

MA - 530 - 04 - 1

F.S.D... N° D'ordre : .....

**Université Saâd DAHLAB de Blida**



**Faculté des Sciences**

**Département de Physique**

Mémoire Présenté par :

**SIDI MOUSSA Ahmed**

En vue d'obtenir le diplôme de Master

**Domaine** : Sciences de la matière.

**Filière** : Physique.

**Spécialité** : Physique Médicale.

**Option** : Radiothérapie.

**Sujet : Etude de l'anisotropie et du dépôt de dose lors d'un traitement en curiethérapie HDR au moyen d'une source 192Ir : Utilisation de la simulation numérique avec le code MCNP.**

Soutenu le : 11 juillet 2010, devant le jury composé de :

MA-530-04-1

Mr. M. Bentaiba	Professeur	USDB	Président
Mr. R. Khelifi	Maitre de conférences	USDB	Rapporteur
Mr. B. Hocini	Chargé de recherche	USDB	Examineur
Mr. S. Khoudri	Chargé de recherche	CAC Blida	Examineur
Mr. M. Chekirine	Chargé de cours	USDB	Examineur

## Table des matières :

Introduction.....	p. 13
1. La physique médicale.....	p.15
1.1 La radiothérapie.....	p.15
1.2 La curiethérapie.....	p.16
1.2.1 Différentes modalités de traitement par curiethérapie.....	p.16
1.2.2 Curiethérapie de la prostate.....	p.16
1.2.2.1 Curiethérapie de prostate par implants permanents.....	p.16
1.2.2.2 Curiethérapie de prostate par implants temporaire.....	p.17
1.2.3 Classification de type curiethérapie selon débit de dose.....	p.17
1.3 Source d'iridium 192.....	p.18
1.3.1 Production d'iridium 192.....	p.18
1.3.2 Propriétés physique de $^{192}\text{Ir}$ .....	p.19
1.3.2.1 Spectre d'énergie.....	p.19
1.3.2.2 Schéma de désintégration.....	p.19
1.4 Les sources d' $^{192}\text{Ir}$ utilisées en curiethérapie.....	p.21
1.4.1 Les sources LDR.....	p.21
1.4.2 Les sources HDR.....	p.21
2. Interaction des rayonnements ionisants avec la matière et radioactivité.....	p.21
2.1 Classification des rayonnements ionisants.....	p.21
2.2 Interactions des photons avec la matière.....	p.22
2.2.1 Diffusion Rayleigh et Thomson.....	p.24
2.2.2 Effet photoélectrique.....	p.24
2.2.3 Effet Compton.....	p.25
2.2.4 Production de paires.....	p.26
2.2.5 Importance relative des trois principaux effets.....	p.27
2.3 Interaction des particules chargées avec la matière.....	p.28
2.3.1 Interactions des électrons avec la matière.....	p.28
2.3.2 Collision (électron- électron).....	p.29

2.3.3	Transfert linéique d'énergie.....	p.30
2.3.4	Pouvoir d'ionisation.....	p.30
2.3.5	Parcours et portée des électrons.....	p.30
2.3.6	Rayonnement de freinage (Bremsstrahlung).....	p.31
2.3.7	Importance relative des interactions.....	p.32
2.4	Radioactivité.....	p.32
2.4.1	Types d'émission.....	p.33
2.4.1.1	Rayonnement $\beta$ .....	p.33
2.4.1.2	Capture électronique.....	p.33
3.	Formalisme du TG-43 et notion de dose.....	p.34
3.1	Air Kerma Strength $S_K$ .....	p.35
3.2	Constante de débit de dose $\Lambda$ .....	p.35
3.3	Facteur géométrique $G(r,\theta)$ .....	p.35
3.4	Fonction de dose radiale $g(r)$ .....	p.36
3.5	Fonction d'anisotropie $F(r,\theta)$ .....	p.36
3.6	Notion de dose.....	p.37
3.6.1	Dose transférée (Kerma).....	p.37
3.6.2	Dose absorbée.....	p.37
4.	La méthode de Monté Carlo et le code MCNP.....	p.38
4.1	Principe.....	p.38
4.2	Générateur de nombres aléatoires.....	p.39
4.3	Code MCNP.....	p.39
4.3.1	Domaines d'applications .....	p.40
4.3.2	Principe.....	p.40
5.	Simulation par MCNP.....	p.43
5.1	Définition des surfaces.....	p.43
5.2	Définition des cellules.....	p.44
5.3	Définition des données.....	p.45
5.3.1	Définition des sources.....	p.45
5.3.2	Définition des tallies.....	p.46

5.3.3	Définition des matières.....	p.47
5.3.4	Le nombre d'histoire .....	p.47
5.3.5	Le mode.....	p.47
5.3.6	Les propriétés physiques.....	p.47
5.4	Sources d' <sup>192</sup> Ir.....	p.48
5.4.1	La représentation géométrique réelle.....	p.49
5.4.2	La représentation avec MCNP.....	p.49
5.4.3	Les propriétés des matériaux.....	p.50
5.5	Fantôme.....	p.50
5.5.1	Calcul des facteurs de correction de dose.....	p.50
5.5.2	Calcul de dose dans prostate et les organes à risques .....	p.51
5.6	Méthode.....	p.54
5.6.1	Calcul des facteurs de correction de dose.....	p.54
5.6.1.1	Constante de débit de dose $\Lambda$ .....	p.55
5.6.1.1.1	Procédure de calcul de Constante de débit de dose $\Lambda$ .....	p.55
5.6.1.1.2	Application avec MCNP.....	p.55
5.6.1.2	Facteur géométrique.....	p.56
5.6.1.3	Fonction radiale.....	p.56
5.6.1.4	Fonction d'anisotropie.....	p.57
5.6.1.4.1	Procédure de calcul de la fonction d'anisotropie.....	p.57
5.6.1.4.2	Application avec MCNP.....	p.57
5.6.2	Calcul de dose dans la prostate et organes à risque.....	p.58
5.6.2.1	Application avec MCNP.....	p.58
6.	Résultats et discussions.....	p.59
6.1	Calcul des facteurs de correction de dose.....	p.59
6.1.1	Constante de débit de dose.....	p.59
6.1.1.1	Etude comparative entre les constantes de débit de dose des sources.....	p.61
6.1.2	Facteur géométrique.....	p.61
6.1.3	Fonction radiale.....	p.64
6.1.4	Fonction d'anisotropie.....	p.64



6.1.4.1 MicroSelectron.....	p.64
6.1.4.1.1 Modèle classique.....	p.64
6.1.4.1.2 Modèle moderne.....	p.67
6.1.4.2 VariSource.....	p.69
6.1.4.2.1 Modèle classique.....	p.69
6.1.4.2.2 Modèle moderne.....	p.72
6.1.4.3 Etude comparatives entres les différentes sources.....	p.74
6.1.4.4 Comparaison entre la MicroSelectron et VariSource.....	p.76
6.1.4.4.1 Modèle classique.....	p.76
6.1.4.4.2 Modèle moderne.....	p.77
6.2 Calcul de dose.....	p.77
6.3 Dose totale pour MicroSelectron.....	p.79
6.4 Dose totale pour VariSource.....	p.80
6.5 Comparaison entre les résultats.....	p.81
Conclusion.....	p.83

## Liste des figures

Figure 1 : Activité spécifique d' $^{192}\text{Ir}$ en fonction de temps d'irradiation avec un flux de neutron thermique $\phi=2,4.10^{14} \text{ n cm}^{-2} \text{ s}^{-1}$ .....	p.18
Figure 2 : spectre réel d'énergie d'iridium 192.....	p.19
Figure 3 : Désintégration $\beta^-$ d' $^{192}\text{Ir}$ avec les énergies et les intensités.....	p.20
Figure 4 : Capture électronique d' $^{192}\text{Ir}$ avec les énergies et les intensités.....	p.20
Figure 5 : Interaction des photons dans un milieu.....	p.23
Figure 6 : Effet photoélectrique.....	p.24
Figure 7 : Effet Compton.....	p.25
Figure 8 : Diffusion lors de l'effet Compton.....	p.26
Figure 9 : Effet de matérialisation.....	p.26
Figure 10 : Importance relative des interactions élémentaires $\gamma$ en fonction du numéro atomique de l'élément.....	p.28
Figure 11 : Collision électron- électron.....	p.29
Figure 12 : Phénomène d'émission de rayonnements de freinage.....	p.31
Figure 13 : Système de coordonnées utilisé pour des calculs dosimétriques.....	p.34
Figure 14 : Historique et traçabilité d'une particule dans un milieu ralentisseur.....	p.41
Figure 15 : Structure d'un fichier input du code MCNP.....	p.43
Figure 16 : La représentation des surfaces 1 et 2.....	p.44
Figure 17 : La représentation de la cellule 1.....	p.45
Figure 18 : MicroSelectron modèle Classique.....	p.49
Figure 19 : MicroSelectron modèle Moderne.....	p.49
Figure 20 : VariSource modèle Classique.....	p.49
Figure 21 : VariSource modèle Moderne.....	p.49
Figure 22 : MicroSelectron modèle Classique.....	p.49

Figure 23 : MicroSelectron modèle Moderne.....	p.49
Figure 24 : VariSource modèle Classique.....	p.50
Figure 25 : VariSource modèle Moderne.....	p.50
Figure 26 : Représentation de fantôme avec la source centrée.....	p.51
Figure 27 : Représentation du fantôme entier.....	p.51
Figure 28 : Représentation de prostate et les organes à risques.....	p.52
Figure 29 : Représentation graphique en MCNP pour le calcul de $D_{eau}$ et $K_{air}$ .....	p.55
Figure 30 : L'arrangement des sphères pour la fonction d'anisotropie.....	p.57
Figure31 : Facteur géométrique pour MicroSelectron modèle Classique.....	p.62
Figure 32 : Représentation graphique de facteur géométrique pour MicroSelectron modèle Moderne. ....	p.62
Figure 33 : Facteur géométrique pour VariSource Classique.....	p.63
Figure 34 : Représentation graphique de facteur géométrique pour VariSource modèle Moderne. ....	p.63
Figure 35 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour $r=1$ cm.....	p.64
Figure 36 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour $r=2$ cm.....	p.65
Figure 37 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour $r=3$ cm.....	p.65
Figure 38 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour $r=5$ cm.....	p.66
Figure 39 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour $r=1$ cm.....	p.67
Figure 40 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour $r=2$ cm.....	p.67
Figure 41 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour $r=3$ cm.....	p.68
Figure 42 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour $r=5$ cm.....	p.68
Figure 43 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour $r=1$ cm.....	p.69
Figure 44 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour $r=2$ cm.....	p.70
Figure 45 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour $r=3$ cm.....	p.70

Figure 46 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour $r=5\text{cm}$ .....	p.71
Figure 47 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour $r=1\text{cm}$ .....	p.72
Figure 48 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour $r=2\text{cm}$ .....	p.72
Figure 49 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour $r=3\text{cm}$ .....	p.73
Figure 50 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de $r=1$ à $5\text{cm}$ MicroSelectron modèle Classique.....	p.74
Figure 51 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de $r=1$ à $5\text{cm}$ MicroSelectron modèle Moderne.....	p.75
Figure 52 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de $r=1$ à $5\text{cm}$ VariSource modèle Classique.....	p.75
Figure 53 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de $r=1$ à $3\text{cm}$ VariSource modèle Moderne.....	p.76
Figure 54 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de $r=1\text{cm}$ pour la MicroSelectron et VariSource modèle Classique.....	p.76
Figure 55 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de $r=1\text{cm}$ pour la MicroSelectron et VariSource modèle Moderne.....	p.77
Figure 56 : Comparaison entre les temps du traitement.....	p.81
Figure 57 : Comparaison entre les résultats des sources.....	p.81
Figure 58 : Les doses reçues pour l'urètre par les quatre sources.....	p.82



## Liste des tableaux

Tableau 1 : Classification de type de traitement curiethérapie selon débit de dose.....	p.17
Tableau 2 : Quantités et unités dosimétrique.....	p.38
Tableau 3 : Les propriétés des sources d' <sup>192</sup> Ir HDR.....	p.48
Tableau 4 : Les matériaux utilisé en calcul avec leurs propriétés.....	p.50
Tableau 5 : Les parties du corps modélisés par MCNP.....	p.53
Tableau 6 : les compositions élémentaires et densité de certains tissus.....	p.54
Tableau 7 : valeurs des constantes de débit de dose pour chaque source.....	p.59
Tableau 8 : Ecart relatif moyen des valeurs calculées par MCNP comparés aux autres codes.....	p.60
Tableau 9 : Ecart relatif moyen entre les deux versions de MicroSelectron.....	p.61
Tableau 10 : Ecart relatif moyen entre les deux versions de VariSource.....	p.61
Tableau 11 : Longueur active des sources MicroSelectron et VariSource.....	p.61
Tableau 12 : Ecart relatifs moyens des valeurs calculées avec MCNP par rapport à celles émanant par Williamson et al (TG-43 U1).....	p.66
Tableau 13 : Ecart relatifs moyens des valeurs calculées avec MCNP par rapport à celles de Daskalov et al.....	p.69
Tableau 14 : Ecart relatifs moyens des valeurs calculées avec MCNP par rapport à celles de Wang et al.....	p.71
Tableau 15 : Ecart relatifs moyens des valeurs calculées avec MCNP par rapport à celles obtenues par Angelopoulos et al.....	p.73
Tableau 16 : Les caractéristiques de dose selon American brachytherapy society prostate high-dose rate task group.....	p.78
Tableau 17 : Les doses calculées pour la MicroSelectron modèle classique.....	p.79
Tableau 18 : Les doses calculées pour la MicroSelectron modèle moderne. ....	p.79
Tableau 19 : Les doses calculées pour la VariSource modèle classique. ....	p.79
Tableau 20 : Les doses calculées pour la VariSource modèle moderne.....	p.80

## ملخص

تركز هذه الدراسة على حساب معاملات تصحيح الجرعة في الماء, و حساب الجرعة الموضوعة في البروستات و الأعضاء القريبة منها.

استعملنا في هذه الدراسة نوعين من منابع  $^{192}\text{Ir}$  عالية التدفق, لكل نوع دفعتان قديمة و جديدة. يتميز  $^{192}\text{Ir}$  بنوعين من الانحلال الاشعاعي  $\beta^-$  و الاسر الالكتروني, هذا ما ينتج طيف معقد للطاقة, متوسط الطاقة 356 KeV .

في هذه الدراسة استعملنا شفرة المحاكاة من نوع MCNP من أجل تمثيل منابع  $^{192}\text{Ir}$  عالية التدفق, لحسابها و مقارنتها مع شفرات اخرى. النتائج المحصل عليها في هذه الدراسة تطابق النتائج المنشورة في عدة مجلات علمية متخصصة من بينها مقالات الجمعية الامريكية للتداوي بالاشعة الباطنية.

## Résumé

Dans cette étude, on s'intéresse aux calculs des facteurs de correction de la dose en eau, selon les recommandations du TG-43 (Task Group n°43), et à la dose déposée dans la prostate et les organes à risque.

Nous avons utilisé deux modèles de sources HDR d' $^{192}\text{Ir}$  (MicroSelectron, VariSource) deux versions (classique et moderne) pour chaque modèle. L' $^{192}\text{Ir}$  est caractérisé par deux types de désintégrations ( $\beta^-$  et capture électronique) avec un spectre d'énergie complexe, et une énergie moyenne de 356 KeV.

Dans cette étude, nous avons utilisé le code MCNP 5 (Monte Carlo N Particles) pour modéliser des sources d' $^{192}\text{Ir}$  HDR utilisées en curiethérapie. Nous avons calculé par MCNP les facteurs de correction de dose, et nous avons comparé nos résultats à celles trouvées par d'autres codes de calcul.

Les résultats obtenus montrent une bonne concordance entre MCNP et divers codes de calcul. Les doses trouvées par simulation sont en accord avec les spécifications dosimétriques publiées par la société Américaine de curiethérapie.

## Mots clés

Curiothérapie HDR, TG-43, facteurs de correction, dosimétrie, Iridium 192, MCNP.

## **Abstract**

This study is mainly concentrated on calculation of correction factors of dose in water, according the recommendation of TG-43, and the calculation of delivered dose in prostate and organs at risk.

We used two models of HDR  $^{192}\text{Ir}$  sources MicroSelectron and VariSource, for each model we have two versions classic and modern.

$^{192}\text{Ir}$  disintegrate by  $\beta^-$  and electronic capture, with complex energy spectrum and average energy of 356 KeV.

In this study we used MCNP code for the modeling of HDR  $^{192}\text{Ir}$  sources used in brachytherapy, in order to calculate and compare it with other codes for correction factors, and comparison between sources for dosimetry.

The results obtained show a good agreement between MCNP with those extracted from various publications, for dosimetry we have also agreement with the dose specifications published by the American brachytherapy society.

## **Keywords**

Brachytherapy HDR, TG-43, corrections factors, dosimetry, Iridium 192, MCNP.

## **Introduction**

Les traitements de radiothérapie en générale et la curiethérapie en particulier, nécessitent la délivrance d'une dose précise au niveau de la tumeur et une bonne connaissance de la dose dans les zones avoisinantes.

Parmi les études dans ce domaine, il y a les études de Williamson et son groupe, utilisés le code MCPT (Monte Carlo Permutation Test) pour l'étude de la source MicroSelectron [1], il y a aussi les résultats de Wang et Sloboda [2] utilisés le code EGS (Electron Gamma Sources) pour l'étude de la source VariSource [2].

Actuellement en Algérie, la curiethérapie à haut débit de dose, n'est pas parmi les plans de traitement dans les centres anti cancer. D'après les dernières études [3] [4], la curiethérapie HDR (Haut débit de dose) est le meilleur plan de traitement de plusieurs types de cancer notamment le cancer de la prostate. Notre objectif est d'introduire la curiethérapie HDR dans le traitement du cancer prostatique en Algérie.

Notre étude se concentre sur la fonction d'anisotropie des sources HDR d' $^{192}\text{Ir}$  et le calcul de dose dans la prostate et les organes à risques. Nous avons eu recours à l'utilisation de codes de simulations Monte Carlo et au formalisme de la dosimétrie.

En ce qui concerne la simulation nous avons utilisé le MCNP (Monte Carlo N particles). MCNP est un code capable de simuler le transport de plusieurs types de particules à travers différents matériaux.

Cette étude est composée de deux parties, théorique et pratique. Dans la partie théorique nous avons défini la curiethérapie HDR, l'interaction rayonnement matière, le formalisme TG-43 et la méthode de Monte Carlo. Dans la partie pratique, nous avons modélisé les quatre sources par MCNP, et nous avons calculé les facteurs de correction, et la dose reçue par la prostate et les organes à risques, puis nous avons comparé nos résultats à des résultats publiés [1] [2] [5] [6].



## Partie théorique

## **1. La physique médicale**

C'est une branche de la physique qui regroupe les applications de la physique en médecine, particulièrement au diagnostic et au traitement de la maladie humaine.

On distingue quatre domaines de physique médicale :

- Radio-oncologie (radiothérapie): traitement du cancer au moyen de rayonnements ionisants, on distingue une radiothérapie externe ou interne (curiethérapie).
- Radiologie diagnostic: l'imagerie diagnostic par rayons X, par ultrasons et par résonance magnétique.
- Médecine nucléaire: l'imagerie diagnostique au moyen de radio-isotopes.
- Radioprotection: l'étude des risques que présentent les rayonnements, et la protection du personnel [7].

### **1.1 La radiothérapie [8]**

La radiothérapie consiste à utiliser des rayonnements pour détruire les cellules cancéreuses 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.

Dans la radiothérapie externe les rayons sont émis en faisceau par une machine située à proximité du patient ; ils traversent la peau pour atteindre la tumeur. Dans la curiethérapie, des sources radioactives sont implantées directement à l'intérieur du corps de la personne malade. Il existe une troisième modalité de radiothérapie, la radiothérapie métabolique. Elle consiste à administrer, par voie orale (boisson ou capsule) ou par injection intraveineuse, une substance radioactive, qui se fixe préférentiellement sur les cellules cancéreuses pour les détruire.

## **1.2 La curiethérapie**

Une curiethérapie consiste à mettre en place, de façon temporaire ou permanente, des sources radioactives au contact direct de la zone à traiter. Ces sources émettent des rayonnements qui détruisent les cellules cancéreuses. La dose du rayonnement décroît très vite au fur et à mesure que l'on s'éloigne de la source radioactive. La dose est donc très forte au niveau de la zone à traiter et diminue au niveau des tissus sains [8].

### **1.2.1 Différentes modalités de traitement par curiethérapie**

Les éléments radioactifs les plus souvent utilisés lors d'une curiethérapie sont l' $^{192}\text{Ir}$ , le  $^{137}\text{Cs}$  ou l' $^{125}\text{I}$ . Ces sources peuvent se présenter sous forme de grains, de fils ou de micro sources en fonction de la nature du radioélément.

Les sources radioactives peuvent être implantées de différentes façons dans le corps :

- soit elles sont insérées 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 ; on parle de curiethérapie Endocavitaire.
- soit elles sont placées dans des aiguilles ou tubes plastiques implantés à l'intérieur même de la tumeur (peau, lèvre, sein, langue, anus, prostate, etc.) ; on parle de curiethérapie interstitielle. [8]

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'iridium 192, micro source d'iridium 192 ou source de césium 137. Ces sources sont laissées en place de quelques minutes à quelques jours, puis retirées selon le débit de dose.

### **1.2.2 Curiothérapie de la prostate**

#### **1.2.2.1 Curiothérapie de prostate par implants permanents**

Dans le cas du traitement des tumeurs de la prostate, une des techniques possibles est la mise en place de façon définitive de grains d'iode 125. C'est la technique d'implants

permanents, c'est-à-dire que les implants restent en place définitivement dans l'organe traité.

### 1.2.2.2 Curiethérapie de prostate par implants temporaire

C'est la mise en place de façon temporaire des sources d'iridium 192, pour la curiethérapie HDR quelques minutes seulement.

### 1.2.3 Classification de type curiethérapie selon le débit de dose

Il existe plusieurs types d'irradiation selon le débit de dose utilisé (tableau 1), c'est-à-dire la dose délivrée par unité de temps. Selon l'activité de la source, les curiethérapies sont à bas débit (LDR), à débit pulsé (PDR) ou à haut débit de dose (HDR).

Débit de dose	Sources radioactives utilisées	Exemples d'organes traités	Hospitalisation
Curiethérapie LDR	Iode 125 Implants permanents	Prostate	Le plus souvent un à deux jours pour la mise en place des implants.
Curiethérapie PDR	Iridium 192 temporaires	Col de l'utérus Prostate	En chambre protégée quelques jours
Curiethérapie HDR	Iridium 192 Implants temporaires	Œsophage Bronches Prostate	Hospitalisation de courte durée, réalisées dans une salle de traitement protégée.

Tableau 1 : Classification de type de traitement curiethérapie selon débit de dose [8].



### 1.3 Source d'iridium 192

#### 1.3.1 Production d'iridium 192

L'iridium 192 est produit par activation, lorsque l'iridium naturel 191 (abondance 37%) absorbe un neutron.



La quantité de matière radioactive produite et son activité dépendent (figure 1) :

- Nombre d'atomes bombardés.
- La section efficace : de capture neutronique est de ( $\sim 1200$  b) [9].
- L'intensité du flux de neutrons dans l'exemple  $\phi = 2,4 \cdot 10^{14} \text{ n cm}^{-2} \text{ s}^{-1}$ .
- Temps d'irradiation.

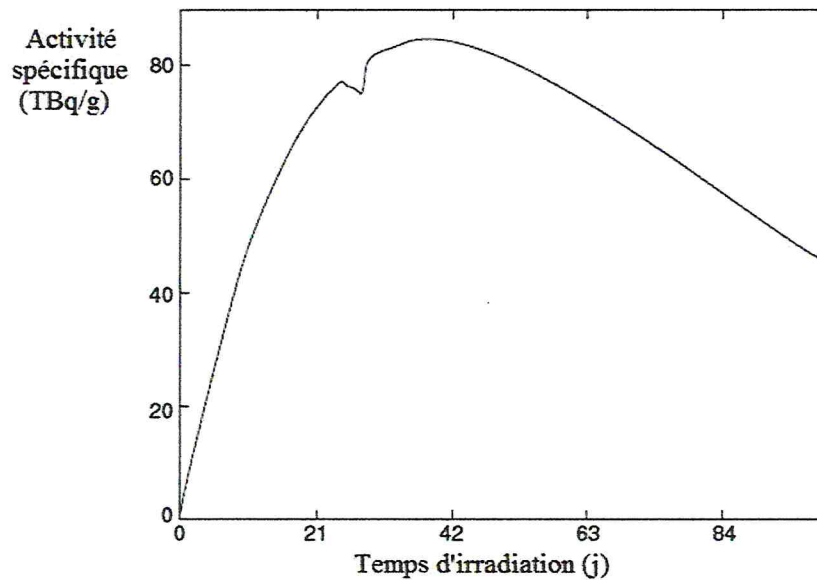
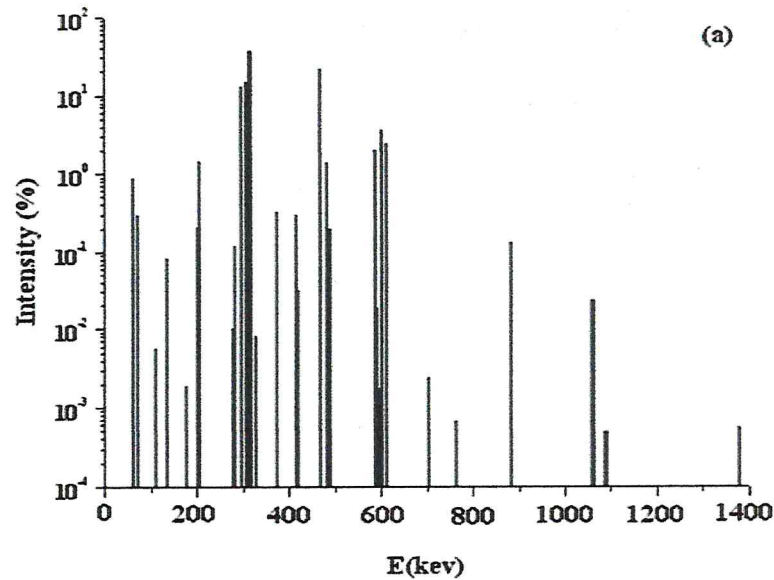


Figure 1 : Activité spécifique d' ${}^{192}\text{Ir}$  en fonction de temps d'irradiation avec un flux de neutron thermique  $\phi = 2,4 \cdot 10^{14} \text{ n cm}^{-2} \text{ s}^{-1}$  [9].

### 1.3.2 Propriétés physique d' $^{192}\text{Ir}$

#### 1.3.2.1 Spectre d'énergie et période

Le spectre d'énergie d' $^{192}\text{Ir}$  est complexe (figure 2), et l'énergie 356KeVest prise comme une énergie moyenne [10]. Et sa période est de 74 jours.



#### 1.3.2.2 Schéma de désintégration

L' $^{192}\text{Ir}$  se désintègre par  $\beta^-$  au  $^{192}\text{Pt}$  (Figure 3) et de l' $^{192}\text{Os}$  (Figure 4) par capture électronique, avec des probabilités respectivement de 95.13 et 4.87%.

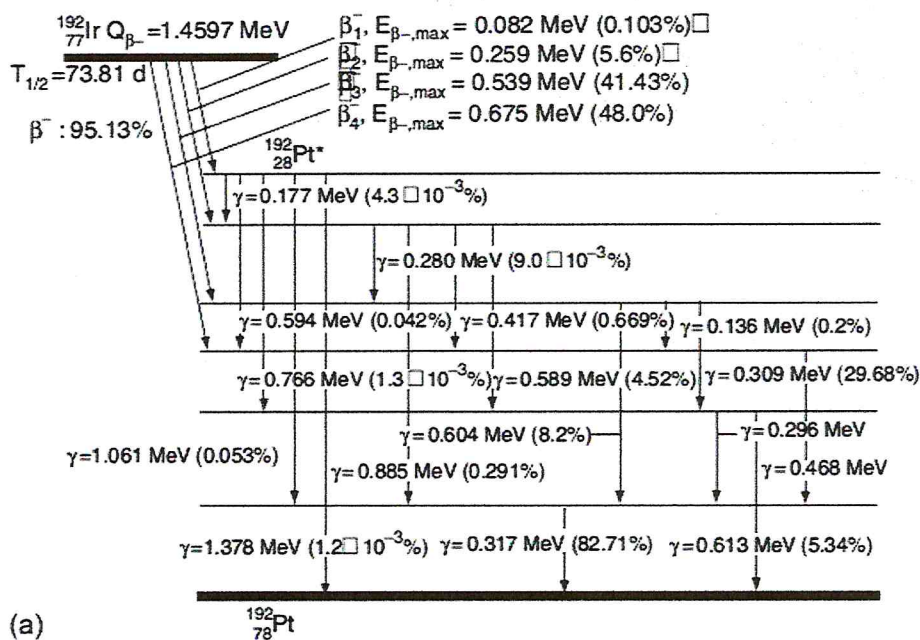


Figure 3 : Désintégration  $\beta^-$  de  $^{192}\text{Ir}$  avec les énergies et les intensités [9].

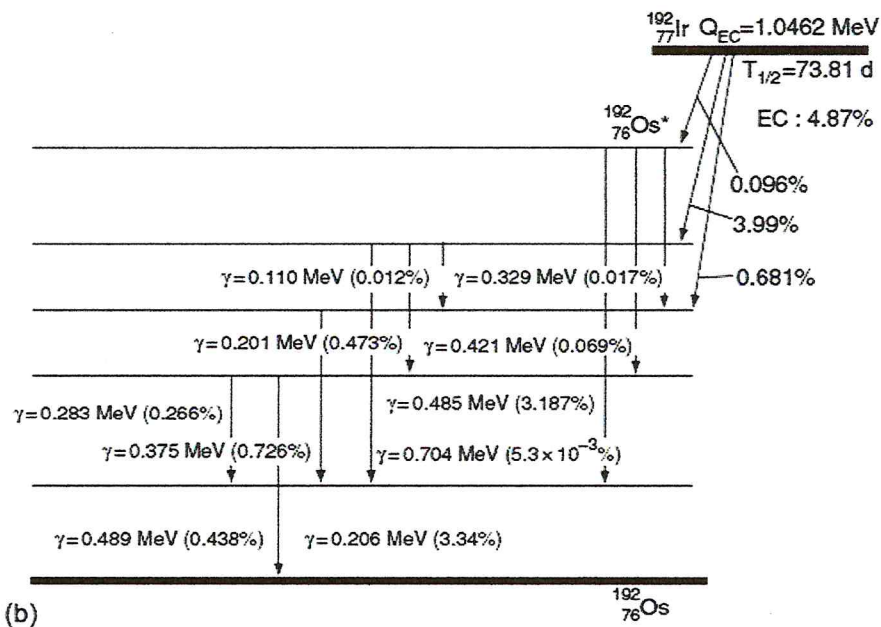


Figure 4 : Capture électronique de  $^{192}\text{Ir}$  avec les énergies et les intensités [9].

## **1.4 Les sources d'<sup>192</sup>Ir utilisées en curiethérapie**

Des fils et des sources scellées d'iridium ont été utilisées depuis les années cinquante pour la curiethérapie interstitielle en remplacement des sources au radium [11]. Pour des raisons de radioprotection. L'iridium 192 s'utilise principalement dans des systèmes à chargement différé, même si des implants permanents sont toujours disponibles dans le commerce[12] et qu'une étude montre qu'ils peuvent être utilisés en prenant une activité initiale adaptée et des précautions de radioprotection nécessaires, ou en conjonction avec des sources d'<sup>125</sup>I [13].

### **1.4.1 Les sources LDR**

Ceux sont des grains d'<sup>192</sup>Ir (70%) et <sup>192</sup>Pt (30%), de forme cylindrique de longueur 3 mm, et de diamètre 0.5 mm. Il y a plusieurs modèles qui sont commercialisés (Best Industries, Alpha Omega,...) [14].

### **1.4.2 Les sources HDR**

En curiethérapie HDR l'<sup>192</sup>Ir est parmi les sources les plus utilisées, à cause de l'énergie moyenne et sa courte période. Il y a plusieurs modèles des sources utilisées en curiethérapie, par exemple (MicroSelectron, VariSource, ...).

## **2. Interaction des rayonnements ionisants avec la matière et radioactivité**

Un certain nombre de particules ou de rayonnements sont émis lors des phénomènes nucléaires. Ces rayonnements et particules sont susceptibles d'entraîner des dommages dans la matière, qu'elle soit vivante ou non, car ils vont y produire des interactions. Ces interactions seront différentes selon le type de particules ou de rayonnements, le but de ce chapitre est d'étudier ces phénomènes qui permettront la compréhension des grandeurs utilisées en dosimétrie [15].

### **2.1 Classification des rayonnements ionisants**

On peut classer les rayonnements ionisants en deux catégories principales.



- **Rayonnements corpusculaires** : on distingue les rayonnements corpusculaires en fonction de leur mode de production et par le type de particules émises: photons, électrons, noyaux d'hélium, neutrons, etc. La théorie de la relativité permet de relier la masse et l'énergie par la relation d'équivalence masse-énergie (Einstein 1905):

$$E = m_0c^2 + T \quad (2)$$

Où  $m_0$  est la masse au repos de la particule; et  $T$  à son énergie cinétique [15].

- **Rayonnements électromagnétiques** : un rayonnement électromagnétique monochromatique est une onde électromagnétique caractérisée, par sa fréquence  $\nu$ . Sa vitesse de propagation dans le vide qui est la vitesse de la lumière  $c$ . Les expériences sur l'effet photoélectrique et l'effet Compton montrent qu'un rayonnement électromagnétique se comporte aussi comme un ensemble de particules, les photons, se déplaçant à la vitesse de la lumière. C'est le dualisme onde - corpuscule. L'énergie de chaque photon d'un rayonnement de fréquence  $\nu$  est donnée par:

$$E = h \nu \quad (3)$$

Où  $h$  est la constante de Planck, et  $\nu$  la fréquence d'onde électromagnétique [15].

## 2.2 Interactions des photons avec la matière

Lorsqu'un faisceau de rayons  $\gamma$  pénètre dans la matière, on constate une diminution progressive du nombre de photons, l'énergie de ceux qui restent dans le faisceau n'étant pas affectée. Cette disparition des photons incidents, appelée atténuation, est due à l'interaction des photons avec les particules matérielles, et plus particulièrement avec les électrons atomiques.

Lorsqu'un faisceau de photons traverse la matière, il va être atténué selon une loi exponentielle :

$$\frac{N}{N_0} = e^{-\mu x} \quad (4)$$

Avec  $N_0$  : le nombre des photons avant l'interaction.

$N$  : le nombre des photons après l'interaction.

$\mu$  : coefficient d'atténuation ( $\text{cm}^{-1}$ ).

$x$  : épaisseur de milieu (cm).

Le rapport  $N/N_0$  représentant la fraction des photons transmis après la traversée d'une distance  $x$  du milieu.

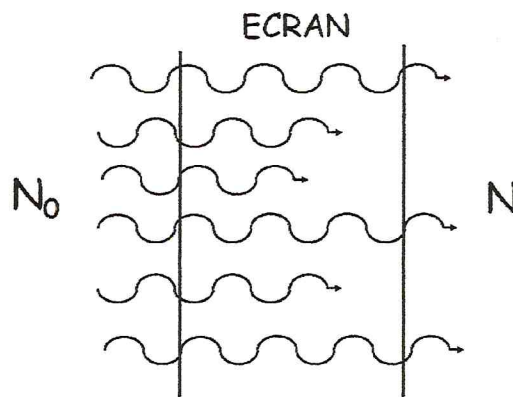


Figure 5 : Interaction des photons dans un milieu.

Lorsqu'un photon entre en interaction avec un électron, l'énergie du photon est, au moins en partie, transférée à l'électron qui est accéléré. L'énergie cinétique de l'électron secondaire diminue progressivement en raison des ionisations induites dans le milieu. L'énergie des électrons secondaires ainsi absorbée par la matière est responsable des effets du rayonnement  $\gamma$ . Une partie de l'énergie des photons qui entrent en interaction avec la matière se retrouve sous forme de photons dont l'énergie et la direction diffèrent de celles des photons incidents: ce sont les photons diffusés. Le photon peut subir essentiellement les quatre types d'interactions suivants.

### 2.2.1 Diffusion Rayleigh et Thomson

Ces deux interactions avec le cortège électronique de l'atome consistent en des diffusions sans changement de longueur d'onde, le photon diffusé a donc une énergie égale à celle du photon incident. La diffusion Thomson se produit sur les électrons libres ou peu liés alors que la diffusion Rayleigh se produit sur des électrons plus liés [15].

### 2.2.2 Effet photoélectrique

Lorsqu'un photon entre en collision avec les électrons des couches internes d'un atome, on parle d'effet photoélectrique. Dans ce cas, la totalité de l'énergie du photon incident est absorbée par l'atome. Cette énergie est transférée à un électron qui est éjecté de sa couche électronique (énergie de liaison) et emporte l'excédent d'énergie sous forme d'énergie cinétique (figure 6).

$$E_C = E_\gamma - E_L \quad (5)$$

Où  $E_\gamma = h\nu$  est l'énergie du photon et  $E_L$  est l'énergie de liaison de l'électron.

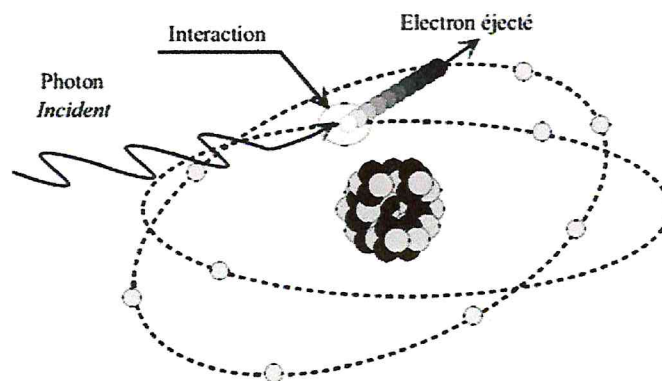


Figure 6 : Effet photoélectrique.

### 2.2.3 Effet Compton

Il s'agit d'une interaction élastique d'un photon  $\gamma$  avec un électron, qui se traduit par l'éjection d'un électron peu lié ou libre, et par la diffusion d'un  $\gamma'$  d'énergie inférieure au  $\gamma$  incident. Le photon de fréquence  $\nu$  est diffusé sous un angle  $\theta$  par rapport à la direction incidente, avec une fréquence  $\nu'$  inférieure à  $\nu$ , cette fraction d'énergie perdue est cédée à l'électron, appelé électron Compton, qui recule dans une direction  $\phi$  par rapport à la direction incidente (figure 7).

L'énergie du photon diffusé :

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \quad \text{avec} \quad \alpha = \frac{h\nu}{m_0c^2} \quad (6)$$

sera : maximale lorsque  $\theta$  tend vers 0 (si  $\theta = 0$  cela correspond à l'absence d'interaction)  
; minimale lorsque  $\theta$  tend vers  $180^\circ$  (rétrodiffusion du photon) (figure 8).

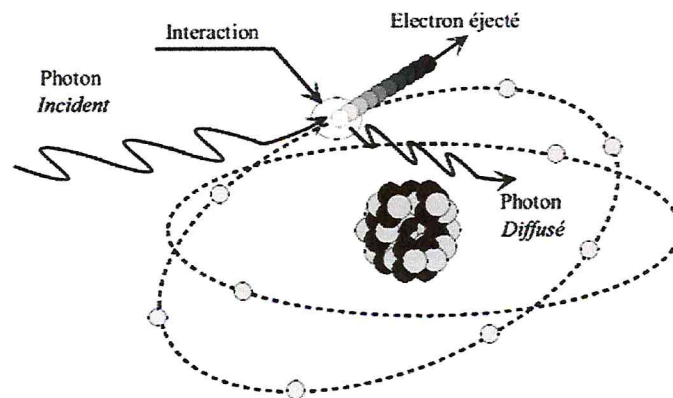


Figure 7 : Effet Compton.



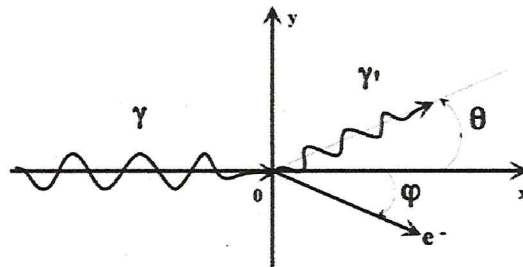


Figure 8 : Diffusion lors de l'effet Compton.

#### 2.2.4 Production de paires

Il s'agit de la matérialisation d'électrons dans un champ coulombien (Figure 9). Dans le cas où l'interaction se ferait dans le champ du noyau, l'énergie transmise à celui-ci est très faible du fait de sa masse importante, on peut donc négliger son influence, l'énergie seuil de l'interaction est alors égale à la somme des énergies de masse au repos des deux particules qui sont créées, soit 1,022 MeV [15].

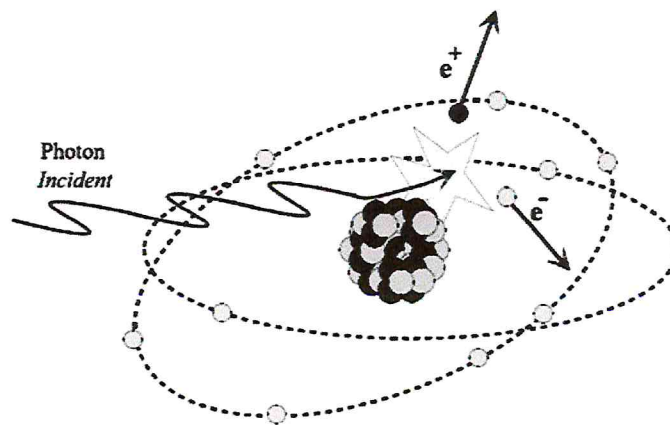


Figure 9 : Effet de matérialisation.

L'effet de matérialisation donne lieu à l'émission de rayonnements secondaires. En effet, en fin de ralentissement, le positon s'annihile avec un électron au repos du milieu, en émettant deux photons d'annihilation à 180° d'énergie 511 KeV chacun

Si  $h\nu$  est l'énergie du photon, la conservation de l'énergie s'écrira:

$$E = 2m_e c^2 + T_{e^-} + T_{e^+} \quad (7)$$

Où  $m_e c^2 = 511 \text{ KeV}$ , est l'équivalent énergétique de la masse au repos de l'électron et du positon ;  $T_{e^-}$  et  $T_{e^+}$  sont l'énergie cinétique de l'électron et du positon respectivement.

On observe la disparition du photon et la mise en mouvement d'une paire de particules légères chargées. Cet effet s'appelle aussi l'effet de création de paires [15].

### 2.2.5 Importance relative des trois principaux effets

- L'effet photoélectrique est très favorisé dans les milieux de numéro atomique élevé, il cesse de l'être à partir de 500 KeV .Il est le mode d'interaction prédominant des rayonnements  $\gamma$  ou X de faible énergie ( $\leq 100 \text{ KeV}$ ).
- A haute énergie, c'est l'effet de production de paire qui est prédominant, il commence à le devenir à partir de 5 MeV dans les matériaux de Z élevé .
- Entre les deux, se situe un domaine où c'est l'effet Compton qui domine .En dosimétrie du patient (milieux de faible Z : air, eau et tissus humaine), dans la gamme d'énergie comprise entre 50 KeV et 10 MeV, la diffusion Compton est l'effet le plus fréquemment observé (figure 10).

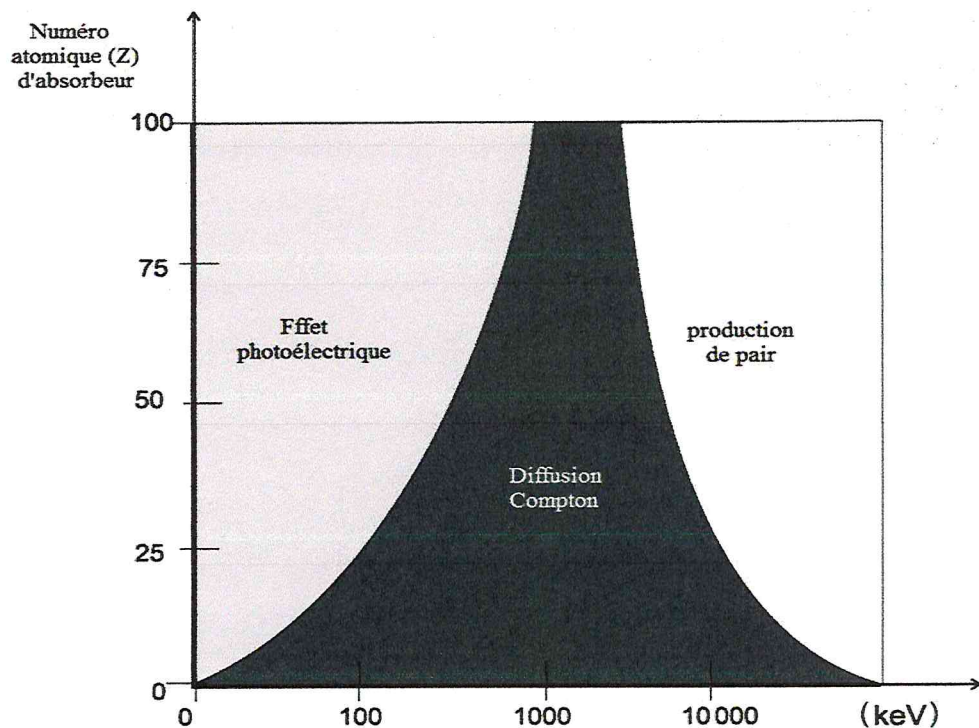


Figure 10 : Importance relative des interactions élémentaires  $\gamma$  en fonction du numéro atomique de l'élément.

### 2.3 Interaction des particules chargées avec la matière

Une particule chargée pénétrant dans un écran matériel interagit essentiellement avec les électrons périphériques des atomes.

#### 2.3.1 Interactions des électrons avec la matière

Un électron traversant un milieu matériel perd de l'énergie par:

- Collisions (électron- électron), c'est-à-dire interactions coulombiennes avec les électrons des atomes du milieu traversé, ce qui conduit à l'ionisation ou à l'excitation de ces atomes.

- Rayonnement électromagnétique lors du passage à proximité d'un noyau atomique (chargé positivement). En effet, l'électron est alors dévié, ce qui correspond à une accélération. On parle alors de rayonnement de freinage ou Bremsstrahlung.

### 2.3.2 Collision (électron- électron)

Cette interaction est prépondérante pour les électrons de faible énergie ( $< 1 \text{ MeV}$ ). La déviation de l'électron entré en collision avec un autre électron (qui a la même masse) peut être importante; il en est de même pour la perte d'énergie.

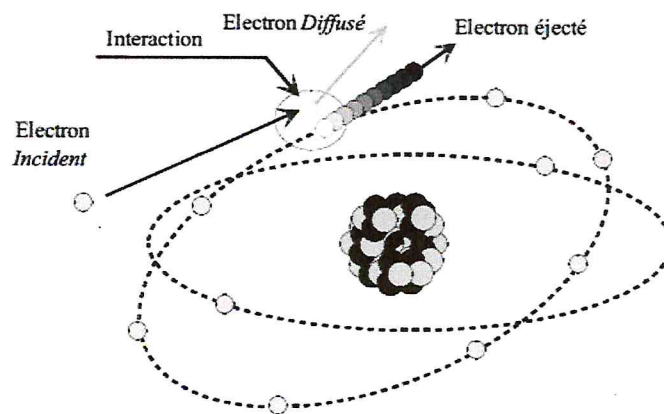


Figure 11 : Collision électron-électron.

Lors de la collision entre deux électrons, l'électron incident va transférer une partie de son énergie cinétique à l'électron de l'atome cible (figure 11). Ce transfert d'énergie, variable d'une interaction à l'autre, reste en général assez petit devant l'énergie de l'électron incident, mais le nombre de collisions est élevé. Ces échanges d'énergie dont la plus grande partie sera absorbée localement ont deux conséquences :

- Si l'énergie de l'électron incident est supérieure à l'énergie de liaison, un électron va être expulsé du cortège électronique (ionisation). Si l'énergie transférée à l'électron est supérieure à une valeur  $\delta$ , cet électron va s'individualiser et avoir sa propre trajectoire. Il pourra ensuite réaliser lui-même une série d'ionisations,



d'excitations et de transferts thermiques. Il est alors appelé électron  $\delta$ . Cet effet augmente avec l'énergie de l'électron.

- Si, en revanche, l'énergie de l'électron incident est égale à la différence des énergies de liaison de deux couches, l'électron cible va passer sur une couche moins liée (excitation). Il n'y a donc pas de création d'ions et les conséquences sur le milieu sont moindres.

Au cours de ces différentes collisions, l'électron va progressivement ralentir puis s'arrêter lorsque son énergie cinétique sera trop faible.

### 2.3.3 Transfert linéique d'énergie [15]

On appelle transfert linéique d'énergie (TLE), l'énergie transférée par la particule au milieu par unité de longueur de trajectoire.

La valeur de ce transfert linéique d'énergie est donnée par la relation de Bethe :

$$-\left(\frac{dE}{dx}\right)_{\text{coll}} = \frac{4\pi NZ}{(4\pi\epsilon_0)^2} \frac{z^2 e^4}{m_e v^2} \left[ \ln\left(\frac{2 m_e v^2}{I}\right) - \ln(1 - \beta^2) - \beta^2 - \frac{C_k}{Z} \right] \quad (8)$$

Avec  $\beta=v/c$ , le paramètre  $C_k$  est un terme de correction qui dépend de l'énergie et de  $Z$  du milieu. L'énergie moyenne d'ionisation  $I$  vaut environ  $11,5 Z$  en eV.

Le TLE est exprimé couramment en  $\text{KeV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$ .

En analysant cette relation, on s'aperçoit que le TLE est proportionnel :

- au carré de la charge de la particule incidente.
- au nombre d'atomes constituant le milieu.
- au nombre de charges des atomes constituant ce milieu.

### 2.3.4 Pouvoir d'ionisation

De la même façon que pour le pouvoir de ralentissement, on peut définir l'ionisation spécifique  $I_s$  comme étant le nombre de paires d'ions créées  $dI$  par unité de parcours  $dx$  :

$$I_s = \frac{dI}{dx} \quad (9)$$

### 2.3.5 Parcours et portée des électrons

Lorsqu'une particule pénètre dans la matière, elle y produit des interactions pouvant conduire à des déviations importantes de celle-ci. Il y a donc lieu de considérer deux grandeurs différentes :

- le parcours : c'est la distance effectivement parcourue dans la matière (la longueur de la trajectoire).

Le parcours se calcule en utilisant l'expression du pouvoir d'arrêt total.

$$R = \int_{E_i}^0 \frac{dE}{S_{total}(E)} \quad (10)$$

Avec  $E_i$  est l'énergie initiale de l'électron ;

$S_{total}(E)$  est le pouvoir d'arrêt total de l'électron d'énergie  $E$  :  $S_{total} = S_{col} + S_{rad}$

$S_{col}$  et  $S_{rad}$  sont le pouvoir d'arrêt collisionnel et radiatif respectivement.

- la portée : c'est la profondeur de pénétration de la particule dans la matière.

Ces deux grandeurs peuvent être exprimées en unité de masse surfacique ( $g \cdot cm^{-2}$ ).

### 2.3.6 Rayonnement de freinage (Bremsstrahlung)

Lorsque l'électron passe au voisinage d'un noyau, il est dévié par le champ coulombien de l'atome cible et subit une décélération. Ce ralentissement s'accompagne d'une perte d'énergie sous forme de photons X appelé rayonnement de freinage ou Bremsstrahlung (figure 12).

Cette émission d'énergie est d'autant plus importante que l'angle de déviation (donc l'accélération) est important. Pratiquement l'importance du rayonnement de freinage est d'autant plus grande que l'énergie de l'électron incident est élevée et que le  $Z$  de la cible est grand.

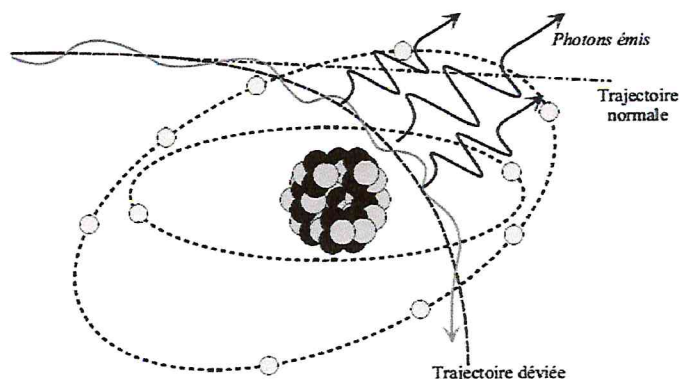


Figure 12 : Phénomène d'émission de rayonnements de freinage.

L'énergie perdue par rayonnement de freinage est caractérisée par la formule suivante :

$$-\left(\frac{dE}{dx}\right)_{rad} = 4 \frac{NEZ(Z+1)e^4}{137m_e^2c^4} \left(\ln \frac{2E}{m_e c^2} - \frac{1}{3}\right) \quad (11)$$

Ce phénomène est employé pour la production de rayons « X » utilisés en radiographie.

### 2.3.7 Importance relative des interactions

La perte d'énergie par rayonnement de freinage n'est importante que dans les cas des électrons de très haute énergie (>10 MeV). Le milieu a aussi une influence sur le type de collision. En effet, la perte d'énergie par émission de rayonnement de freinage est proportionnelle à  $Z^2$ , alors que la perte par collision est proportionnelle à  $Z$ .

Aux énergies qui nous intéressent ( $\leq 4$  MeV), la perte d'énergie par collision est prédominante, nous constatons la superposition entre le pouvoir d'arrêt collisionnel et le pouvoir d'arrêt total. La différence entre l'énergie transmise à la matière et l'énergie absorbée localement n'est pas significative.

Le rapport de la perte d'énergie radiative sur la perte d'énergie par collision est approximé de la façon suivante :

$$\frac{\left(\frac{dE}{dx}\right)_{rad}}{\left(\frac{dE}{dx}\right)_{coll}} = \frac{EZ}{700} \quad (12)$$

## 2.4 Radioactivité

C'est à Henri Becquerel que l'on doit la découverte de la radioactivité. En 1896, il réalisait des expériences avec des sels fluorescents (qui contenaient de l'uranium) et a constaté que ses plaques photographiques étaient exposées mêmes si elles étaient enveloppées de façon à les protéger de la lumière.

Les noyaux de certains atomes peuvent subir des transmutations, c'est-à-dire le passage d'un état instable à un autre état en libérant une ou plusieurs particules. La radioactivité est un phénomène spontané que nous ne pouvons arrêter, accélérer ou ralentir.

## 2.4.1 Types d'émission

### 2.4.1.1 Rayonnement $\beta^-$

Les processus  $\beta^-$  font intervenir des électrons ou des positons (particule de masse égale à celle de l'électron mais de charge  $+e$ ). Le rayonnement  $\beta^-$  correspond à la création et l'émission d'un électron (noté  $e^-$ ) dans le noyau. Il s'interprète comme la transformation d'un neutron du noyau en un proton, avec, en plus, émission d'un antineutrino (particule non chargée de masse à ce jour inconnue, mais extrêmement faible):



L'énergie de désintégration se partage entre le proton, l'électron et l'antineutrino, de sorte que le rayonnement  $\beta^-$  n'est pas mono-énergétique mais possède un spectre continu de

$$E_\beta = 0 \text{ à } E = E_{\beta\max}.$$

Lors de l'émission  $\beta^-$ , le nombre de masse du noyau demeure constant mais le nombre de charges  $Z$  augmente d'une unité:



Le proton, issu de la désintégration  $\beta^-$ , reste confiné dans le noyau, alors que l'électron et l'antineutrino sont éjectés. A cause de leur petite masse, les électrons émis possèdent une grande vitesse, et l'utilisation de formules relativistes est nécessaire pour tout calcul.

### 2.4.1.2 Capture électronique

Le noyau capture un de sa propre orbite de la couche K, un proton transforme en neutron et un neutrino est éjecté.



A la fin la couche K est remplie d'électron de plus haut niveau et l'énergie de transition, est émise de l'atome sous forme de photon ou d'électron Auger caractéristique [16].



### 3. Formalisme du TG-43

En curiethérapie à Haut débit de dose, les sources d'iridium 192 sont utilisées, a cause de leur caractéristiques dosimétriques (anisotropie, auto-atténuation et autres) qu'il est nécessaire de prendre en considération dans le calcul de la dose dans l'eau. Ces corrections sont réalisées par l'introduction de facteurs pondérateurs dans l'expression du calcul de la dose émanant du TG-43 de (A.A.P.M)"American Association of Physics in Medicine".

En 1995, l'A.A.P.M. propose dans le rapport du TG-43 un nouveau formalisme de calcul de dose dans l'eau [17]. La mise à jour en Mars 2004 de ce formalisme, afin d'évaluer la distribution de dose 2D autour d'une source cylindrique donne l'expression du débit de dose dans l'eau au point  $P(r,\theta)$  suivante [18]:

$$\dot{D}_{\text{eau,eau}}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r,\theta)}{G(r_0,\theta_0)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (16)$$

Le TG-43 utilise un système de coordonnées polaires  $(r,\theta)$  (Figure 13) et l'origine du repère est prise au centre de la source. Nous allons par la suite expliciter les différents termes de cette expression et leur signification physique.

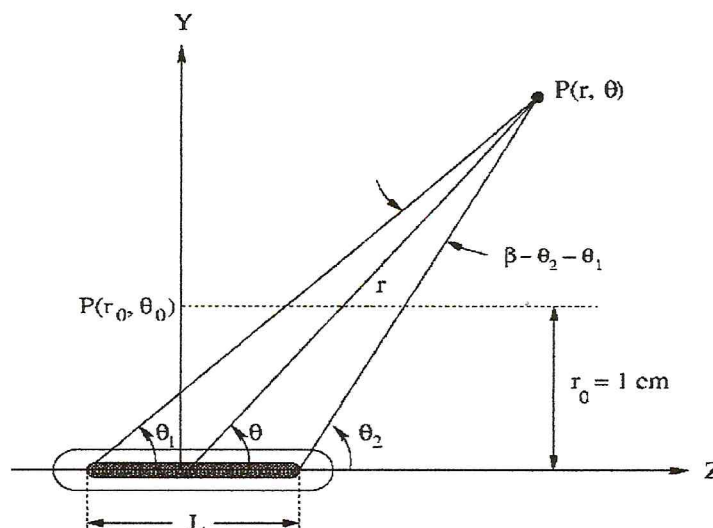


Figure 13 : Système de coordonnées polaires utilisé pour des calculs dosimétriques.

### 3.1 Air Kerma Strength $S_K$

Le TG-43 définit « l'air kerma strength »,  $S_K$  en un point P situé sur l'axe transverse de la source ( $\theta_0=\pi/2$ ) par l'expression suivante :

$$S_K = \dot{K}_{\text{air,air}} \left( r, \frac{\pi}{2} \right) \cdot r^2 \quad (17)$$

$\dot{K}_{\text{air,air}} \left( r, \frac{\pi}{2} \right)$  est le débit de kerma dans l'air, variant en  $1/d^2$  pour une source ponctuelle, donc  $S_K$  devient indépendante de la distance  $r$  du point de calcul à la source. L'unité de  $S_K$  est U tel que  $1 \text{ U} = 1 \text{ cGy cm}^2 \text{ h}^{-1}$ .

### 3.2 Constante de débit de dose $\Lambda$

Le TG-43 définit la constante de débit de dose,  $\Lambda$  comme étant égale au débit de dose dans l'eau à 1 cm sur l'axe de la source ( $\theta_0=\pi/2$ ) pour une unité de « kerma strength » en  $\text{cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}$  ou  $\text{cm}^{-2}$ . Son expression est donnée par la relation suivante :

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0=1\text{cm}, \theta_0=\pi/2)}{S_K} \quad (18)$$

### 3.3 Facteur géométrique $G(r, \theta)$

$G(r, \theta)$  traduit le phénomène d'atténuation de la fluence de photons dans le milieu à partir du nombre initial de photons en un point de départ, dit de référence. Son expression générale est donnée par l'équation ci-dessous.

$$G(r, \theta) = \frac{\int_V \frac{\rho(r') \cdot dV'}{\|r' - r\|^2}}{\int_V \rho(r') \cdot dV'} \quad (19)$$

$\theta$  étant l'angle entre l'axe de la source et le vecteur joignant le centre de la source au point de calcul  $P(r, \theta)$  et  $\rho(r')$  étant la densité de radioactivité au point  $P'$  dans l'élément de volume  $dV'$ .

Pour une approximation ponctuelle de la source, cette diminution se fait en  $1/r^2$ .

Pour une approximation linéaire de la source, l'expression de  $G(r, \theta)$  devient la suivante :

$$G_L = \frac{\beta}{L.r.\sin\theta} \quad \text{si } \theta \neq 0 \quad G_L = \left(r^2 - \frac{L^2}{4}\right)^{-1} \quad \text{si } \theta = 0 \quad (20)$$

### 3.4 Fonction de dose radiale $g(r)$

$g(r)$  est mesurée sur l'axe transverse ( $\theta_0 = \pi/2$ ) et traduit uniquement les phénomènes d'absorption et de diffusion dans le milieu situé entre le point  $P_0$  de référence et le point  $P(r, \theta)$ . Son expression est donnée par l'équation suivante :

$$g(r) = \frac{D(r, \pi/2)}{D(r_0, \pi/2)} \cdot \frac{G(r_0, \pi/2)}{G(r, \pi/2)} \quad (21)$$

$g(r)$  est indépendante de la diminution en  $1/r^2$  de la fluence de photons. Ainsi  $D(r, \pi/2)$  au numérateur est divisée par  $G(r, \pi/2)$ . Cette fonction est normalisée au point de référence.

### 3.5 Fonction d'anisotropie $F(r, \theta)$

Elle exprime le caractère non ponctuel de la source et des matériaux intervenant dans sa fabrication. Elle correspond à une mesure bidimensionnelle. Elle traduit les phénomènes d'absorption et de diffusion dans le milieu ainsi que l'encapsulation de la source, et ce sur  $4\pi$  stéradians. Son expression est donnée par l'équation suivante :

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \pi/2)}{D(r, \pi/2)} \cdot \frac{G(r, \pi/2)}{G(r, \pi/2)} \quad (22)$$

Dans cette expression,  $D(r, \theta)$  au numérateur est divisée par  $G(r, \theta)$  dans l'optique de s'affranchir de la diminution en  $1/r^2$  de la fluence, ce phénomène étant déjà été pris en compte dans le facteur géométrique. De plus, la fonction d'anisotropie est normalisée par rapport à  $\theta = \pi/2$ , les phénomènes d'atténuation sur l'axe transverse ayant déjà été pris en compte dans la fonction de dose radiale  $g(r)$ .

### 3.6 Notion de dose

### 3.6.1 Dose transférée (Kerma)

La quantité dénommée Kerma (**K**inetic **E**nergy **R**elased in **M**atter) a été définie pour les rayonnements indirectement ionisants quelles que soit leur nature.

Le Kerma traduit le premier acte du transfert d'énergie, à savoir la mise en mouvement par collision des particules secondaires. Le Kerma est le quotient :

$$K = \frac{dE_{\text{cin}}}{dm} \quad (23)$$

Où  $E_{\text{cin}}$  représente la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées mise en mouvement par les rayonnements dans le volume de référence de masse  $dm$ . Le Kerma s'exprime en  $\text{J.kg}^{-1}$ . Son unité dans le SI est le Gray (Gy).

On notera qu'il découle directement de la définition que l'énergie cinétique des éventuels électrons Auger est prise en compte dans le kerma [19].

### 3.6.2 Dose absorbée

La dose absorbée représente la quantité d'énergie absorbée, par unité de matière.

$$D_{\text{abs}} = \frac{dE_{\text{abs}}}{dm} \quad (24)$$

Cette dose absorbée est différente de l'énergie émise. Elle se mesure en Gray, 1 Gy représentant 1 Joule déposé dans 1 kg de matière.

Le Kerma et la dose absorbée s'expriment avec la même unité. Cependant ce n'est que lorsque l'équilibre électronique est atteint dans le milieu que les quantités Kerma et dose absorbée sont égales.

Par ailleurs, on appelle le débit de dose absorbée, la quantité exprimée par la formule suivante:

$$\dot{D} = \frac{dD_{\text{abs}}}{dt} \quad (25)$$

Elle s'exprime en  $\text{Gy.s}^{-1}$

Le (tableau 2) représente les quantités et les unités dosimétriques.



Quantité	Définition	Unité SI	Unité CGS	Conversion
Exposition	$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m_{\text{air}}}$	$2.58 \times 10^{-4} \frac{\text{C}}{\text{kg air}}$	$R = \frac{1 \text{ esu}}{\text{cm}^3 \text{air}_{\text{TPS}}}$	$1R = 2.58 \times 10^{-4} \frac{\text{C}}{\text{kg air}}$
Dose absorbée	$D = \frac{\Delta E}{\Delta m}$	$1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{Kg}}$	$1 \text{ rad} = 100 \frac{\text{erg}}{\text{g}}$	$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$
Dose équivalent	$H = D w_R$	$1 \text{ Sv}$	$1 \text{ rem}$	$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$
$\Delta Q$ : charge collectée. $\Delta m_{\text{air}}$ : masse d'air. $\Delta E$ : énergie absorbée. $\Delta m$ : masse du milieu.		R:Rontgen. Gy: Gray. Sv: Sievert. TPS : température et pression standard.		

Tableau 2 : Quantités et unités dosimétrique.

#### 4. La méthode de Monté Carlo et le code MCNP

On appelle méthode de Monte-Carlo toute méthode visant à calculer une valeur numérique, et utilisant des procédés aléatoires, c'est-à-dire des techniques probabilistes.

Le nom de ces méthodes fait allusion aux jeux de hasard pratiqués à Monte-Carlo.

Les méthodes de Monte-Carlo sont particulièrement utilisées pour calculer des intégrales en dimensions plus grandes que 1 (surfaces, volumes, etc.).

La méthode de monte Carlo a été développée par Fermi, Ulam et Von Neumann; 1940-1945, au moment de la conception des premières bombes atomiques.

Elle permet de résoudre l'équation de transport de rayonnements dans la matière. Dans toutes les applications de la méthode Monte Carlo, un processus statistique est construit.

##### 4.1 Principe

Les principales étapes pour résoudre un problème physique par la méthode de Monte Carlo sont les suivantes:

- Construire un modèle stochastique, qu'on appelle Jeu.
- Attribuer une valeur numérique dépendant du déroulement du processus statistique à une variable X, cette attribution sera appelée le SCORE.

- Le jeu est réalisé N fois d'une manière indépendante, on obtient alors N valeurs de SCORE.

#### 4.2 Générateur de nombres aléatoires

Un générateur de nombres aléatoires est un dispositif capable de produire une séquence de nombres dont on ne peut pas « facilement » tirer des propriétés déterministes, de façon à ce que cette séquence puisse être appelée : suite de nombres aléatoires.

Des méthodes pour obtenir des nombres aléatoires existent depuis très longtemps et sont utilisées dans les jeux de hasard : dés, roulette, tirage au sort... etc.

La simulation Monte Carlo repose sur l'existence d'un générateur de nombres aléatoires dont le prototype doit fournir des nombres issus d'une distribution uniforme. Pour que ces nombres soient vraiment aléatoires, il est nécessaire de satisfaire une infinité de critères : à la fois, la moyenne, la variance, mais aussi tous les moments de la distribution doivent être ceux d'une distribution uniforme. De plus, les suites de nombres doivent être en corrélation entre elles.

Il existe plusieurs types d'algorithmes pour obtenir des générateurs de nombres aléatoires. Le type le plus utilisé est basé sur la congruence linéaire

$$x_{n+1} = (ax_n + c) \bmod m \quad (26)$$

Ce type de relation génère une suite (pseudo-aléatoire) de nombres entiers compris entre 0 et  $m-1$ .  $m$  donne la période du générateur.

#### 4.3 Code MCNP

Le code de simulation Monte-Carlo N-Particle transport (MCNP) est un code utilisant la méthode de Monte-Carlo pour simuler des processus nucléaires. Développé par le Laboratoire national de Los Alamos qui en est propriétaire, il a été lancé lors du projet Manhattan durant la seconde guerre mondiale pour la simulation du fonctionnement des armes nucléaires. Utilisé initialement pour la simulation de processus nucléaires, comme la fission il est tout aussi capable de simuler les interactions des particules telles les photons, les électrons ou les neutrons.

### **4.3.1 Domaines d'applications**

Le code MCNP est actuellement l'un des codes de calcul de transport de particules et d'interaction avec la matière les plus utilisés de par le monde. Ses domaines d'application sont très vastes et variés, que ce soit pour la radioprotection, la dosimétrie, l'imagerie médicale, les calculs de réacteurs ou toute autre installation nucléaire.

### **4.3.2 Principe**

La méthode Monte-Carlo consiste à suivre l'histoire de chaque particule, de sa « naissance » à sa « mort » (capture par un noyau ou fuite). L'histoire de chaque particule dépend des interactions qu'elle a avec la matière (figure 14). Le type de noyau sur laquelle a lieu l'interaction est tirée au hasard. Ensuite, le type d'interaction est choisi, lui aussi au hasard. Ainsi, en suivant de nombreuses histoires individuelles de particule.

Pour lancer un calcul MCNP, il faut fournir :

- La géométrie du problème.
- La composition précise de chaque matériau (corps présents, densité, ...)
- La température dans les diverses parties : la dilatation des matériaux en dépend, et celle-ci modifie la distance parcourue par les neutrons entre les interactions (le libre parcours moyen). Une augmentation de température induit également des variations sur les interactions.

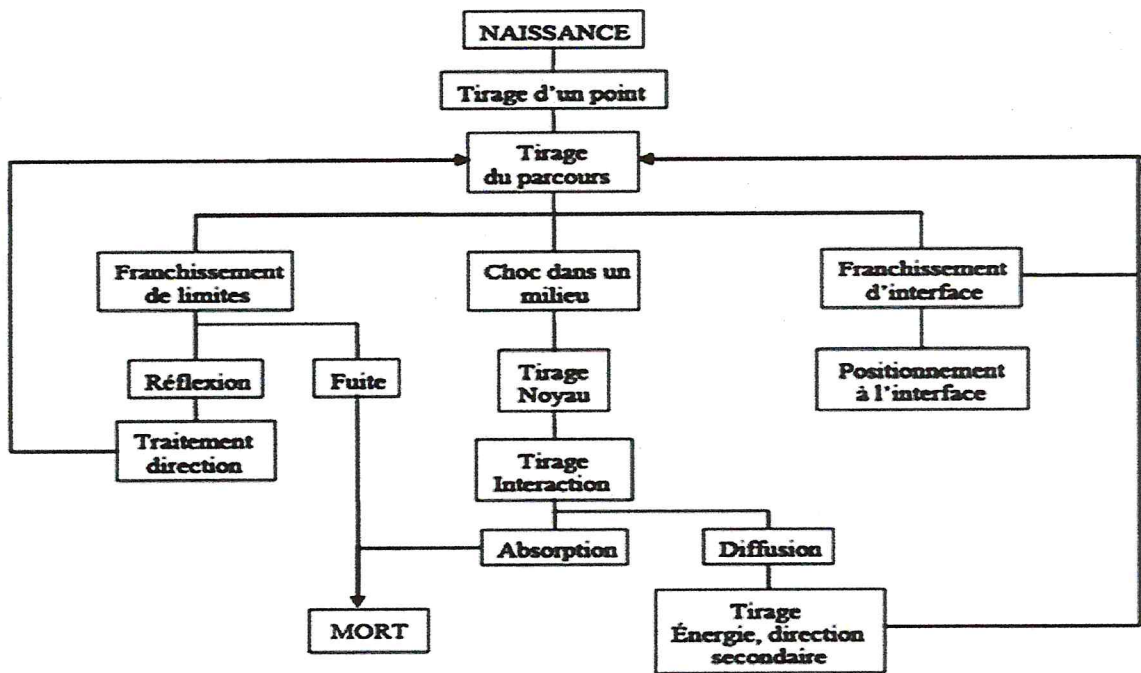


Figure 14 : Historique et traçabilité d'une particule dans un milieu ralentisseur.

**Simulation numérique  
avec MCNP**



## L'objectif du travail

Le travail consiste à calculer les facteurs de correction de dose selon le TG-43, et le calcul de dose dans la prostate et les organes à risques.

### 5. Simulation par MCNP

Pour effectuer des calculs, nous avons utilisé le code MCNP version 5, qui est structuré selon la figure 15 :

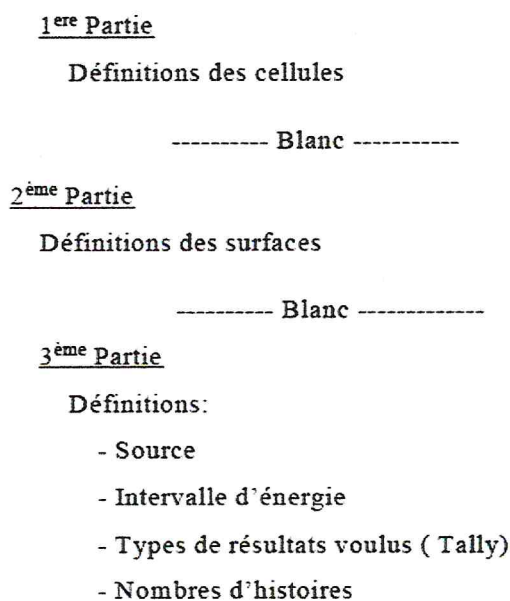


Figure 15 : Structure d'un fichier input du code MCNP.

#### 5.1 Définition des surfaces

La définition des surfaces intervient après la définition des cellules dans le programme, Pour en définir une, on introduit la formulation suivante :

##### **j n a liste**

**j** : est un nombre compris entre 1 et 99999 désignant le numéro de la surface.

**n** : concerne des transformations de coordonnées. Il peut être absent et généralement nul.

**a** et **liste** : représentent respectivement l'abréviation d'une surface reconnue par le programme et les paramètres qui s'y réfèrent.

Pour représenter une sphère centrée de rayon égale à 30 cm, Il faut écrire :

1 so 30

Avec  $j = 1$ ,  $a = so$ ,  $liste = rayon = 30$ .

Pour représenter un plan normal a l'axe des x, Il faut écrire :

2 px 0

L'unité de longueur est le centimètre.

La figure 16 représente graphiquement les surfaces 1 et 2.

Il y a d'autres abréviation des surfaces reconnue, par exemple P correspond à un plan, C correspond à un cylindre.

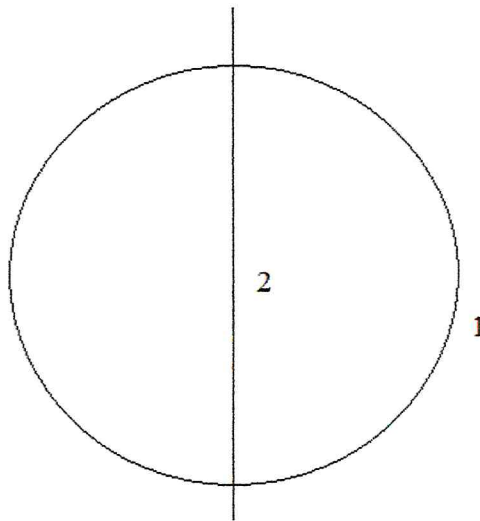


Figure 16 : La représentation des surfaces 1 et 2.

## 5.2 Définition des cellules

L'intersection, l'union ou le complémentaire de plusieurs surfaces peuvent former des régions de l'espace appelées cellules.

La formulation pour définir correctement une cellule est la suivante :

**nc m d geom params**

**nc**: est un nombre compris entre 1 et 99999 et définit le numéro de la cellule.

**m** : désigne la matière constituant la cellule nc.

**d** : désigne la densité de la matière m.

**geom** : spécifie la géométrie de la cellule définie par des surfaces définies.

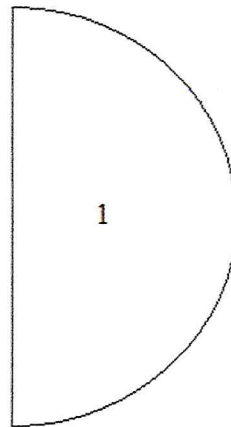
**params** : sont des spécifications optionnelles de paramètres des cellules.

Les opérateurs booléens sont les suivants : Un espace signifie l'intersection, le sigle (:) représente l'union et le sigle (#) signifie le complément.

Pour définir une demi-sphère comme une cellule, on utilise les surfaces précédemment citées (1 et 2), et on définit la cellule 1 de la façon suivante :

$$1 \quad 0 \quad 2 -1$$

Donc la cellule 1 est l'intersection entre la surface 2 et -1 (figure 17), le signe négatif indique la région de l'espace qui a un sens négatif en ce qui concerne la surface 1. Le zéro indique que le matériel de la cellule est le vide donc la densité est nulle.



*Figure 17 : La représentation de la cellule 1.*

### 5.3 Définition des données

#### 5.3.1 Définition des sources

Une carte essentielle est celle qui définit la source : il s'agit de la carte (**SDEF**). Elle a la formulation suivante: **SDEF** source variable = specification.

Si la spécification est précédée d'un D, le programme comprend qu'il s'agit d'une distribution; sinon, il s'agit d'une valeur explicite. Il existe de nombreux paramètres pour définir la source ; nous n'en citerons que quelques-uns en guise d'exemples :

- *CEL* : précise quelle cellule sert de source, si cette dernière remplit entièrement la cellule.
- *SUR* : définit quelle surface est la source.
- *ERG* : définit l'énergie de la source, en MeV. Dans notre cas nous avons utilisé une source sous forme d'un spectre d'énergie d'<sup>192</sup>Ir.
- *POS* : donne le point de référence du centre de la source.
- *RAD* : définit le rayon de la source.

Nous allons utiliser dans notre étude une cellule cylindrique comme une source d'<sup>192</sup>Ir de la manière suivante.

```
sdef ERG=d1 PAR=2 POS=0 0 0 CEL=2 RAD=d2 EXT=d3 AXS=1 0 0
si1 L 0.0651 0.0668 0.0757 0.1363 0.177 0.28 0.296 0.3085 0.3165 0.4165 0.4681
0.4765 0.485 0.5886 0.5934 0.6044 0.6125 0.8845 1.0615 1.089 1.378
sp1 D 0.027 0.0463 0.0201 0.00181 0.001 0.000017 0.287 0.298 0.83 0.00664 0.477
0.000029 0.0000216 0.0448 0.000432 0.0809 0.0526 0.00284 0.000524 0.000011
si2 0 0.03
si3 -0.175 0.175
```

Cette procédure signifie qu'on a affaire à une distribution cylindrique, dont le centre est à l'origine, d'axe parallèle à X et d'une distribution d'énergie SI d'intensité SP.

### 5.3.2 Définition des tallies

Il est possible de définir différents tallies (résultats) dans le code MCNP en fonction du résultat qu'on souhaite obtenir, c'est-à-dire le courant à travers une surface, le flux en un point, ...

Quelques types de tallies

- F5, pour N et P est le flux en un point, en particules par cm<sup>2</sup> ou en MeV/cm<sup>2</sup>.
- F6, pour N, P ou E est l'énergie déposée moyennée sur une cellule, en MeV/g.
- F8, pour N, P, E ou PE est la distribution d'énergie des pulses déposée dans un détecteur, en pulses ou en MeV (\*F8).

La représentation d'une tally est de la façon suivante :

**Fn : pl c**

n : le type de tally.

pl : le type de particules (N P E).

c : numéro de la cellule.

Par exemple pour calculer l'énergie déposée par des photons dans la cellule 1

\*f8 : p 1

### 5.3.3 Définition des matières

Comme il a été cité précédemment, dans la définition des cellules, on donne un numéro m à la matière qui constitue la cellule. Ce numéro m est repris dans la carte *Mm*, dont la formulation simplifiée est *Mm zaid1 fraction1 zaid2 fraction2 ...* où *zaidi* indique de quel élément il s'agit, ainsi que la librairie des sections efficaces à utiliser.

Un exemple d'un matériau l'acier AISI 316 L est le suivant :

m1	26000.02p	0.62	\$ Acier AISI 316 L		
	24000.02p	0.18	28000.02p	0.14	42000.02p 0.03
	12000.02p	0.02	14000.02p	0.01	

### 5.3.4 Le nombre d'histoire

C'est le nombre d'histoire pour chaque particule. Par exemple :

nps 1000000

### 5.3.5 Le mode

C'est le mode de transport des particules, N, P ou E, on peut utiliser une combinaison de particules, P et E par exemple pour un mode de photon

mode p

### 5.3.6 Les propriétés physiques

Le code MCNP permet de préciser le traitement physique à utiliser pour les particules qui sont générées, ainsi que les particules peuvent produire lorsqu'elles interagissent



avec le milieu. Ces précisions sont fournies à l'aide de la carte *PHYS*. Elle peut être utilisée avec des neutrons, des photons ou des électrons.

#### 5.4 Sources d' $^{192}\text{Ir}$

Nous avons utilisé dans notre étude deux types de source, la MicroSelectron de Nucletron (Pays Bas), et VariSource de Varian (USA). Nous avons simulé aussi les deux versions (classique et moderne) pour chaque type. Les propriétés des sources sont dans le tableau 3.

	Corps actif			Encapsulation			Câble	
	Matériel	L(cm)	D(cm)	Matériel	E (cm)	D(cm)	Matériel	D(cm)
MicroSelectron (Classique)	Ir	0.35	0.060	Acier AISI 316 L	0.0250	0.110	Acier AISI 316 L	0.110
MicroSelectron (Moderne)	Ir	0.36	0.065	Acier AISI 316	0.0125	0.090	Acier AISI 316	0.070
VariSource (Classique)	Ir	1.00	0.034	Ti/Ni	0.0125	0.059	Ti/Ni	0.059
VariSource (Moderne)	Ir	0.50	0.034	Ti/Ni	0.0125	0.059	Ti/Ni	0.059

Tableau 3 : Les propriétés des sources d' $^{192}\text{Ir}$  HDR.

Avec :

L : longueur de Corps actif.

D : diamètre de Corps actif.

E : épaisseur de Corps actif.

Les composantes de chaque matériau sont présentées dans le tableau 4.

### 5.4.1 La représentation géométrique réelle

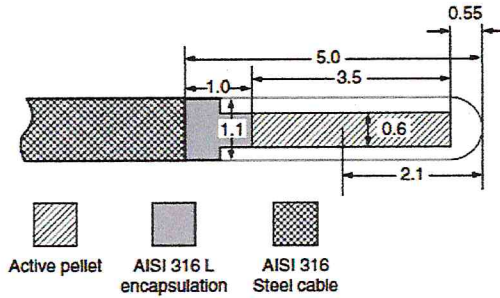


Figure 18 : MicroSelectron modèle Classique.

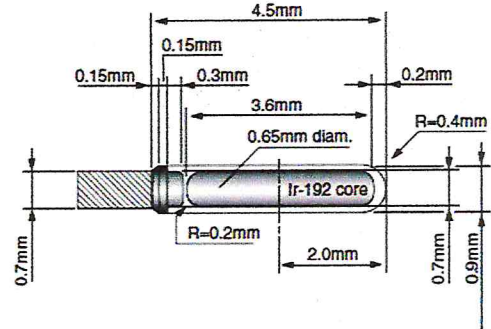


Figure 19 : MicroSelectron modèle Moderne.

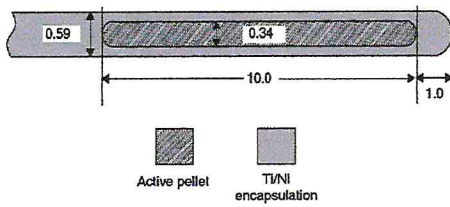


Figure 20 : VariSource modèle Classique.

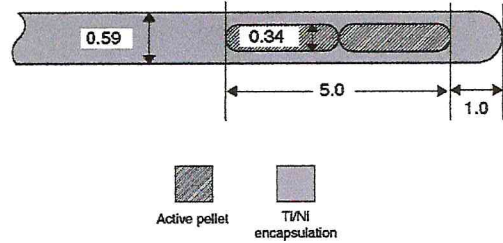


Figure 21 : VariSource modèle Moderne.

### 5.4.2 La représentation en MCNP

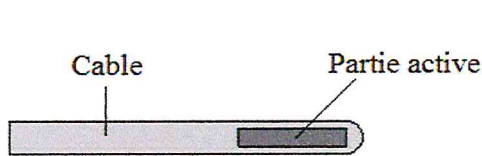


Figure 22 : MicroSelectron modèle Classique.

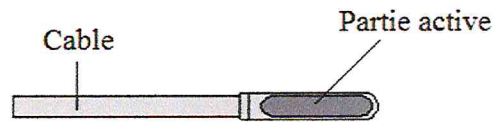


Figure 23 : MicroSelectron modèle Moderne.

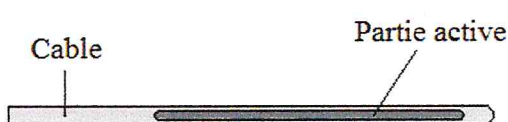


Figure 24 : VariSource modèle Classique.



Figure 25 : VariSource modèle Moderne.

### 5.4.3 Les propriétés des matériaux

Les matériaux utilisés pour la composition des sources étudiées sont :

Matériel	Eléments	Composition %	Densité (g/cm <sup>3</sup> )
Ir	Ir	100	22,4
Acier AISI 316 L	Fe	62	7.98
	Cr	18	
	Ni	14	
	Mo	3	
	Mn	2	
	Si	1	
Ti/Ni	Ni	55,6	6,5
(Nitinol)	Ti	44,4	

Tableau 4 : Les matériaux utilisés en calcul avec leurs propriétés.

### 5.5 Fantôme

Dans cette étude nous avons utilisé deux types de fantômes pour chaque type de calcul.

#### 5.5.1 Calcul des facteurs de correction de dose

Nous avons utilisé comme un fantôme, une sphère d'eau de rayon 30 cm, positionnée au centre de la sphère. Nous avons gardé les mêmes propriétés physiques de l'eau (H<sub>2</sub>O), avec une densité égale à 1(g/cm<sup>3</sup>).

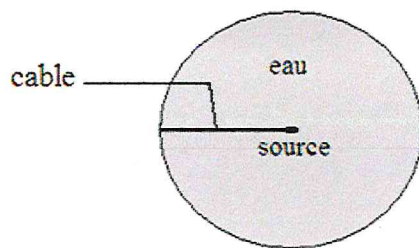


Figure 26 : Représentation de fantôme avec la source centrée.

### 5.5.2 Calcul de dose dans la prostate et les organes à risques

Un fantôme qui modélise numériquement un corps humain a été utilisé dans cette partie.

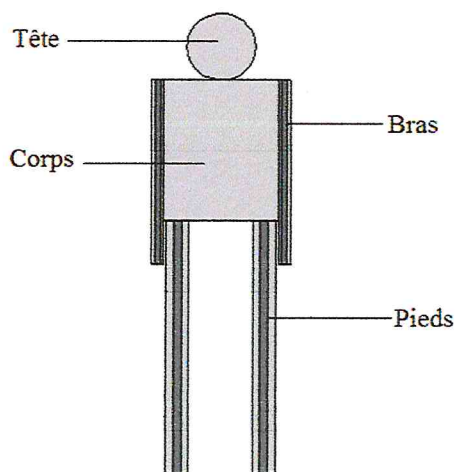


Figure 27 : Représentation du fantôme entier.

La prostate et les organes à risques sont modélés par MCNP de la façon présentés dans la figure 28.

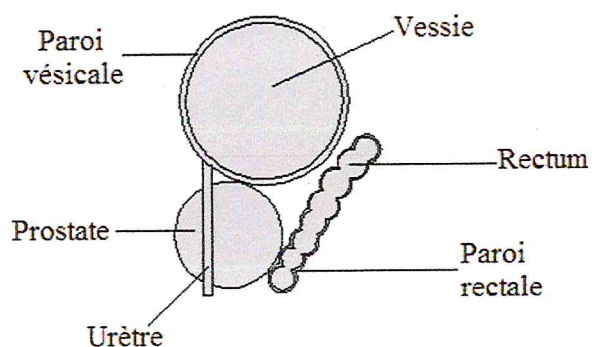


Figure 28 : Représentation de prostate et les organes à risques.

Le tableau 5 définit pour chaque partie du corps leur modélisation numérique avec MCNP.

Organe	Modèle	Surfaces	Cellules
Tête	Sphère	104 sz 62 12	-104
Corps	cylindre	101 cz 20 102 pz 0 103 pz 50	-103 102 -101
Bras D	cylindre	103 pz 50 105 c/z 22.1 0 2 107 pz -15	-105 -103 107
Bras G	cylindre	103 pz 50 106 c/z -22.1 0 2 107 pz -15	-106 -103 107
Pied D	cylindre	102 pz 0 108 pz -90 109 c/z 15 0 4	108 -102 -109
Pied G	cylindre	102 pz 0 108 pz -90 111 c/z -15 0 4	-102 -111 108



Vessie		3001 sq 0.045154 0.097291 0.097291 0 0 0 -1 0 -4.5 8	-3001
Paroi vésicale		3001 sq 0.045154 0.097291 0.097291 0 0 0 -1 0 -4.5 8	-3000 3001
Testicules		2700 sq 0.591716 0.444444 0.189036 0 0 0 -1 1.3 -8 -2.3 2701 sq 0.591716 0.444444 0.189036 0 0 0 -1 -1.3 -8 -2.3	-2700 :-2701
Prostate	Sphère	s 0 -6.0025 2.505 2.2	-100
Urètre	cylindre	201 c/z -1.3 -6.0025 0.2 204 pz 0.5 205 pz 6	-201 -205 204
Rectum	Ensemble des sphères	206 s 0 -3.8 0.7 0.6 207 s 0 -3.4 1.5 0.55 208 s 0 -2.9 2.2 0.6 209 s 0 -2.5 3 0.6 210 s 0 -2.1 3.7 0.65 211 s 0 -1.6 4.6 0.65 212 s 0 -0.9 5.4 0.65 213 s 0 -0.35 6 0.6	-213 :-212 :-211 :- 210 :-209 :-208 :- 207 :-206
Paroi rectale	Ensemble des sphères	214 s 0 -3.8 0.7 0.5 215 s 0 -3.4 1.5 0.45 216 s 0 -2.9 2.2 0.5 217 s 0 -2.5 3 0.5 218 s 0 -2.1 3.7 0.6 219 s 0 -1.6 4.6 0.6 220 s 0 -0.9 5.4 0.6 221 s 0 -0.35 6 0.5	-221 :-220 :-219 :- 218 :-217 :-216 :- 215 :-214

Tableau 5 : Les parties du corps modélisés par MCNP.

Pour les composantes et les matériaux du fantôme on a le tableau suivant :

Matériel	Elts	Compositio n %	Densité (g/cm <sup>3</sup> )	Matériel	Elts	Composition %	Densité (g/cm <sup>3</sup> )
Tissu mou	H	10.454	1.04	Os	H	7.337	1.40
	C	22.663			C	25.475	
	N	2.49			N	3.057	
	O	63.525			O	47.893	
	Na	0.112			F	0.025	
	Mg	0.013			Na	0.326	
	Si	0.03			Mg	0.112	
	P	0.134			Si	0.002	
	S	0.204			P	5.095	
	Cl	0.133			S	0.173	
	K	0.208			Cl	0.143	
	Ca	0.024			K	0.153	
	Fe	0.005			Ca	10.19	
Zn	0.003	Fe	0.008				
Rb	0.001	Zn	0.005				
Zr	0.001	Rb	0.002				
					Sr	0.003	
					Pb	0.001	
Air	N	75.5	0.00129				
	O	23.2					
	Ar	1.3					

Tableau 6 : les compositions élémentaires et densité de certains tissus.

## 5.6 Méthode

### 5.6.1 Calcul des facteurs de correction de dose

Dans cette partie nous allons calculer les facteurs de correction de dose selon le TG-43 l'équation (16), pour chaque type de source et leurs versions.

### 5.6.1.1 Constante de débit de dose $\Lambda$

#### 5.6.1.1.1 Procédure de calcul de Constante de débit de dose $\Lambda$

D'après l'équation (18),  $\Lambda$  est le rapport de débit de dose dans l'eau à 1 cm et  $\theta=\pi/2$ , sur  $S_K$  unité de Kerma strength. Pour le calcul de  $S_K$  on utilise l'équation (17).

Il est recommandé par "National Institute of Standards and Technology" de calculer  $S_K$  à 5 cm avec une densité d'air égale à 0.00184 (g/cm<sup>3</sup>).

$$\Lambda = \frac{D_{\text{eau}}(1, \pi/2)}{K_{\text{air}}(5, \pi/2) \cdot 5^2} \quad (27)$$

avec:

$D_{\text{eau}}$  : le débit de dose en eau.

$K_{\text{air}}$  : le débit de Kerma en air.

#### 5.6.1.1.2 Application avec MCNP

Le calcul de  $D_{\text{eau}}$  et  $K_{\text{air}}$  à l'aide de MCNP, est réalisé dans des sphères de rayons variables en fonction de la valeur de  $r$ . On positionne l'extrémité de la sphère en  $r$ , donc la position de la sphère  $p(r)$  est égale à :

$$p(r) = r - \text{rayon de sphère} \quad \text{avec} \quad r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad (28)$$

Dans ce cas, on positionne la sphère sur l'axe de la source ( $\theta=\pi/2$ ) c.-à-d.  $r = z$ , le calcul se fait pour tous les modèles de source.

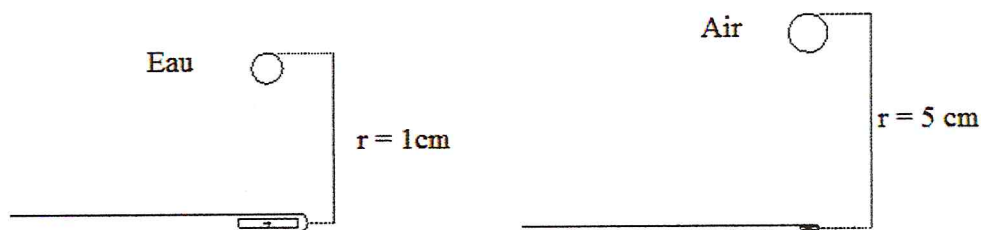


Figure 29 : Représentation graphique en MCNP pour le calcul de  $D_{\text{eau}}$  et  $K_{\text{air}}$ .

Nous avons utilisé le tally F6 pour le calcul de dose (MeV/g), et aussi le facteur de conversion en [Gy]. Le nombre d'histoires a été 5 millions pour minimiser l'erreur statistique.

### 5.6.1.2 Facteur géométrique

Il est défini par la relation générale (19), qui signifie le phénomène d'atténuation des photons dans le milieu.

Dans notre cas on suppose que la source est linéaire pour simplifier le calcul de  $G(r, \theta)$ , donc on utilise la relation suivante pour  $\theta \neq 0$  :

$$G_L = \frac{\beta}{L.r.\sin\theta} \quad (29)$$

Avec :

$$\beta = \text{ArcSin}\left[\frac{L\text{Sin}\left[\text{ArcTan}\left[\frac{r.\text{Sin}[\theta]}{r.\text{Cos}[\theta] - \frac{L}{2}}\right]\right]}{\sqrt{(r.\text{Sin}[\theta])^2 + (r.\text{Cos}[\theta] + \frac{L}{2})^2}}\right] \quad (30)$$

Avec L : longueur active de la source.

Pour  $\theta = 0$  on utilise :

$$G_L = \left(r^2 - \frac{L^2}{4}\right)^{-1} \quad (31)$$

Nous avons calculé ce facteur avec Mathematica pour les différents types de source en plusieurs points.

### 5.6.1.3 Fonction radiale

Pour la fonction radiale nous avons utilisé les résultats obtenus par d'autres codes.

#### 5.6.1.4 Fonction d'anisotropie

##### 1.2.1.4.1. Procédure de calcul de la fonction d'anisotropie

Dans cette partie, un fantôme d'eau (sphère de  $r = 30$  cm) a été utilisé pour le calcul avec MCNP.

Nous avons utilisé la relation (22) pour le calcul de la fonction d'anisotropie pour les deux modèles de sources. Dans la détermination de la dose dans l'eau, il a été tenu en compte des phénomènes d'absorption et de diffusion dans le milieu ainsi que l'encapsulation de la source, et ce sur  $4\pi$  stéradians [18].

##### 1.2.1.4.2. Application par MCNP

Le calcul de dose par MCNP se fait pour des sphères de rayon constant de distance  $r$ .

Les sphères sont placées selon la relation (28), et nous avons utilisé le tally \*F5 pour le calcul de l'énergie par unité de surface ( $\text{MeV}/\text{cm}^2$ ).

Pour passer à la dose on divise cette valeur par la densité surfacique  $\rho_{\text{sur}}$  ( $\text{g}/\text{cm}^2$ ) pour trouver la dose à la surface.

Nous avons signalé que le rayon des sphères est le même pour une distance  $d$  (figure 30), c-à-d nous avons le même volume, donc la même masse pour le même matériau d'où on a utilisé directement le rapport :

$$F(r, \theta) = \frac{{}^*F5(r, \theta) G(r, \frac{\pi}{2})}{{}^*F5(r, \frac{\pi}{2}) G(r, \theta)} \quad (32)$$

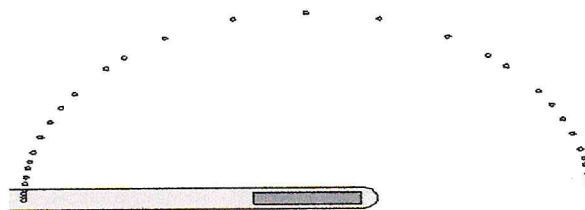


Figure 30 : L'arrangement des sphères pour le calcul de la fonction d'anisotropie.



## 5.6.2 Calcul de dose dans la prostate et OAR

Pour le calcul de dose, nous avons utilisé le fantôme simulé. Nous avons introduit chaque source au centre de la prostate.

### 5.6.2.1 Application par MCNP

Pour calculer la dose dans la prostate et dans les organes à risques, nous avons utilisé le tally \*F8 qui donne les résultats en MeV.

Nous avons utilisé la relation ci-dessous pour calculer la dose pendant un temps  $t$  de traitement en (s), et une activité  $A$  en (Bq).

$$D = \frac{{}^*F8 \cdot A \cdot t}{m} 1,6 \cdot 10^{-10} \quad (33)$$

Avec  $m$  la masse en gramme, et  $1,6 \cdot 10^{-10}$  le facteur de conversion de MeV/g au Gy.

Nous avons calculé les doses dans les organes représentés dans la figure 28 (la prostate, vessie, paroi vésicale, urètre, testicules, rectum, paroi rectale).

## 6. Résultats et discussions

Dans cette partie nous avons établi les résultats obtenus par simulation MCNP, pour le calcul des facteurs de correction et le calcul de dose.

### 6.1 Calcul des facteurs de correction de dose

#### 6.1.1 Constante de débit de dose

Nous avons calculé  $\Lambda$  la constante de débit de dose pour les deux modèles de sources d' $^{192}\text{Ir}$  la MicroSelectron (Classique et Moderne), et pour VariSource chaque version aussi, le tableau suivant présente les résultats obtenus par MCNP comparés à celles obtenus avec d'autres code.

Type de source	$\Lambda$ cGy h <sup>-1</sup> U <sup>-1</sup>	Incertitude	Code MC	Auteur
MicroSelectron Classique	1.115	0.5%	MCPT,own	Williamson et Li[1]
	1.131	1%	EGS4/PRESTA	Russel et Anhesjo[20]
	1.116	0.5%	UoA, own	Karaiskos et al.[21]
	1.115	0.5%	UoA, own	Papagiannis et al.[22]
	1.111	0.765%	MCNP	
MicroSelectron Moderne	1.108	0.13%	MCPT,own	Daskalov et al.[5]
	1.109	0.5%	UoA, own	Papagiannis et al.[22]
	1.115	0.765%	MCNP	
VariSource Classique	1.044	2%	EGS4/DOSRZ	Wang etSloboda[2]
	1.043	0.5%	UoA, own	Karaiskos et al.[ 23]
	1.043	0.5%	UoA, own	Papagiannis et al.[22]
	1.034	0.4%	MCNP	
VariSource Moderne	1.101	0.5%	UoA, own	Angelopoulos et al.[6]
	1.104	0.39%	MCNP	

Tableau 7 : Valeurs des constantes de débit de dose pour chaque source.

Nous remarquons que les valeurs de la constante de débit de dose pour chaque modèle de source sont identiques à celles obtenues avec les autres codes de calcul.

On remarque aussi dans le tableau suivant que les écarts relatifs moyens des valeurs de MCNP par rapport aux autres valeurs, ces écarts sont inférieures à 2%, donc le code MCNP donne des très bons résultats pour le calcul de la constante de débit de dose.

Type de source	MCNP	Code MC	Auteur & code MC	Ecart relatif moyen %
MicroSelectron Classique	1.111	1.115	Williamson et Li	0,358 %
	1.111	1.131	Russel et Anhesjo	1,768 %
	1.111	1.116	Karaiskos et al.	0,448 %
	1.111	1.115	Papagiannis et al.	0,358 %
MicroSelectron Moderne	1.115	1.108	Daskalov et al.	0,631 %
	1.115	1.109	Papagiannis et al.	0,541 %
VariSource Classique	1.034	1.044	Wang et Sloboda	0,957 %
	1.034	1.043	Karaiskos et al.	0,862 %
	1.034	1.043	Papagiannis et al.	0,862 %
VariSource Moderne	1.104	1.101	Angelopoulos et al.	0,272 %
	1.104	1.101	Papagiannis et al.	0,272 %

Tableau 8 : Ecart relatif moyen des valeurs calculées par MCNP comparés aux autres codes.

### 6.1.1.1 Etude comparative entre les constantes de débit de dose des sources

On compare entre les versions de chaque source.

Type de source	MicroSelectron Classique	MicroSelectron Moderne	Ecart
Constante de débit de dose	1.115	1.108	0.7 %

Tableau 9 : Ecart relatif moyen entre les deux versions de MicroSelectron.

Type de source	VariSource Classique	VariSource Moderne	Ecart
Constante de débit de dose	1.043	1.101	5.8 %

Tableau 10 : Ecart relatif moyen entre les deux versions de VariSource.

On conclut que la géométrie des sources, influence sur la constante de débit de dose.

### 6.1.2 Facteur géométrique

Nous avons calculé à l'aide de Mathematica et Excel le facteur géométrique pour les quatre sources. Nous avons supposé que la source est linéaire, afin de simplifier le calcul de  $G(r, \theta)$ .

En général pour le calcul on normalise  $G(r, \theta)$  par rapport à  $G(r, \pi/2)$ , et on utilise ce facteur géométrique pour le calcul de la fonction radiale et la fonction d'anisotropie.

D'après les équations (29) et (30), on calcule le facteur géométrique utilisant les longueurs de tableau suivant :

	MicroSelectron classique	MicroSelectron moderne	VariSource classique	VariSource moderne
Longueur active	0.35 cm	0.36 cm	1 cm	0.5 cm

Tableau 11 : Longueur active des sources MicroSelectron et VariSource.



Dans les graphes suivants nous avons représenté le facteur géométrique pour chaque source.

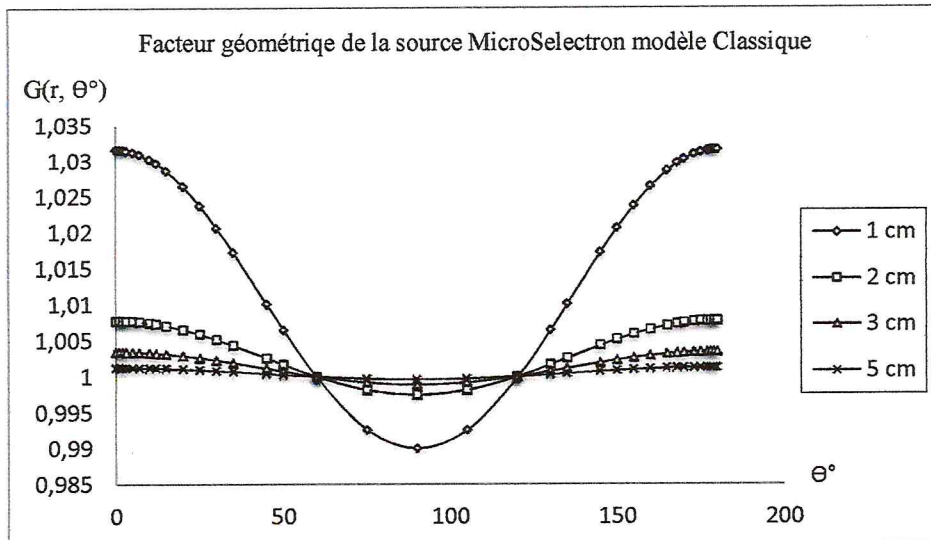


Figure 31 : Facteur géométrique pour MicroSelectron modèle Classique.

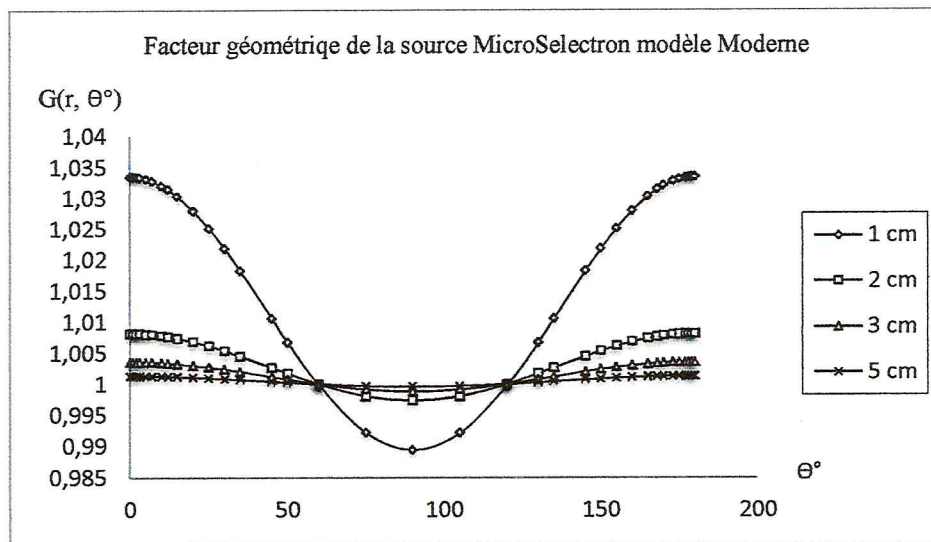


Figure 32 : Représentation graphique de facteur géométrique pour MicroSelectron modèle Moderne.



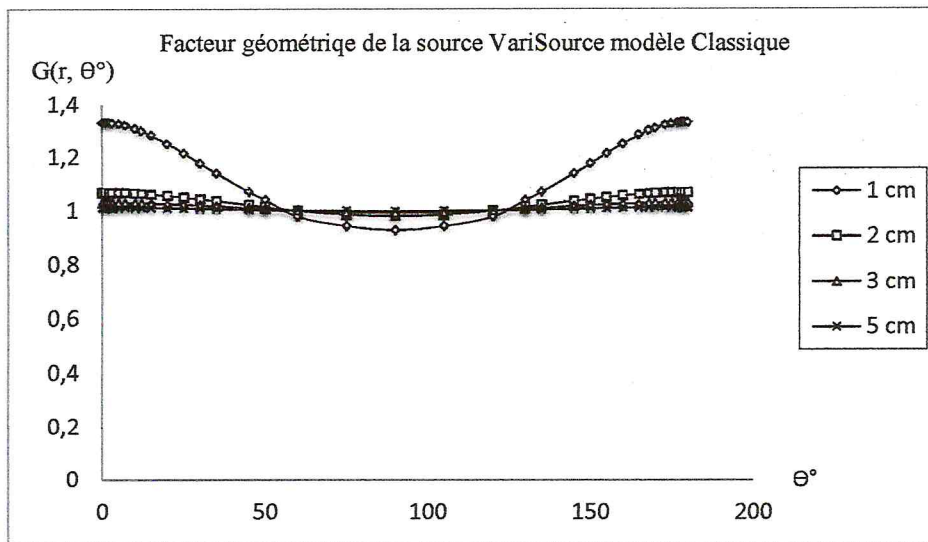


Figure 33 : Facteur géométrique pour VariSource Classique.

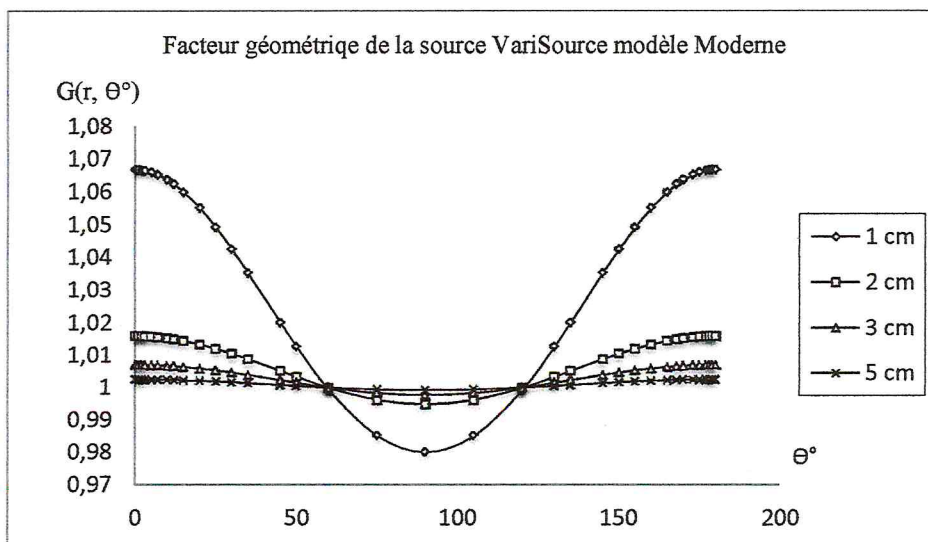


Figure 34 : Représentation graphique de facteur géométrique pour VariSource modèle Moderne.

### 6.1.3 Fonction radiale

Pour le calcul de dose nous avons utilisé les résultats de la fonction radiale donnée dans la littérature.

### 6.1.4 Fonction d'anisotropie

Nous avons calculé les fonctions d'anisotropies pour chaque type de source, sur  $\pi$  pour les distances  $r = 1,2, 3,5$  cm dans l'eau. Ce calcul a été réalisé avec un nombre d'histoire égale à 1 Million.

Nous obtenons ci-dessous les présentations graphiques de nos résultats pour les quatre sources et nous discuterons les écarts relatifs moyens des valeurs calculées avec MCNP ou celles calculées avec d'autres codes de calcul.

#### 6.1.4.1 MicroSelectron

##### 6.1.4.1.1 Modèle classique

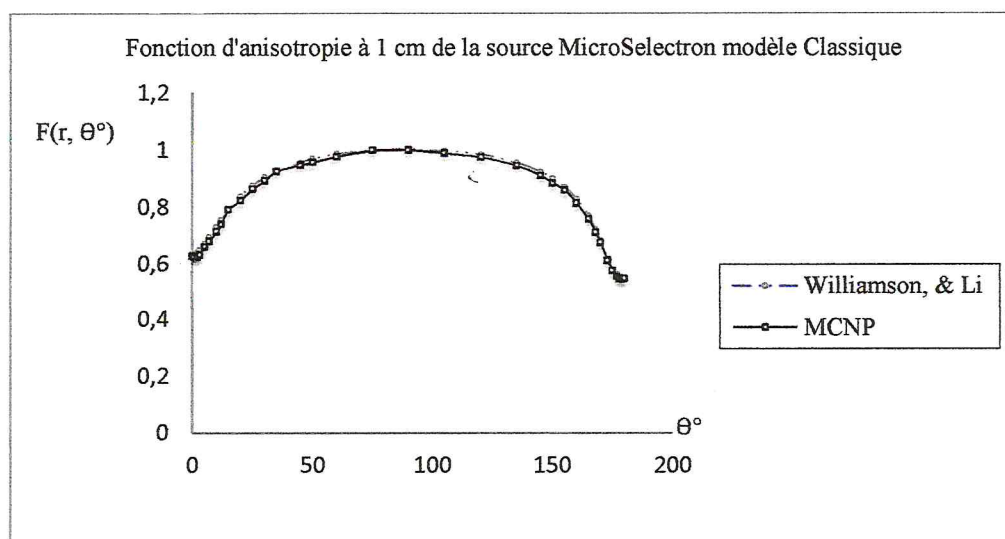


Figure 35 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour  $r=1$  cm.

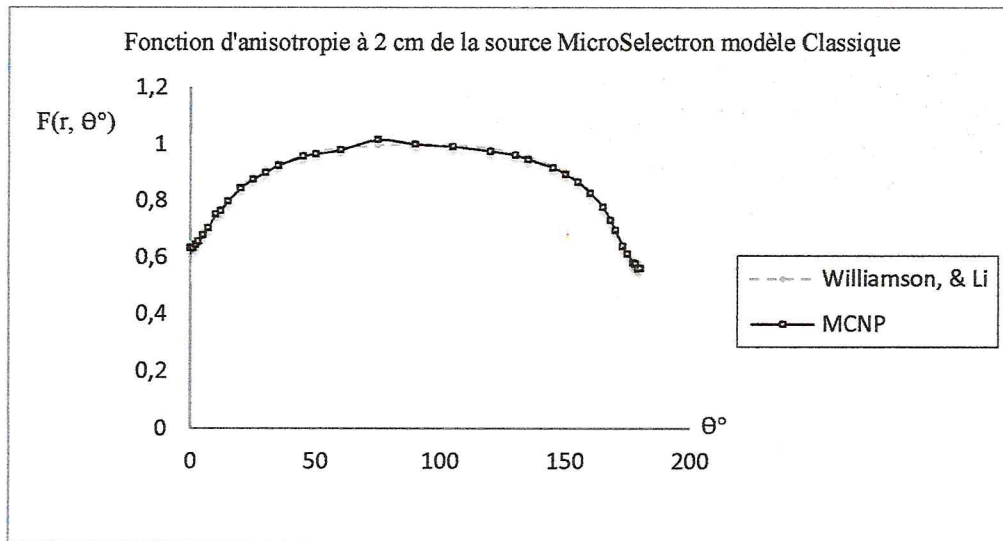


Figure 36 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour  $r=2\text{cm}$ .

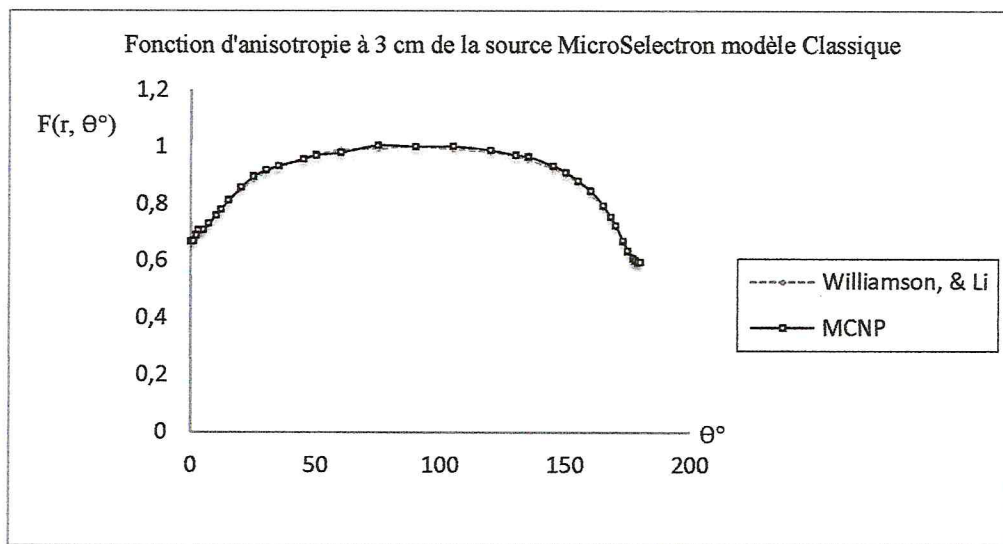


Figure 37 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour  $r=3\text{cm}$ .

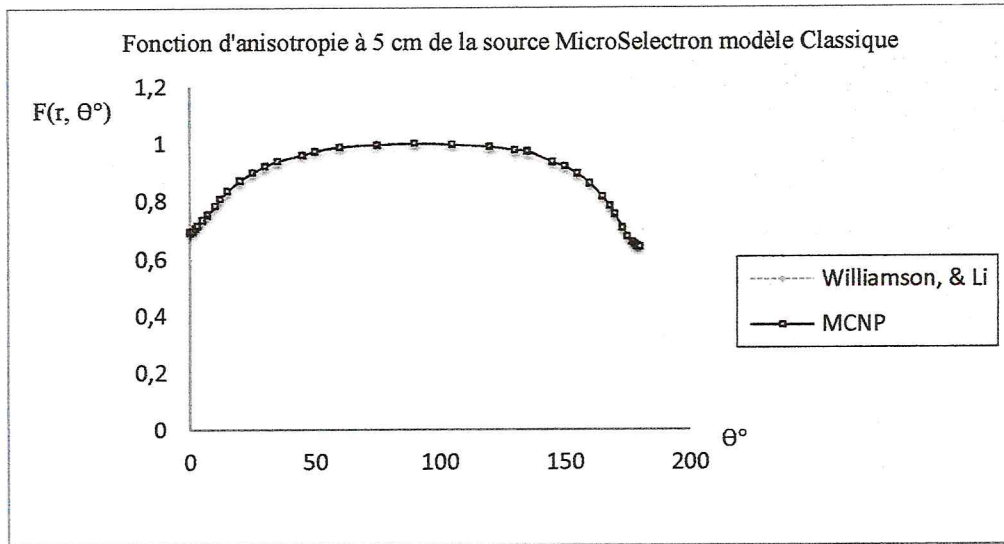


Figure 38 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour  $r=5\text{cm}$ .

Les résultats de  $F(r, \theta)$  pour la source MicroSelectron du modèle classique montrent bien la bonne compatibilité entre les valeurs obtenues par MCNP et celles obtenues par MCPT (Monte Carlo Permutation Test), par Williamson et al (TG-43 U1) [1].

Les écarts relatifs moyens des valeurs obtenues par MCNP par rapport aux MCPT, sont présentés dans le tableau suivant :

r (cm)	écarts relatifs moyens
1	1,389 %
2	1,035 %
3	0,301 %
5	0,386 %

Tableau 12 : Ecarts relatifs moyens des valeurs calculées avec MCNP par rapport à celles émanant par Williamson et al (TG-43 U1) [1].

### 6.1.4.1.2 Modèle moderne

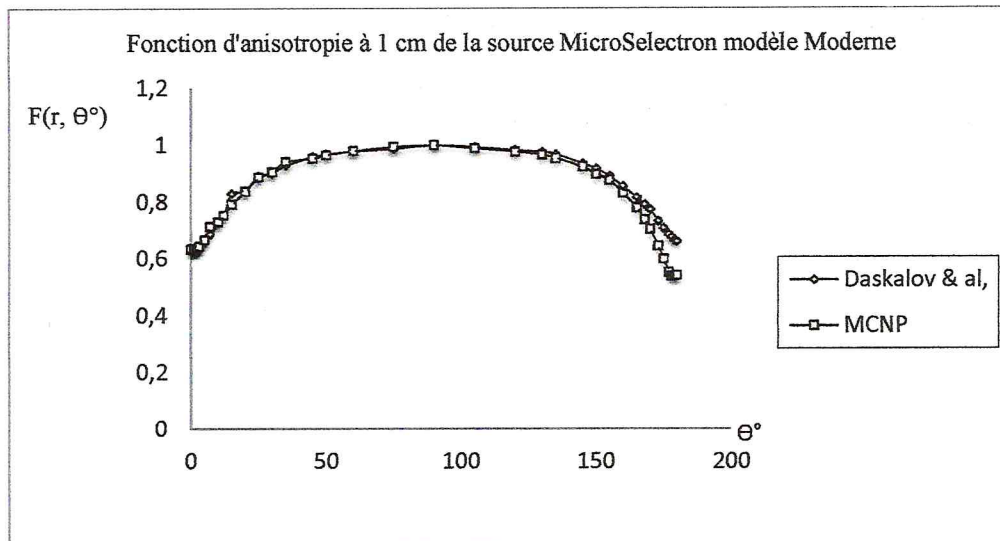


Figure 39 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour  $r=1\text{cm}$ .

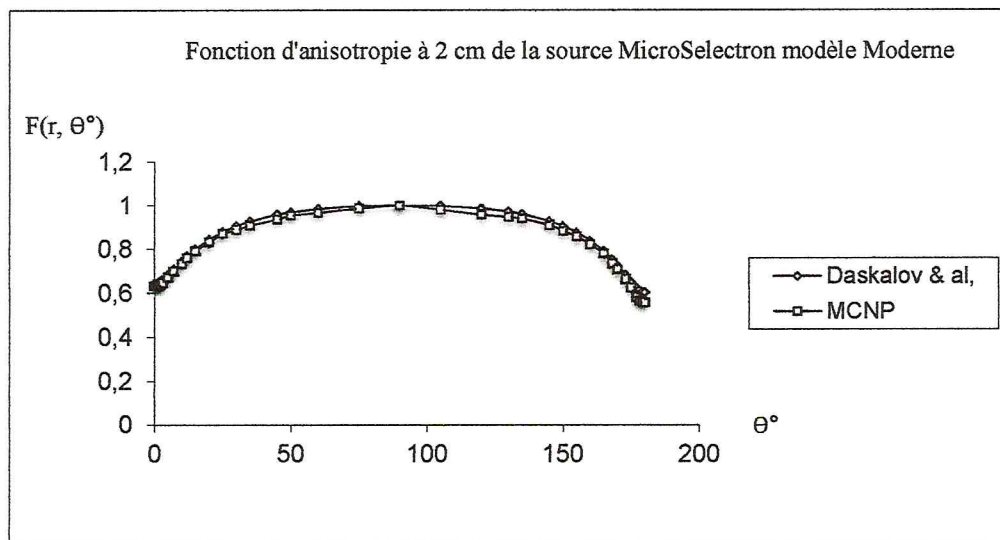


Figure 40 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour  $r=2\text{cm}$ .



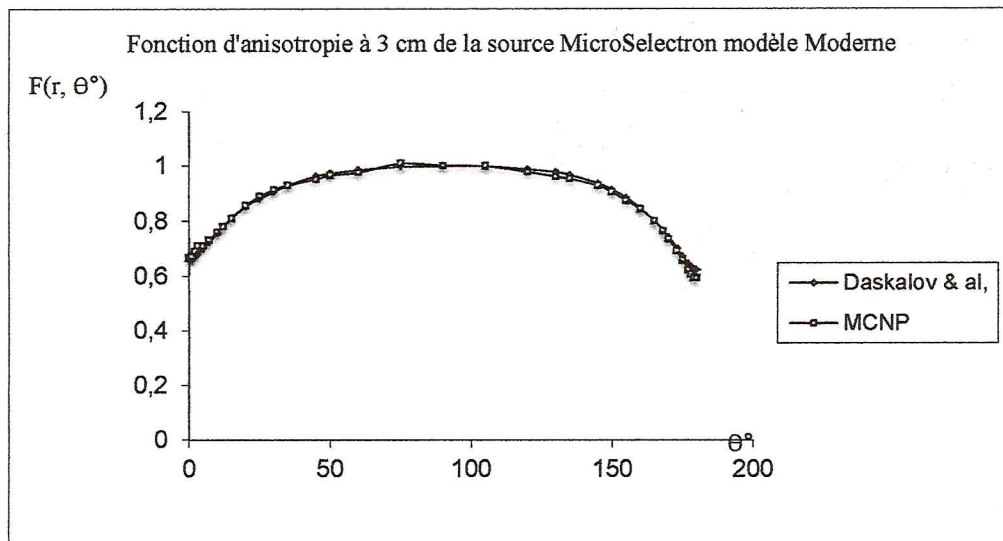


Figure 41 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour  $r=3\text{cm}$ .

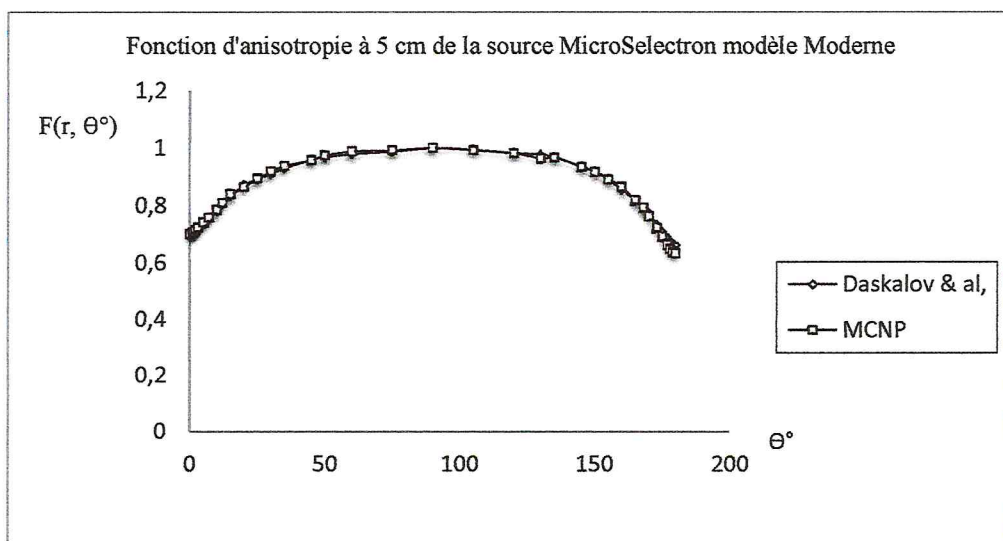


Figure 42 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour  $r=5\text{cm}$ .

Les résultats de  $F(r, \theta)$  pour la source MicroSelectron du modèle Moderne, montrent bien un très bon accord entre nos valeurs et celles obtenues par Daskalov et al [5].

Les écarts relatifs moyens des valeurs obtenues par MCNP par rapport aux autres résultats, sont présentés dans le tableau suivant :

r (cm)	écarts relatifs moyens
1	3,746 %
2	2,537 %
3	0,473 %
5	0,304 %

Tableau 13 : Ecarts relatifs moyens des valeurs calculées avec MCNP par rapport à celles de Daskalov et al [5].

#### 6.1.4.2 VariSource

##### 6.1.4.2.1 Modèle classique

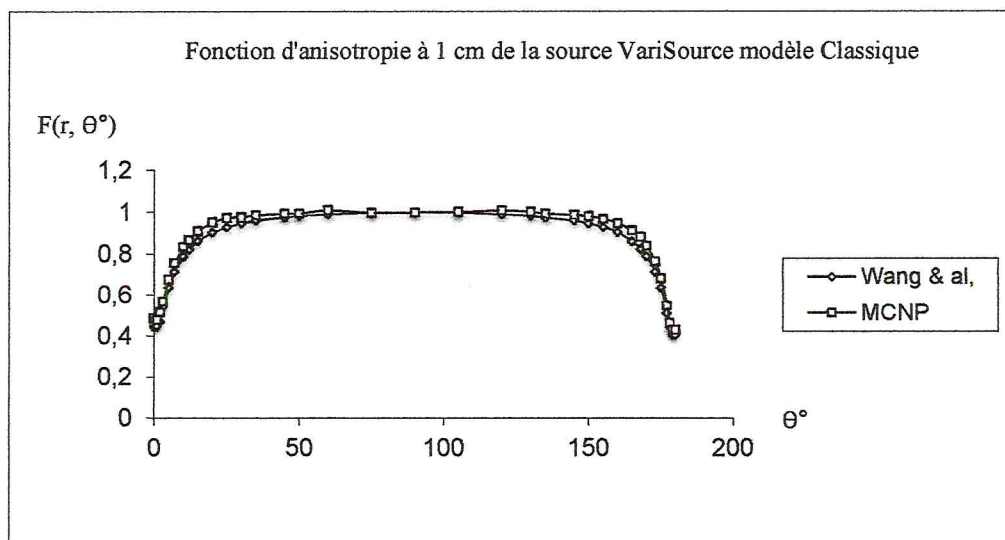


Figure 43 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour  $r=1$  cm.

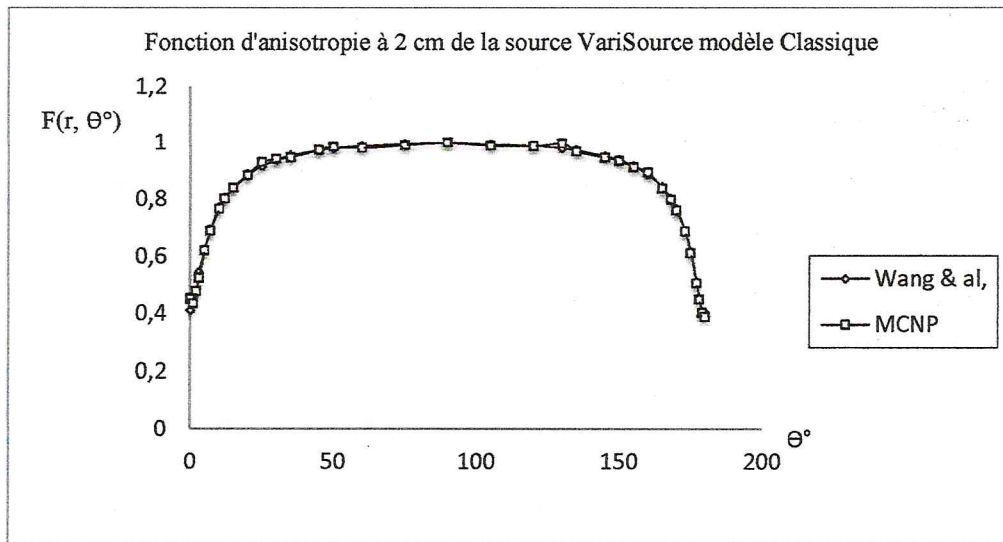


Figure 44 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour  $r=2\text{cm}$ .

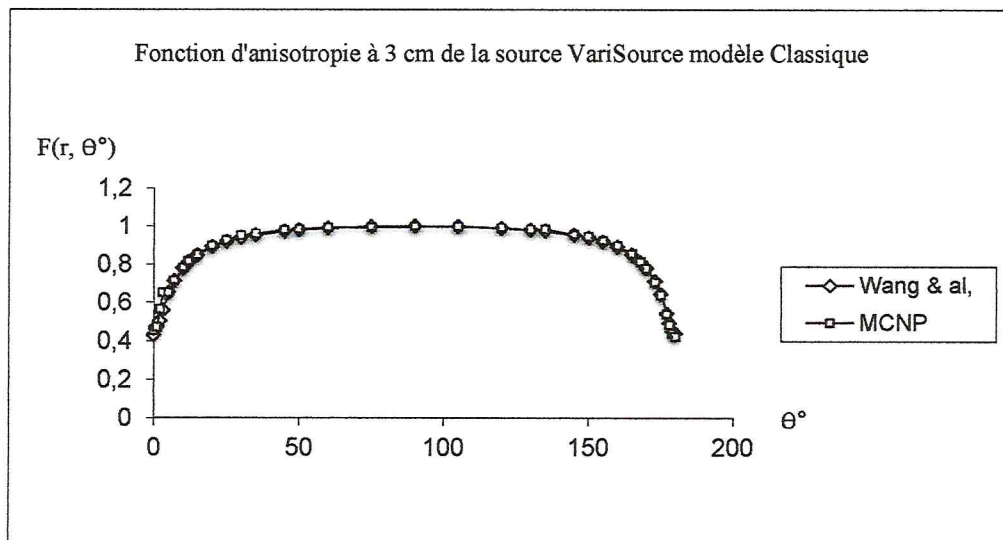


Figure 45 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour  $r=3\text{cm}$ .

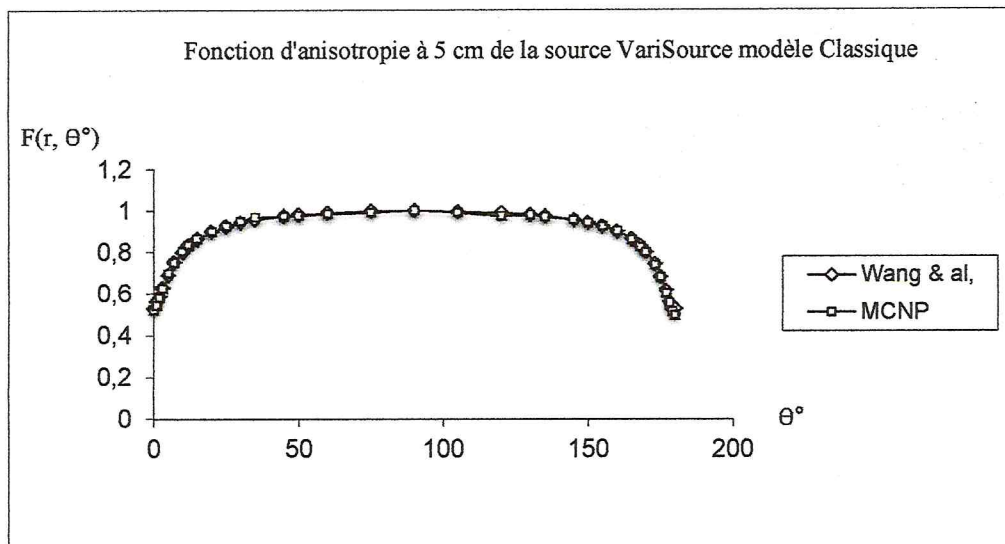


Figure 46 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour  $r=5\text{cm}$ .

Nous constatons une bonne corrélation entre les résultats pour  $F(r,\theta)$  de la VariSource modèle Classique. Nos résultats sont comparés par rapport aux résultats obtenus par Wang et al [2].

Les écarts relatifs moyens des valeurs obtenues par MCNP par rapport aux autres résultats sont présentés dans le tableau suivant :

$r$ (cm)	écarts relatifs moyens
1	4,538 %
2	0,080 %
3	0,950 %
5	0,322 %

Tableau 14 : Ecarts relatifs moyens des valeurs calculées avec MCNP par rapport à celles de Wang et al [2].

### 6.1.4.2.2 Modèle moderne

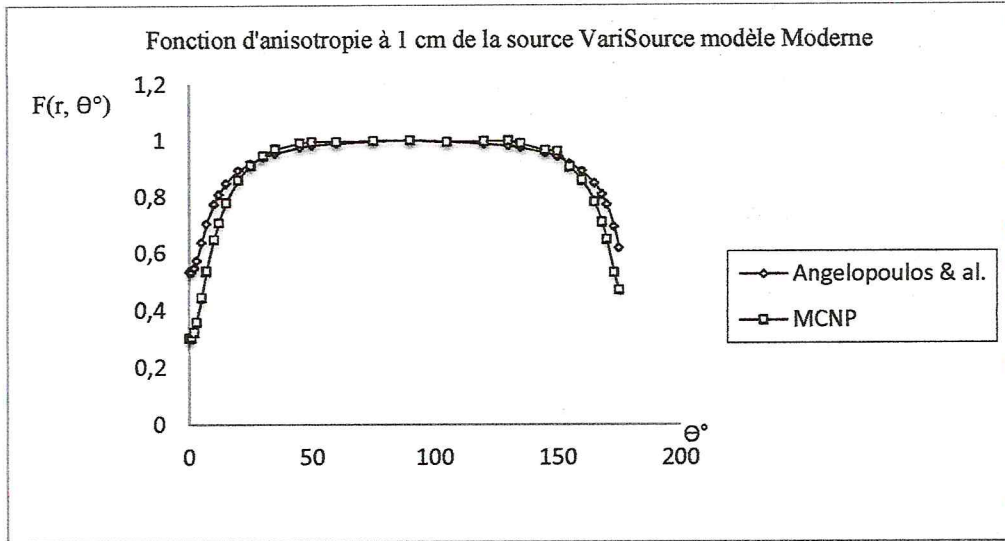


Figure 47 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour  $r=1$  cm.

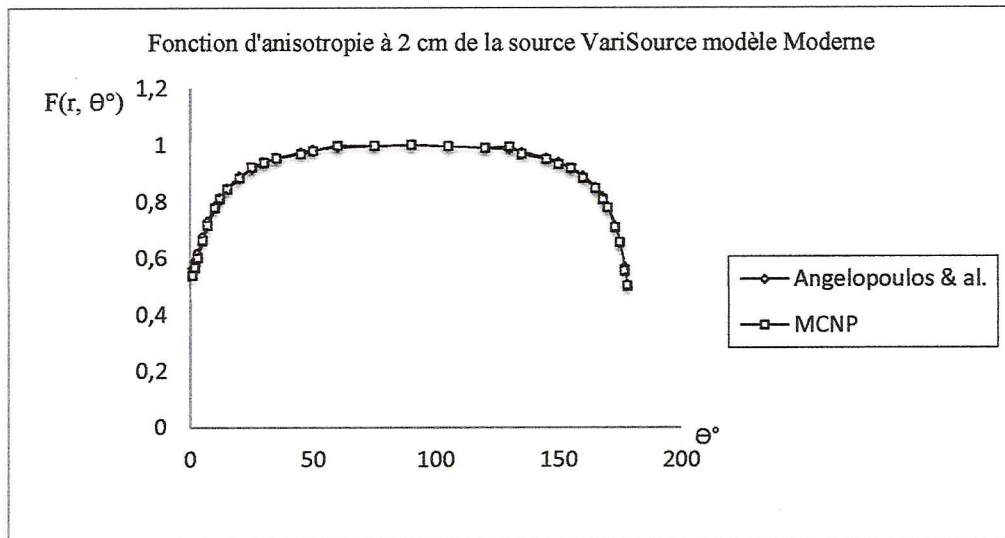


Figure 48 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour  $r=2$  cm.



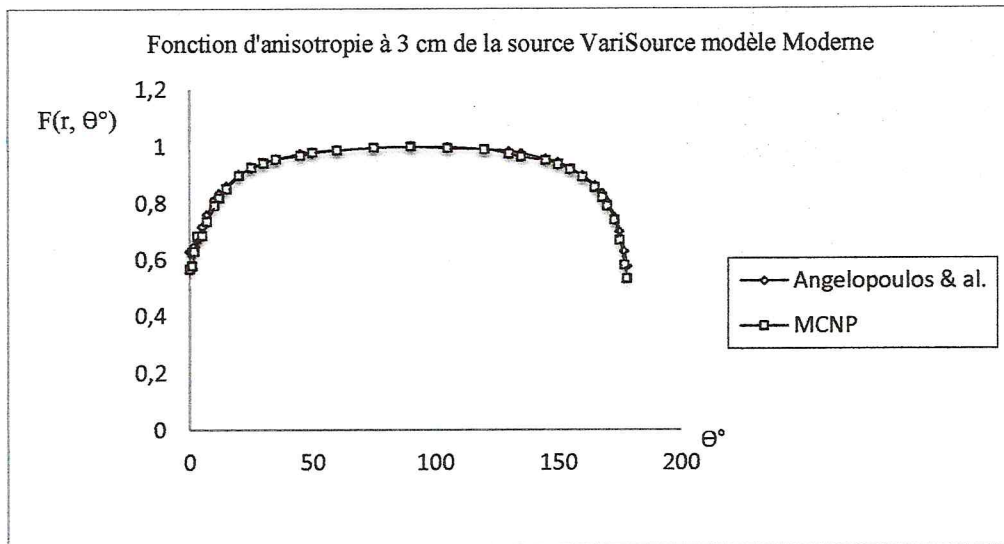


Figure 49 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie pour  $r=3\text{cm}$ .

Les résultats de  $F(r, \theta)$  pour la source VariSource du modèle Moderne montrent bien la bonne compatibilité entre nos valeurs et celles de Angelopoulos et al. [6].

Les écarts relatifs moyens des sont présentés dans le tableau suivant :

r (cm)	écarts relatifs moyens
1	10,834 %
2	0,812 %
3	1,937 %

Tableau 15 : Ecart relatifs moyens des valeurs calculées avec MCNP par rapport à celles obtenues par Angelopoulos et al. [6].

### 6.1.4.3 Etude comparatives entre les différentes sources

Des études comparatives sont menés entre les quatre types de sources (MicroSelectron le modèle classique et moderne, VariSource le modèle classique et moderne).

Nous présentons ci-dessous les graphes comparatifs pour chaque source et différents distances.

Nous avons calculé l'écart moyen entre  $r = 1\text{cm}$  et  $r = 5\text{ cm}$  et nous avons trouvé 4,552% pour le modèle classique et 1,651 % pour le modèle moderne de MicroSelectron. Et nous avons calculé l'écart moyen entre  $r = 1\text{cm}$  et  $r = 3\text{cm}$  et nous avons trouvé 2,838 % pour VariSource.

On remarque que l'écart augmente avec la longueur active de la source.

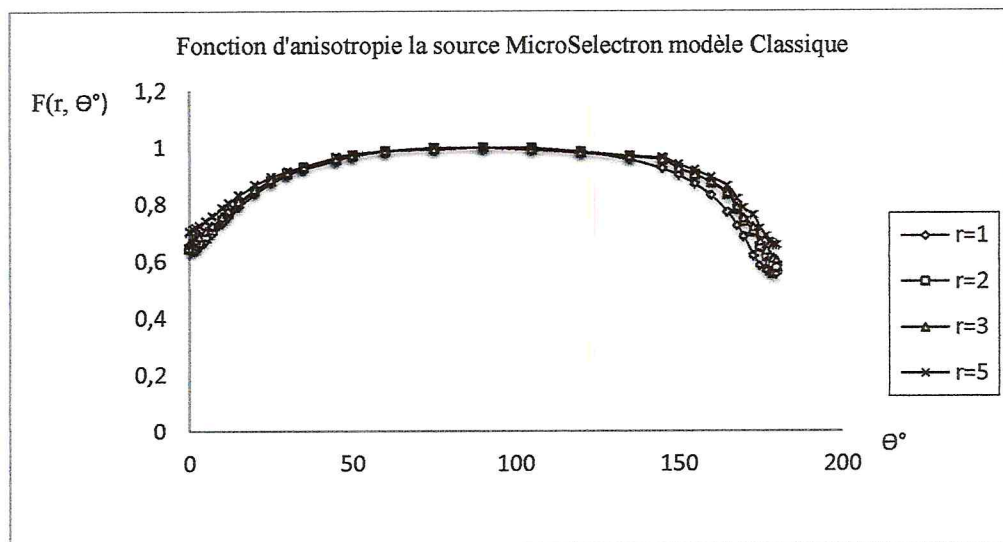


Figure 50 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de  $r=1$  à  $5\text{cm}$  MicroSelectron modèle Classique.

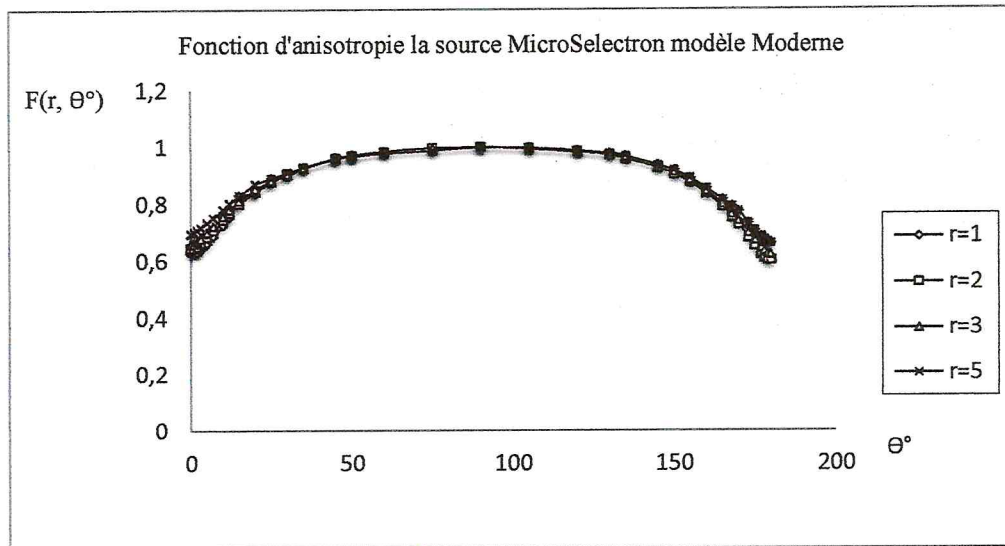


Figure 51 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de  $r=1$  à  $5\text{cm}$  MicroSelectron modèle Moderne.

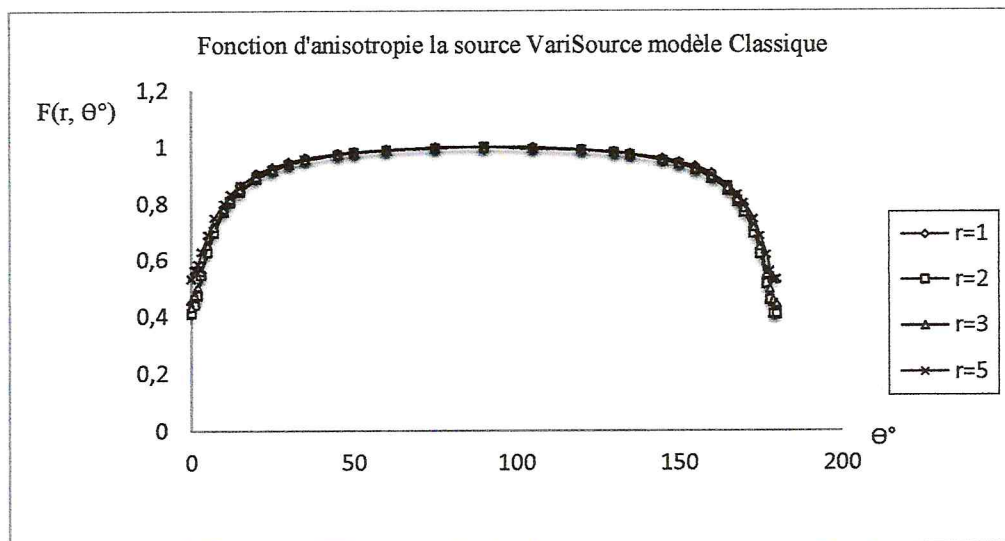


Figure 52 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de  $r=1$  à  $5\text{cm}$  VariSource modèle Classique.

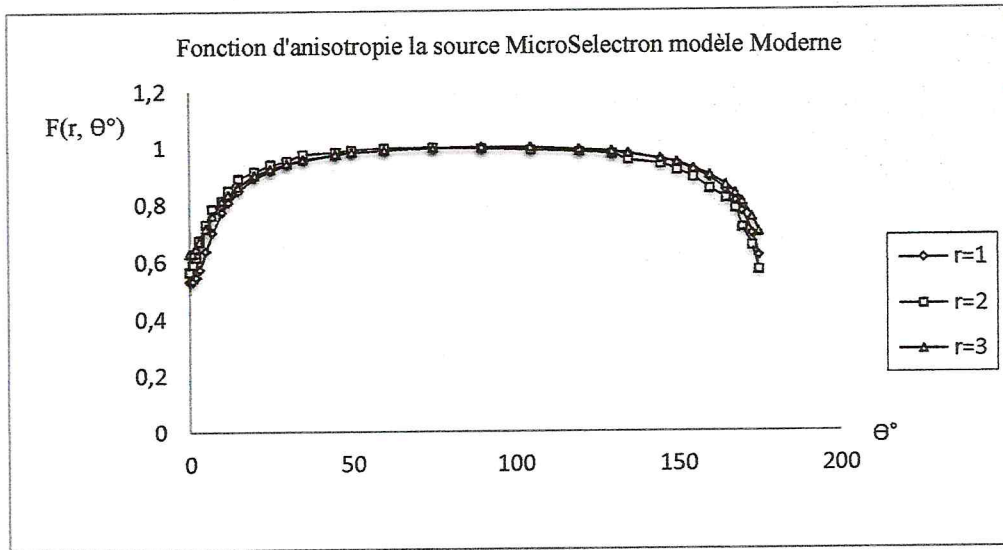


Figure 53 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de  $r=1$  à 3cm VariSource modèle Moderne.

#### 6.1.4.4 Comparaison entre la MicroSelectron et VariSource

##### 6.1.4.4.1 Modèle classique

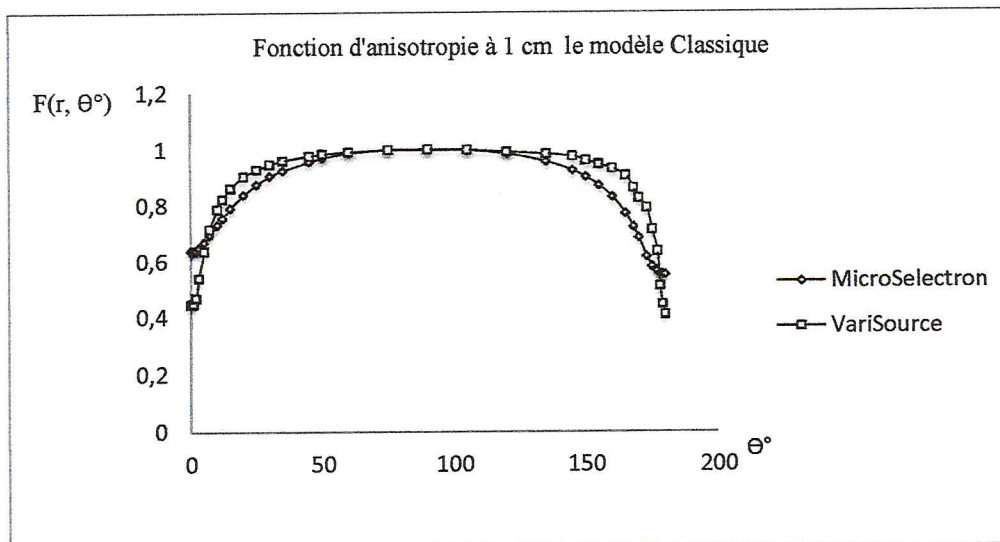


Figure 54 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de  $r=1$ cm pour la MicroSelectron et VariSource modèle Classique.

#### 6.1.4.4.2 Modèle moderne

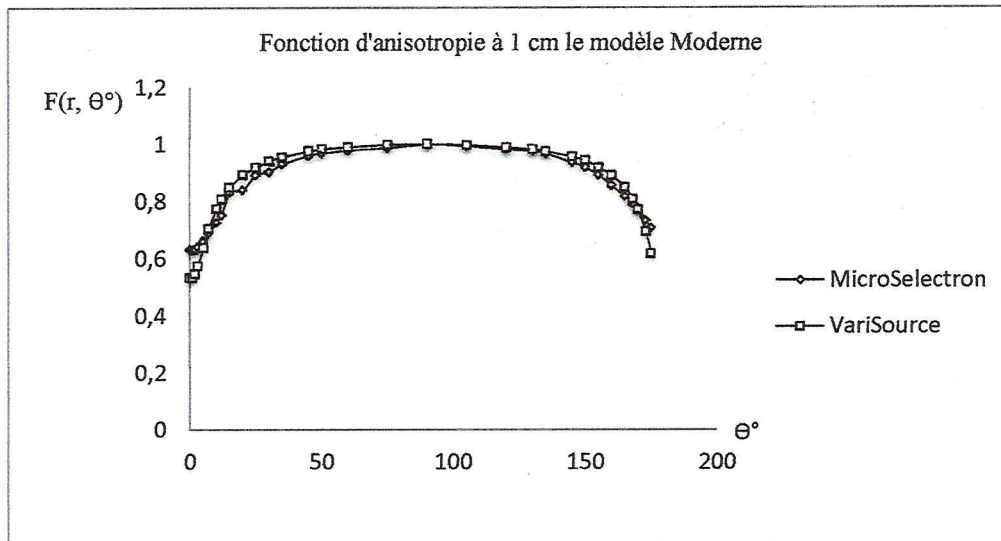


Figure 55 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de  $r=1\text{cm}$  pour la MicroSelectron et VariSource modèle Moderne.

Nous avons calculé l'écart moyen entre les modèles classiques est nous avons trouvés 1.7 %, et pour les modèles Modernes 0.02 %.

On remarque que les modèles modernes sont très proches.



## 6.2 Calcul de dose

Nous avons calculé l'énergie déposée dans les organes, par l'utilisation de tally \*F8 qui donne le résultat en (MeV). Pour trouver la dose déposée dans chaque organe on utilise la relation (33). Pour comparer entre les sources nous avons choisi la même activité pour toutes les sources (370 GBq).

Le plan du traitement qu'on a choisi, est celui utilisé en California Endocurietherapy (CET) Cancer Center Oakland, California. Pour un stade T1-T2a (groupe de risque bas) ou T2bc (groupe de risque intermédiaire), la curiethérapie exclusive a été utilisé [3].

Les caractéristiques de dose sont publiées dans la littérature [4], et le tableau suivant résume ces caractéristiques.

$V_{100}$ prostate > 90 %.
$V_{75}$ rectum et $V_{75}$ vessie < 1 cm <sup>3</sup> .
$V_{125}$ urètre < 1 cm <sup>3</sup> .

Tableau 16 : Les caractéristiques de dose selon American brachytherapy society prostate high-dose rate task group [4].

Il a été utilisé 7.25 Gy pour 6 fractions (dose totale de 43.5 Gy) ou 9.5 pour 4 fractions (dose totale de 38 Gy). Dans notre étude nous avons utilisé le deuxième cas.

Les doses totales pour chaque organe et chaque source sont dans les tableaux suivants :

### 6.2.1 Dose totale pour MicroSelectron

Nous avons calculé le temps nécessaire pour délivrer une dose de 38 Gy au niveau de la prostate, on remarque qu'il y a une différence pour les temps du traitement et les doses reçues par les organes à risques.

### 6.2.1.1 Modèle classique

Organe	*F8 (MeV)	Activité (Bq)	Temps du traitement (min)	Masse (g)	Dose (Gy)
paroi vésicale	9,20E-04	3,70E+11	22,513	30,678	2,397
vessie	5,24E-03	3,70E+11	22,513	210,718	1,987
testicules	1,11E-03	3,70E+11	22,513	39,104	2,266
prostate	2,20E-02	3,70E+11	22,513	46,3625	38,000
urètre	1,61E-04	3,70E+11	22,513	0,753982	17,036
rectum	2,82E-04	3,70E+11	22,513	5,19043	4,345
paroi rectale	1,42E-04	3,70E+11	22,513	2,57663	4,413

Tableau 17 : Les doses calculées par MCNP pour la MicroSelectron modèle classique.

### 6.2.1.2 Modèle moderne

Organe	*F8 (MeV)	Activité (Bq)	Temps du traitement (min)	Masse (g)	Dose (Gy)
paroi vésicale	9,15E-04	3,70E+11	22,443	30,678	2,377
vessie	5,21E-03	3,70E+11	22,443	210,718	1,970
testicules	1,10E-03	3,70E+11	22,443	39,104	2,247
prostate	2,21E-02	3,70E+11	22,443	46,3625	38,000
urètre	1,61E-04	3,70E+11	22,443	0,753982	17,018
rectum	2,82E-04	3,70E+11	22,443	5,19043	4,326
paroi rectale	1,41E-04	3,70E+11	22,443	2,57663	4,352

Tableau 18 : Les doses calculées par MCNP pour la MicroSelectron modèle moderne.

## 6.2.2 Dose totale pour VariSource

### 6.2.2.1 Modèle classique

Organe	*F8 (MeV)	Activité (Bq)	Temps du traitement (min)	Masse (g)	Dose (Gy)
paroi vésicale	9,67E-04	3,70E+11	20.989	30,678	2,351
vessie	5,52E-03	3,70E+11	20.989	210,718	1,951
testicules	1,16E-03	3,70E+11	20.989	39,104	2,213
prostate	2,36E-02	3,70E+11	20.989	46,3625	38,000
urètre	1,88E-04	3,70E+11	20.989	0,753982	18,608
rectum	2,94E-04	3,70E+11	20.989	5,19043	4,219
paroi rectale	1,47E-04	3,70E+11	20.989	2,57663	4,241

Tableau 19 : Les doses calculées par MCNP pour la VariSource modèle classique.

### 6.2.2.2 Modèle moderne

Organe	*F8 (MeV)	Activité (Bq)	Temps du traitement (min)	Masse (g)	Dose (Gy)
paroi vésicale	9,71E-04	3,70E+11	20.857	30,678	2,343
vessie	5,53E-03	3,70E+11	20.857	210,718	1,943
testicules	1,16E-03	3,70E+11	20.857	39,104	2,207
prostate	2,38E-02	3,70E+11	20.857	46,3625	38,001
urètre	1,78E-04	3,70E+11	20.857	0,753982	17,513
rectum	2,96E-04	3,70E+11	20.857	5,19043	4,228
paroi rectale	1,50E-04	3,70E+11	20.857	2,57663	4,306

Tableau 20 : Les doses calculées par MCNP pour la VariSource modèle moderne.

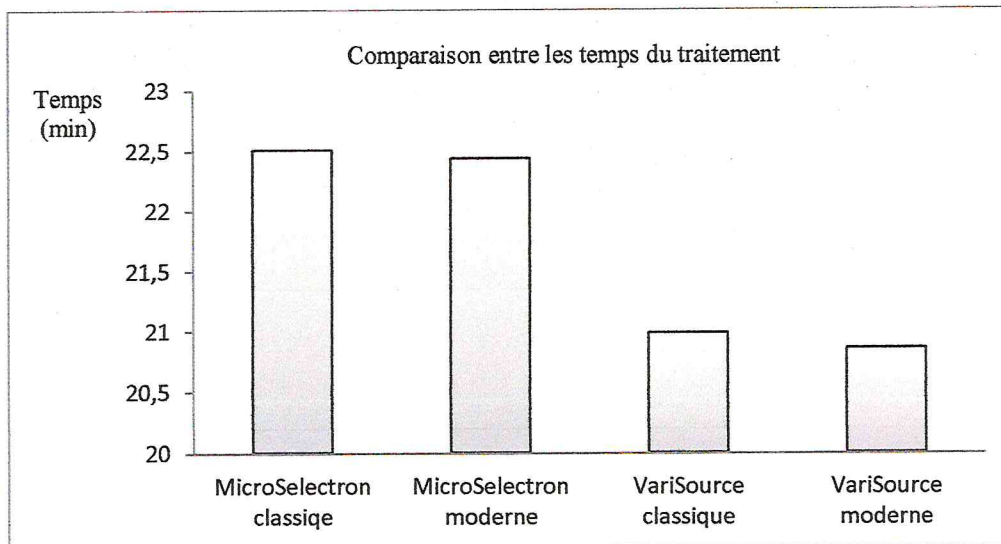


Figure 56 : Comparaison entre les temps du traitement.

On remarque que le temps du traitement par la source type MicroSelectron est plus grand que la source VariSource avec un temps de (1,5 min), donc le type de source et la géométrie des sources influe sur le temps de traitement.

### 6.2.3 Comparaison entre les résultats des sources

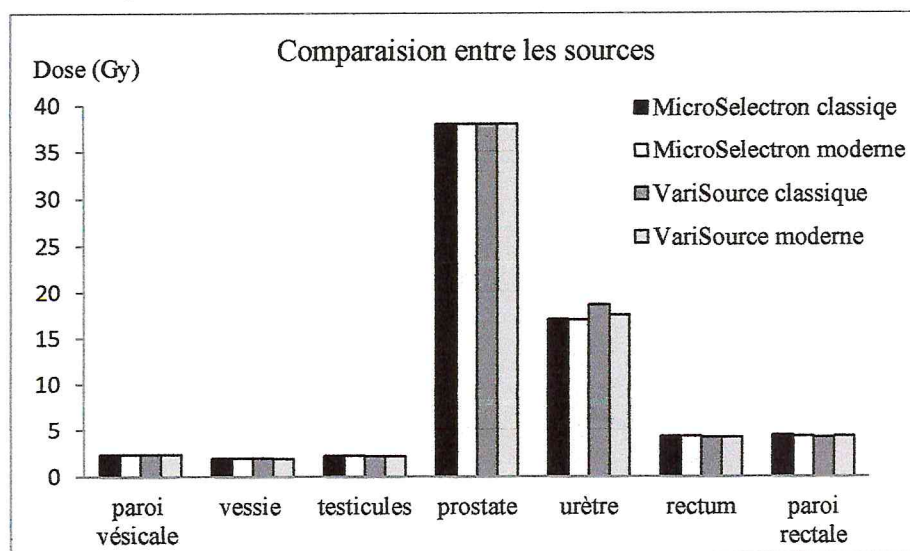
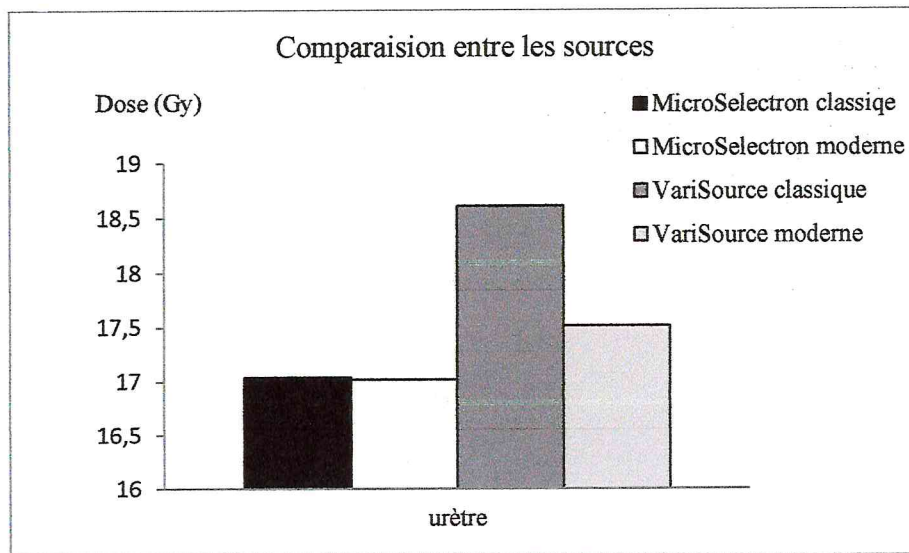


Figure 57 : Comparaison entre les résultats des sources.





*Figure 58 : Les doses reçues pour l'urètre par les quatre sources.*

On remarque que la dose reçue par l'urètre quand on utilise VariSource du modèle classique, est supérieure de (1,6 Gy) par rapport aux deux types de MicroSelectron. Pour une meilleure protection de l'urètre on utilise la source type MicroSelectron.



## Conclusion

L'utilisation des rayonnements ionisants en radiothérapie et curiethérapie 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. Pour certains cas bien spécifiques en curiethérapie (variation rapide de dose, interface...) à cause des propriétés physiques des éléments radioactives, et les propriétés géométriques des sources.

La première simulation a permis d'estimer les facteurs de correction, et nous avons remarqué que les résultats sont fiables. L'écart ne dépasse pas 2% pour le constant de débit de dose, et un écart moyen pour la fonction d'anisotropie de 2% aussi.

La deuxième simulation a permis d'estimer la dose calculée au niveau de la prostate et les organes à risques, où nous avons trouvé que les doses ne dépassent pas les limites selon la société American de curiethérapie. Nous avons comparé entre les sources et on a trouvé que la MicroSelectron protège mieux l'urètre (moins de 1.5Gy), par contre VariSource minimise le temps de traitement (1.5 min).

Les simulations Monte-Carlo représentent aujourd'hui une alternative et un outil performant pour modéliser la réponse en dose et calculer les corrections nécessaires aux applications dosimétriques.

Notre étude a montré que le code MCNP (Monte Carlo N-Particles) donne des résultats fiables pour les calculs dosimétriques en curiethérapie et rivalise bien avec les autres codes Monte Carlo (EGS, MCTP..).

De manière générale l'utilisation exclusive des implants de haut débit de dose réduit le temps de traitement par rapport à la curiethérapie à bas débit de dose. L'irradiation est temporaire ne dure que quelques minutes selon l'activité de la source. Elle permet une radioprotection complète de la personne et les traitements sont réalisés au cours d'une courte hospitalisation (48 heures).

## Annexes

### Annexe (A) fichier input du calcul de la constante de débit de dose de la source MicroSelectron Old à 1cm dans l'eau.

```
1 1 -7.98 ((-1 5 ):(-2 -5 6 ):(-2 -6 7 ))#2
2 2 -22.4 9 -5 -4
3 3 -1 -10 #11 #((-1 5 ):(-2 -5 6 ):(-2 -6 7 )#2 )#(-4
  9 -5 )
4 0 10
5 3 -1 -11 $ la sphère à 1 cm dans l'eau

1 sx 0.175 0.055
2 cx 0.055
4 cx 0.03
5 px 0.175
6 px -0.27
7 px -14.9
9 px -0.175
10 so 30
11 s 0 0 0.912 0.088 $ la sphère à 1 cm dans l'eau

mode p
m1 26000.02p 0.62 $ Acier AISI 316 L
  24000.02p 0.18 28000.02p 0.14 42000.02p
0.03
  12000.02p 0.02 14000.02p 0.01
m2 77000.02p 1 $Iridium
m3 1000.02p 0.67 $Water
  8000.02p 0.33
imp:p 1 2r 0 1 $ 1, 61
sdef ERG=d1 PAR=2 POS=0 0 0 CEL=2 RAD=d2 EXT=d3 AXS=1 0 0
si1 L 0.0651 0.0668 0.0757 0.1363 0.177 0.28 0.296 &
  0.3085 0.3165 0.4165 0.4681 0.4765 0.485 0.5886 &
  0.5934 0.6044 0.6125 0.8845 1.0615 1.089 1.378
sp1 D 0.027 0.0463 0.0201 0.00181 0.001 0.000017 0.287 &
  0.298 0.83 0.00664 0.477 0.000029 0.0000216 0.0448 &
  0.000432 0.0809 0.0526 0.00284 0.000524 0.000011 &
  0.000013
si2 0 0.03
si3 -0.175 0.175
c *****
c pour r=1 cm calcul de dose
c *****
c *f5:p 0.000000 0 1 0.1 $ 90°
f6:p 61 $ La dose en air
fm6 1.6e-10 $ convert MeV/g to Gy

nps 10000000
```

**Annexe (B) : fichier input de la Fonction d'anisotropie pour la source MicroSelectron  
Old d'Iridium 192 à r = 1cm.**

```

c      MicroSelectron Old
c -----
c      Définition des cellules
c *****
  1  -7.98 ((-1 5 ):(-2 -5 6 ):(-2 -6 7 ))#2 #36 #37 #38 #39
  2  -22.4 9 -5 -4
  3  -1 -10 #5 #6 #7 #8 #9 #10 #11 #12 #13 #14 #15 #16 #17
      #18 #19 #20 #21 #22 #23 #24 #25 #26 #27 #28 #29 #30 #31
      #32 #33 #34 #35 #36 #37 #38 #39 #((-1 5 ):(-2 -5 6 ):(-2 -6
      7 )#2 )#(-4 9 -5 )
  4      0          10
  5      3          -1 -11
  6      3          -1 -12
  7      3          -1 -13
  8      3          -1 -14
  9      3          -1 -15
 10      3          -1 -16
 11      3          -1 -17
 12      3          -1 -18
 13      3          -1 -19
 14      3          -1 -20
 15      3          -1 -21
 16      3          -1 -22
 17      3          -1 -23
 18      3          -1 -24
 19      3          -1 -25
 20      3          -1 -26
 21      3          -1 -27
 22      3          -1 -28
 23      3          -1 -29
 24      3          -1 -30
 25      3          -1 -31
 26      3          -1 -32
 27      3          -1 -33
 28      3          -1 -34
 29      3          -1 -35
 30      3          -1 -36
 31      3          -1 -37
 32      3          -1 -38
 33      3          -1 -39
 34      3          -1 -40
 35      3          -1 -41
c cable
 36      3          -1 -42
 37      3          -1 -43
 38      3          -1 -44
 39      3          -1 -45
c *****
c      Définition des surfaces
c *****

```

```

1      sx 0.175 0.055
2      cx 0.055
4      cx 0.03
5      px 0.175
6      px -0.27
7      px -14.9
9      px -0.175
10     so 30
11     s 0.92 0 0 0.008 $ 0°
12     s 0.91986 0 0.0160562 0.008 $ 1°
13     s 0.91944 0 0.0321075 0.008 $ 2°
14     s 0.918739 0 0.0481491 0.008 $ 3°
15     s 0.916499 0 0.0801833 0.008 $ 5°
16     s 0.913142 0 0.11212 0.008 $ 7°
17     s 0.906023 0 0.159756 0.008 $ 10°
18     s 0.899896 0 0.191279 0.008 $ 12°
19     s 0.888652 0 0.238114 0.008 $ 15°
20     s 0.864517 0 0.314659 0.008 $ 20°
21     s 0.833803 0 0.388809 0.008 $ 25°
22     s 0.796743 0 0.46 0.008 $ 30°
23     s 0.75362 0 0.52769 0.008 $ 35°
24     s 0.650538 0 0.650538 0.008 $ 45°
25     s 0.591365 0 0.704761 0.008 $ 50°
26     s 0.46 0 0.796743 0.008 $ 60°
27     s 0.238114 0 0.888652 0.008 $ 75°
28     s 0 0 0.92 0.008 $ 90°
29     s -0.238114 0 0.888652 0.008 $ 105°
30     s -0.46 0 0.796743 0.008 $ 120°
31     s -0.591365 0 0.704761 0.008 $ 130°
32     s -0.650538 0 0.650538 0.008 $ 135°
33     s -0.75362 0 0.52769 0.008 $ 145°
34     s -0.796743 0 0.46 0.008 $ 150°
35     s -0.833803 0 0.388809 0.008 $ 155°
36     s -0.864517 0 0.314659 0.008 $ 160°
37     s -0.888652 0 0.238114 0.008 $ 165°
38     s -0.899896 0 0.191279 0.008 $ 168°
39     s -0.906023 0 0.159756 0.008 $ 170°
40     s -0.913142 0 0.11212 0.008 $ 173°
41     s -0.916499 0 0.0801833 0.008 $ 175°
42     s -0.918739 0 0.0481491 0.008 $ 177°
43     s -0.91944 0 0.0321075 0.008 $ 178°
44     s -0.91986 0 0.0160562 0.008 $ 179°
45     s -0.92 0 0 0.008 $ 180°

```

```

mode p
m1 26000.02p 0.62 $ Acier AISI 316 L
    24000.02p 0.18 28000.02p 0.14 42000.02p
0.03
    12000.02p 0.02 14000.02p 0.01
m2 77000.02p 1 $Iridium
m3 1000.02p 0.67 $Water
    8000.02p 0.33
imp:p 1 2r 0 1 34r
$ 1, 39

```

```

sdef ERG=d1 PAR=2 POS=0 0 0 CEL=2 RAD=d2 EXT=d3 AXS=1 0 0
si1 L 0.0651 0.0668 0.0757 0.1363 0.177 0.28 0.296 &
      0.3085 0.3165 0.4165 0.4681 0.4765 0.485 0.5886 &
      0.5934 0.6044 0.6125 0.8845 1.0615 1.089 1.378
spl D 0.027 0.0463 0.0201 0.00181 0.001 0.000017 0.287 &
      0.298 0.83 0.00664 0.477 0.000029 0.0000216 0.0448 &
      0.000432 0.0809 0.0526 0.00284 0.000524 0.000011 &
      0.000013
si2 0 0.03
si3 -0.175 0.175
c *****
c La fonction d'anisotropie pour r = 1cm
c *****
f5:p      0.92 0 0 0.008& $ 0°
      0.91986 0 0.0160562 0.008& $ 1°
      0.91944 0 0.0321075 0.008& $ 2°
      0.918739 0 0.0481491 0.008& $ 3°
      0.916499 0 0.0801833 0.008& $ 5°
      0.913142 0 0.11212 0.008& $ 7°
      0.906023 0 0.159756 0.008& $ 10°
      0.899896 0 0.191279 0.008& $ 12°
      0.888652 0 0.238114 0.008& $ 15°
      0.864517 0 0.314659 0.008& $ 20°
      0.833803 0 0.388809 0.008& $ 25°
      0.796743 0 0.46 0.008& $ 30°
      0.75362 0 0.52769 0.008& $ 35°
      0.650538 0 0.650538 0.008& $ 45°
      0.591365 0 0.704761 0.008& $ 50°
      0.46 0 0.796743 0.008& $ 60°
      0.238114 0 0.888652 0.008& $ 75°
      0 0 0.92 0.008& $ 90°
      -0.238114 0 0.888652 0.008& $ 105°
      -0.46 0 0.796743 0.008& $ 120°
      -0.591365 0 0.704761 0.008& $ 130°
      -0.650538 0 0.650538 0.008& $ 135°
      -0.75362 0 0.52769 0.008& $ 145°
      -0.796743 0 0.46 0.008& $ 150°
      -0.833803 0 0.388809 0.008& $ 155°
      -0.864517 0 0.314659 0.008& $ 160°
      -0.888652 0 0.238114 0.008& $ 165°
      -0.899896 0 0.191279 0.008& $ 168°
      -0.906023 0 0.159756 0.008& $ 170°
      -0.913142 0 0.11212 0.008& $ 173°
      -0.916499 0 0.0801833 0.008& $ 175°
      -0.918739 0 0.0481491 0.008& $ 177°
      -0.91944 0 0.0321075 0.008& $ 178°
      -0.91986 0 0.0160562 0.008& $ 179°
      -0.92 0 0 0.008 $ 180°
nps 100000000

```



**Annexe (C) : fichier input de calcul de la distribution de dose dans la prostate et les organes à risque, pour la source MicroSelectron Old.**

```

100      5  -1.04 -3000 3001 #200 $ parois vésical
101      5  -1.04 -3001 #200 $ vessie
103      5  -1.04 -2700 :-2701 $ testicules
104      5  -1.04 -104 $ tête
105      5  -1.04 -103 102 -101 #100 #101 #103 #112 #117 #118#200
          #201 #202 $ corps
106      5  -1.04 -105 -103 107 #115 $ bras D
107      5  -1.04 -106 -103 107 #116 $ bras G
108      5  -1.04 108 -102 -109 #113 $ pied D
109      5  -1.04 -102 -111 108 #114 $ pied G
110      6 -0.00129 -112 #105 #100 #101 #103 #104 #112 #106 #107
          #108 #109 #113 #114 #115 #116 #117 #118 #200 #201
          #202 $ air
111      0          112
112      5  -1.04 -100 #117 #118 #200 $ prostate
113      7  -1.4 108 -102 -113 $ os pied D
114      7  -1.4 -102 -114 108 $ os pied G
115      7  -1.4 -115 -103 107 $ os bras D
116      7  -1.4 -116 -103 107 $ os bras G
117      1  -7.98 ((-1 5 ):(-2 -5 6 ):(-2 -6 7 ))#118 $ câble
118      2  -22.4 9 -5 -4 $ source
200      5  -1.04 -201 -205 204 #117 $ urètre
201      5  -1.04 -221 :-220 :-219 :-218 :-217 :-216 :-215 :-214
202      5  -1.04 (-213 :-212 :-211 :-210 :-209 :-208 :-207 :-
          206)#201

```

c vessie

```

3000      sq 0.04681 0.08362 0.08362 0 0 0 -1 0 -4.5 8
3001      sq 0.045154 0.097291 0.097291 0 0 0 -1 0 -4.5 8

```

c testicules

```

2700      sq 0.591716 0.444444 0.189036 0 0 0 -1 1.3 -8 -2.3
2701      sq 0.591716 0.444444 0.189036 0 0 0 -1 -1.3 -8 -2.3

```

c prostate

```

100      s 0 -6.0025 2.505 2.2

```

c corps

```

101      cz 20
102      pz 0
103      pz 50
104      sz 62 12
105      c/z 22.1 0 2
106      c/z -22.1 0 2
107      pz -15
108      pz -90
109      c/z 15 0 4
111      c/z -15 0 4
112      so 300
113      c/z 15 0 1.4
114      c/z -15 0 1.4
115      c/z 22 0 0.8
116      c/z -22 0 0.8

```

c SOURCE MicroSelectron Old

```

1      s 0.175 -6.0025 2.505 0.055
2      c/x -6.0025 2.505 0.055
4      c/x -6.0025 2.505 0.03
5      px 0.175
6      px -0.27
7      px -21
9      px -0.175
c urètre
201    c/z -1.3 -6.0025 0.2
204    pz 0.5
205    pz 6
c rectum
206    s 0 -3.8 0.7 0.6
207    s 0 -3.4 1.5 0.55
208    s 0 -2.9 2.2 0.6
209    s 0 -2.5 3 0.6
210    s 0 -2.1 3.7 0.65
211    s 0 -1.6 4.6 0.65
212    s 0 -0.9 5.4 0.65
213    s 0 -0.35 6 0.6
214    s 0 -3.8 0.7 0.5
215    s 0 -3.4 1.5 0.45
216    s 0 -2.9 2.2 0.5
217    s 0 -2.5 3 0.5
218    s 0 -2.1 3.7 0.6
219    s 0 -1.6 4.6 0.6
220    s 0 -0.9 5.4 0.6
221    s 0 -0.35 6 0.5

mode p
m1     26000.02p      0.62 $Steel
      24000.02p      0.18 28000.02p      0.14 42000.02p
0.03
      12000.02p      0.02 14000.02p      0.01
m2     77000.02p      1 $Iridium
m5     1000.02p      -0.10454 $tissu
      6000.02p      -0.22663 7000.02p      -0.0249 8000.02p      -
      0.63525
      11000.02p      -0.00112 12000.02p      -0.00013 14000.02p      -
      0.0003
      15000.02p      -0.00134 16000.02p      -0.00204 17000.02p      -
      0.00133
      19000.02p      -0.00208 20000.02p      -0.00024 26000.02p      -
      5e-005
      30000.02p      -3e-005 37000.02p      -1e-005 40000.02p      -
      1e-005
m6     7000.      -0.755 $AIR
      8000.      -0.232 18000.      -0.013
m7     1000.      -0.07337 $BONE
      6000.      -0.25475 7000.      -0.03057 8000.
      -0.47893
      9000.      -0.00025 11000.      -0.00326 12000.
      -0.00112
      14000.      -2e-005 15000.      -0.05095 16000.

```

```

-0.00173
17000.      -0.00143 19000.      -0.00153 20000.
-0.01019
26000.      -8e-005 30000.      -5e-005 37000.
-2e-005
38000.      -3e-005 82000.      -1e-005
imp:p          1 10r          0          1 9r
$ 100, 202
sdef ERG=d1 PAR=2 POS=0 -6.0025 2.505 CEL=118 RAD=d2 EXT=d3 AXS=1 0 0
si1 L 0.0651 0.0668 0.0757 0.1363 0.177 0.28 0.296 &
      0.3085 0.3165 0.4165 0.4681 0.4765 0.485 0.5886 &
      0.5934 0.6044 0.6125 0.8845 1.0615 1.089 1.378
sp1 D 0.027 0.0463 0.0201 0.00181 0.001 0.000017 0.287 &
      0.298 0.83 0.00664 0.477 0.000029 0.0000216 0.0448 &
      0.000432 0.0809 0.0526 0.00284 0.000524 0.000011 &
      0.000013
si2 0 0.03
si3 0.175
*f18:p 100
*f28:p 101
*f38:p 103
*f48:p 112
*f58:p 200
*f68:p 201
*f78:p 202
nps 50000000.

```

## Références bibliographiques

- [1] Williamson, J.F. and Li, Z. Monte Carlo aided dosimetry of the MicroSelectron pulsed and high dose rate <sup>192</sup>Ir sources, *Med. Phys.*, 22, 809 – 819, 1995.
- [2] Wang, R. and Sloboda, R.S. Influence of source geometry and materials on the transverse axis dosimetry of <sup>192</sup>Ir brachytherapy sources, *Phys. Med. Biol.*, 43, 37 – 48, 1998.
- [3] D. Jeffrey Demanes M.D. High Dose Rate (HDR) Brachytherapy: Very Well Suited for Prostate Cancer, PCRI Insights v 10.3, Oakland, California August, 2007.
- [4] I. Chow Hsu, MD, Yoshiya Yamada MD, Eric Vigneault MD, Jean Pouliot, PhD, AMERICAN BRACHYTHERAPY SOCIETY PROSTATE HIGH-DOSE RATE TASK GROUP. August, 2008.
- [5] Daskalov, G.M., Loffler, E., and Williamson, J.F. Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source, *Med. Phys.*, 25, 2200 – 2208, 1998.
- [6] Angelopoulos, A., Baras, P., Sakelliou, L., Karaiskos, P., and Sandilos, P. Monte Carlo dosimetry of a new <sup>192</sup>Ir high dose rate brachytherapy source, *Med. Phys.*, 27, 2521 – 2527, 2000.
- [7] <http://fr.wikipedia.org/wiki/Radioprotection>
- [8] <http://www.e-cancer.fr/>
- [9] D.BALTAS. The physics of modern brachytherapy for oncology. Taylor & Francis. (2007).
- [10] A.A. Mowlavi<sup>1</sup>, F. Cupardo, M. Severgnini, *J. Radiat. Iran. Res*; Vol. 6, No. 1, 2008.
- [11] G.P. Glasgow and L.T. Dillman. Specific gamma ray constant and exposure rate constant of <sup>192</sup>Ir. *Med. Phy.* , 6(1) 49-52, 1979.
- [12] J. Borg and D.W.O. Rogers. Spectra and air Kerma strength for encapsulated <sup>192</sup>Ir sources. *Med. Phy.* , 26 (11) 2441-2444, 1999.
- [13] G.P. Glasgow, N. Dogan, and N. Mohideen. Is an <sup>192</sup>Ir permanent seed implant feasible for prostate brachytherapy, *Med. Phy.* 1:195-203, 2002.
- [14] R. Nath et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. *Med. Phy.* Vol 22, No 2, 1995.
- [15] Henri Métivier, Radioprotection et ingénierie nucléaire. EDP sciences, (2006).

- [16] PODGORSK, E. B. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. IAEA, VIENNA (2005).
- [17] P. Mobit, I. Badrigan, "An evaluation of the AAPM-TG43 dosimetry protocol for I-125 brachytherapy seed", *Phys. Med. Biol.* 49 (2004) 3161-3170.
- [18] M.J. Rivard, B.M. Coursey, L.A. Dewerd, W.F. Hanson, M.S. Huq, G.S. Ibbott, M.G. Mitch, R. Nath, J. Williamson, "Update of AAPM Task Group Report No.43: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations", *Med. Phys.* 31 (3), March 2004.
- [19] Y.S. CORDOLIANI, Radioprotection Feuilles de Radiologie. Masson, Paris (2002).
- [20] Russel, K.R. and Ahnesjo, A. Dose calculation in brachytherapy for  $^{192}\text{Ir}$  source using a primary and scatter dose separation technique, *Phys. Med. Biol.*, 41, 1007 – 1024, 1996.
- [21] Karaiskos, P., Angelopoulos, A., Sakelliou, L., Sandilos, P., Antypas, C., Vlachos, L., and Koutsouveli, E. Monte Carlo and TLD dosimetry of an  $^{192}\text{Ir}$  high dose-rate brachytherapy source, *Med. Phys.*, 25, 1975 – 1984, 1998.
- [22] Papagiannis, P., Angelopoulos, A., Pantelis, E., Sakelliou, L., Baltas, D., Karaiskos, P., Sandilos, P., and Vlachos, L. Dosimetry comparison of  $^{192}\text{Ir}$  sources, *Med. Phys.*, 29, 2239 – 2246, 2002.
- [23] Karaiskos, P., Angelopoulos, A., Baras, P., Sakelliou, L., Sandilos, P., Dardoufas, K., and Vlachos, L. A Monte Carlo investigation of the dosimetric characteristics of the varisource  $^{192}\text{Ir}$  high dose rate brachytherapy source, *Med. Phys.*, 26, 1498 – 1502, 1999.