

Université Saâd DAHLAB de Blida



Faculté des Sciences

Département de Physique

Mémoire Présenté par :

ASKOURA Mohamed Lamine

En vue d'obtenir le diplôme de Master

Domaine : Science 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 ^{192}Ir : Utilisation de la simulation numérique avec le code MCNP.

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

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

MA-530-05-1

Je dédie ce travail :

A la mémoire de mon père ASKOURA Mohamed

A ma mère,

A mes frères.

Qui m'ont toujours encouragé et soutenu pendant mes études durant toutes ces années.

Je les remercie d'avoir constamment cru en moi et de m'avoir donné les moyens d'accomplir ce travail dans les meilleures conditions.

Ce travail n'aurait pas pu être accompli sans eux. Merci encore pour tout.

ملخص

بصدد مكافحة السرطان طورت العديد من طرق المعالجة بالأشعة, من بينها (العلاج بالأشعة ثلاثي الأبعاد, العلاج بالأشعة الموجه بالصور, العلاج بالأشعة مع التنفس والعلاج بالأشعة الباطنية). في هذه الدراسة اهتمنا بالعلاج بالأشعة الباطنية ذات الجرعة عالية التدفق باستعمال Ir192. استعملنا شفرة المحاكاة [مونتني كارلو] MCNP من أجل حساب معامل التباين, و فرض طريقة علاج بالأشعة الباطنية لسرطان البروستات, قارنا بين نتائجنا و النتائج المحصلة باستعمال شفرات اخرى. النتائج المحصل عليها باستعمال MCNP تطابق النتائج المنشورة بالنسبة لمعامل التباين و طريقة العلاج المفروضة تستجيب لمعايير الجمعية الأمريكية للتداوي بالأشعة الباطنية.

Résumé

Dans la lutte contre le cancer, plusieurs techniques de Radiothérapie ont été développés, dont on distingue (la Radiothérapie conformationnelle 3D, la Radiothérapie guidée par image, la Radiothérapie asservie à la respiration et la curiethérapie). Dans notre étude nous nous sommes intéressés à la curiethérapie de haut débit de dose utilisant l'Iridium 192. Nous avons utilisé le code de simulation Monte-Carlo MCNP pour calculer la fonction d'anisotropie, prédire un plan de traitement en curiethérapie prostatique et à la fin, nous comparons nos résultats à d'autres résultats obtenus avec d'autres codes de calcul, les résultats obtenus par le code MCNP sont en accord avec ceux cités dans diverses publications de la fonction d'anisotropie d'Iridium192 et le plan de traitement répond aux normes de la société américaine de curiethérapie.

Abstract

In the fight against cancer, many technics are developed, like (Conformational 3D radiotherapy, Image guided radiotherapy, radiotherapy serving to respiration). In our study we were interesting in high dose rate brachytherapy using Ir192. We used Monte-Carlo MCNP simulation code to calculate the anisotropy function; in the end we predict a plan of treatment in prostate brachytherapy, we compare our results to other results obtained with other calculation codes, results obtained with MCNP code are in agree with one which is hold in different publications for anisotropy function of Ir192 and the plan of treatment reply to specifications of American brachytherapy society.

Mots clés :

Curiothérapie, dosimétrie, fonction d'anisotropie, constante de débit de dose, iridium192, MCNP.

SOMMAIRE

Liste des tableaux

Liste des figures

INTRODUCTION.....	p.12
1. Curiethérapie.....	p.14
1.1. Introduction.....	p.14
1.2. Types de curiethérapie selon le débit de dose.....	p.15
1.2.1. Curiethérapie à bas débit de dose ou Low Dose-Rate (LDR).....	p.16
1.2.2. Curiethérapie à haut débit de dose ou High Dose-Rate (HDR).....	p.16
1.3. Curiethérapie par l'Iridium 192.....	p.17
1.3.1. Caractéristiques des sources d'Ir 192 utilisées en curiethérapie HDR.....	p.17
1.4. Notions de dose.....	p.20
1.4.1. Dose d'exposition.....	p.20
1.4.2. Dose transférée :Kerma.....	p.21
1.4.3. Dose absorbée.....	p.21
2. Formalisme du « TASK GROUP N° 43 » DE L'A.A.P.M.....	p.22
2.1. Air Kerma Strength : SK.....	p.23
2.2. Constante de débit de dose : Λ	p.23
2.3. Facteur géométrique : $G(r, \theta)$	p.23
2.4. Fonction de dose radiale $g(r)$	p.24
2.5. Fonction d'anisotropie $F(r, \theta)$	p.24
3. Plate forme de simulation Monte-Carlo « MCNP ».....	p.24
3.1. Interaction des rayonnements ionisants avec la matière.....	p.25
3.1.1. Interactions des électrons avec la matière.....	p.25
3.1.1.a. Interaction électron – électron.....	p.26
3.1.1.b. Interaction électron-noyau.....	p.27
3.1.1.c. Importance relative des interactions.....	p.27
3.1.2. Parcours des électrons.....	p.28
3.1.3. Interactions des photons avec la matière.....	p.29
3.1.3.a. L'effet photoélectrique.....	p.29
3.1.3.b. La diffusion Compton.....	p.30
3.1.3.c. Diffusion Rayleigh.....	p.31
3.1.3.d. Production de paires.....	p.32
3.1.3.e. Importance relative des trois principaux effets.....	p.33
3.2. Principes de base de MCNP.....	p.33
3.2.1. Utilisation de MCNP.....	p.34
3.2.2. La définition de la géométrie dans MCNP.....	p.34
3.2.3. Définition des estimateurs.....	p.36
3.2.4. Définition de la source de particules.....	p.36
4. Simulation par MCNP.....	p.39
4.1. Présentation des sources d'iridium 192.....	p.39
4.1.1. Modèle MicroSelectron new.....	p.39

4.1.2. Modèle MicroSelectron Old.....	p.39
4.1.3. Modèle VariSource New.....	p.40
4.1.4. Modèle VariSource Old.....	p.40
5. Calcul de la constante de débit de dose par simulation Monte-Carlo.....	p.40
5.1. Procédure de calcul de la constante de débit de dose.....	p.40
5.2. Résultats obtenus pour la constante de débit de dose.....	p.41
6. Calcul de la Fonction d'anisotropie $F(r, \theta)$ par simulation Monte Carlo	p.42
6.1. Procédure de calcul de la fonction d'anisotropie.....	p.42
6.2. Mathematica.....	p.43
6.3. Résultats obtenus pour la fonction d'anisotropie.....	p.44
7. Calcul de distribution de dose par simulation Monte-Carlo	p.55
7.1. Procédure de calcul de la distribution de dose.....	p.55
7.2. Résultats obtenus pour le calcul de distribution de dose.....	p.56
7.3. Plan de traitement prévisionnel.....	p.57
CONCLUSION.....	p.61
Références Bibliographiques	p.62
Annexe (I) fichier input du calcul de débit de dose dans l'eau de la source MicroSelectron Old à 1cm.....	p.65
Annexe (II) fichier input du calcul de débit de kerma dans l'aire de la source MicroSelectron Old à 5cm	p.66
Annexe (III) : fichier input de la Fonction d'anisotropie pour la source MicroSelectron Old d'Iridium 192 à $r = 1$ cm.....	p.67
Annexe (IV) : fichier input de calcul de la distribution de dose dans la prostate et les organes voisins, pour la source MicroSelectron Old.....	p.70

Liste des tableaux

Partie Théorique :

Tableau 1 : Comparaison entre quelques radioéléments utilisés en curiethérapie...	P.14
Tableau 2 : Energie et intensité des émissions photonique de l'iridium 192	P.18
Tableau 3 : Les différents types de « tallies » disponibles dans MCNP et leurs unités	P.36

Partie Pratique :

Tableau 4 : les constantes de débit de dose Λ des quatre Sources	P.41
Tableau 5 : comparaison entre les résultats de la constante de débit de dose entre MCNP et UoA, own	P.42
Tableau 6 : comparaison entre les résultats de la constante de débit de dose obtenu par MCNP entre les sources (MicroSelectron Old et MicroSelectron New)	P.42
Tableau 7 : comparaison entre les résultats de la constante de débit de dose obtenu par MCNP entre les sources (VariSource Old et VariSource New)	P.42
Tableau 8 : distribution de dose de la source microSelectron old	P.56
Tableau 9 : distribution de dose de la source microSelectron new	P.56
Tableau 10 : distribution de dose de la source variSource old	P.57
Tableau 11 : distribution de dose de la source variSource new	P.57

Liste des figures

Partie Théorique :

- Figure 1: Schéma représentatif des deux décroissances de l' ^{192}IrP.18
- Figure 2 : Constitution et dimensions en millimètres de la source HDR
microSelectron Old & New désigneP.19
- Figure 3 : Constitution et dimensions en millimètres de la source HDR VariSource
Old & New désigneP.20
- Figure 4 : Système de coordonnées polaires utilisé pour des calculs dosimétriques en
curiethérapie.....P.22
- Figure 5: Schéma de principe des méthodes de Monte-Carlo..... P.25
- Figure 6 : interaction électron-noyau : BremsstrahlungP.27
- Figure 7 : Le parcours R et la trajectoire L d'un électronP.28
- Figure 8 : Le parcours R des électrons est l'épaisseur correspondant à l'extrapolation
de la partie linéaire de la courbe de transmissionP.28
- Figure 9: Processus de l'effet photoélectriqueP.30
- Figure 10: Processus de la diffusion ComptonP.31
- Figure 11 : Diffusion RayleighP.31
- Figure 12 : Effet de création de paireP.32
- Figure 13 : Importance relative des trois modes d'interaction des photons avec laP.33

Partie Pratique :

- Figure 14 : visualisation du Modèle MicroSelectron new MCNPP.39
- Figure 15 : visualisation du Modèle MicroSelectron Old par MCNPP.39
- Figure 16 : visualisation du Modèle VariSource New par MCNPP.40

Figure 17 : visualisation du Modèle VariSource Old par MCNP	P.40
Figure 18 : Les différents angles θ (de 0° à 180°) et les rayons r (de 1 à 5)	P.43
Figure 19 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à r=1cm de la source MicroSelectron new	P.44
Figure 20 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à r=2cm de la source MicroSelectron new	P.45
Figure 21 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à r=3cm de la source MicroSelectron new	P.45
Figure 22 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à r=5cm de la source MicroSelectron new	P.46
Figure 23 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à r=1cm de la source MicroSelectron old	P.46
Figure 24 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à r=1cm de la source MicroSelectron old.....	P.47
Figure 25 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à r=2cm de la source MicroSelectron old	P.47
Figure 26 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à r=3cm de la source MicroSelectron old	P.48
Figure 27 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à r=5cm de la source MicroSelectron old	P.48
Figure 28 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à r=1cm de la source VariSource New	P.49
Figure 29 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à r=2cm de la source VariSource New	P.49
Figure 30 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à r=3cm de la source VariSource New	P.50
Figure 31 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à r=1cm de la source VariSource Old	P.50
Figure 32 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à r=2cm de la source VariSource Old	P.51
Figure 33 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à r=3cm de la source VariSource Old	P.51

Figure 34 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à $r=5\text{cm}$ de la source VariSource Old	P.52
Figure 35 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de la source MicroSelectron new	P.53
Figure 36 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de la source MicroSelectron old	P.53
Figure 37 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de la source VariSource New	P.54
Figure 38 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de la source VariSource Old	P.54
Figure 39 : visualisation du Fantôme à gauche et la partie Pelvis à droite par MCNP	P.55
Figure 40 : les doses reçues par fraction pour chaque organe pour la source MicroSelectron Old	P.58
Figure 41: les doses reçues par fraction pour chaque organe pour la source MicroSelectron New	P.58
Figure 42 : les doses reçues par fraction pour chaque organe pour la source VariSource Old	P.59
Figure 43 : les doses reçues par fraction pour chaque organe pour la source VariSource New	P.59
Figure 44: représentation graphique de la distribution de dose par fraction des quatre sources	P.60

Introduction

La curiethérapie est une technique d'irradiation utilisant des sources radioactives appliquées au sein du volume tumorale et mises en place des vecteurs (implantations temporaires) ou comme implants permanentes.

Les études qui sont déjà faites sur la curiethérapie sont des études comparatives (Fonction de dose radiale et la fonction d'anisotropie) consistent a validé des codes de simulations dans la curiethérapie de Bas débit de dose [1] et Haut débit de dose.

Parmi les différents types de curiethérapie, celle à haut débit de dose concerne notre étude. Ce type de traitement est réalisé dans certains cas avec les rayonnements issus de la désintégration β^- et de capture électronique de l'Iridium 192.

Le stage proposé a pour but de validé le code de simulation Monte-Carlo (MCNP) pour des photons de hautes énergies.

Cette étude est composée de deux parties. Dans la première partie, une présentation de la curiethérapie, les caractéristiques de l'Iridium 192 et le formalisme de calcul de dose dans l'eau seront exposés .Puis, nous allons décrire les fonctionnalités du code de simulation Monte-Carlo MCNP et les différents interactions des rayonnements avec la matière .La seconde partie sera consacré à la validation du module haute énergie introduit dans MCNP en modélisant quatre sources cylindrique d'Iridium 192 utilisée en curiethérapie prostatique [2], puis en comparants les résultats de la dosimétrie à des mesures expérimentales publiés calculés avec d'autres codes de simulation.

Partie Théorique

1. Curiethérapie

1.1. Introduction

La curiethérapie consiste à traiter les tumeurs par implantation de matériel radioactif dans ou au contact de ces tumeurs. Le début des applications cliniques remonte à 1901 et le seul radioélément utilisé était le radium. En raison des nombreux inconvénients liés à son utilisation (problèmes de radioprotection, taille des sources et d'autres), le radium a été progressivement remplacé par des isotopes artificiels miniaturisés (iridium 192, césium 137, cobalt 60 et iode 125) (Tableau 1).

Radionucléide	Période	Type de désintégration
Iode 125	59,407 jours	CE (X) et γ
Iridium 192	74,02 jours	β , γ et CE (X)
Cobalt 60	5,271 ans	β , γ
Césium 137	30,18 ans	β , γ

Tableau 1 : Comparaison entre quelques radioéléments utilisés en curiethérapie

Le développement des techniques d'applicateurs personnalisés, des vecteurs non radioactifs, des projecteurs de source, ainsi que les progrès de l'imagerie et de la dosimétrie, ont permis de déterminer les bases de la curiethérapie moderne

L'avantage principal de la curiethérapie est la possibilité d'irradier la tumeur en protégeant au maximum les organes voisins. Elle nécessite d'une part un entraînement important de la part des radiothérapeutes et d'autre part une dosimétrie précise réalisée par les physiciens.

Les règles d'implantation de cette curiethérapie (moderne) reposent sur une expérience essentiellement française (Ecole de Paris), basée sur l'utilisation de sources délivrant une dose de l'ordre de 10 Gy par jour. Cette expérience clinique de curiethérapie de bas débit de dose regroupait à la fin des années quatre-vingts

plusieurs milliers de patients traités à travers le monde, qu'il s'agisse de curiethérapie exclusive ou de curiethérapie en association à l'irradiation externe

A partir des années 1980-1990, les techniques de curiethérapie de haut débit de dose se sont développées. Ces techniques reposent sur l'utilisation d'une source d'iridium 192 de très forte activité (10 curies) qui se déplace pendant l'irradiation et qui permet d'optimiser la dose délivrée, de réduire le temps de traitement et d'élargir les indications de la curiethérapie à des localisations tumorales difficiles d'accès : tumeurs bronchiques, œsophagiennes, ou des voies biliaires.

Plus récemment, s'est développée une technique de curiethérapie dit pulsée (PDR) qui repose sur l'utilisation d'une source radioactive, généralement d'iridium 192, qui délivre plusieurs ' pulsée ' de haut débit par jour. La curiethérapie pulsée est réalisée à l'aide d'un projecteur de source contenant une seule source radioactive de petite taille d'une activité de l'ordre de 1 curie. Cette source se déplace dans des cathéters mis en place à l'intérieur ou au contact de la tumeur, suivant des positions et une longueur liées à la topographie tumorale et des temps déterminés et ajustés par ordinateur, de façon à obtenir la distribution de dose optimale. La réalisation pratique la plus courante est celle d'un pulse d'une dizaine de minutes chaque heure, avec des doses et des temps totaux d'irradiation identiques à ceux de la curiethérapie à bas débit de dose.

Les avantages de la curiethérapie pulsée en terme de radioprotection sont importants : confort pour le patient (le patient peut bouger pendant les temps d'arrêt), facilité pour le personnel soignant (soins, relation avec le patient, les conditions de traitement excluent toute manipulation puisque les différents paramètres sont ajustés uniquement par ordinateur...).[1]

1.2. Types de curiethérapie selon le débit de dose

On distingue, par convention, selon le rapport entre la dose délivrée et le temps pendant lequel les sources radioactives restent à l'intérieur du tissu à irradier, trois types de curiethérapie détaillés ci-dessous [3] : La curiethérapie à bas débit de dose (LDR), à moyen débit de dose (MDR : le débit est compris entre 2 et 12 Gy.h⁻¹) et à haut débit de dose (HDR).

1.2.1. Curiethérapie à bas débit de dose ou Low Dose-Rate (LDR)

La curiethérapie classique fait appel à une irradiation continue pendant 1 à 5 jours à un faible débit de dose (0.4 et 2 Gy.h^{-1}). La dose au contact de la source est élevée, mais elle décroît rapidement en fonction de l'inverse du carré de la distance sur quelques millimètres, permettant une meilleure protection des tissus sains environnants. Ce type d'irradiation présente certains inconvénients :

- Difficultés de modification des doses délivrées ;
- temps de traitement assez long
- des mesures de radioprotection doivent être mises en place afin de minimiser les doses reçues par le personnel soignant

1.2.2. Curiethérapie à haut débit de dose ou High Dose-Rate (HDR)

La curiethérapie à haut débit de dose utilise des sources radioactives de forte activité (microsource d'iridium 192) dont le débit est supérieur à 12 Gy.h^{-1} . Dans ce cas, une seule source est utilisée, mais elle peut être introduite dans différents cathéters positionnés au sein ou au contact d'une tumeur.

A la fin du traitement, la source revient en position protégée dans le projecteur de source.

Cette technique de curiethérapie à haut débit de dose est appliquée principalement pour le traitement du cancer du vagin. Le pas de déplacement de la source est de 2.5 à 5 mm pour délivrer 6 à 7 Gy/Fraction, pendant 1 à 3 fractions.

L'irradiation par curiethérapie pulsée est réalisée à l'aide d'une micro-source de 0.5 Ci, se déplaçant dans un cathéter selon un pas de 2.5 à 5 mm et pendant des pulses de l'ordre de 10 minutes toutes les heures.

Les différentes applications de curiethérapie sont réalisées dans un bloc de curiethérapie spécialement aménagé pour permettre l'implantation de l'applicateur, le contrôle de la mise en place et la réalisation des clichés pour effectuer la dosimétrie.

1.3. Curiethérapie par l'Iridium 192

La curiethérapie prostatique, est réalisée avec les rayonnements issus de la désintégration β^- et de capture électronique de l'iridium 192.

1.3.1. Caractéristiques des sources d'iridium 192 utilisées en curiethérapie HDR

L'iridium 192 est produit par activation lorsque l'iridium 191 (abondance naturelle 37 %) absorbe un neutron. Il décroît avec une demi-vie de 73,83 jours [4] sur les états excités du ^{192}Pt par désintégration β^- et de l' ^{192}Os par capture électronique, avec une probabilité respective de 95,13 et 4,87 %. Le Tableau 2 [5] donne les énergies et les intensités des gammas et des rayons X associés à ces désintégrations.

Décroissance sur le ^{192}Pt			Décroissance sur l' ^{192}Os		
Energie [Kev]	Intensité %	Type	Energie [Kev]	Intensité %	Type
65.1	$2.70 \cdot 10^{+0}$	X	61.5	$1.16 \cdot 10^{+0}$	X
66.8	$4.63 \cdot 10^{+0}$	X	63.0	$2.01 \cdot 10^{+0}$	X
75.7	$2.01 \cdot 10^{+0}$	X	71.4	$8.60 \cdot 10^{-1}$	X
136.3	$1.81 \cdot 10^{-1}$	γ	201.3	$4.54 \cdot 10^{-1}$	γ
177.0	$1.00 \cdot 10^{-2}$	γ	205.8	$3.18 \cdot 10^{+0}$	γ
280.0	$1.70 \cdot 10^{-3}$	γ	214.7	$1.30 \cdot 10^{-3}$	γ
296.0	$2.87 \cdot 10^{+1}$	γ	283.3	$2.49 \cdot 10^{-1}$	γ
308.5	$2.98 \cdot 10^{+1}$	γ	314.8	$4.00 \cdot 10^{-1}$	γ
316.5	$8.30 \cdot 10^{+1}$	γ	374.5	$7.09 \cdot 10^{-1}$	γ
416.5	$6.64 \cdot 10^{-1}$	γ	415.4	$5.00 \cdot 10^{-3}$	γ
468.1	$4.77 \cdot 10^{+1}$	γ	420.5	$6.40 \cdot 10^{-2}$	γ
476.5	$2.90 \cdot 10^{-3}$	γ	484.6	$3.14 \cdot 10^{+0}$	γ
485.0	$2.16 \cdot 10^{-3}$	γ	489.1	$4.32 \cdot 10^{-1}$	γ
588.6	$4.48 \cdot 10^{+0}$	γ			
593.4	$4.32 \cdot 10^{-2}$	γ			
604.4	$8.09 \cdot 10^{+0}$	γ			

612.5	$5.26 \cdot 10^{+0}$	γ
884.5	$2.84 \cdot 10^{-1}$	γ
1061.5	$5.24 \cdot 10^{-2}$	γ
1089.0	$1.10 \cdot 10^{-3}$	γ
1378.0	$1.30 \cdot 10^{-3}$	γ

Tableau 2 : Energie et intensité des émissions photonique de l'iridium 192

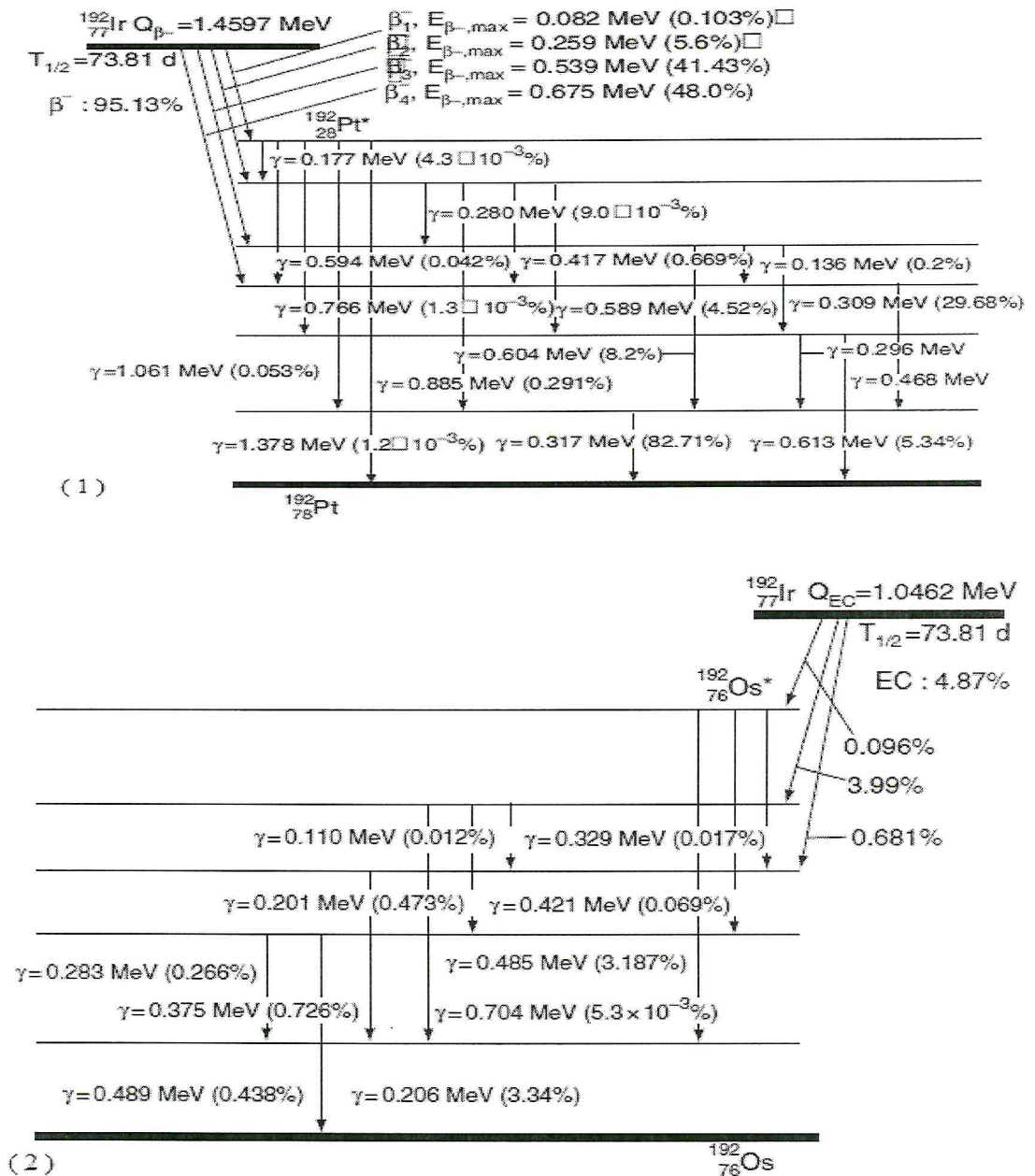


Figure (1) : Schéma représentatif des deux décroissances de l' ^{192}Ir .

(1) Décroissance β^- de l' ^{192}Ir , c'est l'importante désintégration de ce nucléide qui représente 95% des désintégrations. L' ^{192}Ir décroît au troisième et quatrième état excité du $^{192}_{78}\text{Pt}$. L'énergie de désintégration est : $Q_{\beta^-} = 1.4597 \text{ Mev}$.

(2) Capture électronique de l' ^{192}Ir qui décroît au quatrième état excité de $^{192}_{78}\text{Os}$. En émettant une énergie de : $Q_{\text{C.E.}} = 1.0462 \text{ Mev}$ [5]

Les modèles des sources HDR MicroSelectron étudié dans ce travail sont disponible commercialement chez Nuclétron B.V., Veenendaal, [7] pays-bas, depuis 1991 sous le nom de microSelectron. Leurs activité apparente initiale est d'environ 370 GBq et leurs constitutions sont représentées dans la figure 2. La capsule, en acier inox de type AISI 316L de 1,1 mm de diamètre et de 5 mm de long, est soudé à un câble de même composition de 1 mm de diamètre. L'acier AISI 316L se compose de 62% de Fe, 18% de Cr, 14% de Ni, 3% de Mo, 2% de Mn et 1% de Si en pourcentage de masse ; sa densité est de $7.98 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$. [8].

MicroSelectron HDR 192Ir source type designs (Nucletron B.V., Veenendaal, The Netherlands). En haut The old "classic" désigne avec un diamètre de cylindre de 0.6 mm et 3.5 mm de longueur. Avec un diamètre extérieur (l'encapsulation incluse) de 1.1 mm.

En bas The new design avec un cylindre de diamètre 0.65 mm et de longueur de 3.6 mm. Toutes les dimensions vues sont en mm.

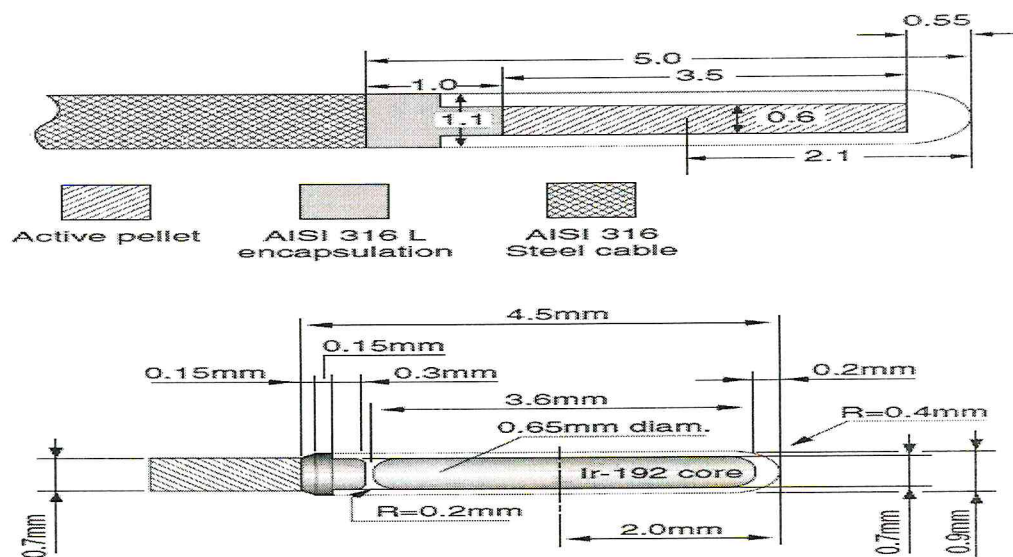


Figure 2 : Constitution et dimensions en millimètres des sources HDR microSelectron Old & New désigne.

VariSource HDR 192Ir source type designs (Varian Oncology Systems, Palo Alto, USA). (En haut) The old design avec 10.0 mm de longueur et le diamètre extérieur (l'encapsulation incluse) de 0.59 mm. (En bas) The new design avec une longueur de 5.0 mm et même diamètres comme l'autre source (old désigne). Toutes les dimensions vues sont en mm.

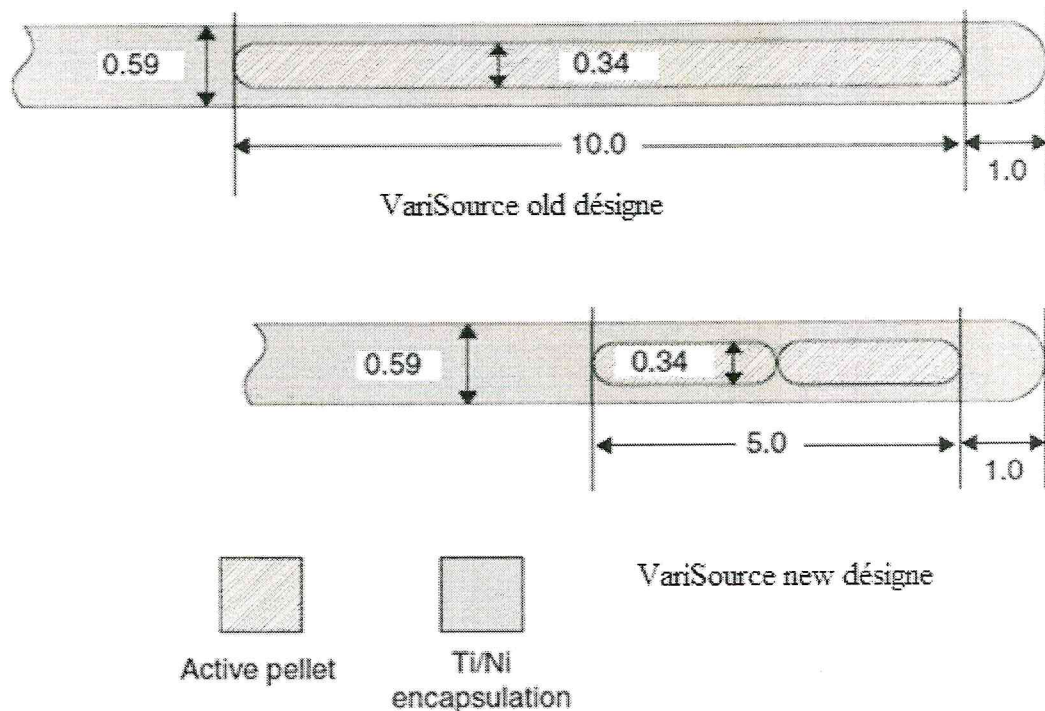


Figure 3 : Constitution et dimensions en millimètres de la source HDR VariSource Old & New désigne.

1.4. Notions de dose

1.4.1. Dose d'exposition

La dose d'exposition est la dose à laquelle est soumise une partie ou la totalité d'une personne. Quantité d'énergie atteignant la zone intéressante, dans le faisceau primaire (main, champ d'entrée) ou dans le rayonnement secondaire. Son unité est le

Roentgen : Roentgen est la quantité de rayonnement (X ou γ) qui engendre dans 1 cm³ d'air dans des conditions normales de température et de pression la production de $2.08 \cdot 10^9$ paires d'ions par 0.001293 g d'air.

Dans le système (SI), la dose d'exposition est exprimée en coulomb par kilogramme:

$$1 \text{ R} = 2.58 \cdot 10^{-4} \text{ C.kg}^{-1} \text{ ou } 1 \text{ C.kg}^{-1} = 3.88 \cdot 10^3 \text{ R}$$

Bien que le Roentgen soit encore utilisé, il a été peu à peu abandonné en radiobiologie car il dépend à la fois des caractéristiques du faisceau et du milieu, en l'occurrence l'air [9].

1.4.2. Dose transférée :Kerma

La quantité dénommée Kerma (KineticEnergyReleased in Matter) a été définie pour les rayonnements indirectement ionisants quelle 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 :

$$k = \frac{dE_{cin}}{dm} \quad (1)$$

Où E_{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 $J.kg^{-1}$.Son unité dans le SI est le Gray (Gy) [7].

1.4.3. Dose absorbée

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

$$D_{abs} = \frac{dE_{absorbée}}{dm} \quad (2)$$

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.

Si l'on considère un volume de matière dV de masse dm , assez petit pour que l'irradiation y soit uniforme et assez grand pour qu'un nombre important de particules le traversent et y interagissent, il y entre des particules directement et indirectement ionisantes ; il en ressort:

- des particules directement ionisantes ayant perdu une partie de leur énergie,
- des particules indirectement ionisantes n'ayant subi aucune interaction,
- des particules indirectement ionisantes ayant subi une diffusion (donc ayant cédé de l'énergie)
- des photons de freinage.

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

$$\dot{D} = \frac{dD_{\text{absorbée}}}{dt} \quad (3)$$

Elle s'exprime en $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$ [9].

2. Formalisme du « TASK GROUP N° 43 » DE L'A.A.P.M.

En curiethérapie à haut et bas débit de dose, les sources d'iridium 192 utilisées, de part leurs géométries et leurs natures, présentent des 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 " Task Group N° 43 " de l'American Association of Physicists in Medicine (A.A.P.M.).

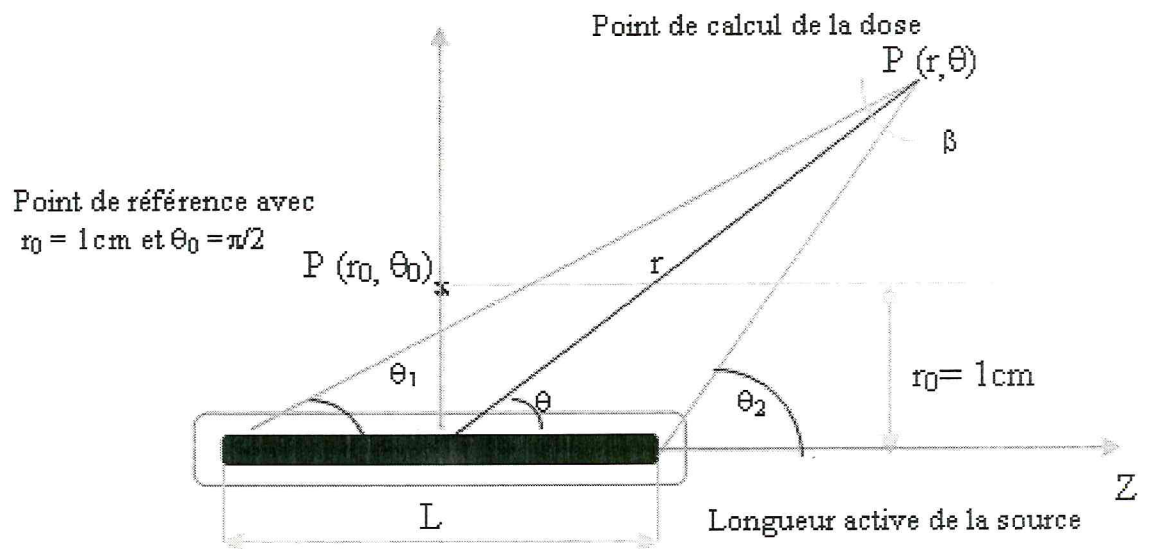


Figure 4 : Système de coordonnées polaires utilisé pour des calculs dosimétriques en curiethérapie

En 1995, l'A.A.P.M. propose dans le rapport du (Task Group 43) un nouveau formalisme de calcul de dose dans l'eau [10]. 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 : [11]

$$\dot{D}_{\text{eau, eau}}(\mathbf{r}, \theta) = S_K * \Lambda * \frac{G(\mathbf{r}, \theta)}{G(\mathbf{r}_0, \theta_0)} * g(\mathbf{r}) * F(\mathbf{r}, \theta) \quad (4)$$

Le (T.G. 43) utilise un système de coordonnées polaires (r, θ) (Figure 4) 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.

2. 1. Air Kerma Strength : S_K

Le (T.G. 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 :

$$S_K = \dot{K}_{\text{air, air}}(\mathbf{r}, \frac{\pi}{2}) * r^2 \quad (5)$$

$\dot{K}_{\text{air, air}}(\mathbf{r}, \frac{\pi}{2})$ est le débit de kerma dans l'air, variant en $1/r^2$ 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 U égale à $1 \text{cGy cm}^2 \text{h}^{-1}$.

2. 2. Constante de débit de dose : Λ

Le (T.G.43) définit la constante de débit de dose, Λ 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 cm^{-2} . Son expression est donnée par l'équation suivante :

$$\Lambda = \frac{D(r_0 = 1 \text{cm}, \theta_0 = \frac{\pi}{2})}{S_K} \quad (6)$$

2. 3. Facteur géométrique : $G(\mathbf{r}, \theta)$

$G(\mathbf{r}, \theta)$ 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.

$$G(\mathbf{r}, \theta) = \frac{\int_V \frac{\rho(\mathbf{r}') dV'}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^2}}{\int_V \rho(\mathbf{r}') dV} \quad (7)$$

θ 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 :

$$G_L = \frac{\beta}{L r \sin \theta} \quad \text{si } \theta \neq 0 \quad G_L = (r^2 - \frac{L^2}{4})^{-1} \quad \text{si } \theta = 0 \quad (8)$$

2. 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 :

$$g(r) = \frac{[D(r, \frac{\pi}{2}) / G(r, \frac{\pi}{2})]}{[D(r_0, \frac{\pi}{2}) / G(r_0, \frac{\pi}{2})]} \quad (9)$$

$g(r)$ 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.

2.5. 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 4π stéradians. Son expression est donnée par l'équation suivante :

$$F(r, \theta) = \frac{[D(r, \theta) / G(r, \theta)]}{[D(r, \pi/2) / G(r, \pi/2)]} \quad (10)$$

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 $\theta=\pi/2$.

3. Plate forme de simulation Monte-Carlo ' MCNP'

Les méthodes Monte Carlo sont des méthodes statistiques basées sur le tirage de nombres aléatoires suivant des lois de probabilité décrivant les processus physiques considérés. Elles sont utilisées pour résoudre une problématique lorsque les calculs analytiques ou numériques s'avèrent incomplets. Par conséquent, ce type de méthode est particulièrement adapté à la physique des rayonnements. Les processus d'interactions des rayonnements avec la matière sont régis par des lois probabilistes via l'introduction de sections efficaces microscopiques dont les valeurs prédisent les probabilités d'interactions avec la matière.

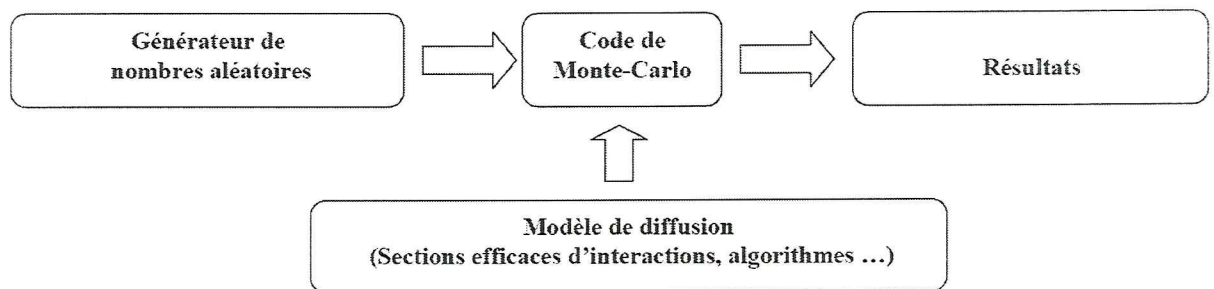


Figure 5: Schéma de principe des méthodes de Monte-Carlo

3.1. Interaction des rayonnements ionisants avec la matière

Les radiations ionisantes ont de nombreuses applications en médecine. Nous nous intéressons dans ce paragraphe à celles qui sont utilisables en curiethérapie et plus particulièrement en curiethérapie à haut débit de dose. Ces radiations ionisantes sont produites par la désintégration des atomes radioactifs naturels ou artificiels : électrons et surtout photons γ [12].

3.1.1. Interactions des électrons avec la matière

Les propriétés d'interaction des électrons (particules directement ionisantes) avec la matière sont essentiellement liées à leur charge électrique. Lorsqu'une telle particule pénètre dans un matériau dense, elle va obligatoirement interagir avec tous les éléments constitutifs du milieu situés au voisinage de sa trajectoire. Les électrons, primaires ou secondaires, perdent progressivement leur énergie cinétique dans le milieu dans lequel ils sont mis en mouvement par :

- des interactions électron-électron appelées collisions, qui entraînent un transfert d'énergie à la matière ;
- des interactions électron-noyau, dites de freinage, à l'origine de la production de photons X de freinage ou Bremsstrahlung.

Ces interactions qui sont responsables de la décroissance de l'énergie des électrons au cours de leur parcours, seront développées dans cette partie.

En traversant la matière, les électrons peuvent interagir encore par collisions élastiques (diffusions multiples) qui vont principalement changer la direction des électrons sans perte d'énergie importante.

3.1.1.a. Interaction 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. 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. C'est le phénomène d'ionisation. Si l'énergie transférée à l'électron est supérieure à une valeur δ , cet électron va s'individualiser et avoir sa propre trajectoire (trajectoires multiples). Il pourra ensuite réaliser lui-même une série d'ionisations, d'excitations et de transferts thermiques. Il est alors appelé électron δ . 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. C'est le phénomène d'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.

Le transfert d'énergie linéique (TEL) par collision est donné par la formule de Bethe et Bloch:

$$-\left(\frac{dE}{dx}\right)_{\text{coll}} = 4\pi NZ * \frac{Z^2 e^4}{m_0 v^2} \left[\ln\left(\frac{2m_0 v^2}{I}\right) - \ln(1 - \beta^2) - \beta^2 - \frac{c_k}{Z} \right] \quad (11)$$

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

3.1.1.b. Interaction électron-noyau

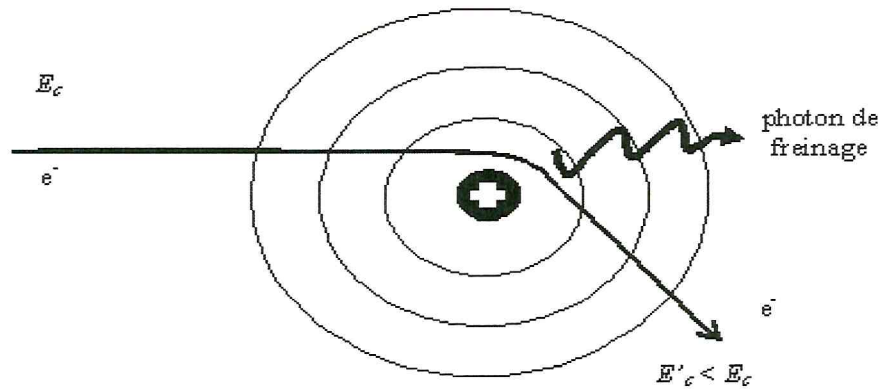


Figure 6 : interaction électron-noyau : Bremsstrahlung

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 6).

L'énergie perdue par rayonnement de freinage est caractérisée par la formule suivante : [12]

$$-\left(\frac{dE}{dx}\right)_{\text{rad}} = 4 \frac{NEZ(Z+1)e^4}{137m_0^2 c^4} \left(\ln \frac{2E}{m_0 c^2} - \frac{1}{3} \right) \quad (12)$$

3.1.1.c. 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 . Les éléments lourds produisent donc une perte beaucoup plus importante par rayonnement de freinage.

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 :

$$\frac{\left(\frac{dE}{dx}\right)_{rad}}{\left(\frac{dE}{dx}\right)_{coll}} = \frac{EZ}{700} \quad (13)$$

3.1.2. Parcours des électrons

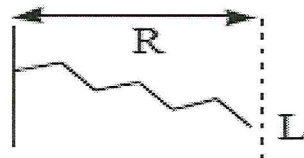


Figure 7 : Le parcours R et la trajectoire L d'un électron

Le parcours R des électrons représente la profondeur de pénétration du rayonnement dans la matière avant d'être totalement absorbé. La trajectoire L des électrons dans la matière étant très sinueuse, le parcours est plus petit que la trajectoire de l'électron (Figure 7). En effet, les électrons peuvent subir des déviations très importantes jusqu'à des angles de 180° dans le cas de rétrodiffusion.

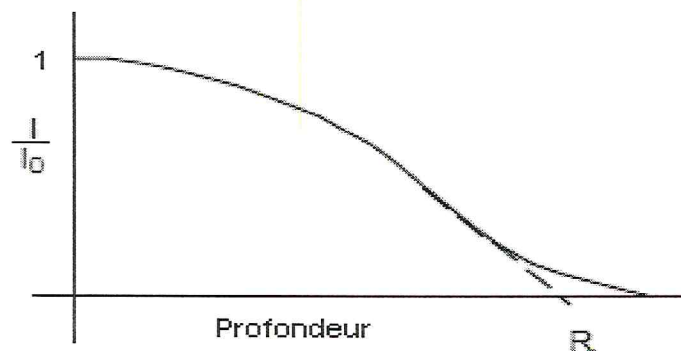


Figure 8 : Le parcours R des électrons est l'épaisseur correspondant à l'extrapolation de la partie linéaire de la courbe de transmission

$$R = \int_{E_i}^0 \frac{dE}{S_{\text{total}}(E)} \quad (14)$$

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

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

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

3.1.3. Interactions des photons avec la matière

Lorsqu'un photon pénètre dans la matière, il interagit par différents processus selon la valeur de son énergie et selon la nature du milieu. Ces différentes interactions vont engendrer l'apparition d'électrons directement responsables du dépôt de dose dans le milieu.

Les photons peuvent pénétrer dans les noyaux et créer, en les excitant, des réactions Photo-nucléaires ou de photofission. Cependant les interactions les plus fréquentes se produisent avec les électrons atomiques, nous allons, par la suite, décrire ces interactions.

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

$$\frac{N}{N_0} = \exp\left(\frac{-\mu}{\rho} * \rho * x\right) \quad (15)$$

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

Un photon quand il traverse la matière, il peut interagir selon quatre types de processus : l'effet photoélectrique, la diffusion Compton, la diffusion Rayleigh et la production de paires.

3.1.3.a. L'effet photoélectrique

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

$$E_c = h\nu - E_{l,i} \quad (16)$$

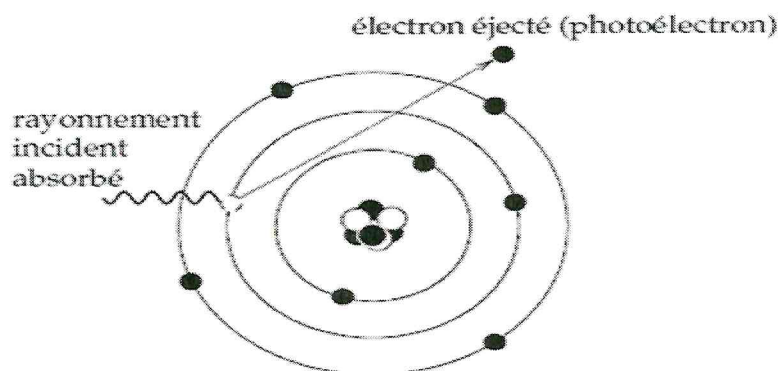


Figure 9: Processus de l'effet photoélectrique

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

La section efficace (σ_{ph}) de l'effet photoélectrique par atome dépend fortement de l'énergie du photon et du numéro atomique Z du milieu absorbé. Elle peut être exprimée approximativement par la relation suivante : [12]

$$\sigma_{ph} = Z^5 / E^{3.5} \quad (17)$$

L'effet photoélectrique est le processus d'interaction prédominant des rayonnements X et γ de faibles énergies (< 100 keV). Il est très favorisé dans les milieux de numéro atomique élevé et décroît très vite quand l'énergie augmente.

3.1.3.b. La diffusion Compton

Lorsqu'un photon d'énergie E rencontre un électron, il est dévié suivant une direction faisant un angle θ compris entre 0 et 180° avec la trajectoire initiale, et l'électron est projeté suivant une direction faisant un angle ϕ compris entre 0 et 90° avec la trajectoire initiale du photon. Le photon cède une partie de son énergie à l'électron dévié. En appliquant le principe de conservation de l'énergie et le principe de conservation de la quantité de mouvement, nous obtenons l'expression de l'énergie transférée à l'électron en fonction de l'énergie du photon incident par l'équation suivante :

$$h\nu' = \frac{h\nu}{\left[1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}(1 - \cos\theta)\right]} \quad (18)$$

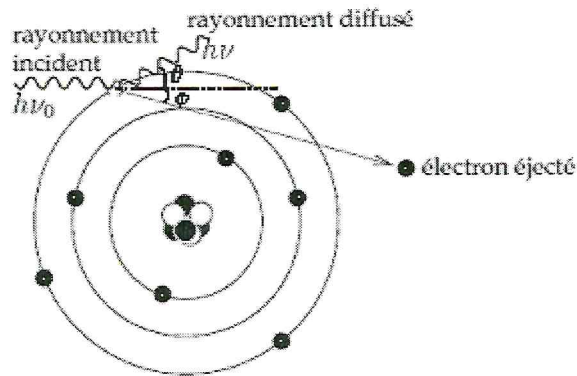


Figure 10: Processus de la diffusion Compton

3 .1.3.c. Diffusion Rayleigh

La diffusion Rayleigh est aussi appelée diffusion cohérente. Le photon incident fait un choc élastique avec un électron fortement lié à l'atome. L'énergie du photon est totalement absorbée par cet électron, et ce dernier se met en oscillation forcée sans avoir une énergie suffisante pour quitter l'atome puis, par relaxation, il réémet un autre photon de même énergie dans une direction quelconque (Figure 11).

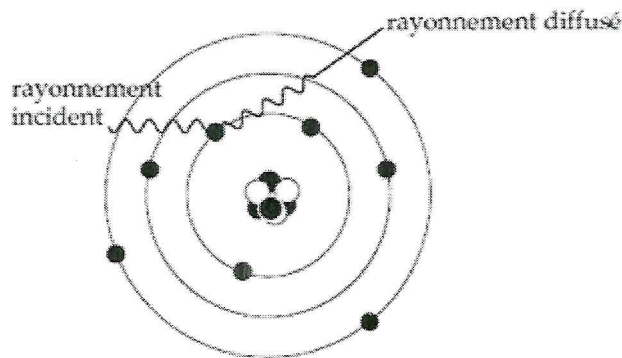


Figure 11 : Diffusion Rayleigh

L'effet Rayleigh est fréquent pour des milieux de numéro atomique élevé et pour les photons incidents de faible énergie. Cet effet n'aura aucune incidence sur la valeur de la dose déposée mais une fois cet effet produit, le photon diffusé pourra interagir par effet Compton ou photoélectrique, cet effet aura donc une influence sur le lieu de dépôt de dose

3.1.3.d. Production de paires

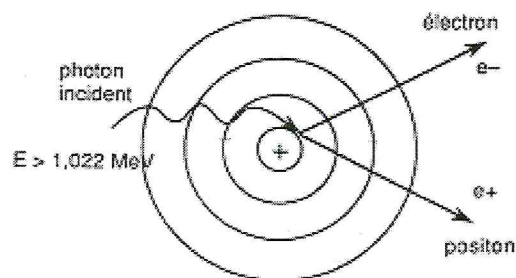


Figure 12 : Effet de création de paire

L'effet de production de paire ou matérialisation consiste en la création d'une paire électron-positon lorsqu'un photon d'énergie $h\nu \geq m_0c^2$ pénètre dans le champ coulombien d'un noyau lourd. Le photon disparaît et son énergie est utilisée pour créer la paire et communiquer de l'énergie cinétique à l'électron et au positon.

L'effet de production de paire 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 (Figure 12).

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

$$h\nu = 2m_0c^2 + E_{e^-} + E_{e^+} \quad (19)$$

Où $m_0c^2 = 511$ KeV, est l'équivalent énergétique de la masse au repos de l'électron et du positon ; E_{e^-} et E_{e^+} sont l'énergie cinétique de l'électron et du positon respectivement.

3.1.3.e. Importance relative des trois principaux effets

La figure 13 montre l'importance relative des trois principaux effets en fonction de l'énergie $h\nu$ du photon incident et du numéro atomique Z du milieu.

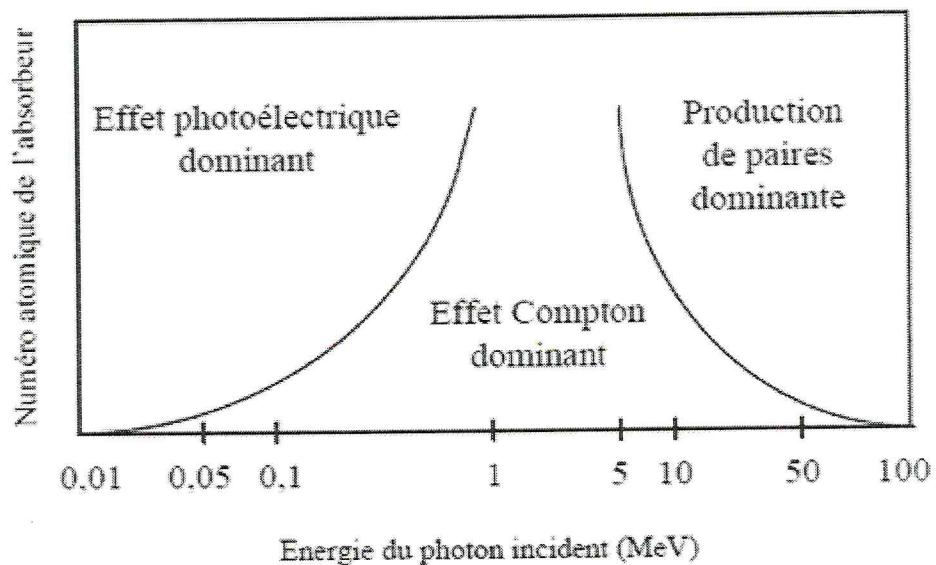


Figure 13 : Importance relative des trois modes d'interaction des photons avec la matière

3.2. Principes de base de MCNP

MCNP (Monte Carlo N Particles) est un code capable de simuler le transport des particules à travers la matière en utilisant la méthode Monte-Carlo. Un grand nombre

de particules est généré et les trajectoires de ces particules sont calculées suivant les sections efficaces correspondantes à ces particules.

Connaissant les trajectoires des particules générées, des observables physiques peuvent être estimées comme par exemple la dose déposée dans un volume quelconque ou le flux de particules à travers une surface déterminée. Dans la version MCNP4C utilisée pour ce travail, il est possible de suivre les particules à partir de leur source en tenant compte de toutes les interactions qu'elles subissent dans un matériau quelconque et aussi de suivre les particules secondaires ou les particules de recul induites par les particules sources dans le milieu traversé .

Les particules qui peuvent être prises en compte dans MCNP4C sont les neutrons, photons, électrons, positrons, neutrinos, anti-neutrinos, protons, anti-protons etc.....

Les paramètres requis pour la simulation sont résumés dans un fichier d'entrée créé par l'utilisateur et relu par MCNP4C au départ de la simulation. Ce fichier définit :

- La géométrie du problème.
- La description des matériaux utilisés et la sélection des sections efficaces correspondantes à chacun de ces matériaux.
- La définition de la source de particules incluant la nature des particules, leur énergie, la position de la source, la direction initiale des particules émises par la source ...
- Les techniques de réduction de variance pour diminuer les incertitudes statistiques et améliorer des résultats.

3.2.1. Utilisation de MCNP

Le principe de fonctionnement consiste donc à ce que l'utilisateur définisse un fichier de données, décrivant les paramètres fondamentaux du problème à traiter. Ces paramètres sont :

- La définition de la géométrie du dispositif à simuler,
- La description des matériaux, notamment leur composition en terme des éléments simples, ainsi que le choix des sections efficaces les mieux adaptées à ces matériaux,

- La sélection des sections efficaces associées aux différents noyaux atomiques considérés
- La nature des particules à transporter,
- La définition des sources de particules en terme de spectre d'émission, volume d'émission, loi d'émission angulaire,
- Les définitions des observables désirées (fluence, flux, dépôt d'énergie) par l'utilisation d'estimateurs « tallies »
- Des paramètres additionnels utilisés pour améliorer l'efficacité de la simulation.

3.2.2. La définition de la géométrie dans MCNP

La définition de la géométrie utilise une décomposition en cellules de milieu homogène, limitées par des surfaces prédéfinies et codées au moyen d'une syntaxe spéciale. Par exemple **SO** désigne une sphère centrée sur l'origine. Chaque surface utilisée dans le fichier doit être numérotée. De plus l'utilisateur doit fournir les paramètres nécessaires pour la définition de cette surface de manière non ambiguë. Par exemple le rayon de la sphère pour la surface **SO**. La définition de la surface sur une ligne du fichier de données est donc :

- Numéro de la surface
- Code de la surface
- Valeurs numériques des paramètres de la surface,

On peut utiliser 29 types différents de surface dont les plus importantes sont les suivantes :

- Plan normal à un axe, par exemple celui des x (code **PX**),
- Sphère centrée à l'origine (code **SO**),
- Sphère générale (code **S**),
- Sphère centrée sur un axe, par exemple celui des x (code **SX**),
- Cylindre parallèle à un axe, par exemple celui des x (code **C/X**),

- Cylindre dont l'axe coïncide avec un axe, par exemple celui des x (code **CX**), Afin de faciliter le travail, on peut utiliser des « macrobodies ». Une « macrobody » est une forme géométrique dont la description dans MCNP a été simplifiée.

Les surfaces peuvent être combinées pour définir des cellules géométriques. En utilisant la propriété que chaque point de l'espace peut être repéré selon qu'il est positionné d'un côté ou de l'autre de la surface, et des opérateurs logiques (OU pour l'union, ET pour l'intersection), il est alors facile de définir le sous-espace correspondant au volume de la cellule.

Pour chaque cellule, sont attribuées : la nature et la densité du matériau qui la remplit ainsi que l'importance de chaque particule dans cette cellule. L'importance correspond à une valeur précisant la contribution des particules dans la cellule : une importance 0 pour un type de particule dans une cellule donnée signifie que le transport de cette particule n'est pas prise en compte (la particule est « tuée »).

Dans certaines configuration répétitives, une cellule peut apparaître plusieurs fois dans la structure globale. Dans ce cas, on définit cette cellule une fois et on la duplique en différentes positions.

3.2.3. Définition des estimateurs

Les estimateurs «tallies» dans MCNP sont prédéterminés et permettent d'estimer des observables pour des détecteurs ponctuels, des surfaces, ou bien des volumes. Il y a huit estimateurs principaux qui sont résumés dans le tableau suivant:

Types de tally	Description du tally	Unités
F1	Courant à travers une surface	Particules
F2	Flux moyen à travers une surface	Particules/cm ²
F4	Flux moyen à travers une cellule	Particules/cm ²
F5	Flux en un point détecteur	Particules/cm ²
F6	Energie déposée dans une cellule	MeV/g

F7	Energie moyenne déposée par fission dans une cellule	MeV/g
F8	Fréquence de pulses énergétique dans un détecteur	pulses

Tableau 3 : Les différents types de « tallies » disponibles dans MCNP et leurs unités.

3.2.4. Définition de la source de particules

MCNP permet à l'utilisateur de définir une grande variété de sources. On peut spécifier :

- La nature des particules (électron, photon, neutron...),
- Leur énergie,
- La position initiale des particules sources,
- La direction initiale des particules sources,

Les paramètres des particules peuvent suivre des distributions de probabilité quelconques. D'ailleurs, certaines distributions types sont disponibles dans MCNP : distribution Gaussienne, distribution de Maxwell... En plus, une des variables peut être fonction d'une autre : par exemple l'énergie en fonction de l'angle de production d'une particule.

**Simulation numérique
avec MCNP**

4. Simulation par MCNP

Dans cette Partie, nous allons présenter les géométries des sources modélisées avec les conditions de simulation et les résultats de calculs obtenus en exploitant le formalisme du T.G. 43 de l'A.A.P.M. L'exploitation des données brutes afférentes aux simulations en utilisant le logiciel « Mathematica » permettra de calculer la constante de débit de dose et la fonction d'anisotropie, Afin de valider MCNP pour ces quatre sources, les valeurs calculées été comparé aux mesures expérimentales

4.1. Présentation des sources d'iridium 192

4.1.1. Modèle MicroSelectron new

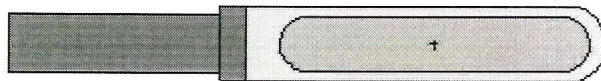


Figure 14 : visualisation du Modèle MicroSelectron new MCNP

La figure 14 montre que ce modèle de source d'iridium 192 est constitué :

La partie active : cylindre de diamètre 0,65 mm et longueur de 3,6 mm d'iridium 192 (densité = $22,4 \text{ g/cm}^3$).

L'encapsulation : cylindre de diamètre 0,9 mm et 4,5 mm de longueur d'Acier [AISI 316 L] sa densité est de $7,98 \text{ g/cm}^3$.

Le câble : Le câble : cylindre de diamètre 0,7 mm et 15 cm de longueur d'Acier (AISI 316), sa densité est : $7,97 \text{ g/cm}^3$.

4.1.2. Modèle MicroSelectron Old



Figure 15 : visualisation du Modèle MicroSelectron Old par MCNP

Ce modèle de source d'iridium 192 a une longueur externe de 5.5 mm et il est caractérisé par :

La partie active : un cylindre de 0.6 mm de diamètre, 3.5 mm de longueur d'iridium 192 {densité : $22,4 \text{ g/cm}^3$ }.

L'encapsulation : cylindre de diamètre 1.1 mm et 5.0 mm de longueur d'Acier (AISI 316 L) sa densité est de $7,98 \text{ g/cm}^3$.

Le câble : cylindre de diamètre 1.1 mm et 15 cm de longueur d'Acier (AISI 316), sa densité est : $7,97 \text{ g/cm}^3$.

4.1.3. Modèle VariSource New

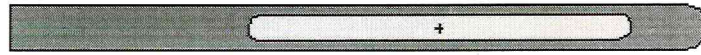


Figure 16 : visualisation du Modèle VariSource New par MCNP

Ce modèle de source d'iridium 192 est caractérisé par :

La partie active : cylindre en iridium 192 de longueur 5mm, 0.34 mm de diamètre.

Une capsule en Titane/Nickel de diamètre 0.59 mm et 6 mm de longueur {densité = 6.5 g/cm³.

La câble : cylindre de diamètre : 0.59 mm et de 15 cm de longueur constitué de Titane/Nickel.

4.1.4. Modèle VariSource Old



Figure 17 : visualisation du Modèle VariSource Old par MCNP

Ce modèle de source d'iridium 192 est composé de :

La partie active : cylindre en iridium 192 de densité = 7.98 g/cm³.de diamètre 0.34mm et 10.0 mm de longueur.

L'encapsulation : cylindre de diamètre 0.59 mm et 11 mm de longueur composé de Titane/Nickel {densité = 6.5 g/cm³}.

Le câble : cylindre ,0.59 mm de diamètre et 15 cm de longueur constitué des mêmes composantes de la capsule.

5. Calcul de la constante de débit de dose par simulation Monte-Carlo

5.1. Procédure de calcul de la constante de débit de dose

Le T.G. 43 définit la constante de débit de dose, Λ (en cGyh⁻¹U⁻¹ ou cm⁻²) 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. Son expression est donnée par les équations (5) et (6). D'après les recommandations du TG43, le calcul dans l'eau se fait avec r_0 égale à 1 cm, et le calcul dans l'air sec se fait avec r égale à 5 cm.

Enfin, la constante de débit de dose se calcule avec l'expression suivante :

$$\Lambda = \frac{D_{eau}(1cm, \frac{\pi}{2})}{K_{air}(5cm, \frac{\pi}{2}) \times 5^2} \quad (20)$$

$D_{eau}(1cm, \frac{\pi}{2})$ = le débit de dose dans l'eau à $r = 1cm$ et $\square = \frac{\pi}{2}$.

$K_{air}(5cm, \frac{\pi}{2})$ = le débit de kerma dans l'air à une distance = 5 cm et $\square = \frac{\pi}{2}$.

5.2. Résultats obtenus pour la constante de débit de dose

Nous avons calculés Λ , pour les quatre modèles de sources d'iridium 192, avec MCNP. Nous présentons ci-dessous les résultats du calcul pour les quatre sources et nous discuterons les écarts relatifs moyens des valeurs calculées avec les autres versions de Monte-Carlo par rapport à celles mesurées ou calculées avec d'autres codes de calcul. (Annexe I), (Annexe II).

Sources	Cste débit de dose Λ	incertitude	Code MC	Auteurs
MicroSelectron Old	1.115	0.5%	MCPT,own	Williamson and Li [11].
	1.131	1%	EGS4/PRESTA	Russel and Anhesjo [15].
	1.116	0.5%	UoA, own	Karaiskos et al. [16].
	1.115	0.5%	UoA, own	Papagiannis et al. [17].
	1.111	0.765%	MCNP	
MicroSelectron New	1.108	0.13%	MCPT,own	Daskalov et al. [12].
	1.109	0.5%	UoA, own	Papagiannis et al. [17].
	1.115	0.765%	MCNP	
VariSource Old	1.044	2%	EGS4/DOSRZ	Wang and Sloboda [18].
	1.043	0.5%	UoA, own	Karaiskos et al. [12].
	1.043	0.5%	UoA, own	Papagiannis et al. [17].
	1.034	0.4%	MCNP	
VariSource New	1.101	0.5%	UoA, own	Angelopoulos et al. [14].
	1.101	0.5%	UoA, own	Papagiannis et al. [17].
	1.104	0.39%	MCNP	

Tableau 4 : les constantes de débit de dose Λ des quatre Sources

Nous constatons que les valeurs de Λ pour la source MicroSelectron Old obtenues par MCNP sont quasi-identiques à ceux obtenus avec les codes de calcul [M.C.P.T.own, EGS4/PRESTA et UoA, own]. De même pour la source MicroSelectron New, nos calculs sont compatibles avec ceux obtenus avec (MCPT,own). La même chose pour la source VariSource Old nos calculs sont compatibles avec ceux obtenus avec (EGS4/DOSRZ, UoA, own), y compris la source VariSource New dont les résultats sont identiques à ceux obtenus par (UoA,own).

Nos résultats sont meilleurs et acceptables pour les quatre sources, il n'ya pas une grande différence entre les résultats obtenu et les autres résultats publiés dont l'incertitude est comprise entre 0.39% et 0.766%.

Les écarts relatifs moyens entre les résultats obtenus par MCNP et les autres résultats obtenus par le code UoA, own, sont représentés dans le tableau suivant :

Sources	MCNP	UoA, own	Ecart relatif moyen
MicroSelectron Old	1.111	1.115	0,358 %
MicroSelectron New	1.115	1.109	0,541 %
VariSource Old	1.034	1.043	0,862 %
VariSource New	1.104	1.101	0,272 %

Tableau 5 : comparaison entre les résultats de la constante de débit de dose entre MCNP et UoA, own

Type de source	MicroSelectron Old	MicroSelectron New	Ecart
Cste de débit de dose	1.111	1.115	0,359 %

Tableau 6 : comparaison entre les résultats de la constante de débit de dose obtenu par MCNP entre les sources (MicroSelectron Old et MicroSelectron New)

Type de source	VariSource Old	VariSource New	Ecart
Cste de débit de dose	1.034	1.104	0,865 %

Tableau 7 : comparaison entre les résultats de la constante de débit de dose obtenu par MCNP entre les sources (VariSource Old et VariSource New)

On constate que la géométrie des sources y compris la taille de la capsule influence sur la constante de débit de dose.

6. Calcul de la Fonction d'anisotropie $F(r, \theta)$ par simulation Monte Carlo

6.1. Procédure de calcul de la fonction d'anisotropie

Dans cette partie, nous allons calculer dans l'eau, par simulation Monte Carlo avec le code MCNP, la fonction d'anisotropie pour les quatre sources d'iridium 192 précédemment citées. Rappelons que la fonction d'anisotropie, donnée par l'expression (9), permet de tenir compte dans la détermination de la dose dans l'eau, des phénomènes d'absorption et de diffusion dans le milieu ainsi que l'encapsulation de la source, et ce sur 4π stéradians [11].

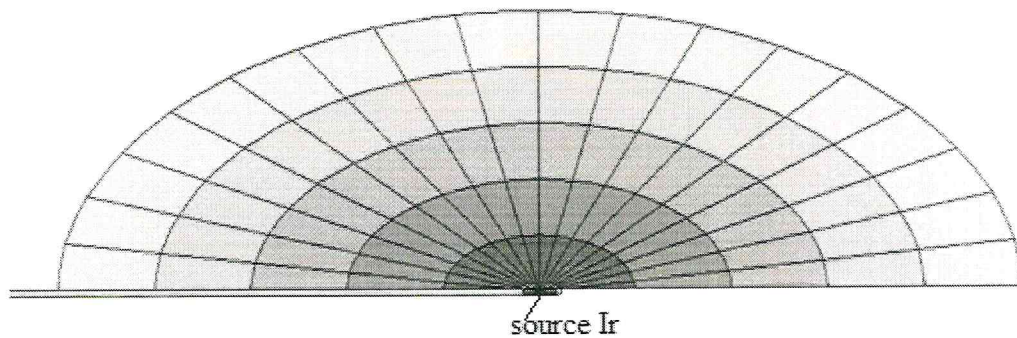


Figure 18 : Les différents angles θ (de 0° à 180°) et les rayons r (de 1 à 5).

Afin d'obtenir la valeur de $F(r, \theta)$, nous devons calculer analytiquement au moyen de Mathematica les facteurs géométriques $G(r, \theta)$, pour une approximation linéaire de la source, selon l'expression suivante :

$$G_L(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin \theta} \quad \text{si } \theta \neq 0 \quad (21)$$

$$\text{Avec } \beta = \sin^{-1} \left(\frac{L \sin \left(\tan^{-1} \left\{ \frac{r \sin \theta}{\left[r \cos \theta - \frac{L}{2} \right]} \right\} \right)}{\sqrt{[r \sin \theta]^2 + \left[r \cos \theta + \frac{L}{2} \right]^2}} \right) \quad (22)$$

Avec L : c'est la longueur active de la source.

La récupération des dépôts d'énergie pour chaque couple (r, θ) va être réalisée dans des couronnes de dimensions variables en fonction de r et en fonction de θ (Figure 18).

6.2. Mathematica

Le Mathematica est à la fois :

- Un système pour faire des calculs numériques, algébriques, vectoriels, etc....
- Un système pour effectuer des graphiques (2D ou 3D), de l'animation, du son
- Un langage de programmation
 - procédurale (comme Pascal, C, etc....)
 - par manipulation de listes (voisin de LISP)
 - d'analyse récursive
 - fonctionnelle (comme LOGO)
 - logique (comme PROLOG)
 - Objets
- Un système de représentation de connaissance : données et règles.
- Un système permettant la traduction et l'interfaçage avec d'autres environnements ou langages

Le logiciel est divisé en deux parties :

- ❖ Le noyau (Kernel) qui exécute la plupart des commandes, et qui est le même pour toutes les machines

- ❖ L'interface (Front End) qui gère les entrées/sorties, et une partie des commandes graphiques, et qui est adapté à la machine hôte.

6.3. Résultats obtenus pour la fonction d'anisotropie

Les fonctions d'anisotropie $F(r, \theta)$ associées aux quatre modèles de sources d'iridium 192 seront calculées dans le code de calcul <<MCNP>> simulés dans l'eau liquide comme pour cette statistique nous avons un meilleur compromis entre précision et temps de calcul. Ce calcul sera réalisé pour des distances r de 1 à 5 cm du centre de la source avec des intervalles de 1 cm et pour des angles θ de 0 à 180° par rapport à son axe avec des intervalles de 10 à partir de θ égale à 10° (Annexe III).

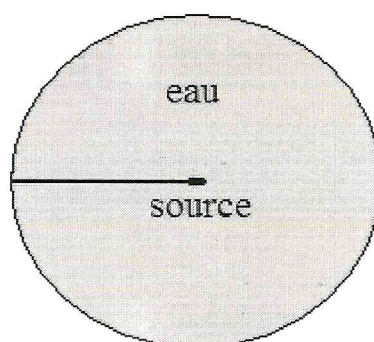


Figure 19 : Schéma de la source d'Ir dans une sphère d'eau.

Nous présenterons ci-dessous les résultats de calcul pour les quatre sources et les écarts relatifs moyens des valeurs calculées avec <<MCNP>> par rapport à celles mesurées par Daskalov & al, Williamson, & Li, Wang & al, Angelopoulos & al. Les graphes seront tracés pour des valeurs de << r >> égales à 1, 2,3 cm et 5 cm pour les sources VariSource Old, MicroSelectron old et MicroSelectron new et pour << r >> égales à 1 cm, 2 cm et 3 cm pour la source VariSource New.

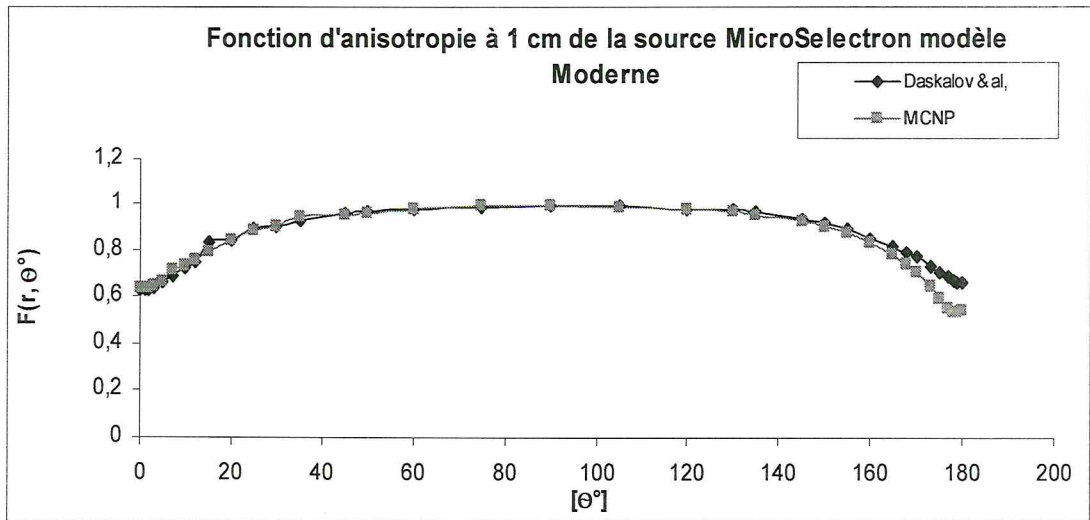


Figure 20 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à $r=1\text{cm}$ de la source MicroSelectron new

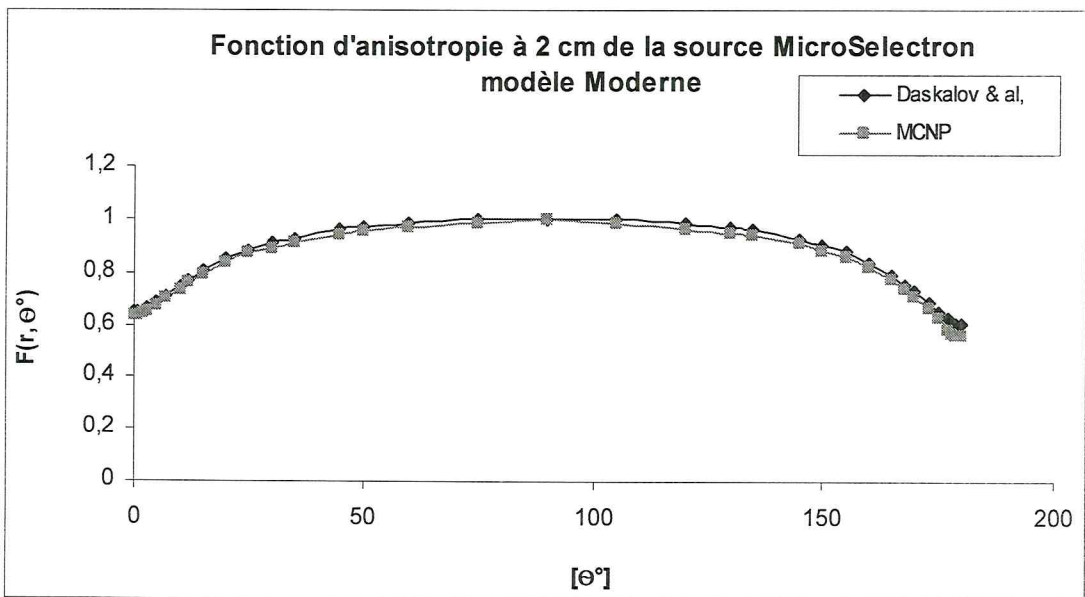


Figure 21 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à $r=2\text{cm}$ de la source MicroSelectron new

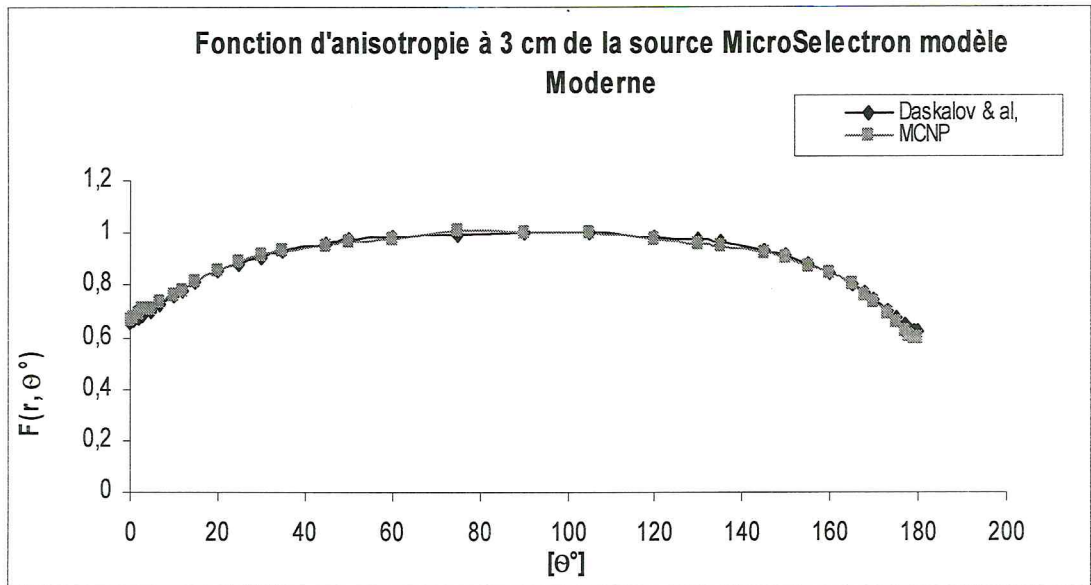


Figure 22 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à $r=3\text{cm}$ de la source MicroSelectron new

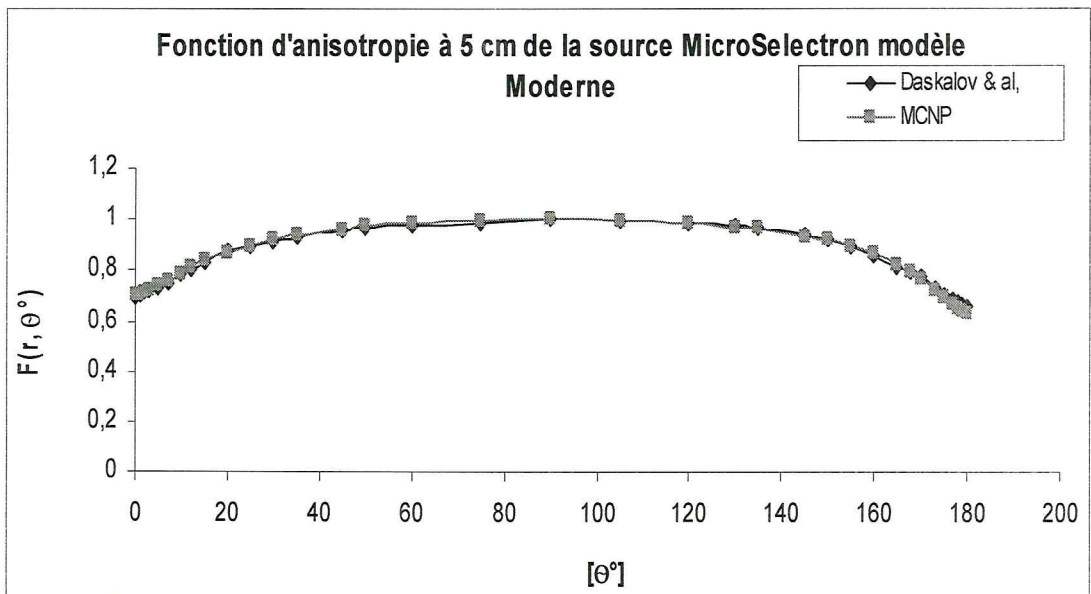


Figure 23 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à $r=5\text{cm}$ de la source MicroSelectron new

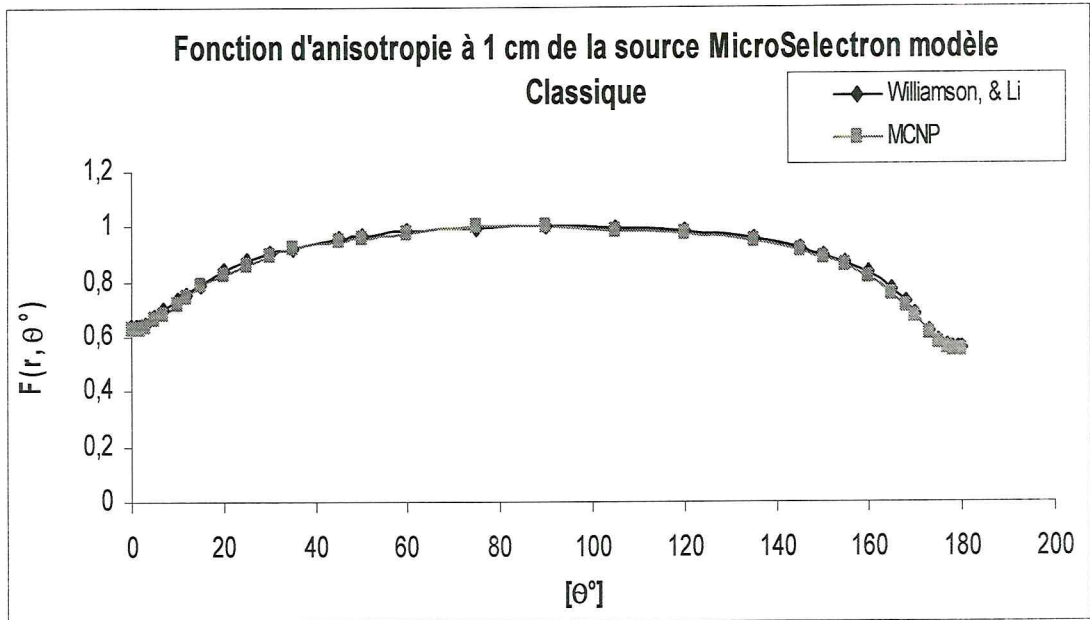


Figure 24 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à $r=1$ cm de la source MicroSelectron old

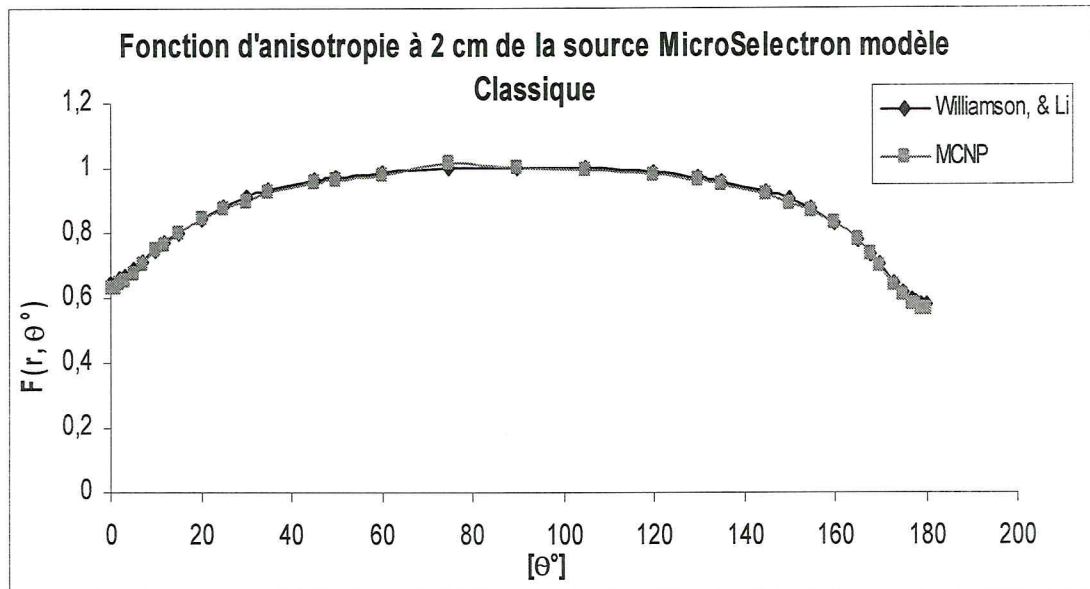


Figure 25 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à $r=2$ cm de la source MicroSelectron old

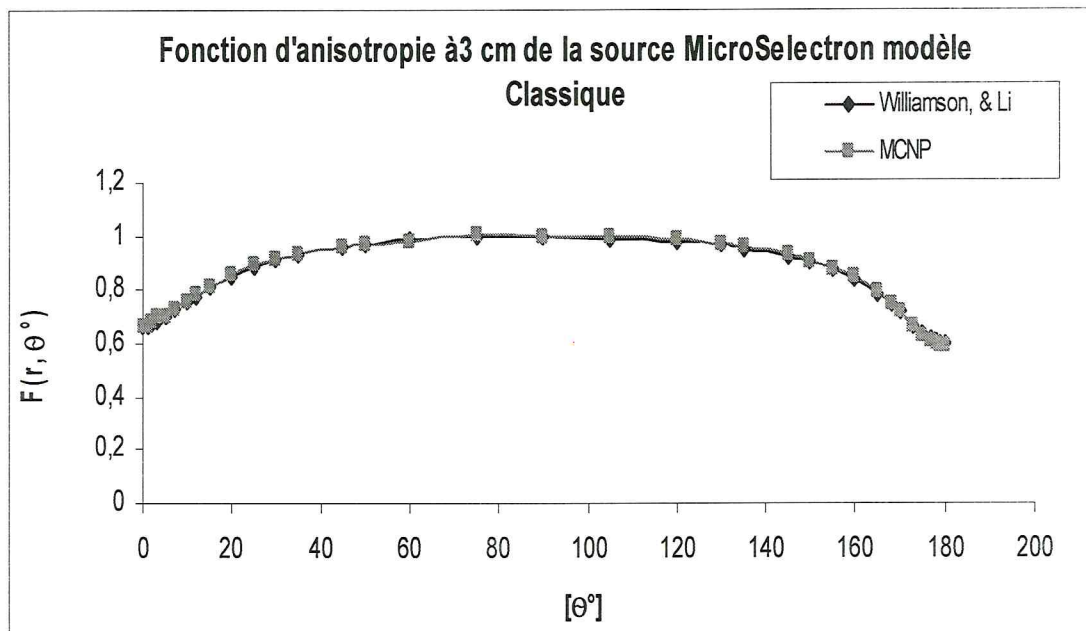


Figure 26 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à $r=3\text{cm}$ de la source MicroSelectron old

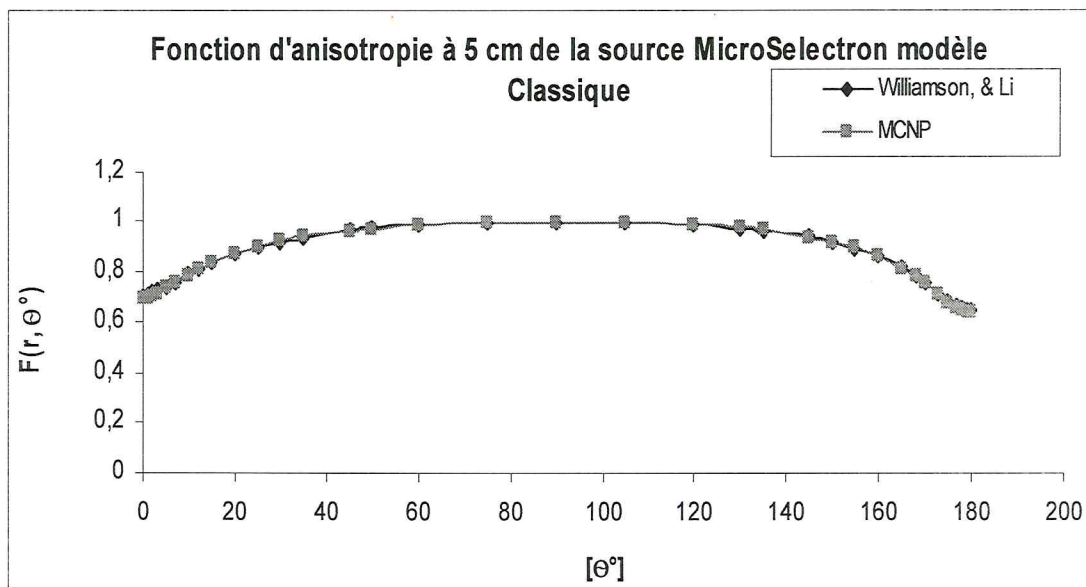


Figure 27 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à $r=5\text{cm}$ de la source MicroSelectron old

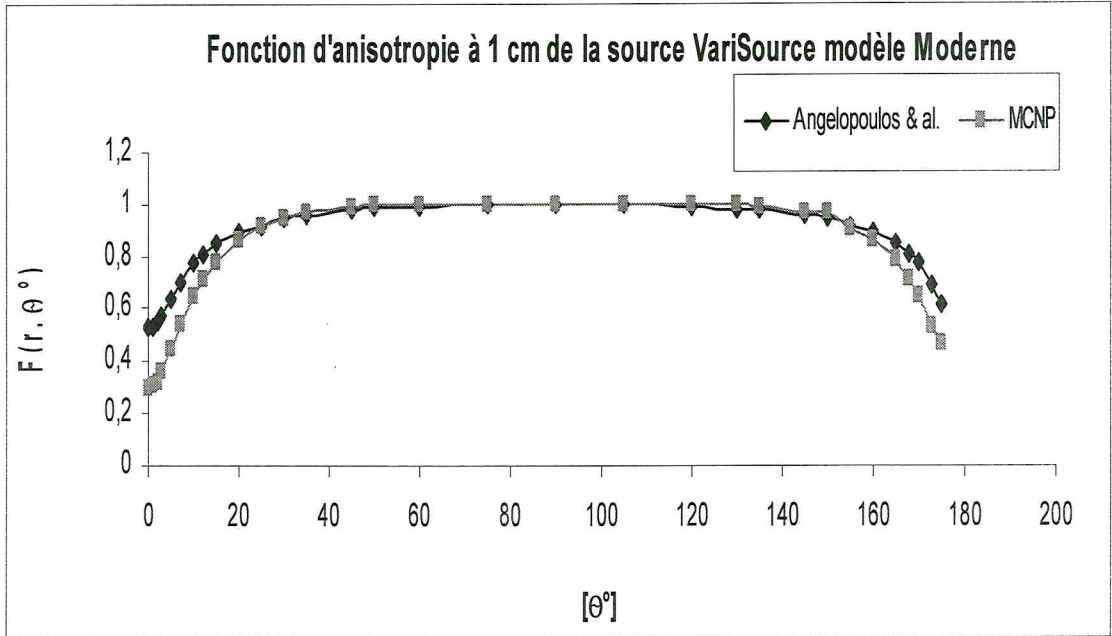


Figure 28 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à $r=1\text{cm}$ de la source VariSource New

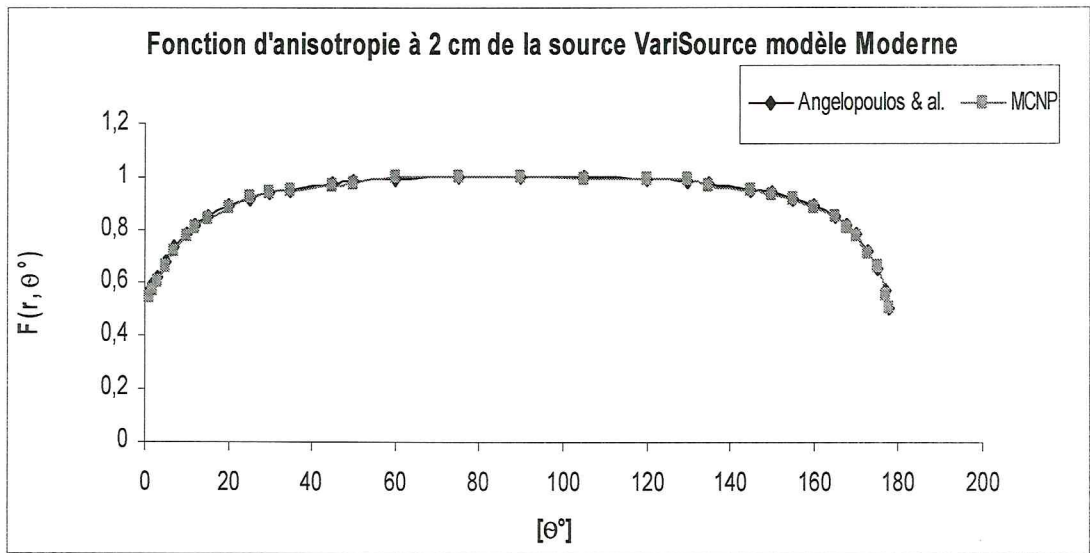


Figure 29 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à $r=2\text{cm}$ de la source VariSource New

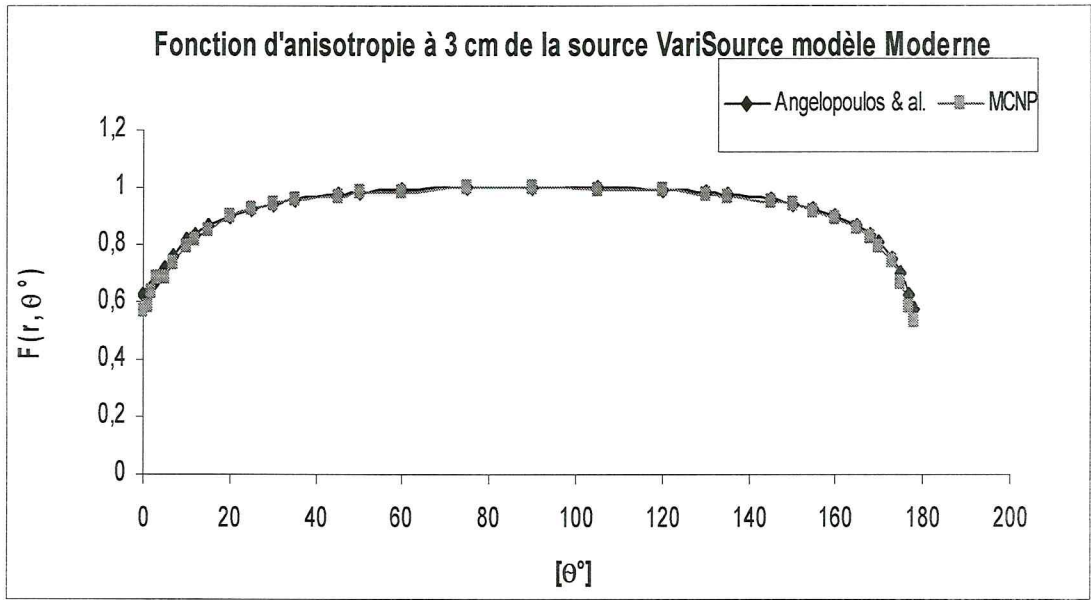


Figure 30 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à $r=3\text{cm}$ de la source VariSource New

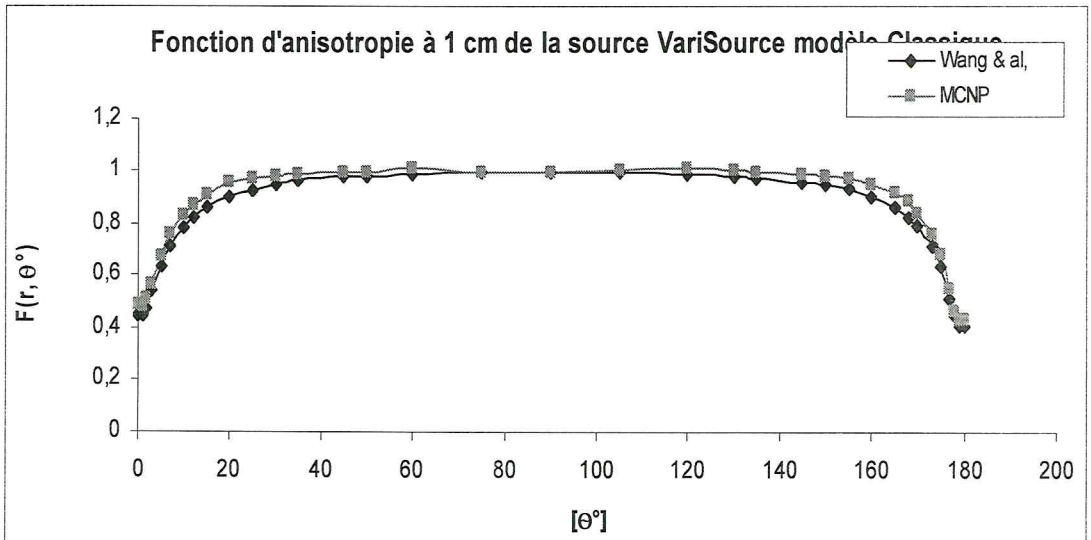


Figure 31 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à $r=1\text{cm}$ de la source VariSource Old

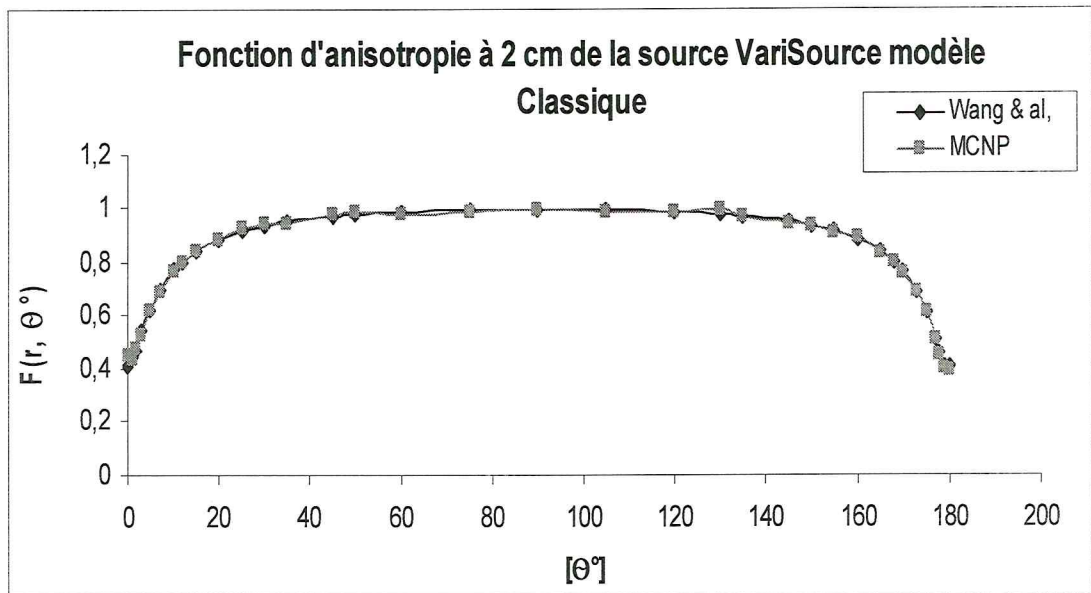


Figure 32 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à $r=2\text{cm}$ de la source VariSource Old

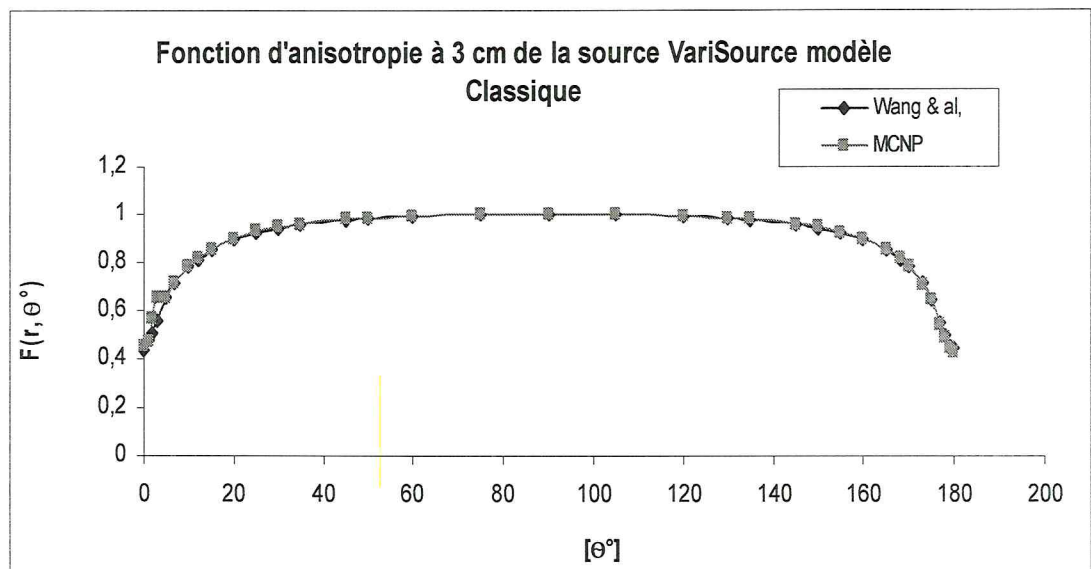


Figure 33 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à $r=3\text{cm}$ de la source VariSource Old

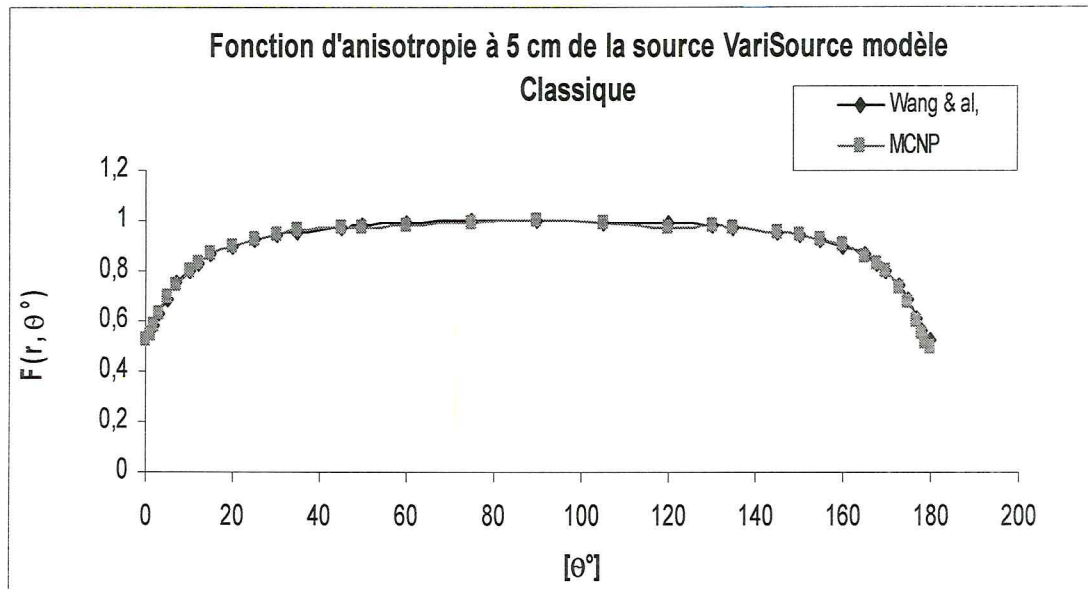


Figure 34 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie à $r=5\text{cm}$ de la source VariSource Old

Nous constatons une bonne corrélation entre les deux codes de simulations ceux calculé par MCNP et Daskalov & al, [21]. Pour $F(r, \theta)$ de la source MicroSelectron new, nous observant un écart relatif moyen de 3.75% à $r = 1\text{ cm}$, 2.53% à $r = 2\text{cm}$, 0.74% à $r = 3\text{cm}$ et 0.30% à $r = 5\text{cm}$.

Pour la source MicroSelectron Old nos valeurs de même sont semblables à celles du Williamson, & Li, [22]. Nous observant un écart relatif moyen de 1.39% à $r = 1\text{cm}$, 1.03% à $r = 2\text{cm}$, 0.3% à $r = 3\text{ cm}$ et 0.38% à $r = 5\text{ cm}$.

Nous apercevons un compromis de la courbe issu de notre simulation dans MCNP par rapport à celle calculé par Angelopoulos & Al, [23]. Pour $r = 1\text{cm}$ et $r = 3\text{cm}$ de 10.83% et 0.81% consécutivement et de 1.93% à $r = 2\text{cm}$ pour la source VariSource New.

Les représentations graphiques des résultats de la source VariSource Old, montre bien la bonne compatibilité entre les valeurs obtenues par MCNP et celles obtenu par Wang & al, [24]. Nous observant un écart relatif moyen de 4.53% à $r = 1\text{cm}$, 0.08% à $r = 2\text{cm}$, 0.38% à $r = 3\text{cm}$ et 0.32% à $r = 5\text{ cm}$.

En générale nos résultats sont acceptables sauf pour les sources VariSource New et Old à $r=1$ dont l'erreur est un peu importante. Enfin nous pouvons résumer ces résultats en disant que cette plate forme de simulation MCNP est bien validé pour les quatre modèles {MicroSelectron New, MicroSelectron Old, VariSource New et

VariSource Old} de l'iridium 192 compte tenu des écarts relatifs moyens inférieur ou égal à 2% en général pour les paramètres dosimétriques calculés.

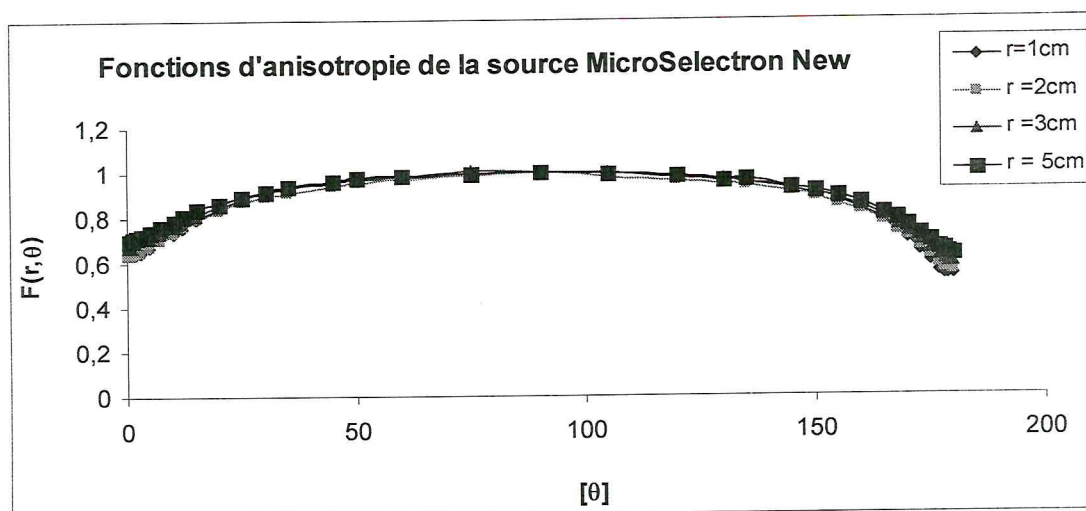


Figure 35 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de la source MicroSelectron new

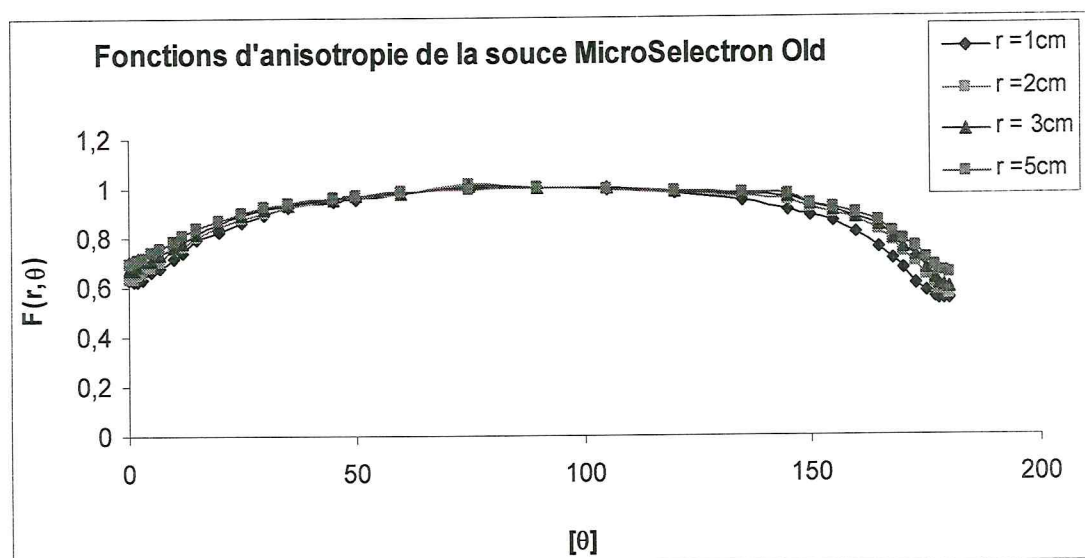


Figure 36 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de la source MicroSelectron old

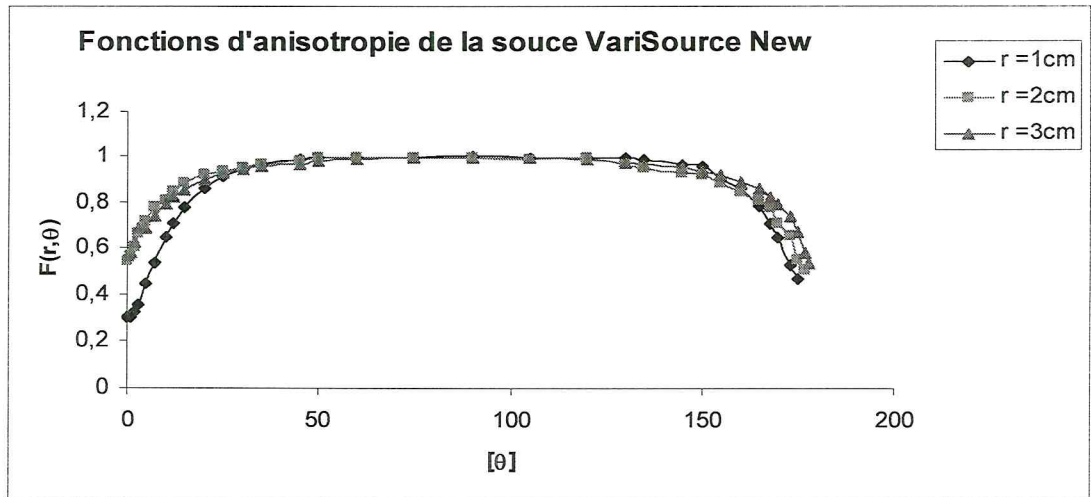


Figure 37 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de la source VariSource New

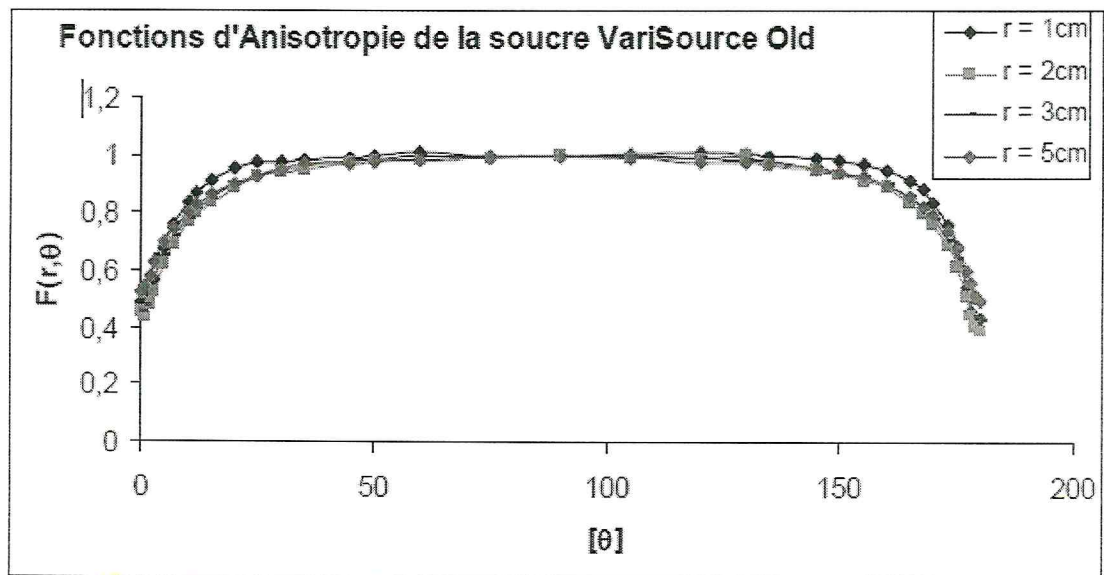


Figure 38 : Représentation graphique des fonctions d'anisotropie de la source VariSource Old

Dans les figures (35, 36, 37,38), nous avons regroupé les rayons de chaque source pour faire une comparaison entre les rayons. On constate que lorsque le rayon augmente, l'anisotropie augmente aussi, sauf pour la source VariSource Old on remarque à $r = 1\text{cm}$ l'Anisotropie est plus importante que $r = 5\text{cm}$, puis $r = 3\text{cm}$ et $r = 2\text{cm}$.

7. Calcul de distribution de dose par simulation Monte-Carlo

7.1. Procédure de calcul de la distribution de dose

Dans cette partie, nous allons calculer dans l'eau, par simulation Monte Carlo avec le code MCNP, la dose pour les quatre sources d'iridium 192 précédemment citées. Rappelons que la notion de dose, donnée par l'expression (4). Nous allons calculer la dose dans la prostate et sur quelques organes à risque tels que : {la paroi vésicale, Vessie, testicules, Prostate, Urètre, Rectum, Parois rectal}, dans un fantôme que nous avons simulé par MCNP (Annexe III).

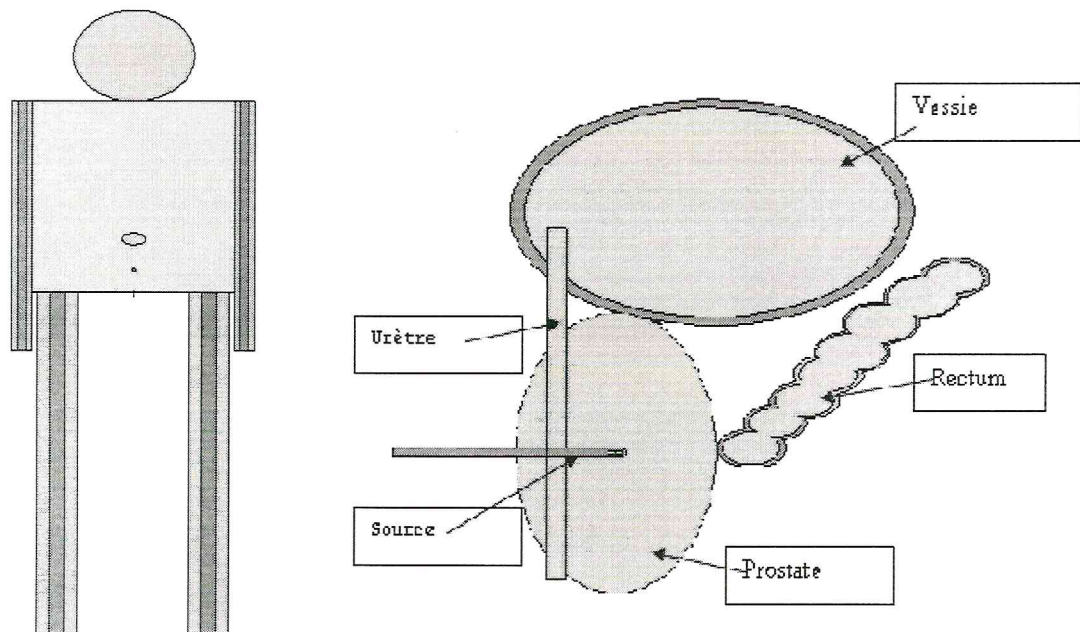


Figure 39 : visualisation du Fantôme à gauche et la partie Pelvis à droite par MCNP

Dans cette simulation nous nous sommes intéressés de la partie du pelvis, dont on a introduit les dimensions des organes et leurs natures (matériaux constituant du tissu mou), les organes sont représentés par des cellules. On fait introduire la source dans la prostate dans des conditions semblables à celles du traitement, et utilisant le (tallie F8) on obtient l'énergie déposé en MeV, puis on la convert en Gy en utilisant l'équation suivante :

$$D = \frac{F8 \cdot A_0 \cdot \text{temps}}{\text{masse}} \times 1,6 \times 10^{-10} \quad (23)$$

Avec :

- F8 : l'énergie déposé sur chaque organes (Mev /trans).
- A_0 : activité de la source = $370 \times 10^9 \times \text{Exp}\left[\frac{-\text{Log}[2]}{T_{1/2}}\right]$.
- Temps : c'est le temps de traitement nécessaire pour délivré une certaine dose.
- Masse : c'est la masse de l'organe simulé par cellule.
- $1,6 \times 10^{-10}$: Facteur de conversion de MeV/g \rightarrow joule/kg (Gy).

Les cellules utilisées dans MCNP sont les suivantes :

Cellule 100	→ Paroi vésicale
Cellule 101	→ Vessie
Cellule 103	→ Testicules,
Cellule 112	→ Prostate,
Cellule 200	→ Urètre,
Cellule 201	→ Rectum
Cellule 202	→ Parois rectal

7.2 Résultats obtenus pour le calcul de distribution de dose

La dose prescrite est de 45 Gy à la prostate avec nécessité que 95 % de la prostate reçoive cette dose. Les autres contraintes concernent l'urètre : 0 % d'urètre doit recevoir 150 % de la dose et moins de 60 % du volume prostatique doit recevoir 150 % de la dose prescrite [25].

Les doses obtenues sont représentés dans les tableaux suivants :

Organe	temps du traitement (min)	Dose [Gy]
Paroi vésicale	26,7	2,84308697
vessie	26,7	2,35724179
testicules	26,7	2,68762965
prostate	26,7	45,0681077
urètre	26,7	20,2044576
rectum	26,7	5,15384817
parois rectal	26,7	5,23438123

Tableau 8 : distribution de dose de la source microSelectron old

Organe	temps du traitement (min)	Dose [Gy]
Paroi vésicale	26,6	2,8173478
vessie	26,6	2,3357418
testicules	26,6	2,6634772
prostate	26,6	45,039115
urètre	26,6	20,170389
rectum	26,6	5,1279193
parois rectal	26,6	5,1591128

Tableau 9 : distribution de dose de la source microSelectron new

Organe	temps du traitement (min)	Dose [Gy]
Paroi vésicale	24,9	2,7890679
vessie	24,9	2,3150327

testicules	24,9	2,6258633
prostate	24,9	45,080379
urètre	24,9	22,075129
rectum	24,9	5,0058506
parois rectal	24,9	5,0319858

Tableau 10 : distribution de dose de la source VariSource old

Organe	temps du traitement (min)	Dose [Gy]
Paroi vésicale	24,7	2,7757542
vessie	24,7	2,3010305
testicules	24,7	2,613769
prostate	24,7	45,002898
urètre	24,7	20,740837
rectum	24,7	5,0074106
parois rectale	24,7	5,1001538

Tableau 11 : distribution de dose de la source VariSource new

7.3. Plan de traitement prévisionnel

Pour la curiethérapie HDR du traitement de cancer de prostate on propose ce plan de traitement :

- Pour la source MicroSelectron Old ; la dose prescrite est de 45 Gy avec un temps complet de traitement qui est de 26,7 Minutes, Soit 15Gy par fraction pour 3 fractions, le temps de chaque fraction est de 8,88 Minutes les doses reçues par chaque organe sont représenté dans la figure suivante :

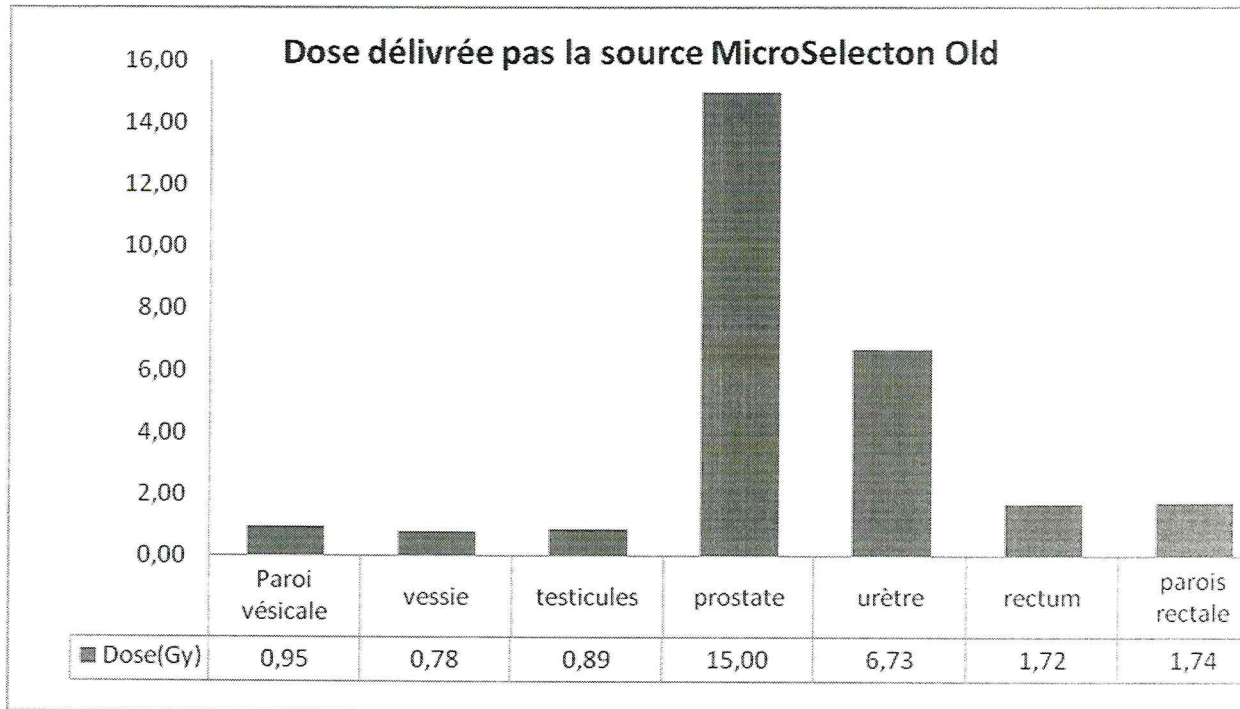


Figure 40 : les doses reçues par fraction pour chaque organe pour la source MicroSelectron Old

- Idem pour la source MicroSelectron New sauf que le temps est de 8,86 Minutes et les doses reçues pour chaque organe sont différentes qui sont représenté dans la figure suivante :

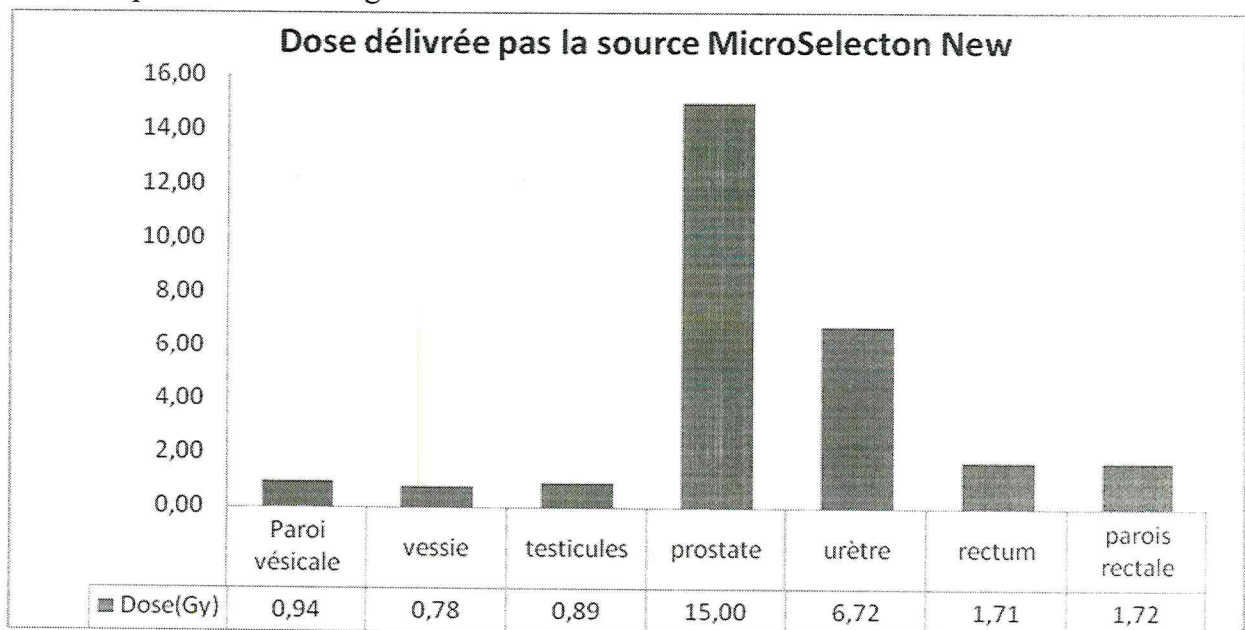


Figure 41: les doses reçues par fraction pour chaque organe pour la source MicroSelectron New

- Pour la source VariSource Old dose prescrite est de 45 Gy avec un temps complet de traitement qui est de 85minutes, Soit 15Gy par fraction pour 3 fractions, le temps de chaque fraction est de 8,29 Minutes les doses reçues par chaque organe sont représenté dans la figure suivante :

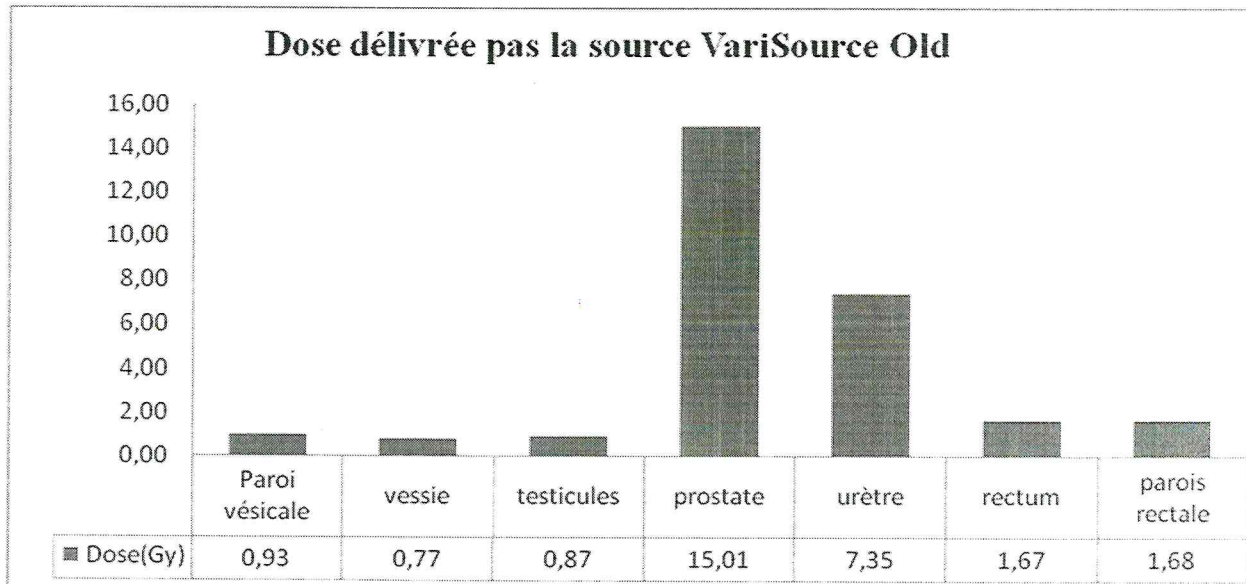


Figure 42 : les doses reçues par fraction pour chaque organe pour la source VariSource Old

- De même pour la source VariSource New sauf que les doses reçues pour chaque organe sont différentes qui sont représenté dans la figure suivante :

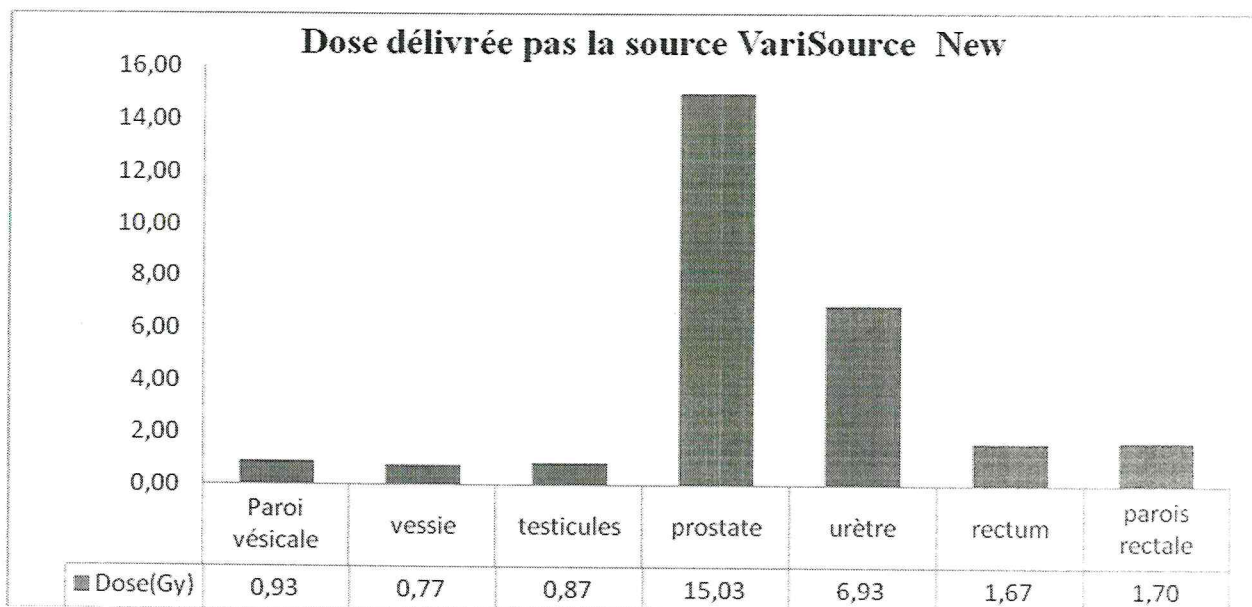


Figure 43 : les doses reçues par fraction pour chaque organe pour la source VariSource New

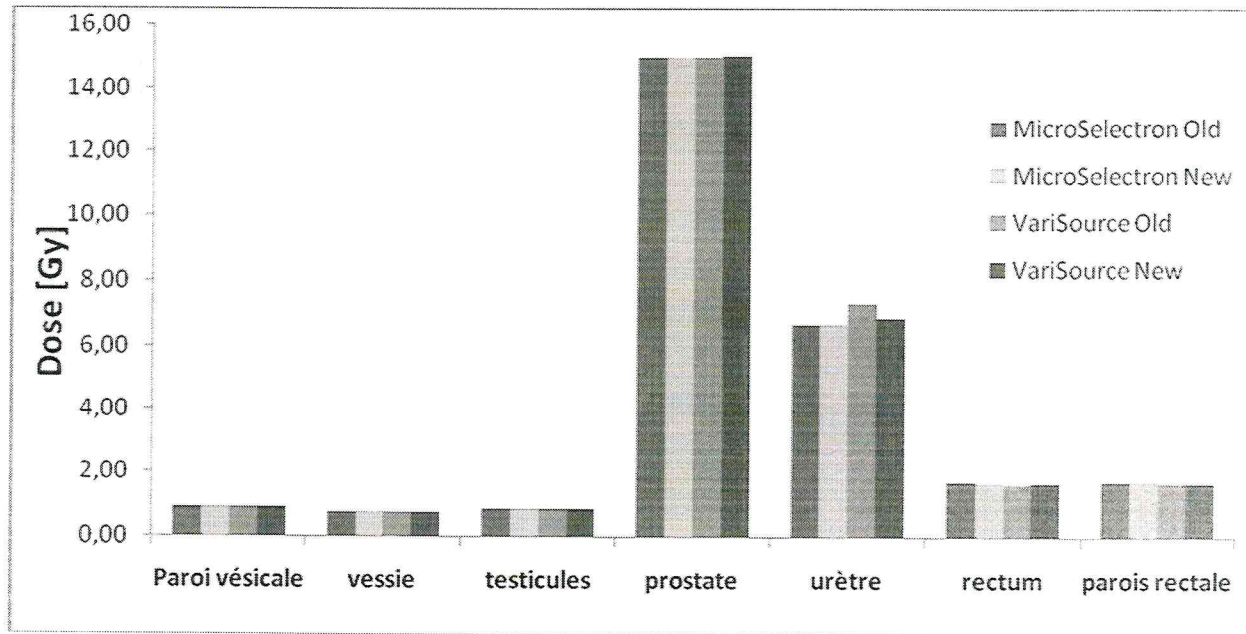


Figure 44: représentation graphique de la distribution de dose par fraction des quatre sources

Ce que l'on peut remarquer c'est que il y'a une petite différence en distribution de dose de chaque source et que les quatre sources donnent de très bonnes résultats dont les 15 Gy sont délivré à la prostate dont l'urètre reçoive moins de 60% de la dose prescrite

En générale pour les quatre sources le 100% de la dose est délivré à la prostate, 5.93% à la paroi vésicale, 5.14% à la vessie, 5.84% aux testicules, 46.36% à l'urètre, 11.19% au rectum et 11.36% à la paroi rectale, avec une incertitude de $\pm 2\%$.

D'après le plan de traitement pour les quatre sources on remarque pour une dose de 15Gy on n'a pas le même temps de traitement, la dose reçue par les organes voisins diffère d'une source à l'autre. Mais la meilleure Source selon nous reste la MicroSelectron New dont le temps est moins que les autres ainsi la dose reçue par les organes à risque.

CONCLUSION

Le code de simulation Monte Carlo MCNP nous a permis de modéliser des sources d'iridium192 utilisées en curiethérapies prostatique. Quatre sources ont été modélisées puis une étude a été menée dans l'optique de comparer les constantes de débit de dose et les fonctions d'anisotropie obtenues avec MCNP, à d'autres codes de simulation Monte Carlo et à des mesures expérimentales, et nous avons calculé la distribution de dose. Afin de valider MCNP pour la dosimétrie par iridium 192 dans la Curiethérapie à haut débit de dose.

Notre étude a montré que les processus d'interaction des photons de haute énergie sont codés de la même façon dans les autres codes de calcul. Par contre l'écart entre les résultats des différentes versions vient de la diffusion multiple des électrons.

Nous pouvons conclure que le code de calcul MCNP donne des résultats satisfaisants pour les calculs dosimétriques en curiethérapie et rivalise bien avec les autres codes Monte Carlo. Notre étude à montrer que l'augmentation du nombre de photons générés donne des résultats plus exacts mais le temps de calcul sera de plus en plus long.

Ce qu'on peut tirer du calcul de distribution de dose c'est qu'on a réduit le temps de traitement par rapport à la curiethérapie à bas débit de dose et que le patient peut rentrer le même jour du traitement chez lui.

Avec la curiethérapie HDR on a moins de temps, moins de toxicité et on traite le plus grand nombre de patients et plus de confort pour les patients.

Références Bibliographiques

- [1] Thèse de master, validation de la plate forme de simulation <<Gate>> pour les traitements de curiethérapie impliquant des sources d'Iode 125, Bouchra Habib. Soutenu le 11 septembre 2006 à l'université de Toulouse II
- [2] .The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology, D Baltas. L Sakelliou, N Zamboglou. Taylor & Francis.2005.
- [3]. J.J. Mazon, A. Maugis, C. Banet, F. Mornex, "Techniques d'irradiation des cancers" : la radiothérapie conformationnelle, *Maloine, 2005*.
- [4].M.B Podgorsak,L.A.De Werd, and B.R.Paliwal. the half-life of hight dose rate ^{192}Ir source .Med.Phys.,20(4) :1257,1258,1993
- [5].Table of Nuclieds.Nuclear Data Evaluation Lab .Korea Atomic Energy Research Institue, <http://atom.kzeri.re.kr>,2000
- [6] .The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology, D Baltas. L Sakelliou, N Zamboglou. Taylor & Francis.2005.
- [7].Janis 2.0 .A new java-based nuclear data display program.Nuclear Energy Agency, 2003
- [8]. J.F Williamson and Z. Li. Monte Carlo aided dosimetry of the microSelectron pulsed and hight dose rate ^{192}Ir sources . Med .Phys.,22(6) :809-819,1995
- [9]. Radiation oncology physics : A Handbook for teachers and students. IAEA publications 2005.
- [10]. P. Mobit, I. Badragan, "An evaluation of the AAPM-TG43 dosimetry protocol for ^{192}Ir brachytherapy seed", *Phys. Med. Biol.* 49 (2004) 3161-3170.
- [11]. 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:revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations", *Med. Phy.* 31 (3), *March 2004*.

- [12]. "Cours Interaction entre les rayonnements ionisants et la matière
<http://ead.univangers.fr/~jaspard/Page2/COURS/5RayonIONISANT/Cours6/1Cours6.htm>, *Enseignement Recherche*.
- [13]. Williamson, J.F. and Li, Z. Monte Carlo aided dosimetry of the microSelectron pulsed and high dose rate ¹⁹²Ir sources, *Med. Phys.*, 22, 809 – 819, 1995.
- [14]. Daskalov, G.M., Löffler, E., and Williamson, J.F. Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source, *Med. Phys.*, 25, 2200 – 2208, 1998.
- [15]. 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 ¹⁹²Ir high dose rate brachytherapy source, *Med. Phys.*, 26, 1498 – 1502, 1999. *Source Dosimetry* 387
- [16]. Angelopoulos, A., Baras, P., Sakelliou, L., Karaiskos, P., and Sandilos, P. Monte Carlo dosimetry of a new ¹⁹²Ir high dose rate brachytherapy source, *Med. Phys.*, 27, 2521 – 2527, 2000.
- [17]. Russel, K.R. and Ahnesjo, A. Dose calculation in brachytherapy for ¹⁹²Ir source using a primary and scatter dose separation technique, *Phys. Med. Biol.*, 41, 1007 – 1024, 1996.
- [18]. Karaiskos, P., Angelopoulos, A., Sakelliou, L., Sandilos, P., Antypas, C., Vlachos, L., and Koutsouveli, E. Monte Carlo and TLD dosimetry of an ¹⁹²Ir high dose-rate brachytherapy source, *Med. Phys.*, 25, 1975 – 1984, 1998.
- [19]. Papagiannis, P., Angelopoulos, A., Pantelis, E., Sakelliou, L., Baltas, D., Karaiskos, P., Sandilos, P., and Vlachos, L. Dosimetry comparison of ¹⁹²Ir sources, *Med. Phys.*, 29, 2239 – 2246, 2002.

- [20]. Wang, R. and Sloboda, R.S. Influence of source geometry and materials on the transverse axis dosimetry of ^{192}Ir brachytherapy sources, *Phys. Med. Biol.*, 43, 37 – 48, 1998.
- [21]. Daskalov, G.M., Löffler, E., and Williamson, J.F., *Med. Phys.*, 25, 2200 – 2208, 1998.
- [22]. Williamson, J.F. and Li, Z., *Med. Phys.*, 22, 809 – 819, 1995.
- [23]. Angelopoulos, A., Baras, P., Sakelliou, L., Karaikos, P., and Sandilos, P., *Med. Phys.*, 27, 2521 – 2527, 2000.
- [24]. Wang, R. and Sloboda, R.S., *Phys. Med. Biol.*, 43, 37 – 48, 1998.
- [25]. D. Miszczak, Maria Skłodowska-Curie Memorial Institute, Centre of Oncology, Kraków Division Garncarska 11, 31-115 Kraków, Poland, Proceedings of the XLII Zakopane School of Physics, Zakopane 2008

Annexes

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

```
c      Created on:
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 (II) fichier input du calcul de débit de kerma dans l'aire de la source MicroSelectron Old à 5cm.

```

c      Created on:
1      1      -7.98 ((-1 5 ):(-2 -5 6 ):(-2 -6 7 ))#2
2      2      -22.4 9 -5 -4
3      3      -0.00184 -10 #61 #((-1 5 ):(-2 -5 6 ):(-2 -6 7 ))#2 )#(-4
          9 -5 )
4      0      10
61     3      -0.00184 -61 $ la sphère à 5 cm dans l'air

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
61     s 0 0 4.56 0.44 $ la sphère à 5 cm dans l'air

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    7000.              -0.755 $air
      8000.              -0.232 18000.          -0.013
      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
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     pour r=5 cm calcul de Sk
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 (III) : fichier input de la Fonction d'anisotropie pour la source
MicroSelectron Old d'Iridium 192 à r = 1cm.**

```

c      Created on:
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
sil 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 La fonction d'anisotropie pour r = lcm
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 (IV) : fichier input de calcul de la distribution de dose dans la prostate et les organes voisins, pour la source MicroSelectron Old.

```

c      Created on:
100    5   -1.04 -3000 3001 #200 $ vessie parois
101    5   -1.04 -3001 #200 $ vessie cont
103    5   -1.04 -2700 :-2701 $ testicules
104    5   -1.04 -104 $ tete
105    5   -1.04 -103 102 -101 #100 #101 #103 #112 #117 #118 #200
$ corps
      #201 #202
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 $ air
      #109 #113 #114 #115 #116 #117 #118 #200 #201 #202
111    0           112 $ ext
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 $ cable de
source
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 $
rectum
202    5   -1.04 (-213 :-212 :-211 :-210 :-209 :-208 :-207 :-206
)#201 $ parois rectale

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 uterus
3100    sq 0.145679 0.036699 0.405696 0 0 0 -1 0 -2 14
3101    py -4.62
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 8r
$ 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
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
*f18:p 100
*f28:p 101
*f48:p 103
*f58:p 112
*f68:p 200
*f78:p 201
*f88:p 202
nps 50000000

```