a énormément évolué et s'est largement généralisée (Raeside, 1976), (Turner, 1985), (Sgouros, 2003), (Bielajew, 1990). A ce jour, et dans le cadre des applications en radiothérapie, la méthode MC est généralement décrite comme étant l'une des méthodes les plus précises pour le calcul des distributions des doses (Andreo, 1991), (Bielajew, 1990), (Mackie, 1990), (Rogers, 1991), (Jiang, 1999) .

Une meilleure connaissance des sections efficaces d'interactions des particules avec la matière ainsi que l'augmentation considérable des puissances de calcul a contribué à l'apparition de nombreux codes MC.

Au cours des trente dernières années, de nombreux travaux ont porté sur la simulation des faisceaux de particules issus des accélérateurs linéaires et des sources scellées utilisés en radiothérapie externe et curiethérapie respectivement.

Au départ, seules de très simples géométries ont pu être modélisées en raison de la puissance de calcul des ordinateurs.

## **II.3 Méthodes existantes de simulation Monte Carlo pour calcul de dose**

Les programmes de simulation de MC pour le transport d'énergie par des particules chargées et non chargées sont majoritairement de grands projets ayant évolués sur quelques décennies. Les plus utilisés sont GEANT4 (Agostinelli, 2008), PENELOPE (Salvat et al, 2003), MCNP (Briesmeister, 2000) et EGSnrc



(Kawrakow, 2000). De ces programmes, quelques sous-projets ont été développés dans le but d'accélérer particulièrement les calculs de dose tout en gardant un niveau de précision acceptable. De plus, des techniques de réduction de variance ont été développées pour réduire davantage le temps de calcul.

### **II.3.1 GEANT4 (GEometry ANd Tracking)**

Le code MC GEANT est développé par la communauté de physique des hautes énergies au sein du Centre Européen pour la Recherche Nucléaire (CERN) depuis plus de 25 ans, il se présente sous la forme d'une bibliothèque de données et d'outils. La dernière version est écrite en C++ au lieu du Fortran. Il est très complet en ce qui concerne les types de particules qui sont suivies : photons, électrons, hadrons et ions.

Des améliorations continues leur ont permis de s'imposer dans le domaine de la dosimétrie. Au cours des trente dernières années, de nombreux travaux ont porté sur la simulation des faisceaux de particules issus des accélérateurs linéaires et des sources scellées utilisés en radiothérapie.

### **II.3.2 EGSnrc (Electron Gamma Shower)**

Le code MC EGS est l'un des premiers codes mis à la disposition des chercheurs, il a été développé depuis 1963 au SLAC par Nagel (Nagel, 1964). Il simule le transport du couple électron/photon dans la matière. Il a été utilisé et testé avec succès dans un grand nombre d'utilisations en métrologie des rayonnements et en radiothérapie.

Le code EGSnrc est lui-même issu du développement du code EGS4. Le code EGSnrc est composé de modules écrits en Mortran qui nécessite un préprocesseur pour le convertir en Fortran. Il simule le transport des photons, des électrons et des positrons d'énergies comprises entre 1keV et 1GeV. Aujourd'hui, il représente la référence MC pour les dosimétries en radiothérapie.

### **II.3.3 MCNP (Monte Carlo N Particle)**

Le code MCNP a été initialement élaboré pour simuler le transport des particules non chargées. Par la suite, il a subi une extension MCNP4, MCNP5 pour intégrer les électrons et les positrons. Plus récemment, une autre version de ce code appelée MCNPX a été développée pour simuler le transport de certaines particules lourdes chargées. Il est directement lié à l'origine au projet Manhattan (Bordy, 2006). Ce code est l'un des codes de calcul de transport de particules les plus utilisés. Ses domaines d'application sont variés, que ce soit la radioprotection, la dosimétrie, la physique médicale, les calculs des réacteurs ou toute autre installation nucléaire. Les simulations s'appuient sur le transport des neutrons, des photons, et des électrons seuls ou combinés dans des configurations tridimensionnelles complexes composées des matériaux divers.

### **II.3.4 PENELOPE (PENetration and Energy Loss of Positrons and Electrons)**

Le code PENELOPE a été développé, par l'équipe du Professeur Salvat, au sein de la faculté de physique de l'université de Barcelone au début des années 90 (Baro, 1993), (Baro et al, 1995), (Salvat et al, 1996), (Sempau, 1995). Il simule le transport des électrons, des positrons et des photons qui ont été introduits plus tard avec une énergie comprise entre 50 eV et 1GeV dans des matériaux simples (de  $Z=1$  à  $Z=99$ ) ainsi que dans des matériaux composés. C'est un code de classe II, il combine la simulation détaillée du transport des photons avec la simulation mixte du transport des électrons et des positrons.

## **II.4 Principe de la méthode Monte Carlo**

Les photons, les électrons et les positrons qui pénètrent dans la matière subissent de nombreuses interactions au cours desquelles de l'énergie est transférée à la matière.

Les méthodes analytiques, telle que la résolution de l'équation de



Boltzmann, peuvent être utilisées pour rendre compte du transport des particules. Malheureusement, il n'est pas toujours possible de résoudre ce type d'équation en particulier dans le cas de géométries complexes.

En revanche, les méthodes MC sont des méthodes statistiques de simulation qui corrélient des processus aléatoires avec des processus physiques. Le transport des particules dans la matière peut être «suivi», en déterminant la trajectoire et les interactions de chaque particule (primaire et secondaire) depuis son point d'entrée jusqu'à sa sortie ou absorption dans le milieu (voir figure II.1).

Selon le principe de la méthode MC, la trajectoire de chaque particule est simulée, individuellement, en tirant au hasard les paramètres physiques des interactions (position de l'interaction, nature de l'interaction, type de particule secondaire créée, transfert d'énergie, angle de diffusion...), selon les distributions de probabilité qui décrivent les processus physiques mis en jeu. Ces distributions de probabilités sont déterminées à partir des différentes sections efficaces des interactions qui sont propres au type et à l'énergie de la particule incidente ainsi qu'aux matériaux impliqués.

Le transport de la particule (histoire) est reproduit en réalisant une succession d'interactions. A l'issue de la simulation d'un nombre désiré de particules, la valeur d'une grandeur d'intérêt macroscopique (dose absorbée...) est obtenue. Le nombre de particules primaires est choisi en fonction de la précision recherchée. Un résultat de simulation MC sera toujours exprimé «Par particule primaire ».

La génération de nombres aléatoires est à la base de toute simulation MC. Un algorithme mathématique génère ces nombres aléatoires. Il faut donc remarquer que, du fait même de leur production, ces nombres ne sont pas rigoureusement aléatoires et qu'ils sont conséquemment appelés «pseudo-aléatoires».



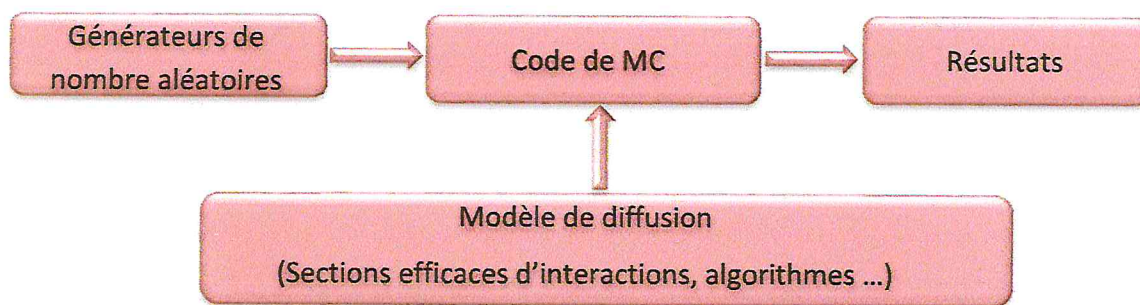


Figure II.1 : Schéma de principe des méthodes de Monte Carlo

## **II.5 Le code PENELOPE**

### **II.5.1 Choix du code**

Le choix du code PENELOPE a été motivé par deux critères: la précision des simulations et la flexibilité du code.

L'exactitude des simulations a été démontrée à travers différents tests d'évaluation ou benchmarks (Bielajew et al, 1998). A ce titre, trois exemples peuvent être cités.

1. Premièrement, le benchmark expérimental mené par Sempau (Sempau et al, 2003) qui a permis de tester, pour différents matériaux, le modèle de diffusion mixte utilisé par PENELOPE pour les électrons de moyenne et haute énergies. En s'appuyant sur des spectres, des profils de dose et des rendements en profondeur, ce benchmark a montré un excellent accord entre les valeurs expérimentales et les simulations dans une gamme d'énergie allant de quelques keV à 1GeV.
2. Le deuxième exemple concerne les benchmarks réalisés par Das et al. (Das, 2002), (Das, 2001). Ces derniers sont comparés, pour des faisceaux de photons, les calculs de dose réalisés par les codes PENELOPE, EGS4 et MCNP, dans des configurations hétérogènes composées de matériaux de numéros atomiques très variés (eau, plomb, aluminium et os). Ces benchmarks ont montré

que les résultats, au niveau des zones d'interfaces, issus des simulations PENELOPE étaient plus proches des mesures que ne l'étaient les résultats issus des simulations EGS4 et MCNP.

3. Le troisième benchmark, plus proche des applications médicales, réalisé par Carasco et al. (Carasco et al, 2004) a mis en évidence la fiabilité du code PENELOPE à simuler des distributions de dose induites par un faisceau de photons, en présence d'une hétérogénéité équivalent-poumon.

Le second critère qui a encouragé notre choix est la flexibilité de ce code. Sa structure relativement simple, permet à l'utilisateur d'adapter le programme principal à ses propres besoins, sans intervenir dans la partie traitant le transport des particules. Les fichiers auxiliaires qui sont indépendants du programme principal et qui gèrent la géométrie, les matériaux et les paramètres d'entrée de la simulation favorisent une «prise en main» rapide du code.

Le code PENELOPE présente donc toutes les caractéristiques requises, dans la gamme d'énergie des faisceaux et des sources utilisés en radiothérapie, et ainsi répondre aux exigences de ce travail.

## **II.5.2 Descriptif du code PENELOPE**

### **II.5.2.1 Structure générale**

Le code PENELOPE est composé d'un ensemble de programmes, écrit en FORTRAN 77, dédié à la gestion de la partie physique de la simulation.

La figure II.2 suivante schématise la structure complète du code PENELOPE version 2008 et la relation entre les différents programmes :



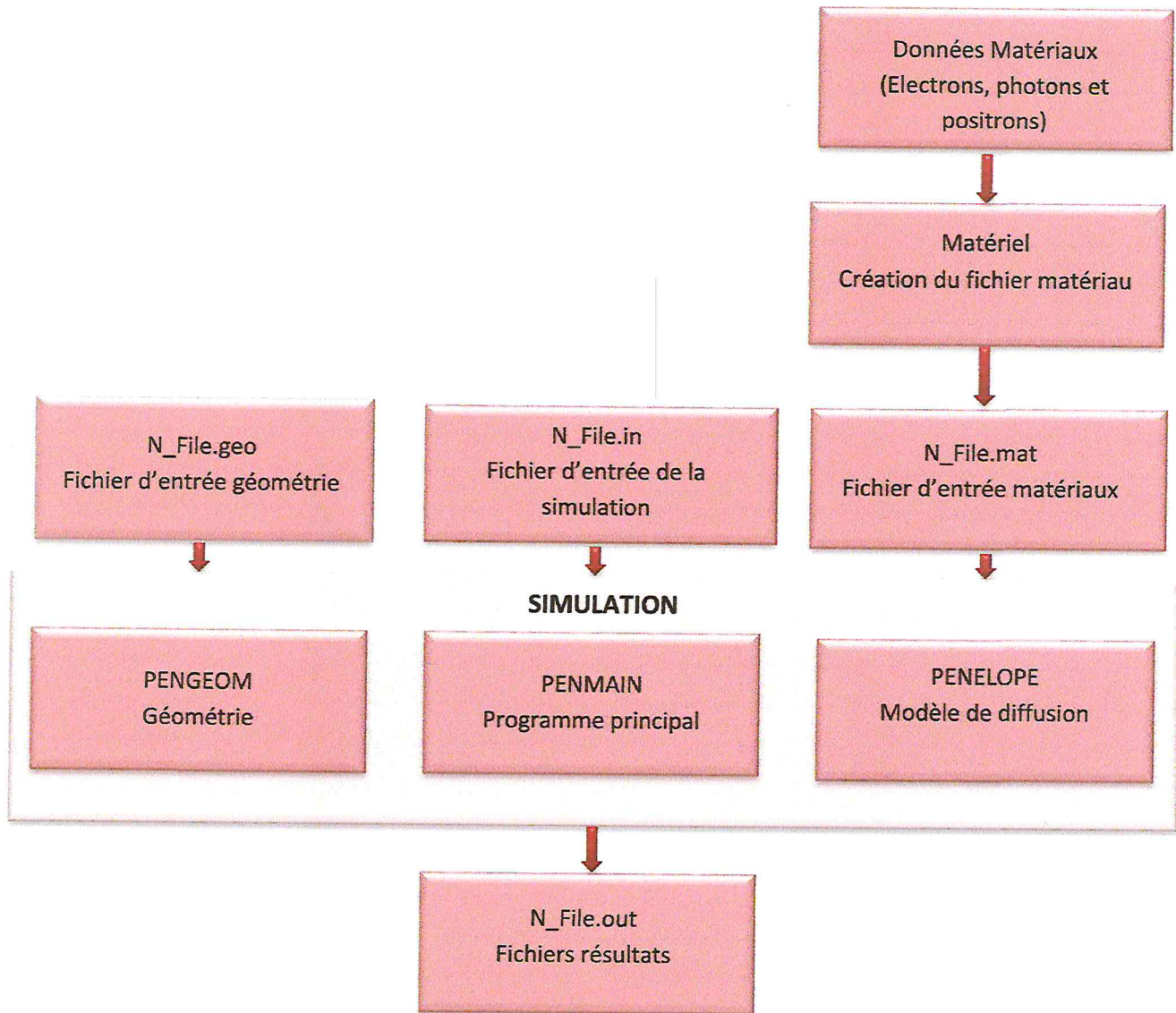


Figure II.2: Structure de l'ensemble des programmes et fichiers d'entrée du code PENELOPE

Le code MC PENELOPE est composé essentiellement d'un programme source, un programme principal PENMAIN qui répond à un objectif précis défini par l'utilisateur, contrôle la géométrie, l'évolution des trajectoires et stocke les valeurs des grandeurs d'intérêt générées par le modèle de diffusion et quatre programmes auxiliaires, auxquels le programme principal fait appel, qui sont :

1. **PENGEOM** est un sous-programme qui prend en charge la géométrie afin de suivre la localisation des interactions dans le matériau étudié.



2. **PENELOPE** est un sous-programme qui contient tous les modèles physiques de diffusion du code (algorithme d'interactions de particules).
3. **PENVARD** concerne l'application des méthodes statistiques de réduction de variance.
4. **TIMER** qui permet de comptabiliser le temps de la simulation.

Le programme principal utilise trois fichiers d'entrée décrivant la géométrie (**N\_File.geo**), les matériaux (**N\_File.mat**) et les paramètres de simulation (**N\_File.in**). Ces fichiers d'entrée sont paramétrés par l'utilisateur en fonction du problème traité. L'échange de données entre le programme principal et les programmes auxiliaires (simulation, géométrie, ...) est réalisé via un block commun.

### **II.5.2.2 Transport et interaction des particules simulées dans le code PENELOPE**

Le code de calcul PENELOPE simule le transport des électrons, des positrons et des photons dans la matière. Il associe une simulation détaillée pour les photons et une simulation mixte pour les électrons et les positrons :

#### **a. Transport des photons**

Le transport des photons, dans les simulations MC, a été décrit et publié par (Andreo, 1991).

Le transport des photons est simulé de manière détaillée, C'est-à-dire l'histoire de chaque photon débute à une position donnée avec une direction et énergie initiales. Chaque histoire simulée est donc caractérisée (au fur et à mesure des interactions) par une série de données comprenant la position, l'énergie et la direction. La détermination de la longueur du trajet à parcourir jusqu'à la prochaine interaction, le mécanisme de diffusion, le changement de direction et la perte d'énergie sont échantillonnés à partir des distributions de

probabilités correspondantes.

La simulation complète de l'histoire d'un photon (simulation de toutes les particules créées par le photon primaire incident) s'effectue en décomposant la trajectoire de la particule en un grand nombre de séquences. Chaque séquence comprend un « *vol libre* » déterministe (qui obéit aux lois de la mécanique) et une interaction (tirée selon les sections efficaces). Chaque interaction est simulée individuellement jusqu'à ce que la particule s'échappe de la géométrie étudiée ou que l'énergie de la particule soit inférieure à l'énergie de coupure présélectionnée ou l'énergie d'absorption. Le diagramme sur la figure II.3 illustre les différentes étapes de la simulation détaillée.

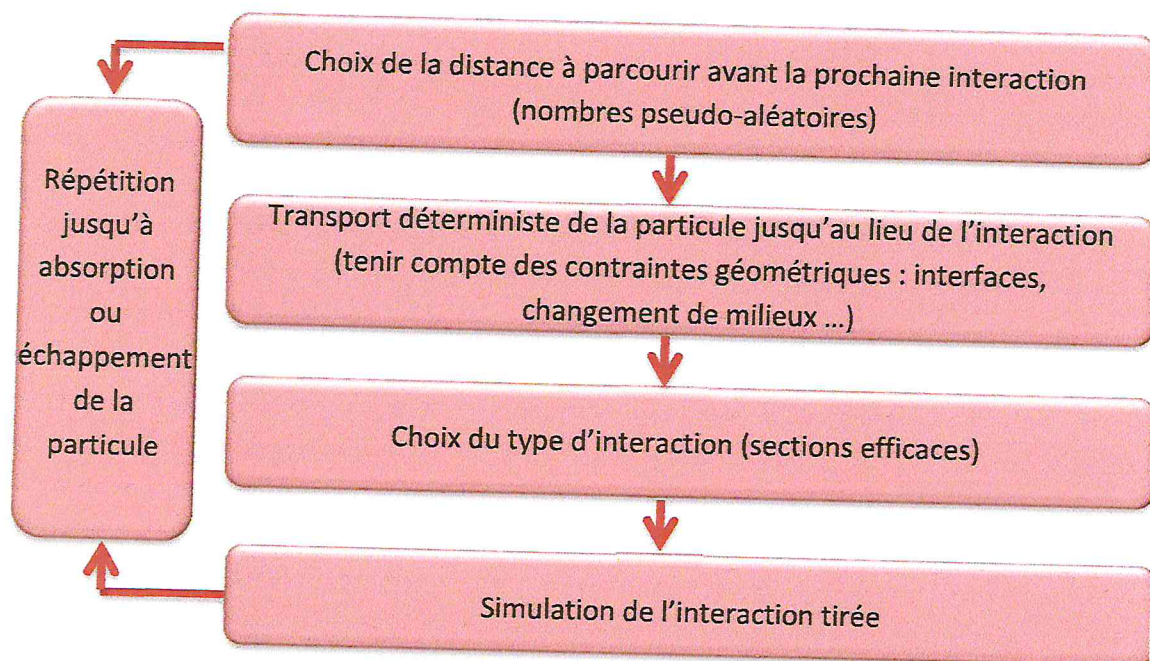


Figure II.3 : Illustration de la simulation détaillée des photons dans PENELOPE

### a. Interaction des photons avec la matière

Cette section porte sur les interactions possibles entre les photons et la matière prisent en compte par le code PENELOPE. Lorsqu'un photon traverse la matière, il peut interagir selon quatre types de processus: l'effet photoélectrique, diffusion Compton, la diffusion Rayleigh et la production de paires.



Les photons lorsqu'ils interagissent avec la matière ne déposent pas directement de l'énergie, ils ne sont pas donc directement responsables au dépôt d'énergie (rayonnement indirectement ionisant). Par contre, les photons mettent en mouvement des électrons qui, eux, déposent de l'énergie.

Au cours de leurs interactions, les photons transfèrent leurs énergies aux électrons du milieu et peuvent être réémis sous forme de photons avec des directions et d'énergies différentes.

### **a.1.1 L'effet photoélectrique**

Il correspond à l'interaction d'un photon d'énergie  $E = h\nu$  avec un électron fortement lié se trouvant sur la couche  $l_i$  de l'atome constituant la matière, avec une énergie de liaison  $E_{li} \leq h\nu$  (voir figure II.3). Cet électron appelé photoélectron est éjecté avec une énergie cinétique définie par la relation (II.1) :

$$E_c = h\nu - E_{li} \quad \text{II.1}$$

Lors d'une interaction par effet photoélectrique, la totalité de l'énergie du photon incident est absorbée par l'atome. L'électron éjecté perd son énergie par phénomène d'ionisation du milieu et une réorganisation du cortège électronique aura lieu pour combler la lacune sur la couche dont l'électron a été expulsé. Il en résulte essentiellement la réémission d'un photon de fluorescence, ainsi que la possibilité d'expulsion d'un autre électron d'une couche encore plus périphérique qu'on appelle électron Auger.



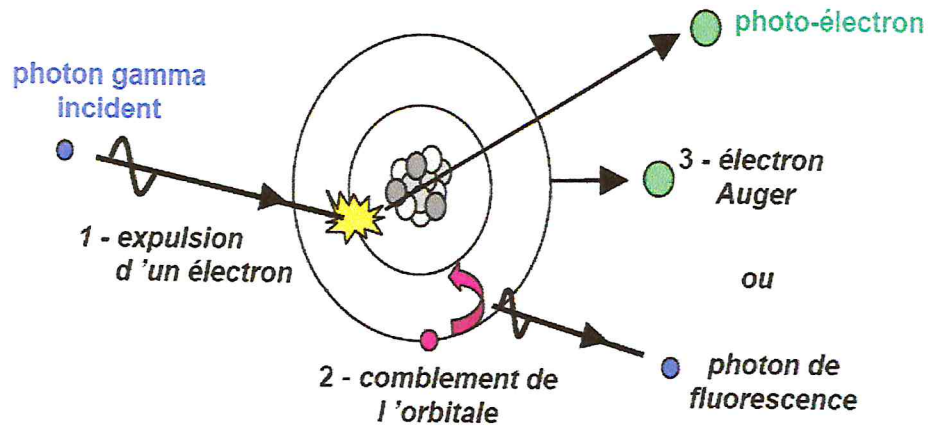


Figure II.4 : Processus de l'effet photoélectrique

La section efficace  $\sigma_{ph}$  de l'effet photoélectrique par atome utilisée dans PENELOPE est obtenue à partir de la bibliothèque de données évaluée par LLNL de photon. Elle dépend fortement de l'énergie du photon et du numéro atomique  $Z$  du milieu absorbeur. Elle peut être exprimée approximativement par la relation suivante (II.2):

$$\sigma_{ph} = Z^5 / E^{3.5} \quad \text{II.2}$$

L'effet photoélectrique est le processus d'interaction prédominant des rayonnements X et  $\gamma$  de faibles énergies ( $< 100$  KeV). Il décroît très vite quand l'énergie augmente.

### a.1.2 La diffusion Compton

La diffusion Compton s'appelle aussi diffusion incohérente, elle a lieu lorsqu'un photon incident cède une partie de son énergie à un électron qui est éjecté de l'atome. Un photon secondaire, appelé photon Compton, est émis dans une autre direction (voir figure II.4).

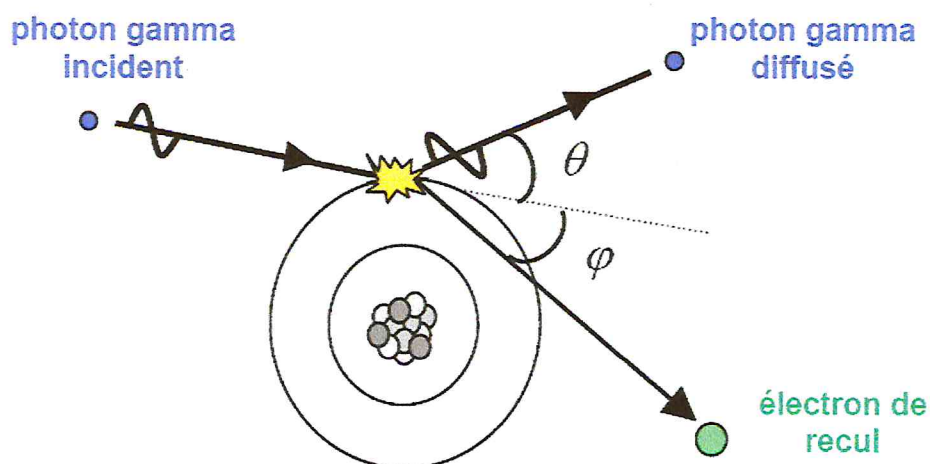


Figure II.5 : Processus de la diffusion Compton

On utilise la section efficace Compton par atome obtenue à partir de l'équation de Klein et Nishina. Elle est donnée par :

$$\sigma_{dc} \sim \frac{Z}{A} \quad \text{II.3}$$

L'effet Compton est peu sensible au milieu (il ne dépend que de Z).

### a.1.3 La diffusion Rayleigh

La diffusion Rayleigh est aussi appelée diffusion cohérente. Elle résulte de l'interaction d'un photon incident avec un électron de l'atome, durant laquelle le photon est absorbé puis réémis dans une nouvelle direction sans perte d'énergie. Si l'électron est lié, la diffusion est appelée diffusion de Rayleigh. Lorsque l'électron est libre, la diffusion est appelée diffusion de Thomson.

Donc le photon incident fait un choc élastique avec un électron fortement lié à l'atome. L'énergie du photon est totalement absorbée par cet électron, et ce dernier se met en oscillation forcée sans avoir une énergie suffisante pour quitter l'atome puis, par relaxation, il réémet un autre photon de même énergie dans une direction quelconque.

L'effet Rayleigh est fréquenté pour les photons incidents de faible énergie. Cet effet n'aura aucune incidence sur la valeur de la dose déposée mais une fois

cet effet produit, le photon diffusé pourra interagir par effet Compton ou photoélectrique et affecter ainsi le lieu de dépôt de dose.

Le modèle utilisé pour la section efficace différentielle, s'inspire de celui proposé par Born.

#### **a.1.4 La production de paires ou la conversion gamma**

Le champ électrique intense qui entoure un noyau peut transformer un photon en électron et positron: c'est l'effet de production de paires. Cette matérialisation (qui est le processus inverse de l'annihilation) nécessite une énergie minimale du photon incident d'au moins deux fois 511 keV, soit une énergie minimale de 1.02 MeV. L'électron et le positron créés perdent leur énergie par phénomène d'ionisation du milieu et le positron s'annihile par la suite avec un électron du milieu. Il en résulte un rayonnement de deux photons gamma d'énergie individuelle de 511 keV à 180° l'un de l'autre.

La section efficace est déterminée selon le modèle de Beth-Heitler qui fonctionne aux hautes énergies.

**Bilan:** en général les valeurs des différentes sections efficaces sont données dans la littérature pour différentes énergies et différents matériaux. La probabilité par unité de longueur qu'un photon subisse donc un de ces effets est égale à la somme des sections efficaces différentielles (équation II.4).

$$\sigma_{tot} = \sigma_{ph} + \sigma_{Co} + \sigma_{Ray} + \sigma_{pp} \quad \text{II.4}$$

#### **b. Transport des électrons et des positrons**

Le nombre d'interactions produites par une particule primaire varie selon le type et l'énergie de la particule. Les électrons subissent un nombre considérable d'interactions ce qui rend aujourd'hui quasi-impossible le suivi détaillé du transport des électrons.

Le code PENELOPE utilise une procédure mixte pour simuler le transport



des électrons et des positrons. Cette procédure combine la simulation détaillée d'évènements dits catastrophiques (forte déviation angulaire ou forte perte d'énergie) avec la simulation condensée d'autres évènements dits artificiels (faible déflexion angulaire ou perte d'énergie). Les évènements catastrophiques sont tels que l'énergie perdue ou l'angle de diffusion des particules est supérieure aux valeurs seuils présélectionnées de l'énergie perdue ou de l'angle de diffusion. En revanche, les évènements faibles se caractérisent par des pertes d'énergie et des angles de diffusion qui sont inférieurs aux valeurs seuils.

Entre deux évènements catastrophiques, l'électron subit un très grand nombre d'interactions à faible perte d'énergie et faible déflexion angulaire. Ces interactions sont simulées en considérant un évènement unique artificiel faible.

L'évènement catastrophique est ensuite simulé. Le changement de direction et la perte d'énergie qui lui sont associés sont échantillonnés d'après les sections efficaces appropriées.

La simulation complète de l'histoire d'un électron s'effectue en répétant chacune de ces étapes jusqu'à ce que la particule sorte du système étudié ou que l'énergie de la particule soit inférieure à l'énergie de coupure ou l'énergie d'absorption présélectionnée. Les valeurs des énergies de coupure, de l'énergie perdue maximale, de l'angle de diffusion maximale et de la distance maximale entre deux évènements catastrophiques sont les paramètres à fixer dans le fichier d'entre pour les simulations d'électrons et de positrons.

### **b.1 Interaction des électrons et des positrons avec la matière**

Durant leur parcours dans la matière, les électrons perdent progressivement leur énergie cinétique par interactions coulombiennes avec les électrons du cortège électronique ou le noyau de l'atome. Les types d'interaction entre électrons, les positrons et matière sont au nombre de trois : collision élastique, collision inélastique et l'annihilation pour les positrons.

### **b.1.1 Collision élastique**

Lors d'une collision, un électron énergétique incident avec une énergie initiale conserve son énergie mais il est dévié. Ce mécanisme ne contribue pas au dépôt de dose mais, vu le nombre élevé de collisions élastiques pour chaque électron, il s'agit d'un mécanisme important de déviation de trajectoire (Kawrakow, 2000). Au cours de cette collision, la perte d'énergie est nulle.

La section efficace différentielle de la collision élastique est déterminée grâce à un code auxiliaire créé par Salvat.

### **b.1.2 Collision inélastique**

Au cours de cette interaction, un électron énergétique incident entre en collision avec un électron assumé au repos. De part, le principe d'indissociabilité des électrons, l'électron avec l'énergie la plus grande est considéré comme l'électron diffusé.

Elle s'accompagne d'une perte d'énergie de l'électron incident, sous forme d'excitation ou d'ionisation suivies par l'émission d'un rayonnement caractéristique dans le cas d'interaction avec les électrons périphériques. Le modèle utilisé pour la section efficace dans PENELOPE s'appuie sur une formule de *Born* en utilisant le modèle de Force d'oscillateur généralisé de *Sternheimer-Liljequist*.

Dans le cas d'interaction des électrons avec le noyau, elle est caractérisée par une incurvation de la trajectoire et une décélération accompagnées de l'émission d'un rayonnement de freinage. Cette interaction est désignée sous le nom de freinage et le rayonnement émis est le rayonnement de freinage (ou *Bremsstrahlung*). En raison de la différence considérable de masse, le transfert d'énergie est pratiquement nul. La section efficace différentielle liée à ce phénomène est donnée par la formule de Bethe et Heitler.

### **b.1.3 Annihilation des positrons**

Le positron au repos interagit avec un électron du milieu suivant une réaction d'annihilation (qui est le processus inverse de la production des paires).

Au cours de cette interaction, l'énergie de masse des deux particules se transforme en deux photons gamma de même énergie qui de l'ordre de 511 keV émis simultanément dans des directions opposées.

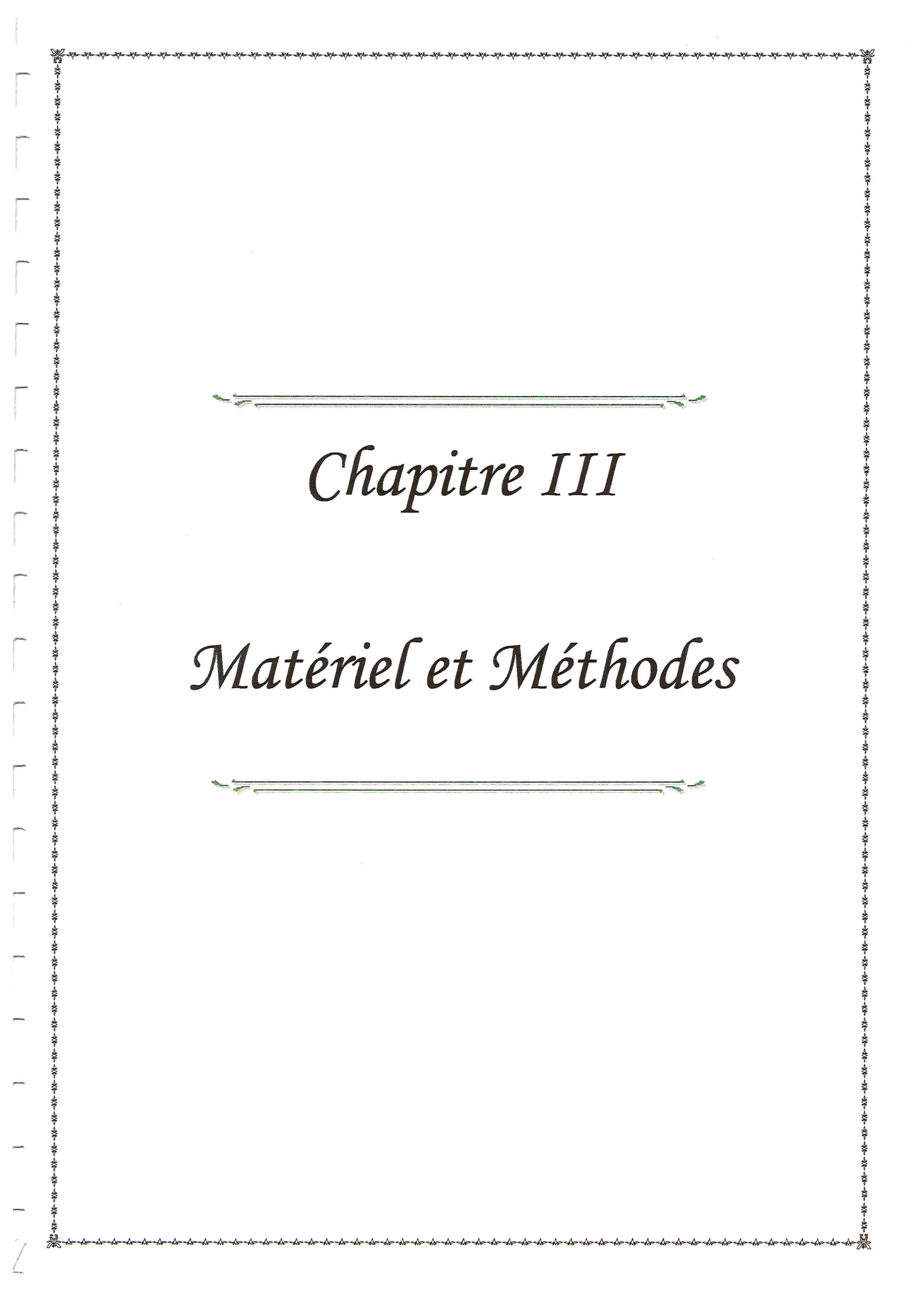
Pour conclure, Les interactions considérées par le code PENELOPE avec leurs modèles de sections efficaces utilisées sont présentées dans le tableau II.1 suivant.

Le code PENELOPE utilise à la fois, des sections efficaces sous forme analytiques (diffusions photoniques, diffusion inélastique et annihilation) et des sections efficaces sous forme tabulées. Des informations complémentaires peuvent être recueillies dans (Salvat et al, 2003).



| Interactions                   | Sections efficaces                                                                                                                                                                                                                                                                                               |
|--------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Photons</b>                 |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |
| <b>Diffusion Rayleigh</b>      | <ul style="list-style-type: none"> <li>Sections efficaces différentielles de <i>Born</i>.</li> </ul>                                                                                                                                                                                                             |
| <b>Diffusion Compton</b>       | <ul style="list-style-type: none"> <li>Sections efficaces différentielles de <i>Kein-Nishina</i> corrigés des effets dus aux électrons liés.</li> <li>La direction de l'électron et l'énergie du photon sont calculées à partir des lois de conservation de l'énergie et de la quantité de mouvement.</li> </ul> |
| <b>Effet photoélectrique</b>   | <ul style="list-style-type: none"> <li>Sections efficaces obtenues à partir du <i>LLNL Evaluated Photon Data Library</i>.</li> <li>Direction de l'électron est échantillonnée à partir des sections efficaces de Sauter.</li> </ul>                                                                              |
| <b>Production de paires</b>    | <ul style="list-style-type: none"> <li>Sections efficaces obtenues à partir du programme <i>XCOM</i> de <i>Berger et Hubbell</i>.</li> <li>Energie initiale échantillonnée à partir des sections efficaces de <i>Bethe-Heitler</i>.</li> </ul>                                                                   |
| <b>Electrons et positrons</b>  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |
| <b>Diffusion élastique</b>     | <ul style="list-style-type: none"> <li>Sections efficaces obtenues à partir d'un <i>programme créé par Salvat</i>.</li> </ul>                                                                                                                                                                                    |
| <b>Diffusion inélastique</b>   | <ul style="list-style-type: none"> <li>Sections efficaces différentielles de <i>Born</i> en utilisant le modèle de Force d'oscillateur généralisé de <i>Sternheimer-Liljequist</i>.</li> </ul>                                                                                                                   |
| <b>Rayonnement de freinage</b> | <ul style="list-style-type: none"> <li>Sections efficaces de <i>Beth-Heitler</i> modifiées par Salvat et Fernandez-Varea.</li> </ul>                                                                                                                                                                             |
| <b>Annihilation positrons</b>  | <ul style="list-style-type: none"> <li>Sections efficaces différentielles de <i>Heitler</i>.</li> </ul>                                                                                                                                                                                                          |

Tableau II.1 : Sections efficaces utilisées par le code PENELOPE (Salvat et al, 2003)



# *Chapitre III*

## *Matériel et Méthodes*





## Chapitre III

### Matériel et Méthodes

#### III.1 Introduction

Le présent travail vise à choisir un spectre énergétique optimal pour la simulation des distributions de dose autour des sources scellées utilisées en curiethérapie et à estimer la contribution de l'émission beta sur la dose. Dans ce chapitre, nous présenterons d'une façon détaillée les différentes étapes suivies pour la réalisation de la présente étude.

Les distributions de dose sont simulées autour de deux type de sources, une source isotropique et une source réelle pour trois radioéléments utilisés en curiethérapie le Cs 137, l'Ir192 et le Co60. Toutes les simulations ont été réalisées dans un fantôme d'eau de forme sphérique et en utilisant le code de simulation PENELOPE un code de calcul MC.

Les objectifs visés par la présente étude sont multiples :

- ✓ Etude de l'influence du choix du spectre énergétique sur les distributions des doses déposées autour des sources scellées utilisées en curiethérapie bas et haut débit de dose, dans le but de choisir le spectre optimal ou l'énergie moyenne.
- ✓ Etude de la contribution de l'émission  $\beta$  sur la dose déposée.

C'est pourquoi, la première partie de ce chapitre est réservée à la description de la méthodologie suivie pour la simulation des distributions de dose en utilisant différents spectres énergétiques pour le même radioélément : initiation au code PENELOPE, génération des fichiers d'entrées (matériaux, géométries, ....), lancement des simulations, etc. Nous verrons notamment les outils d'analyse et de traitement des données sorties. Suivie par une description



succincte des méthodes de comparaison des distributions de dose entre autres la méthode directe et la méthode de l'écart relatif.

La deuxième partie concerne à étudier la contribution ou non du rayonnement bêta émis par la source radioactive à la dose absorbée. Pour se faire, deux séries de simulations sont réalisées. Une première en utilisant des sources réelles non filtrées et une deuxième en utilisant des sources réelles filtrées. La différence en dose représente la contribution de la dose absorbée due au rayonnement bêta émis par chaque radioélément.

### **III.2 Modélisation Monte Carlo**

#### **III.2.1 Description des Sources**

Neuf différentes géométries de sources sont utilisées pour la réalisation de la présente étude :

- Trois sources isotropiques (Cs137, Co60, Ir192).
- Trois sources réelles sans présence de la gaine (sources non filtrées) :
  - La sphère active de la source de Cs137 du type CDC1100.
  - La partie active de la source de Co60 du type A0.o86.
  - Le fil active de la source d'Ir192 de type IRF2.
- Trois sources réelles avec présence de la gaine (sources filtrées) :
  - La source de Cs137 du type CDC1100.
  - La source de Co60 du type A0.o86.
  - Le fil d'Ir192 de type IRF2.

##### **III.2.1.1 Les sources isotropiques**

Comme nous l'avons précisé plus haut, trois sources isotropiques sont utilisées dans ce travail : une source de Cs137, une source d'Ir192 et une source de Co60. Ces sources isotropiques sont placées au centre d'une géométrie sphérique.

### III.2.1.2 Les sources réelles

Les sources réelles utilisées dans cette étude sont au nombre de trois : la CDC1100-Cs137, la Co0.A86-Co60 et un fil d'Ir 192 de type IRF2.

#### a. Le grain de Cs137 type CDC1100

La source de Césium utilisée est une source scellée de type CDC1100, fabriquée par Amersham. Elle a une longueur totale de 8 mm, et un diamètre externe de 3.2 mm. Les deux extrémités sont arrondies et le volume actif est une sphère de 2 mm de diamètre actif. La source est encapsulée dans de l'acier inoxydable (voir figure III.1).

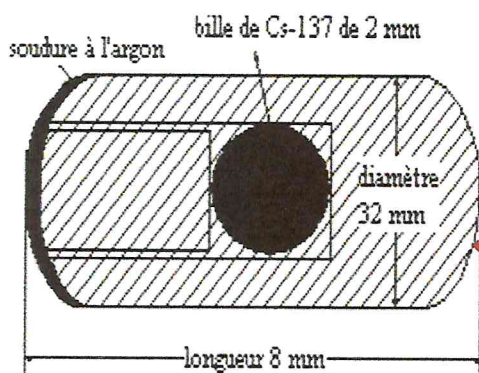


Figure III.1 : Grain de Cs 137 de type CDC1100.

#### b. Le fil d'Ir192 type IRF2

La source d'Iridium utilisée est une source scellée de type IRF2 (figure III.2), fabriquée par Amersham (UK) sous la forme d'un fil. Elle a une longueur totale de 10 mm, un diamètre interne actif de 0.3mm et un diamètre externe de 0.5 mm.

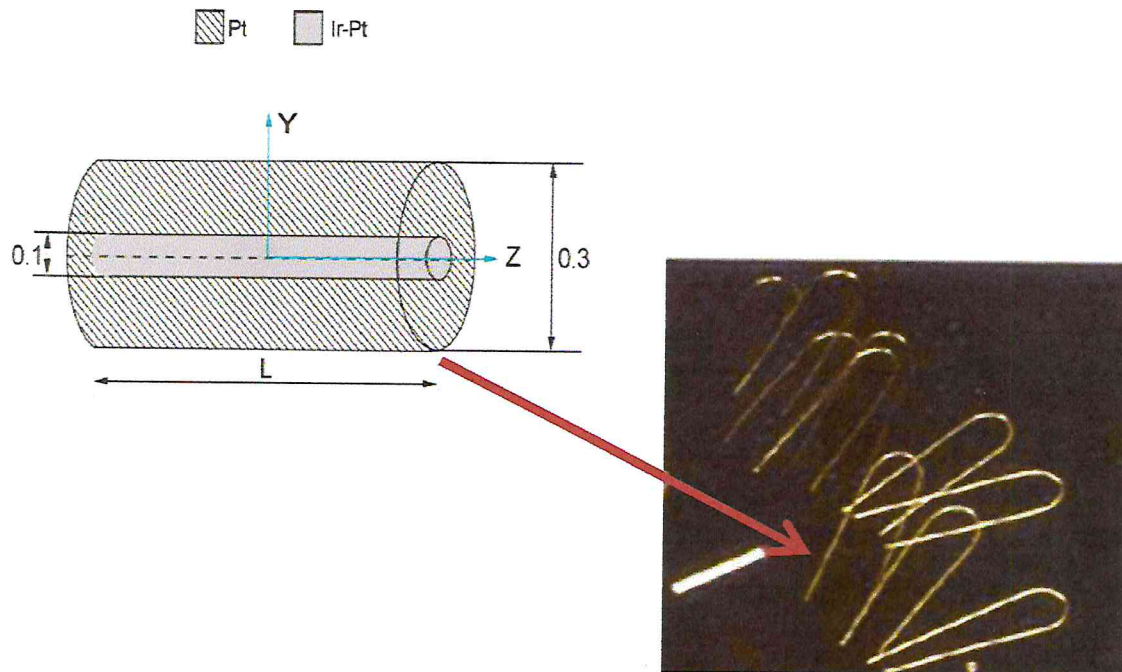


Figure III.2: Fils d'Ir192 de type IRF2.

### c. Le grain de Co60 type Co0.A86

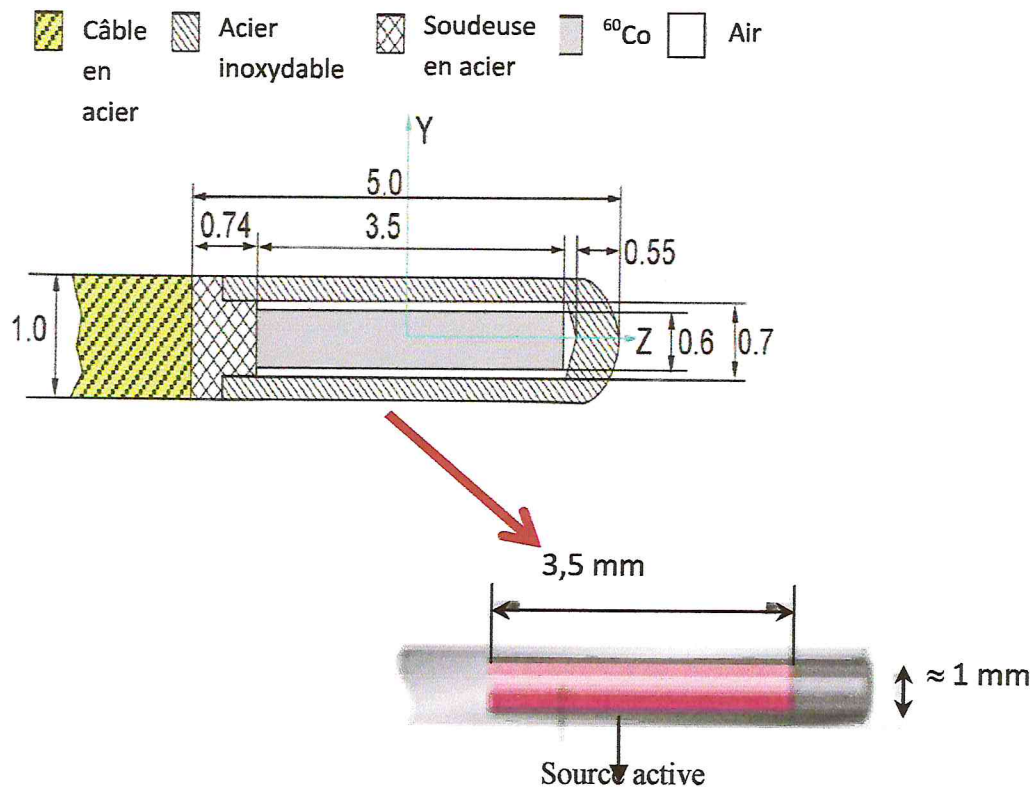


Figure III.3 : Grain de Co60 de type Co0.A86



La source de Cobalt utilisée est une source de type Co0.A86, fabriqué par Bibig. Elle a une longueur totale de 5 mm, et un diamètre de 1 mm. La longueur de la source active est de 3.5 mm (voir figure III.3).

### III.2.2 Description du fantôme

Toutes les géométries utilisées dans ce travail sont constituées d'une source radioactive placée dans un fantôme d'eau sphérique de 100 cm de rayon, comme le montre la figure III.4. La Composition et la densité du matériau constituant le fantôme sont données dans la (section III.2.4) de ce chapitre. Cette géométrie va servir à calculer les distributions de dose dans l'eau autour de sources réelles et isotropiques pour différents spectres énergétiques. Ces distributions seront comparées entre eux par la suite.

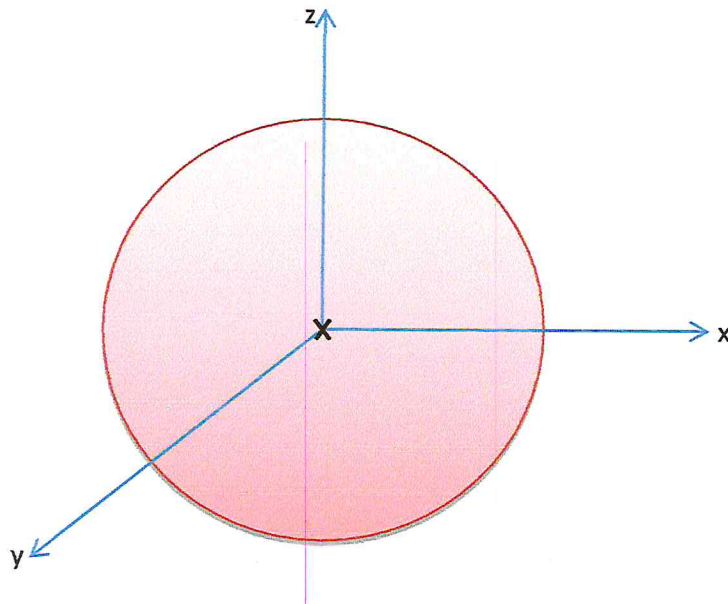


Figure III.4 : Géométrie du fantôme utilisé pour la simulation des distributions de dose (une sphère d'eau de 200 cm de diamètre).

### III.3 Génération des fichiers d'entrée géométries

Dans le code PENELOPE, la géométrie est prise en charge par le programme PENGEO. Ce dernier permet de localiser les particules durant leurs interactions dans les matériaux étudiés.

Le fichier d'entrée de la géométrie contient toutes les données relatives à la géométrie à simuler. Cette dernière est divisée en corps et en modules définies par leur matériau de composition et par les surfaces qui les délimitent. Ces surfaces sont définies par des équations quadratiques qui peuvent être entrées sous deux formes, directe ou réduite, données ci-dessous :

- La forme directe ou générale :

$$F(x,y,z) = A_{xx}x^2 + A_{yy}y^2 + A_{zz}z^2 + A_{xy}xy + A_{yz}yz + A_{zx}zx + A_x x + A_y y + A_z z + A_0 = 0 \quad \text{III.1}$$

- La forme réduite (plus simple et plus pratique) :

$$F(x,y,z) = I_1x^2 + I_2y^2 + I_3z^2 + I_4z + I_5 \quad \text{III.2}$$

Toutes les surfaces sont décrites selon les indices  $I_i$  qui ne peuvent prendre comme valeurs que -1, 0 ou 1. En choisissant les indices  $I_1, I_2, I_3, I_4$  et  $I_5$ , on peut définir plusieurs surfaces telles que les plans, les paires de plans, les sphères, les cylindres, etc...

Les surfaces de base et indices associés définis par le code PENELOPE des différentes géométries utilisées dans ce travail sont reportés dans la figure III.5 suivante:

La géométrie à modéliser est obtenue en combinant ces surfaces de base et en leur appliquant les transformations pour obtenir la géométrie voulue. La manipulation de la géométrie étudiée peut être effectuée comme suit:

- ✓ L'agrandissement selon les trois axes est défini par les commandes X-SCALE, Y-SCALE, Z-SCALE.
- ✓ La translation selon les trois axes est définie par les commandes X-SHIFT, Y-SHIFT, Z-SHIFT.
- ✓ La rotation est définie par les angles d'Euler OMEGA, THETA et PHI.

- ✓ Une surface quadratique divise l'espace en deux régions. Le remplissage d'une région s'effectue en attribuant un signe à un facteur  $F$  (Side pointer) qui vaut +1 (pour la zone au-dessus ou à l'extérieur de la surface) ou -1 (pour la zone au-dessous ou à l'intérieur de la surface).

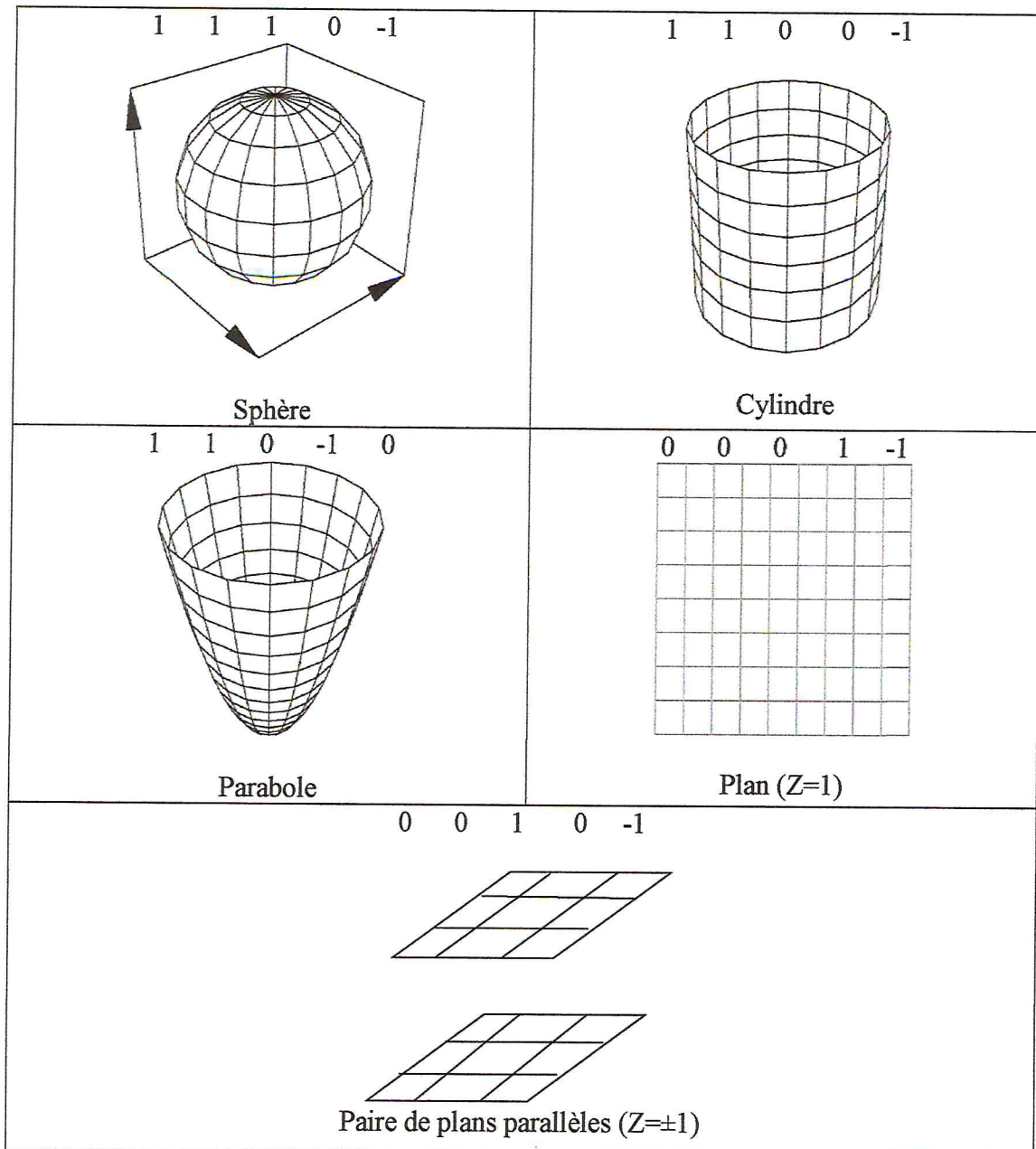


Figure III.5 : Illustration des surfaces quadratiques de base utilisées dans notre travail et leurs indices respectifs.

Pour la modélisation de nos géométries et la génération des fichiers entrées des géométries, on suit les trois étapes suivantes :





On note que :

- Les distributions de dose simulées pour les sources isotropique et les sources réelle en présence de la gaine vont servir à déterminer le spectre optimal.
- Par contre les distributions de dose simulées pour les sources réelles en présence et en absence de la gaine vont servir à déterminer la contribution de la composante de la dose qui est due au rayonnement bêta.

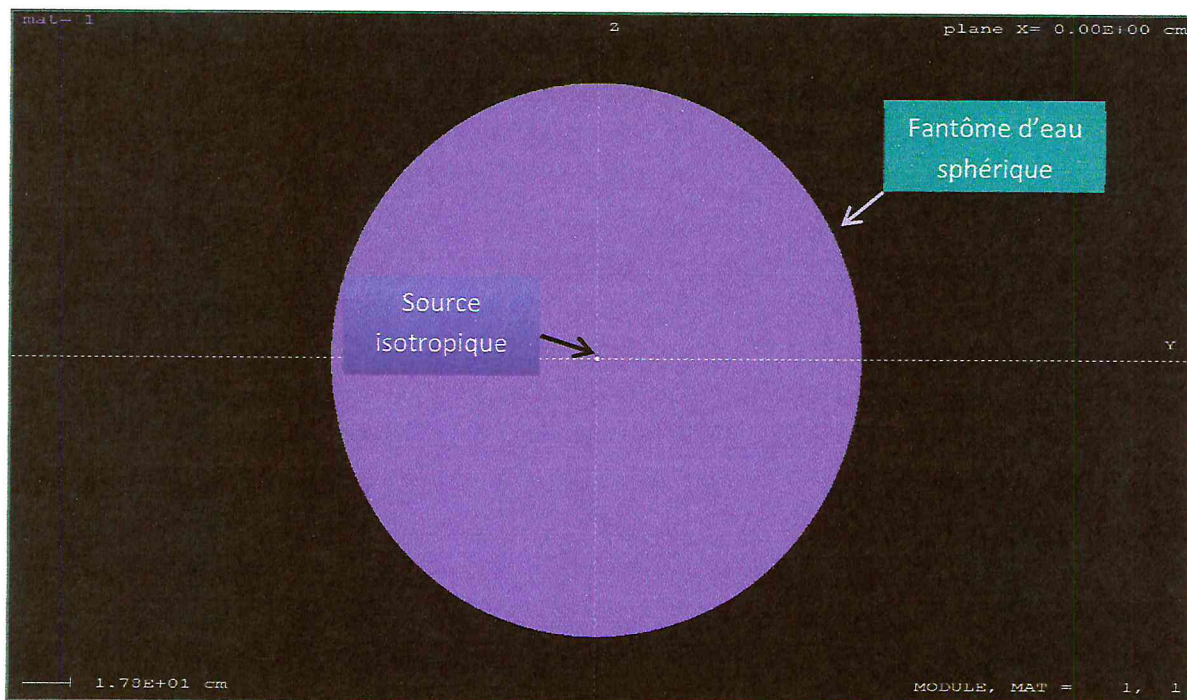
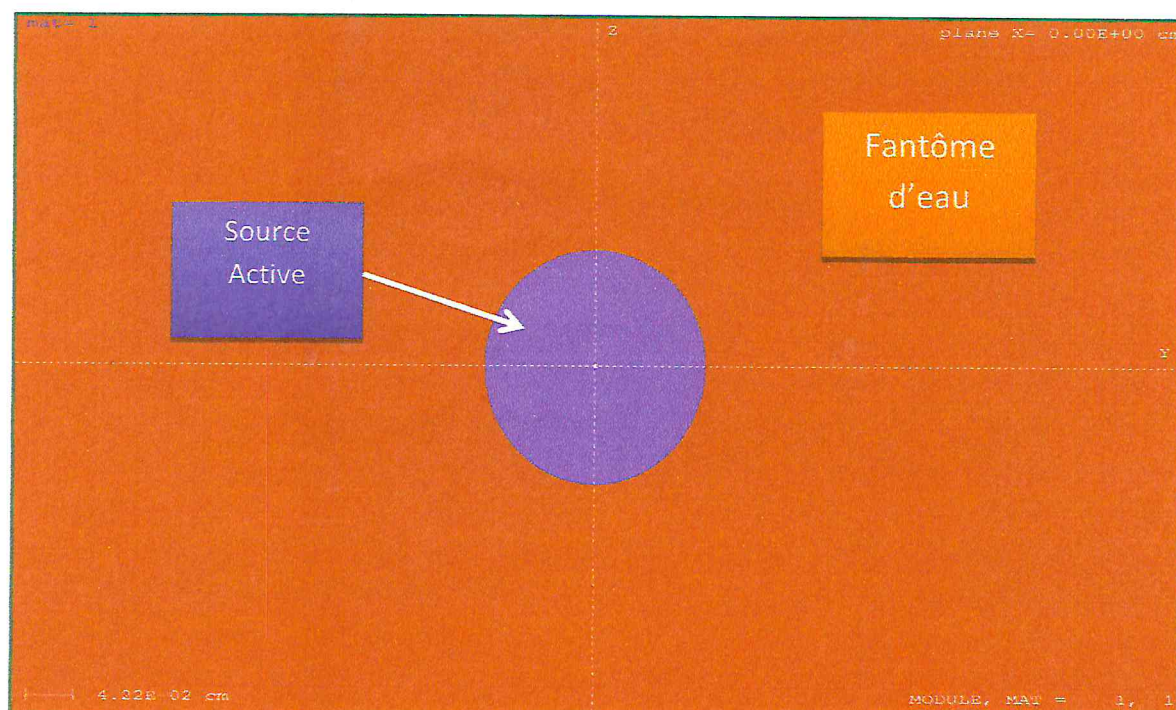
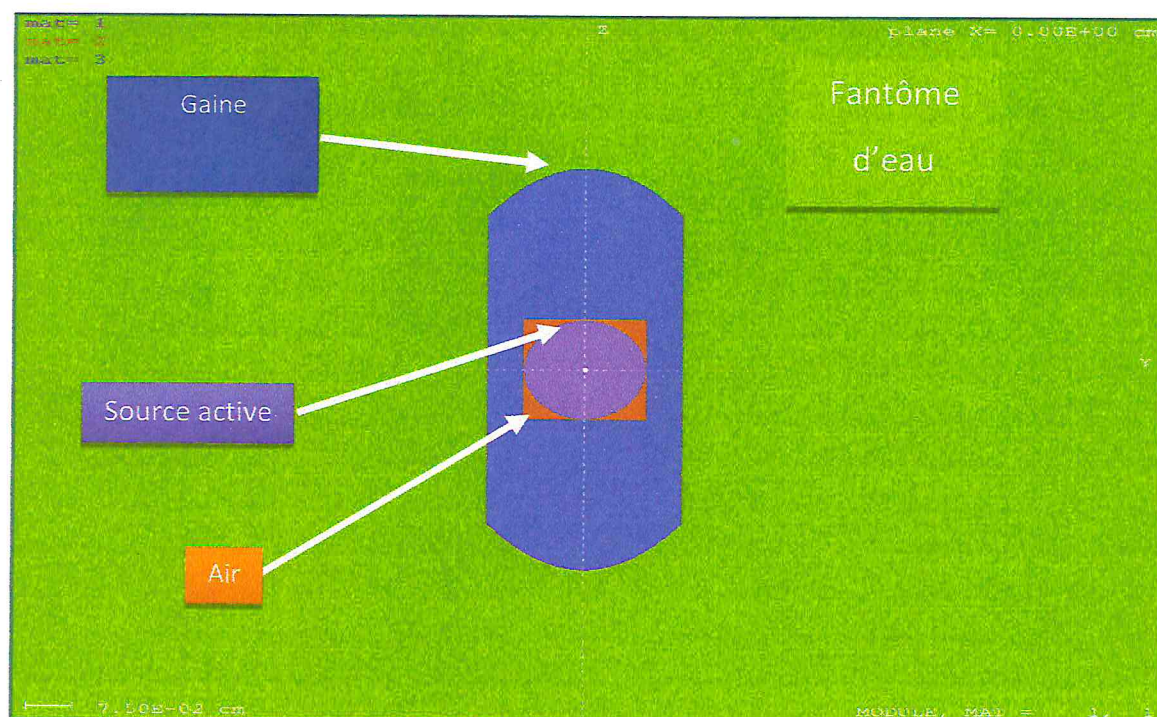


Figure III.9 : Visualisation 2D de la géométrie utilisée pour la simulation des distributions de dose dans un fantôme d'eau autour des trois sources isotropiques.  
(*SisoCs137.Geo*, *SisoCo60.Geo*, *SisoIr192.Geo*).





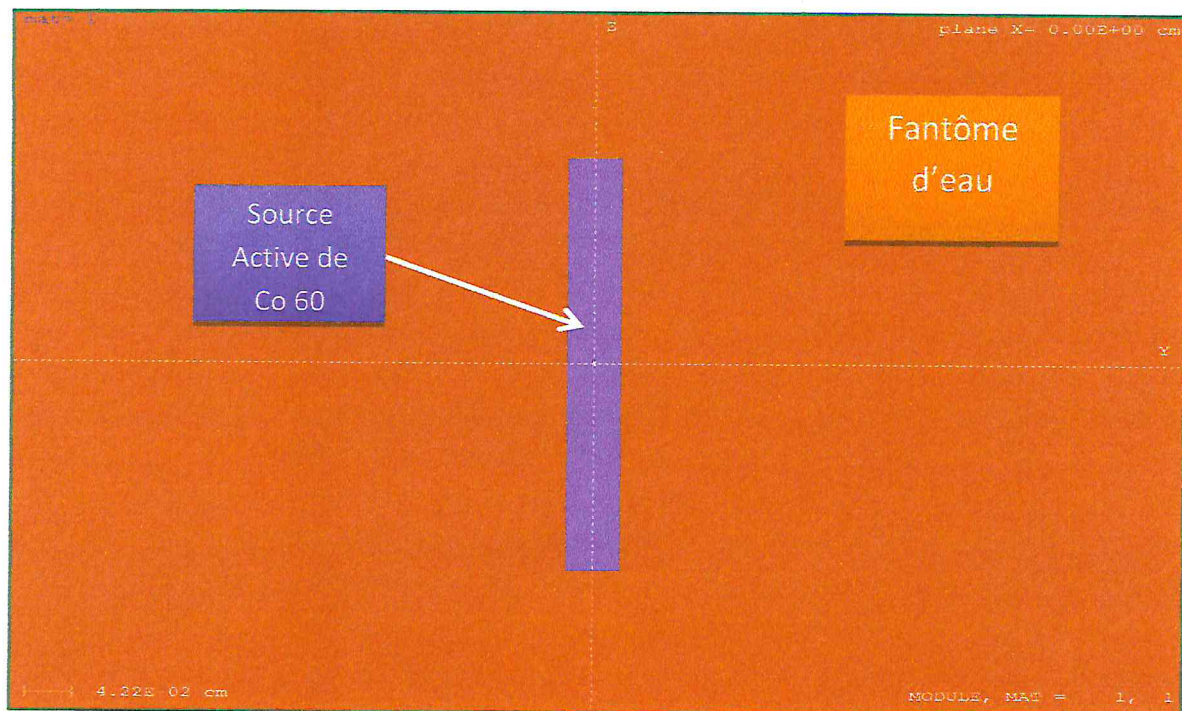
Source de Cs 137 non filtrée (*SrelnfCs137.Geo*)



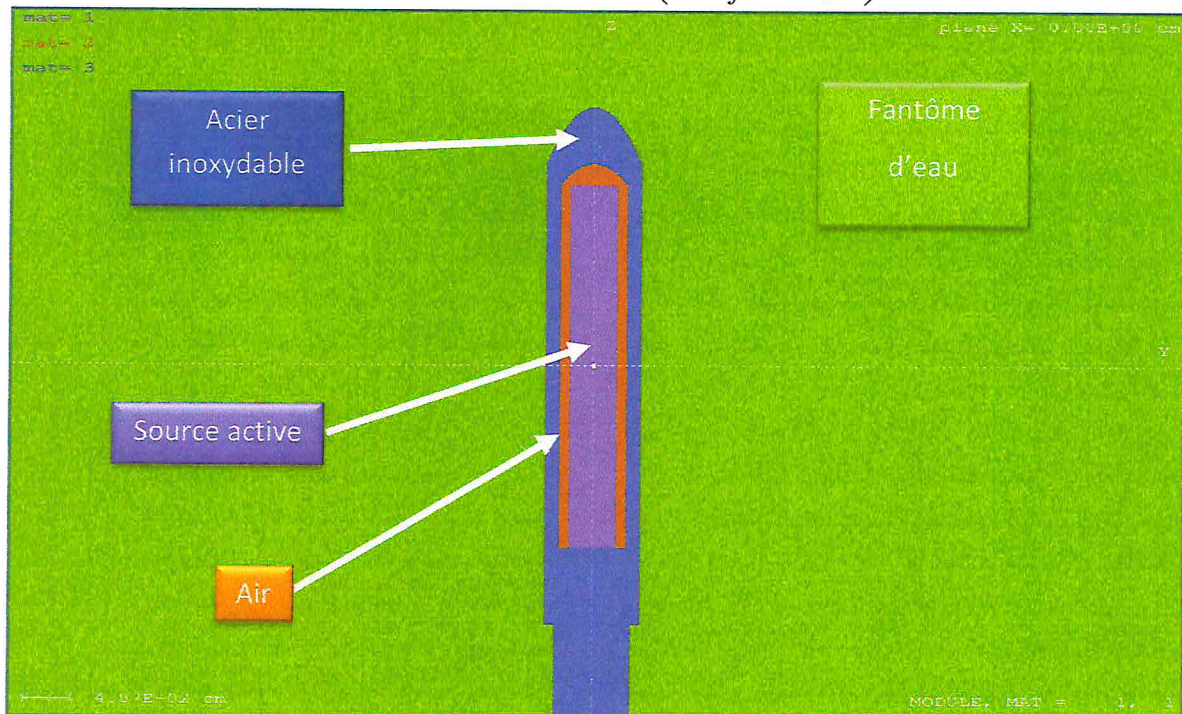
Source de Cs 137 filtrée (*SrelfCs137.Geo*)

Figure III.10 : Visualisation 2D de la géométrie utilisée pour la simulation des distributions de dose dans un fantôme d'eau autour de la source réelle de Cs137, sans et avec présence de la gaine.





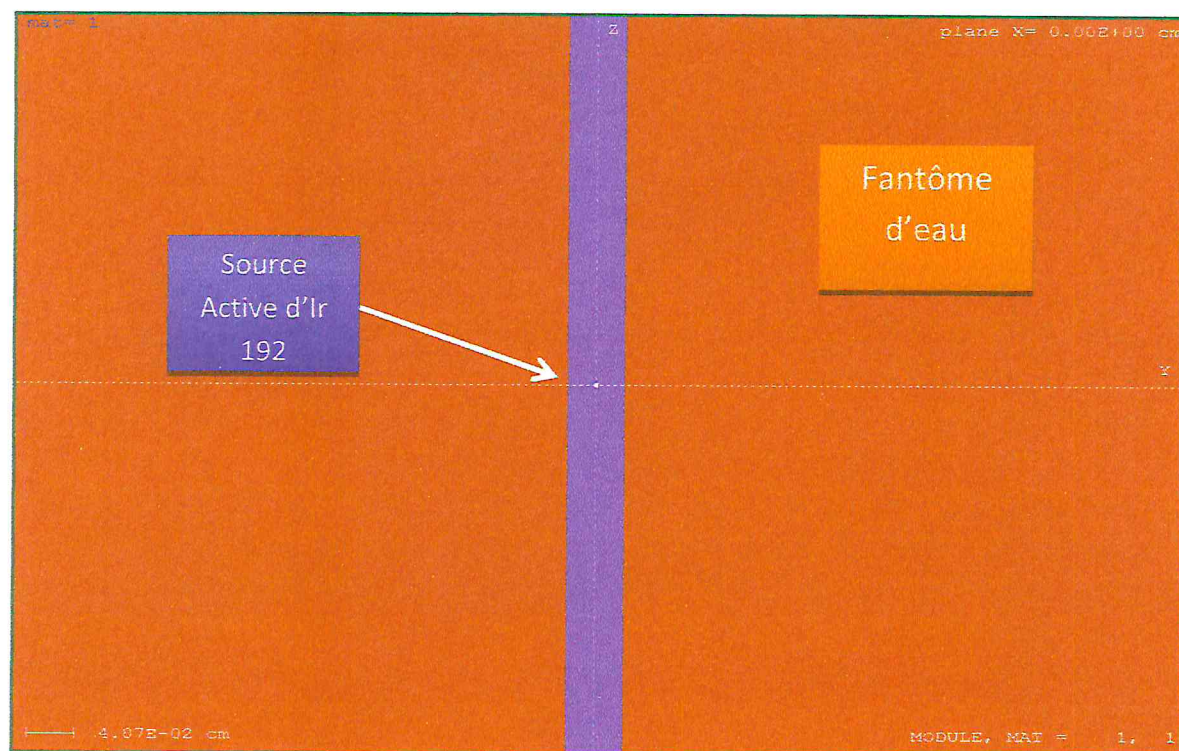
Source de Co 60 non filtrée (*SrelnfCo60.Geo*)



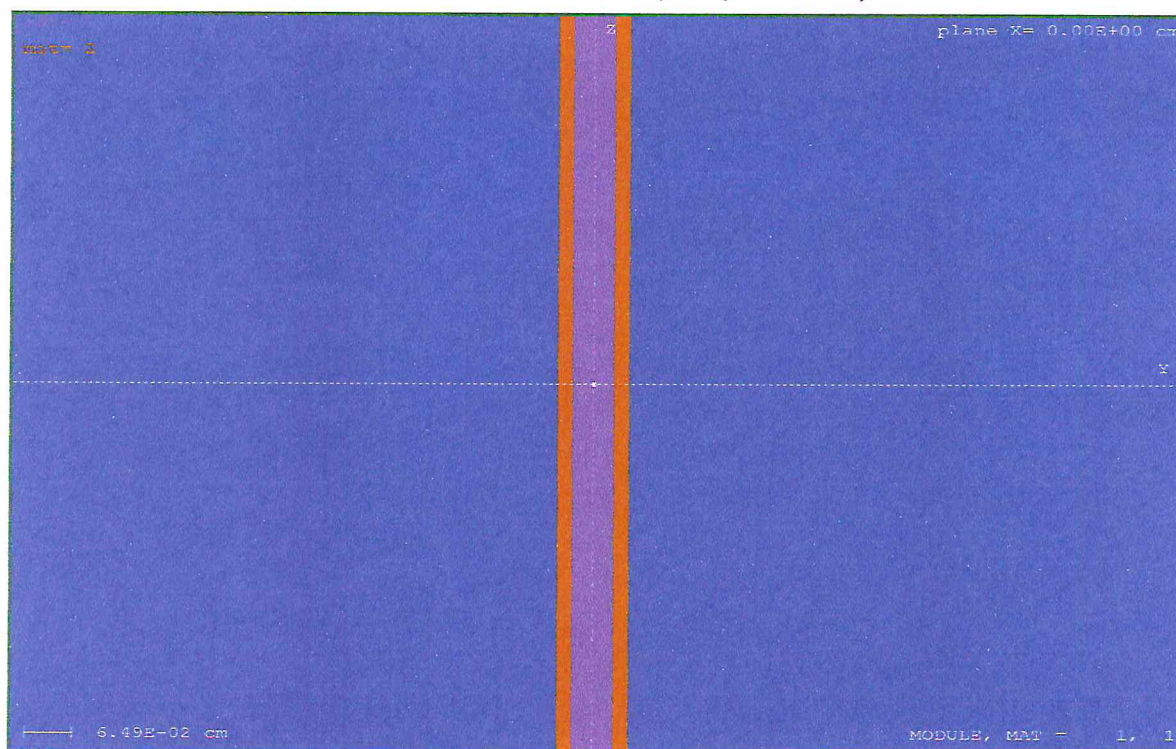
Source de CO 60 filtrée (*SrelfCo60.Geo*)

Figure III.11 : Visualisation 2D de la géométrie utilisée pour la simulation des distributions de dose dans un fantôme d'eau autour de la source réelle de Co60, sans et avec présence de la gaine.





Source d'Ir 192 non filtrée (*SrelnIr192.Geo*)



Source d'Ir 192 filtrée (*SrelnIr192.Geo*)

Figure III.12 : Visualisation 2D de la géométrie utilisée pour la simulation des distributions de dose dans un fantôme d'eau autour de la source réelle d'Ir192, sans et avec présence de la gaine.

### III.4 Génération des fichiers matériaux

Le code PENELOPE permet de simuler la traversée de géométrie composées de différents types de matériaux : des matériaux de composition simple jusqu'aux matériaux de composition complexe tel que l'os, le muscle, le poumon, l'air, l'eau ou encore divers types d'alliages.

Le programme MATERIAL utilise toutes les données concernant les interactions des électrons, des photons et des positrons dans différents matériaux étudiés, stockées dans la base de données numériques du code, pour la génération d'un fichier entrée de matériau pour chaque matériau constituant notre géométrie (*NF\_Mater.mat*).

Les informations concernant 280 matériaux sont implémentées dans le fichier *pdcompos.p08* inclus dans PENELOPE. Les premiers concernent les éléments de  $Z=1$  à 99 par ordre de numéro atomique, et les 180 autres sont des matériaux composés d'intérêt radiologique classés par ordre alphabétique.

Le programme MATERIAL donne également la possibilité à l'utilisateur de définir ses propres composition en fournissant les informations nécessaires concernât le matériau (composition chimique, densité massique, etc.).

Ces fichiers entrés des matériaux contiennent tous les paramètres physiques d'interaction utilisés par le programme PENELOPE à savoir, les sections efficaces, les coefficients d'atténuation, les pouvoirs d'arrêts, la densité, l'énergie moyenne de l'excitation, etc.

Le fichier entré de matériau peut être traité par un programme auxiliaire nommé TABLEAU. Ce dernier permet de visualiser les courbes de variation des sections efficaces, des coefficients d'atténuations et des pouvoirs d'arrêt en fonction de l'énergie des électrons, des positrons et des photons.



Toutes les géométries sont modélisées, nous allons donc générer les fichiers entrés matériaux en utilisant le programme MATERIAL.

Dans le tableau III.1 ci-dessous, nous avons regroupé tous les matériaux constituant les géométries modélisées dans ce travail avec leurs densités (les trois sources et le fantôme):

- ✓ la source de Cs137 de type CDC1100 ;
- ✓ la source d'Ir192 de type IRF2 ;
- ✓ la source de Co60 de type A0.086 ;
- ✓ et le fantôme sphérique d'eau.

| Elément         | Matériau      | Densité<br>(g/cm <sup>3</sup> ) | Nom du fichier de<br>matériau |
|-----------------|---------------|---------------------------------|-------------------------------|
| Fantôme         | Eau           | 1                               | <i>Fantom.Mat</i>             |
| Source de Cs137 | Source active | 29.10 <sup>-1</sup>             | <i>SactCs137.Mat</i>          |
|                 | Air           | 1.21.10 <sup>-3</sup>           | <i>SairCs137.Mat</i>          |
|                 | Gaine         | 78.10 <sup>-1</sup>             | <i>SgainCs137.Mat</i>         |
| Source de Co60  | Source active | 89.10 <sup>-1</sup>             | <i>SactCo60.Mat</i>           |
|                 | Air           | 1.21.10 <sup>-3</sup>           | <i>SairCo60.Mat</i>           |
|                 | Gaine         | 78.10 <sup>-1</sup>             | <i>SgainCo60.Mat</i>          |
| Source d'Ir192  | Source active | 21.51                           | <i>SactIr192.Mat</i>          |
|                 | Gaine         | 21.41                           | <i>SgainIr192.Mat</i>         |

Tableau III.1 : Composition et densité massique des matériaux constituant les géométries modélisées.

### III.5 Génération des fichiers d'entrées

Le fichier principal d'entrée (*NF\_Entrée.in*) rassemble les divers paramètres et renseignements concernant les paramètres caractérisant : la ou les sources de rayonnement, les données de la géométrie, les paramètres physiques de simulation, les paramètres globaux de la simulation et les critères de choix de

génération et d'enregistrement des fichiers de sorties. Donc il fait appel aux fichiers décrivant la géométrie ( $NF\_Géom_i.géo$ ) et les matériaux correspondants ( $NF\_Mater_i.mat$ ) nécessaires à la simulation.

Les principaux paramètres de la simulation contenue dans le fichier d'entrée peuvent être regroupés de la manière suivante :

- paramètres caractérisant la source de rayonnement ;
- données concernant les matériaux ;
- données de la géométrie ;
- paramètres physiques de simulation ;
- et les paramètres globaux de la simulation.

### **III.5.1 Paramètres caractérisant la source de rayonnement**

Les paramètres caractérisant la source de rayonnement sont:

- ✓ KPAR : le type de particules primaires incidentes;
- ✓ ENERG : l'énergie de la particule primaire (monoénergétique ou spectre d'énergie);
- ✓ X, Y, Z : les coordonnées du centre de la source ;
- ✓ THETA, PHI : les angles donnant la direction initiale du faisceau;
- ✓ OMEGA : l'ouverture du faisceau de rayonnement.

#### **III.5.1.1 Etude de l'influence du choix du spectre énergétique sur la distribution de dose**

##### **a. Spectre énergétique**

La probabilité ou l'intensité d'émission des photons ou des électrons par une source radioactive, noté  $P(E_k)$ , répond à l'équation suivante :

$$P(E_k) = \frac{1}{\Delta E} \times \bar{n}_k \quad \text{III.3}$$



Où,  $\bar{n}_k$  est le nombre moyen de photons ou électrons déposant de l'énergie dans le canal d'énergie  $k$  compté par particule primaire  $N$  et par canal d'énergie  $k$ ,  $\Delta E$  correspond à la largeur du canal en énergie.

Tous les spectres énergétiques se caractérisent par trois grandeurs :

- ✓ l'énergie maximale ( $E_{\max}$ ),
- ✓ l'énergie la plus probable ( $E_p$ )
- ✓ et l'énergie moyenne ( $E_{\text{moy}}$ ).

Cette énergie moyenne, est obtenue à l'aide de la formule suivante:

$$E_{\text{moy}} = \frac{\sum_k E_k \times P(E_k)}{\sum_k P(E_k)} \quad \text{III.4}$$

Les valeurs de  $k$  varient entre 1, qui correspond à l'énergie minimale, et une valeur maximale qui correspond à l'énergie maximale.

Le programme de calcul PENMAIN du code MC PENELOPE a été développé et permet de calculer en trois dimensions la dose déposée par une source radioactive dans un milieu comme l'eau. Les distributions de dose en une dimension (profils de dose en fonction de la distance 1D) et en deux dimensions (les courbes isodoses 2D) sont extraites de la matrice de dose à trois dimensions (3D).

Le calcul des distributions de dose dans un milieu donné nécessite l'introduction dans le code de calcul MC des données de la source entre autres type des particules émises, origine de la source, spectre énergétiques ou énergie moyenne (ENERG), ...

#### **b. Réduction du spectre énergétique des photons**

Pour l'étude de l'influence du choix du spectre énergétique sur les distributions des doses déposées autour des sources scellées utilisées en



curiethérapie bas et haut débit de dose, dans le but de déterminer le spectre optimal nous avons procédé comme suit :

Nous avons donné dans le chapitre I (Section I.3.3.2), le spectre total de chaque radioélément utilisé dans ce travail (Cs137, Ir192 et Co60). Ces spectres sont considérés comme étant les spectres de référence (*SptRéf<sub>i</sub>*).

Après, nous avons commencé à réduire ces spectres en éliminant des énergies associées à des intensités de plus en plus grande jusqu'aux énergies les plus probable.

### **b.1 Spécification du paramètre d'énergie pour le Cs137**

- ✓ La première simulation : nous avons associée à ce paramètre toutes les raies énergétiques gamma et X. C'est le spectre total ou le spectre de référence (*SptRéfCs*).
- ✓ La deuxième simulation : nous avons associée à ce paramètre toutes les énergies avec des intensités supérieures à  $10^{-6}$  et des énergies supérieures à 10keV (*Spt2Cs*).
- ✓ La troisième simulation : nous avons associée à ce paramètre toutes les énergies avec des intensités supérieures à  $10^{-3}$  (*Spt3Cs*).
- ✓ La quatrième simulation : nous avons associée à ce paramètre toutes les énergies avec des intensités supérieures à  $10^{-2}$  (*Spt4Cs*). Ce spectre correspond à l'énergie la plus probable.
- ✓ La cinquième simulation : nous avons associée à ce paramètre l'énergie moyenne de spectre de référence (*Spt5Cs*). Elle est calculée à partir de la relation (III.4) donnée précédemment.

### **b.2 Spécification du paramètre d'énergie pour le Co60**

En procédant de la même façon que pour le Cs137, nous avons obtenue cinq spectres :

- ✓ La première simulation : nous avons associée à ce paramètre toutes les raies énergétiques gamma et X. C'est le spectre total ou le spectre de référence (*SptRéfCo*).

- ✓ La deuxième simulation : nous avons associé à ce paramètre toutes les énergies avec des intensités supérieures à  $10^{-8}$  et des énergies supérieures à 10keV (*Spt2Co*)
- ✓ La troisième simulation : nous avons associé à ce paramètre toutes les énergies avec des intensités supérieures à  $10^{-6}$  (*Spt3Co*).
- ✓ La quatrième simulation : nous avons associé à ce paramètre toutes les énergies avec des intensités supérieures à  $10^{-5}$  (*Spt4Co*). Ce spectre correspond à l'énergie la plus probable.
- ✓ La cinquième simulation : nous avons associé à ce paramètre l'énergie moyenne de spectre de référence (*Spt5Co*).

### **b.3 Spécification du paramètre d'énergie pour le l'Ir192**

En procédant de la même façon que pour le Cs137 et le Co60 nous avons obtenue sept spectres :

- ✓ La première simulation : nous avons associé à ce paramètre toutes les raies énergétiques gamma et X. C'est le spectre total ou le spectre de référence (*SptRéIr*).
- ✓ La deuxième simulation : nous avons associé à ce paramètre toutes les énergies avec des intensités supérieures à  $10^{-6}$  et des énergies supérieures à 10keV (*Spt2Ir*)
- ✓ La troisième simulation : nous avons associé à ce paramètre toutes les énergies avec des intensités supérieures à  $10^{-5}$  (*Spt3Ir*).
- ✓ La quatrième simulation : nous avons associé à ce paramètre toutes les énergies avec des intensités supérieures à  $10^{-4}$  (*Spt4Ir*). Ce spectre correspond à l'énergie la plus probable.
- ✓ La cinquième simulation : nous avons associé à ce paramètre toutes les énergies avec des intensités supérieures à  $10^{-3}$  (*Spt5Ir*). Ce spectre correspond à l'énergie la plus probable.



- ✓ La sixième simulation : nous avons associé à ce paramètre toutes les énergies avec des intensités supérieures à  $10^{-2}$  (*Spt6Ir*). Ce spectre correspond à l'énergie la plus probable.
- ✓ La septième simulation : nous avons associé à ce paramètre l'énergie moyenne de spectre de référence (*Spt7Ir*).

### **II.5.1.2 Etude de la contribution du rayonnement Beta sur la dose**

Pour l'étude de la contribution ou non du rayonnement bêta émis par la source radioactive à la dose absorbée dans le but de déterminer le spectre optimal, nous avons réalisé deux séries de simulations :

- Une première en utilisant des sources réelles non filtrées ;
- Une deuxième en utilisant des sources réelles filtrées.

Nous avons donné dans le chapitre I (Section I.3.3.2) les spectres des émissions bêta correspondant à chaque radioélément utilisé dans cette étude (Cs137, Ir192 et Co60).

### **III.5.2 Données concernant les matériaux**

Les paramètres caractérisant les matériaux constituant notre géométrie sont:

- ✓ NMAT : nombre de matériaux dans l'ensemble du système modélisé ;
- ✓ PENAME : nom du fichier d'entrée du matériau créé par le programme MATERIAL.

### **III.5.3 Données de la géométrie**

Les paramètres caractérisant la géométrie sont:

- ✓ GFILE : nom du fichier d'entrée géométrie ;
- ✓ DSMAX : le libre parcours moyen maximum qui est la distance maximale pouvant être parcourue entre deux événements



catastrophiques en (cm), donné non pas par matériau, mais pour chaque élément de la géométrie de simulation.

### III.5.4 Paramètres physiques de simulation

Les paramètres physiques de simulation et de transport des particules sont :

- ✓ EABS : l'énergie de coupure (ou l'énergie d'absorption) en eV. L'énergie de coupure est l'énergie cinétique jusqu'à laquelle la particule est suivie. Elle doit être définie pour chaque type de particules, elle est notée EABS(1) pour les électrons, EABS(2) pour les photons et EBS(3) pour les positrons. Si l'énergie cinétique d'une particule est inférieure à EABS, la simulation de son transport est arrêtée et la particule est supposée absorbée localement par le milieu et n'est plus suivie [Sempau et al. 2001]. Ces paramètres doivent être définis pour chaque matériau de la géométrie utilisée.
- ✓  $C_1$  : la déviation angulaire moyenne, produite par une diffusion élastique multiple après un déplacement égal au libre parcours moyen entre des diffusions élastiques considérées comme «durs» (déviation due à tous les événements «mous» entre ces deux événements «durs»).  $C_1$  peut prendre des valeurs allant de 0 (indique que la simulation doit être entièrement détaillée) jusqu'à 0.2.
- ✓  $C_2$  : la fraction d'énergie moyenne que les particules peuvent perdre au maximum entre deux événements élastiques considérés comme «durs». il prend aussi des valeurs allant de 0 à 0.2.
- ✓  $W_{CC}$  : le seuil de perte d'énergie (en eV) à partir duquel une collision inélastique doit être considérée comme «dure».
- ✓  $W_{CR}$  : le seuil de perte d'énergie à partir duquel l'émission de rayonnement de freinage est considérée comme «dure».

### III.5.5 Les paramètres globaux de la simulation

Les paramètres globaux de la simulation concernent :

- ✓ NTOTAL : le nombre maximal de particules primaires à simuler.
- ✓ ITIME : le temps maximum de simulation.

| Paramètres de simulation                          |                                    | Valeurs                                                        |                                                             |                                               |
|---------------------------------------------------|------------------------------------|----------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------|
|                                                   |                                    | Cs137                                                          | Co60                                                        | Ir192                                         |
| Paramètres caractérisant la source de rayonnement | Particule primaire                 | Photon                                                         |                                                             |                                               |
|                                                   | Energie initiale                   | SptRéfCs                                                       | SptRéfCo                                                    | SptRéfIr                                      |
|                                                   |                                    | Spt1Cs                                                         | Spt1Co                                                      | Spt1Ir                                        |
|                                                   |                                    | Spt2Cs                                                         | Spt2Co                                                      | Spt2Ir                                        |
|                                                   |                                    | Spt3Cs                                                         | Spt3Co                                                      | Spt3Ir                                        |
|                                                   |                                    | Spt4Cs                                                         | Spt4Co                                                      | Spt4Ir                                        |
|                                                   |                                    | Spt5Cs                                                         | Spt5Co                                                      | Spt5Ir                                        |
|                                                   |                                    |                                                                |                                                             | Spt6Ir                                        |
|                                                   |                                    |                                                                |                                                             | Spt7Ir                                        |
|                                                   |                                    | Emoy=569keV                                                    | Emoy=1.25MeV                                                | Emoy=349keV                                   |
|                                                   | Direction et ouverture du faisceau | 0°, 0°, 180°                                                   |                                                             |                                               |
|                                                   | Coordonnées du centre de la source | 0, 0, 0                                                        |                                                             |                                               |
| Paramètres physique de la simulation              | C1= C2                             | 0.1                                                            |                                                             |                                               |
|                                                   | Wcr                                | 1e4 eV                                                         |                                                             |                                               |
|                                                   | Wcc                                | 1e5 eV                                                         |                                                             |                                               |
|                                                   | $E_{abs(e^-)} = E_{abs(e^+)}$      | 1e5 eV                                                         |                                                             |                                               |
|                                                   | $E_{abs(\gamma)}$                  | 1e4 eV                                                         |                                                             |                                               |
| Données concernant les matériaux                  | NF_Mater <sub>i</sub> .Mat         | Fantom.Mat<br>SactCs137.Mat<br>SairCs137.Mat<br>SgainCs137.Mat | Fantom.Mat<br>SactCo60.Mat<br>SairCo60.Mat<br>SgainCo60.Mat | Fantom.Mat<br>SactIr192.Mat<br>SgainIr192.Mat |
| Données de la géométrie                           | NF_Geom <sub>i</sub> .Geo          | SisoCs137.Geo<br>SrelfCs137.Geo                                | SisoCo60.Geo<br>SrelfCo60.Geo                               | SisoIr192.Geo<br>SrelfIr192.Geo               |
| Les paramètres globaux de la simulation           | Nombre d'histoires simulés         | 6e8                                                            |                                                             |                                               |
|                                                   | Temps alloué à la simulation       | 1e9 sec                                                        |                                                             |                                               |

Tableau III.2 : Les paramètres de simulation choisis pour l'étude de l'influence du choix du spectre sur la distribution de dose.



| Paramètres de simulation                          |                                             | Valeurs                                                        |                                                             |                                               |
|---------------------------------------------------|---------------------------------------------|----------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------|
|                                                   |                                             | Cs137                                                          | Co60                                                        | Ir192                                         |
| Paramètres caractérisant la source de rayonnement | Particule primaire                          | Electron                                                       |                                                             |                                               |
|                                                   | Energie initiale                            | Spt $\beta$ Cs                                                 | Spt $\beta$ Co                                              | Spt $\beta$ Ir                                |
|                                                   | Direction et ouverture du faisceau          | 0°, 0°, 180°                                                   |                                                             |                                               |
|                                                   | Coordonnées du centre de la source          | 0, 0, 0                                                        |                                                             |                                               |
| Paramètres physique de la simulation              | C1= C2                                      | 0.1                                                            |                                                             |                                               |
|                                                   | Wcr                                         | 1e3 eV                                                         |                                                             |                                               |
|                                                   | Wcc                                         | 1e3 eV                                                         |                                                             |                                               |
|                                                   | E <sub>abs(e-)</sub> = E <sub>abs(e+)</sub> | 1e4 eV                                                         |                                                             |                                               |
|                                                   | E <sub>abs(<math>\gamma</math>)</sub>       | 1e4 eV                                                         |                                                             |                                               |
| Données concernant les matériaux                  | Dans NF_Materi.Mat                          | Fantom.Mat<br>SactCs137.Mat<br>SairCs137.Mat<br>SgainCs137.Mat | Fantom.Mat<br>SactCo60.Mat<br>SairCo60.Mat<br>SgainCo60.Mat | Fantom.Mat<br>SactIr192.Mat<br>SgainIr192.Mat |
| Données de la géométrie                           | Dans NF_Geom.Geo                            | SrelnfCs137.Geo<br>SrelfCs137.Geo                              | SrelnfCo60.Geo<br>SrelfCo60.Geo                             | SrelnfIr192.Geo<br>SrelfIr192.Geo             |
| Les paramètres globaux de la simulation           | Nombre d'histoires simulé                   | 9e8                                                            |                                                             |                                               |
|                                                   | Temps alloué à la simulation                | 1e9                                                            |                                                             |                                               |

Tableau III.3 : Les paramètres de simulation choisis pour l'étude de la contribution de la dose due à l'émission bêta à la distribution de dose.

Les valeurs de tous ces paramètres sont propres à chaque simulation et seront donc précisées comme suit :

- Pour l'étude de l'influence du choix du spectre sur la distribution de dose, nous avons pris les valeurs indiquées dans le tableau III.2.



- Pour l'étude de la contribution de l'émission bêta sur la distribution de la dose, les paramètres de simulation appropriés sont regroupés dans le tableau III.3.

### **III.6 Génération des fichiers de sorties**

#### **III.6.1 Système d'exploitation**

Toutes les simulations sont réalisées en utilisant le code de calcul PENELOPE, sur un système d'exploitation 64 bits MICROSOFT WINDOWS 7 PROFESSIONNEL avec un micro-ordinateur DELL INSPIRON (Intel® Core™ i3 CPU M380 @ 2.53GHz, 2.00 Go de RAM).

#### **III.6.2 Paramètre de sorties**

Les calculs sont effectués dans un repère cartésien entre -15 et 15 cm. Les résultats de simulation (distributions de dose) sont enregistrés dans des fichiers sortis (*Result<sub>i</sub>.dat*).

Le fichier sortie de la distribution de dose 3D est constitué d'une matrice de 1 lignes (1 est la dimension du vecteur résultat, elle est égale à  $Bin\ x \times Bin\ y \times Bin\ z$  où  $Bin_i$  sont les nombres de canaux sur les axe  $x$ ,  $y$  et  $z$  respectivement) et de 8 colonnes :

- Colonne 1 : les coordonnées de point de calcul  $x_i$ .
- Colonne 2 : les coordonnées de point de calcul  $y_i$ .
- Colonne 2 : les coordonnées de point de calcul  $z_i$ .
- Colonne 4 : la valeur de la dose au point de calcul  $D_i$ .
- Colonne 5 : l'incertitude statistique sur la dose  $\sigma_i$ .
- Colonne 6: l'indice de point de calcul  $I_x$ , selon l'axe  $x$
- Colonne 7: l'indice de point de calcul  $I_y$ , selon l'axe  $y$
- Colonne 8: l'indice de point de calcul  $I_z$ , selon l'axe  $z$

Pour le traitement et l'analyse de ces données, nous avons utilisé le langage Matlab R2007b et Microsoft Office Excel 2007.

### III.6.3 Critère d'arrêt des simulations

Nous avons choisi comme critère d'arrêt des simulations, une précision de 2% à une distance radiale de 5cm par rapport au centre de la source.

### III.7 Méthodes de comparaison des distributions de dose

L'écart de dose et de distance sont deux paramètres à prendre en considération lors de l'irradiation d'une tumeur :

- ✓ on cherche à irradier le volume tumoral de la manière la plus homogène possible. C'est donc une zone de faible gradient de dose et on vérifiera dans ce cas l'écart de dose.
- ✓ on cherche également à protéger les organes à risques voisins, le facteur important à prendre en compte est la localisation de l'irradiation. Ainsi dans cette zone de fort gradient de dose on vérifiera l'écart de distance.

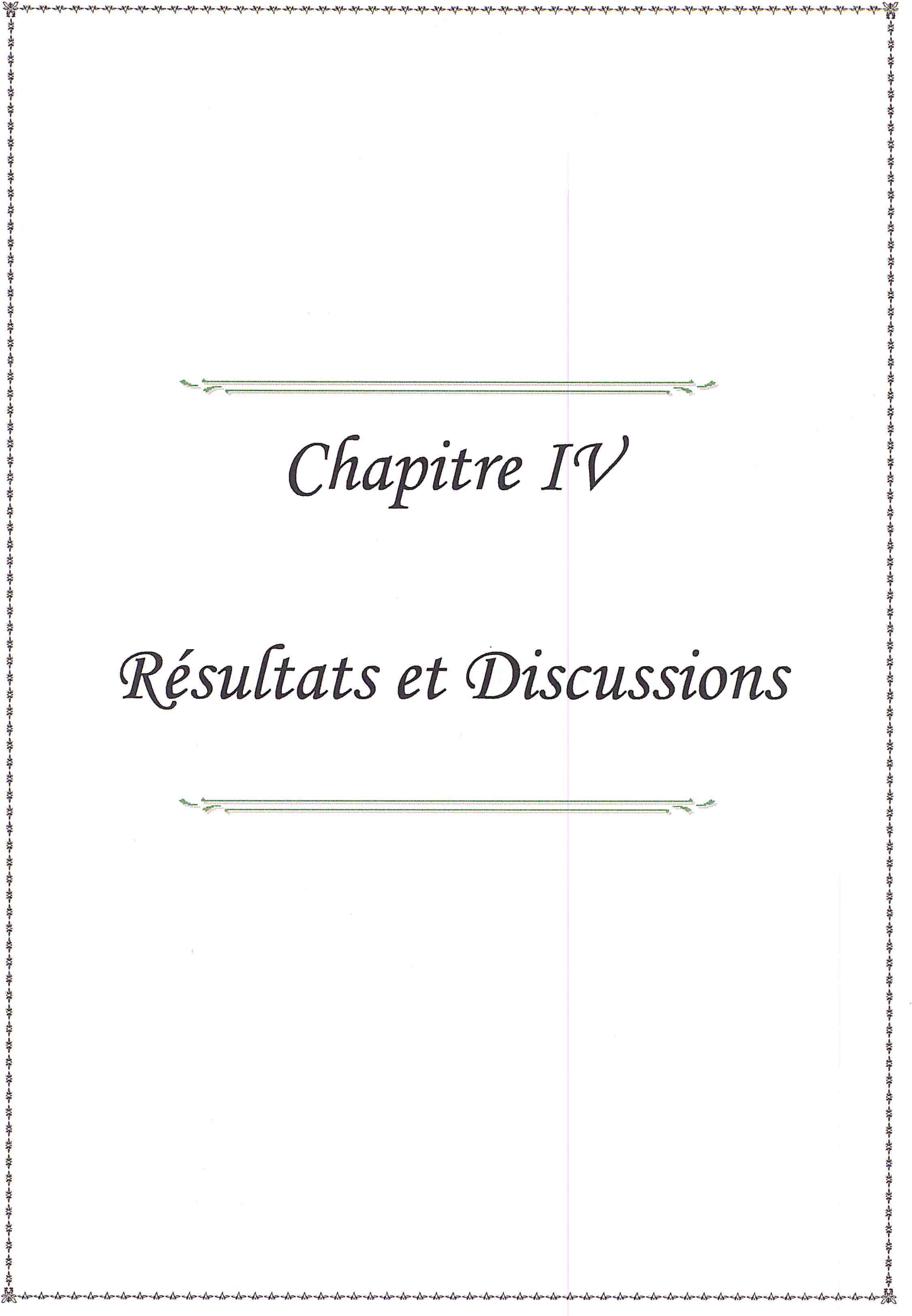
#### III.7.1 Méthode de comparaison basée sur des écarts relatifs des doses

Pour comparer une distribution de dose de référence et une distribution de dose à évaluer, Venselaar et son groupe ont utilisés la notion d'écart relatif de dose absolue (Venselaar et al, 2001). Ils proposent une normalisation en terme de dose. Les distributions de dose à évaluer et de référence pour une position donnée sont normalisées par rapport à la dose de référence à cette même position. L'écart relatif de dose  $\Delta\%$  est évalué à l'aide de l'équation suivante :

$$\Delta\%_{(D_{\text{éval}}, D_{\text{réf}})} = \frac{D_{\text{éval}}(r) - D_{\text{réf}}(r)}{D_{\text{réf}}(r)} \times 100 \quad \text{III.5}$$

Où,  $D_{\text{éval}}$  est la dose à évaluer et  $D_{\text{réf}}$  est la dose de référence.

Le Boklet N°7 de l'ESTRO qui concerne le contrôle qualité en curiethérapie, préconise l'usage d'un écart de distance de 1mm et un écart de dose relative de 2% (Mijnheer, 2004) .



---

# *Chapitre IV*

## *Résultats et Discussions*

---



## Chapitre IV

### Résultats et Discussions

#### IV.1 Introduction

En curiethérapie, le calcul dosimétrique le plus fréquemment utilisé, est réalisé en utilisant l'énergie moyenne du radioélément toute en négligeant ses émissions beta. L'intérêt de notre travail est de réaliser des calculs dosimétriques en tenant compte du spectre énergétique du radioélément et en tenant compte de ses émissions beta.

Ce chapitre est consacré à la présentation des résultats issus de différentes simulations. Dans cette étude, nous avons modélisé différents types de sources dans le but de :

- ✓ Etudier l'influence du changement du spectre énergétique sur les distributions des doses déposées autour des sources scellées utilisées en curiethérapie bas et haut débit de dose, dans le but de déterminer le spectre optimal.
- ✓ Etudier la contribution de l'émission  $\beta$  sur la dose déposée.

L'idée principale avec laquelle nous avons réalisé ce travail était d'effectuer plusieurs simulations en utilisant la simulation MC (le code PENELOPE) ainsi que des sources isotropiques et des sources réelles émettrices gamma et bêta, avec et sans présence de la gaine (sources filtrées et non filtrées), pour les trois radioéléments les plus utilisés en curiethérapie le Co 60, l'Ir 192 et le Cs 137.

#### IV.2 Emission gamma

##### IV.2.1 Distribution de dose autour des sources isotropiques

###### IV.2.1.1 La source de Co 60

Les résultats des distributions de dose obtenus avec le code MC PENELOPE pour les sources isotropiques des trois radioéléments sont donnés

dans ce qui suit. Pour chaque source, nous avons effectué plusieurs simulations en utilisant différents spectres (comme détaillé dans le chapitre III ; §III.5.1.1.b).

Les distributions de dose autour de la source isotropique de Co60 sont représentées dans les figures IV.1 et IV.2 ci-dessous.

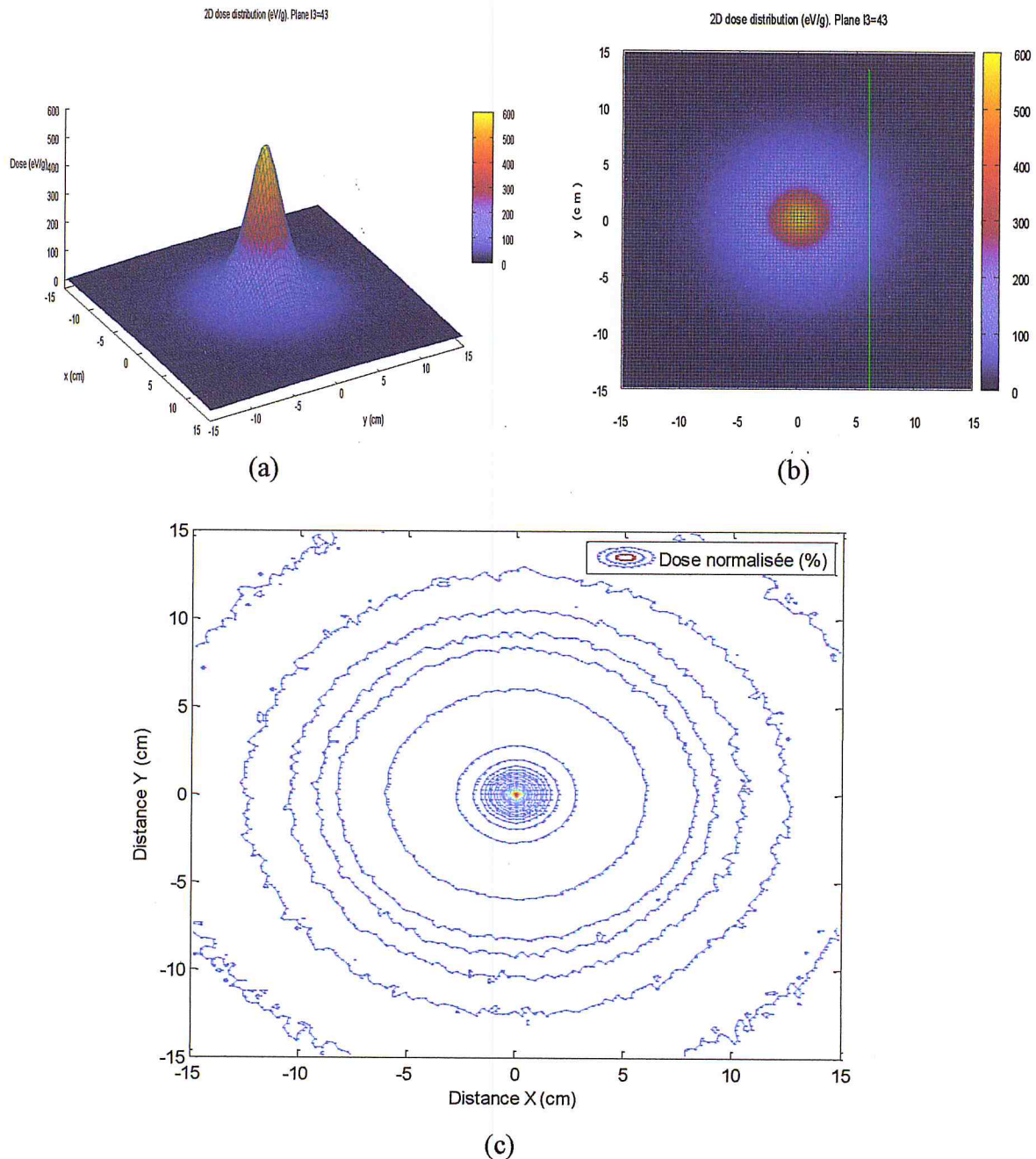


Figure IV.1 : Distributions de dose autour de la source isotropique de Co60 associées au spectre de référence (SptRefCo), dans le plan XY (a) représentation 3D, (b) représentation 2D planaire et (c) représentation 2D.



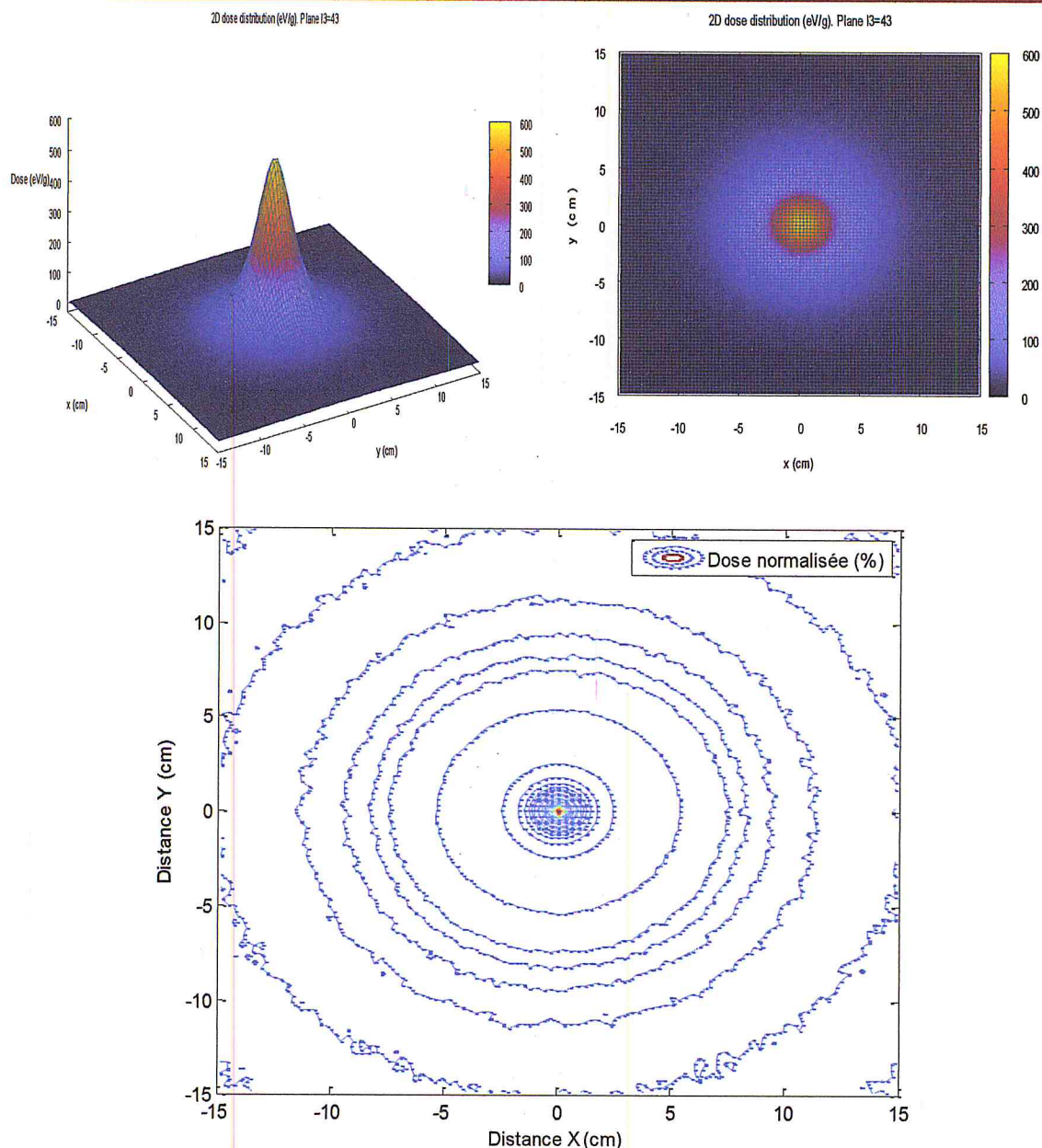


Figure IV.2 : Distributions de dose autour de la source isotropique de Co60 associées à l'énergie moyenne (Spt5Co), dans le plan XY.

Ces courbes montrent les courbes isodoses ainsi que des représentations 2D planaire et 3D des distributions de dose associées au spectre de référence (SptRefCo) et à l'énergie moyenne (Spt5Co).

D'après ces courbes, nous observons que les courbes isodoses sont parfaitement circulaires autour d'un point central qui représente la source, ce qui confirme l'isotropie de la source. Les mêmes résultats ont été observés dans les



trois plans XY, XZ et YZ et pour tous les spectres respectivement. La représentation 3D de la distribution de dose montre une forme gaussienne.

Nous procéderons de la même façon, Les mêmes résultats ont été observés pour la source isotropique de Cs137 et d'Ir192.

#### **IV.2.2 Distribution de dose autour des sources réelles**

##### **IV.2.2.1 Source de Co60 type A0.o86**

Nous avons représenté sur les figures IV.3 et IV.5 ci-dessous les courbes isodoses pour la source réelle de Co60 associées au spectre de référence (SptRefCo) et l'énergie moyenne (Spt5Co) dans les deux plans XY et XZ car les résultats dans les plans XZ et YZ sont semblables.

Une comparaison entre les distributions de la source isotropique et réelle a été effectuée (figures IV.5 et IV.6 pour le spectre de référence et l'énergie moyenne respectivement). Les résultats ont montré que toutes les courbes isodoses associées à la source réelle et à la source isotropique sont identiques le long des axes X et Y mais différentes le long de l'axe Z. Les écarts moyens estimés sont de l'ordre de :

- -0.12, -0.11 et -5,4% selon les axes X, Y et Z respectivement pour le spectre de référence
- -0.8, -0.12 et -6.4% selon les axes X, Y et Z respectivement pour l'énergie moyenne.

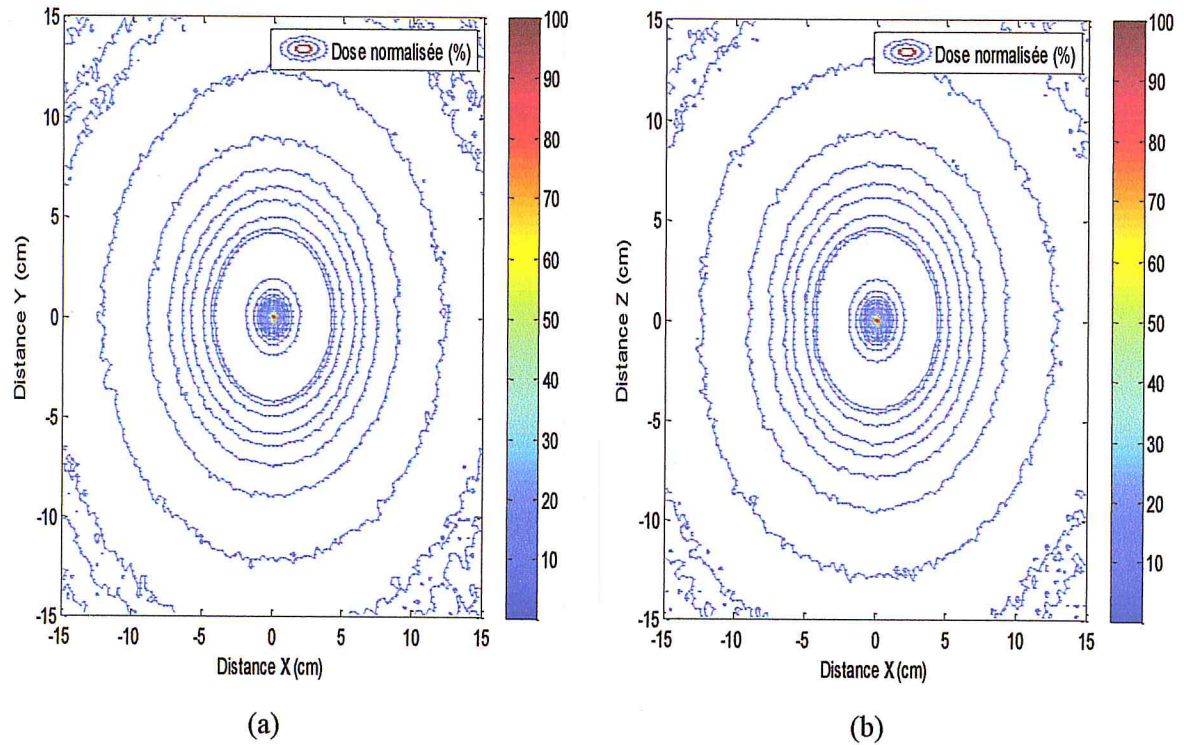


Figure IV.3 : Distributions de dose autour de la source réelle de Co60 associées au spectre de référence (SptRefCo) dans les plans : (a) XY et (b) XZ.

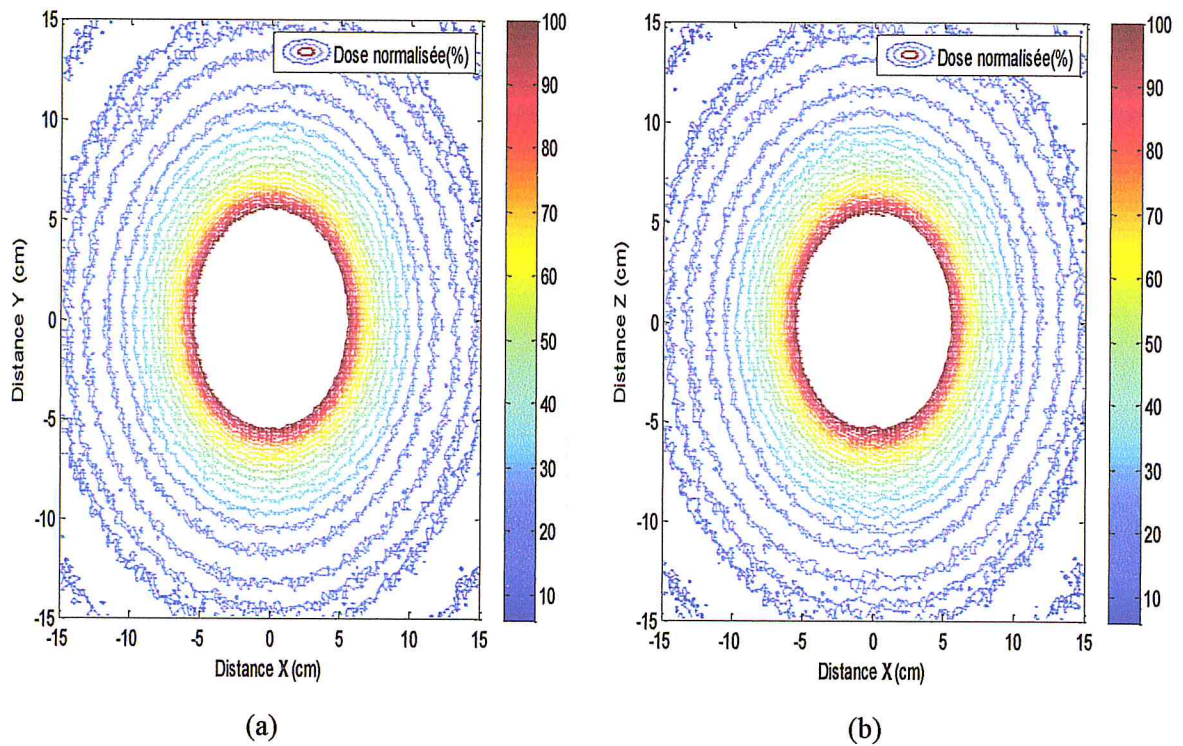


Figure IV.4 : Comparaison des distributions de dose autour de la source réelle et isotropique de Co60, associées au spectre de référence (SptRefCo) dans les plans : (a) XY et (b) XZ.



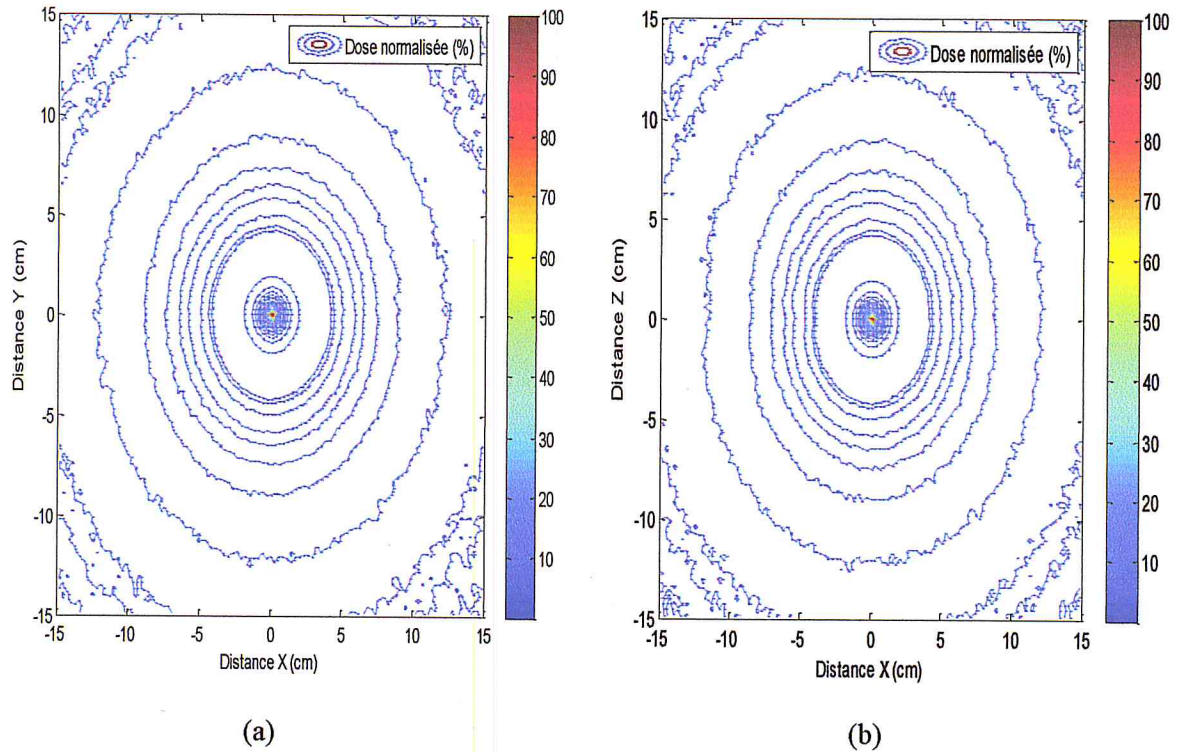


Figure IV.5 : Distribution de dose autour de la source réelle de Co60 associée à l'énergie moyenne (Spt5Co) dans les plans : (a) XY et (b) XZ.

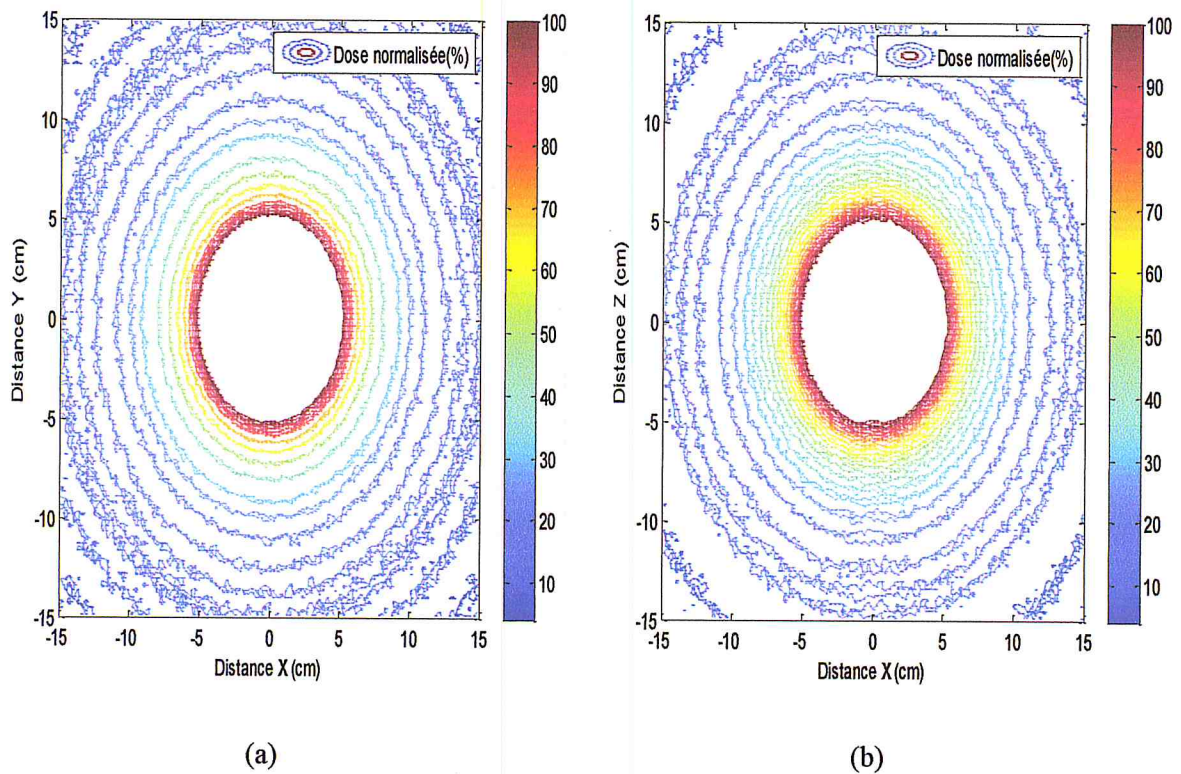


Figure IV.6 : Comparaison des distributions de dose autour de la source réelle et isotropique de Co60, associées à l'énergie moyenne (Spt5Co) dans les plans : (a) XY et (b) XZ.



#### IV.2.2.2 Source de Cs137 type CDC1100

La source réelle de Cs 137 a été modélisée, les distributions de dose pour les cinq spectres ont été simulées. Les courbes isodoses associées au spectre de référence (SptRefCs) et à l'énergie moyenne (SptCs5), dans les plans XY et XZ respectivement, sont représentées sur les figures IV.7 et IV.9.

Sur les figures IV.8 et IV.10, Une comparaison des distributions de dose entre la source isotropique et réelle de Cs137 a été effectuée pour le spectre de référence et l'énergie moyenne. D'après ces figures il apparait aussi, que toutes les courbes isodoses associées aux spectres de la source réelle et de la source isotropique sont semblables le long de l'axe X et Y et différentes le long de l'axe Z comme le cas du Co60. Les écarts moyens estimés sont de l'ordre de:

- -1.3, -1.3 et -9.3% le long des axes X, Y et Z respectivement pour le spectre de référence
- -0.1, -0.6 et -5.9% le long des axes X, Y et Z respectivement, pour l'énergie moyenne.

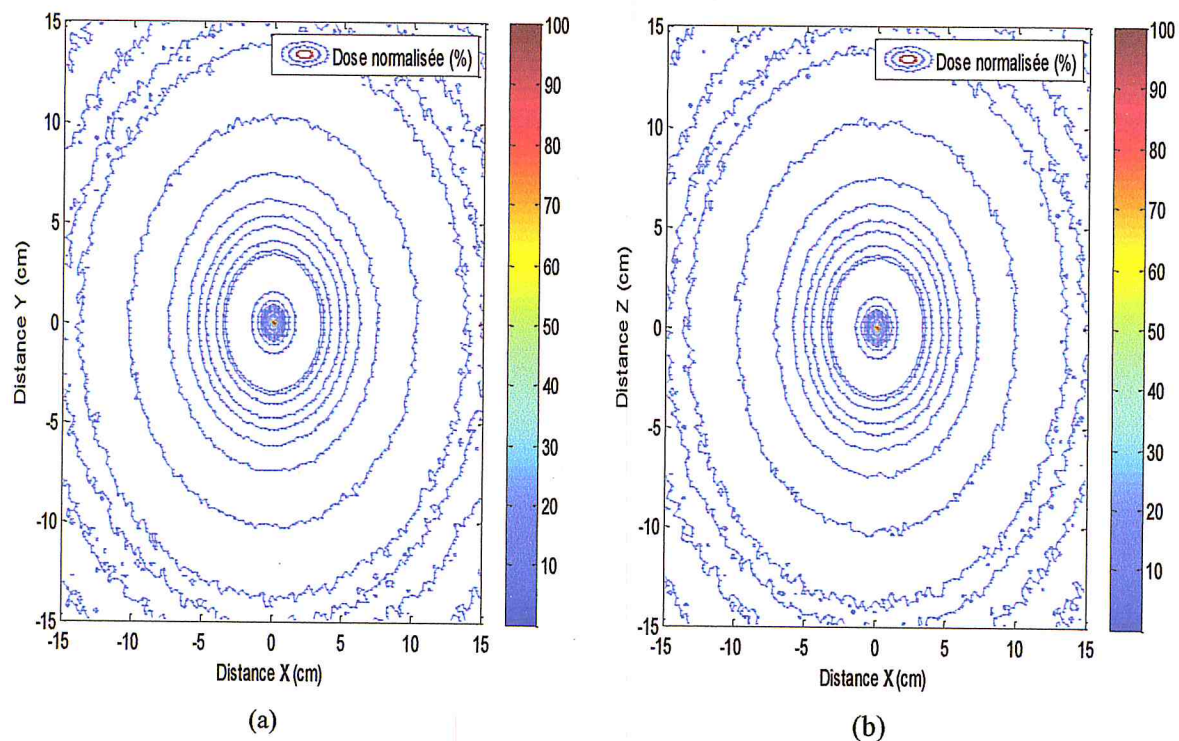


Figure IV.7 : Distributions de dose autour de la source réelle de Cs 137 associées au spectre de référence (SptRefCs) dans les plans : (a) XY et (b) XZ.

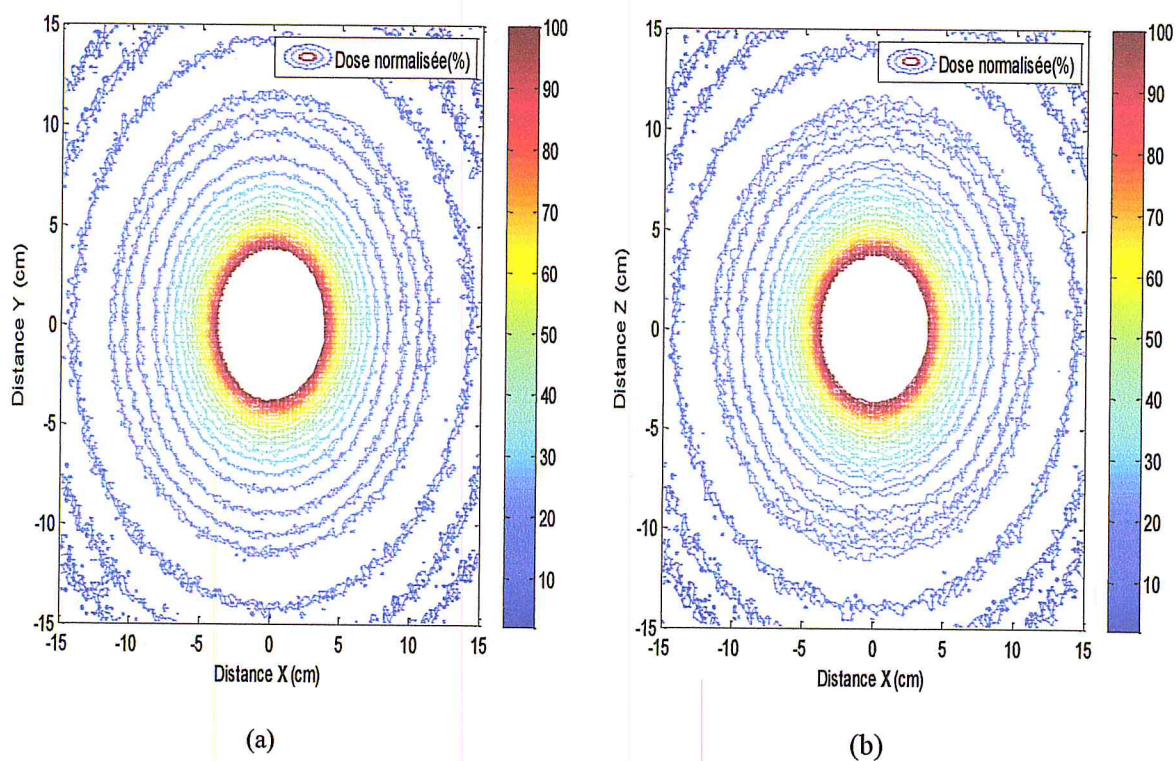


Figure IV.8 : Comparaison des distributions de dose autour de la source réelle et isotropique de Cs 137, associées au spectre de référence (SptRefCs) dans les plans : (a) XY et (b) XZ.



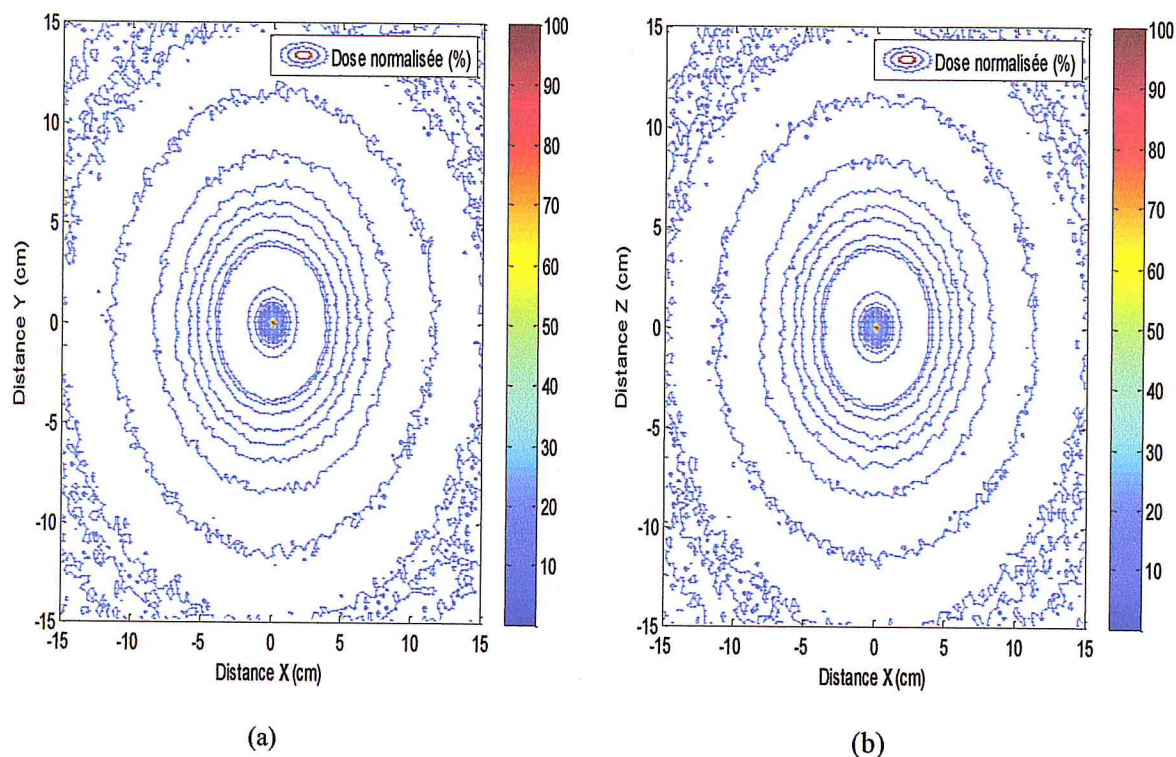


Figure IV.9 : Distributions de dose autour de la source réelle de Cs 137 associées à l'énergie moyenne (Spt5Cs) dans les plans : (a) XY et (b) XZ.

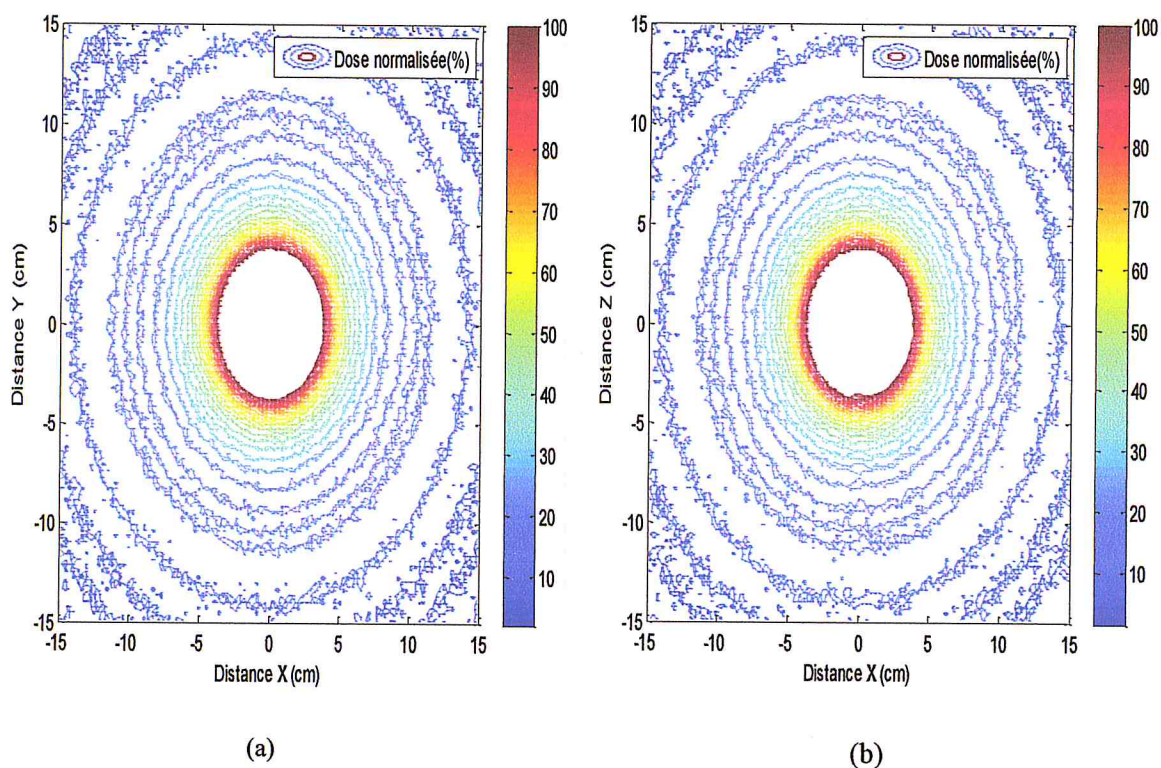


Figure IV.10 : Comparaison des distributions de dose autour de la source réelle et isotropique de Cs 137, associée à l'énergie moyenne (Spt5Cs) dans les plans : (a) XY et (b) XZ.



#### IV.2.2.3 Source d'Ir192 type IRF2

Les distributions de dose autour de la source réelle d'Ir192 sont représentées sur les figures IV.11 et IV.13 ci-dessous. Ces courbes donnent les courbes isodoses pour le spectre de référence SptRefIr et l'énergie moyenne Spt7Ir respectivement, dans les plans XY et XZ.

Une comparaison a été effectuée entre les distributions de dose autour de la source isotropique et réelle de l'Ir192 pour le spectre de référence et l'énergie moyenne les résultats sont représentés sur les figures IV.12 et IV.14.

Pour toutes les énergies, les courbes isodoses, dans le plan XY sont circulaire comme le cas de la source isotropique. Par contre, dans les plans XZ et YZ, les courbes isodoses épousent la forme d'un cigare au voisinage de la source mais, lorsqu'on s'éloigne, nous observons des différences importantes comparant aux isodoses des sources isotropiques en raison de l'auto absorption et l'atténuation oblique du rayonnement émis à l'intérieur de la source.

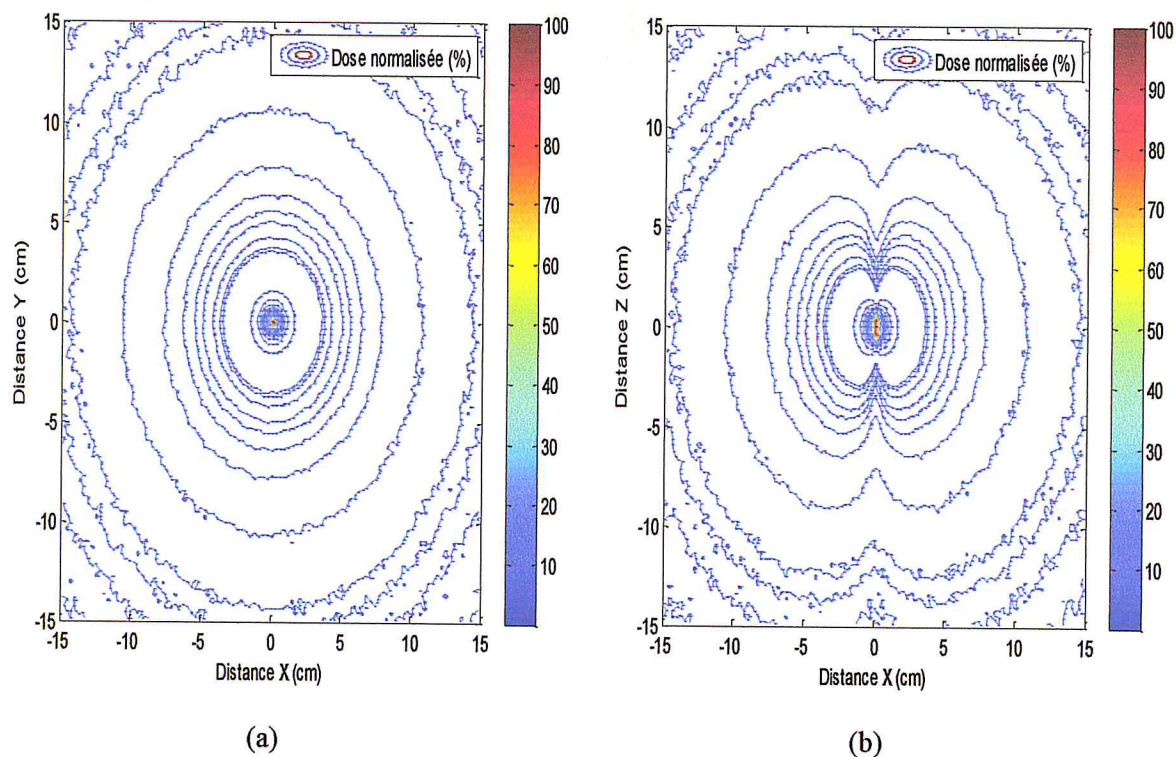


Figure IV.11 : Distributions de dose autour de la source réelle d'Ir192 associées au spectre de référence (SptRefIr) dans les plans : (a) XY et (b) XZ.

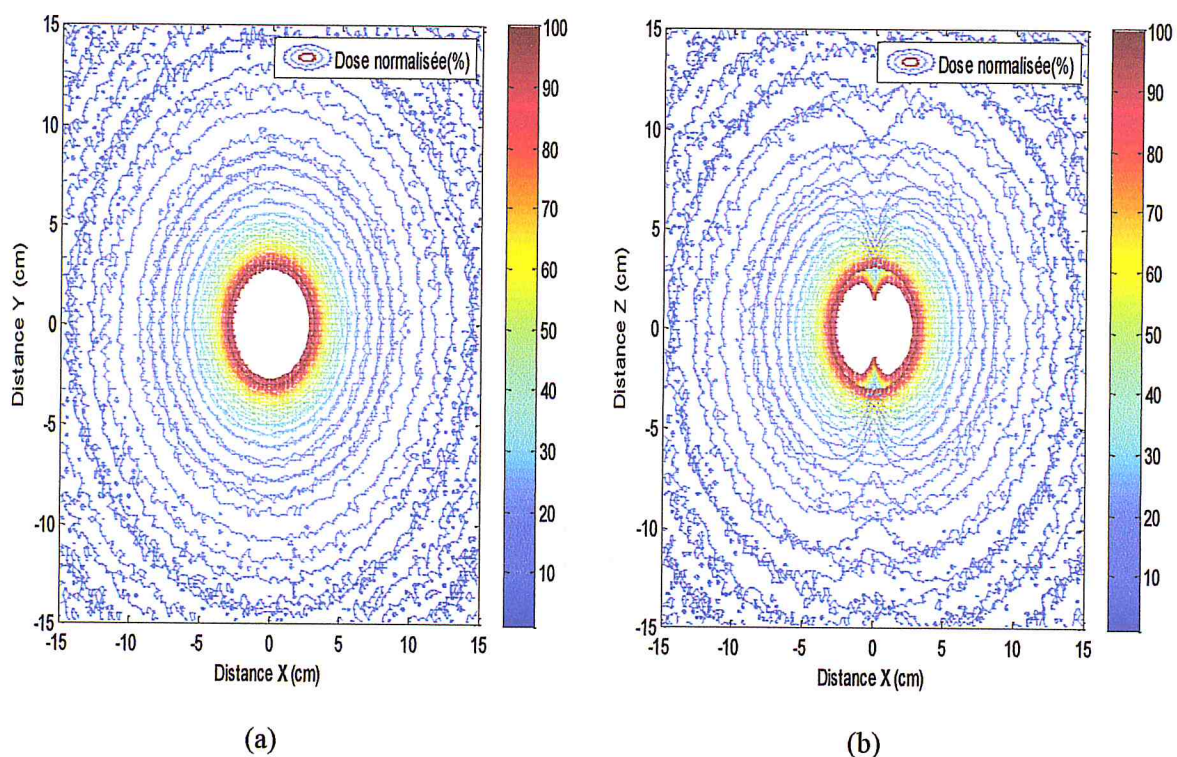


Figure IV.12: Comparaison des distributions de dose autour de la source réelle et isotropique d'Ir192, associées au spectre de référence (SptRefIr) dans les plans : (a) XY et (b) XZ.



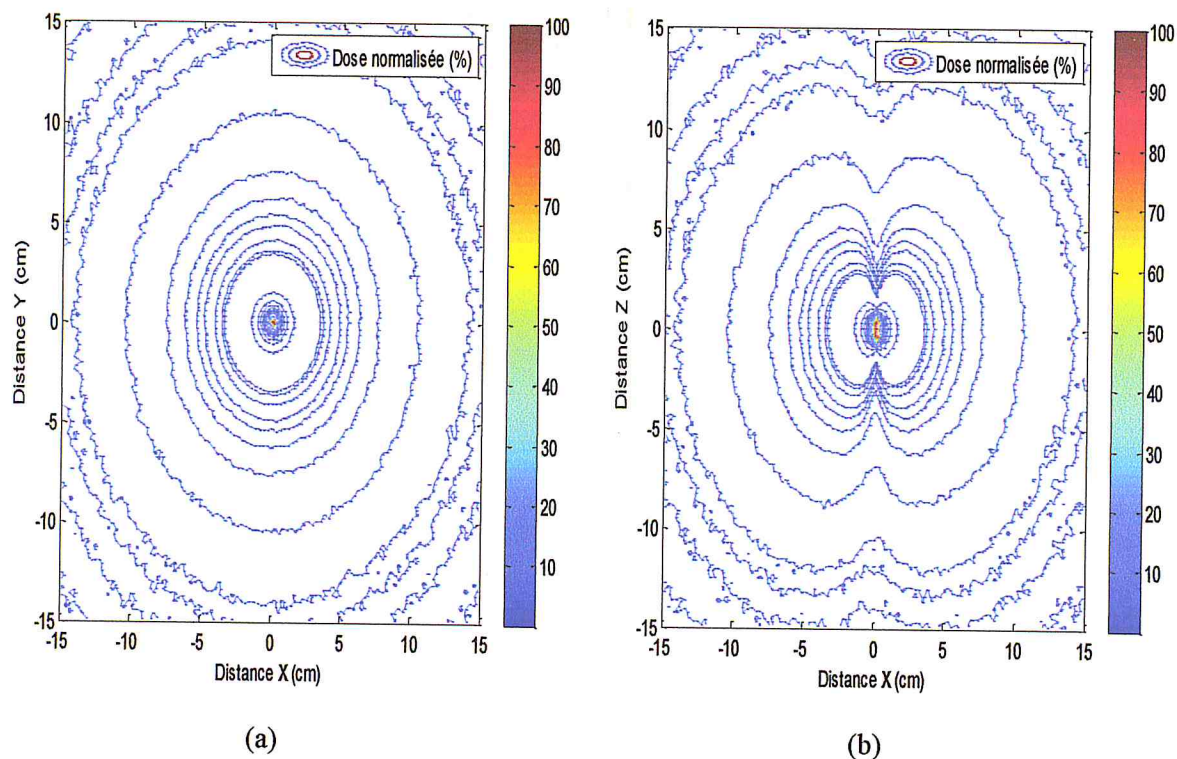


Figure IV.13: Distributions de dose autour de la source réelle d'Ir192 associées à l'énergie moyenne (Spt7Ir) dans les plans : (a) XY et (b) XZ.

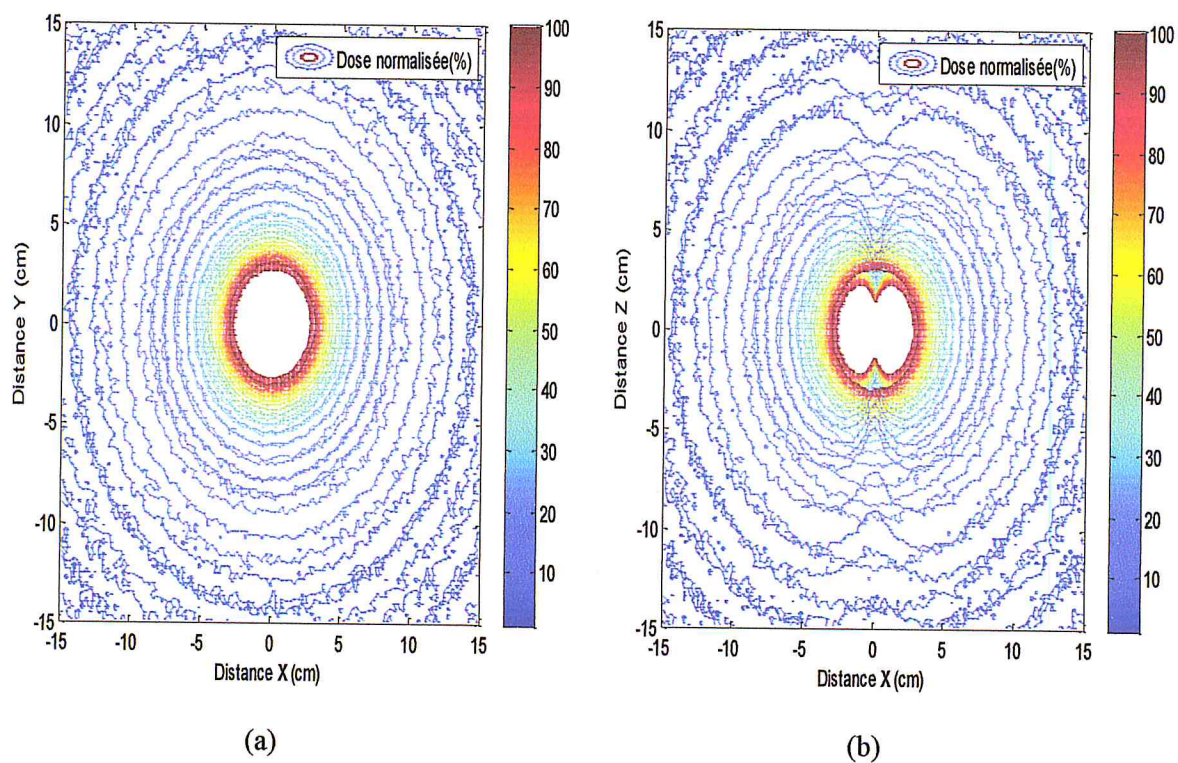


Figure IV.14 : Comparaison des distributions de dose autour de la source réelle et isotropique d'Ir192, associées à l'énergie moyenne (Spt7Ir) dans les plans : (a) XY et (b) XZ.



Cette remarque est plus marquée pour la source d'Ir192 que les sources de Cs137 et du Co60 à cause de la longueur de la source qui est cinq fois plus grande.

Les écarts moyens entre les profils de dose de la source réelle et isotropique estimés sont de l'ordre de :

- -28.06, -26.48 et -191.79% selon les axes X, Y et Z respectivement pour le spectre de référence
- -28.24, -28.94 et -210.97% selon les axes X, Y et Z respectivement pour l'énergie moyenne.

### **IV.3 Emission bêta**

#### **IV.3.1 Etude de l'effet de la gaine**

##### **IV.3.1.1 Source de Co60 type A0.o86**

Les courbes isodoses autour de la source filtrée et non filtrée de Co60 sont représentées sur les figures IV.15 et IV.16 suivantes.

Une comparaison des distributions de dose autour de la source de Co60 avec et sans la gaine a été effectuée, les résultats sont représentés sur la figure IV.17.

Ces courbes isodoses sont circulaires autour d'un point central dans les trois plans XY, XZ et YZ. Les écarts moyens estimés entre la source non filtrée et la source filtrée de Co60 sont de l'ordre de 1.84, 0.13 et 22.68% selon les axes X, Y et Z respectivement (figure IV.18). La contribution de la dose bêta est concentrée au voisinage de la source ( $\approx$  à 1cm).

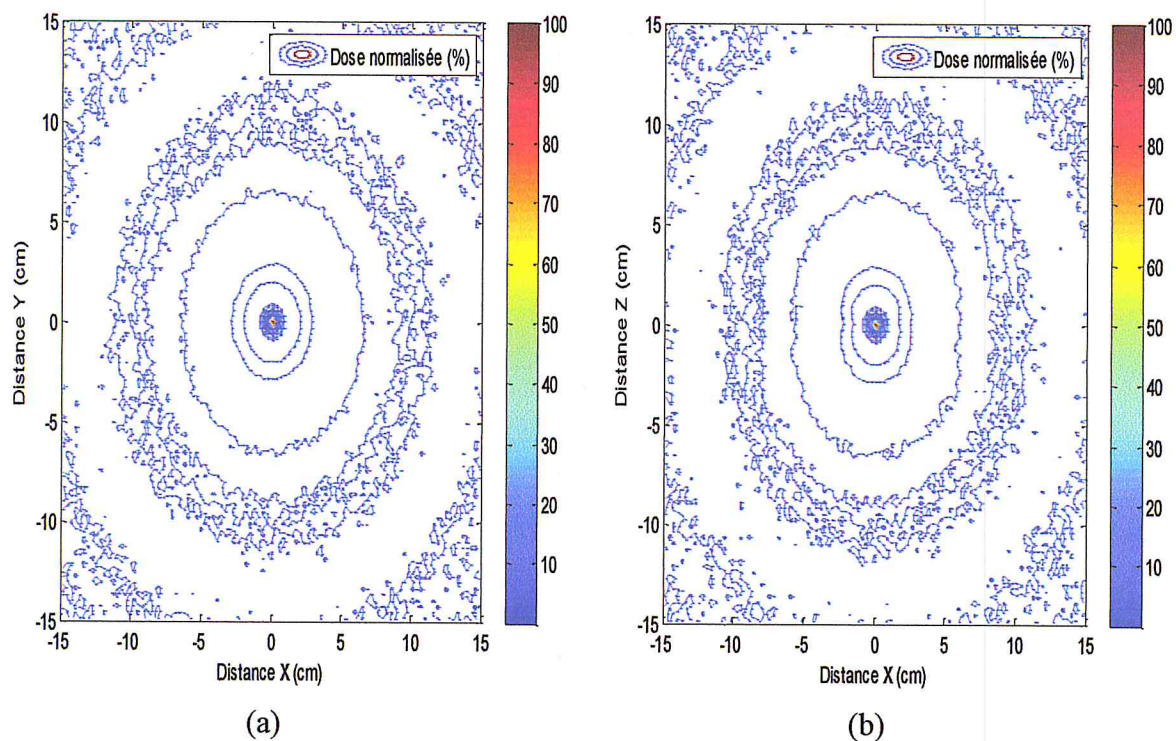


Figure IV.15 : Distributions de dose autour de la source réelle de Co60 dans les plans : (a) XY, (b) XZ.

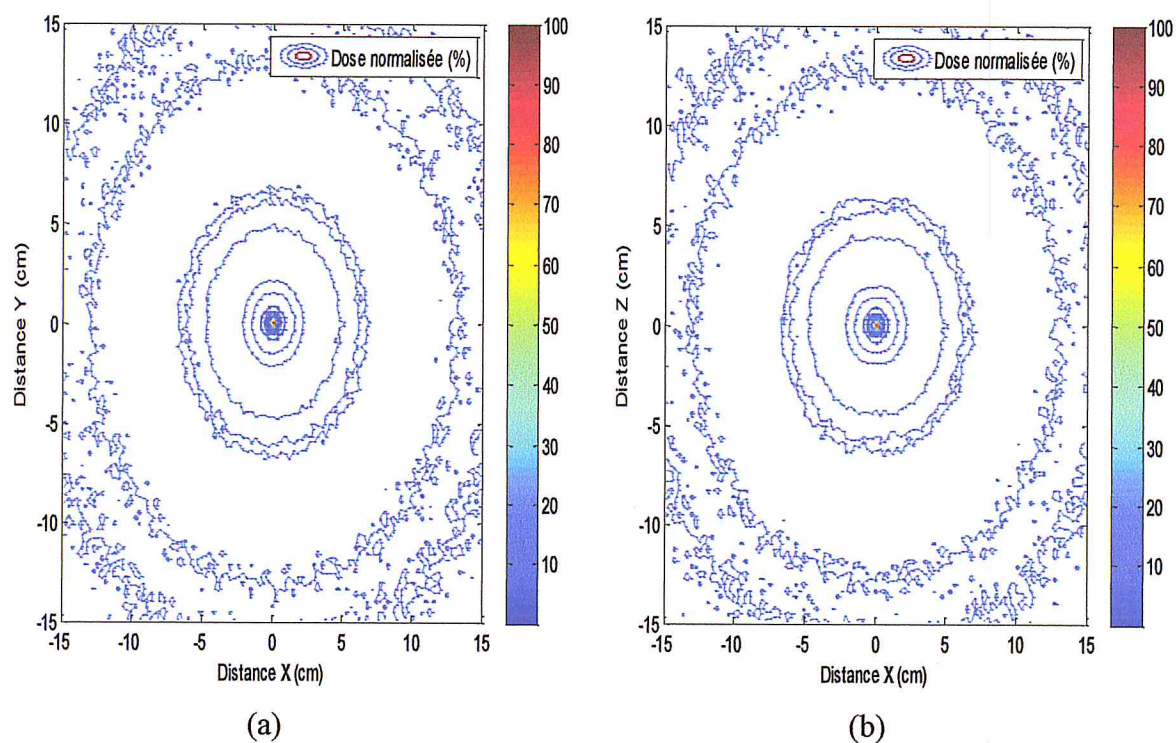


Figure IV.16 : Distribution de dose autour de la source non filtrée de Co 60 dans les plans : (a) XY, (b) XZ.



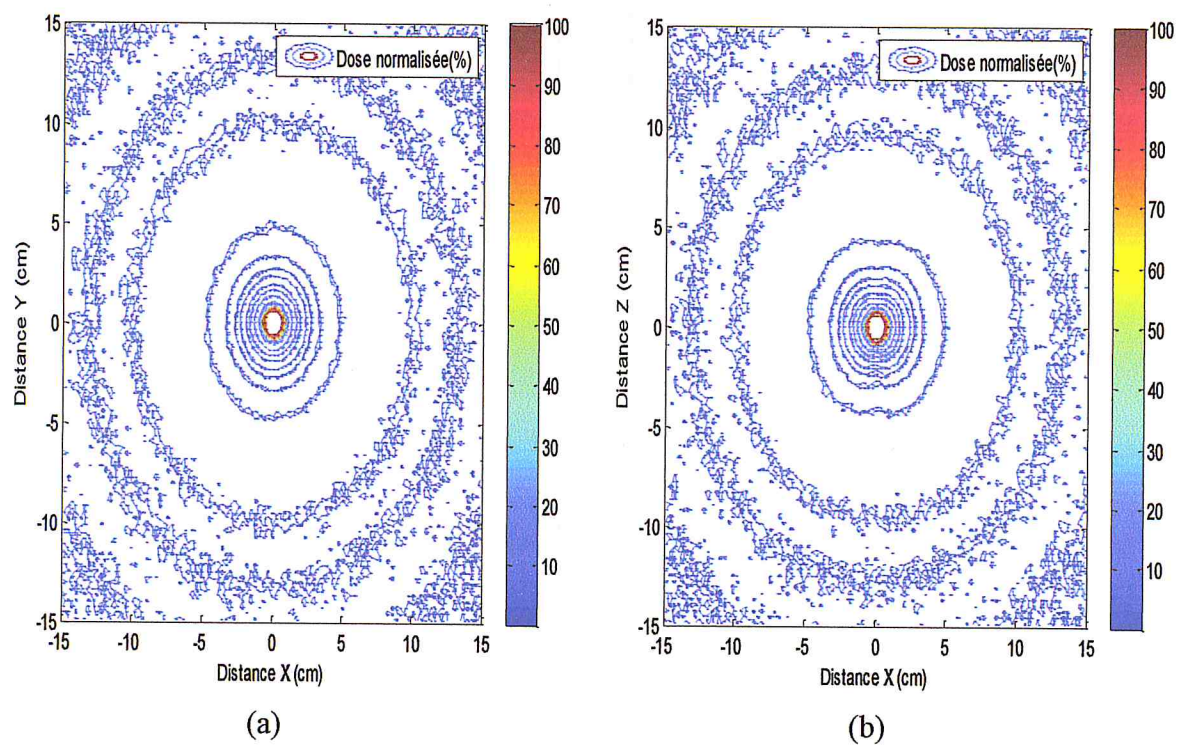


Figure IV.17 : Comparaison des distributions de dose autour de la source de Co 60 avec et sans gaine dans les plans : (a) XY et (b) XZ.

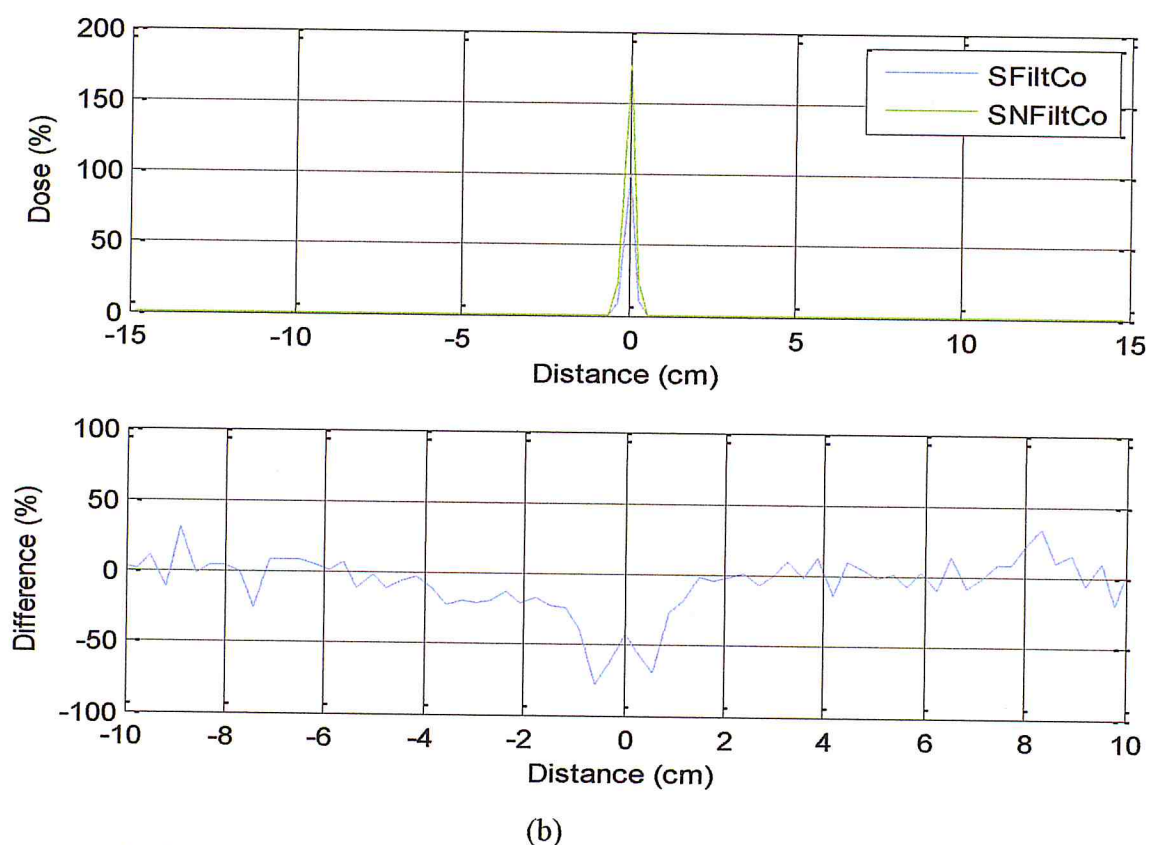
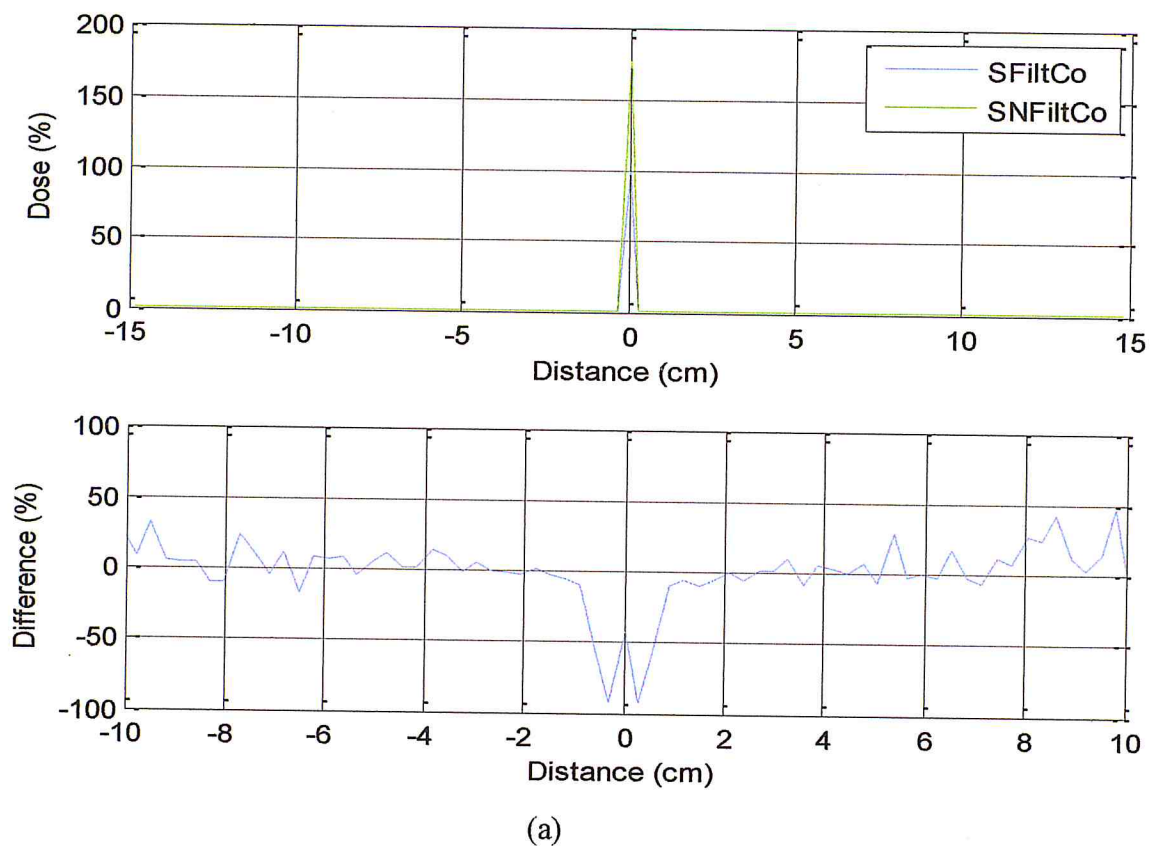


Figure IV.18 : Comparaison des distributions de dose autour de la source de Co 60 filtrée et non filtrée selon les axes : (a) X et (b) Z.



#### **IV.3.1.2 Source de Cs137 type CDC1100**

Les courbes isodoses autour de la source filtrée et non filtrée de Cs137 sont représentées sur les figures IV.19 et IV.20 suivantes.

Une comparaison entre les distributions de dose associées à la source filtrée et non filtrée a été effectuée. Les résultats sont représentés sur la figure IV.21.

D'après la figure IV.21, les courbes isodoses sont circulaires autour d'un point central dans les plans XY, XZ et YZ. Selon les trois axes, les écarts moyens estimés entre la source filtrée et la source non filtrée de Cs137 sont de l'ordre de (figure IV.22) 23.75, 26.93 et 1.46% selon les axes X, Y et Z respectivement.

Pour la source de Cs 137, nous avons conclu que la contribution de la dose bêta est concentrée au voisinage de la source ( $\approx$  à 1cm) comme dans le cas du Co60.

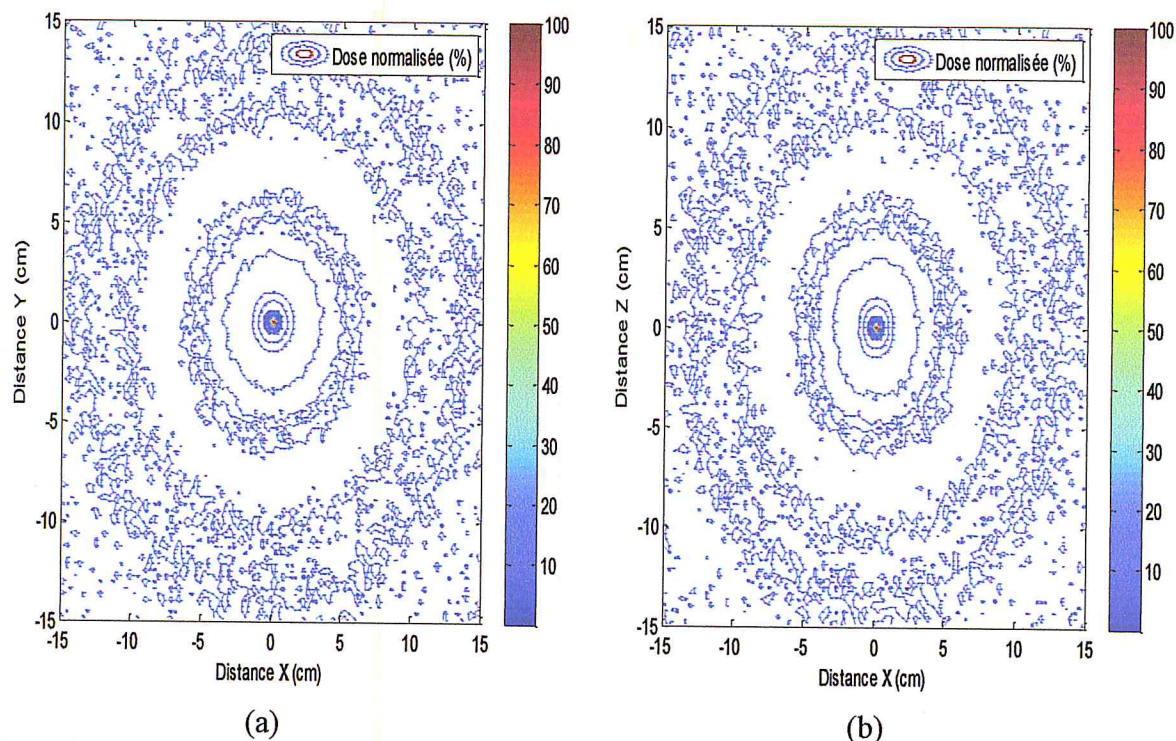


Figure IV.19 : Distribution de dose autour de la source réelle de Cs137 dans les plans : (a) XY et (b) XZ.

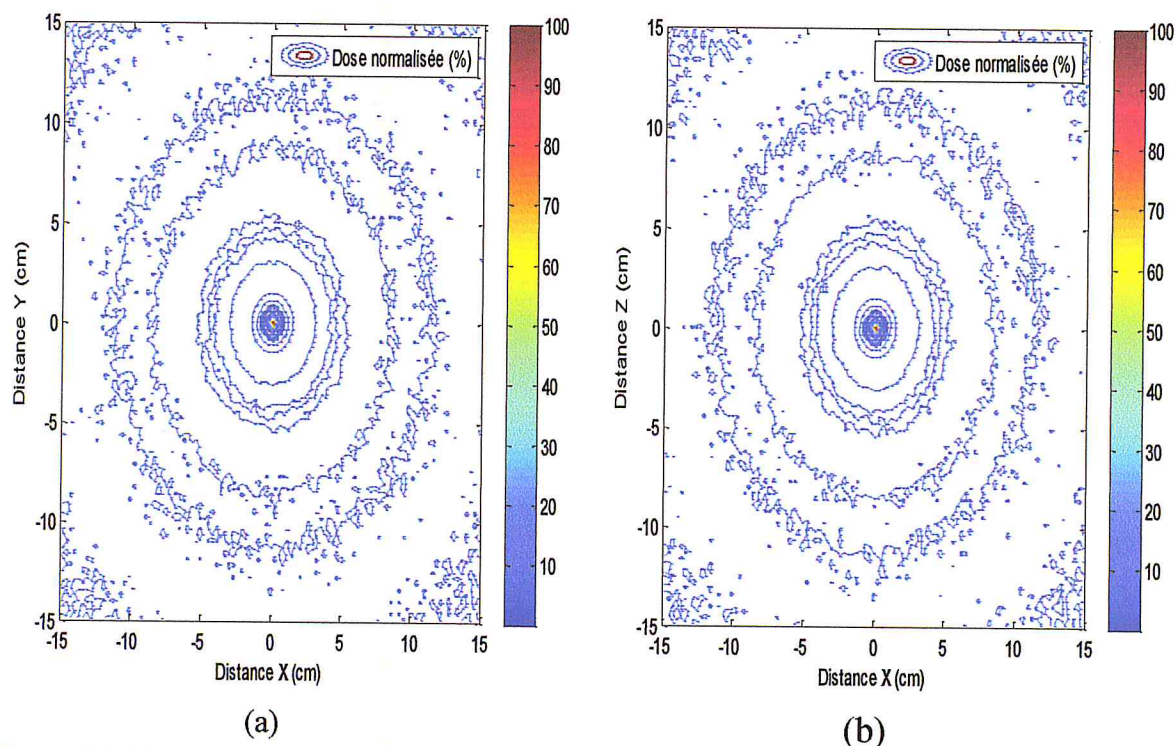


Figure IV.20 : Distribution de dose autour de la source non filtrée de Cs137 dans les plans : (a) XY et (b) XZ.



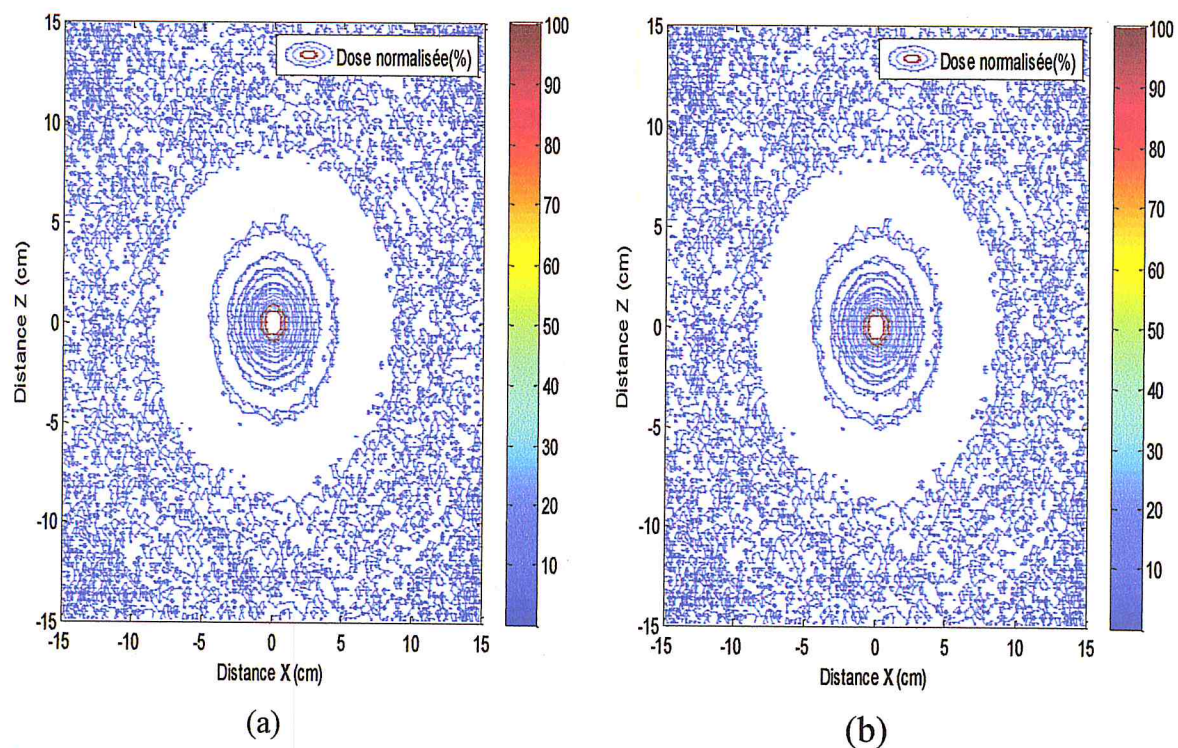


Figure IV.21 : Comparaison des distributions de dose autour de la source de Cs137 avec et sans gaine dans les plans : (a) XY et (b) XZ.

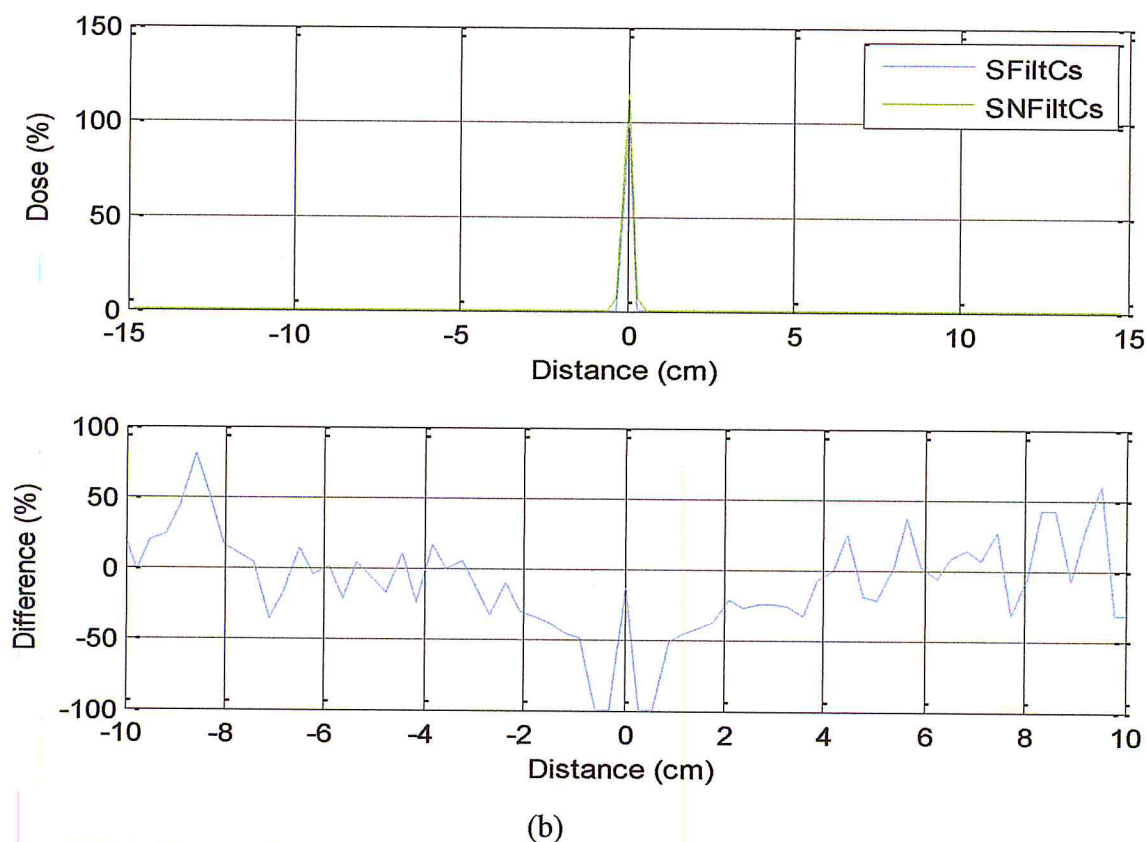
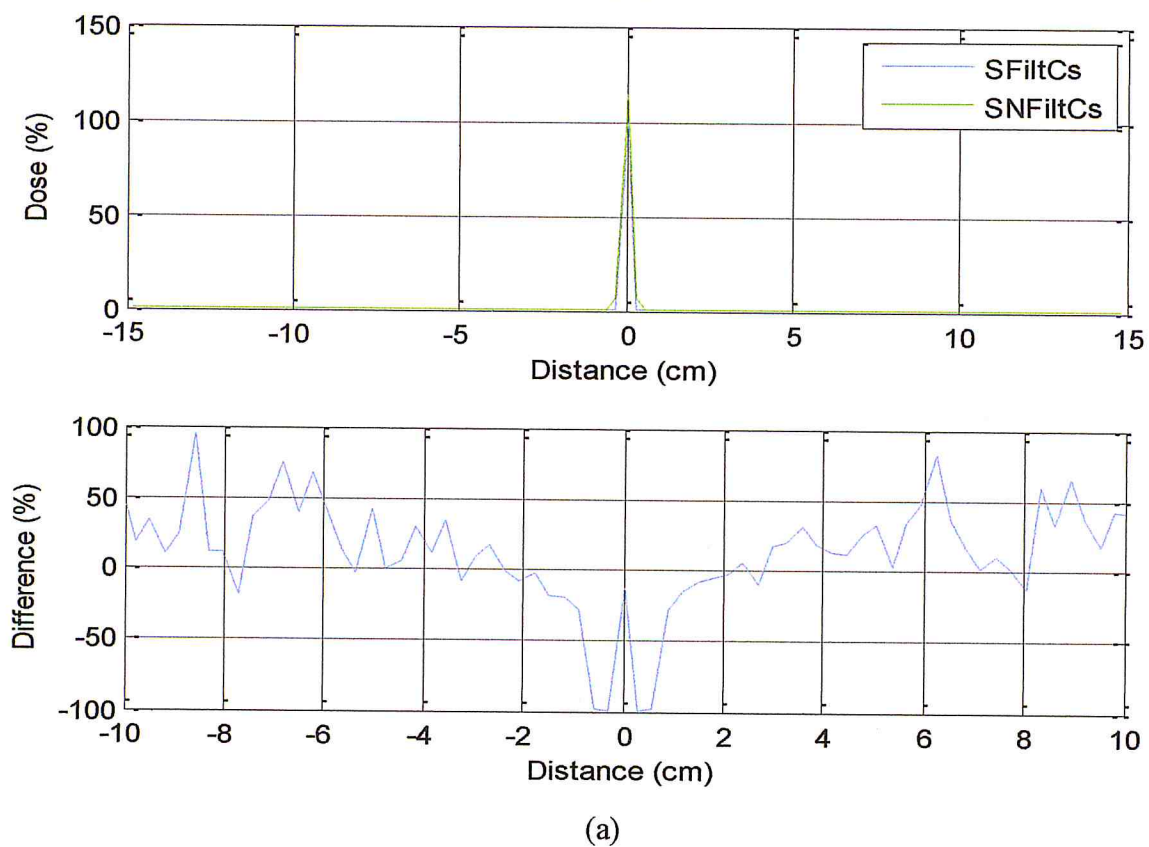


Figure IV.22: Comparaison des distributions de dose autour de la source de  $\text{Cs137}$  filtrée et non filtrée selon les axes : (a) X et (b) Z.



### IV.3.1.3 Source d'Ir192 type IRF2

Les courbes isodoses autour de la source filtrée et non filtrée d'Ir192 sont représentées sur les figures IV.23 et IV.24 ci-dessous.

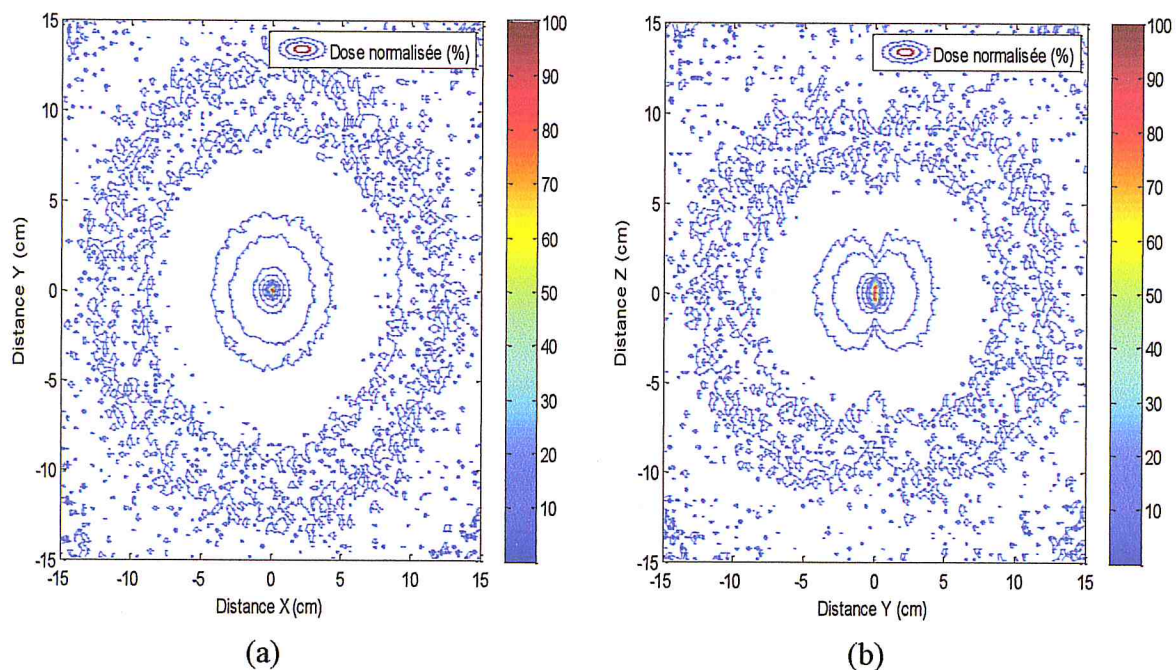


Figure IV.23 : Distribution de dose autour de la source filtrée d'Ir192 dans les plans : (a) XY et (b) XZ.

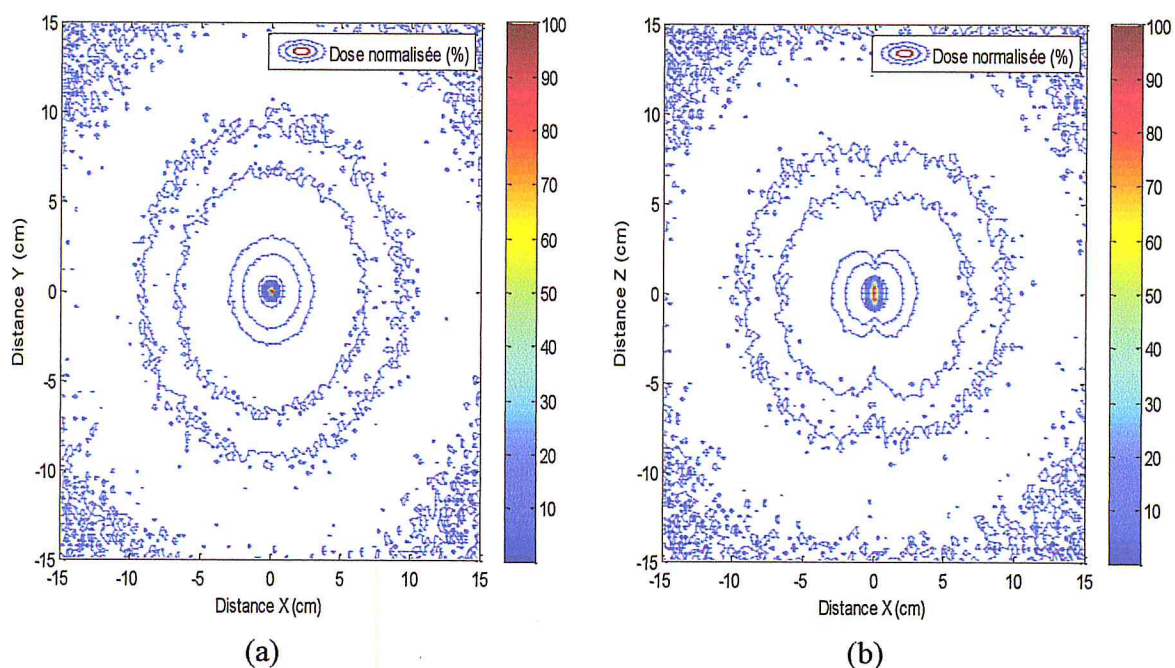


Figure IV.24 : Distribution de dose autour de la source non filtrée d'Ir192 dans les plans : (a) XY et (b) XZ.



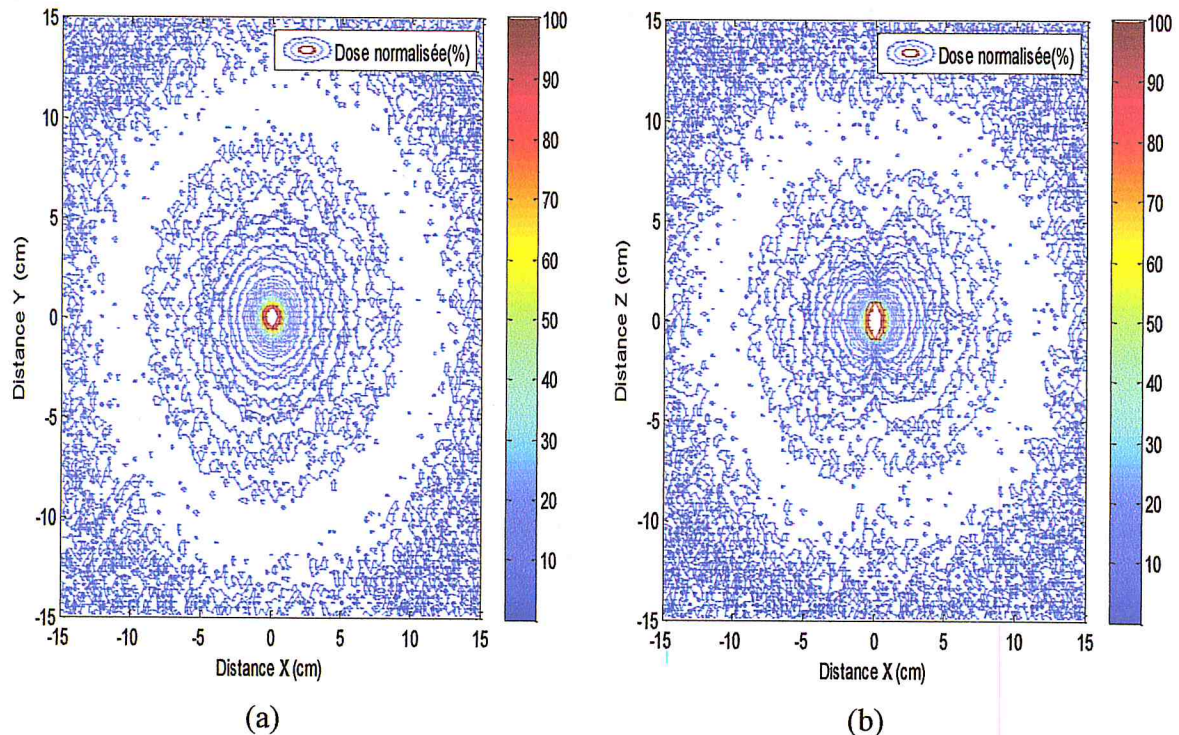


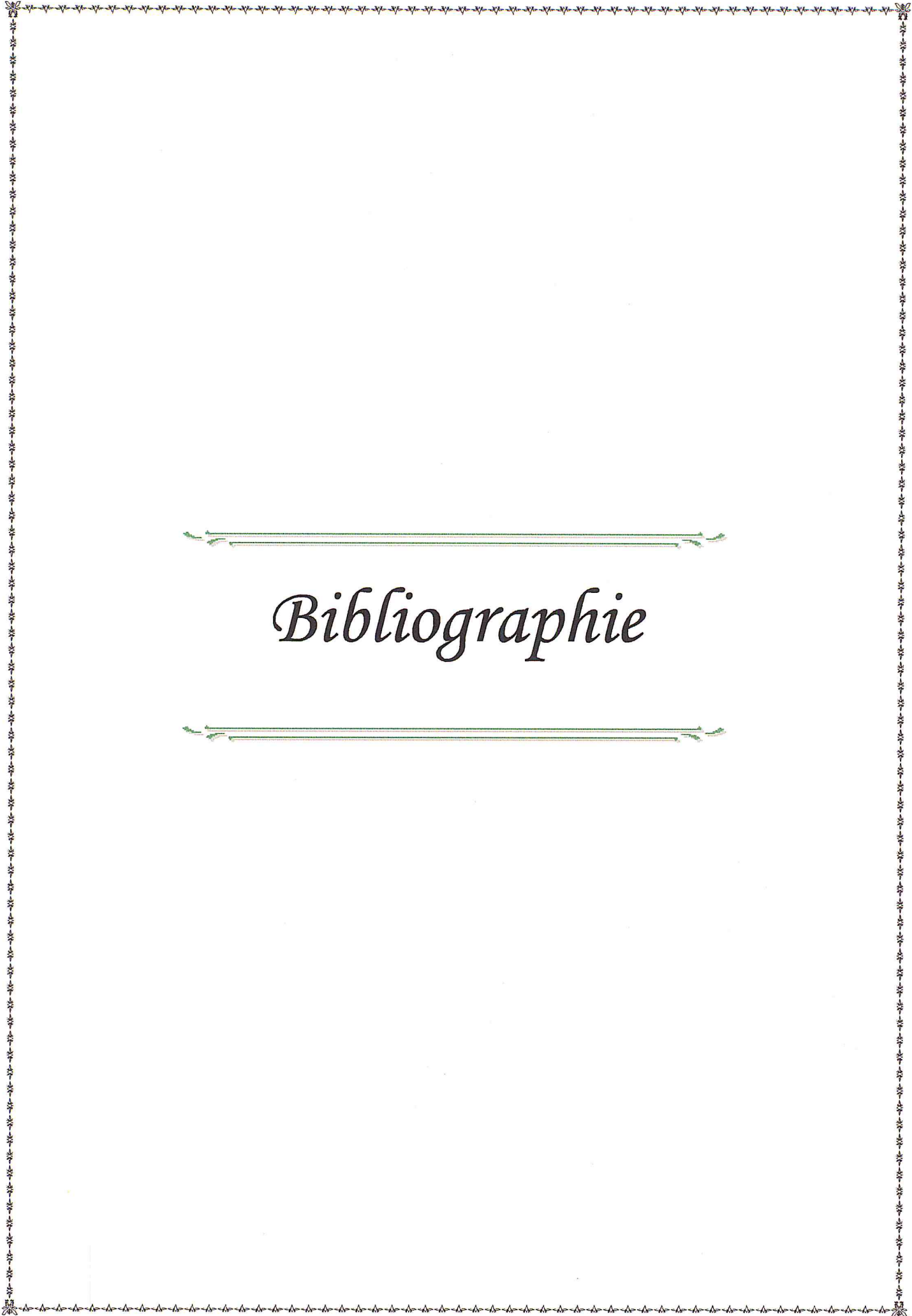
Figure IV.25 : Comparaison des distributions de dose autour de la source d'Ir192 avec et sans gaine dans les plans : (a) XY et (b) XZ.

La figure IV.25 représente une comparaison entre les distributions de dose autour de la source d'Ir192 avec et sans la gaine. Ces courbes isodoses sont circulaires autour d'un point central dans le plan XY. Dans les deux autres plans (XZ et YZ), ces isodoses montrent une forme allongée le long de l'axe Z (forme de cigare) au voisinage de la source et devient circulaire (un petit peut aplatie le long de l'axe Z) au fur et à mesure que l'on s'éloigne de la source due à l'auto absorption et l'atténuation oblique.

Les écarts moyens estimés entre la source filtrée et la source non filtrée (Figure IV.26) sont de l'ordre de 34.57, 28.79 et 45.22% selon les axes X, Y et Z respectivement.

La comparaison entre les deux configurations montre que la contribution de la dose bêta est concentrée au voisinage de la source ( $\approx$  à 1cm).





# *Bibliographie*



### Bibliographie

- AAPM. 2010.** [En ligne] 2010. <http://aapm.org>.
- Andreo. 1991.** *Mont Carlo techniques in medical radiation physics.* Phys. Med. Biol : 36, 862-920, 1991.
- Armour et al. 1992.** *Equivalence of continuous and pulse simulated low dose rate irradiation in 9L gliosarcoma cells at 37 degrees and 41 degrees C.* Int J Radiat Oncol Biol Phys. 109-14, 1992.
- Bakai et al. 2003.** *A revision of the Gamma evaluation concept for the comparaison of dose distributions.* Phys. Med. Biol, 48, 3543-3553, 2003.
- Baro et al. 1995.** *PENELOPE: an algorithm for Monte-Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons and positrons in matter.* Nucl.Instr.and Meth.610.31-46, 1995.
- Baro. 1993.** *Monte Carlo simulation of electron-photon showers, PhD Thesis.* Université de Barcelone. 1993.
- Bielajew et al. 1998.** *On the representation of electron multiple elastic scattering distributions for Monte Carlo calculations.* Nuclear Instruments and Methodes in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms. 134:325-336, 1998.
- Bielajew. 1990.** *Monte Carlo techniques of electron and photon transport for radiation dosimetry, The Dosimetry of Ionising Radiation vol.III.* San Diego : Academic press, 427-539, 1990.
- Blazy. 2007.** *Contrôle qualité des systèmes de planification dosimétriques des traitements en radiothérapie externe au moyen du code Monte-Carlo PENELOPE.* Thèse de l'université de Paul Sabatier. Toulouse, 2007.
- Bordy. 2006.** *La Méthode Monte Carlo: un essai sur les principales applications, les difficultés rencontrées et les perspectives.* CEA Saclay-LNHB, 2006.
- Brenner et al. 1991.** *Conditions for the equivalence of continuous to pulsed low dose rate brachytherapy.* Int J Radiat Oncol Biol Phys. 90-181, 1991.
- Briesmeister. 2000.** *MCNP, a general Monte Carlo n-particle transport code, version4c.* Technical Report N°LA-13709-M, Los Alamos Laboratory, 2000.
- Carasco et al. 2004.** *Comparaison of dose calculation algorithms in phantoms with lung equivalent heterogeneities under conditions of lateral electronic disequilibrium* Med Phys. 31: 2899-2911, 2004.
- Das. 2002.** *Dose perturbations at high-Z interfaces in kilovoltage photon beams: comparaison with Monte Carlo simulations and measurements.* Radiation Physics and Chemistry. 64: 173-179, 2002.
- Das.. 2001.** *Interface dosimetry: measurments and Monte Carlo simulations of low-energy photon beams.* Radiation and Chemistry. 61: 593-595, 2001.



## Bibliographie

---

- Dutreix. 1982.** *Calcul des doses absorbées pour des émetteurs X et Gamma.* In: Masson, editor. *Dosimétrie en curiethérapie.* Paris. 59-81, 1982.
- Dutreix. 1982.** *Dosimétrie en curiethérapie.* Paris, New York, Barcelone, Milan, Mexico et Rio de Janeiro : MASSON, 1982.
- Dutreix. 1992.** *Rôle du débit de dose en curiethérapie.* In: Hermann, editor. *Manuel pratique de curiethérapie.* Paris. 71-84., 1992.
- ESTRO. 2010.** [En ligne] 2010. <http://estro.org>.
- Fleischman et al. 1992.** *Iodine 125 interstitial brachytherapy in the treatment of carcinoma of the lung.* *J Surg Oncol.* 49. pp.25-8., 1992.
- Franchisseur. 2007.** *Modélisation et validation de l'accélérateur PRIMUS de SIEMENS par le code Monte Carlo PENELOPE dans le cadre de la Radiothérapie du Cancer.* Thèse de l'université de Nice-Sophia Antipolis. Nice, 2007.
- Gerbaulet. 2001.** *La curiethérapie a cent ans. Journée de curiethérapie.* Nancy, 2001.
- Gerbaulet. 1992.** *La curiethérapie.* In: Mazeron J.J, Locoche T. et Maugis A., editors. *Techniques d'irradiation des cancers.* Paris : 101-119, 1992.
- Glasgow. 1994.** *Principles of remote afterloading devices.* In: Williamson, J.F., Thomadsen, B.R. and Nath, R., editors. *Brachytherapy Physics.* California. 486-502, 1994.
- Greenburg et al. 1990.** *Interstitially implanted I125 for prostate cancer using transrectal ultrasound.* *Oncol Nurs Forum.* 849-54., 1990.
- ICRU. 2010.** [En ligne] 2010. <http://icru.org>.
- ISO 2919. 2012.** *Norme Internationale Standard Organisation. Radioprotection - Sources radioactives scellées - Prescriptions générales et classification. Première édition, 1999 et révisée par ISO 2919 : 2012.* 2012.
- Jiang. 1999.** *Monte Carlo modelling of electron beams from medical accelerators.* *Phys. Med. Biol.*, 44, R157-R189, 1999.
- Kawrakow. 2000.** *Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport: I.EGSnrc, the new EGS4 version,* *Med Phys.* 485-498, 2000.
- Kawrakow. 2000.** *Investigation of variance reduction techniques for Monte Carlo photon dose calculation using XVMC.* *Phys. Med. Biol.*, 45, 2163-2184, 2000.
- Lessard. 2001.** *Inverse planning anatomy-based dose optimisation for HDR-brachytherapy of the prostate using fast simulated annealing algorithm and dedicated objective function.* *Med Phys.* 773-9, 2001.
- Low et al. 1998.** *A technique for the quantitative evaluation of dose distributions,* *Med. Phys.* 656-661, 1998.

## Bibliographie

---

- Mackie. 1990.** *Applications of the Monte Carlo Method in Radiotherapy, The Dosimetry of Ionizing Radiation vol.III.* San Diego : Academic Press, 541-620, 1990.
- Matzkin et al. 2003.** *Iodine-125 brachytherapy for localized prostate cancer and urinary morbidity: a prospective comparison of two seed implant methods-preplanning and intraoperative planning.* *Urology.* 497-502., 2003.
- Metropolis. 1949.** *The Monte Carlo method.* *J Am Stat Assoc :* 44:3356341, 1949.
- Mijnheer et al. 2004.** *Quality Assurance of Treatment Planning Systems Practical Examples for Non-IMRT Photon Beams Practical Examples.* ESTRO, BOOKLET NO.7., 2004.
- Nagel. 1964.** 1964.
- Nath et al. 1995.** *Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.43, MEd. Phys.* 22(2), 209-234., 1995.
- Poupon. 2003.** *La curiethérapie de débit pulsé: optimisation et place de l'imagerie.* *Cancer/Radiothérapie.* 136-146., 2003.
- Raesside. 1976.** *Monte Carlo principales and applications.* *Phys. Med. Biol :* 21, 181-197, 1976.
- Rogers. 1991.** *"The role of Monte Carlo simulation of electron transport in radiation dosimetry"* *Int.J.Rad.Appl.Instrum., Part A: Applied radiation and isotopes.* 965-974, 1991.
- Salvat et al. 2003.** *Penelope a code system for monte carlo simulation of electron and photon transport.* OECD, 2003.
- Salvat et al. 1996.** *PENELOPE, an algorithm and computer code for simulation of electron-photon showers.* *Informes Technicos Ciemat n°799,* 1996.
- Sempau. 1995.** *Development and applications of a computer code for Monte Carlo simulation of electron-photon showers.* Catalunya : PhD Thesis of Universitat Politecnica, 1995.
- Sempau et al. 2003.** *PENELOPE, A code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport.* Issy. les Moulineaux:OECD, 2003.
- Seuntjens. 2003.** *Comparaison of measured and Monte Carlo calculated dose distributions in inhomogeneous phantoms in clinical electron beams.* *Phys. Med. Biol.,* 48, 2339-2354, 2003.
- Sgouros. 2003.** *Therapeutic applications of Monte Carlo calculations in nuclear medicine.* Bristol : Institut of physics publishing, 2003.
- Turner. 1985.** *Review paper: a Monte Carlo primer for health physicists.* *Health Phys :* 48, 717-733, 1985.
- Van der Laarse. 1994.** *Introduction to HDR brachytherapy optimisation.* In: Mould RF., Battermann JJ., Martinez AA., et al., editors. *Brachytherapy from radium to optimisation.* Veenendaal . 331-351., 1994.



## Bibliographie

---

**Van Dyk et al. 1993.** *Commissioning and quality assurance of treatment planning computers*, *Int.J.Radiat. oncol. Biol. Phys.* 261-273, 1993.

**Venselaar et al. 2001.** *Application of a tests package in an intercomparaison of the performance of treatment planning systems used in a clinical setting*, *Radiother. Oncol*, 203-213, 2001.

**Venselaar et al. 2001.** *Tolerances for accuracy of photon beam dose calculations of treatemnet planning systems*, *Radiother. Oncol*, 191-201, 2001.

**Wilkinson. 2006.** *High dose rate (HDR) brachytherapy quality assurance: a practical guide Biomed Imaging Interv J.* 2006.

## Résumé

La curiethérapie est une technique par laquelle des sources radioactives scellées sont introduites dans le corps. Cette technique permet de délivrer la dose voulue à la tumeur tout en évitant au maximum les tissus sains.

Afin de pouvoir réaliser au mieux le traitement, il est important de connaître aussi précisément que possible la distribution de dose autour des sources. Donc, le calcul de dose est une étape très importante dans la chaîne de planification de traitement. Ce calcul doit être :

- précis pour que le physicien médical et le radio-oncologue puissent prendre une décision basée sur des résultats réalistes ;
- et rapide pour permettre une utilisation simple en routine clinique.

Pour remédier à cela les physiciens ont développé plusieurs techniques de calcul de dose. La technique Monte Carlo apporte des avantages considérables permettant d'espérer une détermination plus précise des grandeurs physiques recherchées, en particulier la prise en compte très complète des phénomènes physiques mis en jeu lors de chaque interaction (section efficace, spectre énergétique,...) et la possibilité de décrire avec précision la géométrie et la composition du milieu de façon réelle, cela, permettra d'améliorer la précision des résultats de simulation.

En curiethérapie, le calcul dosimétrique le plus fréquemment utilisé, est réalisé en utilisant l'énergie moyenne du radioélément tout en négligeant ses émissions bêta. L'intérêt de notre travail est de réaliser des calculs dosimétriques en tenant compte du spectre énergétique du radioélément et en tenant compte de ses émissions bêta. Dans cette étude, les calculs des distributions de dose, autour de sources scellées ont été réalisés en utilisant le code de calcul PENELOPE, un code basé sur l'utilisation de la méthode MC. Le traitement et l'analyse des données ont été effectués en utilisant le langage MatlabR2007 et Microsoft Office Excel 2007.

**Mots-clefs**: Spectre énergétique, distribution de dose, sources scellées, curiethérapie.



### Abstract

Brachytherapy is a technique by which sealed radioactive sources are introduced into the body and positioned near the tumor. This technique can deliver the desired dose to the tumor while avoiding damage to healthy tissues.

To achieve the best possible treatment, it is very important to know as precisely as possible the dose distribution around the source.

Dose calculation is a central part of treatment planning. The dose calculation must be:

- accurate so that the medical physicists and the radio-oncologists can make a decision based on results close to the reality;
- and fast enough to allow a routine use of dose calculation.

To remedy this, the physicists have developed several techniques for dose calculating, from the most approximate and fast to the most accurate and slow. Monte Carlo technique brings substantial benefits to expect a more precise physical quantities sought determination, in particular taking into account extensive physical phenomena involved during every interaction (cross section, energy spectrum,...) and the ability to accurately describe the geometry and the composition of the medium in a real way, this will improve the accuracy of the results.

In brachytherapy, the most commonly used dose calculation, is made using the average energy of the radioelement while neglecting its beta emission. The importance of our work is to achieve dosimetric calculations taking into account the energy spectrum of the radioelement and its beta emission. In this study, dose distributions calculations, around sealed sources have been performed using the PENELOPE code, one code based on the use of the MC method. Treatment and the data analysis have been realized using the MatlabR2007 language and Microsoft Office Excel 2007.

**Keywords:** Energy spectrum, dose distribution, sealed radioactive sources, brachytherapy.

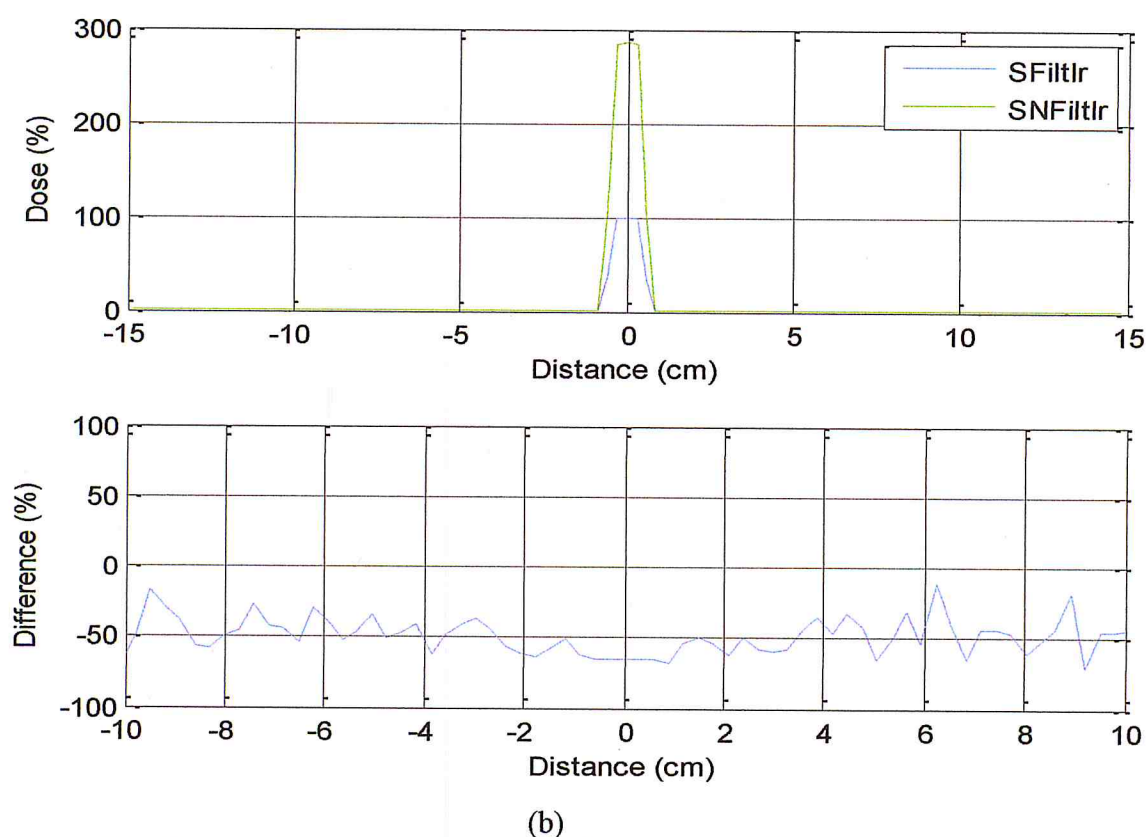
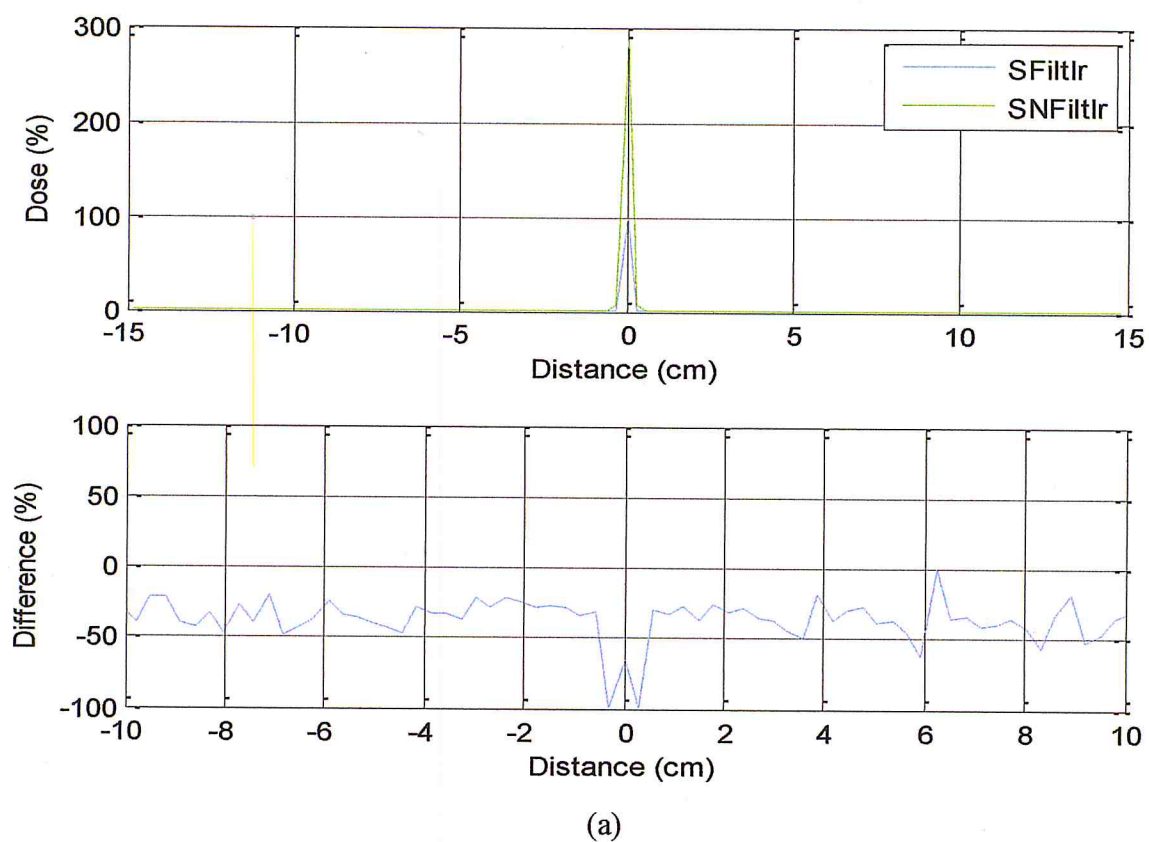


Figure IV.26 : Comparaison des distributions de dose autour de la source de l'Ir192 filtrée et non filtrée selon les axes (a) X et (b) Z.



#### IV.4 Etude de l'influence du changement du spectre énergétique sur la distribution de dose

Afin d'étudier l'influence du choix du spectre énergétique sur la distribution de dose, nous avons comparé les profils de dose simulés entre eux. Cette étude permettra de déterminer le spectre optimal pour les trois radioéléments les plus utilisés en curiethérapie.

##### IV.4.1 Sources isotropiques

##### IV.4.1.1 Source de Co60

La figure IV.27 ci-dessous schématise les courbes isodoses associées au spectre de référence et à l'énergie moyenne, dans le plan XY ( $Z=0$ ).

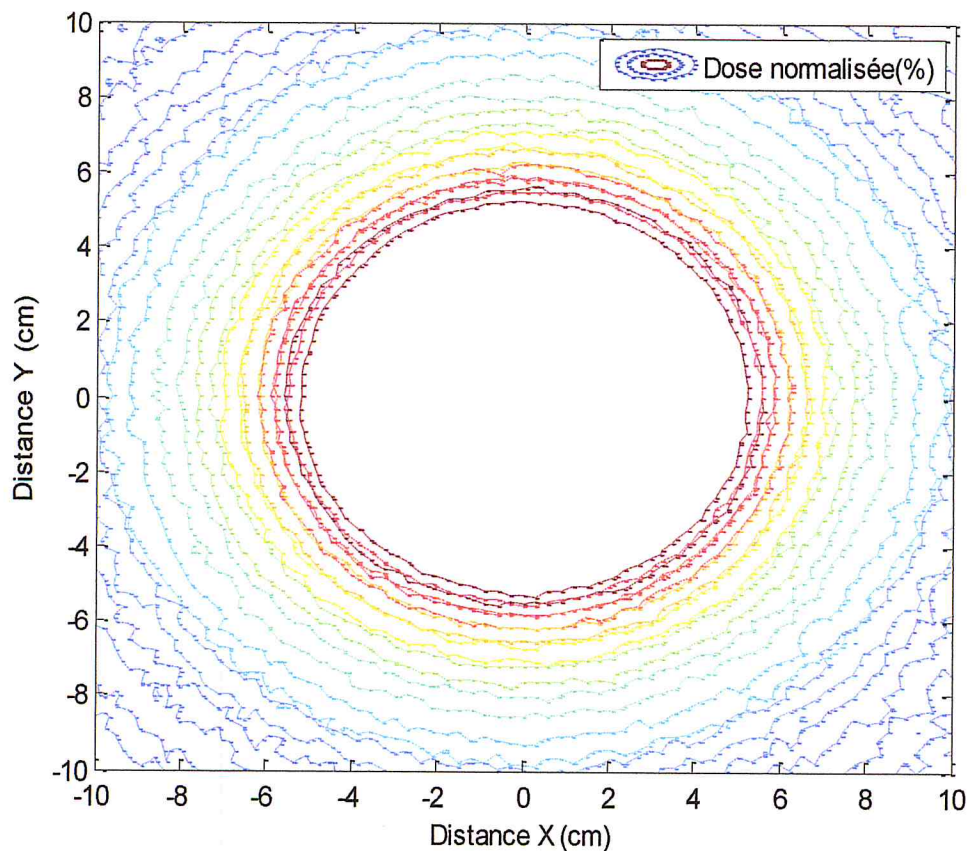


Figure IV.27 : Comparaison des distributions de dose associées au spectre de référence (SptRefCo) et à l'énergie moyenne (Spt5co), dans le plan XY ( $Z=0$ ), pour une source isotropique de Co 60.

La comparaison de ces courbes isodoses montre que les isodoses associées à l'énergie moyenne (Spt5Co) sont déplacés vers le centre de la source de 5mm par rapport aux isodoses associées au spectre de référence (SptRefCo).

La même comparaison a été réalisée entre les courbes isodoses associées au spectre de référence et les cinq spectres de Co60.

Les résultats ont donné des déplacements de l'ordre de : 0.5, 3, 6 et 5 mm, pour les isodoses associées aux spectres Spt2Co, Spt3Co, Spt4Co et Spt5Co respectivement.

Une comparaison entre les profils de dose simulés a été réalisé en utilisant la méthode de l'écart relatif et l'équation (III.5) donnée dans la section (§III.7.1). Les résultats de calcul sont donnés sur la figure IV.28 ci-dessous.

Nous remarquons qu'au fur et à mesure que le spectre se réduit, l'écart augmente. Les écarts relatifs moyens calculés sont de l'ordre de : 0.023, 11.72, 16.06 et 11.56% entre le spectre de référence et les spectres Spt2Co, Spt3Co, Spt4Co et Spt5Co respectivement. Donc, en utilisant l'énergie moyenne (le spectre Spt5Co), on réduit la dose de 11%. Par contre, en réduisant le spectre énergétique on réduit la dose de 11 à 16%.

Nous pouvons conclure, de cette analyse, que le spectre Spt2Co est le spectre optimal car les distributions de dose associées à ce spectre sont très proches à celles associées au spectre de référence SptRefCo (déplacement inférieur à 1mm qui répond aux tolérances définies.

La même comparaison a été réalisée entre les courbes isodoses associées au spectre de référence et les quatre spectres de Cs137. Les résultats ont donné un déplacement constant de l'ordre de 2 mm, pour les isodoses associées aux spectres Spt2Cs, Spt3Cs, Spt4Cs et Spt5Cs. Les écarts relatifs moyens sont de



l'ordre de : -0.83, -1.19, -9.59 et 3.18% entre le spectre de référence et les spectres Spt2Cs, Spt3Cs, Spt4Cs et Spt5Cs respectivement, pour la source isotropique de Cs137. Nous déduisons que, pour la source isotropique de Cs137, les spectres Spt3Cs et Spt5Cs sont les spectres optimaux.

Pour la source isotropique d'Ir192, la comparaison a donné des déplacements de l'ordre de : 0.74, 0.74, 1.48, 1.48, 2.22 et 0.74mm. Les écarts moyens sont de l'ordre de : -0.003, -0.028, -0.040, -0.102, -0.080 et 0.011 entre le spectre de référence et les spectres Spt2Ir, Spt3Ir, Spt4Ir, Spt5Ir, Spt6Ir et Spt7Ir respectivement. Donc, le spectre optimal correspond à l'énergie moyenne (Spt7Ir).

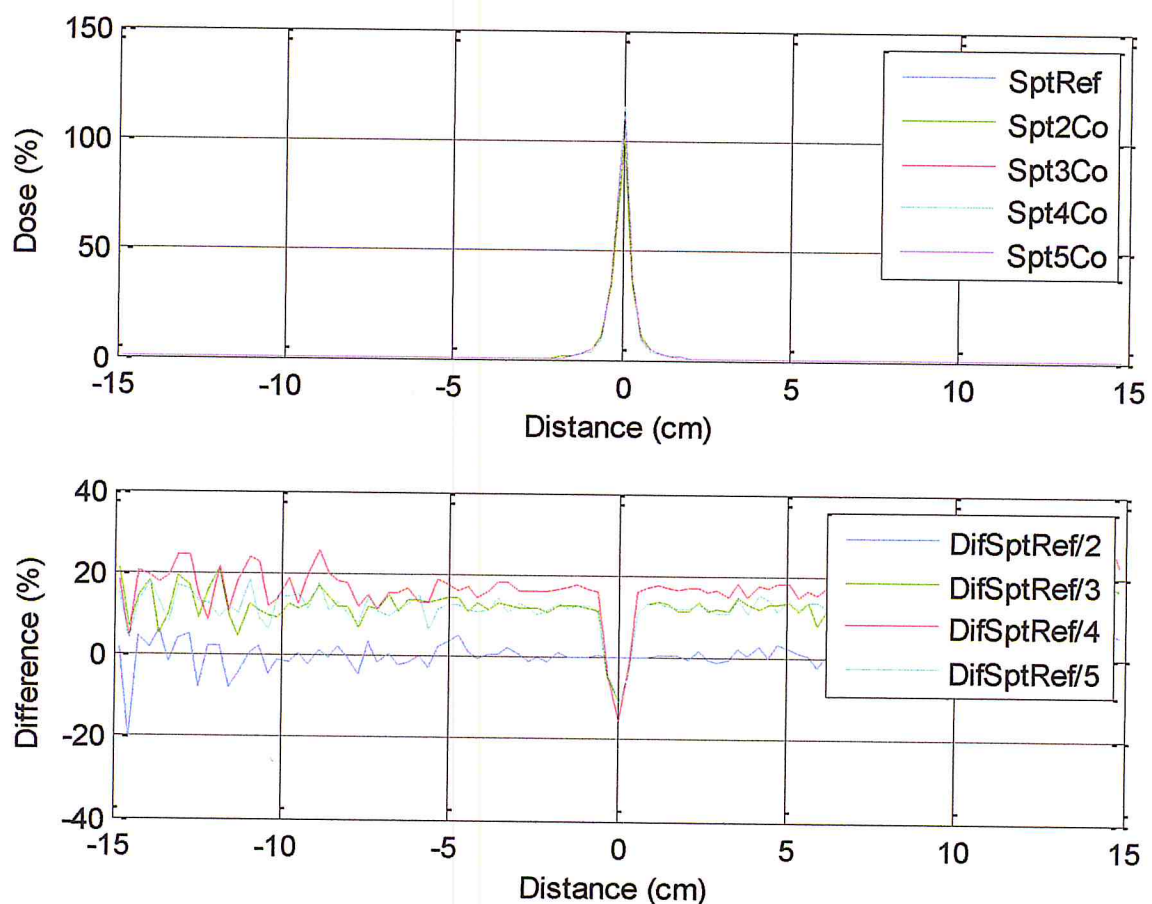


Figure IV.28: Résultats de calcul de l'écart relatif entre les profils de dose simulés en utilisant le spectre de référence (SptRefCo) et les spectres Spt2Co, Spt3Co, Spt4Co et Spt5Co, pour une source isotropique de Co60.

## IV.4.2 Sources réelles

### IV.4.2.1 Source de Co60 type A0.o86

Les courbes isodoses associées au spectre de référence et à l'énergie moyenne de la source réelle du Co60 sont données sur la figure IV.29.

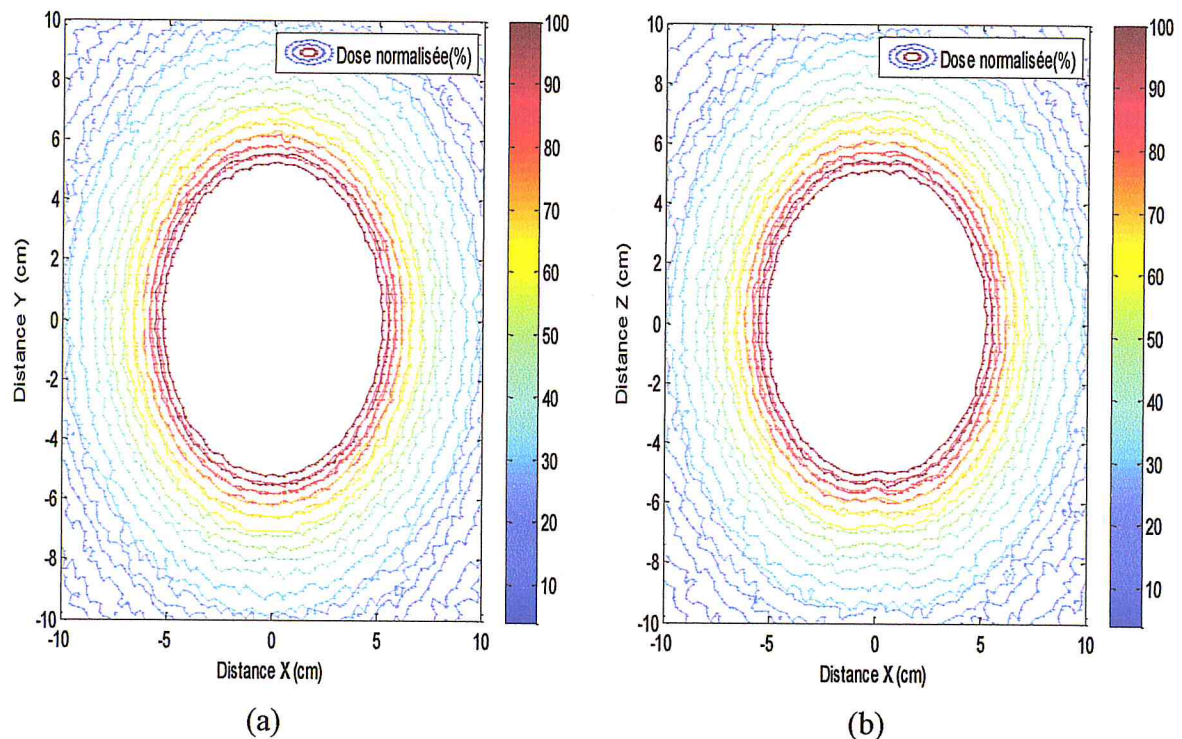


Figure IV.29 : Comparaison des distributions de dose associées au spectre de référence (SptRefCo) et à l'énergie moyenne (Spt5Co) dans les plans : (a) XY et (b) XZ pour la source réelle de Co 60.

La comparaison de ces courbes isodoses montre que, les isodoses associées à l'énergie moyenne (Spt5Co) sont décalées vers le centre de la source de 2.9 mm par rapport aux isodoses associées au spectre de référence (SptRefCo).

La même comparaison a été réalisée entre les courbes isodoses associées au spectre de référence et les quatre spectres de Co60. Les résultats ont donné des décalages de l'ordre de :

- 0.74, 4.4, 5.2 et 2.9 mm pour les spectres Spt2Co, Spt3Co, Spt4Co et Spt5Co par rapport au spectre de référence selon les trois axes.



Les résultats de calcul de l'écart relatif entre les profils de dose simulés sont donnés sur la figure IV.30 suivante :

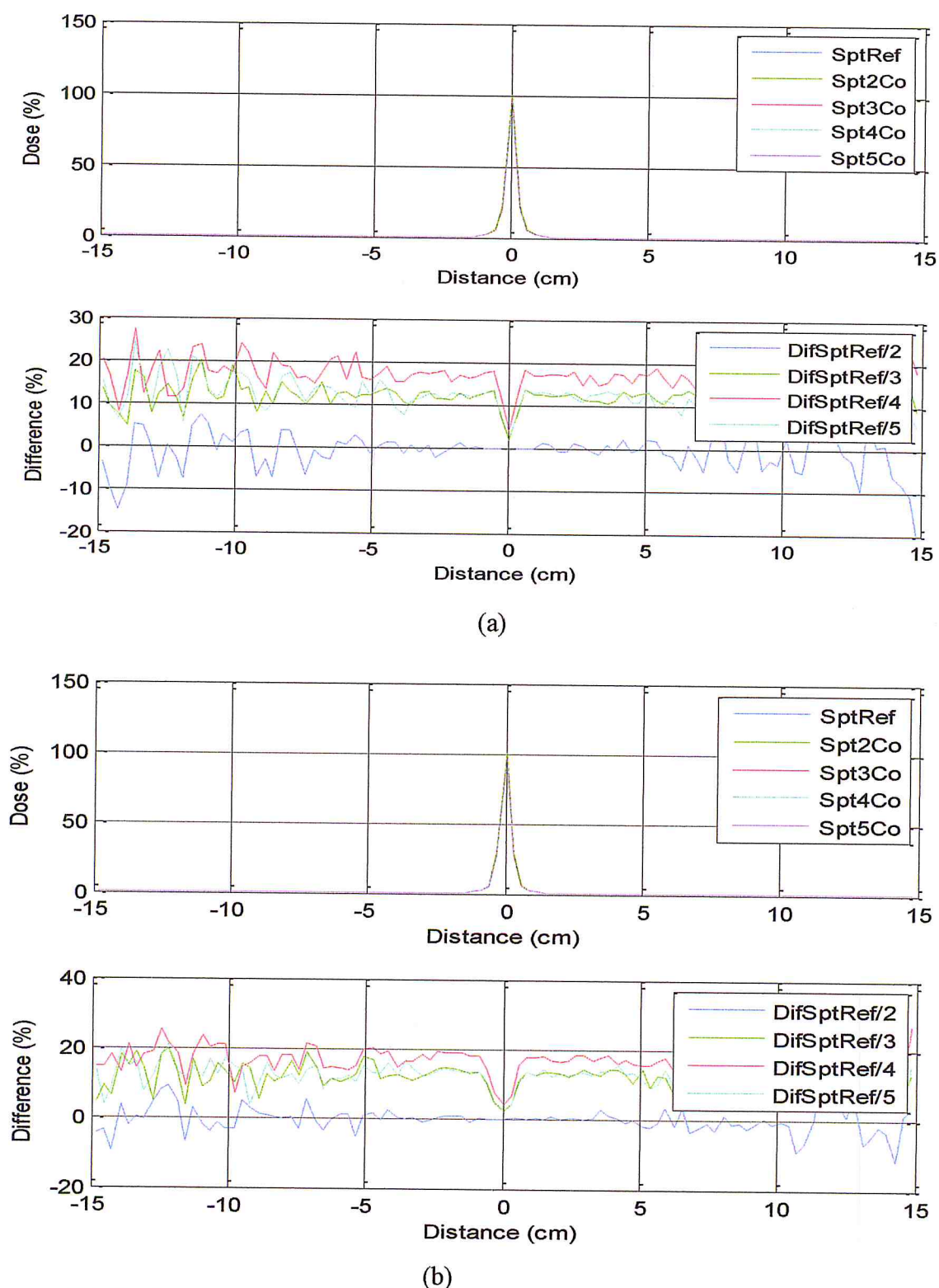


Figure IV.30 : Résultats de calcul de l'écart relatif entre les profils de dose simulés en utilisant le spectre de référence et les spectres Spt2Co, Spt3Co, Spt4Co et Spt5Co respectivement, pour une source de Co60 selon les axes (a) X et (b) Z.

Les écarts relatifs moyens, entre le spectre de référence et les spectres Spt2Co, Spt3Co, Spt4Co et Spt5Co respectivement, pour la source réelle de Co60 sont:

- -0.76, 11.92, 16.59 et 12.26% selon l'axe X.
- -0.48, 11.72, 16.28 et 12.19% selon l'axe Y.
- -0.32, 12.22, 16.97 et 12.51% selon l'axe Z.

Donc, le spectre optimal dans ce cas est celui correspond au deuxième spectre (Spt2Co).

#### IV.4.2.2 Source de Cs137 type CDC1100

La figure IV.31 ci-dessous schématise les courbes isodoses associées au spectre de référence et à l'énergie moyenne de la source réelle de Cs137.

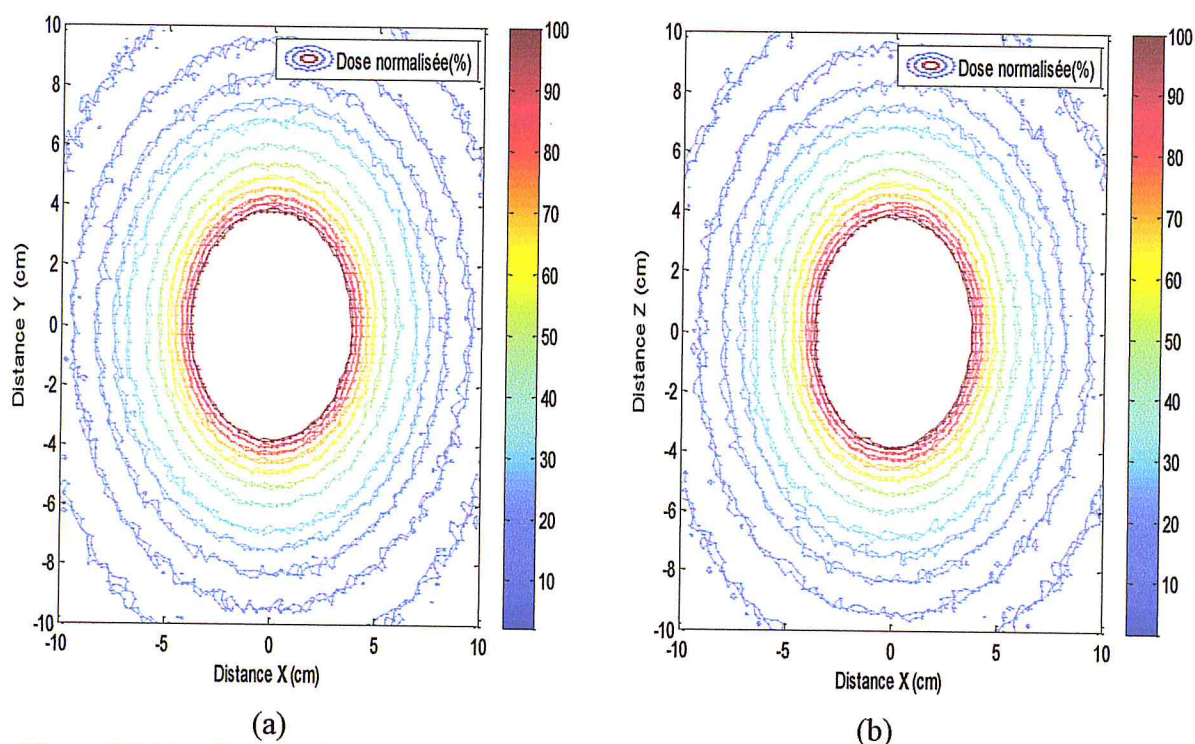


Figure IV.31 : Comparaison des distributions de dose associées au spectre de référence (SptRefCs) et l'énergie moyenne (Spt5Cs) dans les plans (a) XY et (b) XZ.

Les résultats de calcul de l'écart relatif entre les profils de dose simulés sont donnés sur la figure IV.32 suivante :



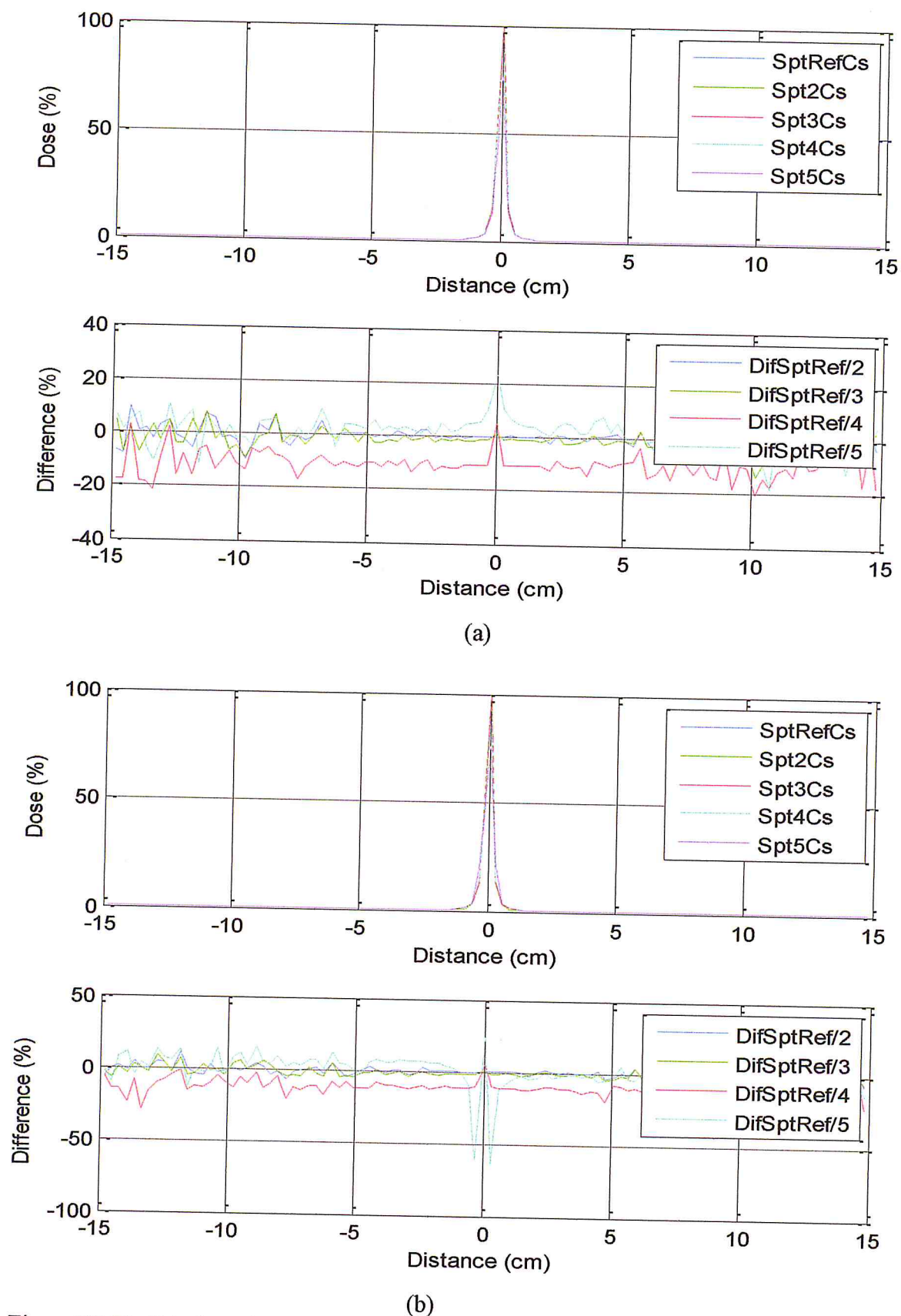


Figure IV.32 : Résultats de calcul de l'écart relatif entre les profils de dose simulés en utilisant le spectre de référence et les spectres Spt2Cs, Spt3Cs, Spt4Cs et Spt5Cs respectivement, pour une source de Cs137 selon les axes : (a) : X et (b) : Z.

Les écarts relatifs moyens, entre le spectre de référence et les spectres Spt2Cs, Spt3Cs, Spt4Cs et Spt5Cs respectivement, pour la source réelle de Cs137 sont de l'ordre de :

- -0.08, -1.24, -10.37 et 1.91% selon X.
- -0.34, -1.83, -10.97 et 1.83% selon Y.
- -0.19, -1.28, -11.12 et -0.92% selon Z.

Nous pouvons conclure, de cette comparaison, que les spectres Spt3Cs et Spt5Cs sont les spectres optimaux.

#### IV.4.2.3 Source d'Ir192 type IRF2

La figure IV.33 ci-dessous schématise les courbes isodoses associées au spectre de référence et à l'énergie moyenne de la source réelle de l'Ir192.

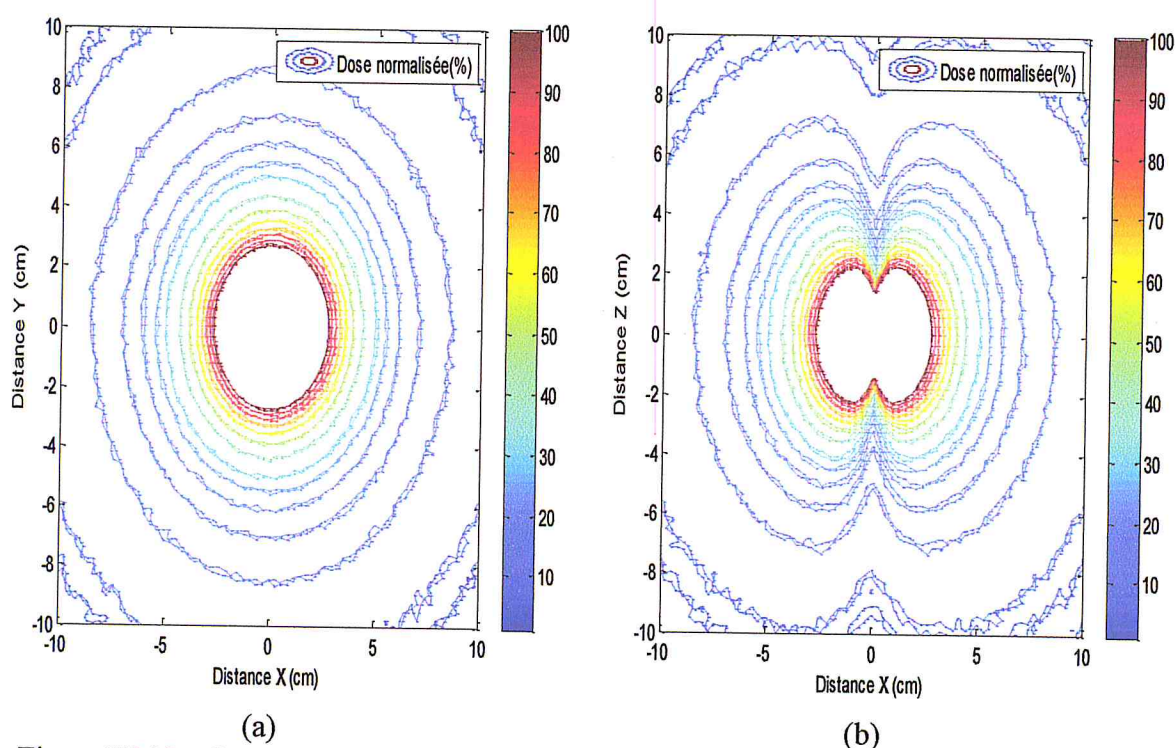


Figure IV.33 : Comparaison des distributions de dose associées au spectre de référence (SptRefIr) et à l'énergie moyenne (Spt7Ir) dans les plans : (a) : XY et (b) : XZ.



La comparaison de ces courbes isodoses montre que les isodoses associés à l'énergie moyenne sont à l'intérieur de celles associées au spectre de référence de 0.7mm. La comparaison des courbes isodoses associées aux sept spectres d'Ir192 donne des déplacements entre les spectres Spt2Ir, Spt3Ir, Spt4Ir, Spt5Ir, Spt6Ir et Spt7Ir et le spectre de référence de l'ordre de :

- 0.7, 1.4, 1.4, 3.7, 3 et 0.7mm selon l'axe X et Y
- 0.7, 2.2, 2.2, 3.7, 3 et 0.7mm selon l'axe Z.

Les résultats de calcul de l'écart relatif entre les profils de dose simulés sont donnés sur la figure IV.34 suivante :

Les écarts relatifs moyens entre le spectre de référence et les spectres Spt2Ir, Spt3Ir, Spt4Ir, Spt5Ir, Spt6Ir et Spt7Ir respectivement, pour la source réelle d'Ir192 sont de l'ordre de :

- 0.011, -0.042, -0.047, -0.145, -0.119 et 0.036 selon l'axe X.
- 0.0009, -0.036, -0.046, -0.134, -0.106 et 0.024 selon l'axe Y.
- 0.0038, -0.036, -0.046, -0.135, -0.090 et 0.045 selon l'axe Z.

Nous pouvons conclure, de cette comparaison, que le spectre Spt7Ir, qui correspond à l'énergie moyenne est le spectre optimal.

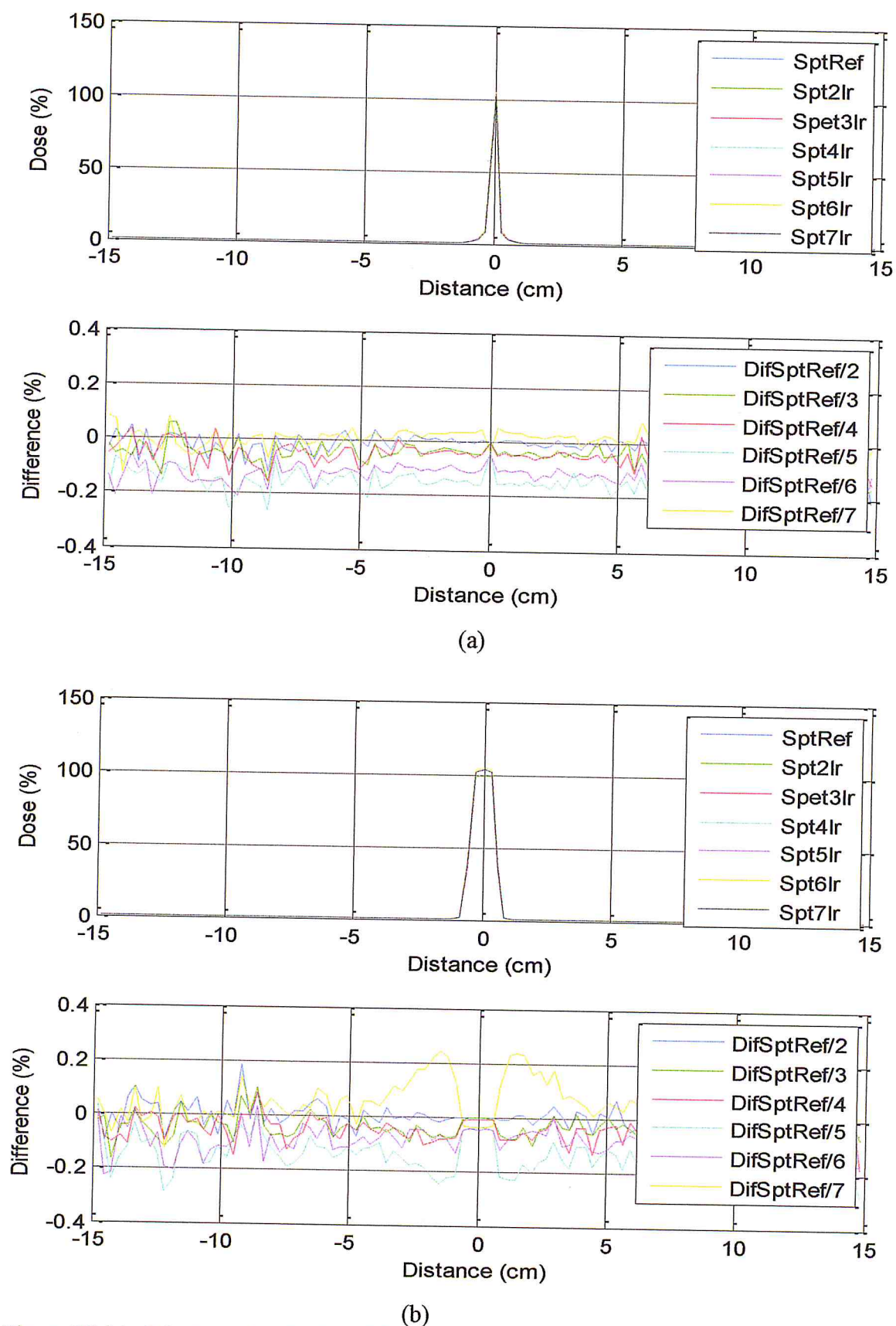


Figure IV.34 : Résultats de calcul de l'écart relatif entre les profils de dose simulés en utilisant le spectre de référence et les spectres Spt2Ir, Spt3Ir, Spt4Ir, Spt5Ir, Spt6Ir et Spt7Ir respectivement, pour une source de l'Ir192 selon les axes : (a) : X et (b) : Z.



#### **IV.5 Etude de la contribution du rayonnement bêta sur la dose délivrée**

Pour l'étude de la contribution du rayonnement bêta sur la dose déposée dans le milieu, nous avons comparé les profils de dose calculés en utilisant le spectre d'émission gamma et celui associé au spectre bêta, pour chaque radioélément.

La comparaison entre ces deux profils de dose pour les sources réelles de Co60, Cs137 et l'Ir192 selon les axes X et Z sont représentées sur les figures 4.35, 4.36 et 4.37.

Selon ces courbes, nous observons que la contribution de l'émission bêta sur la dose délivrée est presque la même le long des trois axes pour le même radioélément. Elle est estimée à 1.15%, 1.5% et 3% pour les trois radioéléments Co60, Cs137 et Ir192 respectivement.

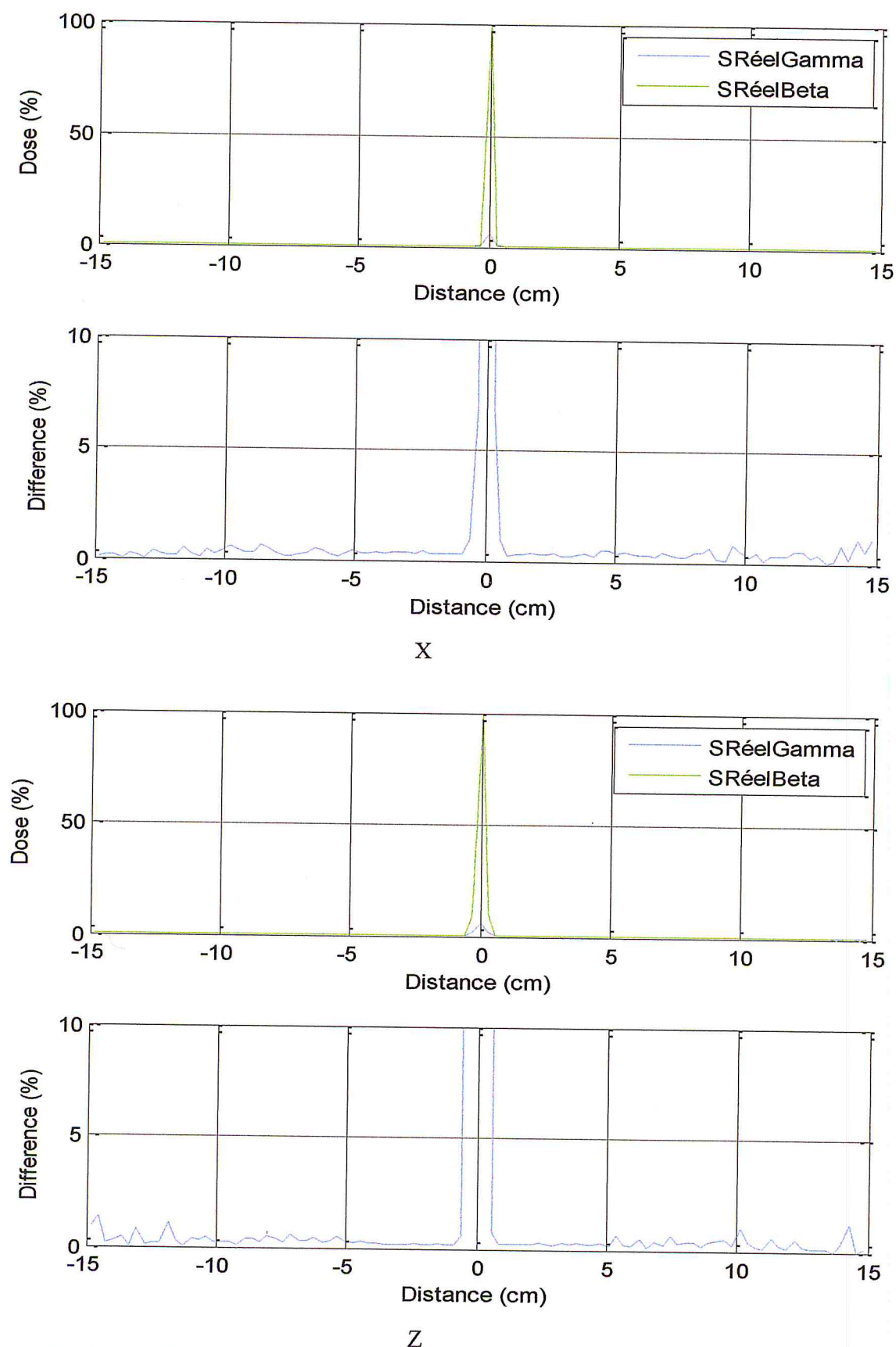


Figure IV.40 : Comparaison des profils de dose associé au spectre de l'émission gamma et bêta pour la source réelle de  $^{60}\text{Co}$ .



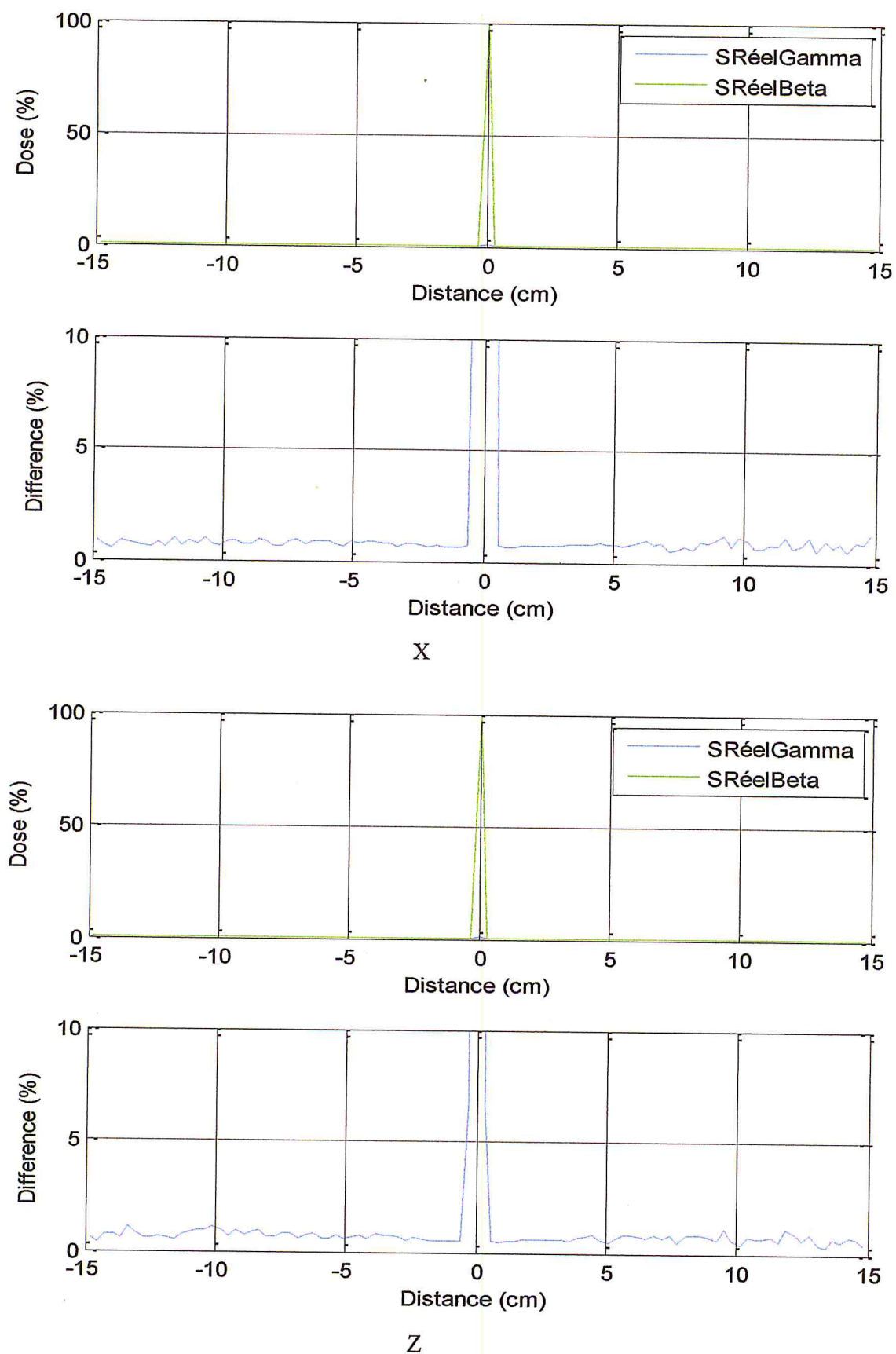


Figure IV.41 : Comparaison des profils de dose associé au spectre de l'émission gamma et bêta pour la source réelle de Cs137.

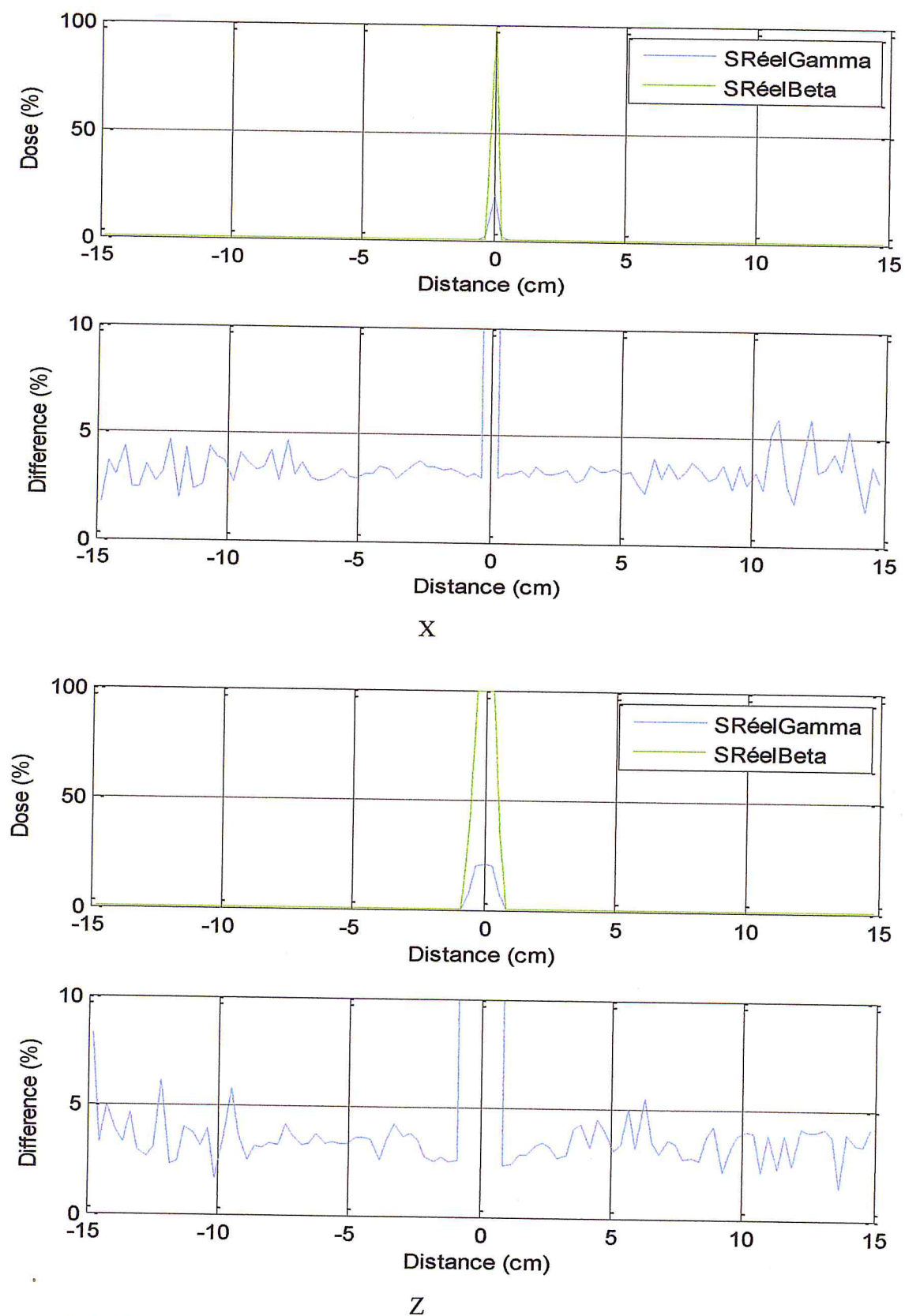
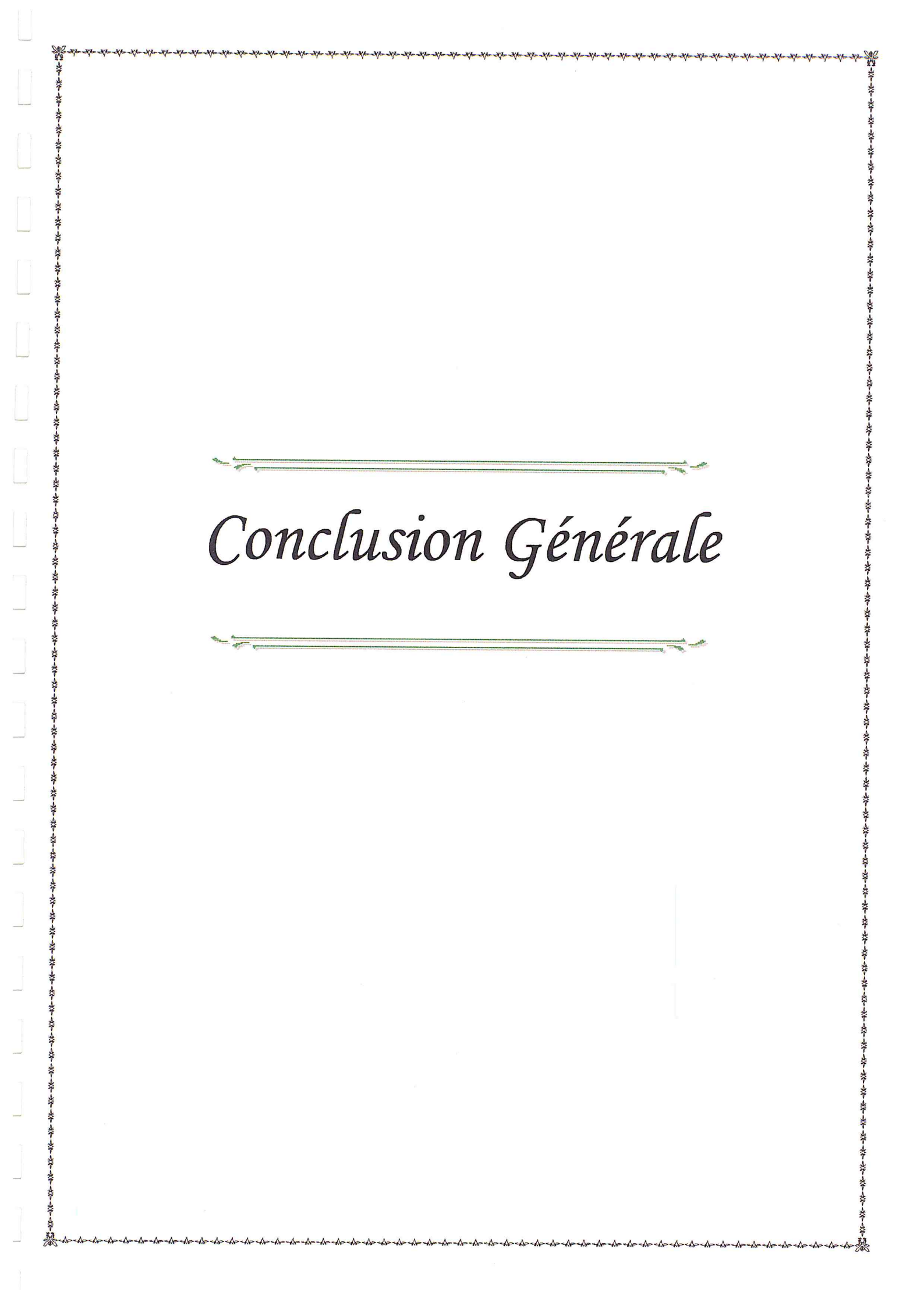


Figure IV.42: Comparaison des profils de dose associé au spectre de l'émission gamma et bêta pour la source réelle d'Ir 192.



# *Conclusion Générale*





### Conclusion générale

Jusqu'à nos jours, l'utilisation des rayonnements ionisants en radiothérapie a prouvé son efficacité dans les traitements des cancers. La maîtrise de plus en plus affinée des calculs de dose dans les tumeurs et dans les organes voisins et la simulation complète des traitements ont considérablement augmenté le succès de ces traitements.

La radiothérapie externe comme la curiethérapie sont des techniques de traitement du cancer. Pour éliminer des cellules cancéreuses, un rayonnement ionisant est délivré au patient pour que celle-ci brise les chaînes d'ADN et stoppe la réplication des cellules cancéreuses.

La distribution de dose déposée ne sera représentative de la réalité que si le modèle utilisé pour calculer le dépôt de dose est lui aussi fidèle à la réalité. La méthode Monté Carlo est généralement décrite comme étant l'une des méthodes les plus précises pour ce type de calcul.

L'utilisation des simulations Monte Carlo pour calculer la dose nécessite une connaissance parfaite de la géométrie et la composition des milieux modélisés et les phénomènes physiques mises en jeux. Plus ces informations sont précises, meilleure sera la justesse des simulations.

Le code de simulations PENELOPE, évoqués dans ce travail, est un code basé sur la simulation Monté Carlo qui est une méthode de simulation probabiliste. Le transport des particules dans la matière peut être «suivi», en déterminant la trajectoire et les interactions de chaque particule (primaire et secondaire) depuis son point d'entrée jusqu'à sa sortie ou absorption dans le milieu. Le code PENELOPE simule le transport des électrons, des positrons et des photons dans la matière.

La première partie de ce travail est réservée à l'étude de l'effet du changement du spectre énergétique sur la distribution de dose. Nous nous sommes intéressés à la description de la méthodologie suivie pour la modélisation de deux types de sources : une source isotropique et une source réelle pour les trois radioéléments les plus utilisés en curiethérapie (Cobalt60, Césium137 et l'Iridium192).

La représentation des courbes isodoses des sources utilisées nous a permis de conclure que :

- ✓ Pour les sources isotropiques, les courbes isodoses sont parfaitement circulaires autour d'un point central qui représente le centre de la source, ce qui confirme l'isotropie des sources dans les trois plans : XY, XZ et YZ.
- ✓ Pour les sources réelles, les distributions de dose sont différentes de celles des sources isotropiques. Elles sont circulaires dans le plan XY mais présentent une déformation dans les plans XZ et YZ lorsqu'on s'éloigne de la source. Cela est dû à la filtration oblique, cet effet augmente avec la longueur de la source.
- ✓ La comparaison des profils de dose associés aux différents spectres énergétiques montre que les écarts ne sont pas significatifs pour les sources de Cs137 et l'Ir192 donc nous pouvons conclure que le choix du spectre énergétique n'influe pas sur la distribution de dose. Par contre, le choix du spectre énergétique a donné des différences pour le Co60.
- ✓ L'étude de l'influence du changement du spectre énergétique sur le calcul de la dose délivrée, nous a permis de déduire que :
  - Pour les sources isotropiques, les spectres optimaux sont Spt2Co, Spt5Cs et Spt7Ir pour le Co60, le Cs137 et l'Ir192 respectivement.



## Conclusion générale

---

- Pour les sources réelles, les spectres optimaux sont aussi Spt2Co, Spt5Cs et Spt7Ir respectivement pour le Co60, le Cs137 et l'Ir192.

La deuxième partie concerne à étudier la contribution ou non du rayonnement bêta émis par la source radioactive à la dose absorbée. Pour se faire, deux séries de simulations ont été réalisées. Une première en utilisant des sources réelles non filtrées et une deuxième en utilisant des sources réelles filtrées. La différence en dose représente la contribution de la dose absorbée due au rayonnement bêta émis par chaque radioélément. Les résultats ont montré que:

- ✓ Au voisinage immédiat de la source (le premier centimètre), la dose déposée due à la contribution bêta est plus importante que celle due à la dose gamma.
- ✓ La contribution de l'émission bêta est estimée à 1.15, 1.5 et 3% pour les sources de Co, Cs et Ir respectivement

La présente étude a démontré que l'utilisation de la méthode Monte Carlo pour les calculs dosimétriques en curiethérapie est très pratique, car elle a permis de montrer que :

- L'utilisation de l'énergie moyenne du radioélément, au lieu du spectre énergétique, donne des résultats satisfaisants de la distribution de dose.
- La gaine a bien servi à atténuer l'émission bêta.