

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA**

**DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA QUÍMICA Y NUCLEAR**



Evaluation d'un système de planification  
pour un traitement de brachythérapie  
gynécologique en utilisant des techniques  
Monte Carlo et des mesures expérimentales

**TESIS DOCTORAL**

Presentada por:  
*Isabelle Gerardy*

Dirigida por:  
*Prof. Dr. I. I. José Ródenas Diago*

**Valencia, septembre 2011**

## Remerciements

*A l'heure de terminer ce travail, je tiens à remercier ici toutes les personnes qui ont permis que tout se passe dans les meilleures conditions.*

*Tout d'abord, je tiens à remercier Jose Ródenas Diago, mon promoteur pour son accompagnement, ses précieux conseils et toute la patience dont il a fait preuve durant ces années de travail. Un grand merci aussi pour toutes ces discussions si fructueuses.*

*Mes remerciements vont aussi à toute l'équipe de l'unité nucléaire de l'UPV, et principalement à Sergio Gallardo Bermell, pour son accompagnement lors de mes errements dans les arcanes des programmes MCNP5 et associés*

*Merci aussi à Michel Van Dycke et l'équipe de la clinique St Jean (à Bruxelles) pour m'avoir aidé lors des nombreuses mesures qui ont été réalisées durant ce travail.*

*J'adresse ici aussi mes remerciements à mes collègues de l'ISIB à Bruxelles, François Tondeur, Caroline Licour et Jonathan Baré, pour m'avoir soulagé de certaines tâches et permis de travailler sur ma thèse.*

*J'ai toutefois gardé le meilleur pour la fin ; je remercie ma famille, Thierry, Morgane et Juliette pour m'avoir soutenue, supportée et encouragée pendant toutes ces années...Je vous aime tous très fort...*

## Résumé

La brachythérapie est une technique par laquelle des sources radioactives scellées sont introduites dans le corps et positionnées près des tumeurs par l'intermédiaire d'applicateurs. Cette technique permet de délivrer la dose voulue à la tumeur tout en épargnant un maximum les tissus sains.

Afin de pouvoir réaliser au mieux la planification du traitement, il est très important de connaître aussi précisément que possible la distribution de dose autour non seulement de la source mais aussi de l'applicateur.

Dans la thèse, une source d'Ir-192 type Microselectron de la firme Nucletron a été utilisée dans un applicateur gynécologique constitué d'un tube intra utérin en acier inoxydable et de deux cylindres vaginaux en polymères. Une étude de la distribution de dose autour de cet applicateur a été réalisée par calcul et par mesure. Les mesures ont été réalisées en utilisant une chambre d'ionisation type Wellhöfer CC04 ainsi que des films radiochromiques type Gafchromic© EBT. Les films permettent d'obtenir des isodoses et la chambre d'ionisation a été utilisée pour les doses en profondeur. Pour assurer un bon positionnement des systèmes de mesure et de la source, le développement d'un fantôme a été réalisé.

Les calculs de distribution de dose ont été réalisés en utilisant le logiciel de planification de traitement (TPS) PLATO v14.3 ainsi que le code MCNP5 basé sur la méthode Monte Carlo. Un modèle de l'ensemble source, applicateur et fantôme a été développé. Les TPS ne tiennent pas compte des atténuations dans les matériaux constituant l'applicateur; il est toutefois important de savoir dans quelle proportion cet effet peut modifier le calcul de la dose.

Après comparaison des calculs et des mesures, on a pu mettre en évidence que l'effet de blindage provenant du tube intra-utérin n'est significatif que dans le champ proche du tube, à moins d'un centimètre de celui-ci.

Les films Gafchromic®EBT et la chambre d'ionisation CC04 de Wellhöfer, utilisés durant la thèse, ont permis de réaliser des mesures de distribution de dose et aussi de dose absolue qui ont amené à une validation de la simulation réalisée sur MCNP5 dans certaines situations géométriques simples. Le code MCNP5 s'est avéré être un très bon outil dans l'étude des distributions de dose en brachythérapie dans des situations où une dosimétrie expérimentale était impossible, par exemple au contact du tube intra-utérin ou dans un champ très proche de celui-ci.

Pour des distances supérieures à 1 cm de la source, le système PLATO v14.3 réalise une estimation des doses compatibles avec les mesures et les calculs réalisés.

Finalement, on a réalisé une analyse complète des incertitudes relatives à l'utilisation du programme de calcul MCNP5. On a étudié pour cela l'effet de différents éléments relatifs au modèle, mais aussi avec le propre programme. Il est nécessaire d'indiquer qu'une évaluation de l'incertitude globale est essentielle dans le cas de comparaison avec d'autres systèmes de calcul ou avec les mesures effectives.

## Resumen

La braquiterapia es una técnica por la cual se introducen en el cuerpo fuentes radiactivas encapsuladas, situándolas cerca de los tumores por medio de aplicadores. Esta técnica permite impartir la dosis requerida al tumor evitando todo lo posible dañar los tejidos sanos.

Con el fin de poder realizar lo mejor posible la planificación del tratamiento, es muy importante conocer tan precisamente como sea posible la distribución de dosis no sólo alrededor de la fuente sino también del aplicador.

En la tesis, se ha utilizado una fuente de Ir-192 tipo Microselectron de la empresa Nucletron con un aplicador ginecológico constituido por un tubo intrauterino de acero inoxidable y dos cilindros vaginales de polímeros. Se ha realizado, mediante cálculos y medidas, un estudio de la distribución de dosis alrededor del aplicador. Las medidas se han realizado utilizando una cámara de ionización tipo Wellhöfer CC04 así como películas radiocrómicas tipo Gafchromic © EBT. Las películas permiten obtener isodosis y la cámara de ionización se ha utilizado para obtener dosis en profundidad. Para asegurar un buen posicionamiento de los sistemas de medida y de la fuente, se ha fabricado un maniquí de plexiglás.

Los cálculos de distribución de dosis se han realizado utilizando el software de planificación de tratamiento (TPS) PLATO v14.3 así como el programa MCNP5 basado en el método Monte Carlo, para lo cual se ha desarrollado un modelo del conjunto fuente, aplicador y maniquí. Los TPS no tienen en cuenta la atenuación en los materiales que constituyen el aplicador; por lo que es importante conocer la influencia de este efecto sobre el cálculo de la dosis.

La comparación de cálculos y medidas, pone de manifiesto que el efecto de blindaje a causa del tubo intrauterino no es significativo, excepto en el campo próximo al tubo, a menos de un centímetro de éste.

Las películas Gafchromic © EBT y la cámara de ionización Wellhöfer CC04, utilizados durante la tesis, han permitido realizar medidas de distribución de dosis y también de dosis absoluta, que han llevado a la validación de la simulación realizada con MCNP5 en ciertas situaciones geométricas simples. El programa MCNP5 es una herramienta muy potente para el estudio de las distribuciones de dosis en braquiterapia, particularmente para situaciones donde una dosimetría experimental resulta imposible, por ejemplo en contacto con el tubo intrauterino o en zonas muy próximas a éste.

Para distancias superiores a 1 cm de la fuente, los resultados de la estimación de dosis realizada por el sistema PLATOv14.3 muestran un buen acuerdo con las medidas y los cálculos realizados.

Finalmente, se ha realizado un análisis completo de las incertidumbres relativas a la utilización del programa de cálculo MCNP5. Se ha estudiado para ello el efecto de los diferentes elementos relacionados con el modelo desarrollado, pero también con el propio programa. Es necesario indicar que una evaluación de la incertidumbre global es esencial en el caso de comparación con otros sistemas de cálculo o con las medidas efectivas.

## Abstract

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

To achieve the best possible treatment planning, it is very important to know as precisely as possible the dose distribution around not only the source but also the applicator.

In the thesis, an Ir-192 source, Microselectron type from the firm Nucletron has been used in a gynaecological applicator that consists of a tube intrauterine in stainless steel and two vaginal cylinders in polymer. A dose distribution evaluation has been performed by both calculations and measurements. Measurements have been made using an ionization chamber type Wellhöfer CC04 as well as radiochromic films type Gafchromic © EBT. Radiochromic films have been used to obtain isodoses around the applicator and the ionization chamber to obtain depth dose. To ensure proper positioning of both source and measurement devices, a phantom has been developed.

Dose distribution calculations have been performed using the treatment planning system (TPS) PLATO v14.3 and also the MCNP5 code based on the Monte Carlo method. A model of the source, applicator and phantom has been developed. As commercial TPS does not take into account the attenuation in applicator materials, it is important to quantify the influence of this effect on the dose evaluation.

After comparing calculations and measurements, it is possible to say that a sensible shielding effect of the intra-uterine tube is limited to the very near field of the tube, for distances lower than 1 cm.

Gafchromic® EBT films and the Wellhöfer CC04 ionization chamber, used during the thesis, have allowed the measurement of dose distribution as well as absolute dose and have led, in some simple geometrical situations, to the validation of the model developed for the MCNP5 code. The MCNP5 code is a powerful tool to simulate sources and devices in order to help physicists in treatment planning and to evaluate doses where physical measurement can not be performed, for example in contact with the intrauterine tube or very close to it.

For distances greater than 1 cm from the source, doses estimated by the PLATO system are consistent with measurements and MCNP5 calculations.

Finally, a complete analysis of the uncertainties relative to the utilization of the MCNP5 code has been performed. The effect of the different elements related to the modelling, but also with the code has been studied. It is necessary to indicate that an evaluation of the global uncertainty is essential in case of comparison with other systems of calculation or with the effective measures.



## Resum

La braquiteràpia és una tècnica per la qual s'introdueixen en el cos fonts radioactives encapsulades, situant-les prop dels tumors per mitjà d'aplicadors. Esta tècnica permet impartir la dosi requerida al tumor evitant tot el possible danyar els teixits sans.

A fi de poder realitzar el millor possible la planificació del tractament, és molt important conèixer tan precisament com siga possible la distribució de dosi no sols al voltant de la font sinó també de l'aplicador.

En la tesi, s'ha utilitzat una font d'Ir-192 tipus Microselectron de l'empresa Nucletron amb un aplicador ginecològic constituït per un tub intrauterí d'acer inoxidable i dos cilindres vaginals de polímers. S'ha realitzat, per mitjà de càlculs i mesures, un estudi de la distribució de dosi al voltant de l'aplicador. Les mesures s'han realitzat utilitzant una càmera de ionització tipus Wellhöfer CC04 així com pel·lícules radiocròmiques tipus Gafchromic © EBT. Les pel·lícules permeten obtindre isodosi mentre que la càmera de ionització s'ha utilitzat per a obtindre dosi en profunditat. Per a assegurar un bon posicionament dels sistemes de mesura i de la font, s'ha fabricat un maniquí de plexiglás.

Els càlculs de distribució de dosi s'han realitzat utilitzant el programa de planificació de tractament (TPS) PLATO v14.3 així com el programa MCNP5 basat en el mètode de Monte Carlo, per a la qual cosa s'ha desenvolupat un model del conjunt de la font, l'aplicador i el maniquí. Els TPS no tenen en compte l'atenuació en els materials que constitueixen el aplicador; per la qual cosa és important conèixer la influència d'aquest efecte sobre el càlcul de la dosi. La comparació de càlculs i mesures, posa de manifest que l'efecte de blindatge a causa del tub intrauterí no és significatiu, excepte en el camp pròxim al tub, a menys d'un centímetre d'aquest.

Les pel·lícules Gafchromic © EBT i la cambra de ionització Wellhöfer CC04, utilitzats durant la tesi, han permès realitzar mesures de distribució de dosi i també de dosi absoluta, que han portat a la validació de la simulació realitzada amb MCNP5 en certes situacions geomètriques simples. El programa MCNP5 és una ferramenta molt potent per a l'estudi de les distribucions de dosi en braquiteràpia, particularment per a situacions on una dosimetria experimental resulta impossible, per exemple en contacte amb el tub intrauterí o en zones molt pròximes a aquest.

Per a distàncies superiors a 1 cm de la font, els resultats de l'estimació de dosi realitzada pel sistema PLATOv14.3 mostren un bon acord amb les mesures i els càlculs realitzats.

Finalment, s'ha realitzat una anàlisi completa de les incerteses relatives a la utilització del programa de càlcul MCNP5. S'ha estudiat per a això l'efecte dels diversos elements relacionats amb el modelatge, però també amb el propi programa. És necessari indicar que una avaluació de la incertesa global és essencial en el cas de comparació amb altres sistemes de càlcul o amb les mesures efectives.

# Table des matières

---

Résumé	v
Resumen	vii
Abstract	ix
Resum	xi
Liste des figures	xvii
Liste des tableaux	xix
Liste des symboles	xxi
<b>Chapitre 1. Introduction</b>	<b>1</b>
1.1. Contexte	1
1.2. Motivation	3
1.3. Justification	4
1.4. Objectifs	6
1.5. Organisation de la thèse	7
<b>Chapitre 2. La Brachythérapie</b>	<b>9</b>
2.1. Les techniques d'irradiation en brachythérapie	9
2.2. Les sources de photons utilisées en brachythérapie	10
2.2.1. Caractéristiques de ces sources	11
2.2.2. Dosimétrie des sources ponctuelles	13
2.2.3. Dosimétrie des sources réelles	15
2.2.4. Le système Microselectron© de Nucletron	16
2.3. Les traitements gynécologiques	19
2.3.1. Définition des volumes cibles et des organes à risque	19
2.3.2. Les applicateurs utilisés en traitements gynécologiques	20
2.3.3. Les systèmes dosimétriques	21
2.4. Les paramètres dosimétriques et assurance qualité	24
<b>Chapitre 3. Application des techniques Monte Carlo en Brachythérapie</b>	<b>27</b>
3.1. La méthode Monte Carlo	27
3.1.1. Bref historique	27
3.1.2. Le principe de la méthode	28
3.1.3. Application au transport des particules	29
3.2. Le logiciel MCNP5	31
3.2.1. Introduction et rappel historique	31
3.2.2. Fonctionnement du code et paramètres principaux	32
3.2.3. Estimation de la fiabilité	34
3.2.4. Méthodes de réduction de variance	35

3.2.5. La définition de la géométrie	39
3.2.6. Les tallies	41
3.2.7. Le fichier d'entrée	42
3.3. Le transport des photons et des électrons	43
3.3.1. Les interactions des photons et des électrons dans la matière	43
3.3.2. Le transport des photons dans MCNP5	52
3.3.3. Le transport des électrons dans MCNP5	55
3.4. Les tallies utilisés	58
3.4.1. F4 : flux à travers un volume	58
3.4.2. F2 : flux à travers une surface	61
3.4.3. F6 : déposition d'énergie dans une cellule le long d'une trajectoire	62
3.4.4. F8 : distribution de hauteur d'impulsion	63
3.5. Modélisation par MCNP5 de la source et de l'ensemble source et applicateur	64
3.5.1. La source	64
3.5.2. L'applicateur	66
3.6. Techniques d'optimisations utilisées	67
3.6.1. Les méthodes de troncatures	67
3.6.2. La création d'une source surfacique (SSW-SSR)	68
<b>Chapitre 4. Etude dosimétrique du traitement</b>	<b>71</b>
4.1. Première validation expérimentale	71
4.1.1. Dispositif expérimental	71
4.1.2. Calculs MCNP5	73
4.1.3. Comparaison mesures - calcul	74
4.2. Calculs de certains paramètres du TG43 et 56	75
4.2.1. Fonction d'anisotropie	75
4.2.2. Air Kerma Strength	78
4.3. Description des outils dosimétriques	80
4.3.1. Le fantôme	80
4.3.2. La chambre d'ionisation pin- point	81
4.3.3. Les films radiochromiques	82
4.3.4. Les outils d'analyse des films radiochromiques	85
4.3.4.1. FilmScan	85
4.3.4.2. Filmcal	85
4.3.4.3. Verisoft	86
4.3.4.4. VIDAR VXR12+ et RITT113	86
4.3.5. La calibration des films Gafchromic©EBT	85
4.4. Le logiciel de planification de traitement en brachythérapie PLATOv14.3	90
4.5. Mesures expérimentales	92
4.5.1. Les mesures de distribution de dose	92
4.5.2. Les mesures de dose absolue	93
4.6. Calculs MCNP5	94

4.6.1. Introduction	94
4.6.2. Description des calculs FMESH4	96
4.6.3. Description des calculs *F8	98
4.6.4. Création de la source- surface	100
<b>Chapitre 5. Analyse des résultats et comparaison avec les mesures expérimentale</b>	<b>101</b>
5.1. Introduction	101
5.2. Comparaison MCNP5- mesures en fantôme	102
5.2.1. Comparaison des distributions de dose dans un plan latéral	102
5.2.2. Comparaison des distributions de dose en profondeur	106
5.3. Comparaison MCNP5- PLATO	109
5.3.1. Comparaison des distributions de dose dans les plans parallèles aux plaques du fantôme.	111
5.3.2. Comparaison des distributions de dose en profondeur	115
5.4. Analyse des incertitudes sur les calculs et les mesures	118
5.4.1. Expression des incertitudes	118
5.4.2. Incertitudes sur les calculs MCNP5	120
5.4.2.1. Paramètres liés à la simulation de la géométrie et des matériaux	122
5.4.2.2. Paramètres liés à l'utilisation du code MCNP5	125
5.4.2.3. Positionnement de la source	126
5.4.2.4. Résumé des incertitudes liées à la simulation MCNP5	127
5.4.2.5. Incertitudes liées à l'évaluation d'une dose à partir des résultats donnés par les simulations MCNP5	129
5.4.3. Incertitudes sur les mesures de doses	130
5.4.3.1. Paramètres liés aux mesures de dose en général	131
5.4.3.2. Paramètres relatifs aux chambres d'ionisation	131
5.4.3.3. Paramètres relatifs à l'utilisation des films radiochromiques	132
5.4.3.4. Résumé des incertitudes liées aux mesures de dose	136
<b>Chapitre 6. Conclusions</b>	<b>139</b>
6.1. Conclusions de la thèse	139
6.2. Perspectives futures	144
6.3. Publications et contributions	145
6.3.1. Publications avec comité de lecture	145
6.3.2. Présentations lors de congrès internationaux	146
6.3.3. Présentations lors de congrès nationaux	147
<b>Chapitre 7. Conclusiones en lengua espanola</b>	<b>149</b>
<b>Bibliographie</b>	<b>155</b>
Annexe 1	163
Annexe 2	165



# Liste des figures

---

- Fig. 2.1. Différentes géométries de source en brachythérapie.
- Fig. 2.2 Méthodologie de calcul de dose pour une source ponctuelle.
- Fig. 2.3 Schéma de désintégration de  $^{192}\text{Ir}$ .
- Fig. 2.4 Système Microselecton.
- Fig. 2.5 Applicateur cylindrique (a) et type Manchester (b) (Nucletron).
- Fig. 2.6 Localisation du point A dans le système Manchester.
- Fig. 2.7 Représentation des isodoses ICRU 38 pour un applicateur Manchester.
- Fig. 2.8 Définition des points de référence pour la vessie et le rectum (ICRU 38).
- Fig. 2.9 Géométrie utilisée dans le calcul de dose près d'une source linéaire.
- Fig. 3.1 Schéma du transport de particule.
- Fig. 3.2 Structure du fichier d'entrée MCNP5.
- Fig. 3.3 Section efficace des effets photoélectrique, Compton et formation de paire en fonction de l'énergie du photon [Knoll 2000].
- Fig. 3.4 Coefficients d'atténuation massique ( $\text{cm}^2/\text{g}$ ) total et pour chaque type d'interaction des photons dans l'eau et le PMMA dur en fonction de l'énergie des photons incidents.
- Fig. 3.5 Coefficients d'atténuation massique ( $\text{cm}^2/\text{g}$ ) total et pour chaque type d'interaction des photons dans les tissus mous (composition ICRU44).
- Fig. 3.6 Pouvoir d'arrêt des électrons ( $\text{MeV cm}^2/\text{g}$ ) du à la collision, au rayonnement de freinage et total dans l'eau et le PMMA en fonction de l'énergie des électrons incidents.
- Fig. 3.7 Pouvoir d'arrêt des électrons ( $\text{MeV cm}^2/\text{g}$ ) du à la collision, au rayonnement de freinage et total dans les tissus mous (ICRU44) en fonction de l'énergie des électrons incidents.
- Fig. 3.8 Evaluation du tally F2.
- Fig. 3.9. Schéma de la source Microselectron© HDR ( $^{192}\text{Ir}$ ).
- Fig. 3.10 Modèle de la source.
- Fig. 3.11 Le tube intra utérin et les cylindres vaginaux.
- Fig. 3.12 Formule chimique du polysulfone.
- Fig. 3.13 Coupe montrant la source et le câble dans le tube.
- Fig. 4.1 Position de la chambre d'ionisation par rapport à l'applicateur dans le dispositif expérimental.
- Fig. 4.2 Modèle développé pour le calcul MCNP5 ; (a) position de la chambre d'ionisation, (b) vue en coupe de la source dans le tube intra-utérin.
- Fig. 4.3 Situation de référence pour la tally F2 de surface.
- Fig. 4.4 Situation de référence pour les tallies F6 et F8 de volume.
- Fig. 4.5 Comparaison des fonctions d'anisotropie calculées par différents tallies avec les données de Williamson (calculs) et Sharma (mesures).
- Fig. 4.6 Valeur de l'Air Kerma Strength, évalué par MCNP5

- Fig. 4.7 Position de l'applicateur dans le fantôme : (a) dans les 4 plaques centrales ; (b) dans l'empilement de plaques.
- Fig. 4.8 chambre Wellhöfer CC04
- Fig. 4.9 Coupe du Gafchromic EBT [Gafchromic 2006].
- Fig. 4.10 Réaction de polymérisation du PCDA [Gafchromic 2006].
- Fig. 4.11 Exemple de courbe de calibration dose- densité optique pour différentes énergies de RX.
- Fig. 4.12 Courbe de calibration des Gafchromic© EBT sur Verisoft.
- Fig. 4.13 Spectre de l'accélérateur linéaire LINAC
- Fig. 4.14 Calibration des films Gafchromic EBT sur RITT113.
- Fig. 4.15 Position des sources dans le logiciel PLATO
- Fig. 4.16 Image scanner du Gafchromic EBT (a) et obtention de la distribution de dose après calibration (b).
- Fig. 4.17 Position de la chambre dans le fantôme (a) et image RX (b).
- Fig. 4.18 Modélisation du fantôme : vision 3D (a) et différentes visions 2D (b, c, d)
- Fig. 4.19 Schéma géométrique des calculs MCNP5.
- Fig. 4.20 Positions des Gafchromic© EBT dans le fantôme (a) et zoom à 1 cm du tube intra-utérin (b).
- Fig. 4.21 Modèle de la chambre pin-point.
- Fig. 5.1 Positionnement des films dans le fantôme pour la mesure.
- Fig. 5.2 Isodoses à 1 cm dans le fantôme : comparaison mesure- MCNP5.
- Fig. 5.3 Profil de dose à 1cm (a) et 2 cm (b) de l'axe du tube intra-utérin.
- Fig. 5.4 Schéma pour les mesures et calculs de dose réalisés en profondeur.
- Fig. 5.5 Comparaison des distributions de dose en profondeur calculées et mesurées.
- Fig. 5.6 Comparaison des isodoses PLATO et MCNP5 à 1cm de l'axe du tube intra-utérin.
- Fig.5.7 Comparaison des profils de dose MCNP5- PLATO dans un plan latéral à 1 (a) et 2 (b) cm de l'axe du tube.
- Fig. 5.8 Dose en profondeur autour du tube intra-utérin
- Fig. 5.9 Comparaison des profils de dose en profondeur suivant la droite
- Fig. 5.10 Atténuation par l'applicateur.
- Fig. 5.11 Situation de base pour les calculs de sensibilité.
- Fig. 5.12 Différence entre dose réelle et dose calculée par la calibration



# Liste des tableaux

---

- Tableau 2.1 Caractéristiques des sources utilisées en brachythérapie.
- Tableau 2.2 Spectre énergétique de la source  $^{192}\text{Ir}$ .
- Tableau 3.1 Fiabilité du tally.
- Tableau 3.2 Construction des surfaces en MCNP5.
- Tableau 3.3 Macrobodyes disponibles dans MCNP5.
- Tableau 3.4 Les tallies de MCNP5.
- Tableau 3.5 Composition élémentaire des matériaux utilisés.
- Tableau 3.6 Composition massique moyenne de l'acier AISI 316L et AISI 304.
- Tableau 3.7 Composition massique du fichier d'entrée.
- Tableau 4.1 Comparaison calcul MCNP5 et mesure chambre d'ionisation
- Tableau 4.2 Caractéristiques des différents types de films GAFCHROMIC®.
- Tableau 4.3 Composition atomique du Gafchromic© [Gafchromic 2006].
- Tableau 5.1 Résultats de dose (Gy) calculés ( $D_{\text{cal}}$ ) et expérimentaux ( $D_{\text{mes}}$ ).
- Tableau 5.2 Différences observées entre les différents calculs.
- Tableau 5.3 Niveau de confiance et facteur d'élargissement
- Tableau 5.4 Incertitudes relatives sur la dose (%) liées à la modélisation de la source.
- Tableau 5.5 Incertitudes relatives (%) liées à la modélisation de l'applicateur.
- Tableau 5.6 Incertitudes relatives (%) sur la dose, liées au fantôme.
- Tableau 5.7 Incertitudes relatives (%) sur la dose, données dans le fichier de sortie.
- Tableau 5.8 Incertitudes relatives (%) sur la dose, liées au mouvement de la source.
- Table 5.9 Résumé des incertitudes relatives sur la dose pour les calculs MCNP5
- Tableau 5.10 Incertitudes relatives sur la dose, liées au positionnement de la source.
- Tableau 5.11 Reproductibilité pour le même montage expérimental.
- Tableau 5.12 Comparaison des unités scanner obtenues par Verisoft.
- Tableau 5.13 Evaluation de l'inhomogénéité sur les films utilisés pour la calibration
- Tableau 5.14 Résumé des incertitudes pour des mesures de dose par chambre d'ionisation.
- Tableau 5.15 Incertitudes liées aux mesures de dose par films Gafchromic©EBT



# Liste des symboles

---

$\dot{K}_{ref}$	Reference Air Kerma Rate
$\dot{K}_{air}$	Kerma dans l'air
$\dot{K}_{tissu(air)}$	Kerma en un point entouré de tissu mais situé dans l'air
$\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{air}^{tissue}$	coefficient de transfert massique d'énergie
$\dot{D}_{tissu(air)}$	Dose absorbée en un point entouré de tissu mais situé dans l'air
$g$	fraction d'énergie emportée par des électrons ionisants
$\dot{D}_{tissus}$	Dose absorbée en un point dans les tissus
$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}^{tissue}$	coefficient d'absorption massique d'énergie
$A_a$	Activité apparente (Bq)
$\Gamma_\delta$	constante de débit de Kerma air
$\dot{D}(r, \theta)$	Débit de dose au point d'intérêt $P(r, \theta)$ dans l'eau
$S_k$	Air Kerma Strength
$\wedge$	constante de débit de dose dans l'eau
$\dot{D}(r_0, \theta_0)$	débit de dose au point de référence $P(r_0, \theta_0)$
$G(r, \theta)$	facteur géométrique
$G(r_0, \theta_0)$	facteur géométrique au point de référence $P(r_0, \theta_0)$
$g_x(r)$	fonction de dose radiale
$F(r, \theta)$	la fonction d'anisotropie
$\dot{K}_\delta(d)$	débit de Kerma-air dans un espace libre de toute diffusion
$E(g(X))$	l'espérance mathématique d'une fonction de variable aléatoire $X$
$g(x)$	Fonction

$f(x)$	Fonction de densité
$\tilde{g}_n(x)$	Estimateur de Monte Carlo
R	Erreur relative
$\sigma_x$	écart-type
$E_c$	Energie cinétique d'un électron
$E_\gamma$	Energie du rayonnement $\gamma$
$E_{\text{liaison}}$	Energie de liaison d'un électron dans l'atome
Z	Nombre atomique
$m_e c^2$	Equivalent énergétique de la masse de l'électron
$\frac{d\sigma}{d\theta}$	Section efficace différentielle en fonction de l'angle de diffusion
$\alpha$	$= h\nu/m_e c^2$
$h$	Constante de Planck
$\nu$	Fréquence de l'onde associée
$r_0$	Rayon de l'électron
$N$	Densité atomique
$e$	Charge de l'électron
$m_0$	Masse de l'électron incident
$v$	Vitesse de l'électron incident
$I$	potentiel moyen d'ionisation et d'excitation de la matière
$\beta$	$= v/c$
$c$	Vitesse de la lumière
$s_n$	longueur de parcours total de l'électron à la fin de l'étape n
$E_n$	Energie de l'électron à la fin de l'étape n
$t_n$	Temps de l'électron à la fin de l'étape n
$u_n$	Direction de l'électron à la fin de l'étape n
$r_n$	Position de l'électron à la fin de l'étape n
$dE/dx$	Pouvoir d'arrêt des électrons
$\bar{\Phi}_V$	flux moyen à travers un volume
$\Psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)$	flux angulaire pour un certain vecteur de position, une énergie et un temps
$N(\vec{r}, E, t)$	densité de particules en un point
$\bar{\Phi}_{F4}$	flux moyen à travers un volume évalué par le tally F4
$W$	Poids de la particule
$T_l$	Longueur de la trajectoire

---

$\bar{\Phi}_S$	flux moyen (en particules/cm <sup>2</sup> ) à travers une surface
$\delta$	épaisseur
$\hat{n}$	Normale à la surface A
$D_{w,Q}$	dose en un point dans l'eau (Gy)
$M_Q$	mesure réalisée avec l'électromètre (C).
$N_{D,w}$	facteur de calibration pour l' <sup>192</sup> Ir dans l'eau (Gy/C).
$K$	facteur de correction de la dose
$u(x)$	Incertitude- type de la grandeur x
$ x $	Valeur absolue de la grandeur x
$u[\%]$	Incertitude- type relative de la grandeur x
$U$	Incertitude- type élargie de la grandeur x
$k$	Facteur d'élargissement de l'incertitude
$u_c(y)$	Incertitude- type combinée de la grandeur y

# Chapitre 1

## Introduction

---

### 1.1. Contexte

La brachythérapie est une technique qui consiste en l'utilisation de sources radioactives encapsulées pour le traitement du cancer. Ces sources sont directement positionnées dans la tumeur ou à proximité de celle-ci [Wilkinson 2006].

L'apparition de la brachythérapie suit de très près la découverte de la radioactivité par Becquerel en 1895 et celle du Radium par Pierre et Marie Curie en 1898. Pendant les 50 années suivantes, le Radium-226 a d'ailleurs été considéré comme l'isotope de référence pour toutes les applications en brachythérapie.

Plus tard, d'autres radioisotopes artificiels, principalement produits en réacteurs nucléaires, remplacèrent le radium. Ces isotopes, principalement émetteurs  $\gamma$  tels que le Césium-137, le Cobalt-60 ou l'Iridium-192 ont été d'abord utilisés dans des techniques à faible débit de dose, c'est-à-dire inférieur à 200 cGy/h. Actuellement, la gamme des isotopes disponibles s'est encore agrandie, comprenant aussi des émetteurs  $\beta$  ou de rayonnements X. Des techniques mettant en œuvre des hauts débits de dose, HDR (*High Dose Rate*), supérieurs à 1200 cGy/h, sont utilisées pour tenter d'augmenter l'efficacité du traitement. Les avantages de ces traitements HDR sont les suivants :

- Un plus grand confort pour les patients du fait de la rapidité du traitement.
- Une plus grande précision dans la délivrance de la dose.
- Une plus faible exposition du personnel médical.

Toutefois, un haut débit de dose nécessite une utilisation de haute activité et donc une augmentation de l'importance de l'assurance qualité et de procédures permettant le contrôle de la dose délivrée, de l'homogénéité de celle-ci dans le

volume défini comme volume cible mais aussi le contrôle de la dose délivrée aux tissus sains avoisinant et principalement les organes pouvant présenter un risque consécutif à une irradiation.

Depuis de nombreuses années, différents groupes d'experts ont édictés différents textes proposant des principes de bonne pratique pour l'utilisation de sources radioactives en brachythérapie ; on ne citera ici que les principaux groupes internationaux :

- L'American Association for Physicists in Medicine (AAPM) [AAPM 2010], fondée en 1958, en est une organisation scientifique et professionnelle qui regroupe environ 7000 scientifiques. Le but de cette association est d'améliorer les pratiques cliniques utilisant des rayonnements ionisants (pas seulement la brachythérapie) de manière à améliorer la qualité mais aussi assurer une plus grande sûreté de ce type de traitement. Les publications TG 43, 43 ui, 56 et 59 sont considérés par tous comme des documents de référence en assurance qualité en brachythérapie [Nath 1995, 1997, Dale 1998, Rivard 2004]
- L'International Committee on Radiological Units (ICRU) fondé dès 1928 s'est donné pour première mission de proposer des unités de mesure reconnues internationalement et utilisées dans le cas d'applications médicales entre autres [ICRU 2010]. Dans le cas de la brachythérapie, la publication ICRU 38 propose une méthodologie de calcul de la dose de rayonnement délivrée à la lésion.
- L'European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO) [ESTRO 2010] a été créée dans les années 1980 afin d'étudier les avancées dans tous les aspects de la radiothérapie au sens large. Cette organisation propose entre autre des cours, workshops et congrès permettant la mise en commun des connaissances et la formation du personnel.

Depuis ces dernières années, de nombreuses avancées ont été observées dans le domaine de la brachythérapie :

- De nombreux isotopes de très basse énergie ont été mis sur le marché comme par exemple : Iode-125, Palladium-103....
- Les systèmes utilisés pour l'imagerie des lésions tels que la radiologie, le CT Scanner mais aussi la résonance magnétique nucléaire ou

l'échographie, donnent des images de plus en plus précises et permettent une localisation en 3D.

- Les exigences d'assurance qualité telles que celles sur la précision balistique, l'uniformité de la dose ou l'incertitude sur la dose absolue sont de plus en plus strictes.

Tous les éléments cités plus haut obligent à une meilleure connaissance de la source mais aussi des autres éléments entrant dans la réalisation du traitement, c'est-à-dire :

- Les applicateurs utilisés pour le positionnement des sources.
- Les systèmes de planification de traitement ou TPS (*Treatment Planning System*) qui sont des programmes informatiques permettant de définir les positions et les temps de séjour de la source dans le corps afin de rencontrer les exigences définies par le radiothérapeute pour le traitement de la lésion.

La présente thèse s'inscrit dans cette démarche d'assurance qualité au bénéfice du patient par une étude de la distribution de dose autour d'un applicateur gynécologique couramment utilisé.

## 1.2. Motivation

L'utilisation de rayonnements ionisants pour des traitements de lésions ainsi que la radioprotection en général ont fait partie des centres d'intérêt de l'auteur depuis l'obtention de son diplôme d'ingénieur industriel en énergie nucléaire en 1991.

Cette motivation s'est poursuivie en 1997 par l'obtention d'un diplôme d'étude spécialisée en applications des rayonnements ionisants, orientation contrôle physique en radioprotection.

Parallèlement à cela, le groupe de physique nucléaire de l'Institut Supérieur Industriel de Bruxelles (ISIB) où travaille le doctorant a toujours fait preuve d'un grand intérêt dans la recherche ayant des relations avec les différentes applications des rayonnements. C'est ainsi qu'entre 1999 et 2002, une étude dosimétrique de sources de Strontium 90 –Yttrium 90 utilisées en brachythérapie intravasculaire a



été menée en collaboration avec la clinique St-Jean (Bruxelles) et la firme NOVOSTE. Cette étude portait sur la distribution de dose autour du cathéter utilisé comme applicateur et avait pour but de définir le débit de dose à la surface du vaisseau sanguin. Ce travail a fait l'objet d'une publication [Tondeur 2004] et de deux présentations au workshop annuel de la Société Belge de Physiciens d'Hôpital (SBPH) en 2000 et 2002.

La collaboration avec l'Université Polytechnique de Valencia (UPV), en Espagne a commencé en 1996 par des échanges d'étudiants lors de travaux de fin d'études dans le cadre ERASMUS (échanges au sein de la Communauté Européenne). Elle s'est poursuivie dès 2002 par la participation commune à l'organisation de cours intensifs européens (IP) dans le domaine de l'éducation en énergie nucléaire et s'est encore intensifiée en 2005 avec la création du réseau d'enseignement CHERNE, dont font partie l'UPV et l'ISIB. En 2006, un travail de fin d'études portant sur la brachythérapie était proposé à un étudiant de l'ISIB par le groupe Nucléaire de l'UPV. Ce travail, réalisé entre les mois de février et juin portait sur l'utilisation d'un code de calcul basé sur la méthode Monte Carlo (MC) pour effectuer une étude dosimétrique d'une source d'Iridium-192. Le doctorant a été le promoteur de l'étudiant pour l'ISIB. A la fin du mémoire, un prolongement a été proposé et le présent travail de recherche a commencé en collaboration avec l'unité de radiothérapie de l'hôpital St Jean à Bruxelles.

Ce projet interdisciplinaire, mixant aspect médicaux, dosimétrie des rayonnements et modélisation Monte Carlo, constitue un aboutissement de nombreux éléments le précédant mais aussi un début intéressant pour une suite dans la modélisation du transport de particules.

### **1.3. Justification**

Les techniques de brachythérapie, comme toutes les autres techniques de radiothérapie, connaissent actuellement de nombreux changements dans les radioisotopes utilisés mais aussi et surtout dans les contraintes appliquées au niveau légal et en ce qui concerne l'assurance qualité.

La directive EURATOM 97/43 impose à l'article 4 paragraphe 1 b que « *Pour toutes les expositions médicales de personnes à des fins thérapeutiques, les*

*expositions des volumes cibles sont programmées cas par cas, en tenant compte du fait que les doses pour les volumes et tissus autres que ceux de la cible sont maintenues au niveau le plus faible raisonnablement possible* » [97/43/Euratom 1997].

Lors de la transposition de cette directive européenne dans le droit national, certains pays, dont la Belgique, ont imposé au radiophysicien agréé, membre de l'équipe médicale responsable de l'assurance qualité mais aussi du plan de traitement du patient, de pouvoir contrôler les différentes étapes de l'irradiation du patient de manière indépendante. Ceci signifie que l'activité des sources doit être contrôlée sur place et que les doses évaluées par le système de planification de traitement doivent pouvoir être validées.

Le contrôle des doses délivrées aux patients peut se faire par deux méthodes, reconnues par le TG 56 de l'AAPM [Nath 1997]:

- Par mesure à l'aide d'instruments dosimétriques dûment calibrés telles qu'une chambre d'ionisation, des films radiochromiques ou des TLD.
- Par calcul utilisant des algorithmes connus.

Les techniques Monte Carlo peuvent constituer un outil de calcul puissant dans le cas du transport de particules. Différents codes basés sur ces techniques ont d'ailleurs été utilisés pour définir les grandeurs dosimétriques requises pour l'utilisation du système de planification de traitement. Des codes tels que GEANT4 [GEANT 2010], EGS et EGS nrc [EGS 2005] ou PENELOPE [Salvat 2001] mais aussi MCNP5 [MCNP5 2005] et MCNPX [MCNPX 2002], sont utilisés par différents groupes afin de calculer de nombreux paramètres et notamment des distributions de dose autour des sources.

Dans le cas de la brachythérapie intracavitaire, la source est placée dans un applicateur afin d'assurer un positionnement adéquat dans le patient. Certains de ces applicateurs sont constitués d'éléments légers comme les polymères et donc fort proches de l'eau. Certains autres, sont constitués d'acier inoxydable et peuvent atténuer plus fortement les rayonnements, surtout dans le cas de photons de faible énergie. Dans certains cas, on utilisera des blindages en matériaux plus lourds, comme le tungstène, pour donner une protection supplémentaire à certains organes à risque.

Afin d'assurer une bonne précision sur le calcul de distribution de dose autour de cet applicateur, le système de planification de traitement doit prendre en compte toutes les interactions possibles dans la source, l'applicateur et les tissus. Toutefois, la majorité des systèmes de planification de traitement commerciaux tiennent bien compte de l'anisotropie introduite par la source et sa capsule mais assimilent tout le reste à l'eau. Une évaluation du blindage introduit par les applicateurs peut se révéler importante dans certains types de traitement, comme dans le cas des traitements gynécologiques.

Le bon déroulement du traitement passera donc obligatoirement par une connaissance la plus précise possible des éléments utilisés lors de la délivrance de la dose, c'est-à-dire la distribution spatiale du débit de dose autour de l'applicateur en tenant compte des interactions entre les matériaux physiques le constituant et les rayonnements ionisants. Il faudra aussi s'assurer que le système de planification de traitement utilisé pour l'élaboration du traitement réalise une évaluation correcte de ce débit de dose [IAEA430 2004].

#### **1.4. Objectifs**

La présente thèse portera sur l'étude dosimétrique réalisée autour d'un applicateur gynécologique de type cylindrique et contenant un tube intra-utérin en acier inoxydable. La source utilisée pour délivrer la dose est une source d'Iridium-192 de type Microselectron© classique. Cette source est couramment utilisée en irradiation intracavitaire de type HDR et est donc elle-même bien documentée ; ses principaux paramètres en relation avec le TG-43 ont déjà été de nombreuses fois évalués. Les objectifs principaux de la thèse sont d'obtenir un système indépendant permettant de valider le système commercial de planification de traitement ainsi que d'étudier l'influence de l'applicateur sur certains paramètres. Pour cela, les objectifs opérationnels sont les suivants:

- Modélisation de la source Ir-192 pour le code MCNP5 et validation de ce modèle par rapport à différents articles de la littérature.
- Modélisation de l'applicateur gynécologique.
- Validation du modèle de l'applicateur gynécologique par comparaison avec une mesure réalisée dans l'eau à l'aide d'une chambre d'ionisation.

- Conception d'un fantôme dosimétrique permettant de réaliser des mesures de distribution de dose autour de l'applicateur. Ce fantôme doit permettre l'utilisation de différents systèmes de mesure de dose et doit permettre une grande précision au niveau du positionnement relatif applicateur-système de mesure.
- Calcul par MCNP5 des isodoses dans le fantôme autour de l'applicateur.
- Mesure des isodoses dans le fantôme en utilisant un système dosimétrique adéquat ayant une résolution spatiale suffisante. On a choisi une micro chambre d'ionisation et des films radiochromiques.
- Evaluation des isodoses dans le fantôme par PLATO, le système de planification de traitement utilisé dans le cadre de la thèse.
- Comparaison des isodoses mesurées et calculées. Cette comparaison permettra de valider le modèle de l'applicateur réalisé sur MCNP5 et d'évaluer la différence entre le TPS et le calcul MCNP5.
- Evaluation de l'effet d'écran associé à l'applicateur.
- Possibilité d'apporter des corrections au TPS.
- Evaluer les incertitudes liées aux calculs MCNP5 et aux mesures de doses réalisées par les systèmes utilisés.

## 1.5. Organisation de la thèse

La présente thèse est organisée en sept chapitres. Outre le premier, qui donne une introduction générale ainsi que le contexte dans lequel s'est déroulée la thèse, souligne sa motivation en justifiant les choix faits et énumérant les objectifs, les différents éléments seront répartis de la manière suivante :

Le chapitre 2 présente la brachythérapie en général : le contexte et le déroulement des traitements. On décrira de manière détaillée les paramètres dosimétriques associés, la manière de les obtenir ainsi que les éléments d'assurance qualité requis pour ce type de traitement.

Le chapitre 3 permet une description du code de calcul MCNP5 basé sur les techniques Monte Carlo. Le transport des particules y est présenté avec une attention particulière pour les photons et les électrons qui sont utilisés pour la source d'Ir-192. Ce chapitre contient aussi le modèle de la source et de l'applicateur gynécologique utilisés dans la thèse.

Le chapitre 4 présente les différents outils qui ont été utilisés pour réaliser l'étude dosimétrique du traitement. On y trouve une description du logiciel PLATO v14.3, logiciel de planification de traitement de la firme Nucletron et utilisé pour réaliser les isodoses dans le fantôme. On décrit aussi de manière plus précise les fichiers d'entrées utilisés pour calculer les distributions de dose par MCNP5. En ce qui concerne les mesures réelles, ce chapitre comprend une description du fantôme réalisé pour la thèse ainsi que des dosimètres utilisés pour évaluer la dose dans le fantôme. On décrit notamment les films radiochromiques (Gafchromic EBT©) ainsi que leur calibration en énergie.

Le chapitre 5 comprend la présentation de tous les résultats, c'est-à-dire les évaluations de distribution de dose autour de l'applicateur réalisées par PLATO v14.3, les calculs MCNP5 et les mesures de dose par les différents types de dosimètres. On réalise aussi dans ce chapitre une comparaison entre les différents résultats. Une large part du chapitre 5 est aussi consacrée à une analyse des incertitudes liées aux mesures et aux calculs MCNP5. Les incertitudes liées aux calculs MCNP5 comprennent, outre l'incertitude statistique, qui n'est finalement liée qu'à l'exécution du code, les incertitudes liées à la modélisation réalisée ainsi qu'au code lui-même.

Le chapitre 6 présente les conclusions qui ont pu être tirées de l'analyse réalisée au chapitre 5 et présente aussi de possibles futurs développements.

Finalement, le chapitre 7 contient les conclusions en espagnol, ce qui constitue un impératif dans le cadre des thèses européennes présentées à l'UPV.

# Chapitre 2

## La Brachythérapie

---

La brachythérapie ou curiethérapie est une technique d'irradiation à courte distance permettant le traitement des tumeurs cancéreuses par des radionuclides encapsulés introduits dans le corps du patient [IAEA 2005]. Cette technique fait partie de l'ensemble des traitements de radiothérapie pouvant être utilisée pour le contrôle des tumeurs. Elle peut être utilisée seule ou en combinaison avec d'autres techniques comme la radiothérapie externe. La brachythérapie peut être utilisée dans différents cas de localisation de la lésion. Dans ce chapitre on traitera des techniques d'irradiation et des sources utilisées et on développera largement la dosimétrie de tels traitements.

### 2.1. Les techniques d'irradiation en brachythérapie

Le traitement des lésions cancéreuses par brachythérapie se fait par introduction de sources radioactives scellées dans le corps du patient. Ce type de traitement permet une irradiation de manière continue et au plus proche de la tumeur. Il existe différents types de traitement :

- Les traitements intracavitaires.

Le traitement intracavitaire, souvent de courte durée, consiste en l'introduction d'une source dans une cavité naturelle du corps. La source est positionnée dans le corps à l'aide d'un applicateur spécifique au traitement. Elle est ensuite retirée lorsque la dose de rayonnement nécessaire au traitement a été délivrée. Le travail présenté ici étant axé sur ce type de traitement, une description plus précise de ces sources sera réalisée par la suite.

- Les traitements interstitiels.

Dans ce type de traitement, des sources sont directement implantées dans un tissu. Le nombre de sources ainsi que leur positionnement permet d'obtenir la dose de rayonnement prescrite par l'oncologue. Une fois positionnées, les sources restent à l'intérieur du corps et la dose totale est délivrée pendant toute leur décroissance. Ces sources se présentent généralement sous forme de petits cylindres encapsulés dans un matériau biocompatible.

- Les traitements intraluminaux

Il s'agit ici d'un traitement dans le lequel une source radioactive encapsulée est envoyée dans un vaisseau sanguin par l'intermédiaire d'un cathéter. Elle sera positionnée pour irradier un vaisseau sanguin ou une lésion proche.

On peut aussi qualifier le traitement en fonction du débit de dose délivrée par la source ; on parle de bas débit de dose (Low Dose Rate, LDR) pour des valeurs de 0,4 à 2 Gy/h, de débit de dose moyen (Medium Dose Rate, MDR) si on a entre 2 et 12 Gy/h et de haut débit de dose (High Dose Rate, HDR) pour une valeur supérieure à 12 Gy/h.

Les deux points importants dans le cas de traitement en brachythérapie sont :

- L'utilisation d'un modèle dosimétrique adéquat pour la détermination du temps de traitement et du calcul de dose.
- L'utilisation d'une source calibrée ainsi que les possibilités de contrôle de cette calibration.

## 2.2. Les sources radioactives utilisées en brachythérapie

Différentes sources peuvent être utilisées en brachythérapie. On y trouve principalement des sources de rayonnement  $\beta$  ( $^{90}\text{Sr}$ - $^{90}\text{Y}$  ;  $^{32}\text{P}$ ), de rayonnement X ( $^{125}\text{I}$ ) et des sources de rayonnement  $\gamma$  (voir tableau 2.1) qui sont aussi souvent utilisés.

Les sources que l'on utilisera pour les émissions de photons sont encapsulées de façon à :

- Contenir la radioactivité.
- Assurer la rigidité de la source.
- Absorber les rayonnements  $\alpha$  et  $\beta$  provenant de la source.

Tableau 2.1 Caractéristiques des sources utilisées en brachythérapie.

Isotope	Energie $\gamma$ moyenne (MeV)	Demi-vie
$^{60}\text{Co}$	1,25	5,26 ans
$^{137}\text{Cs}$	0,66	30 ans
$^{198}\text{Au}$	0,41	2,7 jours
$^{192}\text{Ir}$	0,38	73,8 jours
$^{125}\text{I}$	0,028	60 jours
$^{103}\text{Pd}$	0,021	17 jours

Le choix de la source adéquate pour le traitement de la tumeur se fera par rapport à certaines caractéristiques physiques ou dosimétriques telles que :

- L'énergie des photons et leur pénétration dans les tissus mais aussi à travers la capsule.
- La demi-vie.
- L'activité spécifique.
- La distribution de dose autour de la source.

### 2.2.1. Caractéristiques de ces sources

Différents éléments sont utilisés pour caractériser les sources [ESTRO 2004] :

- La géométrie des sources.

On peut trouver différents types de géométrie telles que (voir figure 2.1) :

- Source linéaire (tube).
- Aiguille (needle).
- Fil (wire).
- Ensemble de grains (seed ribbon).



- Train de source (source train).
- « stepping source » (cylindre pouvant se déplacer par pas connus)

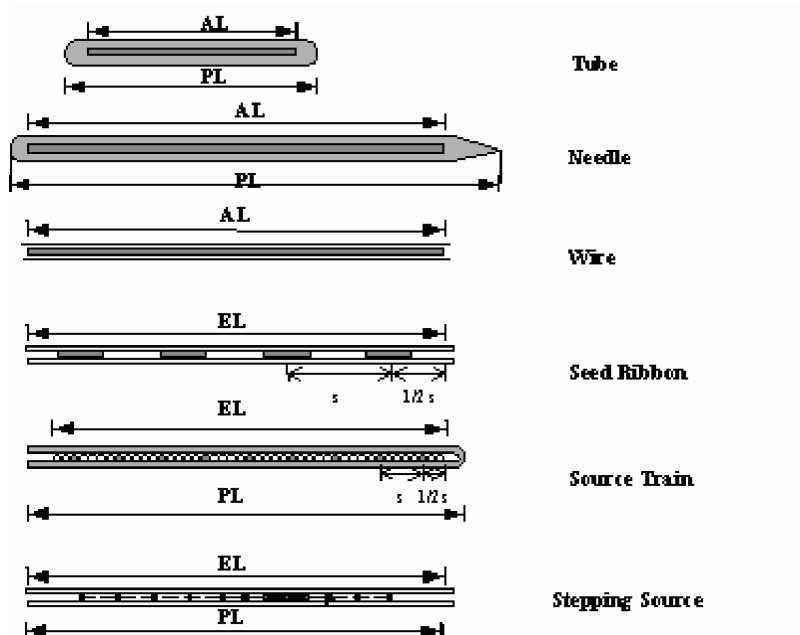


Fig. 2.1 Différentes géométries de source en brachythérapie [ESTRO 2004].

Pour chacun de ces types de source, on définira la longueur active (AL) c'est-à-dire celle de la source radioactive proprement-dite, la longueur physique (PL) incluant la capsule. Dans le cas de sources multiples ou pouvant prendre plusieurs positions au cours du traitement, on définira aussi la longueur équivalente (EL) c'est-à-dire la longueur totale du déplacement.

- Activité et activité spécifique

L'activité est le nombre de désintégrations par seconde dans la source. L'unité dans le système international est le Becquerel (Bq) équivalent à 1 désintégration par seconde. Pour chaque source, le fabricant doit délivrer un certificat précisant cette activité à un moment de référence, c'est-à-dire, la date d'étalonnage.

L'activité spécifique est l'activité massique de la source exprimée en MBq/ $\mu$ g.

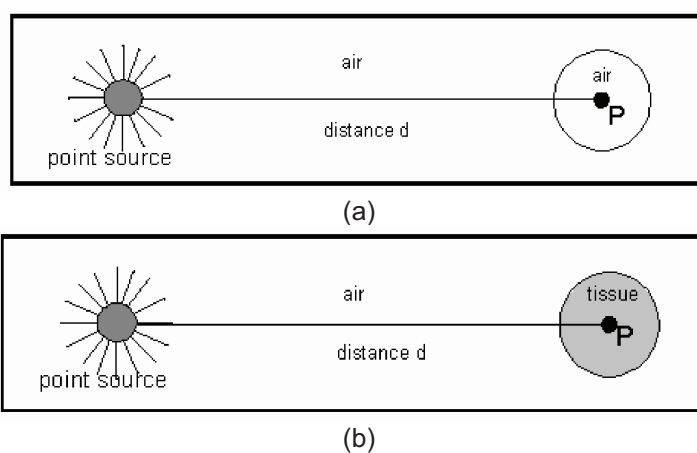
Différentes organisations telles que l'ICRU et l'AAPM recommandent l'utilisation du débit Kerma Air de référence (en anglais Reference Air Kerma Rate RAKR). Celui-ci peut être défini comme le débit de Kerma dans l'air à une distance de 1 mètre et après correction pour l'atténuation et la diffusion dans l'air. Cette quantité est exprimée en  $\mu\text{Gy} \cdot \text{h}^{-1}$  à 1 mètre. Pour rappel, le Kerma représente la quantité d'énergie perdue par les particules lors de leurs interactions avec la matière.

### 2.2.2. Dosimétrie des sources ponctuelles

Pour une utilisation dans le corps du patient, le radiophysicien doit pouvoir évaluer la dose en différents points dans les tissus. Le calcul du débit de dose dépend de différents paramètres incluant :

- Le RAKR ou  $\dot{K}_{ref}$ .
- La géométrie de la source.
- Les capsules de protection.
- La composition du milieu dans lequel se fait le calcul.

Pour évaluer le débit de dose d'une source considérée comme ponctuelle, dans les tissus en un point P distant de d de la source, on appliquera la méthodologie [ESTRO 2004] indiquée sur la figure 2.2.



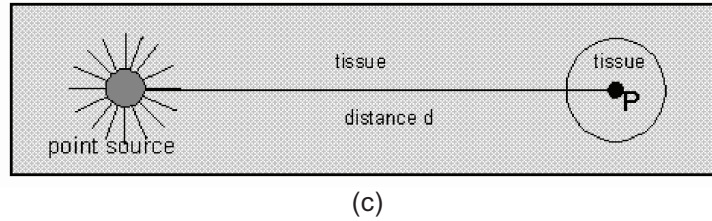


Fig. 2.2 Méthodologie de calcul de dose pour une source ponctuelle [ESTRO 2004].

On évalue le débit de Kerma dans l'air au point P (voir figure 2.2 (a)) :

$$\dot{K}_{air} = \dot{K}_{ref} \frac{1}{d^2} \quad (2.1)$$

Si on considère le point P comme indiqué sur la figure 2.2 (b) entouré d'un petit volume de tissu, on aura :

$$\dot{K}_{tissu(air)} = \dot{K}_{air} \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air}^{tissu} \quad (2.2)$$

où  $\left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air}^{tissu}$  est le rapport des coefficient de transfert massique d'énergie dans les tissus et dans l'air

En condition d'équilibre électronique, on peut écrire une relation entre la dose absorbée ( $\dot{D}_{tissu(air)}$ ) et le Kerma ( $\dot{K}_{tissu(air)}$ ):

$$\dot{D}_{tissu(air)} = \dot{K}_{tissu(air)} (1 - g) \quad (2.3)$$

où  $g$  est la fraction d'énergie emportée par des électrons eux-mêmes ionisants ;  $g$  est proche de 0 dans les matériaux légers comme l'air, l'eau ou les tissus humains.

Dans le cas où tout l'espace entre la source et le point P est constitué de tissus (figure 2.2 c), on peut écrire :

$$\dot{D}_{tissus} = \dot{K}_{ref} \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}^{tissue} \frac{1}{d^2} \varphi(d) \quad (2.4)$$

où  $\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}^{tissue}$  est le rapport des coefficient de d'absorption massique d'énergie dans les tissus et dans l'air

$$= \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air}^{tissue} (1 - g)$$

et  $\varphi(d)$  est le coefficient de transmission qui tient compte des absorptions et diffusions au sein des tissus.

### 2.2.3. Dosimétrie des sources réelles

Comme indiqué au point 2.2.1, les sources utilisées en brachythérapie ne sont pas ponctuelles et nues. Ces deux éléments devront être pris en compte dans le calcul de la distribution de dose dans le patient.

- Atténuation par la source et la capsule

La source étant volumique et encapsulée, la distribution de dose dans le milieu n'est pas isotropique. Cet effet peut être évalué par une fonction d'anisotropie qui englobe cet effet d'écran mais aussi les effets d'absorption et de diffusion dans le milieu environnant, généralement considéré comme homogène et constitué d'eau. Cette fonction donne la variation angulaire de distribution de dose à différentes distances. La publication 43 de l'American Association for Physicist in Medecine (AAPM) [Nath 1995] décrit un algorithme permettant son calcul. Ce point sera détaillé plus loin dans le chapitre.

- Le débit de « Kerma Air » de référence et l'activité apparente

Le certificat de calibration de la source donne en général le  $\dot{K}_{ref}$ . Dans certains cas, le fabricant exprimera ce paramètre sous forme d'activité apparente ( $A_a$ ). L'activité apparente représente l'activité d'une source ponctuelle non encapsulée

qui donnerait la même valeur du  $\dot{K}_{ref}$  que la source réelle volumique à 1 mètre. On la définit comme :

$$\dot{K}_{ref} = A_a \Gamma_\delta \quad (2.5)$$

où  $\Gamma_\delta$  est la constante de débit de Kerma air pour le radioisotope considéré.

#### 2.2.4. Le système *Microselectron* © *HDR de Nucletron*

La source utilisée dans ce travail est une source d' $^{192}\text{Ir}$  de type *Microselectron* classique de la firme *Nucletron* [Daskalov 1998].

Cette source est constituée d'un cylindre d'iridium pur de 3,5 mm de long et 0,6 mm de diamètre. Elle est encapsulée dans une enveloppe d'acier inoxydable AISI 316 et reliée à un câble d'acier torsadé (AISI 304) dont le schéma se trouve à la figure 2.3.

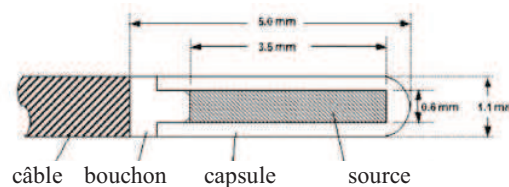
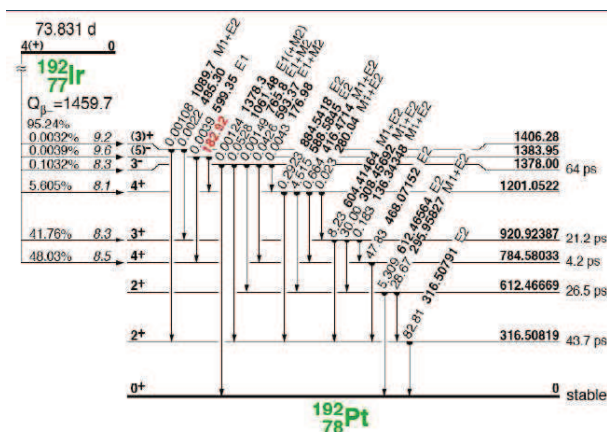


Fig. 2.3 Schéma de la source *Microselectron* classique.

L'iridium 192 est un isotope émetteur  $\beta$  et  $\gamma$  dont le schéma de désintégration [Lederer 1996] est donné à la figure 2.4.

Fig. 2.4 Schéma de désintégration de l' $^{192}\text{Ir}$  [Lederer 1996].

Dans le cas de la source Microselectron© HDR, seules les émissions  $\gamma$  seront utilisées pour le traitement, les  $\beta$  étant arrêtés par la capsule et la source elle-même. L'énergie moyenne des  $\gamma$  est de 0,38 MeV. Le détail des différentes émissions est donné dans le tableau 2.2.

Tableau 2.2 Spectre énergétique de la source  $^{192}\text{Ir}$ .

Energie (keV)	Intensité	Energie (keV)	Intensité
61,49	$1,600 \cdot 10^{-2}$	420,53	$7,338 \cdot 10^{-4}$
63,00	$2,030 \cdot 10^{-2}$	468,07	$4,783 \cdot 10^{-1}$
71,30	$6,629 \cdot 10^{-3}$	484,58	$3,187 \cdot 10^{-2}$
73,40	$1,732 \cdot 10^{-3}$	485,30	$2,200 \cdot 10^{-5}$
110,09	$1,269 \cdot 10^{-4}$	489,04	$4,433 \cdot 10^{-3}$
136,34	$1,836 \cdot 10^{-3}$	558,59	$4,515 \cdot 10^{-2}$
176,98	$4,288 \cdot 10^{-5}$	593,37	$4,252 \cdot 10^{-4}$
201,31	$4,719 \cdot 10^{-3}$	599,40	$3,878 \cdot 10^{-5}$
205,80	$3,303 \cdot 10^{-2}$	604,42	$8,232 \cdot 10^{-2}$
280,04	$2,326 \cdot 10^{-4}$	612,47	$5,309 \cdot 10^{-2}$
283,27	$2,627 \cdot 10^{-3}$	703,98	$5,344 \cdot 10^{-5}$
295,96	$2,867 \cdot 10^{-1}$	766,00	$1,492 \cdot 10^{-5}$
308,47	$3,269 \cdot 10^{-1}$	884,54	$2,919 \cdot 10^{-3}$
316,51	$8,268 \cdot 10^{-1}$	1061,48	$5,280 \cdot 10^{-4}$
329,31	$1,856 \cdot 10^{-4}$	1089,70	$1,073 \cdot 10^{-5}$
374,49	$7,208 \cdot 10^{-3}$	1378,30	$1,242 \cdot 10^{-5}$

Cette distribution d'énergie sera utilisée dans la modélisation de la source dans le code Monte Carlo MCNP5.

La source est utilisée dans un système dit « Remote afterloaded » (figure 2.5) [Nucletron 2010] qui permet d'envoyer la source dans un cathéter ou dans un applicateur adapté à la localisation de la lésion.



Fig. 2.5 Système Microselecton [Nucletron 2010].

L'appareil permet de relier 30 cathéters différents au système de positionnement de la source. Chacun de ces 30 canaux peut être raccordé à un applicateur dans le patient. Un système automatisé gère la position de la source dans l'applicateur ainsi que le temps d'arrêt dans cette position. Le positionnement de la source est assuré par le déroulement d'une certaine longueur de câble. Ces deux paramètres, temps et positions, sont évalués grâce à un système de planification de traitement informatisé et sont optimisés pour délivrer la dose prescrite dans le volume défini tout en assurant une protection optimale aux tissus sains et organes à risques situés à proximité de la tumeur.

Cette source peut être utilisée pour le traitement de différents types de tumeurs ; un applicateur adéquat doit être choisi en fonction de la localisation de la lésion.

Le système Microselectron© assure aussi le blindage de la source lorsque l'appareil n'est pas utilisé.

### **2.3. Les traitements gynécologiques**

La brachythérapie intracavitaire est souvent utilisée pour des traitements de cancers gynécologiques de l'utérus, de la paroi utérine ou vaginale [IAEA 2005].

#### **2.3.1. Définition des volumes cibles et des organes à risque**

Pour tout traitement de radiothérapie qu'il soit en brachythérapie ou en traitement externe, on va devoir définir des volumes relatifs à la tumeur. On identifiera donc :

- Le volume tumoral proprement dit (Gross Tumour Volume, GTV)

Il s'agit du volume palpable, visible contenant la tumeur elle-même. La forme et localisation du GTV peut être obtenue par différents examens cliniques tels que palpation, endoscopie, radiographie... Il sera la cible à atteindre en brachythérapie.

- Le volume clinique cible (Clinical Target Volume, CTV)

Il comprend la tumeur elle-même mais aussi ses possibles extensions. On prend une marge de sécurité de façon à s'assurer que la tumeur sera bien dans le CTV. La définition du CTV est de la responsabilité du radiothérapeute.

- Le volume cible de planification (Planning Target Volume, PTV)

Ce volume est un concept utilisé pour la planification du traitement (distribution de dose) par le radiophysicien. Le but est de s'assurer que le CTV recevra bien toute la dose prescrite pour le contrôle de la tumeur. On devra tenir compte, par exemple, des mouvements du corps, de l'incertitude de positionnement des sources... Ce volume peut être scindé en deux parties, d'une part l'« *Internal Margin* » qui va prendre en compte les mouvements ou changement de forme possible du volume à irradier (vessie, estomac, poumons) et d'autre part la « *Set up Margin* » qui va tenir compte des imprécisions dues au setup journalier, aux caractéristiques de la machine d'irradiation.... Dans le cas de la brachythérapie, du



fait du positionnement des sources dans la tumeur, ces marges sont réduites au minimum et le PTV est quasiment égal au CTV.

Avant l'application du traitement, on pourra estimer :

- Le volume traité

Il s'agit du volume qui recevra une dose au minimum égale à celle prescrite par le radiothérapeute pour le traitement. Dans le cas idéal le volume traité est égal au volume du PTV. On calculera un indice de conformité qui sera égal au rapport Volume traité/PTV et qui doit être le plus proche possible de 1.

- Le volume irradié

Il est constitué du volume de tissus qui recevra une dose significative par rapport à la tolérance des tissus normaux.

Pour chaque type de traitement et localisation de tumeur, on devra définir des organes à risque (Organ At Risk, OAR). Il s'agit des tissus sains qui, du fait de leur radiosensibilité ou de la proximité avec le PTV, vont influencer la planification du traitement et/ou la dose donnée au PTV.

### ***2.3.2. Les applicateurs utilisés en traitements gynécologiques***

Différents types d'applicateurs, comprenant un tube et une ou plusieurs capsules, peuvent être utilisés. Le choix du système dépend de la localisation de la tumeur. Les tubes intra-utérins sont généralement réalisés en acier et les capsules, appelées ovoïdes ou colpostats, sont en polymère (voir figure 2.6). Les deux types les plus utilisés sont les applicateurs Manchester/Fletcher et les applicateurs cylindriques.



Fig. 2.6 Applicateur cylindrique (a) et type Manchester (b) (Nucletron).

### 2.3.3. Les systèmes dosimétriques

Du fait des gradients de dose importants liés essentiellement aux faibles distances entre les sources et les volumes à irradier, différents systèmes ont dû être mis en place afin d'assurer le contrôle de la distribution de dose dans le patient. Différents systèmes ont été utilisés :

- Le système Stockholm.
- Le système Paris.
- Le système Manchester.

Auxquels s'ajoutent les recommandations éditées par l'International Commission on Radiation Units (ICRU) dans sa publication 38 [ICRU38 1989].

Dans les systèmes Stockholm et Paris, le traitement était décrit en terme de quantité de radium (en milligrammes) et de temps de résidence de la source (en heures). Le radium était le seul radioisotope utilisé dans ce cas.

Le système Manchester constitue une évolution des deux précédents. Il est caractérisé par l'évaluation de la dose en quatre points ; A, B, la vessie et le rectum pour lesquels on doit spécifier une valeur. Cette valeur dépend du type de cancer et de la dose nécessaire pour traiter la tumeur. Les doses à la vessie et au rectum tiennent compte de la dose maximale pour ces organes.

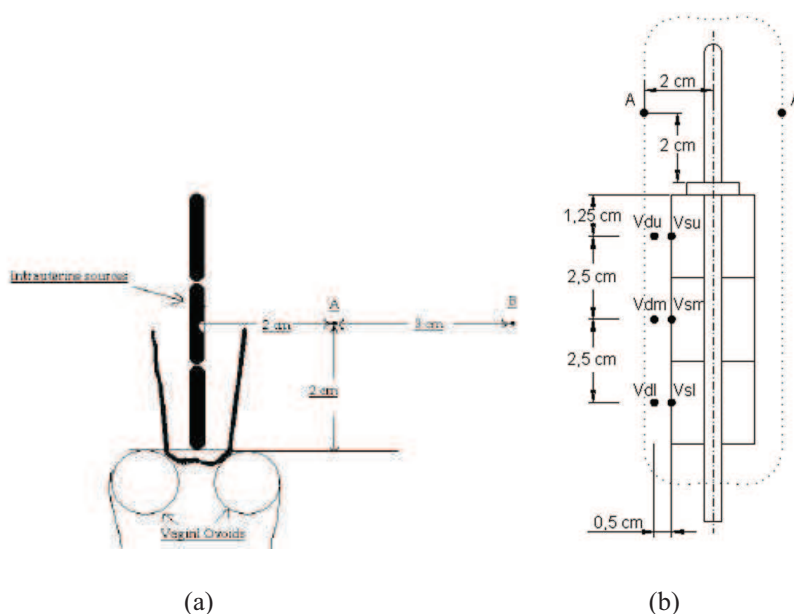


Fig. 2.7 Localisation du point A dans le système Manchester [ICRU38 1985].

La position du point A est définie par rapport à l'applicateur. Elle se situe dans un plan contenant les sources intra-utérines, à 2 cm dans la direction perpendiculaire à la direction du tube intra-utérin. La figure 2.7 donne la localisation du point dans le cas d'un applicateur Manchester/Fletcher (a) et dans le cas d'un applicateur cylindrique (b).

La durée de l'implant et la localisation de la source dépend du débit de dose au point A, localisé à 2 cm au-dessus des ovoïdes et à 2 cm de l'axe du tube intra-utérin. Le point B est situé à 3 cm du point A.

Le rapport 38 de l'ICRU définit différents points qui doivent être explicités dans le cas de traitement gynécologique :

- Une description de la technique (source et applicateur).
- La valeur du Kerma-air de référence.
- Le temps d'irradiation.
- Une description du volume de référence.
- La dose à certains points de référence : vessie, rectum, paroi du pelvis, trapézoïde lymphatique.

Le volume de référence est défini comme étant celui inclus dans l'isodose de référence. Dans le cas de traitements gynécologiques, cette isodose de référence est définie à 60 Gy. Le volume de référence doit être proche du volume à traiter. On définira parfois aussi les isodoses à 75, 85 et 95 Gy pour indiquer les zones de hautes doses (voir figure 2.8).

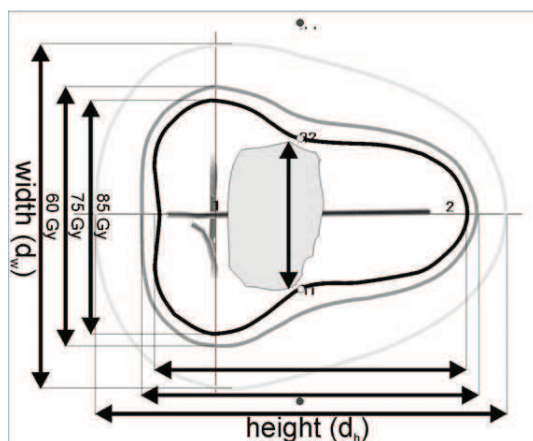


Fig. 2.8 Représentation des isodoses ICRU 38 pour un applicateur Manchester [ICRU38 1985].

Le rapport ICRU 38 décrit aussi des points caractéristiques pour les organes à risque (voir figure 2.9). Dans le cas de la vessie, on le définit par rapport à un ballon de Foley, rempli avec 7cm<sup>3</sup> de liquide opaque aux rayons X et placé dans le trigone de la vessie. L'applicateur sera placé de manière à amener le ballon contre l'urètre. Le point représentatif du rectum est relié à la position de l'applicateur et situé à 5 mm de la paroi vaginale postérieure.

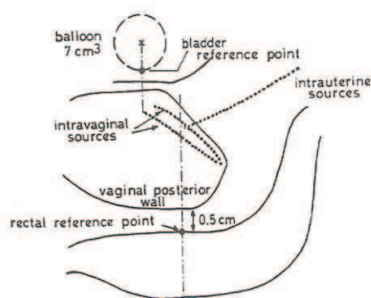


Fig. 2.9 Définition des points de référence pour la vessie et le rectum [ICRU38 1985].

## 2.4. Les paramètres dosimétriques et l'assurance qualité

Dans ses publications 43 [Nath 1995], 56 [Nath 1997] ainsi que dans la révision du protocole 43 publié plus récemment [Rivard 2004], l'American Association of Physicists in Medicine (AAPM) introduit un formalisme de calcul de distribution de dose en 2 dimensions pour des sources cylindriques. Celle-ci peut être décrite dans un système de coordonnées polaires dont l'origine est le centre de la source comme on peut le voir sur la figure 2.10.

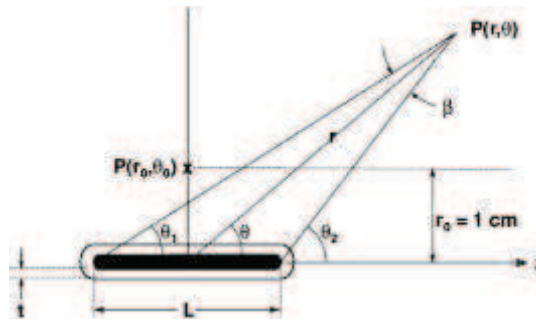


Fig. 2.10 Géométrie utilisée dans le calcul de dose près d'une source linéaire [Nath 1995].

Le débit de dose  $\dot{D}(r, \theta)$  au point d'intérêt  $P(r, \theta)$  dans l'eau peut être exprimé par la relation suivante :

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \wedge \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g_X(r) F(r, \theta) \quad (2.6)$$

Les différents éléments de cette formule sont définis de la manière suivante :

$S_k$  appelé « Air Kerma Strength » est la valeur du Kerma-air de la source exprimé en  $\mu\text{Gy m}^2 \text{h}^{-1}$ . Il est défini comme le débit de Kerma-air, évalué dans un espace libre de toute diffusion, (dû au photon d'énergie supérieure à  $\delta$ ) à une distance  $d$  multiplié par le carré de cette distance.

$$S_k = \dot{K}_\delta(d) d^2 \quad (2.7)$$

La distance  $d$  doit être suffisamment grande pour rendre  $S_k$  indépendant de cette distance. Le débit de Kerma-air doit être corrigé pour les atténuations et diffusions dans l'air. L'énergie de coupure  $\delta$  est souvent prise égale à 5 keV afin d'exclure les photons de très faibles énergies.

$\Lambda$  est la constante de débit de dose dans l'eau exprimée en  $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$  (ou U est l'unité moniteur;  $1\text{U} = 1 \text{ cGy cm}^2 \text{ h}^{-1}$ ) et réduite en  $\text{cm}^{-2}$ . Il s'agit du rapport entre le débit de dose au point de référence  $P(r_0, \theta_0)$  et  $S_k$  :

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_k} \quad (2.8)$$

Cette constante de débit de dose dépend du radioisotope utilisé mais aussi de la géométrie de la source.

$G(r, \theta)$  ( $\text{cm}^{-2}$ ) est le facteur géométrique. On peut le définir en utilisant une approximation de source ponctuelle  $G_p(r, \theta)$  ou de source linéaire  $G_L(r, \theta)$  qui sont respectivement exprimés de la façon suivante :

$$G_p(r, \theta) = r^{-2} \quad (2.9)$$

pour une approximation par source ponctuelle ;

$$G_L(r, \theta) = \left( r^2 - \frac{L^2}{4} \right)^{-1} \quad (2.10)$$

pour une approximation par source linéaire si  $\theta=0$  ;

$$G_L(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin \theta} \quad (2.11)$$

pour une approximation par source linéaire si  $\theta \neq 0$  ;

$g_x(r)$ , la fonction de dose radiale tient compte des effets de diminution de la dose dus à la diffusion et à l'atténuation des photons dans le milieu. Elle peut être définie comme suit :

$$g_X(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) G_X(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) G_X(r, \theta_0)} \quad (2.12)$$

Dans cette formule, l'indice « X » sera remplacé soit par « P » pour une approximation de source ponctuelle, soit par L, dans le cas d'une approximation par source linéaire.

La fonction d'anisotropie,  $F(r, \theta)$ , peut être obtenue par la formule (2.13).

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) G_L(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0) G_L(r, \theta)} \quad (2.13)$$

Toutes les quantités définies précédemment pour  $(r_0, \theta_0)$  sont évaluées au point de référence c'est-à-dire dans le plan de la source, à 1 cm et  $90^\circ$  du centre de la source.

La grande majorité des systèmes de planification commerciaux utilisent ce formalisme pour évaluer point par point une matrice de dose autour de la source. Les calculs sont réalisés dans l'eau et ne tiennent pas compte d'éventuels applicateurs utilisés dans le traitement.

# Chapitre 3

## Application des techniques Monte Carlo en brachythérapie

---

### 3.1. La méthode Monte Carlo

Le code de calcul MCNP [MCNP5 2005] utilise une méthode de calcul dite de Monte Carlo. On appelle méthode de Monte Carlo toute méthode visant à calculer une valeur numérique, et utilisant des procédés aléatoires, c'est-à-dire des techniques probabilistes.

#### 3.1.1. *Bref rappel historique*

Le Comte de Buffon (18<sup>ème</sup> siècle) fut sans doute le premier à utiliser les techniques de combinaisons aléatoires pour obtenir une solution à un problème mathématique en utilisant un grand nombre d'essais pour résoudre un calcul de manière statistique [Danguy 2007]. Bien plus tard, pendant les années 1940, les scientifiques qui travaillaient sur le développement des armes nucléaires à Los Alamos mirent au point une méthode d'échantillonnage aléatoire appelé Méthode de Monte Carlo. Cette méthode a été utilisée et améliorée jusqu'à aujourd'hui pour une multitude d'applications dans le domaine du nucléaire.

Lors de la seconde guerre mondiale, Fermi s'allia avec d'autres scientifiques à Los Alamos pour développer la première bombe atomique. Il fallait, pour la première fois, réussir à contrôler la libération de l'énergie atomique de l'uranium. Des ordinateurs électromécaniques furent utilisés pour la première fois afin de réaliser ces calculs. Les techniques d'échantillonnage statistique rappelaient à tous les jeux de hasard où le caractère aléatoire peut se résoudre statistiquement avec des probabilités calculables.



Plus tard, la construction d'un ordinateur électronique permis de réaliser ces calculs de manière plus rapide ; ce fut l'ENIAC (Electronical Numerical Integrator And Computer), le premier ordinateur du monde. Sa capacité était de 20 nombres à dix chiffres signés permettant chacun de réaliser 5000 additions simples chaque seconde (soit un total de 100 000 additions par seconde). Il ne peut en revanche gérer que 357 multiplications ou 38 divisions par seconde.

A la fin des années 40 et au début des années 50, de nombreux articles décrivaient la méthode de Monte Carlo et l'utilisation qu'on pouvait en faire pour résoudre les problèmes de radiation et de transport de particules. La Commission de Contrôle de l'Energie Atomique (CCEA) est établie aux Etats-Unis en 1946 en vertu de la loi sur le contrôle de l'énergie atomique qui déclare que l'énergie nucléaire est essentielle dans l'intérêt national (et donc de compétence exclusivement fédérale). Neuf ans plus tard, les Etats-Unis rentrent dans le projet « Atoms for peace » avec l'intention de développer l'énergie nucléaire à des fins pacifiques comme la production d'électricité. Les ordinateurs se développaient alors rapidement. Ces circonstances augmentèrent l'intérêt que l'on portait à la méthode Monte Carlo.

Depuis lors, la capacité de calcul des ordinateurs puis des ordinateurs personnels (PC) n'a fait que s'accroître ; ce qui a permis d'utiliser ce type de calcul pour résoudre des problèmes de transport de particules plus large. L'utilisation de la méthode Monte Carlo s'est donc généralisée et couvre un domaine plus large que les seuls calculs concernant les réacteurs nucléaires ou les grands accélérateurs.

Différents codes de calcul basés sur cette méthode ont été développés par différents groupes de chercheurs : GEANT (groupe du CERN), PENELOPE (Université de Barcelona), MCNP (Los Alamos)...

### ***3.1.2. Principe de la méthode***

La méthode de Monte Carlo repose sur la loi des grands nombres : en répétant un grand nombre de fois une expérience, de façon théoriquement indépendante, on obtient une approximation de plus en plus fiable de la vraie valeur de l'espérance du phénomène observé.

On dispose de la définition de l'espérance mathématique d'une fonction de variable aléatoire  $X$ , selon laquelle :

$$E(g(X)) = \int_{\Omega} g(x)f(x) \quad (3.1)$$

où  $f(x)$  est la fonction de densité.

L'idée est de produire un échantillon  $(x_1, x_2, \dots, x_n)$  de la loi  $X$ , et de calculer un nouvel estimateur dit de Monte Carlo, à partir de cet échantillon. Celui-ci est construit à partir de la moyenne empirique, qui est un estimateur de l'espérance:

$$\tilde{g}_n(x) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n g(x_i) \quad (3.2)$$

Ceci est appelé l'estimateur de Monte Carlo.

En remplaçant l'échantillon par un ensemble de valeurs prises dans le support d'une intégrale et de la fonction à intégrer, on peut donc construire une approximation statistique de sa valeur.

### ***3.1.3. Application au transport de particules***

Pour le transport de neutrons, la méthode de Monte Carlo consiste à suivre l'histoire de chaque neutron dans le réacteur, de sa « naissance » (source externe, neutrons de fission, ...) à sa « mort » (capture par un noyau ou fuite hors du réacteur). L'histoire de chaque neutron dépend de ses interactions avec la matière. Le type de noyau sur lequel a lieu l'interaction est tiré au hasard. Il dépend d'une part de la section efficace de chaque noyau, d'autre part du nombre relatif de noyaux du type considéré par rapport au nombre total de noyaux. Ensuite, le type d'interaction est aussi choisi au hasard, en fonction des sections efficaces relatives de chaque type d'interaction possible.

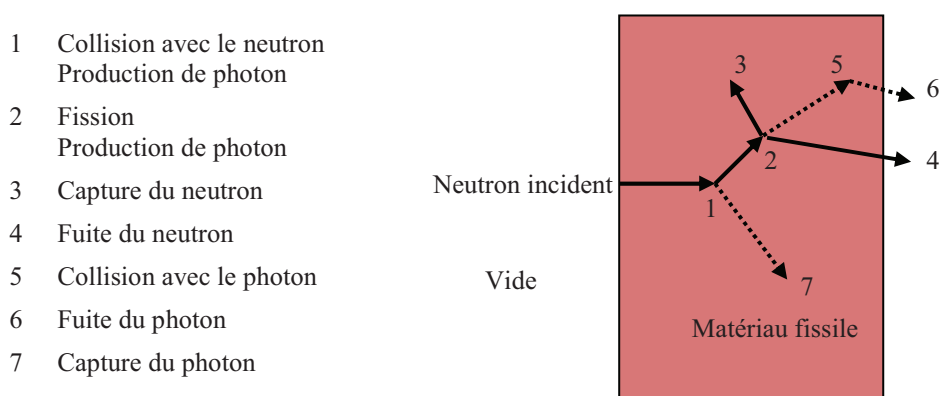


Fig. 3.1 Schéma du transport de particules [Danguy 2007].

La figure 3.1 représente l'histoire d'un neutron qui entre en incidence avec une matière fissile. Un nombre entre 0 et 1 est choisi aléatoirement pour déterminer quelle interaction a lieu et à quel endroit, en se basant sur les règles physiques et les probabilités du processus et des matériaux concernés.

Dans cet exemple, l'événement 1, la collision du neutron, dévie celui-ci dans la direction indiquée, sélectionnée aléatoirement. Un photon est produit qui est temporairement stocké. La fission (2) provoque la production de deux neutrons et d'un photon. Un des neutrons et le photon sont stockés pour être analysés. L'autre neutron est capturé (3) et son histoire se termine. Le premier neutron stocké est alors récupéré et, par un nouvel échantillonnage aléatoire, il s'échappe du matériau (4). Le photon issu de la fission entre en collision avec le matériau (5) et s'échappe (6). Le photon issu de l'évènement 1 est alors récupéré et capturé (7).

Plus on connaît d'histoires de ce type, meilleure est la connaissance de la distribution de photons et de neutrons. Les données importantes sont stockées en incluant les estimations de la précision statistique des résultats et leur incertitude.

## 3.2. Le logiciel MCNP5

### 3.2.1. Introduction et rappel historique

Depuis les débuts de l'informatique, l'utilisation d'ordinateurs est apparue comme une solution possible à la résolution des problèmes complexes que constituait le transport des particules [Hendricks 1994]. Au début des années 60, l'amélioration des capacités d'un ordinateur et la normalisation des langages de programmation comme le FORTRAN permirent de réaliser des codes plus généraux. Le premier code de Monte Carlo pour le transport des particules à usage général fut le MCS, écrit en 1963. Deux ans plus tard, apparaissait le MCN. Ce dernier permettait de résoudre un problème d'interaction de neutrons avec la matière pour une géométrie tridimensionnelle et employait des données physiques emmagasinées dans des bibliothèques informatiques indépendantes.

En 1973, MCN fusionna avec MCG (G pour rayons gamma), un code de Monte Carlo qui traitait des problèmes de photons de haute énergie, pour former MCNG, un code neutron/gamma. En 1977, MCNG se combina avec MCP. Ce dernier permettait le traitement physique des photons pour des énergies inférieures à 1 keV, pour modéliser avec précision les interactions neutron/photon. Depuis, le code a pris le nom de MCNP. D'autres améliorations ont été mises au point dans les années 70 comme la généralisation de la structure des registres, le calcul automatique des volumes et un algorithme de Monte Carlo pour déterminer le facteur de multiplication dans les calculs de criticité nucléaire.

En 1983 apparut MCNP3 qui fut entièrement réécrit selon la norme ANSI en FORTRAN 77. Ce fut la première version internationale. D'autres versions des années 80 (MCNP3A en 1986 et MCNP3B en 1988) inclurent la possibilité de représenter graphiquement les registres, la généralisation de la source, les sources surfaciques et les géométries maillées entre autres.

Le traitement du transport des électrons fut ajouté avec la version MCNP4 en 1990 ainsi que le registre pour obtenir une distribution spectrale. Cette nouvelle version comptait aussi l'approximation bremsstrahlung pour le transport des

photons, la carte DXTRAN pour le traitement thermique des neutrons et permettait un meilleur contrôle des nombres aléatoires.

MCNP4A, apparu en 1993, améliorait l'analyse statistique avec la bibliothèque de photons enrichie, des graphiques en couleur, des données de sortie plus détaillées dans le cas du calcul de criticité, la possibilité de visualiser les trajectoires des particules avec le logiciel SABRINA. Quatre ans plus tard, la version 4B du programme apporta plus de précision dans la simulation des neutrons.

En 2005 est apparue la version 5 utilisée pour ce projet. Cette version améliore encore le contrôle de l'utilisation de méthode d'échantillonnage aléatoire ainsi que l'interface graphique. Une version 6 qui combinera MCNP5 et MCNPX (qui permet le transport des hadrons) est annoncée pour un avenir proche.

### ***3.2.2. Fonctionnement du code et paramètres principaux***

Dans ce qui suit, l'accent sera principalement mis sur le transport des photons et des électrons, seules particules présentes dans la simulation de la source de brachythérapie.

MCNP5 est un code écrit en FORTRAN 90 [MCNP5 2005]. L'utilisateur devra fournir un fichier d'entrée (fichier texte) précisant la géométrie du problème ainsi que le type de calcul (*tally*) devant être réalisé et le nombre total de « histoires » qui doivent être réalisées (NPS). MCNP5 peut faire appel à de nombreuses bibliothèques contenant les données nécessaires à l'exécution du calcul.

Le schéma général de fonctionnement du code peut être résumé comme suit :

- **Initiation (IMCN)**
  - Lecture du fichier d'entrée (INP) pour obtenir le cadre du problème;
  - Etablissement des unités des variables ou stockage par allocation dynamique des variables.
  - Re-lecture du fichier d'entrée et chargement de celui-ci.
  - Traitement de la source.
  - Traitement des tallies.

- Traitement des matériaux (masse) mais sans charger en mémoire les bibliothèques les concernant.
- Calcul des volumes des éléments définis dans la géométrie (cellules) et des aires des surfaces définies dans le problème.
- **Traitement des sections efficaces (XACT)**
  - Chargement des bibliothèques.
  - Limitation de celles-ci aux particules et énergies utilisées dans le problème.
  - Calcul de l'élargissement Doppler pour les sections efficaces si nécessaire (si la température du problème est supérieure à celle des bibliothèques).
  - Evaluation des sections efficace multi-groupe (si nécessaire) pour les différentes particules.
- **Dans la partie MCRUN, MCNP réalise les différentes histoires des neutrons, photons, ou électrons comme suit:**
  - Emission d'une particule de la source.
  - Rechercher la distance avec la limite suivante, passer la surface et entrer dans la cellule suivante.
  - Evaluation de la section efficace totale d'interaction des neutrons ou photons et évaluer la production de photons et électrons pour les neutrons, d'électrons pour les photons.
  - Utilisation de l'approximation « cible épaisse » (en option) pour le bremsstrahlung si le problème ne contient pas de transport d'électrons;
  - Sinon, suivre les trajectoires des électrons.
  - Calcul des tallies pour les détecteurs or DXTRAN.
  - Calcul des tallies de spectrométrie (hauteur d'impulsion) au niveau des surfaces, cellules.
- **Régulièrement, différents paramètres de calculs sont écrits dans le fichier de sortie (dump).**
- **Emission de la particule suivante.**

- **Après avoir suivi toutes les particules (NPS atteint)**
  - Ecriture des tables résumant le fichier de sortie.
  - Afficher le résultat des tallies demandées.

### 3.2.3. Estimation de la fiabilité

Dans le fichier de sortie, les tallies sont accompagnées d'un autre nombre R, l'erreur relative estimée, définie comme étant l'estimation de l'écart-type  $\sigma_x$  divisé par l'espérance mathématique E(X). Avec MCNP, les valeurs requises pour estimer cette erreur sont calculées à partir de chaque histoire complète de Monte Carlo. Pour un tally qui se comporte bien, R est proportionnel à  $1/\sqrt{N}$ , où N est le nombre d'histoires. Dans le cas contraire, R peut augmenter avec N.

L'erreur relative estimée peut être utilisée pour construire un intervalle de confiance relatif à l'espérance. Le théorème de la limite centrale permet de démontrer que, quand N tend vers l'infini, il existe une probabilité de 68 % pour que le résultat réel soit dans l'intervalle :

$$[E(X) * (1 - R); E(X) * (1 + R)]$$

et une probabilité de 95 % pour qu'il soit dans l'intervalle

$$[E(X) * (1 - 2R); E(X) * (1 + 2R)].$$

Il est important de noter que ces valeurs ne se rapportent qu'à la précision des calculs de Monte Carlo et non à l'exactitude des résultats comparés à une valeur expérimentale ou théorique.

Le tableau 3.1 donne un guide d'interprétation de la qualité des intervalles de confiance pour les différentes valeurs de R.

Tableau 3.1 Fiabilité du tally.

<i>Ordre de grandeur de R</i>	<i>Fiabilité du tally</i>
0,5 à 1	Nulle
0,2 à 0,5	Faible
0,1 à 0,2	Discutable
< 0,1	Généralement fiable
<b>&lt; 0,05</b>	Généralement fiable pour des détecteurs

Pour tous les tallies, R doit être inférieure à 0,10 pour assurer un intervalle de confiance assez fiable. Les résultats obtenus par des détecteurs ponctuels nécessitent une valeur de  $R < 0,05$ .

Malgré les meilleurs efforts, une trajectoire importante de particule peut ne pas être échantillonnée suffisamment souvent, engendrant une erreur dans l'estimation des intervalles de confiance. Pour prévenir l'utilisateur d'un tel comportement, MCNP calcule pour chaque intervalle de tally un nombre appelé FOM (Figure Of Merit), défini comme suit :

$$FOM = \frac{1}{R^2 T} \quad (3.3)$$

où T est le temps de calcul de l'ordinateur en minutes.

Plus le FOM sera grand et plus le calcul de Monte Carlo sera efficace. Le FOM doit rester à peu près constant quelles que soient les variations de N puisque  $R^2$  est proportionnel à  $1/N$  et T est proportionnel à N. Dans le cas contraire, l'intervalle de confiance sera probablement incorrect.

#### **3.2.4. Méthode de réduction de variance**

Comme indiqué précédemment, R est proportionnel à  $1/\sqrt{N}$  et N est proportionnel à T. Alors, R peut s'écrire :



$$R = \frac{C}{\sqrt{T}} \quad (3.4)$$

avec  $C$ , une constante positive. Il existe donc deux manières de réduire  $R$  : augmenter  $T$  ou diminuer  $C$ . Comme on cherche aussi à réduire le temps de calcul, MCNP propose des techniques spéciales de réduction de variance pour diminuer  $C$ . Cette constante dépend des choix du tally demandé et des simplifications effectuées.

### 1. Monte Carlo analogique et non analogique

Pour expliquer comment les simplifications effectuées peuvent affecter  $C$ , il est nécessaire de bien comprendre le modèle non analogique de Monte Carlo.

Le modèle le plus simple de Monte Carlo pour les problèmes de transport de particules est le modèle analogique, qui utilise les probabilités naturelles que divers événements surviennent (collision, capture, fission...). Les particules sont suivies d'évènement en évènement par l'ordinateur, et l'évènement suivant est toujours choisi, en utilisant le générateur de nombres aléatoires, parmi un ensemble d'évènements probables en accord avec les probabilités naturelles qu'il puisse se produire. Ce modèle est qualifié d'analogique parce qu'il est directement analogue à ce qui se passe réellement.

Ce type de modèle fonctionne bien quand une partie importante des particules contribue à l'estimation du tally et peut être comparée à la détection d'une fraction significative de particules dans le cas réel. Il existe de nombreux cas où la fraction de particules détectées est très petite, de l'ordre de  $10^{-6}$ . La méthode analogique est alors inadaptée car seul un petit nombre de particules est suivi et l'incertitude statistique du résultat est trop forte pour être acceptable. Bien que ce modèle soit le plus simple, il existe d'autres modèles probabilistes pour le transport de particules qui estiment la même valeur moyenne que le modèle analogique mais permettent une réduction significative de la variance. Des problèmes qu'il aurait été impossible de résoudre avec des jours de calculs en utilisant le modèle analogique, peuvent être résolus en quelques minutes par une méthode non analogique.

Le modèle non analogique de Monte Carlo essaie de suivre les particules «intéressantes» plus souvent que les autres. Une particule est dite « intéressante » lorsqu'elle contribue largement à l'estimation des quantités étudiées. A contrario, les particules « non intéressantes » sont celles qui n'ont qu'une faible répercussion sur les résultats du problème et que l'ordinateur suivra malgré tout.

Il existe de nombreuses techniques non analogiques et toutes cherchent à augmenter la probabilité qu'une particule soit « intéressante ». Pour assurer que la moyenne du résultat soit la même que celle obtenue par le modèle analogique, le résultat est modifié de manière à supprimer l'effet provoqué en considérant des probabilités biaisées. Ainsi, si la probabilité qu'une particule subisse un évènement donné est  $q$  fois supérieure à la normale, alors la contribution de cette particule au résultat est multipliée par  $1/q$ . Le résultat moyen est ainsi conservé.

Une méthode non analogique de Monte Carlo donnera donc les mêmes résultats finaux (les mêmes tallies) que ceux d'une méthode analogique à condition que chaque évènement soit correctement pondéré.

Les techniques non analogiques, ou de réduction de variance, permettent bien souvent de réduire l'erreur relative en échantillonnant les évènements rares dans la réalité avec une fréquence élevée et en pondérant le résultat de manière appropriée.

## 2. Techniques de réduction de variance

- Méthodes de troncature

Ce sont les plus simples. Elles permettent d'accélérer le calcul en tronquant des zones de l'espace physique qui ne contribuent pas significativement aux tallies. L'exemple le plus simple de l'utilisation de ces méthodes consiste à ne pas modéliser les parties sans importance de la géométrie. MCNP5 propose deux méthodes de ce type: la limite en énergie et la limite en temps.

- Méthodes de contrôle de la population de particules

Elles utilisent la division de particules et la roulette russe pour contrôler le nombre d'échantillons pris dans les différentes régions de l'espace. Dans les régions «intéressantes», on suivra beaucoup de particules avec un poids faible ;

dans les autres, peu de particules avec un poids fort. Un ajustement du poids est réalisé pour ne pas fausser les résultats du problème. Avec MCNP5, les méthodes suivantes sont disponibles : division de la géométrie et roulette russe, division des cellules sur des critères d'énergie ou de temps et roulette russe, limite de d'importance ou de poids (particle weight) et « fenêtres d'importance » (weight windows). Dans la technique de la roulette russe, lorsqu'une particule dépasse un seuil défini (par exemple, une limite d'énergie), on réalise un tirage au sort pour savoir si cette particule est éliminée ou si on continue à suivre sa trajectoire. Dans ce dernier cas, le poids de la particule est modifié pour contrebalancer le fait que d'autres ont été éliminées.

- Méthodes de modification de l'échantillonnage

Elles modifient l'échantillonnage statistique du problème pour augmenter le nombre de tallies par particule. L'échantillonnage se fait alors pour des distributions qui envoient les particules dans une direction souhaitée, ou celles qui se trouvent dans un intervalle d'énergie donné, ou qui changent le lieu ou le type d'interaction avec la particule. MCNP5 utilise la transformation exponentielle, la capture implicite, les collisions forcées, la distribution pondérée de la source, la production pondérée de photons induits par interaction neutronique.

- Méthodes partiellement déterministes

Ce sont les plus compliquées. Elles évitent le processus normal de trajectoire aléatoire en utilisant des techniques déterministes telles que des estimateurs de l'évènement suivant ou le contrôle de la séquence des nombres aléatoires. Avec MCNP5, ce sont les détecteurs ponctuels, DXTRAN et l'échantillonnage corrélé.

L'utilisation adéquate de ces techniques de réduction de variance est d'une grande aide pour l'utilisateur car elles permettent de réduire considérablement le temps d'exécution. Mal employées, elles peuvent cependant conduire à des résultats erronés avec de bonnes estimations statistiques et peu de pistes qui permettent de déceler l'erreur. Mais dans certains cas, la réduction de variance n'est pas seulement un moyen de réduire le temps de calcul ; elle est parfois indispensable pour obtenir un résultat.

Dans la suite du texte, une explication plus détaillée sera donnée pour les méthodes utilisées dans le cas de la source de brachythérapie.

### ***3.2.5. La définition de la géométrie***

MCNP5 suit différentes « histoires » de particules dans un repère géométrique défini. Les calculs se font en un point, à travers une surface définie ou au sein d'une cellule. Il est aussi nécessaire de modéliser le problème du point de vue géométrique en vue d'évaluer différentes grandeurs physiques.

Des commandes permettent de définir un grand nombre de type de surface différentes, depuis la surface plane jusqu'à l'enveloppe d'un tore. Le tableau 3.2 donne une vue des possibilités offertes par MCNP5.

Les volumes peuvent donc être définis par intersection de ces surfaces.

Il est aussi possible de définir directement un volume par l'intermédiaire d'un « macrobody » dans le cas de certains éléments spécifiques tels un parallélépipède rectangle (RPP), un cylindre (RCC)... (voir tableau 3.3). Dans ce cas, une seule ligne de commande permet de créer toutes les surfaces nécessaires pour définir le volume désiré. Ces surfaces seront numérotées et pourront par la suite être utilisées comme n'importe quelle autre surface.

En réalisant des intersections entre les surfaces définies, cela permet d'isoler des lieux dans l'espace que l'on appellera cellules.

Tableau 3.2 Construction des surfaces en MCNP5 [MCNP5 2005].

Mnemonic	Type	Description	Equation	Card Entries
P	Plane	General	$Ax + By + Cz - D = 0$	ABCD
PX		Normal to X-axis	$x - D = 0$	D
PY		Normal to Y-axis	$y - D = 0$	D
PZ		Normal to Z-axis	$z - D = 0$	D
SO	Sphere	Centered at Origin	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
S		General	$(x - \pi)^2 + (y - \rho)^2 + (z - \tau)^2 - R^2 = 0$	$\pi \rho \tau R$
SX		Centered on X-axis	$(x - \pi)^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	$\pi R$
SY		Centered on Y-axis	$x^2 + (y - \rho)^2 + z^2 - R^2 = 0$	$\rho R$
SZ		Centered on Z-axis	$y^2 + z^2 + (z - \tau)^2 - R^2 = 0$	$\tau R$
CX	Cylinder	Parallel to X-axis	$(y - \rho)^2 + (z - \tau)^2 - R^2 = 0$	$\rho \tau R$
CY		Parallel to Y-axis	$(x - \pi)^2 + (z - \tau)^2 - R^2 = 0$	$\pi \tau R$
CZ		Parallel to Z-axis	$(x - \pi)^2 + (y - \rho)^2 - R^2 = 0$	$\pi \rho R$
CX		On X-axis	$y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
CY		On Y-axis	$x^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
CZ		On Z-axis	$x^2 + y^2 - R^2 = 0$	R
KX	Cone	Parallel to X-axis	$\sqrt{(y - \rho)^2 + (z - \tau)^2} - n(x - \pi) = 0$	$\pi \rho \tau n^2 \pm 1$
KY		Parallel to Y-axis	$\sqrt{(x - \pi)^2 + (z - \tau)^2} - n(y - \rho) = 0$	$\pi \rho \tau n^2 \pm 1$
KZ		Parallel to Z-axis	$\sqrt{(x - \pi)^2 + (y - \rho)^2} - n(z - \tau) = 0$	$\pi \rho \tau n^2 \pm 1$
KX		On X-axis	$\sqrt{y^2 + z^2} - n(x - \pi) = 0$	$\pi n^2 \pm 1$
KY		On Y-axis	$\sqrt{x^2 + z^2} - n(y - \rho) = 0$	$\rho n^2 \pm 1$
KZ		On Z-axis	$\sqrt{x^2 + y^2} - n(z - \tau) = 0$	$\tau n^2 \pm 1$ $\pm 1$ used only for 1 sheet cone
SQ	Ellipsoid Hyperboloid Paraboloid	Axis parallel to X-, Y-, or Z-axis	$A(x - \pi)^2 + B(y - \rho)^2 + C(z - \tau)^2$ $+ 2D(x - \pi) + 2E(y - \rho)$ $+ 2F(z - \tau) - G = 0$	ABCDE FG $\pi \rho \tau$
GQ	Cylinder Cone Ellipsoid Hyperboloid Paraboloid	Axes not parallel to X-, Y-, or Z-axis	$Ax^2 + By^2 + Cz^2 + Dxy + Eyz$ $+ Fzx + Gx + Hy + Jz + K = 0$	ABCDE FGHIJK
TX	Ellipsoidal or circular torus Axis is parallel to X-, Y-, or Z-axis		$(x - \pi)^2/B^2 + (\sqrt{(y - \rho)^2 + (z - \tau)^2} - A)^2/C^2 - 1 = 0$	$\pi \rho \tau ABC$
TY			$(y - \rho)^2/B^2 + (\sqrt{(x - \pi)^2 + (z - \tau)^2} - A)^2/C^2 - 1 = 0$	$\pi \rho \tau ABC$
TZ			$(z - \tau)^2/B^2 + (\sqrt{(x - \pi)^2 + (y - \rho)^2} - A)^2/C^2 - 1 = 0$	$\pi \rho \tau ABC$
XYZP	Surfaces defined by points			See pages 3-15 and 3-17

Tableau 3.3 Macrobodyes disponibles dans MCNP5.

Commande	Volume défini
BOX	Boîte orthogonale orientée de manière arbitraire
RPP	Parallélépipède rectangle
SPH	Sphère
RCC	Cylindre circulaire droit
RHP ou HEX	Prisme hexagonal droit
REC	Cylindre elliptique droit
TRC	Cône tronqué
ELL	Ellipsoïde
WED	Coin
ARB	Polyèdre arbitraire

### 3.2.6. Les tallies

Les *tallies* représentent les types de calcul que MCNP5 peut effectuer. Ils sont listés dans le tableau 3.4.

Tableau 3.4 Les tallies de MCNP5.

Instruction	Description	Unités pour Fn	Unités pour *Fn
F1:N ou F1:P ou F1:E	Courant sur une surface	particules	MeV
F2:N ou F2:P ou F2:E	Flux à travers une surface	particules/cm <sup>2</sup>	MeV/ cm <sup>2</sup>
F4:N ou F4:P ou F4:E	Flux à travers une cellule	particules/cm <sup>2</sup>	MeV/ cm <sup>2</sup>
F5a:N ou F5a:P	Flux en un point	particules/cm <sup>2</sup>	MeV/ cm <sup>2</sup>
FIP5 :N ou FIP5 :P	Réseau de détecteurs pour image de flux	particules/cm <sup>2</sup>	MeV/ cm <sup>2</sup>
FIR5 :N ou FIR5 :P	Réseau de détecteurs pour une image radiographique	particules/cm <sup>2</sup>	MeV/ cm <sup>2</sup>
F6:N ou F6:P ou F6:N,P	Energie déposée dans une cellule	MeV/g	10 <sup>9</sup> J/g
F7:N	Energie de fission déposée dans une cellule	MeV/g	10 <sup>9</sup> J/g
F8:P ou F8:E ou F8:P,E	Distribution des impulsions d'énergie détectées	cps/Bq	MeV
+F8:E	Charge déposée	charge	N/A

Le choix de la *tally* se fera en fonction du résultat final nécessaire. Une analyse plus approfondie des tallies utilisées dans l'étude de la source de brachythérapie sera réalisée ultérieurement dans le paragraphe 3.4

### 3.2.7. Le fichier d'entrée.

La structure du fichier d'entrée pour MCNP5 est présentée à la figure 3.2.

---

```

Titre du programme (1 ligne)
Définition des cellules
...
...
Ligne en blanc
Définition des surfaces
...
...
Ligne en blanc
Données (spécification de la source,
sélection des tallies, description des
matériaux...)
...
...
Ligne en blanc (optionnelle)

```

---

Fig. 3.2 Structure du fichier d'entrée MCNP5.

La première opération à réaliser est la modélisation de l'environnement du calcul (élément source, élément détecteur, situation du problème) par la spécification des volumes (= cellules). Les cellules seront remplies avec des matériaux dont on devra spécifier la densité.

Le bloc « Données » comprendra les spécifications sur :

1) La source (position, nature des particules, énergie). On peut utiliser différents types de sources telles que :

- source classique (carte SDEF).
- source surfacique (carte SSR).
- source utilisée pour les calculs de criticité (carte KCODE).

- 2) La sélection de *tallies* ainsi que les spécificités qui s'y rapporte : surface, volume, point où les résultats sont nécessaires.
- 3) La description des matériaux par le biais des pourcentages isotopiques atomique ou massique de chaque élément ou isotope présent dans le matériau.
- 4) Toute autre information nécessaire à la réalisation du calcul.

Chacun de ces éléments sera détaillé dans le paragraphe 3.5 et sera mis en relation avec la modélisation de l'étude de distribution de dose autour de l'applicateur gynécologique

### **3.3. Le transport des photons et des électrons**

Lors de leur entrée dans la matière, les photons et les électrons vont subir différentes interactions qui vont amener à un dépôt d'énergie au sein de celle-ci. Ces phénomènes sont traités dans le logiciel MCNP5.

#### ***3.3.1. Les interactions des photons et des électrons dans la matière***

##### 1) Le transport des photons

Lors des différentes interactions [Knoll 2000], les photons vont céder toute ou une partie de leur énergie aux électrons de la matière. Ce transfert se fait suivant trois types d'interactions : l'effet photoélectrique, la diffusion Compton et la formation de paires. L'importance de chaque interaction dans le transfert total d'énergie dépend de la matière concernée et de l'énergie du photon incident.



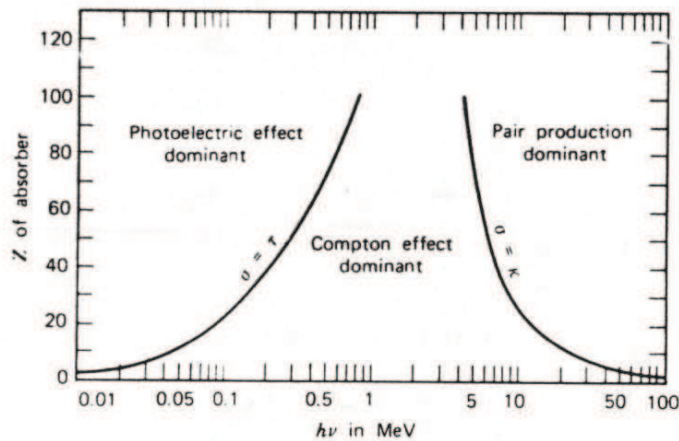


Fig. 3.3 Section efficace des effets photoélectrique, Compton et formation de paire en fonction de l'énergie du photon [Knoll 2000].

**L'effet photoélectrique** consiste en l'éjection d'un électron d'une des couches électroniques proche du noyau (généralement K ou L) lors du transfert de la totalité de l'énergie du photon incident. Ce phénomène est observé lorsque l'énergie du photon incident ( $E_\gamma$ ) est supérieure à l'énergie d'extraction de l'électron de son orbitale ( $E_{\text{liaison}}$ ). L'électron éjecté a une énergie cinétique de  $E_c = E_\gamma - E_{\text{liaison}}$ . La vacance laissée dans la couche entraîne une réorganisation des électrons sur les couches. Celle-ci peut se faire soit par l'émission d'un ou plusieurs photons d'énergie correspondant à la différence entre les couches de départ et de destination de l'atome ; soit par l'émission d'un électron périphérique (Emission Auger). La section efficace de l'effet photoélectrique est proportionnelle à  $Z^{4\text{à}5}$  et à  $E^{-3}$  ; cet effet se produira donc principalement pour des photons de faible énergie dans un milieu de numéro atomique élevé.

**L'effet Compton** résulte de l'interaction du photon avec un électron de la matière. L'électron est éjecté dans une direction faisant un angle  $\theta$  (compris entre  $0^\circ$  et  $180^\circ$ ) avec la direction du photon incident. L'énergie acquise peut être calculée par la formule suivante :

$$E_e = \frac{E_\gamma}{1 + \frac{m_e c^2}{E_\gamma (1 - \cos \theta)}} \quad (3.5)$$

On observe aussi l'émission d'un photon secondaire d'énergie  $E_\gamma' = E_\gamma - E_e$ .

La distribution des angles de diffusion  $\theta$  est décrite par la formule de Klein et Nishina (section efficace différentielle de diffusion) :

$$\frac{d\sigma}{d\theta} = r_0^2 \left[ \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \right]^3 \left[ \frac{1 + \cos^2 \theta}{2} \right] \left[ 1 + \frac{\alpha^2 (1 - \cos \theta)^2}{(1 + \cos^2 \theta) [1 + \alpha(1 - \cos \theta)]} \right] \quad (3.6)$$

Où  $r_0$  est le rayon de l'électron et  $\alpha = hv/m_e c^2$

**La formation de paires** se produit uniquement pour des photons de haute énergie et dans le voisinage d'un noyau. Le photon se matérialise en une paire électron- positron chacun de masse  $m_0$ . Le seuil d'énergie est de  $2m_e c^2$  c'est-à-dire 1,02 MeV. Chacune des deux particules reçoit une énergie correspondant à la moitié de  $E_\gamma - 2m_e c^2$ . A la fin de son parcours, le positron s'annihile après une interaction avec un électron de la matière ; il en résulte la production de deux photons de 0,511 MeV.

Un autre phénomène peut encore apparaître pour les photons de basse énergie : il s'agit de la **diffusion Thomson** qui se passe sans perte d'énergie. Cette diffusion ne participera pas au transfert d'énergie entre les photons et la matière mais permet des changements de trajectoire.

## 2) Le transport des électrons.

Les électrons présents dans les manipulations et les calculs proviendront exclusivement des interactions entre les photons émis par la source de  $^{192}\text{Ir}$  et la matière traversée. En effet, comme expliqué dans la description de la source de brachythérapie intracavitaire, les émissions  $\beta$  de la source sont arrêtées dans la capsule d'acier inoxydable.

Les électrons émis par les processus d'interaction des photons peuvent aussi devenir des particules dont il faut connaître le transport dans la matière. Pour la gamme d'énergie possible (jusqu'à un peu plus de 1 MeV d'énergie cinétique), on observe des interactions avec les autres électrons de la matière ainsi qu'avec les noyaux.

**Les interactions avec les autres électrons de la matière :** L'électron incident est de même masse que celui du cortège électronique ; il résulte donc de la collision entre les deux particules, une redistribution de l'énergie. L'électron de la matière est éjecté de sa position. Le transfert d'énergie maximal entre l'électron incident et celui de la matière est égal à toute l'énergie cinétique du premier ( $E_i$ ). On appelle par convention « électron diffusé », celui qui garde la plus grande énergie ; l'autre est appelé « électron éjecté ». On peut de ce fait convenir que l'énergie reçue par l'électron éjecté est comprise entre 0 et  $E_i/2$ . L'énergie perdue par l'électron incident de masse  $m_0$  et de vitesse  $v$ , par collision ( $-dE/dx$ ) dans la matière de nombre atomique  $Z$  et de densité atomique  $N$ , est décrite par la formule de Bethe [Knoll 2000] :

$$-\left(\frac{dE}{dx}\right)_c = \frac{2\pi e^4 NZ}{m_0 v^2} \left( \ln \frac{m_0 v^2 E}{2I^2 (1-\beta^2)} - \ln(2)(2\sqrt{1-\beta^2} - 1 + \beta^2) + (1-\beta^2) + \frac{1}{8}(1-\sqrt{1-\beta^2})^2 \right) \quad (3.7)$$

où

$I$  est le potentiel moyen d'ionisation et d'excitation de la matière.

$\beta = v/c$  est le rapport entre la vitesse des électrons et la vitesse de la lumière.

**Les interactions avec les noyaux :** On peut observer deux types d'interaction ; les interactions élastiques qui n'entraîneront pas de perte d'énergie de l'électron incident et les interactions inélastiques qui permettront un transfert d'énergie de l'électron vers des rayonnements secondaires.

La probabilité d'interaction élastique est pour un angle de diffusion donné, proportionnelle au  $Z^2$  de la matière et inversement proportionnelle à l'énergie de l'électron incident. L'électron changera seulement de trajectoire dans la matière.

La perte d'énergie par rayonnement de freinage ou bremsstrahlung est consécutive aux interactions inélastiques. Un électron se déplaçant au voisinage d'un noyau est soumis à des forces d'accélération. Quand une particule chargée subit une accélération, elle rayonne de l'énergie sous forme d'une onde électromagnétique et se ralentit. La mécanique quantique lui fait correspondre l'émission de photons. La perte d'énergie de l'électron incident d'énergie  $E$  peut être décrite par la formule suivante :

$$-\left(\frac{dE}{dx}\right)_r = \frac{NEZ(Z+1)e^4}{137m_0^2e^4} \left(4 \ln \frac{2E}{m_0c^2} - \frac{4}{3}\right) \quad (3.8)$$

Le spectre des photons ainsi émis est un spectre continu avec une énergie maximale égale à l'énergie des électrons.

La perte d'énergie totale des électrons sera égale à la somme des énergies perdues par collision et par rayonnement. La proportion relative d'énergie perdue par les deux phénomènes est donnée par la formule suivante :

$$\frac{(dE/dx)_r}{(dE/dx)_c} \cong \frac{EZ}{700} \quad (3.9)$$

### 3) Le cas particulier des matériaux présent dans cette étude

Dans le cadre de cette étude, on s'intéresse principalement aux matériaux constitutifs:

- De l'applicateur.
- Des tissus humains dans le cas du traitement gynécologique.
- Des substituts des tissus humains, PMMA et eau.

L'applicateur gynécologique auquel il est fait référence est constitué d'un tube en acier inoxydable et de cylindre en PSU (polymère). L'acier inoxydable réalisera une atténuation des photons émis par la source.

Les tissus humains mous ou leurs substituts sont des matériaux de faible densité et de  $Z$  moyen peu élevé comme le montre le tableau 3.5 donnant leurs compositions- types.

Tableau 3.5 Composition élémentaire des matériaux utilisés.

Matériau	$\rho(\text{g/cm}^3)$	Elément (% en masse)				
		H	C	N	O	Autres
Tissu mou	1,05	10,1	11,1	2,6	76,2	
Eau	1,00	11,2	-	-	88,8	
PMMA	1,19	8	60	-	32	
AISI 304	7,92					68% Fe ; 10% Ni ; 19% Cr ; 2% Mn ; 1% Si

Remarques : les références pour les compositions des matériaux sont l'ICRU 44 pour les tissus mous [ICRU44, 1989], le site du NIST pour l'eau et le PMMA [NIST, 2004] et les publications de l'ASTM [ASTM, 2003] pour l'acier ANSI 304].

L'acier inoxydable du tube intra-utérin ne représente qu'une faible épaisseur traversée (environ 1 mm). La majorité du transport des particules (photons et électrons) se déroulera dans des matériaux légers et peu denses.

Dans le cas des photons, on peut voir sur les figures 3.4 à 3.5 montrant l'évolution des coefficients d'absorption d'énergie en fonction de l'énergie, que dans les matériaux légers :

- Pour des énergies inférieures à environ 30 keV, l'effet photoélectrique est dominant ;
- L'effet Compton prédomine entre 30 keV et 10 MeV.

Ces données sont extraites du site internet du NIST, dans la partie XCOM [XCOM 2010].

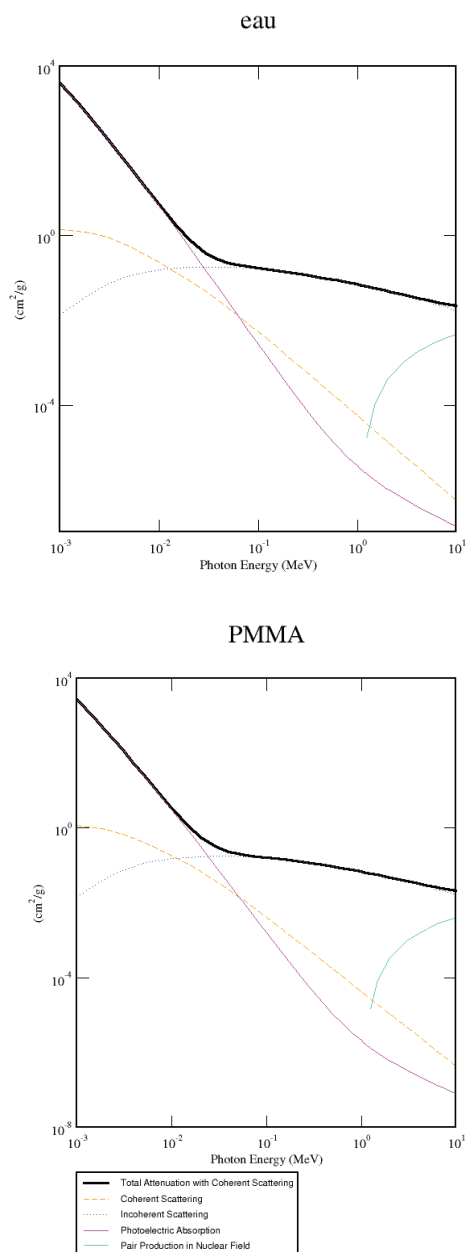


Fig. 3.4 Coefficients d'atténuation massique ( $\text{cm}^2/\text{g}$ ) total et pour chaque type d'interaction des photons dans l'eau et le PMMA dur en fonction de l'énergie des photons incidents [XCOM 2010].

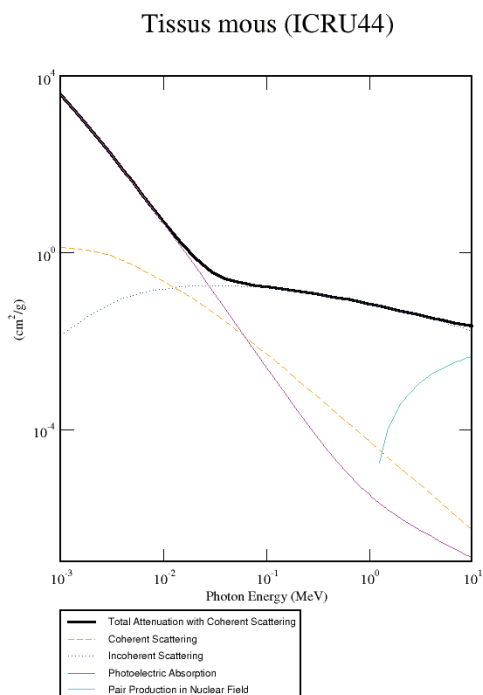


Fig. 3.5 Coefficients d'atténuation massique (cm<sup>2</sup>/g) total et pour chaque type d'interaction des photons dans les tissus mous (composition ICRU44) [XCOM 2010].

En ce qui concerne les électrons, on peut remarquer sur les figures 3.6 à 3.7 que la partie du pouvoir d'arrêt relative à la « composante- rayonnement » ne devient dominante qu'après 10 MeV c'est-à-dire pour des énergies supérieures à celles concernées par cette étude. Ces données sont extraites de la base de données Estar [ESTAR 2005].

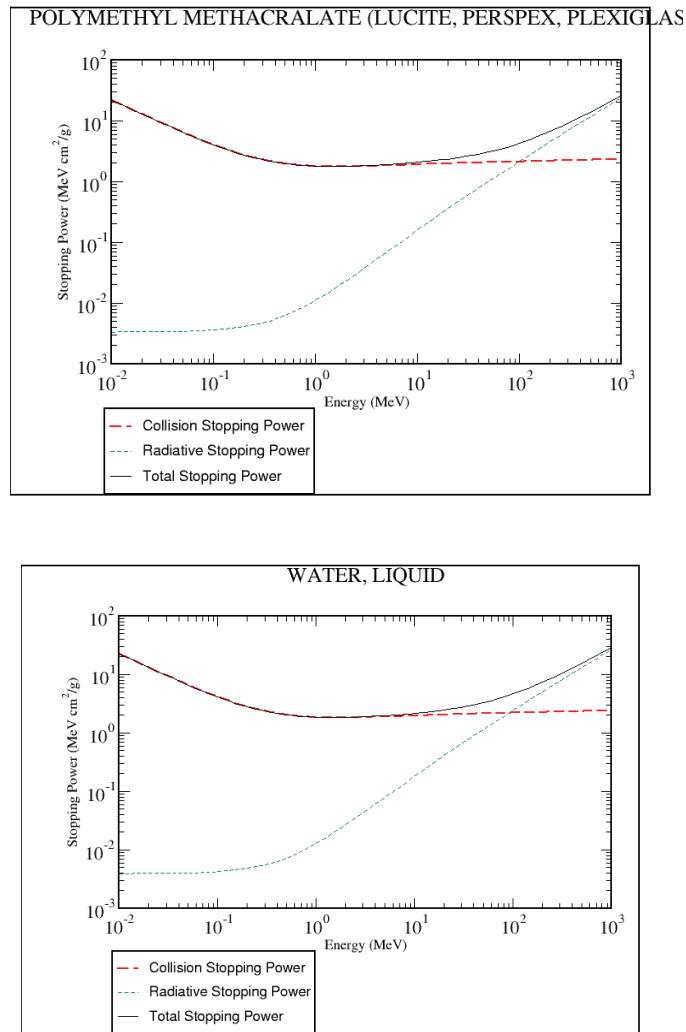


Fig. 3.6 Pouvoir d'arrêt des électrons (MeV cm<sup>2</sup>/g) du à la collision, au rayonnement de freinage et total dans l'eau et le PMMA en fonction de l'énergie des électrons incidents [ESTAR 2010].



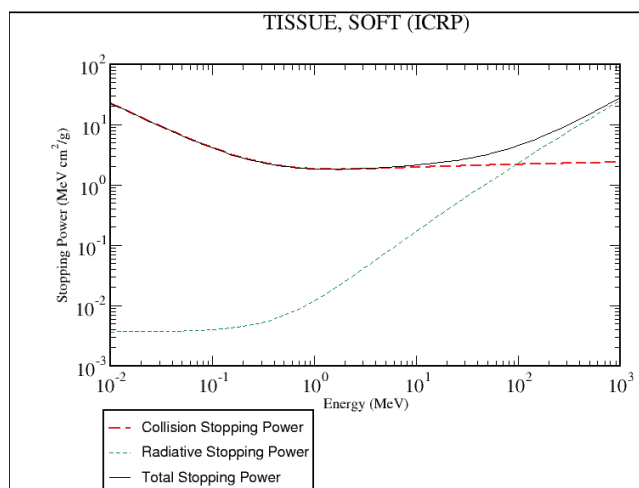


Fig. 3.7 Pouvoir d'arrêt des électrons ( $\text{MeV cm}^2/\text{g}$ ) du à la collision, au rayonnement de freinage et total dans les tissus mous (ICRU44) en fonction de l'énergie des électrons incidents [ESTAR 2010].

### 3.3.2. Le transport des photons dans MCNP5

Les photons subissent assez peu d'interaction dans la matière par rapport aux particules chargées. On peut donc réaliser un traitement événement par événement. MCNP [MCNP5 2005] propose deux manières de traiter le transport de photons :

**Le mode physique simple** qui ignore la diffusion Thomson (cohérente) et la production de photons par effet photoélectrique ; il prend en compte l'effet photoélectrique (considéré comme une simple absorption), la diffusion Compton et la formation de paires.

**Le mode physique détaillée** qui tient compte de la diffusion Thomson et des photons de fluorescence.

Le mode physique simple est surtout utilisé pour des problèmes qui étudient des faisceaux de photons primaires de haute énergie, sans interaction dans des matériaux lourds ; ce qui n'est pas le cas de notre étude. En conséquence, c'est le mode physique détaillée qui a été utilisé pour les calculs réalisés.

Lors des différentes interactions subies par les photons (principalement l'effet photoélectrique et la diffusion Compton), des électrons secondaires sont créés. MCNP5 propose différentes manières de les traiter :

- La simulation en mode photon-électron : le transport des électrons est activé (mode P, E) et tous les électrons produits seront stockés et leur transport sera réalisé ultérieurement.
- La production de électrons est activée mais par leur transport (mode P) : le modèle de « Thick Target Bremsstrahlung » est activé. Dans ce modèle, les électrons sont produits et on suppose une atténuation locale. La production de photons par interaction de ces électrons n'est pas prise en compte.
- La production d'électrons n'est pas activée ; on suppose une déposition d'énergie des photons à l'endroit même de leur interaction.

MCNP5 donne aussi la possibilité de tenir compte des réactions photonucléaires pour un nombre limité de nuclides (13 en tout).

Pour les calculs réalisés dans le cadre de cette étude, le mode physique détaillée a été préféré, principalement pour tenir compte des fluorescences et pour réaliser les simulations en mode photon-électron (MODE P, E). En effet, dans l'évaluation de la dose dans des milieux semblables aux tissus mous, la déposition d'énergie par les électrons est loin d'être négligeable. Les fluorescences apparaîtront plutôt dans les matériaux plus lourds constitutifs de la source elle-même (iridium pur,  $\rho=22,5$  g/cm<sup>3</sup>), de sa capsule (Acier inoxydable AISI 316) et du tube intra-utérin (Acier inoxydable AISI 304). Ces photons pourront se retrouver à courte distance de l'applicateur.

### **Les bibliothèques de section efficaces des interactions de photons**

Les sections efficaces correspondant aux différentes interactions des photons dans la matière sont regroupées dans plusieurs bibliothèques :

- La bibliothèque 01P, contient les informations sur la diffusion cohérente, incohérente (Compton), l'effet photoélectrique et la production de paires. Les tables d'interactions des photons de 1 keV à 5 MeV pour  $Z=84, 85, 87, 88, 89, 91$  et  $93$  sont basées sur une compilation de Storm et Israel . Pour tous les autres éléments de  $Z=1$  à  $Z=94$ , les tables d'interactions des photons de 1 keV à 100 MeV sont basées sur les données de "Evaluated Nuclear Data Files" (ENDF). Les données de fluorescence sont issues des travaux de Everett et Cashwell. Les tables d'énergies sont calculées spécialement pour chaque élément et contiennent de 40 à 60 points.
- Dans la bibliothèque 02P, les énergies considérées vont jusqu'à 100 GeV. Les tables sont issues des données ENDF, à partir d'une adaptation de la bibliothèque "Livermore Evaluated Photon Data Library" (EPDL). Cependant, les sections efficaces des électrons n'étant disponibles que jusqu'à 1 GeV, il n'est généralement pas possible de considérer des photons d'une énergie supérieure à 1 GeV.
- La bibliothèque 03P a été introduite en 2002 comme extension de la table 02P pour permettre notamment de calculer l'élargissement du pic Compton.
- La bibliothèque 04P a aussi été introduite en 2002 et contient un nouvel ensemble de données basé sur la bibliothèque ENDF/B-VI.8. Elle contient les sections efficaces pour les effets de diffusion cohérente, incohérente (Compton), l'effet photoélectrique et la production de paires de 1 keV à 100 GeV pour des matériaux de  $Z = 1$  à 100. Le modèle de la fluorescence est toujours celui d'Everett et Cashwell mais les informations ont été adaptées. Il s'agit de la bibliothèque recommandée dans MCNP5.

De plus, les distributions angulaires des photons secondaires sont issues de l'échantillonnage des formules de Thomson et de Klein-Nishina pour les diffusions cohérentes et incohérentes respectivement. La formule de Klein-Nishina est échantillonnée suivant la méthode de Kahn pour les énergies inférieures à 1,5 MeV et suivant la méthode de Koblinger pour les énergies supérieures, comme le recommandent Blomquist et Gelbard.

### **3.3.3. Le transport des électrons dans MCNP5**

Contrairement aux photons, les électrons subissent un grand nombre d'interactions tout au long de leur trajectoire [Chiavassa 2005]. Il est donc impossible de suivre chacune des étapes de manière indépendante. On utilisera donc la méthode dite « des histoires condensées » [MCNP5 2005] dans laquelle la trajectoire de l'électron est divisée en plusieurs étapes. Le transfert d'énergie à chaque étape sera évalué à partir du pouvoir d'arrêt total. Les changements de direction seront échantillonnés par la méthode des diffusions multiples.

#### **Théories de diffusion multiple**

Un grand nombre de travaux théoriques a été réalisé pour développer des théories analytiques et semi-analytiques de diffusion multiple pour le transport des particules chargées. Ces théories se basent sur les sections efficaces fondamentales et la nature statistique du processus de transport pour prédire les probabilités de distribution de quantités significatives telle que la diffusion angulaire. MCNP5 utilise différentes théories :

- La théorie de Goudsmit-Saunders est utilisée pour le calcul de la diffusion angulaire.
- Les étapes divisant le trajet d'un électron regroupent l'effet cumulé de nombreuses collisions aléatoires. De ce fait, une fluctuation de perte d'énergie peut survenir. Cette fluctuation est prise en compte par l'intermédiaire des théories de Landau et de Blunck-Leisegang.

#### **Méthode d'histoire condensée**

La principale référence sur la méthode d'histoire condensée est la publication de Berger. A partir des travaux décrits dans cette publication, Berger et Seltzer ont développé la série des codes de transport électron/photon ETRAN. Ces codes sont maintenus et améliorés depuis de nombreuses années par le "National Institute of Standards and Technology" (NIST). Les codes ETRAN sont à la base de la série de codes "Integrated TIGER", développés par Halbleib et ses collaborateurs au Laboratoire National "Sandia" (Albuquerque, Nouveau Mexique). Le traitement du

transport des électrons dans les codes MCNP et MCNPX est essentiellement basé sur la série de codes TIGER. Le transport des électrons est traité en termes de séquences ou étapes, regroupant un certain nombre de grandeurs :

$$(0, E_0, t_0, u_0, r_0), (s_1, E_1, t_1, u_1, r_1), \dots, (s_n, E_n, t_n, u_n, r_n)$$

où  $s_n$ ,  $E_n$ ,  $t_n$ ,  $u_n$  et  $r_n$  sont respectivement la longueur de parcours total, l'énergie, le temps, la direction et la position de l'électron à la fin de l'étape  $n$ . L'énergie et la longueur de parcours sont reliées par :

$$E_{n-1} - E_n = - \int_{s_{n-1}}^{s_n} \frac{dE}{ds} ds \quad (3.10)$$

où  $-dE/ds$  est le pouvoir d'arrêt total en énergie par unité de longueur.

Cette quantité dépend de l'énergie et du matériau traversé par l'électron. Pour les codes basés sur ETRAN, la séquence de longueurs de parcours  $s_n$  est habituellement choisie de sorte que :

$$\frac{E_n}{E_{n-1}} = k \quad (3.11)$$

avec  $k$  égal à  $2^{-1/8}$  ce qui donne une énergie moyenne perdue égale à 8,3%. La valeur de  $k$  ne peut être changée par l'utilisateur. Les étapes ayant une longueur de parcours correspondant à  $ds = s_n - s_{n-1}$ , déterminée par les équations précédentes, sont appelées étapes principales ou étapes d'énergie.

Toutes les données précalculées pour les électrons sont stockées dans un tableau pour des valeurs consécutives d'énergie obéissant à l'équation 3.9. De plus, les théories de Landau et Blunck-Leisegang sont appliquées à chaque étape principale pour le calcul des fluctuations de perte d'énergie.

Pour pouvoir calculer la diffusion angulaire à partir de la théorie de Goudsmit-Saunderson, il est nécessaire de subdiviser les étapes principales en sous étapes

plus petites. Une étape principale de longueur  $ds$  est divisée en  $m$  sous étapes, chacune d'une longueur  $ds/m$ . Les diffusions angulaires et la production de particules secondaires sont échantillonnées au niveau de ces sous étapes. La longueur des sous étapes dépend du matériau traversé par l'électron. Des valeurs appropriées de  $m$  ont été déterminées empiriquement de  $m = 2$  pour  $Z < 6$  à  $m = 15$  pour  $Z > 91$ . L'utilisateur peut augmenter la valeur de  $m$  par l'option ESTEP dans la carte « matériau ».

Au début de la méthode des histoires condensées, toutes les valeurs soit précalculées, soit extraites de bibliothèques sont rassemblées. Ces valeurs contiennent un maillage énergétique, les parcours maximum, les longueurs des étapes et sous étapes, les probabilités de distribution angulaire, ainsi que la production de particules secondaires. Les paramètres nécessaires au transport des électrons seront interpolés pour chaque point du maillage en énergie. On calcule alors l'énergie perdue par collision par unité de trajectoire. Tenant compte de ce paramètre et de la longueur de la sous-étape ( $ds/m$ ), on évalue l'énergie résiduelle de l'électron à la sortie de la sous-étape considérée. L'énergie perdue par l'électron est aussi utilisée pour évaluer la distribution de la production de particules secondaires.

Différentes autres méthodes ont été développées pour améliorer le transport des électrons (ITS, ...) mais n'ont pas été utilisés dans le cadre de ce travail.

### **Les bibliothèques de sections efficaces des interactions d'électrons**

Les sections efficaces fondamentales et les paramètres utilisés par ces différentes théories sont regroupés dans deux bibliothèques (el01 et el03) pour les éléments simples de numéros atomiques  $Z$  compris entre 1 et 94.

La bibliothèque el03 est dérivée du code ITS3.0. Comme il a été vu précédemment, le pouvoir d'arrêt ( $dE/dx$ ) tient compte, d'une part, de la contribution due aux collisions proprement dites et, d'autre part, de la contribution due aux rayonnements de freinage. Le pouvoir d'arrêt dû aux collisions est donné par Berger. L'effet de densité est pris en compte selon la méthode de Sternheimer et Peierls pour la bibliothèque el01 et selon la méthode de Sternheimer, Berger et

Seltzer pour la bibliothèque e103. Les sections efficaces des diffusions angulaires survenant lors des collisions électrons-électrons sont données par Moller. Le pouvoir d'arrêt dû aux rayonnements de freinage est tiré des formules de Berger et Seltzer pour les deux bibliothèques. Les sections efficaces et les spectres énergétiques des rayonnements de freinage sont issus des travaux de Bethe-Heitler pour la bibliothèque e101, et des travaux de Seltzer et Berger pour la bibliothèque e103.

En absence de spécification par l'utilisateur, la première table de sections efficaces dans la liste de XDIR sera utilisée par MCNP

### 3.4. Les tallies

Comme vu au point 3.2.6, MCNP5 [MCNP5 2005] propose un certain nombre de tallies (six différentes pour les photons et quatre pour les électrons) c'est-à-dire des calculs standards permettant d'estimer différentes grandeurs d'intérêt en transport des particules ou, comme dans le cas de ce travail, en évaluation de la dose reçue. Les tallies sont divisées suivant qu'elles permettent d'évaluer :

- un courant à travers une surface (F1).
- le flux à travers une surface (F2) ou un volume (F4).
- une énergie déposée le long d'une trajectoire (F6 ou F7).
- une distribution en spectre d'énergie (pulse height, F8).

Le but de ce travail est de réaliser une étude de la distribution de dose autour d'un applicateur gynécologique. Différentes tallies ont été utilisées pour évaluer différentes grandeurs nécessaires.

#### 3.4.1. F4 : flux à travers un volume

On peut définir le flux moyen à travers un volume par la formule :

$$\bar{\Phi}_V = \frac{1}{V} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \Psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t) \quad (3.12)$$

où  $\Psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)$  est le flux angulaire pour un certain vecteur de position, une énergie et un temps

Ce flux peut aussi être écrit de la manière suivante :

$$\bar{\Phi}_V = \frac{1}{V} \int dE \int dt \int ds N(\vec{r}, E, t) \quad (3.13)$$

Dans cette expression,  $N(\vec{r}, E, t) = \int d\Omega_n(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)$  est la densité de particules en regard de leur trajectoire en un point; donc le flux moyen peut être estimé en sommant toutes les longueurs de trajectoire de particules dans un volume défini.

MCNP5 évalue le flux moyen dans un volume (en particules/cm<sup>2</sup>) de la manière suivante :

$$\bar{\Phi}_{F4} = W \frac{T_l}{V} \quad (3.14)$$

Dans lequel W est le poids de la particule, T<sub>l</sub> est la longueur de trajectoire (= temps de transit\*vitesse de la particule ; en cm) et V le volume de l'élément (cellule) considéré.

F4 peut s'utiliser pour réaliser des calculs photons (F4 :P) ou électrons (F4 :E).

#### Evaluation du Kerma par F4

En dosimétrie, le Kerma est défini comme l'énergie perdue par les particules interagissant dans un milieu et peut se calculer de la manière suivante :

$$K = \sum_E \Phi_v \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_E E \quad (3.15)$$



où  $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_E$  est le coefficient de transfert d'énergie pour le milieu considéré à l'énergie E et  $\Phi_v$  est le flux dans le volume.

En associant une table de  $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_E$  et une autre pour l'énergie à l'évaluation donnée par F4, on peut évaluer le Kerma dans un milieu donné. Ceci peut se faire en utilisant des cartes DE (énergie) et DF (un paramètre fonction de l'énergie ; ici le coefficient de transfert d'énergie) dans le fichier d'entrée.

### Utilisation de FMESH

FMESH est une fonction qui modifie le tally à laquelle elle est associée [Goorley 2005]. Cela permet à l'utilisateur de superposer une grille à la géométrie où s'effectue le calcul. Le résultat du tally en question sera donné pour chaque élément de volume (voxel) défini par la grille. Elle peut être définie en coordonnées cartésiennes ou cylindriques. L'utilisateur doit donner (en coordonnées cartésiennes):

- Une origine ( $x_0, y_0, z_0$ ) ;
- La position de la dernière maille dans les trois directions de l'espace ( $x_f=i$ mesh ;  $y_f=j$ mesh,  $z_f=k$ mesh) ;
- Le nombre d'intervalles, et donc de mailles, suivant x (=iints), y (=jints) et z (=kints).

Lors de l'exécution, MCNP5 va créer un fichier nommé « meshtal » qui contiendra l'information du tally voulu pour chaque maille définie.

Actuellement, dans MCNP5, F4 est le seul tally qui permet l'utilisation de FMESH.

### 3.4.2. F2 : flux à travers une surface

F2 permet d'évaluer un flux moyen (particules/cm<sup>2</sup>) à travers une surface d'aire A (voir figure 3.8), qui est représenté par la formule suivante :

$$\bar{\Phi}_s = \frac{1}{A} \int dE \int dt \int dA \int d\Omega \Psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t) \quad (3.16)$$

MCNP5 évalue le flux moyen de particules sur une surface à partir d'un estimateur  $\delta$  (voir figure 3.8) qui évalue le flux dans une cellule lorsque celle-ci devient infiniment mince (épaisseur =  $\delta$ ), et que le volume devient comparable à une surface (A).

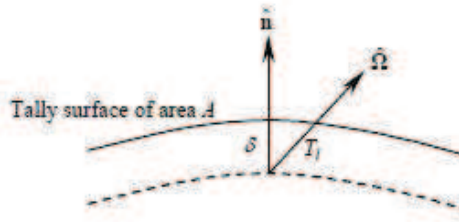


Fig. 3.8 Evaluation du tally F2 [MCNP5 2005].

On aura donc :

$$\bar{\Phi}_s = \lim_{\delta \rightarrow 0} \bar{\Phi}_V = \lim_{\delta \rightarrow 0} \frac{WT_l}{V} = \lim_{\delta \rightarrow 0} \frac{W\delta}{A\delta |\hat{\Omega} \cdot \hat{n}|} \quad (3.17)$$

Et donc finalement

$$\bar{\Phi}_s = \frac{W}{A|\mu|} \quad (3.18)$$

F2 peut s'utiliser en photons et électrons comme F4 (F2 :P ou F2 :E).

### 3.4.3. F6 : déposition d'énergie dans une cellule le long d'une trajectoire

Le tally F6 permet d'évaluer la déposition d'énergie par unité de masse ( $H_t$  en MeV/g) dans un certain volume à partir du flux, ce qui peut être défini par :

$$H_t = \frac{\rho_a}{m} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \sigma_t(E) H(E) \Psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t) \quad (3.19)$$

Dans laquelle  $m$  est la masse du volume considéré (cellule) ;  $\rho_a$ , la densité atomique (en atome/barn.cm) ;  $\sigma_t(E)$ , la section efficace macroscopique totale pour l'énergie  $E$  (en barn) et  $H(E)$ , l'énergie transférée par collision (en MeV/collision)

Dans MCNP5, le calcul de cette grandeur se fait en combinant une évaluation du flux de « trajectoire » à travers une cellule (similaire à F4) avec une fonction de déposition d'énergie ou de chaleur dépendante de l'énergie de la particule au moment de l'interaction. MCNP5 évalue l'énergie transférée par collision (*heating number*) par la méthode suivante :

$$H(E) = E - \sum_i p_i(E) [\bar{E}_{i,out}(E)] \quad (3.20)$$

dans laquelle :

$i$  prend des valeurs de 1 à 3

- $i=1 \rightarrow$  effet Compton (avec facteur de forme).
- $i=2 \rightarrow$  production de paires ;  $\bar{E}_{i,out}(E) = 2m_0c^2$ .
- $i=3 \rightarrow$  absorption photoélectrique ;  $\bar{E}_{i,out}(E) = 0$ .

$p_i(E)$  est la probabilité de la réaction  $i$  à l'énergie  $E$  du photon incident.

$\bar{E}_{i,out}(E)$  est l'énergie moyenne du photon secondaire (diffusé) pour la réaction  $i$  à l'énergie  $E$  du photon incident.

F6 ne permet pas de transport d'électron ni de TTB (voir 3.3) ; toute l'énergie des électrons créés est déposée localement.

#### **3.4.4. F8 : distribution de hauteur d'impulsion.**

Le tally F8 donne une distribution des impulsions créées dans un volume (une cellule) considéré comme un détecteur. L'utilisateur doit définir une gamme d'énergie ainsi que les intervalles (canaux) dans lesquels les impulsions doivent être classées. L'énergie évaluée par F8 correspond à l'énergie totale déposée dans le « détecteur » dans une gamme d'énergie spécifique par chaque particule « physique » c'est-à-dire chaque histoire. Il ne s'agit donc pas d'une évaluation de longueur de trajectoire dans une cellule, contrairement aux autres tallies telles que F4 ou F6.

Dans le tally F8, lorsqu'une particule, qui possède dans chaque cellule traversée une énergie et un poids, traverse une surface et sort de la cellule, la quantité représentée par son énergie multipliée par son poids est soustraite du « compteur » de la cellule. Elle entre alors dans une autre cellule qui voit son compteur augmenté. A la fin de l'histoire, on a donc une énergie donnée dans les différentes cellules. Dans la cellule concernée par la F8, on évalue l'énergie déposée et on la classe dans le bon canal. A la fin de toutes les histoires demandées (NPS) on obtient un tableau donnant pour chaque canal d'énergie, le nombre d'évènements qui y correspond, représenté par un poids.

Dans le cas d'un tally \*F8, on évalue l'énergie totale déposée en multipliant les énergies par les poids qui y correspondent. \*F8 donne donc un résultat en MeV dans le volume considéré.

Dans le cas de \*F8, on peut comptabiliser les dépôts d'énergie en photon et électron dans la même instruction (\*F8 : P,E).

### 3.5. Modélisation de la source et de l'applicateur.

Afin de pouvoir réaliser des calculs à l'aide de MCNP5, la première chose à réaliser est la modélisation de la géométrie et les matériaux de la source et de l'applicateur gynécologique. Le reste du fichier d'entrée devra tenir compte des spécificités nécessaires pour les différents calculs et sera explicité pour chaque étape dans le chapitre 4.

#### 3.5.1. La source.

La source modélisée est une source d' $^{192}\text{Ir}$  d'Amersham conditionnée sous forme Microselectron<sup>®</sup> par la firme Nucletron [Daskalov 1998]. La source permet de faire des traitements à haut débit de dose (HDR) par une technique dite de « *remote afterload* » ce qui signifie que la source est insérée dans le patient par l'intermédiaire d'applicateurs, y reste le temps du traitement et est ensuite récupérée. La figure 3.9 montre un schéma donnant les dimensions de la source.

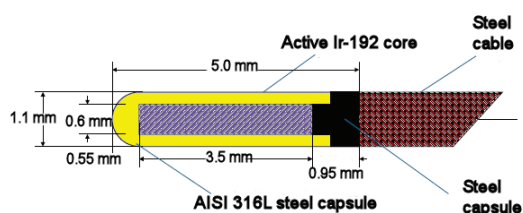


Fig. 3.9 Schéma de la source Microselectron<sup>®</sup> HDR ( $^{192}\text{Ir}$ ).

La source proprement dite a été modélisée comme un cylindre d'Iridium pur de masse volumique  $22,5 \text{ g/cm}^3$ , de longueur 3,5 mm et de diamètre 0,6 mm. La capsule de protection a été modélisée entièrement en acier inoxydable AISI 316L alors que le bouchon apparaissant en noir sur la figure 3.9 est en AISI 304. Les compositions moyennes des aciers 316L et 304 sont données dans le tableau 3.6 [ASTM 2003].

Tableau 3.6 Composition massique moyenne de l'acier AISI 316L et AISI 304.

Acier	Composition élémentaire en % massique								
	C	Cr	Ni	Mo	Si	Mn	P	S	Fe
304	0,07	14 -19	8 -10	-	1	2	0,04	0,03	reste
316L	0,03	16-18	10,5-13	2-2,5	1	2	0,04	0,03	reste

Lors de la définition des matériaux, tous les éléments dont le % en masse est supérieur à 1% ont été utilisés. Le pourcentage de fer a été ajusté pour obtenir 100%. Le tableau 3.7 contient la composition utilisée dans la carte « matériau ».

Tableau 3.7 Composition massique du fichier d'entrée.

Acier	Composition élémentaire en % massique					
	Cr	Ni	Mo	Si	Mn	Fe
304	19	10	-	1	2	68
316L	17	12	2	1	2	66

Pour simuler le câble, nous avons repris le matériau réel (AISI 304) en ajustant la densité de celui-ci à celle des brins d'acier torsadés le constituant ( $\rho=5,28 \text{ g/cm}^3$ ). Ces différents éléments géométriques ont été réalisés à l'aide de macrobodies de type RPP (cylindre) de façon à simplifier le modèle et à permettre plus facilement l'orientation de ces éléments dans différents axes.

Les émissions de la source ont été reprises de la base de données JANIS [Janis 2005] comme expliqué au chapitre 2. Par la commande SDEF, les émissions  $\gamma$  ont été réparties de manière homogène dans tout le cylindre constituant le matériau de la source. Le modèle final de la source se trouve à la figure 3.10.

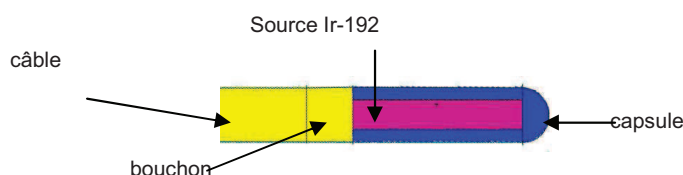


Fig. 3.10 Modèle de la source.

### 3.5.2. L'aplicateur.

Comme vu dans le chapitre 2, différents applicateurs peuvent être utilisés en fonction de la localisation de la lésion à traiter. Dans le cadre de ce travail, un simple applicateur gynécologique, constitué d'un tube intra-utérin et de deux cylindres vaginaux, a été utilisé.

Le tube intra-utérin est constitué d'acier inoxydable AISI 304 ( $\rho=7,92 \text{ g/cm}^3$ ). Le diamètre intérieur est de 2,1 mm et l'épaisseur du tube est de 0,6 mm. La partie terminale du tube montre une inclinaison de  $15^\circ$  par rapport à l'axe du reste du tube. (Voir figure 3.11).

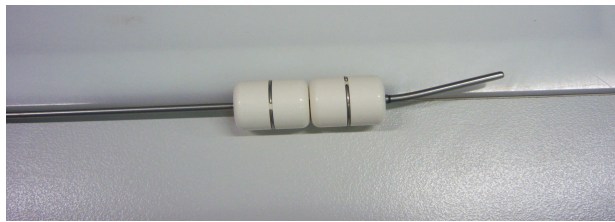


Fig. 3.11 Le tube intra utérin et les cylindres vaginaux.

Les cylindres vaginaux sont constitués de PSU (polysulphone) dont la formule chimique se trouve à la figure 3.12.

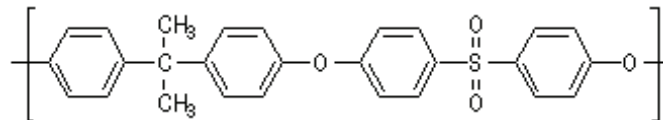


Fig. 3.12 Formule chimique du polysulfone [Wikipedia 2011].

Sur la figure 3.13, réalisée avec le logiciel Sabrina [Sabrina 1993], on peut voir la source insérée dans le tube intra-utérin. On a supposé un centrage parfait de l'ensemble source-câble dans le tube. L'espace compris entre la paroi intérieure du tube et l'extérieur de la source ou du câble est supposé rempli d'air.

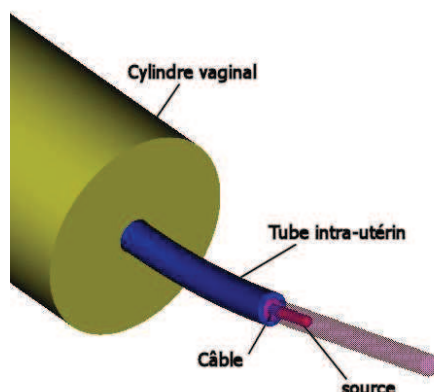


Fig. 3.13 Coupe montrant la source et le câble dans le tube.

### 3.6. Techniques d'optimisation utilisées

Les techniques de réduction de variance et d'optimisation permettent principalement de réduire le temps de calcul tout en conservant une erreur statistique acceptable.

Les types de réduction de variance, décrites dans le point 3.2.4 ne peuvent pas toujours s'adapter à tous les types de calcul ; en particulier le calcul \*F8 permet peu de possibilité de réduction de variance. Dans les différents fichiers d'entrée utilisés au cours de ce travail, trois techniques d'optimisation du calcul ont été utilisées. Les paramètres utilisés pouvant être fonction du type de calcul ; la description complète sera réalisée dans le chapitre 4 mais une brève présentation est faite dans ce paragraphe.

#### 3.6.1. Les méthodes de troncature

MCNP5 propose de réaliser des troncatures au niveau :

- Du temps de calcul.
- De l'espace.
- De l'énergie.



Au niveau de l'espace, on pourra négliger les particules qui ne participeront pas au score du calcul défini (*tally*) ; on décidera alors de considérer comme nulle l'importance des particules dans une ou plusieurs cellules ( $\text{imp } p, e=0$ ). Toute particule entrant dans les cellules concernées ne sera plus suivie ; son histoire s'arrête.

On pourra aussi définir des limites en énergie pour les particules par l'instruction CUT. Toute particule dont l'énergie est inférieure à la valeur donnée sera « tuée » et déposera toute son énergie à l'endroit de cette dernière interaction.

### **3.6.2. La création d'une source surfacique (SSW-SSR)**

La création d'une source surface puis sa réutilisation permet en fait d'effectuer un calcul complet en deux phases [MCNP5 2005].

#### ***1<sup>ère</sup> phase : création de la source surfacique (instruction SSW)***

Dans cette première phase, on modélise la source aussi parfaitement que possible et on exécute un tally. On a préalablement défini une surface (ou plusieurs) dans laquelle seront enregistrées toutes les particules la traversant avec leur nature, énergie, direction... On définit cette surface en choisissant une surface présente dans la définition de la géométrie et en limitant la surface aux cellules d'intérêt. Lors de cette première phase, on crée un fichier qui est enregistré. La ligne de commande dans le fichier d'entrée est :

$$SSW S_i (C_1 \dots C_k) \dots S_n$$

Dans laquelle  $S_i$  (de 1 à n) est le numéro de la surface.

$C_i$  (de 1 à K) est le numéro de la cellule servant à limiter la surface ; en absence de ce paramètre, toute la surface est utilisée.

D'autres paramètres peuvent être utilisés tels que :

- SYM : qui permet de définir une symétrie axiale ou surfacique ; ne peut pas être utilisé si on définit des cellules.
- PTY : définit les trajectoires à enregistrer ; si on ne précise pas, toutes les trajectoires sont enregistrées.

*2<sup>ème</sup> phase : utilisation de la source surfacique (instruction SSR)*

La source surfacique créée devient la source de la nouvelle exécution. On ne tient plus compte de toutes les interactions ayant lieu dans la source physique ou les éléments placés entre la source et l'endroit du calcul.

L'instruction SSR dans le fichier d'entrée provoquera la lecture du fichier associé dans la ligne de commande de l'exécution de MCNP5.

Cette technique peut être intéressante dans le cas où on réalise différents calculs avec une source qui ne change pas de nature et de position.

# Chapitre 4

## Etude dosimétrique du traitement

---

### 4.1. Première validation expérimentale

Une première validation du modèle source et de l'applicateur a été réalisée en comparant le résultat d'un calcul de dose sur MCNP5 avec une mesure réalisée dans un fantôme d'eau à l'aide d'une chambre d'ionisation [Gerardy 2008].

#### 4.1.1. Dispositif expérimental

La mesure de dose a été réalisée avec une chambre d'ionisation SCANDITRONIX de type RK 85-05 [Johansson 1987] dont les caractéristiques sont les suivantes :

- Volume actif = 0,12 cm<sup>3</sup>.
- Le facteur de calibration de la chambre,  $N_{D,air}$ , a été évalué lors d'une mesure dans l'air et une comparaison par rapport à une chambre NE2571 calibrée pour le <sup>192</sup>Ir. Un facteur de correction air-eau a été utilisé pour évaluer le  $N_{D,W}$ .
- Chambre à l'air ce qui impose une correction de pression et de température.
- L'électromètre utilisé est un PTW Unidose.

La dose dans l'eau peut être définie par la formule suivante :

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,W} K \quad (4.1)$$

dans laquelle :

$D_{w,Q}$  est la dose en un point dans l'eau (Gy).

$M_Q$  est la mesure réalisée avec l'électromètre (C).

$N_{D,W}$  est le facteur de calibration pour l'<sup>192</sup>Ir dans l'eau (Gy/C).

$K$  est le facteur de correction, principalement de pression et de température.

La mesure a été réalisée dans un fantôme d'eau qui consiste en une boîte de plexiglas de 30 cm de côté et dont les parois ont une épaisseur de 1 cm. La disposition de l'applicateur et de la chambre d'ionisation est indiquée sur la figure 4.1.



Fig. 4.1 Position de la chambre d'ionisation par rapport à l'applicateur dans le dispositif expérimental.

Le centre du volume sensible de la chambre d'ionisation a été placé dans un plan horizontal contenant l'axe de la partie non inclinée du tube intra-utérin ; à une distance de 2 cm de cet axe et 2 cm de la fin des cylindres vaginaux.

La dose totale mesurée a été obtenue par 4 positions successives de la source dans la partie inclinée du tube intra-utérin ; la première position située en fin du tube ; les autres étant obtenues en déplaçant la source par pas de 5 mm. On obtient ainsi un train de source de 20 mm.

Cette situation expérimentale a été reproduite dans un fichier d'entrée pour le code de calcul MCNP5. La partie sensible de la chambre d'ionisation a été simulée comme un volume d'air situé dans l'eau à la position de référence. Quatre fichiers d'entrée reproduisant les différentes positions de la source ont été créés. A la figure 4.2, réalisée à l'aide du logiciel Sabrina [Sabrina 1993], on peut voir la position relative de l'applicateur et de la chambre d'ionisation [fig. 4.2 (a)] ainsi qu'une des positions de la source dans le tube intra-utérin [fig.4.2 (b)]. Lors de la modélisation

de l'expérience pour MCNP5, l'origine géométrique a été fixée au centre de la face avant du cylindre vaginal [fig. 4.2 (a)]. Le centre du volume sensible de la chambre d'ionisation a été positionné en (2, 3,5, 0,55)

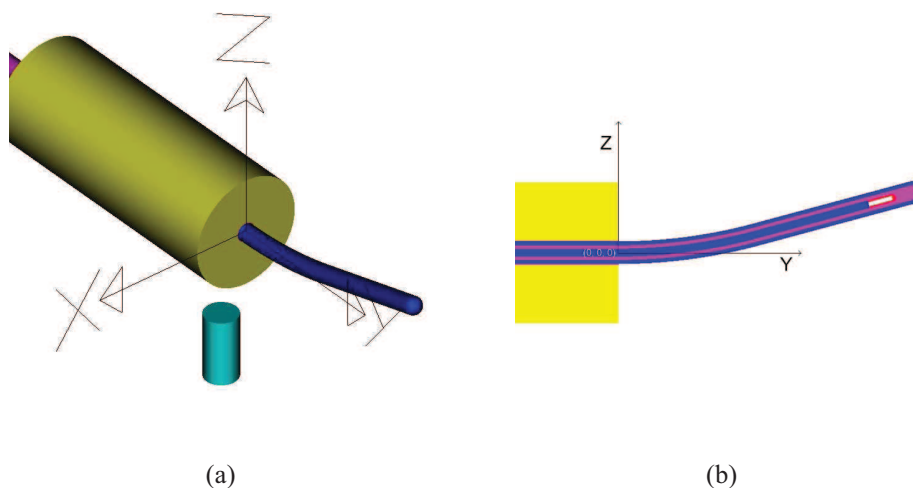


Fig. 4.2 Modèle développé pour le calcul MCNP5 : (a) position de la chambre d'ionisation, (b) vue en coupe de la source dans le tube intra-utérin.

#### 4.1.2. Calculs MCNP5

Le modèle de l'applicateur et de la chambre ont été insérés dans une modélisation du fantôme d'eau. Le calcul de dose a été réalisé par un tally \*F8 qui évalue l'énergie déposée dans une cellule. Les caractéristiques du calcul sont les suivantes :

- Tally \*F8.
- $5 \cdot 10^8$  particules.
- Calcul incluant les photons et les électrons.
- Cutoff de 1 keV pour les photons et 20 keV pour les électrons.
- 4 calculs pour les 4 positions successives de la source dans le tube intra-utérin.

La dose (cGy) finale peut être obtenue par la formule suivante :

$$D = \frac{E_p ANt}{100M_{air}} \quad (4.2.)$$

où

$E_p$  est la somme des énergies déposées dans le volume de la chambre d'ionisation pour les 4 calculs différents (joules).

$A$  est l'activité de la source au moment de l'expérience (Bq).

$N$  est le nombre de photons émis par désintégration.

$M_{air}$  est la masse d'air dans la chambre d'ionisation ; évaluée à 20°C (kg).

$t$  est le temps d'irradiation

#### 4.1.3. Comparaison mesures – calcul

La mesure de dose a été réalisée dans l'eau. Le tableau 4.1 reprend les résultats des calculs ainsi que la moyenne des mesures réalisées.

Tableau 4.1 Comparaison calcul MCNP5 et mesure chambre d'ionisation.

	Calcul *F8 (cGy)	Moyenne RK-8305 (cGy)	Différence
Dose dans l'eau	78,5 ± 3%	75,25 ± 1,5 %	4 %

Il faut remarquer que l'incertitude sur le résultat du calcul MCNP5 ne tient compte que de l'erreur statistique donnée par MCNP et que l'erreur sur les mesures expérimentales est donnée par le fabricant.

Par cette première comparaison entre un calcul et une mesure expérimentale effectuée en prenant de l'eau comme milieu extérieur, le modèle développé pour la source et l'applicateur peut être considéré comme validé pour l'eau. Une différence inférieure à 5 % est considérée comme acceptable dans le domaine de la brachythérapie. Le modèle pourra donc être utilisé pour les évaluations dosimétriques de traitements. Lors de ces calculs, différents autres milieux seront envisagés tels que le plexiglas ou les tissus.

## 4.2. Calcul de certains paramètres du TG 43 et TG 56

Dans les recommandations énoncées par les textes TG 43 [Nath 1995] et TG 56 [Nath 1997], différents paramètres doivent être évalués (calculés ou mesurés) afin d'assurer une évaluation correcte des doses ainsi que la planification du traitement. Certains d'entre eux peuvent être calculés par MCNP5 ; entre autre la fonction d'anisotropie et l'Air Kerma Strength ( $S_k$ ). Le calcul de ces paramètres et la comparaison des valeurs obtenues avec la littérature ou avec des données du constructeur permettra aussi de valider le modèle développé pour la source.

### 4.2.1. Fonction d'anisotropie de la source

Cette fonction décrit l'anisotropie de distribution de dose autour de la source en incluant les effets d'absorption et de diffusion dans le milieu. Elle peut être définie par la suivant équation [Nath 1995] :

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)G(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0)G(r, \theta)} \quad (4.3)$$

Cette fonction prend en compte les interactions dans la source, dans la capsule ainsi que dans le milieu environnant. Pour une même distance, on calculera le rapport entre le débit de dose pour un certain angle  $\dot{D}(r, \theta)$  et celui de la situation de référence  $\dot{D}(r, \theta_0)$ , pour rappel, un point situé à la distance  $r$ , mesurée perpendiculairement au centre de la ligne source (angle  $90^\circ$ ).  $G(r, \theta)$  est le facteur géométrique ( $\text{cm}^{-2}$ ).

Dans MCNP5, le calcul de dose peut être approché de différentes manières :

- Par des tallies de volume tel que \*F8 (énergie en MeV déposée dans une cellule), F6 (énergie par unité de masse ; MeV/g) ou F4 (flux dans un volume).
- Par un tally de surface : F2 (particules traversant une surface).

La comparaison entre la fonction d'anisotropie de la source HDR Microselectron© utilisée dans la thèse, calculée par différents tallies et les valeurs trouvées dans la littérature (autres calculs, mesures) constitue un point important dans la validation de la modélisation de la source.

Pour les calculs MCNP5, l'espace autour de la source entre  $0^\circ$  (fin de la capsule) et  $180^\circ$  (câble) a été divisé en secteurs de  $15^\circ$ . Différents calculs (F6, \*F8, F2) ont été réalisés, soit à travers une surface située à la distance de mesure (voir figure 4.3), soit dans un volume centré sur le point de mesure (voir figure 4.4). Pour chacun des angles, la fonction d'anisotropie a été évaluée par rapport à la situation de référence (même distance, angle de  $90^\circ$ ). Les figures 4.3 et 4.4 ont été réalisées par le logiciel Sabrina.

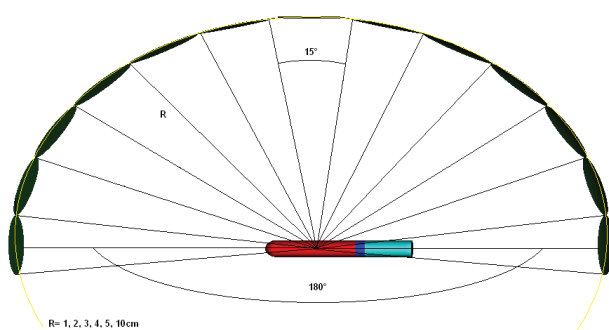


Fig. 4.3 Situation de référence pour la tally de surface F2.

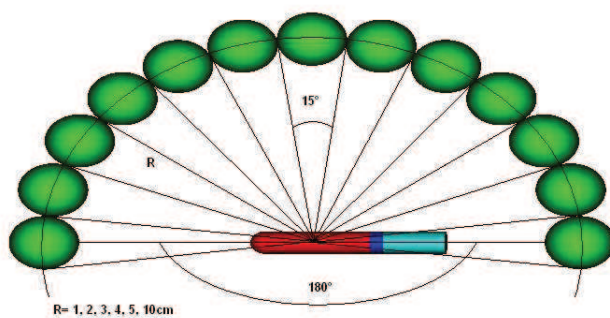


Fig. 4.4 Situation de référence pour les tallies de volume F6 et \*F8.



La figure 4.5 montre la comparaison entre les valeurs de la fonction d'anisotropie calculées par différents tallies MCNP5 (F2, F6, \*F8) et des valeurs (calculées ou expérimentales) provenant de la littérature [Williamson 1993, Sharma 2004].

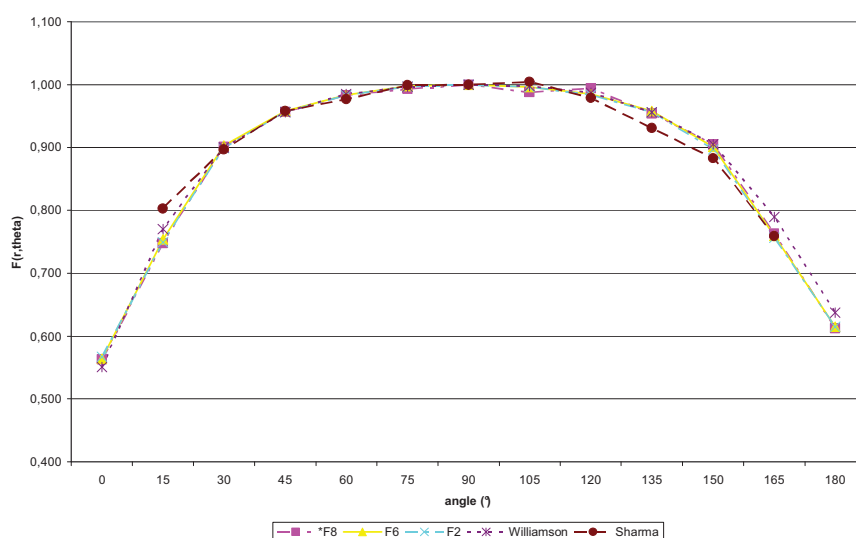


Fig. 4.5 Comparaison des fonctions d'anisotropie calculées par différents tallies avec les données de Williamson (calculs) et Sharma (mesures).

Les valeurs résultant des différents calculs MCNP montrent une bonne concordance avec les données obtenues par calculs par Williamson et celles obtenues expérimentalement par Sharma même pour le cas le plus défavorable, c'est-à-dire à 1 cm de la source. Les différences observées sont toujours en dessous de 4% et sont situées aux angles extrêmes c'est-à-dire en face de la fin de la capsule ou du côté de câble.

Les différences observées par rapport aux valeurs calculées par Williamson peuvent avoir plusieurs origines telles que :

- Le câble modélisé dans la thèse est un câble métallique fait de fils torsadés avec une masse volumique de  $5,28 \text{ g/cm}^3$  alors que dans la publication, il est simulé par une barre de métal plein avec masse volumique de  $8,02 \text{ g/cm}^3$ .

- Le matériau constituant la capsule est de l'acier inoxydable 316L au lieu du 304 dans le travail de Williamson, ce qui induit des différences de composition, surtout dans le cas de la teneur en nickel.

Les différences étant faibles, on peut considérer cette première validation comme acceptable. Les résultats des calculs MCNP5 réalisés à des distances plus importantes de la source se trouvent en annexe 1 de ce document.

#### **4.2.2. Air Kerma Strength**

L'Air Kerma Strength, défini au paragraphe 2.4 et par l'équation 2.7, est introduite dans la majorité des systèmes de planification de traitement pour définir les caractéristiques de l'irradiation. Cette valeur est mesurée par le fabricant et communiquée au physicien par l'intermédiaire du certificat de calibration. Il appartient à chaque physicien de contrôler cette valeur avant son utilisation. En général, elle sera mesurée à l'aide d'une chambre d'ionisation pour la source même, c'est-à-dire avec sa capsule mais sans aucun autre applicateur ou système de positionnement, dans un plan perpendiculaire à l'axe de la source et pour des distances de 10 à 100 cm de l'axe de la source.

On va évaluer, par calcul MCNP5, le Kerma-air ( $\text{Gy h}^{-1}$ ) et le « Air Kerma Strength »  $S_K$  ( $\mu\text{Gy m}^2 \text{h}^{-1}$ ), autour de l'applicateur. La valeur du Kerma par particule émise par la source en fonction de la distance à la source peut être estimée par MCNP5 grâce au tally FMESH4 qui évalue le Kerma. Les caractéristiques du calcul MCNP sont les suivantes :

- Tally FMESH4.
- Calculs réalisés dans un plan perpendiculaire à l'axe de la source et passant par le centre de la source.
- $5 \cdot 10^8$  particules.
- Cutoff de 1 keV pour les photons.
- Calculs réalisés dans l'air sec, car la source se trouve dans le tube intra-utérin de l'applicateur.
- Position 3 de la source dans le tube intra-utérin.

- Utilisation de DE, DF calculées pour l'air sec [NIST 2004] ;
- Voxel 1\*1\*1 mm<sup>3</sup>.
- Résultats exprimés en Gy, normalisés par particule émise pour des distances comprises entre la surface du tube intra-utérin et 8 cm de l'axe de la source.

La figure 4.6 donne le  $S_k$  par particule émise par la source dans un plan perpendiculaire à l'axe de la source pour des distances de 0 à 8 cm.

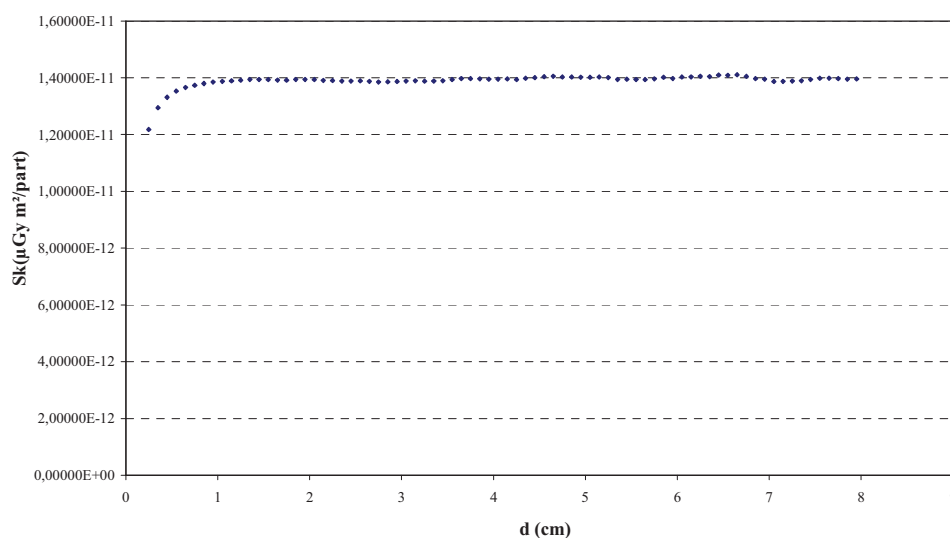


Fig. 4.6 Valeur de l'Air Kerma Strength, évalué par MCNP5

Comme attendu, le  $S_k$ , donné ici par particule émise par la source, devient constant après une certaine distance de la source, en absence d'absorption, de diffusion et lorsque l'équilibre électronique est atteint. Dans le cas du système modélisé ici, c'est-à-dire la source dans le tube intra-utérin situé dans l'air sec à 20°C, cette distance est d'approximativement 2 cm.

Afin de comparer le résultat de ce calcul avec la valeur donnée par le fournisseur pour une source de référence, on a calculé une valeur moyenne du  $S_k$  /particule entre 2 et 8 cm. Cette valeur a été multipliée par l'activité de la source à

la date de référence donnée sur le certificat et par le nombre de  $\gamma$  émis par désintégration. On obtient alors un  $S_k$  de  $47,20 \text{ mGy h}^{-1} \text{ m}^2$ . La valeur annoncée sur le certificat était de  $45,69 \text{ mGy h}^{-1} \text{ m}^2$  soit une différence de 3% avec la valeur provenant du calcul MCNP5. Une différence de 5% est tolérée [Nath 1997].

On peut en déduire que, pour des distances supérieures à 2 cm, la présence de l'applicateur n'a pas d'effet sur l'évaluation du  $S_k$ .

### 4.3. Description des outils dosimétriques

Dans ce paragraphe, les différents outils utilisés pour réaliser les mesures de dose et de distribution de dose autour de l'applicateur gynécologique sont décrits.

#### 4.3.1. Le fantôme

Afin d'assurer la reproductibilité des mesures ainsi que la comparaison avec les calculs de dose réalisés par MCNP5 ou par le système de planification de traitement, un dispositif permettant le positionnement de l'applicateur et du système de mesure a été réalisé [Ceccolini 2009, Gerardy 2010]. Le dispositif doit être construit dans un matériau simulant le mieux possible les tissus humains. En mesure dosimétrique, l'eau est souvent utilisée mais elle représente quelques désavantages :

- Le positionnement précis de l'applicateur et du système de mesure est plus difficile dans un milieu liquide.
- Le conteneur et les éléments permettant le positionnement doivent de toute façon être dans un matériau solide.
- L'emploi de système de mesure de dose, chambre d'ionisation avec alimentation électrique ou films radiochromiques sensibles à l'eau, devient complexe.

Un fantôme solide composé de plusieurs plaques de polymère a été conçu afin de remplir les conditions nécessaires à la dosimétrie autour d'un applicateur gynécologique de type cylindrique. Le choix du matériau s'est donc fixé sur le plexiglas, souvent utilisé pour réaliser des dispositifs simulant les tissus humains,

principalement dans le domaine des basses énergies  $\gamma$ . Le fantôme utilisé est un cube de 15 cm d'arête. Il est constitué de 30 plaques de 15\*15\*0,5 cm<sup>3</sup> [Pérez-Calatayud 2004]. Des photographies du fantôme, comprenant l'applicateur peuvent être vues à la figure 4.7.

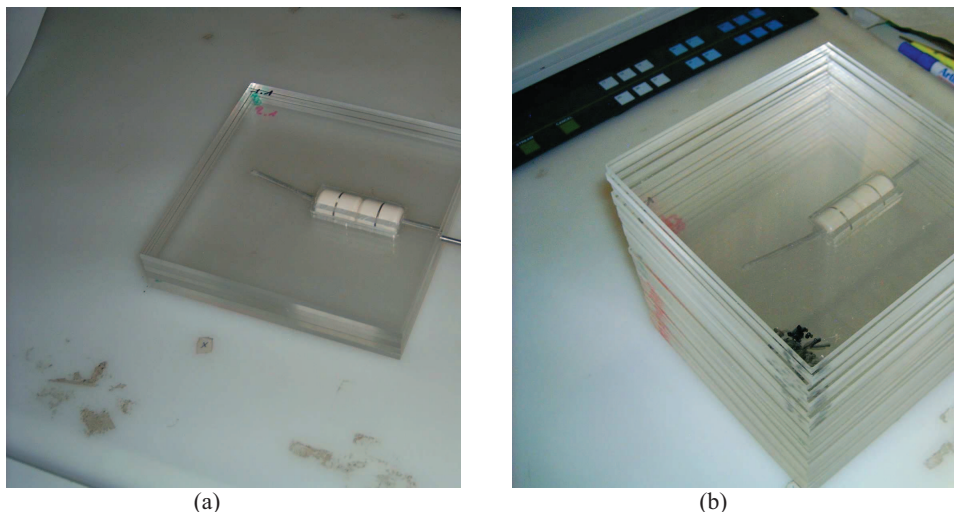


Fig. 4.7 Position de l'applicateur dans le fantôme : (a) dans les 4 plaques centrales ; (b) dans l'empilement de plaques.

Des tiges filetées en téflon sont utilisées pour assurer la cohésion des différentes plaques sans apporter de matériaux lourds pouvant perturber la distribution de dose dans le fantôme. Un usinage a été réalisé dans les 4 plaques centrales afin de pouvoir insérer l'applicateur, c'est-à-dire le tube intra-utérin et les cylindres vaginaux, comme le montre la figure 4.7 (a). Un film dosimétrique peut être aussi inséré entre les différentes plaques ce qui permet une bonne reproductibilité de positionnement.

#### **4.3.2. Chambre d'ionisation pin- point**

La chambre d'ionisation permet d'obtenir une mesure de la dose absolue dans un milieu choisi, le plexiglas du fantôme. De façon à se rapprocher de la mesure de dose ponctuelle, une chambre de très petit volume sera utilisée. Deux plaques du fantôme de plexiglas ont été usinées pour pouvoir positionner la chambre de

manière reproductible. Ces plaques ont ensuite été déplacées de 1,5 cm, 2 cm, 3 cm et 4 cm de l'axe du tube intra-utérin pour réaliser des mesures de dose en profondeur.

La chambre pin- point utilisée est la Wellhöfer CC04 [Wellhöfer 2007] (fig.4.8) dont les caractéristiques sont les suivantes :

- Volume actif = 0,04 cm<sup>3</sup>
- $N_{D,W} = 9.48 \cdot 10^8$  Gy/C pour le <sup>60</sup>Co
- Chambre à l'air, ce qui impose une correction de pression et température.



Fig. 4.8 Chambre Wellhöfer CC04 [Wellhöfer 2007]

On peut évaluer la dose par l'équation 4.1.

#### 4.3.3. Les films radiochromiques

Les films radiochromiques sont des films dosimétriques à développement direct qui ne nécessitent donc pas de développement chimique. Dans le cas des films GAFCHROMIC®, un monomère de Pentacosano-10,12-diyonoic acid (PCDA) polymérise sous l'effet de l'énergie déposée par les rayonnements. La densité optique du film est une fonction de la dose [Buston 2003, Gafchromic 2006]. Différents types de films, dont les caractéristiques sont données au tableau 4.2, sont disponibles suivant les caractéristiques nécessaires pour l'application.

Le choix s'est porté sur les Gafchromics© EBT pour différentes raisons :

- La gamme de dose mesurable est compatible avec les besoins du contrôle dosimétrique pour l'application en brachythérapie.

- Ils sont prévus pour réaliser des mesures de dose absolue et pas seulement des mesures de dose relative ou de taille de champs d'irradiation.

Tableau 4.2 Caractéristiques des différents types de films GAFCHROMIC®.

	Gamme d'énergie	Gamme de dose
GAFCHROMIC® HD-810	Megavolt	5 Gy to 500 Gy
GAFCHROMIC® MD-55	Megavolt	1 Gy to 100 Gy
GAFCHROMIC® HS	Megavolt	0,5 Gy to 40 Gy
GAFCHROMIC® RTQA	Megavolt	0,02 Gy to 8 Gy
GAFCHROMIC® EBT**	Megavolt	0,02 Gy to 8 Gy

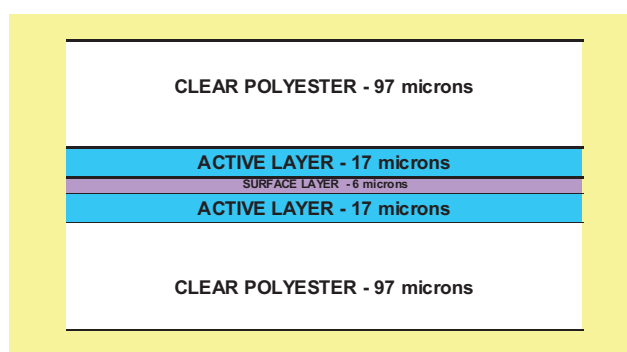


Fig. 4.9 Coupe du Gafchromic© EBT [Gafchromic 2006].

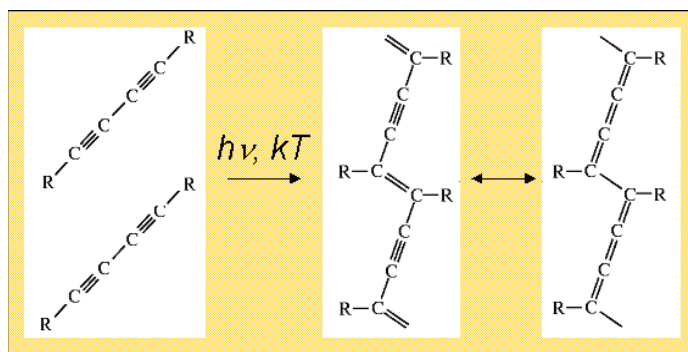


Fig. 4.10 Réaction de polymérisation du PCDA [Gafchromic 2006].

La figure 4.9 montre une coupe des différentes couches du film. Un milieu sensible, constitué de monomères de Pentacosano-10,12-diynoic acid (PCDA) est placé entre deux films de polyester transparents. La polymérisation sous radiation (fig.4.10) de la couche active augmente avec la dose et donne la couleur du film.

Les Gafchromics sont équivalent-tissus (voir tableau 4.3) ce qui permet à la calibration de la densité optique en fonction de la dose absorbée d'être indépendante de l'énergie des particules (voir fig. 4.11) ; une calibration faite avec un faisceau RX de 6 MV, dont l'énergie moyenne est proche de 300 keV (voir figure 4.13), doit être transposable à la source de  $^{192}\text{Ir}$  ( $E_\gamma$  moyen  $\sim 300$  keV). La résolution spatiale est de 0,1 mm.

Tableau 4.3 Composition atomique du Gafchromic© [Gafchromic 2006].

Composition atomique						$Z_{\text{eff}}=[\sum a_i(Z_i)^{a_i}]^{1/a}$
C	H	O	N	Li	Cl	
42,3%	39,7%	16,2%	1,1%	0,3%	0,3%	6,90

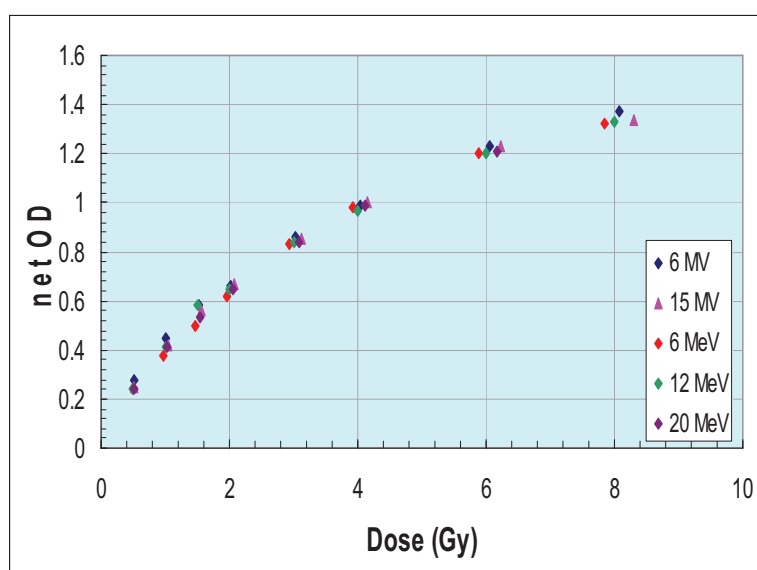


Fig. 4.11. Exemple de courbe de calibration dose- densité optique pour différentes énergies de RX [Gafchromic 2006].



#### 4.3.4. Les outils d'analyse des films radiochromiques

L'analyse complète des films Gafchromic© EBT a été réalisée de deux manières :

- En digitalisant les films avec un scanner de type EPSON V700 puis en utilisant successivement trois logiciels différents de la firme PTW : FilmScan, Filmcal et Verisoft, qui sont décrits dans les points suivants.
- En digitalisant les films avec un scanner médical VIDAR VXR12+ et en analysant l'image avec le logiciel RITT113.

##### 4.3.4.1. FilmScan

Ce logiciel [PTW1 2009], relié au scanner Epson V700, permet la digitalisation des films radiochromiques. On obtient alors une image de format « tiff ». Ce logiciel permet de choisir un certain nombre d'options lors de la digitalisation des images telles que :

- L'utilisation d'un masque d'uniformité (*flattening correction*) : il s'agit de faire une acquisition d'un film non irradié recouvrant toute la surface du scanner qui sera utilisée pour le reste des mesures. Ce masque prend en compte les différences de luminosité du scanner sur la surface choisie et permet de corriger la densité optique des images acquises par la suite.
- Le choix de la résolution : de 50 à 200 dpi.
- Le choix du canal RGB utilisé pour la densité optique : les films Gafchromic© EBT présentent un maximum de sensibilité dans la gamme de longueur d'onde autour de 600 nm (dans le rouge). On choisit donc de ne conserver que le canal correspondant au rouge afin d'augmenter la sensibilité de la mesure.

##### 4.3.4.2. Filmcal

Il s'agit du logiciel qui permet de réaliser une calibration de la dose en fonction de la densité optique du film [PTW2 2008]. Celle-ci est lue dans le canal R du système RGB (entre 0 et 65535). Les différents films irradiés à des doses connues

sont chargés dans Filmcal. Le logiciel permet de choisir la région d'intérêt dans laquelle sera réalisée la moyenne de la densité optique. Une région d'intérêt de 55\*55 pixels (soit un carré de 19,25 mm de côté) a été choisie en accord avec différents articles portant sur le sujet [Paelinck 2007]. La courbe de calibration est établie en fonction de la densité optique moyenne sur cette région d'intérêt. Le logiciel ne fournit pas de fonction mathématique ajustant cette courbe. Il existe une fonction de lissage permettant d'ajuster « à l'œil » la courbe de façon à ce qu'elle soit continue et réalise le meilleur ajustement des points mais à nouveau sans évaluation réelle d'une fonction. Les valeurs de calibrations seront conservées dans un fichier qui pourra par la suite être utilisé pour calibrer une image.

#### 4.3.4.3. Verisoft

Verisoft [PTW3 2009] est un logiciel, aussi de la firme PTW, qui permet de réaliser une analyse de distribution spatiale de dose ; que ce soit à partir de films radiographiques, radiochromiques ou d'un réseau de chambre d'ionisation (détecteur 2D Array). Dans le cas précis des films radiochromiques Gafchromic© EBT, Verisoft permet de :

- Calibrer une image acquise dans FilmScan en lui affectant un fichier de calibration.
- Obtenir une distribution spatiale de la dose reçue par le film.
- Obtenir des profils de dose suivant des axes choisis.

Verisoft permet aussi de comparer deux images et de donner une matrice indiquant le pourcentage de différence entre les deux images, pixel par pixel.

#### 4.3.4.4. VIDAR VXR12+ et RITT113

Le scanner VXR12+ [VIDAR 1992] réalise des images en 4096 couleurs. Sa résolution spatiale maximale est de 85 µm par pixel. On obtient alors une image qui peut être analysée par un logiciel ; ici le RITT113 [RITT113 2008]. Ce logiciel permet de calibrer l'image en dose. Différentes fonctionnalités peuvent être utilisées tel que l'affichage de courbes isodose, de profil de dose suivant un axe défini ou la comparaison entre deux images. Il permet aussi d'introduire une

matrice de dose sous forme de tableau permettant de ce fait la comparaison entre la distribution de dose mesurée par un film et un calcul de dose réalisé par un logiciel de planification de traitement ou par tout autre moyen de calcul, par exemple MCNP5. Cette dernière fonctionnalité, impossible à mettre en œuvre sur Verisoft, sera utilisée pour la comparaison entre les mesures réalisées par films radiochromiques et le résultat des simulations MCNP5.

#### **4.3.5. La calibration des films Gafchromic© EBT**

Pour l'utilisation des films radiochromiques en dosimétrie absolue, une calibration en dose est indispensable [Niroonmand-Rad 1998] et ce quel que soit le système d'analyse utilisé. L'irradiation des films utilisés pour la calibration a été réalisée avec des RX 6 MV provenant d'un accélérateur linéaire type LINAC de la firme VARIAN. La gamme de dose choisie s'étend de 10 à 400 cGy. Les caractéristiques de l'irradiation sont les suivantes :

- L'équilibre électronique est obtenu par 15 mm de polymère équivalent-eau ;
- La distance source-film est de 1 m.
- Un champ d'irradiation 10\*10 cm<sup>2</sup>.
- Un débit dose de 200 UM/min.
- 1 UM = 1cGy (incertitude de 1%) dans les conditions d'ouverture de champs et de distance spécifiées plus haut.

La procédure utilisée dans le cas de l'utilisation des logiciels PTW et du scanner EPSON V700 est la suivante :

- On découpe des morceaux de film de 3,5 cm x 5 cm.
- Ces films sont irradiés à des doses de 10, 25, 50, 100, 150, 200, 250, 300, 350 et 400 cGy. La direction du faisceau est perpendiculaire à la surface des films, comme ce sera le cas par la suite lors de l'irradiation par la source de <sup>192</sup>Ir.
- Trois lectures successives de chacun des films sont réalisées à l'aide d'un scanner EPSON V700 Photo (résolution 72 dpi, 48 couleurs [Paelinck

2007]) en utilisant le logiciel Filmcal [PTW2 2008]. La troisième lecture est conservée pour l'évaluation de la densité optique.

- Les films utilisés pour la calibration et pour les mesures ont tous été scannés dans la même direction, repérée par rapport à l'orientation de la feuille de film de base dans laquelle ils ont tous été découpés.
- La mesure de la densité optique a été réalisée dans les longueurs d'onde correspondant au rouge. Cette gamme de longueur d'onde correspond à la zone de sensibilité maximale du Gafchromic© EBT avec une correction d'uniformité.
- La calibration est réalisée dans la partie « filmcal » du même logiciel ; cette calibration est enregistrée et pourra servir pour calibrer les autres films. La courbe de calibration obtenue est montrée à la figure 4.12.

Le logiciel Filmcal permet d'obtenir un fichier de calibration qui peut être associé à une image et permet ainsi d'obtenir une valeur de dose pour chaque pixel mais ne donne aucune information sur le type d'ajustement réalisé pour la courbe de calibration.

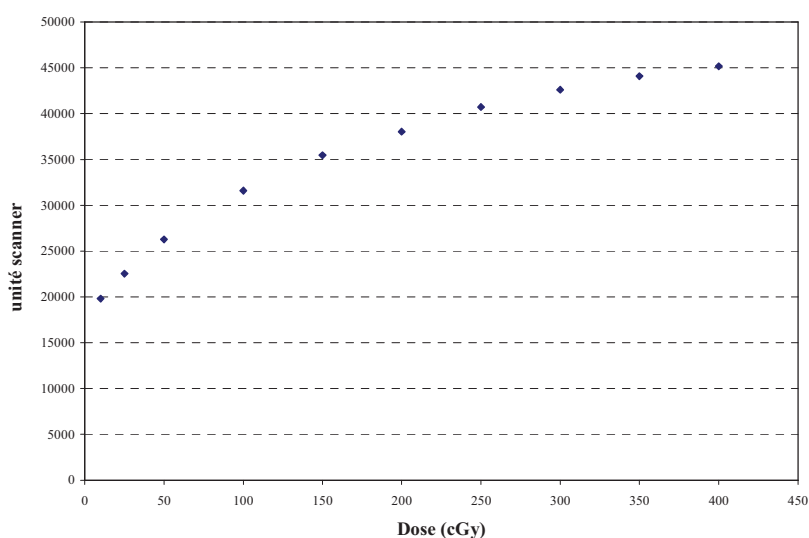


Fig. 4.12 Courbe de calibration des Gafchromic© EBT sur Verisoft.

Quelques précisions s'imposent quand à cette procédure de calibration :

- Les films utilisés pour la calibration et ceux qui seront utilisés pour la mesure d'isodoses de la source de  $^{192}\text{Ir}$  dans le fantôme de plexiglas ont été prélevés dans la même feuille. Un repère a été réalisé pour s'assurer que tous les films seront scannés dans le même sens par rapport à la feuille d'origine.
- Les Gafchromic © EBT sont équivalent-tissus et donc, la calibration en dose est indépendante de l'énergie de la source utilisée. Toutefois, le spectre en énergie du faisceau de photons de 6 MV montre un pic au environ de l'énergie 300 keV (voir figure 4.13) ce qui est compatible avec le spectre de la source d' $^{192}\text{Ir}$ .

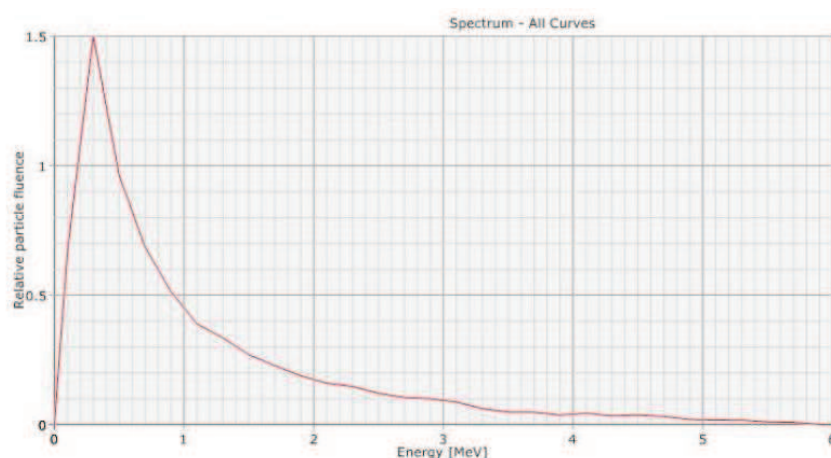


Fig. 4.13 Spectre de l'accélérateur linéaire LINAC [VARIAN 2008].

Dans le cas de l'utilisation du VIDAR VXR12+ et du RITT113, la méthode utilisée diffère peu de celle développée ici plus haut. Il faut aussi irradier différents films à des doses croissantes, et digitaliser chacun d'eux. Toutefois, du fait de la géométrie de digitalisation du film et principalement de la distance entre le film et la source de lumière, une correction doit être apportée pour pouvoir calculer la densité optique à partir de la valeur de l'unité scanner. Une correction est appliquée par le logiciel RITT113 à partir de film de référence. On peut alors obtenir la courbe de calibration des films Gafchromic EBT sur le RITT113 (Fig. 4.14).

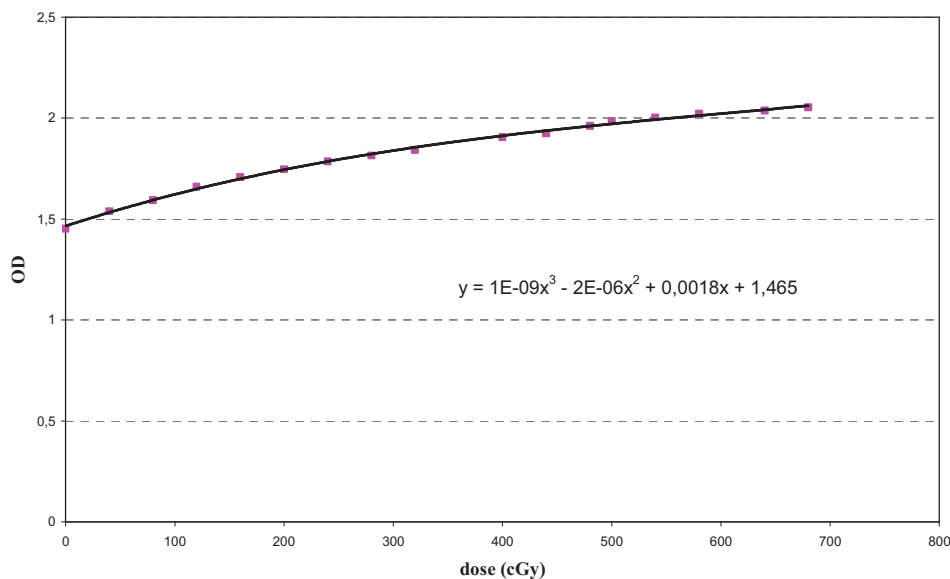


Fig. 4.14 Calibration des films Gafchromic EBT sur RITT113.

#### 4.4. Le logiciel de planification de traitement en brachythérapie : PLATO V14.3

Le système de planification de traitement en brachythérapie PLATO V14.3 [Plato 1989, Plato2 1999] permet non seulement d'évaluer la distribution de dose dans un plan ou un volume mais aussi de calculer le temps nécessaire pour obtenir une dose voulue en un point de référence tenant compte des différentes positions de la source dans le milieu irradié. Le logiciel réalise un calcul déterministe sur base du formalisme du TG-43 [Nath 1995].

Le logiciel contient une série de tableaux de données telles que les fonctions d'anisotropie, les facteurs géométriques, les coefficients de dose radiale et de débit de dose dans l'eau pour différents types de source. Lors du calcul, le radiophysicien précisera le type de source utilisée ainsi que son activité apparente ou son « air Kerma strength » afin de réaliser le choix des paramètres utilisés. La géométrie de calcul est réalisée par une reconstruction de différents plans soit sur base de coupes provenant d'un CT scanner soit sur base de deux clichés

RX classiques; l'un en latéral et l'autre en antéro- postérieur. Dans chacun des cas, l'applicateur et/ou les cathéters doivent être insérés dans le patient dans la position qu'ils auront lors de l'irradiation. Un calcul de dose point par point sera réalisé sur le volume défini. Dans le cas d'un traitement de brachythérapie, le radiophysicien imposera des doses précises à certains endroits, ces doses auront préalablement été définies par le médecin en fonction de la nature de la tumeur. Après définition des positions successives de la source, le TPS calculera les temps respectifs pour chacune de ces positions en vue de l'obtention de la dose totale voulue sur le volume à traiter.

Dans le but de réaliser une comparaison entre les données dosimétriques de PLATO et des valeurs de dose mesurées ainsi que des résultats calculés par MCNP5, on a opté pour les quatre positions de la source espacées de 5 mm dans la partie inclinée du tube intra-utérin, déjà utilisées lors d'autres mesures et, compte tenu de l'activité de la source, un temps de 30 s pour chacune de ces positions amène à une dose maximale de 400 cGy. Dans le même temps, deux distributions de doses ont été réalisées dans les plans où seront positionnés les Gafchromics©EBT dans le fantôme à plaques, à 1 et 2 cm de l'axe du tube intra-utérin. La figure 4.15 donne la position des sources ainsi que les isodoses données par PLATO.



Fig. 4.15 Position des sources dans le logiciel PLATO

## 4.5. Mesures expérimentales

Deux types de mesures expérimentales ont été réalisés autour de l'ensemble source-applicateur :

- Des mesures de distribution de dose à l'aide de films radiochromiques.
- Des mesures de dose absolue en utilisant une chambre d'ionisation pin-point mais aussi en utilisant les films radiochromiques.

### 4.5.1. Les mesures de distribution de dose

Les mesures ont été réalisées dans le fantôme de plexiglas, dans deux plans parallèles à l'axe du tube intra-utérin et à des distances de 1 et 2 cm de cet axe.

Les films de 15\*10 cm<sup>2</sup> ont été positionnés entre deux plaques du fantôme de plexiglas et irradiés pour les quatre positions successives de la source. Après 48 heures d'attente, les films ont été scannés avec l'Epson V700 Photo. La calibration « Dose = fonction de l'unité scanner » a été appliquée et une matrice de dose a été obtenue en utilisant le logiciel Verisoft. La figure 4.16 (a) montre l'image obtenue par digitalisation, en format « tiff ». On peut voir sur cette figure la distribution des densités optiques.

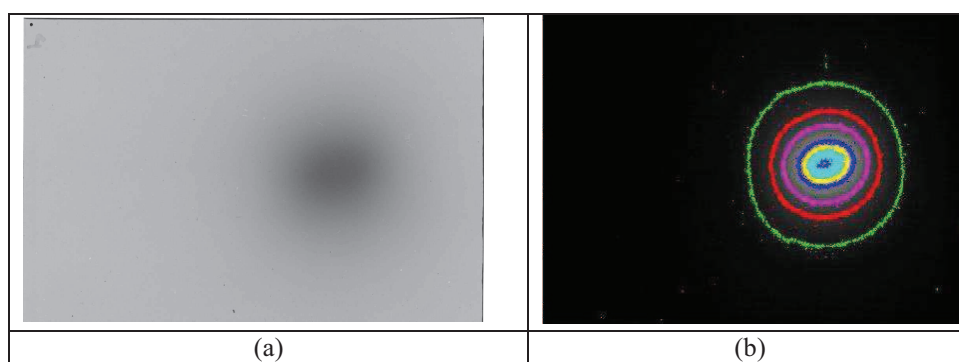


Fig. 4.16 Image scanner du Gafchromic EBT (a) et obtention de la distribution de dose après calibration (b).



En utilisant la calibration précédemment réalisée, on peut définir des distributions de dose (cGy) dans le plan et les afficher sous forme d'isodose, comme indiqué sur la figure 4.16 (b), mais aussi réaliser des profils suivant un axe.

#### 4.5.2. Les mesures de dose absolue

La chambre pin-point Wellhöfer CCO4 a été utilisée pour réaliser des mesures de dose absolue dans le fantôme. Pour ce faire, un canal a été usiné dans deux plaques de plexiglas du fantôme afin de pouvoir introduire la chambre. Les deux plaques usinées pourront être déplacées de façon à réaliser des mesures de la dose en profondeur dans le fantôme (fig. 4.17 a). Sur la figure 4.17 (b), on peut visualiser la position relative de la chambre et de l'applicateur par une radiographie du fantôme.

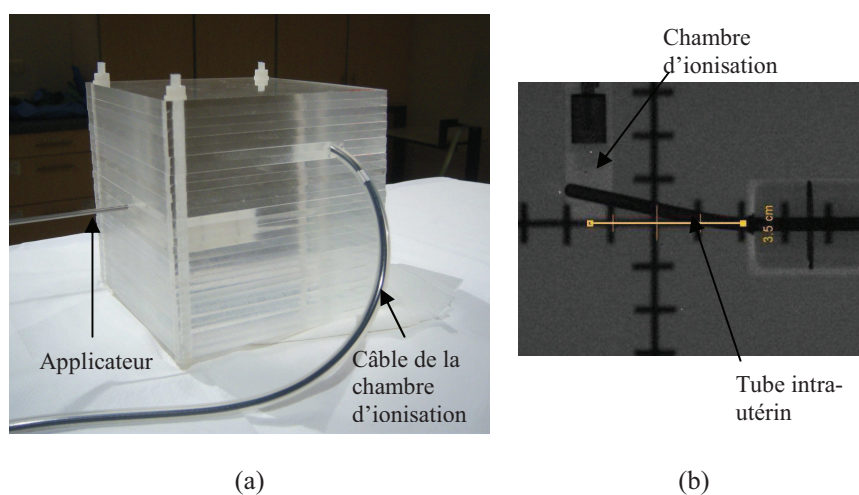


Fig. 4.17 Position de la chambre pin-point dans le fantôme (a) et image RX (b).

Les mesures de dose quasi ponctuelles ont été réalisées à des distances de 1,5, 2, 3 et 4 cm de l'axe de la source. Les facteurs de correction de pression et température ont été appliqués. La dose totale a été délivrée par 4 positions successives de la source dans le tube intra-utérin. Ces résultats seront ensuite comparés aux calculs réalisés par MCNP5.

## 4.6. Calculs MCNP5

### 4.6.1. Introduction

Au cours de la thèse, différents calculs ont été réalisés par MCNP5 autour de l'applicateur. Tout d'abord, le fantôme de plexiglas a été modélisé de manière à être utilisé dans les fichiers d'entrée.

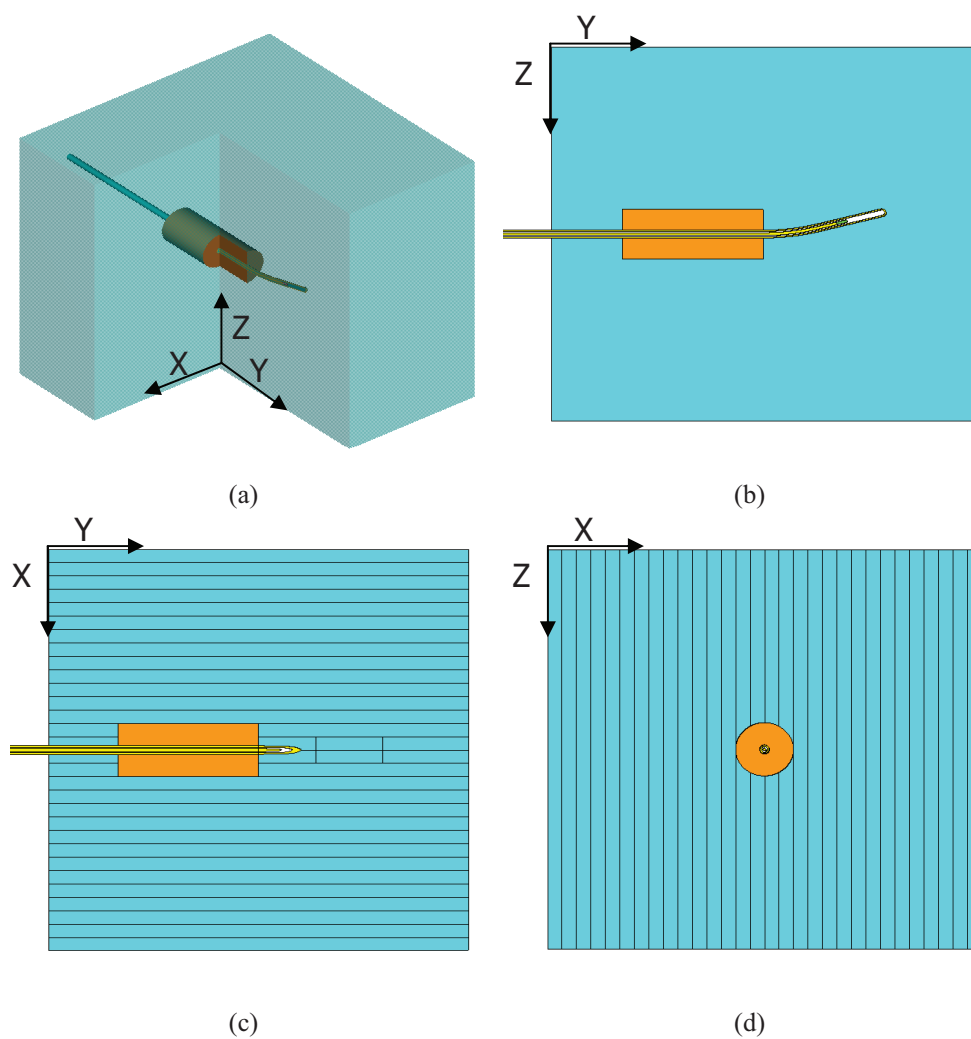


Fig. 4.18 Modélisation du fantôme : vision 3D (a) et différentes visions 2D (b, c, d)

La figure 4.18 donne une vision 3D ainsi que les différentes vues en 2D du fantôme. L'origine géométrique (0, 0, 0) a été fixée au centre du fantôme. Les différentes vues en 2D sont réalisées dans un plan qui contient l'origine.

La figure 4.19 donne le schéma, dans un plan YX passant par l'origine, de la situation géométrique des différents calculs. Chacune des situations sera décrite dans les prochains paragraphes. Différents calculs ont été faits en vue des comparaisons avec les mesures physiques :

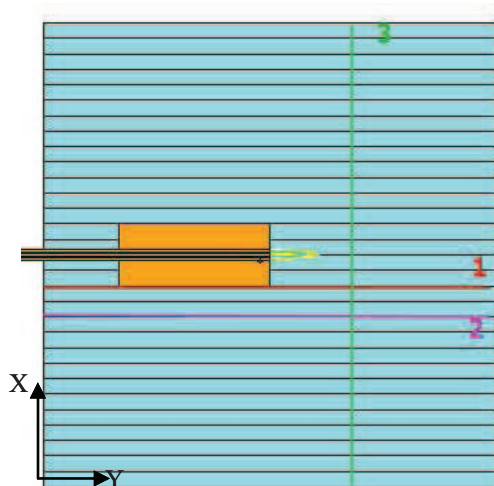


Fig. 4.19 Schéma géométrique des calculs MCNP5.

- En utilisant différents tallies [Melhus 2004]: \*F8 pour obtenir une énergie déposée dans une cellule ou F4 pour obtenir un flux et ensuite une distribution de Kerma.
- Dans différents matériaux environnant l'applicateur :
  - Eau pour la comparaison avec le système de planification de traitement.
  - Plexiglas pour comparer avec les mesures réalisées dans le fantôme.
  - Tissus humains pour approximer la réalité du traitement.
- Dans différentes géométries :
  - Dans deux plans parallèles à l'axe du tube intra-utérin, à des distances de 1 et 2 cm de l'axe (plans 1 et 2).

- Dans un plan perpendiculaire à l'axe du tube, de façon à estimer la dose en profondeur (plan 3).

#### 4.6.2. Description des calculs FMESH4

Le tally F4 permet d'évaluer la fluence dans un volume défini en sommant toutes les parties de trajectoire dans le volume considéré (voir paragraphe 3.4). Si on superpose au modèle géométrique de MCNP5 une grille avec un pas défini en x, y et z, on peut obtenir une évaluation de la dose dans chaque voxel et donc une distribution de dose dans un espace défini. L'utilisation des cartes de transformation DE, DF permet de calculer le Kerma à partir de la fluence. Le Kerma est égal à la dose dans les conditions d'équilibre électronique, ce qui est le cas à la sortie de la capsule de la source [Ballester 2009].

La carte DE contient un ensemble d'énergies et DF contient les facteurs de transformation qui correspondent à chaque énergie tabulée. Pour rappel, chaque facteur de la carte DF pour l'énergie E et le matériau M est obtenu par la formule suivante [Poon 2006] :

$$DF_{E,M} = \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E,M} E \quad (4.4)$$

Une carte DF sera donc obtenue pour chaque matériau différent utilisé à partir des coefficients de transfert d'énergie (ou d'absorption d'énergie) massique  $\left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E,M}$  données par le NIST [NIST 2004].

Les calculs FMESH4 pour la comparaison avec les films radiochromiques ont les caractéristiques suivantes :

- $5 \cdot 10^8$  particules.
- Cutoff de 1 keV pour les photons et 20 keV pour les électrons.
- 4 positions successives de la source dans le tube intra-utérin.
- Utilisation de DE, DF calculées pour le plexiglas.

- Voxel  $1\text{ mm} \times 1\text{ mm} \times 37\ \mu\text{m}$ .

Le film Gafchromic© a été modélisé à 1 cm et à 2 cm de l'axe de la source en trois couches successives (une couche active de  $34\ \mu\text{m}$  entourée de deux couches de polyester de  $97\ \mu\text{m}$ ) On a négligé la couche intermédiaire de  $6\ \mu\text{m}$ . La composition de l'ensemble est celui donné dans le point 4.4.3. La densité du polyester est de  $1,19\ \text{g/cm}^3$  [NIST 2004]. La figure 4.20 (a) montre les deux positions successives des films et la figure 4.20 (b) donne un agrandissement de la zone proche du tube intra-utérin dans le cas où le film est situé à 1 cm de l'axe de la source.

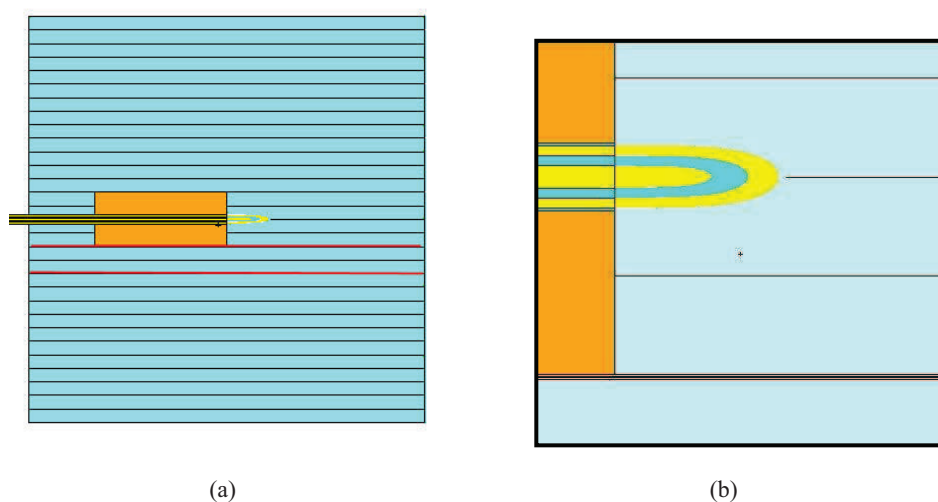


Fig. 4.20 Positions des films dans le fantôme (a) et zoom à 1 cm du tube intra-utérin (b).

La grille du FMESH4 a été adaptée à l'espace occupé par le film dans le fantôme c'est-à-dire  $15 \times 10\text{ cm}$  avec des voxels de  $1\text{ mm} \times 1\text{ mm} \times 34\ \mu\text{m}$ , ( $34\ \mu\text{m}$  étant l'épaisseur de la partie active du film). Un calcul a été réalisé pour chacune des 4 positions de la source déjà précédemment utilisées; on obtient donc 4 matrices de 150 colonnes et 100 lignes à additionner en utilisant Matlab [MATLAB 2005] et à multiplier par le nombre de  $\gamma$  émis par la source pendant le temps d'irradiation pour obtenir une matrice qui représente la dose reçue par le film réel. Cette dernière matrice doit être comparée au fichier obtenu après

digitalisation et application de la calibration sur les films Gafchromic© EBT ayant été irradiés dans le fantôme.

Différents calculs FMESH4 seront réalisés pour obtenir les distributions de dose dans les plans 1, 2 et 3 indiqués sur la figure 4.19.

En plus des simulations dans le plexiglas, des calculs supplémentaires ont été réalisés dans différents matériaux, eau et tissus, afin de comparer les résultats donnés par MCNP5 avec les évaluations de dose données par le logiciel de planification de traitement PLATO v14.3. En effet, PLATO va réaliser des calculs dans l'eau pour des doses réellement délivrées dans les tissus. MCNP5 permet de simuler réellement la composition et densité des tissus. Les caractéristiques des calculs FMESH4 sont les mêmes que précédemment sauf :

- Les cartes DE, DF ont été évaluées pour l'eau et pour les tissus standards avec une composition moyenne tirée de l'ICRU 44 [ICRU44 1989].
- Pour les distributions de dose dans les plans à 1 et 2 cm de l'axe (plans 1 et 2 sur la figure 4.19), les voxels sont de  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ .
- Pour les distributions de dose en profondeur (plan 3 sur la figure 4.19), les voxels sont de  $0,5 * 0,5 * 1 \text{ mm}^3$ .

Les tailles des voxels ont été alignées sur celles de PLATO.

Un calcul FMESH4 a également été réalisé pour une comparaison avec la mesure de dose absolue par la chambre pin-point Wellhöfer CCO4. Dans ce cas, la taille du voxel a été fixée à  $1 * 1 * 1 \text{ mm}^3$ . La dose a été évaluée dans le plexiglas dans le plan 3.

#### **4.6.3. Description des calculs \*F8**

Le tally \*F8 donne comme résultat l'énergie déposée dans un volume défini. La chambre d'ionisation a été simulée, comme on peut le voir sur la figure 4.21, et placée dans le fantôme aux mêmes positions que celles choisies pour l'expérience. On représente ici une coupe de la chambre dans le plan YZ pour  $x = 2 \text{ cm}$ . Les

caractéristiques pour calculer l'énergie déposée dans la chambre avec le tally \*F8 sont les suivantes :

- $5 \cdot 10^8$  particules.
- Cutoff de 1 keV pour les photons et 20 keV pour les électrons.
- Déposition de d'énergie dans un volume de  $0,04 \text{ cm}^3$  positionné aux mêmes endroits que la chambre d'ionisation.
- 4 calculs différents pour les 4 positions successives de la source dans le tube intra-utérin.
- L'énergie totale déposée par particule dans la chambre est la somme des résultats des 4 calculs pour chaque position de la source.

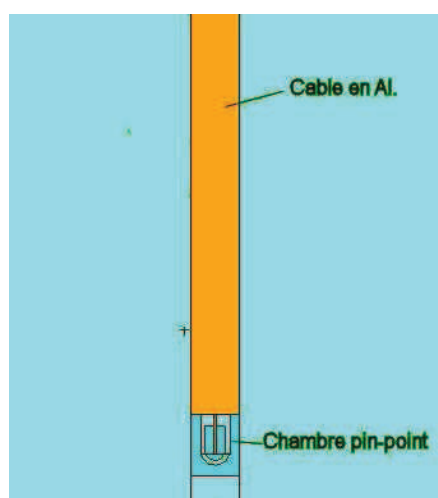


Fig. 4.21 Modèle de la chambre pin-point.

La dose délivrée au volume de mesure est obtenue en utilisant la formule 4.2 développée au point 4.1.2. Des calculs ponctuels sur une droite située dans le plan 3 seront réalisés de façon à pouvoir être comparés aux mesures faites avec la chambre d'ionisation pin-point. Les résultats ainsi obtenus seront comparés avec les mesures réalisées dans le fantôme.

#### 4.6.4. Création de la source-surface

L'énergie moyenne de l' $^{192}\text{Ir}$  est de 380 keV. On peut donc s'attendre à ce que peu de photons émis par la source arrivent aux différents systèmes de mesure. Obtenir une statistique suffisante nécessitera un nombre élevé d'histoires et donc un temps de calcul important. Dans le cas de l'étude réalisée pour la thèse, la source prend quatre positions connues. Différents calculs sont réalisés pour ces positions. Lors de l'exécution du fichier d'entrée, un grand nombre d'interactions ayant lieu dans la source elle-même, la capsule, ou le tube intra-utérin seront analysées mais ne participeront pas au score dans les cellules où la déposition de dose est étudiée. La création d'une source surface permet d'enregistrer dans celle-ci toutes les particules la traversant avec leurs caractéristiques c'est-à-dire :

- La position.
- L'énergie.
- La direction.

La source surface créée pour les mesures de distribution de dose autour de l'applicateur est indiquée en rouge sur la figure 4.22. Lors des exécutions suivantes, pour peu que la position de la source ne change pas, on peut réutiliser directement les particules enregistrées dans la source- surface.



Fig. 4.22 Tube intra-utérin avec marquage de la source et de la surface utilisée pour enregistrer les particules.



# Chapitre 5

## Analyse des résultats et comparaison avec les mesures expérimentales

---

### 5.1. Introduction

Dans ce chapitre, on analysera les distributions de dose autour de l'applicateur gynécologique obtenues par des mesures physiques et des calculs (MCNP5 et PLATO). A partir des distributions de dose, on peut tracer des isodoses. Une isodose est une courbe reliant les points recevant la même dose dans un milieu irradié. Dans le cas de la brachythérapie, la connaissance des isodoses permet de vérifier que le volume tumoral a bien reçu la dose prescrite mais aussi de contrôler la dose reçue par les tissus sains pouvant présenter un risque au niveau de l'irradiation, principalement la vessie et le rectum dans le cas des traitements gynécologiques. En traçant une droite à travers les isodoses, on peut définir un profil de dose et comparer des profils mesurés ou calculés par différentes méthodes, dans différents matériaux...

La méthodologie suivie pour chacune des techniques utilisées a été développée dans le chapitre 4. Pour rappel, cette étude a comporté différents stades mettant en œuvre :

- Deux systèmes de mesure de la dose, des films radiochromiques (Gafchromic<sup>®</sup> EBT) et une chambre d'ionisation pin-point (Wellhöfer CC04). Les mesures ont été réalisées dans un fantôme de plexiglas constitué d'un empilement de plaques.
- Deux systèmes de digitalisation et d'analyse des films radiochromiques : un scanner médical VIDAR VXR12 [VIDAR 1992] suivi du logiciel RITT113 [RIT113 2008] et un scanner photo EPSON 700 couplé au système

VERISOFT [PTW 2009]. Finalement, c'est la combinaison EPSON et Verisoft qui a été utilisée pour les distributions de dose.

- Deux géométries différentes pour la distribution de dose : dans un plan parallèle à l'axe du tube intra-utérin, entre deux plaques successives de plexiglas ; et perpendiculairement au tube pour obtenir la dose en profondeur.
- Deux systèmes de calculs reproduisant la géométrie des mesures : le système commercial de planification de traitement (TPS) PLATO de Nucletron et la modélisation réalisée sur MCNP5, un logiciel basé sur la méthode Monte Carlo.
- Dans le cas des calculs MCNP5, les distributions de dose ont été évaluées dans différents matériaux : le plexiglas, l'eau et les tissus humains « standards » (ICRU 44).

On réalisera aussi à la fin du chapitre une analyse des incertitudes liées aux différents systèmes de mesure mais aussi au code de calcul utilisé ; ceci dans le but de pouvoir réaliser une comparaison des résultats obtenus de manière objective. La connaissance des incertitudes associées aux résultats des calculs et des mesures permettra de déduire lors des comparaisons si ceux-ci sont significativement différents

## **5.2. Comparaison MCNP5-mesure en fantôme**

Dans ce paragraphe on comparera les résultats des évaluations de distribution de dose obtenus par MCNP5 avec ceux mesurés dans le fantôme de plexiglas. Ceci permettra entre autre de valider la simulation de l'ensemble source-applicateur réalisé sur MCNP5.

### ***5.2.1. Comparaison des distributions de dose dans un plan latéral***

Il s'agit donc de comparer les mesures réalisées par des films radiochromiques avec les calculs MCNP5. La comparaison peut se faire au niveau des isodoses ou des profils de dose. Les films sont placés entre deux plaques de plexiglas à 1 et 2 cm de l'axe du tube intra-utérin. Après irradiation, les films sont digitalisés. On obtient une matrice de masse volumique optique liée à la dose reçue. Après

application de la calibration en énergie, on crée une matrice de dose dont le nombre de lignes et de colonnes dépend de la taille du film et de la résolution du scanner. Dans le cas des calculs MCNP5, on obtient par FMESH4 une matrice de dose en Gy par particule émise par la source. Après multiplication de chaque valeur de la matrice par le nombre de photons émis par la source, c'est-à-dire l'activité multipliée par le nombre de photons émis par désintégration, on crée une matrice de dose. L'analyse de cette matrice montre que, dans les plans YZ où ont été placés les films, le maximum de dose se situe autour de  $y=2,95$  cm et  $z=0,45$  cm. On réalisera donc une étude des profils de dose suivant la droite AB, située dans le plan YZ à  $x=1$  cm ainsi que dans le plan YZ à  $x=2$  cm et contenant la droite EF. La figure 5.1, réalisée sur VISED montre les droites AB et EF dans le plan XY à  $z=0,45$  cm. On fera appel régulièrement dans le chapitre à cette figure afin de préciser et de fixer les situations géométriques correspondant aux différents calculs ou mesures.

Une première série de mesures a été réalisée dont les films ont été digitalisés sur le VIDAR VXR12+ [VIDAR 1992]. La résolution est de  $85 \mu\text{m}/\text{pixel}$ . Après utilisation d'un filtre de lissage, on obtient une matrice de dose qui peut être comparée avec la matrice  $150 \times 100$  obtenue par FMESH4.

Sur la figure 5.2, on peut voir une comparaison des isodoses mesurées et calculées à 1 cm de la source. Sur ce graphique, on peut remarquer que le décalage entre les isodoses calculées et mesurées est comme maximum 1 mm dans le cas des plus hautes doses, à 200 et 400 cGy et 2 mm pour les doses plus basses, à 60 et 100 cGy. Ce décalage est acceptable considérant le haut gradient de dose à cette faible distance de la source (1 cm).

Une autre série de mesures a été réalisée dont les films ont été digitalisés par le scanner EPSON 700 et calibrés en dose par VERISOFT. La résolution est de 72 dpi. Un lissage est aussi effectué pour permettre la comparaison des deux matrices de doses.

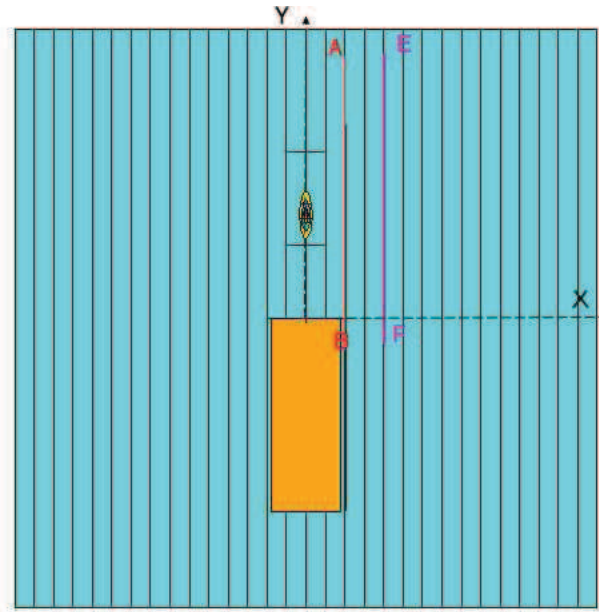


Fig. 5.1 Positionnement des films dans le fantôme pour la mesure.

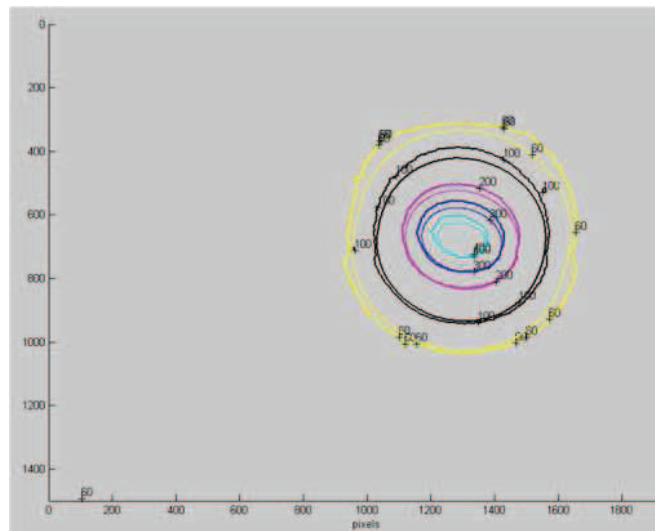
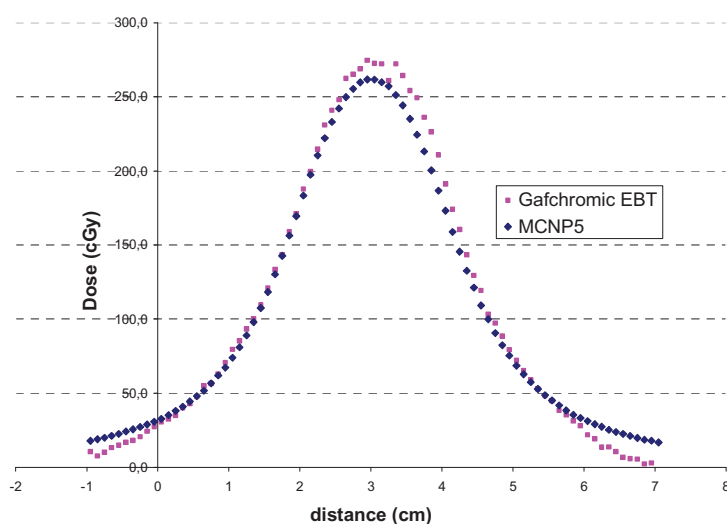


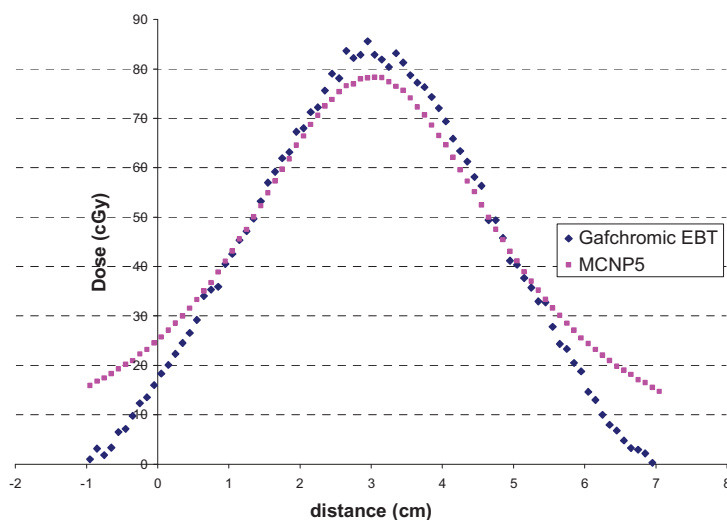
Fig. 5.2 Isodoses à 1 cm dans le fantôme : comparaison mesure-MCNP5.

Sur les deux graphiques de la figure 5.3, on peut voir les profils de dose obtenus, suivant les droites AB et EF, comparés aux calculs réalisés par MCNP5. Les profils sont réalisés pour des valeurs de  $y$  allant de  $-0,95$  cm à  $7,05$  cm suivant la droite AB, pour la figure 5.3 (a) et EF, pour la 5.3 (b).

Les profils obtenus par le calcul MCNP5 dans le fantôme de plexiglas montrent une bonne corrélation avec les mesures réalisées par des films Gafchromic®EBT et ceci pour 1 cm et 2 cm de distance à l'axe du tube intra-utérin tant que l'on reste dans les limites de la calibration en dose des films, c'est-à-dire au dessus de 40 cGy. Au maximum de la courbe, on observe une différence entre les valeurs mesurées et calculées de 4% à 1 cm et 6 % à 2 cm. Ces valeurs sont proches de l'homogénéité annoncée par le fabricant des films (5%).



(a)



(b)

Fig. 5.3 Profil de dose à 1cm (a) et 2 cm (b) de l'axe du tube intra-utérin.

### 5.2.2. Comparaison des distributions de dose en profondeur

Les mesures de dose en profondeur ont été réalisées par une chambre pinpoint Wellhoffer type CC04, comme défini dans le chapitre 4. Celle-ci a été insérée et aussi simulée dans le fantôme de plexiglas. Les mesures ont été réalisées à différentes distances du tube intra-utérin. En ce qui concerne les calculs MCNP5, la dose déposée dans la chambre a été calculée par deux tallies différents : FMESH4 et \*F8. Voici un rappel des caractéristiques des différents calculs :

En général :

- $5 \cdot 10^8$  particules.
- Cutoff de 1 keV pour les photons et 20 keV pour les électrons.
- 4 positions successives de la source dans le tube intra-utérin.

Pour FMESH4 :

- Utilisation de DE, DF, calculées pour le plexiglas.
- Voxel  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ .

Pour \*F8 :

- Déposition de dose dans un volume de  $0,04 \text{ cm}^3$  positionné aux mêmes endroits que la chambre d'ionisation.

La distribution de dose en profondeur a été réalisée dans la région du fantôme le long de la ligne CD définie à la figure 5.4, réalisée sur VISED, dans la zone du maximum de la dose pour la somme des quatre positions successives de la source dans le tube intra-utérin,

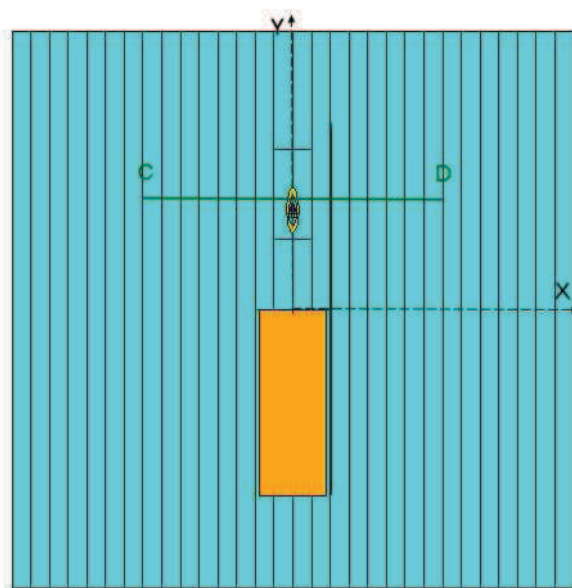


Fig. 5.4 Schéma pour les mesures et calculs de dose réalisés en profondeur.

Le tableau 5.1 donne les résultats des calculs avec MCNP5 et les mesures de dose effectuées avec la chambre pin- point CC04.

La figure 5.5, montre la comparaison entre les doses mesurées et celles calculées par \*F8 ainsi que par FMESH4.

Tableau 5.1 Résultats de dose (Gy) calculés ( $D_{cal}$ ) et expérimentaux ( $D_{mes}$ ).

distance	$D_{cal}$		$D_{mes}$		distance	$D_{cal}$		$D_{mes}$	
	FMESH4	*F8	CC04			FMESH4	*F8	CC04	
1,45	1,1933	1,1105	1,1856		2,75	0,4266			
1,55	1,0837				2,85	0,4009			
1,65	0,9911				2,95	0,3773	0,3720	0,4039	
1,75	0,9075				3,05	0,3549			
1,85	0,8352				3,15	0,3346			
1,95	0,7666	0,7239	0,7831		3,25	0,3163			
2,05	0,7064				3,35	0,2978			
2,15	0,6539				3,45	0,2817	0,3060		
2,25	0,6055				3,55	0,2671			
2,35	0,5631				3,65	0,2542			
2,45	0,5259	0,5186			3,75	0,2416			
2,55	0,4890				3,85	0,2290			
2,65	0,4559				3,95	0,2180	0,2258	0,2345	

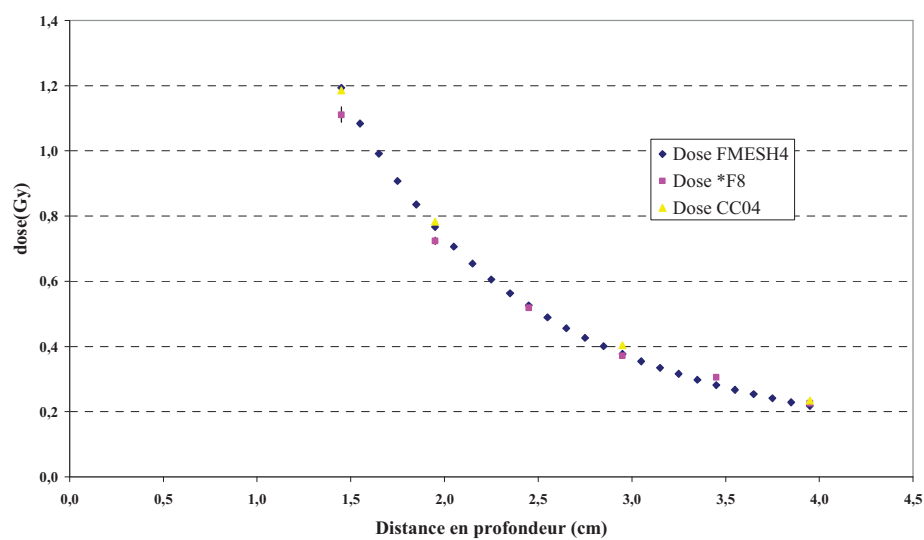


Fig. 5.5 Comparaison des distributions de dose en profondeur calculées et mesurées.



De ce graphique et des résultats chiffrés on peut faire plusieurs observations :

- Les différences entre mesure et calcul par \*F8 vont de 6% à 1,5 cm jusqu'à 3% à 4 cm. Ces erreurs pourraient entre autre provenir du positionnement de la chambre d'ionisation. Des calculs de sensibilité du modèle géométrique ont montré que, à 2 cm de la source, une erreur de positionnement de 1 mm amène à environ 9% de différence dans la dose calculée. Ce phénomène est évidemment plus important à faible distance de la source, où le gradient de dose est plus important. Le tally \*F8 évalue réellement l'énergie déposée dans un volume.
- Les différences entre mesure et calcul par FMESH4 vont de -1% à 1,5 cm jusqu'à 7% à 4 cm. Les résultats semblent être meilleurs à courte distance ce qui est un peu étonnant car c'est l'endroit où le gradient de dose est le plus important. Le grand avantage de cette technique est de pouvoir obtenir la distribution de la dose en profondeur en une seule exécution ce qui accélère le processus de calcul. Suite à l'utilisation des cartes DE, DF pour le plexiglas, les résultats sont très encourageants. Le tally FMESH4 évalue le Kerma qui est égal à la dose déposée dans les conditions d'équilibre électronique. La source d'<sup>192</sup>Ir de type MICROSELECTRON est encapsulée dans 0,25 mm d'acier et placée dans un tube intra-utérin d'environ 0,5 mm d'acier. L'équilibre électronique doit être atteint dès la sortie du tube.

### 5.3. Comparaison MCNP5-PLATO

Une comparaison a été réalisée entre les évaluations de dose réalisées par le système de planification de traitement (TPS) PLATO et les résultats obtenus par MCNP5. Une acquisition par CT scanner du fantôme contenant l'applicateur a été réalisée et les images ont été implémentées dans PLATO. Une simulation du traitement avec les quatre positions de la source d'Ir-192 a été effectuée et un calcul de distribution de dose a été réalisé dans les plans parallèles aux plaques du fantôme et contenant les droites AB, EF (figure 5.1) et dans le plan contenant la droite CD (figure 5.4). Cette situation a été aussi simulée dans MCNP5. Comme précédemment, FMESH4 fournit une matrice de dose avec une résolution définie par l'utilisateur ; 1mm<sup>2</sup>/pixel dans le cas présent. Les calculs PLATO ont été effectués avec la même résolution ce qui permet une comparaison plus aisée des

deux matrices. Pour rappel, dans le cas de PLATO, l'eau est le seul milieu pris en compte et donc, le fantôme et l'applicateur sont considérés comme constitués uniquement d'eau. Dans le cas des calculs MCNP5, la source et sa capsule sont toujours simulées en matériaux réels (Ir-192, acier 316L), tandis que pour le fantôme et l'applicateur, plusieurs situations ont été considérées :

- Situation 1 : Applicateur en matériaux réels et fantôme en eau.
- Situation 2 : Applicateur et fantôme en eau.
- Situation 3 : Applicateur en matériaux réels et fantôme en tissus, avec composition standard ICRU 44.

Deux séries de calculs MCNP5 ont été réalisées, calquées sur les positions des mesures réalisées par le films Gafchromic EBT ou par la chambre d'ionisation et décrites au point 5.2.1 et 5.2.2.

- Type 1 : Un calcul dans un plan YZ à  $x = 1,00$  cm et un profil suivant Y à  $z=0,45$  cm (droite AB, fig. 5.1) ainsi qu'un calcul dans un plan parallèle YZ à  $x = 2,00$  cm et un profil suivant Y à  $z = 0,45$  cm (droite EF, fig. 5.1).
- Type 2 : Un calcul dans un plan XZ à  $y = 2,95$  cm et un profil suivant X à  $z=0,45$  cm (droite CD, fig. 5.4). Ces calculs permettront d'évaluer la distribution de dose en profondeur, c'est-à-dire, en s'éloignant de la source, à partir de la surface du tube intra-utérin.

Les résultats des calculs MCNP5 obtenus dans chacune des situations décrites ci-dessus seront comparés avec les évaluations du logiciel PLATO. Ces comparaisons permettront de tirer différentes conclusions :

- La comparaison entre PLATO et les résultats obtenus dans la situation 2 permet de voir l'influence du type de calcul sur l'estimation de la dose. En effet, PLATO réalise un calcul de type déterministe basé sur l'algorithme développé dans le TG-43. PLATO considère l'eau comme unique milieu pour le calcul de la dose. Dans la situation 2, on considère aussi l'eau comme milieu environnant la source mais le calcul de distribution de dose est réalisé par un code de type Monte Carlo, donc probabiliste. On pourra donc juger des différences entre les deux types de calcul.

- La comparaison entre les calculs PLATO et les évaluations MCNP5 dans la situation 1 permettra d'évaluer la différence introduite par la prise en compte de l'applicateur réel et donc de pouvoir définir si une correction doit être réalisée pour les calculs de dose effectués par PLATO lors de l'utilisation du type d'applicateur gynécologique utilisé pour la thèse. Cette correction pourrait être nécessaire si les valeurs de dose données par PLATO sont fort différentes de celles données par MCNP5. Si l'effet de blindage de l'applicateur est réel, les doses calculées par PLATO seront plus élevées que celles réellement reçues par le milieu ; on observerait donc un effet de blindage de l'applicateur. L'effet de blindage peut être défini comme la diminution de la dose due à l'atténuation de photons dans le matériau constituant l'applicateur ; principalement le tube intra-utérin dans le cas de l'applicateur gynécologique utilisé dans la thèse.
- La comparaison entre les résultats des calculs obtenus par MCNP5 dans les situations 1 et 2 permettra d'évaluer l'effet de blindage du tube intra-utérin sur l'évaluation de la dose à une position précise. On compare ici les résultats de deux calculs réalisés par la même méthode ; la différence entre les doses calculées dans les deux situations permet l'évaluation du blindage.
- Pour compléter la comparaison, on réalisera une comparaison entre les calculs MCNP5 dans l'eau, les calculs PLATO et des calculs effectués par MCNP5 dans les tissus humains.

Les comparaisons seront réalisées pour les deux types de calcul ; les distributions dans deux plans parallèles aux plaques du fantôme ; à 1 et 2 cm de l'axe du tube intra-utérin ainsi que dans un plan perpendiculaire à l'axe du tube afin d'évaluer la distribution de dose en profondeur.

### ***5.3.1. Comparaison des distributions de dose dans les plans parallèles aux plaques du fantôme***

Comme dans le cas des comparaisons mesures - MCNP5, les distributions de dose peuvent être comparées sous forme d'isodoses ou de profils de dose. Dans le cas des distributions de dose dans des plans parallèles aux plaques du fantôme à 1 et 2 cm, on a réalisé des calculs MCNP5 dans les situations 1 (applicateur réel et fantôme en eau) et 3 (applicateur réel et fantôme en tissus standards).

Les isodoses ont été comparées entre PLATO et MCNP5 à 1 cm dans l'eau, mais en tenant compte des matériaux réels pour l'applicateur dans MCNP5 (situation 1). Sur la figure 5.6, réalisée sur MATLAB [MATLAB 2005], les isodoses en trait plein correspondent aux valeurs calculées par MCNP5 dans l'eau et celles en pointillé, à l'évaluation de dose donnée par PLATO.

On remarque que les isodoses calculées par PLATO sont toujours à l'intérieur de celles données par MCNP5 ; pour une position donnée, PLATO sous estime donc la dose par rapport à MCNP5. Un décalage maximum de 3 mm est observé entre les courbes de même dose. On peut donc en conclure que les isodoses évaluées par PLATO et MCNP5 sont cohérentes entre elles. Les distributions de dose calculées par PLATO permettront pourtant une bonne définition des volumes irradiés. La droite AB indiquée sur la figure 5.6 correspond à la localisation géométrique donnée à la figure 5.1.

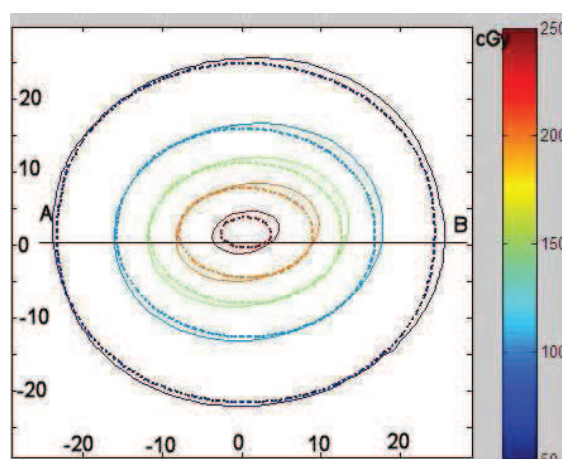
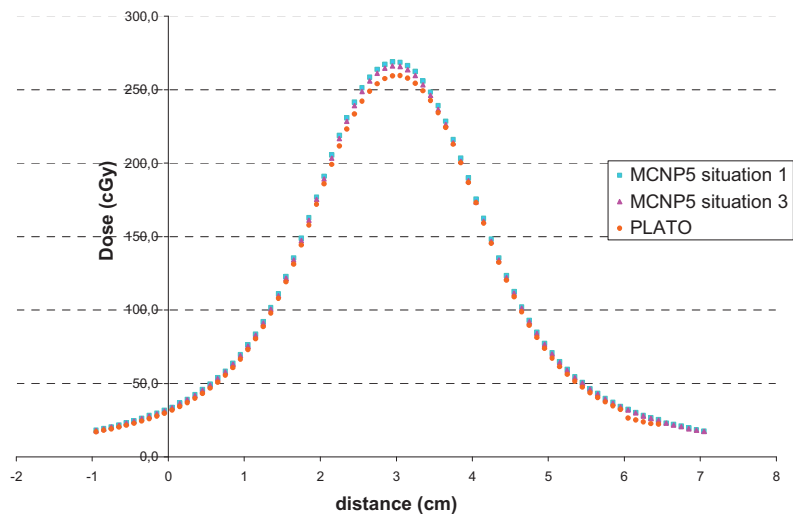
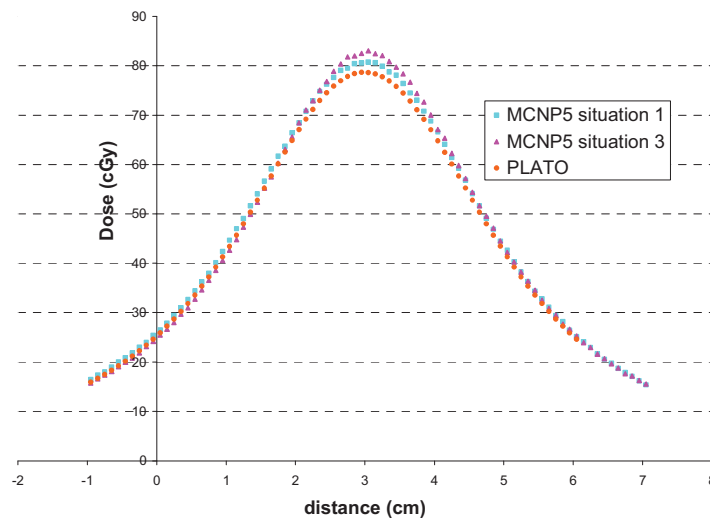


Fig. 5.6 Comparaison des isodoses PLATO et MCNP5 à 1cm de l'axe du tube intra-utérin.

Une comparaison quantitative est plus aisée à partir des profils de dose. On va donc comparer ceux obtenus suivant les droites AB et EF représentés à la figure 5.1. Les profils affichés à la figure 5.7 correspondent aux résultats des calculs obtenus par MCNP5 dans les situations 1 et 3 ainsi qu'à l'évaluation de dose donnée par PLATO.



(a) 1 cm



(b) 2 cm

Fig.5.7 Comparaison des profils de dose MCNP5- PLATO dans un plan latéral à 1 (a) et 2 (b) cm de l'axe du tube.

Les profils de dose obtenus dans les deux situations de calculs MCNP5 peuvent être comparés avec les évaluations de dose de PLATO :

- Comparaison PLATO – situation 1 :  
Lors de la comparaison des isodoses, on avait pu conclure que MCNP5 et PLATO définissaient des isodoses fort proches. Dans le cas des profils, on peut mettre en évidence des différences chiffrées dans les doses délivrées en un endroit précis. Lorsqu'on compare les profils obtenus à 1 cm ; on observe une différence maximale de 4% entre MCNP5 et PLATO dans la zone centrale des isodoses où le gradient de dose est le plus élevé, et de 6% dans la zone de plus faible dose vers l'extérieur des isodoses. De plus, MCNP5 surestime les doses alors que l'on s'attendait au contraire. En effet, comme on considère ici l'applicateur en matériaux réels, un effet de blindage était attendu et n'est pas observé. Dans le cas des évaluations à 2 cm, la différence observée sur tout le profil se situe entre 2 et 4%. A nouveau, MCNP5 surestime les doses.
- Comparaison PLATO – situation 3 :  
Lors de réels traitements, PLATO évaluera toujours la dose dans l'eau alors que le milieu sera constitué de tissus humain. A 1 cm, la différence entre PLATO et MCNP5 est de 1 % dans la zone des hauts gradients et de 5 % vers l'extérieur du profil. Les différences sont plus importantes à 2 cm avec des valeurs proches de 5 % dans la zone centrale et de 7 % vers l'extérieur. A nouveau, PLATO sous-estime la dose.

### ***5.3.2. Comparaison des distributions de dose en profondeur***

Comme à 1 cm de l'axe de la source, on ne remarque pas d'effet de blindage important, il est intéressant d'investiguer la distribution de dose plus proche du tube intra-utérin. Pour ce faire, une distribution de dose a été évaluée par PLATO et par MCNP5 dans le plan perpendiculaire à l'axe du tube intra-utérin et contenant la droite CD ; les profils de dose en profondeur ont été réalisés suivant la droite CD. Les calculs MCNP5 suivants ont été réalisés dans les situations 1, 2 et 3.

Sur la figure 5.8, les profils de dose obtenus par MCNP5 dans les trois situations sont comparés avec le profil obtenu par PLATO. Les lignes vertes apparaissant dans le graphique indiquent les limites du tube intra-utérin.

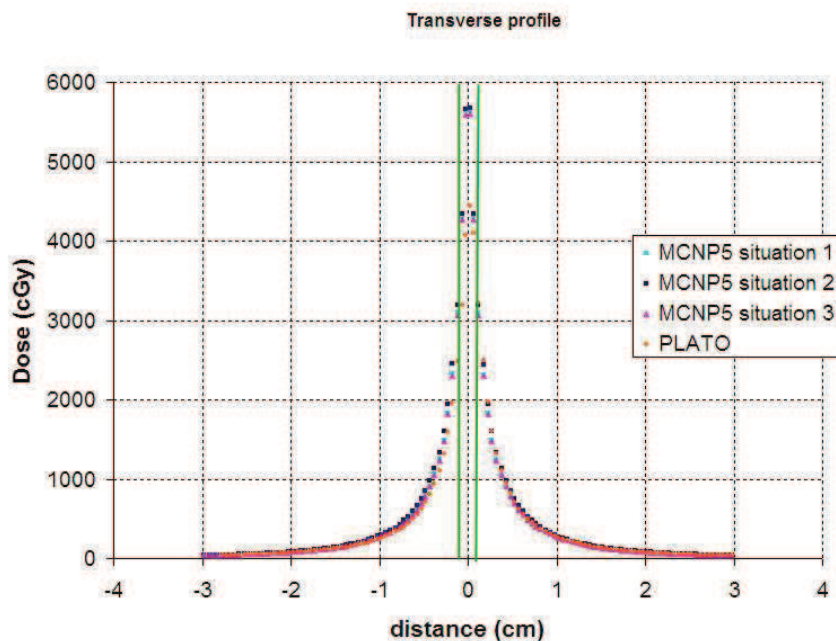


Fig. 5.8 Dose en profondeur autour du tube intra-utérin

Un zoom a été réalisé sur une profondeur allant de la paroi externe du tube intra-utérin à une profondeur de 1,2 cm dans le milieu environnant (voir figure 5.9).

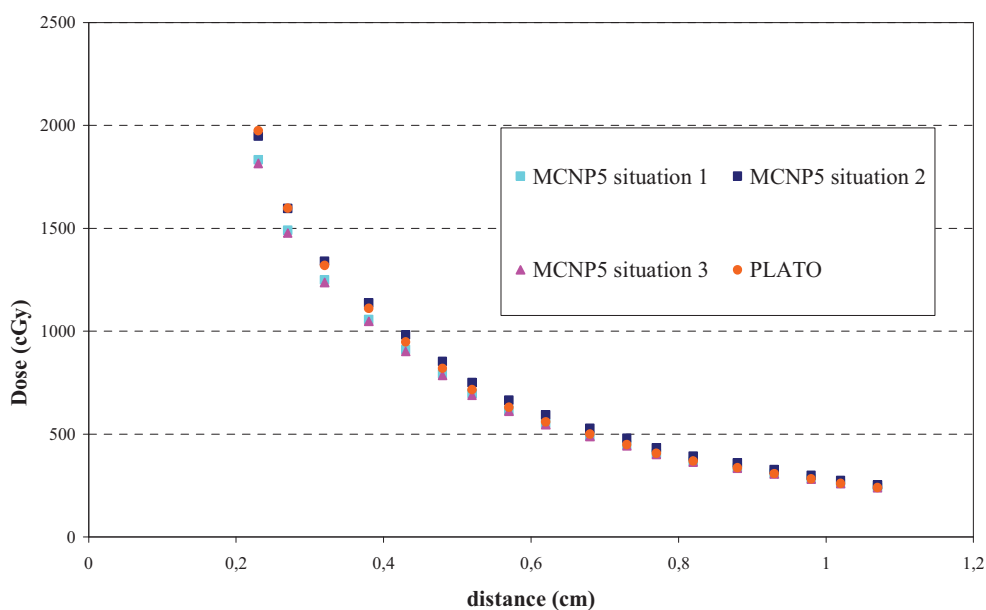


Fig. 5.9 Comparaison des profils de dose en profondeur suivant la droite CD.

A partir des profils donnés aux figures 5.8 et 5.9, on peut réaliser les comparaisons suivantes :

- Comparaison PLATO – MCNP5 dans la situation 1.

On remarque que PLATO calcule une dose supérieure à celle obtenue dans l'eau et tenant compte des matériaux réels de l'applicateur pour des profondeurs de 0,2 à 0,5 cm. La différence observée est de 10% à 0,2 cm et tombe à 4% à 0,5 cm. Cette constatation est cohérente avec l'atténuation par le tube intra-utérin des rayonnements émis par la source. Toutefois, cette différence plus importante est vue dans un champ très proche de la source et de gradient de dose très élevé, où des incertitudes plus importantes sont tolérées dans les règles de bonnes pratiques.

- Comparaison PLATO- MCNP5 dans la situation 2.

Dans ce cas-ci, on considère que l'applicateur est constitué d'eau. On observe une différence assez faible ; de l'ordre de 3 à 5 % maximum. Les valeurs de dose



calculées par MCNP5 sont compatibles avec celle données par PLATO dans le cas où on considère les mêmes matériaux dans les deux types de code de calcul.

- Comparaison PLATO- MCNP5 dans la situation 3.

Les conclusions que l'on peut tirer ici sont les mêmes que dans la comparaison avec l'applicateur en matériaux réels et le milieu environnant en eau. On remarque d'ailleurs que les doses calculées par MCNP5 dans l'eau ou dans les tissus sont très proches même à la surface du tube intra-utérin avec des différences observées inférieures à 1%.

Le tableau 5.2 présente un résumé de certains résultats concernant les différences entre le calcul réalisé par MCNP5 dans les tissus avec applicateur réel et les autres calculs : applicateur et milieu en eau ; applicateur réel, milieu eau ; et PLATO. Cette comparaison permet de voir que pour des distances très faibles, la non prise en compte des matériaux réels de l'applicateur, que ce soit dans PLATO ou dans MCNP5, introduit une différence supérieure à 5% dans le calcul de la dose. Cette différence chute en dessous de 5 % après 1 cm d'épaisseur de matière.

Tableau 5.2 Différences observées entre les différents calculs.

	à 0,2 cm	à 1,2 cm
MCNP5 tissus- PLATO	10%	3%
MCNP5 tissus- MCNP5 tout eau	6%	2%
MCNP5 tissus- MCNP5 eau+ applicateur réel	~1%	~1%

Afin d'étudier l'atténuation réalisée par l'applicateur, on peut comparer la dose calculée par MCNP5 dans la situation 2 ( $D_{eau}$ ) avec la dose évaluée au même endroit dans la situation 1 ( $D_{réel}$ ). La différence est calculée par l'équation 5.1 et les valeurs obtenues sont représentées à la figure 5.10 qui permet de visualiser l'effet de blindage en fonction de la distance à l'axe du tube intra-utérin.

$$\%diff = \frac{D_{eau} - D_{réel}}{D_{réel}} 100 \quad (5.1)$$

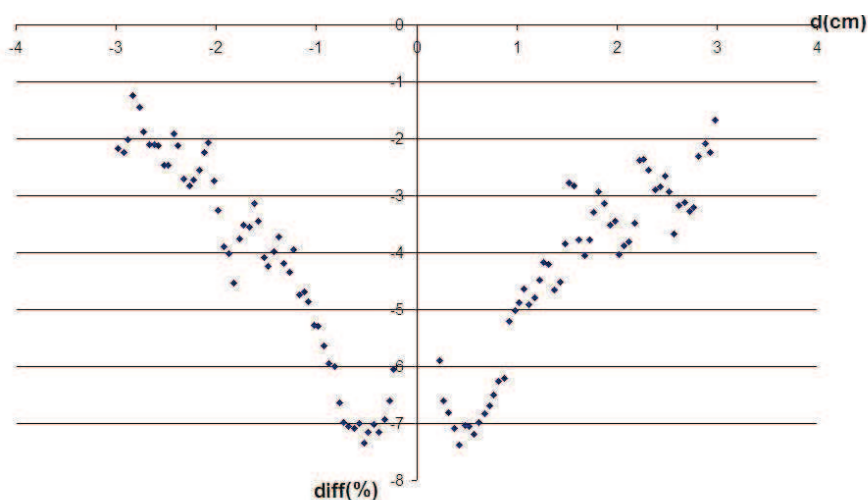


Fig. 5.10 Atténuation par l'applicateur.

L'atténuation en dose due à l'applicateur peut atteindre jusque 7% à une distance transversale de 5 mm ; elle tombe à 4 - 5 % à 1 cm, ce qui est cohérent avec le profil réalisé dans la droite AB (voir figure 5.1), et elle est inférieure à 2% à 3 cm. L'effet de blindage dû au tube intra-utérin ne sera sensible que dans le champ proche de celui-ci.

#### 5.4. Analyse des incertitudes sur les calculs et les mesures

Une analyse de toutes les sources d'incertitudes doit être réalisée de manière à évaluer globalement le niveau de confiance des résultats indiqués ainsi que la pertinence de leur comparaison. Cette analyse s'est faite sur base des recommandations du guide ISO pour l'expression des incertitudes de mesure [ISO 1993] et de la note technique du NIST n° 1297 [NIST1297 1994]. Ces deux rapports sont fréquemment cités dans la littérature [Yan 2009].

##### 5.4.1. Expression des incertitudes

Le guide pour l'expression de l'incertitude de mesure met en évidence deux types d'incertitude :

- L'incertitude de type A est une évaluation d'une composante de l'incertitude de mesure par une analyse statistique des valeurs mesurées dans des conditions définies ; on fera donc appel à des outils tels que la variance et l'écart-type.
- L'incertitude de type B est une évaluation d'une composante de l'incertitude de mesure par d'autres que les incertitudes de type A ; on retrouve notamment des valeurs publiées dans la littérature, des certificats d'étalonnages, des valeurs liées à l'utilisation de certains appareils...

On appelle incertitude-type une incertitude de mesure exprimée sous la forme d'un écart-type. Toutes les incertitudes de mesure doivent être ramenées à une incertitude-type avant d'être combinées. Si on suppose que les différents résultats de mesure suivent une distribution suivant la loi normale, on peut estimer que dans 68% des cas, la grandeur estimée appartiendra à un intervalle de largeur égale à l'incertitude-type autour de la valeur mesurée ou calculée.

L'incertitude type relative est, quant à elle, le quotient de l'incertitude-type par la valeur absolue de la valeur estimée.

$$u[\%] = \frac{u(x)}{|x|} * 100 \quad (5.2)$$

Une incertitude doit être associée à un intervalle de confiance. Dans le cas de l'écart-type, on adopte un intervalle de confiance de 68%. En se basant sur la loi normale, on peut aussi augmenter l'intervalle de confiance. On définira alors un facteur d'élargissement  $k$  et un intervalle de confiance associé, dont les valeurs sont données dans le tableau 5.3.

Tableau 5.3 Niveau de confiance et facteur d'élargissement

Facteur d'élargissement (k)	Niveau de confiance
1	68%
2	95%
3	99,7%

L'incertitude élargie se note  $U$  et sa valeur se calcule de la manière suivante :

$$U = ku \quad (5.3)$$

Pour pouvoir combiner les incertitudes sur les différentes parties du calcul MCNP5 ou des mesures, on devra ramener les incertitudes –types au même niveau de confiance ; c'est-à-dire  $k=1$  dans le cas de cette étude. L'incertitude type globale est évaluée en prenant la racine carrée de la somme des carrés de chaque incertitude absolue, type A et B, comme exprimé par (5.4) où  $y=f(x_1, x_2, \dots, x_N)$  [NIST1297 1994].

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N \left( \frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 u^2(x_i) \quad (5.4)$$

#### 5.4.2. Incertitudes sur les calculs MCNP5

Les incertitudes sur les valeurs calculées par le code MCNP5 peuvent être classées en deux catégories :

- Les incertitudes liées à la reproduction de la géométrie du problème pratique ainsi que des matériaux qui y sont liés : dans le cas traité ici, il s'agit principalement de la source, de l'applicateur, du fantôme, et de la position des systèmes de mesure.
- Les incertitudes liées au code lui-même : physique du code, table de sections efficaces...

Pour toutes les grandeurs liées à la géométrie de calcul ainsi qu'aux matériaux, on étudiera l'effet de ces incertitudes sur le calcul de dose réalisé par MCNP5. Dans ce but, on définit une situation de référence utilisant les valeurs nominales des différentes grandeurs. Cette situation est schématisée par Vised à la figure 5.11.

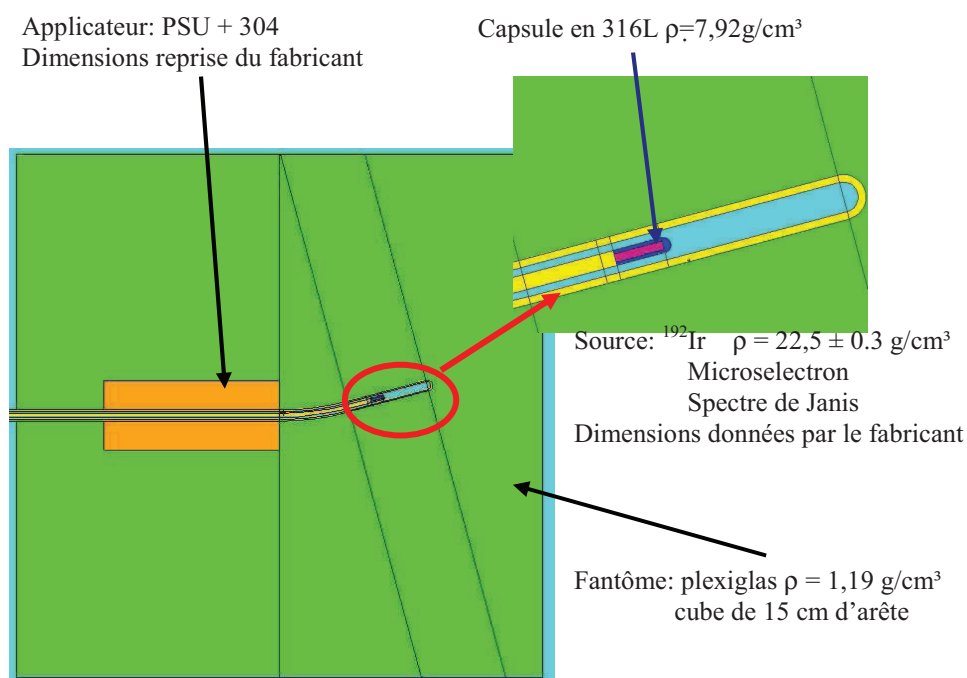


Fig. 5.11 Situation de base pour les calculs de sensibilité.

Un calcul FMESH4 sera réalisé de façon à calculer une dose qui servira de valeur de référence. Les caractéristiques de ce calcul sont les suivantes :

- $5 \cdot 10^8$  particules.
- Cutoff de 1 keV pour les photons et 20 keV pour les électrons.
- Une position (position 3, indiquée dans la figure) de la source dans le tube intra-utérin.
- Utilisation de DE, DF, calculées pour le plexiglas.
- Voxel  $1 \text{ mm}^3$ .

La dose est évaluée dans un plan perpendiculaire à l'axe de la source suivant la droite CD (voir fig. 5.3) à différentes distances de la source : à la surface du tube puis à 1, 2 et 4 cm de celui-ci.

Par la suite, on réalisera un calcul de dose en utilisant pour chaque paramètre étudié une valeur égale à la valeur nominale additionnée de la valeur de l'incertitude-type ( $k=1$ ). La dose ainsi calculée sera comparée avec la valeur de dose de référence et on évaluera l'incertitude sur la dose liée à l'incertitude du paramètre en question. **De façon générale dans tout le texte qui suit, les incertitudes, tant relatives qu'absolues, seront exprimées pour  $k=1$ . Les incertitudes exprimées pour un  $k$  différent de 1 seront clairement indiquées dans le texte. Toutes les incertitudes seront par ailleurs ramenées à  $k=1$  afin de pouvoir les combiner et obtenir une incertitude- type globale.**

#### 5.4.2.1. *Paramètres liés à la simulation de la géométrie et des matériaux*

- **La source**

Comme expliqué précédemment, la source utilisée est une source d'Ir-192 de type Microselectron de la firme Nucletron. Les dimensions et la masse volumique du cylindre d'iridium pur constituant la source proprement dit ainsi que celles concernant la capsule en acier entourant la source ont été repris des données du fabricant. La tolérance maximum pour toutes les dimensions (diamètre et longueur) de la source est de 3%. La masse volumique de l'iridium pur considéré est de  $22,5 \pm 0,3 \text{ g/cm}^3$ , soit une incertitude-type relative de 1,3 %. La masse volumique de la capsule en acier 316L entourant la source a été fixée à  $7,92 \text{ g/cm}^3$ . L'incertitude sur cette masse volumique n'est pas donnée et nous l'avons estimé à 10% ; ce qui semble être une valeur maximale plausible. De même, une incertitude de 10% sur l'épaisseur de la capsule semble plausible de fait de sa faible épaisseur nominale qui est de 0,25 mm. Quatre calculs MCNP5 ont été réalisés pour évaluer la sensibilité du calcul de dose à une modification de :

- la masse volumique de la source ( $\Delta\rho_{\text{Ir}}=+1,3\%$ ).
- la taille de la source ( $\Delta\phi_{\text{source}}=+3\%$  et  $\Delta\text{longueur}_{\text{source}}=3\%$ ).
- la masse volumique de l'acier 316L ( $\Delta\rho_{316\text{L}}=+10\%$ ).
- l'épaisseur maximale de la capsule entourant la source ( $\Delta e_{\text{cap}}=+10\%$ ).

Le tableau 5.4 reprend les incertitudes relatives sur la dose découlant des incertitudes annoncées sur les différents paramètres liés à la source et données en fonction de la distance entre la source et le point de calcul.

Tableau 5.4 Incertitudes relatives sur la dose (%) liées à la modélisation de la source.

	Surface tube	1 cm	2 cm	4 cm
$\Delta\rho_{\text{ir}}=+1,3\%$	0,1	-0,3	-0,6	-1,0
$\Delta\text{taille source}=+3\%$	0,5	0,6	0,8	1,4
$\Delta\rho_{316\text{L}}=+10\%$	0,2	-0,3	-0,6	-0,9
$\Delta e_{\text{cap}}=+10\%$	0,8	<0,1	-0,3	-0,6

- **Emission de la source**

Le spectre d'émission de la source a été pris de la banque de donnée JANIS [Janis 2005]. L'incertitude maximale sur les valeurs des énergies est comme maximum 0,1% dans le cas des pourcentages d'émission supérieur à 1%. L'erreur sur ces pourcentages d'émission est inférieure à 1%.

- **L'applicateur**

Les dimensions de l'applicateur (tube intra-utérin et cylindres vaginaux) ont également été reprises des données fournies par le constructeur. Dans le cas du tube intra-utérin, deux éléments sont susceptibles d'influencer le calcul de la dose : la masse volumique de l'acier ainsi que l'épaisseur du tube. Le constructeur donne les valeurs de  $2,005 \pm 0,05$  mm pour le diamètre interne du tube et  $3,175 \pm 0,02$  mm pour le diamètre externe. Une étude des incertitudes sur le calcul de dose par MCNP5 a été réalisée pour évaluer l'effet des modifications suivantes :

- La masse volumique de l'acier 304L ( $\Delta\rho_{304\text{L}}=+10\%$ ) ; valeur maximale plausible comme dans le cas de l'acier 316L.

- L'épaisseur du tube intra-utérin. Pour ce calcul, on a comparé la dose calculée en utilisant la valeur nominale et celle donnant la plus grande épaisseur soit 2,005-0,05 mm de diamètre interne et 3,175+0,02 mm de diamètre externe.

Le tableau 5.5 reprend les incertitudes relatives sur la dose découlant des incertitudes sur les paramètres liés à l'applicateur en fonction de la distance entre la source et le point de calcul.

Tableau 5.5 Incertitudes relatives (%) liées à la modélisation de l'applicateur.

	Surface tube	1 cm	2 cm	4 cm
$\Delta\rho_{304}=+10\%$	0,2	-0,3	-0,6	-0,9
Epaisseur max. tube	0,2	-0,3	-0,6	-1,0

- **Composition et géométrie du fantôme**

Dans le cas de la modélisation du fantôme, une composition moyenne du plexiglas a été utilisée. La masse volumique de référence a été fixée à 1,19 g/cm<sup>3</sup>. Des simulations MCNP5 ont été réalisées pour estimer la sensibilité du calcul à une différence de masse volumique ( $\Delta\rho_{\text{plexiglas}}=+10\%$ ).

Lors des comparaisons réalisées entre les calculs MCNP5 et le logiciel PLATO, il faudra vérifier aussi l'effet de la taille du fantôme. En effet, PLATO considère un milieu infini alors que le fantôme utilisé pour les mesures et simulé dans MCNP5 est limité à un cube de 15 cm d'arête. Des simulations ont été réalisées pour évaluer l'effet d'un fantôme fini sur la dose calculée. La diminution de l'effet des rayonnements rétrodiffusés dans un fantôme de taille finie pourrait engendrer des incertitudes sur la dose calculée [Pérez-Calatayud 2004]. On a donc comparé les doses obtenues avec le fantôme de 15 cm d'arête réalisé pour la thèse et modélisé dans MCNP5 et celles obtenues en simulant un fantôme de 40 cm d'arête.



Les incertitudes relatives (%) sur la dose, liées au fantôme, en fonction de la distance entre la source et le point de calcul, se trouvent dans le tableau 5.6.

Tableau 5.6 Incertitudes relatives (%) sur la dose, liées au fantôme.

	Surface tube	1 cm	2 cm	4 cm
$\Delta\rho_{\text{plexiglas}}=+10\%$	0,7	-0,2	-0,6	-1,3
Cube 40 cm côté	<0,1	0,2	0,8	3,0

#### 5.4.2.2. Paramètres liés à l'utilisation du code MCNP5

Les incertitudes liées directement aux paramètres spécifiques au code MCNP5 sont plus difficiles à évaluer. Ils peuvent être divisés en plusieurs parties.

- **La physique du code proprement dit**

Il s'agit principalement de savoir quels types de particules et quels types d'interactions sont prises en compte par MCNP5. En prenant un modèle détaillé qui tient compte des photons et des électrons, on approche mieux la réalité expérimentale. L'incertitude dépend aussi du type de tally utilisée. En absence de document officiel émis par les développeurs du code, des valeurs ont été tirées de la littérature [Yan 2009] pour obtenir une idée de l'incertitude associée ; c'est-à-dire 3% dans l'intervalle d'énergie  $\gamma$  de la source d'Ir-192.

- **Les bibliothèques de sections efficaces**

La bibliothèque de sections efficaces utilisée pour toutes les réactions des photons est l'EPDL97 qui fait partie de l'ensemble de base fourni avec MCNP5, c'est-à-dire les tables ENDFVI release 8. Un texte de Cullen [Cullen 1997] donne

une valeur d'incertitude associée de 1 à 2% dans l'intervalle d'énergie  $\gamma$  de la source, entre 5 keV et 10 MeV.

- **Les cartes spécifiques.**

Avec le tally FMESH4, on obtient une fluence dans une cellule. Une carte spécifique, DF, calculée à partir des coefficients d'absorption massique ( $\mu_{\text{en}}/\rho$ ) est utilisée pour évaluer une dose à partir de cette fluence. Ces coefficients, provenant des évaluations de Hubbel sont obtenus sur le site du NIST [NIST 2004]. Un document de Seltzer [Seltzer 1993] donne une incertitude de 1,5% pour des énergies comprises entre 50 keV et 5 MeV dans le cas de noyaux légers (C, H, O).

- **L'erreur statistique**

C'est l'incertitude donnée par MCNP5 dans le fichier de sortie associé à chaque calcul. Il dépend fortement du type de calcul (tally) mais aussi du nombre de particules, NPS, qui ont été simulées. C'est dans beaucoup de cas, l'incertitude la plus facile à maîtriser. Le tableau 5.7 donne les erreurs statistiques en fonction des tallies, et des distances entre la source et l'endroit du calcul.

Tableau 5.7 Incertitudes relatives (%) sur la dose, données dans le fichier de sortie.

Tally	1 cm	2 cm	4 cm
FMESH4	0,2%	0,3%	0,6%
F8	3%	5%	9%

Dans le tableau récapitulatif 5.9 présenté au point 5.4.2.4, on prendra une incertitude relative de 0,3 % car les évaluations de doses et de distributions de doses ont principalement été effectuées par le tally FMESH4.

#### 5.4.2.3. Positionnement de la source

Lors du passage de la source dans le tube de l'applicateur, un mouvement radial de la source est possible, dû aux tolérances nécessaires pour son passage notamment dans la partie inclinée du tube. L'influence de ce mouvement sur le

calcul de dose a été évaluée par calculs MCNP5 pour un déplacement latéral maximum de 0,5 mm. La source est déplacée par le déroulement d'un câble. L'erreur maximale annoncée sur la longueur de ce câble lors du mouvement est de 1 mm ; l'influence de cette incertitude sur la dose a aussi été évaluée par MCNP5. Les incertitudes sur la dose et liées aux composants en mouvement sont donnés au tableau 5.8.

Tableau 5.8 Incertitudes relatives (%) sur la dose, liées au mouvement de la source.

	Surface tube	1 cm	2 cm	4 cm
+0,5 radial	30%	9	9	4
+1 mm	9	13	8	5

Il est important de noter que cette évaluation a été réalisée à partir d'une seule position de source. Un déplacement de 1 mm sur les 3,5 mm de source représente donc un grand déplacement relatif. Un traitement réel contiendra souvent plusieurs positions. Une erreur, même d'un millimètre sur un train de source de longueur équivalente à un ou plusieurs cm représentera un décalage des isodoses mais aura un impact dosimétrique moins important.

#### 5.4.2.4. Résumé des incertitudes liées à la simulation MCNP5

On peut donc résumer les différentes incertitudes liées à la géométrie et au code MCNP dans le tableau 5.9 ; tandis que le tableau 5.10 reprend les incertitudes liées au positionnement de la source. Ce résumé est proposé pour une distance de 2 cm de la source.

Table 5.9 Résumé des incertitudes relatives sur la dose pour les calculs MCNP5

Composante	Type A (%)	Type B (%)
Source: masse volumique ( $\Delta \rho_{\text{Ir}}=1,3\%$ )		0,6
Source: géométrie (taille maximale, +3%)		0,8
Masse volumique de la capsule ( $\Delta \rho_{316\text{L}}=10\%$ )		0,6
Épaisseur de la capsule ( $\Delta e_{\text{cap}}=10\%$ )		0,3
Spectre $\gamma$ de la source		<0,1
Applicateur : épaisseur max. tube intra-utérin		0,6
Applicateur : masse volumique ( $\Delta \rho_{304\text{L}}=10\%$ )		0,6
Masse volumique du fantôme ( $\Delta \rho_{\text{plexiglas}}=10\%$ )		0,6
Taille du fantôme		0,8
Physique du code Monte Carlo		3
Section efficace dans le fantôme		2
$\mu_{\text{en}}/\rho$ pour calcul dose		1,5
Erreur statistique du calcul MCNP5	0,3	
Incertitude totale standard ( $k=1$ )		4,3

Tableau 5.10 Incertitudes relatives sur la dose, liées au positionnement de la source.

Composante	Type A (%)	Type B (%)
Position de la source ( $\pm 0.5$ mm max. radial)		9
Position de la source ( $\pm 1$ mm max. longueur)		8
Incertitude totale standard ( $k=1$ )		12

De l'analyse des tableaux 5.9 et 5.10, on peut dire que l'incertitude globale sur les calculs MCNP5 est bien supérieure à l'incertitude statistique liée à l'exécution du code et notifiée dans le fichier de sortie.

On peut aussi remarquer que la principale cause d'incertitude est liée à la position relative de la source par rapport au point où on réalise le calcul de la dose. Ce point sera essentiel dans un traitement réel dans lequel, outre la position de la source dans le tube intra-utérin, il faudra tenir compte de certains mouvements des organes du patient. Par contre, dans le cas d'un contrôle du système de planification de traitement, les incertitudes liées au mouvement de la source ne doivent pas être prises en compte car on compare deux calculs pour lesquels la source peut être positionnée de manière précise.

Dans le cas des comparaisons réalisées entre les résultats donnés par PLATO et MCNP5, on considèrera une incertitude de 4,3 % sur les valeurs calculées par MCNP5. Par contre, dans le cas de comparaison avec les mesures, une incertitude plus grande pourrait devoir être considérée. Dans ce cas, une évaluation du décalage entre les maxima des profils de dose mesurés et calculés permettra d'évaluer la position réelle de la source pendant la mesure.

#### *5.4.2.5. Incertitudes liées à l'évaluation d'une dose à partir des résultats donnés par les simulations MCNP5*

Les résultats donnés par MCNP5 sont toujours par particule émis à la source. Si on veut comparer ces résultats avec des mesures de dose obtenues par un système physique quelconque, il faut multiplier le résultat MCNP par le nombre total de photons émis par la source pendant le temps de l'expérience. On doit donc tenir compte des incertitudes sur les paramètres suivants :

- **Activité de la source et homogénéité de la répartition**

L'incertitude sur l'activité de la source est une incertitude de type B qui se propage à toutes les mesures réalisées. La source est accompagnée de son certificat de calibration provenant du fabricant. Le certificat comprend la valeur de l'« air Kerma strength » ( $S_k$ ). L'incertitude sur le  $S_k$  annoncée par l'organisme de calibration (NIST) est de 5% (99,7% de confiance ;  $k=3$ ). On considèrera donc une incertitude de 1.66% pour  $k=1$ . Cette valeur doit toutefois être contrôlée par le radiophysicien avant toute utilisation clinique de la source suivant une procédure donnée dans la littérature [NCS13 2000].

- **Le temps d'irradiation donné par le système MicroSelectron.**

Une incertitude de 0,1 s peut être associée au temps d'irradiation défini pour chaque position de la source par le logiciel de contrôle du système MicroSelectron. En ce qui concerne la séquence d'irradiation suivie pendant les mesures de dose, 4 positions de la source ont été utilisées avec un temps d'irradiation de 30 s pour chaque position. L'incertitude relative associée est donc de 0,16 %.

Le calcul de la dose se fait multipliant le résultat MCNP par l'activité de la source, par le nombre de photons émis par désintégration et par le temps d'exposition. Il s'agit de combiner les incertitudes provenant du calcul MCNP5 (incertitude type relative combinée 4,3%), l'incertitude relative sur l'activité de la source (1.66%) et celle sur le temps d'irradiation (0.16%); on obtient alors une incertitude relative globale combinée de 4,6%. qui sera utilisée lors des comparaisons entre les doses mesurées et les doses calculées par MCNP5.

#### **5.4.3. Incertitudes sur les mesures de dose**

Dans ce paragraphe, les incertitudes portant sur les systèmes de mesures expérimentales de dose absolue et de distribution de dose autour de l'applicateur gynécologique seront étudiées. Différents systèmes de mesure ont été utilisés :

- La chambre d'ionisation Wellhöffer CC04 pour les mesures de dose absolue et la distribution de dose en profondeur.
- Les films radiochromiques type Gafchromic EBT digitalisés par le scanner Epson V700 et analysés par Verisoft pour les mesures de dose absolue et l'étude de la distribution de dose dans le fantôme.

Quel que soit le système de mesure utilisé, il faut aussi pouvoir estimer les erreurs dues à certains paramètres de l'expérience inhérents à la source et à son positionnement. On analysera aussi la reproductibilité de certaines mesures ainsi que d'autres caractéristiques de celles-ci pouvant avoir une influence sur l'incertitude.

#### 5.4.3.1. Paramètres relatif aux mesures de doses expérimentales en général

Quel que soit le type de mesure utilisé, L'incertitude sur la position relative source-détecteur dépendra du système de positionnement et du fantôme utilisé. Le fantôme de plexiglas à plaques permet un positionnement avec une précision de 0,1 mm ce qui représente une incertitude de 1 % à une distance de mesure de 1 cm, 0,5 % à 2 cm et 0,25 % à 4 cm.

#### 5.4.3.2. Paramètres relatifs aux chambres d'ionisation

L'évaluation de la dose par une chambre d'ionisation nécessite l'utilisation de plusieurs paramètres, chacun étant entaché d'une incertitude.

- **Le facteur de calibration  $N_{D,w}$**

Le facteur de calibration de la chambre d'ionisation Wellhöfer CC04 est de  $9,48 \cdot 10^8 \text{ Gy/C} \pm 2,2 \%$  ( $k=2$ ) pour le  $^{60}\text{Co}$  (donnée du fabricant). Donc 1,1 pour  $k=1$ . Une évaluation de la modification de la sensibilité a été réalisée par comparaison avec une chambre NE2571 calibrée pour l'Ir-192. L'incertitude associée est de l'ordre de 2%. Un facteur de correction pour le plexiglas a aussi été utilisé et l'incertitude associée est de 0,3% [NCS 2001].

- **Le facteur de correction  $K$**

Il comprend un grand nombre de facteurs. Seules les corrections de pression et de température seront prises en compte. Les incertitudes associées, liées à l'instrument de mesure, sont 1 K pour la température et 10 mbar pour la pression. L'incertitude totale associée au facteur de correction est de 0,3%.

- **Coefficient de calibration de l'électromètre**

L'électromètre utilisé Unidos de PTW donne une incertitude de 0,2% sur la lecture de la charge.

- **Reproductibilité de la mesure**

Quatre mesures successives de la source d' $^{192}\text{Ir}$  ont été réalisées pendant 10 s. Une incertitude de 0,5% sur la moyenne de ces mesures a été calculée.

Le montage expérimental c'est-à-dire le positionnement de l'applicateur et de la source dans le fantôme et le positionnement de la chambre d'ionisation à quatre distances successives dans le fantôme, a été réalisé deux fois à une semaine d'intervalle ; deux ensembles de mesures ont été obtenus : Mesure 1 et Mesure 2. Une correction de décroissance de la source a été appliquée pour la Mesure 2. Les résultats des mesures sont donnés dans le tableau 5.11.

Tableau 5.11 Reproductibilité pour le même montage expérimental.

Distance source- détecteur (cm)	Mesure 1 (nC)	Mesure 2 (nC) corrigée	Différence (%)
1,5	1,054	1,017	3,5
2	0,744	0,714	4
3	0,386	0,370	4
4	0,226	0,234	3,5

On peut estimer l'incertitude de type A associée à la reproductibilité pour le même montage expérimental à 4%.

#### 5.4.3.3. Paramètres relatifs à l'utilisation des films radiochromiques.

Différentes caractéristiques liées à la mesure de dose par les films Gafchromic EBT seront testées suivant différentes procédures données dans la littérature et notamment [Lynch 2006, Yi Le 2006, Martisikova 2008, Bouchard 2009]. On étudiera entre autre : la reproductibilité de la mesure, l'inhomogénéité sur un même film et les incertitudes associées à l'utilisation de la courbe de calibration.



- **Reproductibilité entre feuilles de Gafchromic du même lot.**

Le but de ce test est de contrôler la reproductibilité de la réponse des films provenant d'un même lot à une même dose de rayonnement. Plusieurs films (6 échantillons de films en tout provenant de 3 feuilles différentes de films Gafchromic© EBT) ont été irradiés à 200 cGy. Le tableau 5.12 reprend les moyennes de 3 lectures des 6 films (2 échantillons par feuille) irradiés à 200 cGy. La différence maximale observée est de 2% et l'écart type, donc l'incertitude, est 0,3%.

Tableau 5.12 Comparaison des unités scanner obtenues par Verisoft.

	Feuille 1		Feuille 2		Feuille 3	
	Film 1.1	Film 1.2	Film 2.1	Film 2.2	Film 3.1	Film 3.2
Unité scanner	38242	37887	38702	38158	38411	38020
Moyenne	38235,67					
Ecart type	0,3 %					
Ecart max.	2% entre les films 1.2 et 2.1					

- **Homogénéité sur un même film**

L'analyse par Verisoft donne immédiatement une moyenne sur une zone sélectionnée mais ne fournit aucune information sur l'homogénéité de cette région d'intérêt ni sur le reste du film. Pour obtenir ces informations, des échantillons de films Gafchromic©EBT, irradiés à des doses croissantes, ont été analysés par deux routines de MATLAB 7 afin d'obtenir la moyenne et la déviation standard de la valeur moyenne des pixels. La région d'intérêt choisie pour cette analyse comprend toute la zone centrale du film c'est-à-dire une surface de 3 x 4 cm. Les différents films utilisés pour la calibration de la densité optique en fonction de la dose ont été étudiés. Le tableau 5.13 reprend les différentes valeurs en fonction de la dose délivrée au film.

Tableau 5.13 Evaluation de l'inhomogénéité sur les films utilisés pour la calibration

Dose (cGy)	Moyenne Matlab1	Ecart type Matlab1	Inhomogénéité (%)
10	42676	150	0,35
25	39843	167	0,41
50	35203	369	1,05
100	31696	255	0,80
150	26781	220	0,82
200	24572	257	1,05
250	22995	228	1
300	20712	213	1,03
350	18719	269	1,44
400	17764	241	1,36

<sup>1</sup>Les valeurs « MATLAB » (moyenne et écart type) sont obtenues par une mesure de la valeur brute de chaque pixel dans la zone d'intérêt sélectionnée. Comme la digitalisation a été réalisée avec 48 bit, la gamme s'étend de 0 pour le noir à 65535 pour le blanc.

Pour l'intervalle de dose utilisée pour cette étude, l'inhomogénéité est inférieure à 1,5%.

- **Calibration**

La calibration de la valeur de l'unité Scanner en fonction de la dose est réalisée par l'intermédiaire du logiciel Filmcal de Verisoft. En associant un nombre caractérisant la valeur moyenne d'un nombre de pixels et la dose, Filmcal réalise un fichier de calibration qui peut par la suite être associé à n'importe quelle image. Pour caractériser l'incertitude sur l'évaluation de la dose due à l'utilisation de ce fichier, des films ont été irradiés à des doses connues ( $D_{réelle}$ ). Les images obtenues ont ensuite été scannées et calibrées grâce au fichier de calibration ( $D_{calculée}$ ). La figure 5.12 montre le graphe des différences, exprimées en %, entre  $D_{réelle}$  et  $D_{calculée}$ .

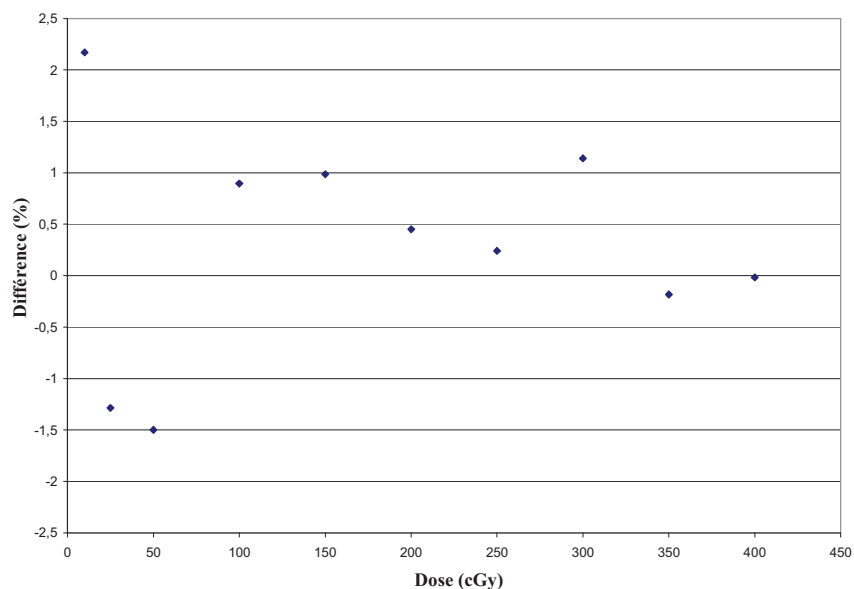


Fig.5.12 Différence entre dose réelle et dose calculée par la calibration

Pour des doses supérieures à 100 cGy, l'incertitude reste inférieure ou égale à 1,2%. La calibration réalisée par Verisoft pourra être utilisée pour la définition de la dose absolue reçue par le film.

Pour la calibration en dose, les films ont été irradiés par des photons de 6 MV. L'incertitude sur la calibration en dose en cGy par Unité Moniteur (cGy/UM) par l'accélérateur linéaire dans les conditions de l'irradiation, c'est-à-dire à une distance film-foyer de 1 m et un champ d'irradiation carré de 10\*10 cm<sup>2</sup> est estimée à 1 %.

- **Correction d'énergie de RX 6 MV à l'Ir-192**

La calibration des films a été réalisée en utilisant des RX de 6 MV. Une incertitude de 3% est donnée dans la littérature pour tenir compte de la différence dans les spectres en énergie [Yan 2009].

- **Reproductibilité pour un même montage expérimental**

Plusieurs mesures de distributions de dose autour de l'applicateur gynécologiques ont été réalisées en insérant des films dans le fantôme à 1 et 2 cm. La reproductibilité dans la dose estimée à la même position est de 3 %.

#### 5.4.3.4. Résumé des incertitudes liées aux mesures de dose

On peut donc résumer les incertitudes liées aux mesures de dose dans les tableaux 5.14 et 5.15.

Tableau 5.14 Résumé des incertitudes pour des mesures de dose par chambre d'ionisation.

Incertitude (%) dans les mesures par chambre d'ionisation		
	Type A	Type B
Position relative source détecteur		0,5
Coefficient de calibration de la chambre $N_{D,w}$ (2,2% k=2)		1,1
Correction en énergie ( $^{60}\text{Co}$ to $^{192}\text{Ir}$ )		2
Correction pour le facteur de conversion eau plexiglas		0,3
Correction de température ( $\pm 1$ K) et pression ( $\pm 10$ mbar)		0,3
Coefficient de calibration de l'électromètre		0,2
Reproductibilité de la mesure pour une même dose	0,5	
Reproductibilité de la mesure pour le même montage expérimental	4	
Incertitude totale ( $k=1$ )		4,68

Tableau 5.15 Incertitudes liées aux mesures de dose par films Gafchromic® EBT

Incertitudes dans les mesures par Gafchromic® EBT		
	Type A	Type B
Position relative source détecteur		0,5
Reproductibilité de la mesure pour une même dose	0,3	
Inhomogénéité du film (max)		1,5
Courbe de calibration par Filmcal (entre 100 et 400 cGy)		1,2
Calibration du Linac 6MV (incertitude sur cGy/UM)		1
Correction d'énergie (de 6 MV à $^{192}\text{Ir}$ )		3
Reproductibilité de la mesure pour le même montage expérimental	3	
Incertitude totale ( $k=1$ )		4,80

# Chapitre 6

## Conclusions

---

Dans ce chapitre, on présente les conclusions obtenues grâce aux différentes études réalisées tout au long de la thèse, qui comprennent des calculs utilisant la méthode de Monte Carlo mais aussi des mesures expérimentales. Ensuite, on proposera quelques perspectives futures de développement découlant des conclusions de la thèse. On terminera par une liste des publications dans différents journaux avec comité de lecture ainsi que des communications, nationales et internationales qui ont été réalisées durant la thèse et qui sont reliées à celle-ci.

### 6.1. Conclusions de la thèse

Le travail développé dans la thèse s'inscrit dans l'étude des traitements de brachythérapie dans le cas de cancers gynécologiques ainsi que de la simulation du transport des particules par la méthode de Monte Carlo.

Une source d'Ir-192 de haut débit de dose et un applicateur gynécologique constitué d'un tube intra-utérin en acier inoxydable et deux cylindres vaginaux en polymère ont été utilisés. Afin d'assurer le positionnement relatif de l'ensemble source-applicateur et des différents systèmes de mesure expérimentaux utilisés, un fantôme de plexiglas a été construit. Celui-ci permet entre autre, d'assurer la reproductibilité des positions relatives des différents éléments. Les systèmes de mesure de dose utilisés sont deux chambres d'ionisation différentes et des films radiochromiques. L'ensemble source-applicateur mais aussi le fantôme ainsi que les systèmes utilisés pour les mesures de dose, ont été modélisés dans le programme MCNP5 qui utilise la méthode de Monte Carlo. En parallèle, le

système de planification de traitement PLATO, spécifique aux traitements de brachythérapie, a été utilisé afin d'obtenir des distributions de dose.

La vérification du système de planification de traitement constitue un des objectifs principaux de la thèse. Pour cela, on a réalisé des modèles reprenant les différents composants de manière à pouvoir contrôler la distribution de dose dans la tumeur et d'évaluer les effets de chacun des composants dans la dose délivrée.

Les résultats des différentes simulations réalisées en utilisant le programme de Monte Carlo MCNP5 ont été comparés avec les valeurs calculées par le système de planification de traitement PLATO ainsi qu'avec les évaluations expérimentales ou provenant de la littérature. Cette analyse comparative a permis de valider les modèles réalisés ainsi que de tirer les conclusions qui seront exposées dans les paragraphes suivants.

Une première validation du modèle de la source et de l'applicateur a été réalisée dans l'eau en comparant les résultats de la simulation MCNP5 avec une mesure de dose obtenue par une chambre d'ionisation dans un fantôme constitué d'une boîte de plexiglas de 30 cm de côté et 1 cm d'épaisseur, rempli d'eau. On considèrera quatre positions successives de la source dans le tube intra-utérin ; on obtient donc un train de source de 20 mm. La différence entre le calcul MCNP5 et la mesure de dose est de 4%. Une différence inférieure à 5 % est considérée comme acceptable dans le domaine de la brachythérapie. Alors, le modèle développé pour la source et l'applicateur est validé pour l'eau.

Une autre validation du modèle de la source a été réalisée en calculant la fonction d'anisotropie autour de la capsule de la source ainsi que du câble. Les résultats des calculs MCNP5 ont été comparés avec des valeurs données dans la littérature, résultant de calculs ou de mesures. Cette comparaison montre une différence maximum de 4% qui peut être attribuée à des différences en composition et densité des matériaux considérés pour le câble et la capsule.

Un calcul de la valeur du Kerma dans l'air et de l'« air Kerma strength » a été aussi réalisé par MCNP5. Les résultats ont été comparés avec les valeurs données par le fabricant de la source qui ont été évaluées pour la source sans applicateur à

l'aide d'une chambre d'ionisation. La différence maximum est de 3% alors qu'une différence de 5% reste toujours tolérable.

Les films radiochromiques Gafchromic®EBT se sont révélés comme de bons outils pour la mesure de dose, non seulement pour évaluer des distributions de dose relative mais aussi pour évaluer des doses absolues ; la comparaison avec la micro chambre d'ionisation Wellhöfer CCO4 est satisfaisante, tout au moins pour les distances de 1 et 2 cm de l'axe de la source.

Les calculs de doses réalisés par MCNP5 ont fait appel aux tallies \*F8 et FMESH4. \*F8 réalise un vrai calcul de dose car il évalue une énergie déposée dans un lieu géométrique défini. Toutefois, le temps de calcul est très élevé si on veut obtenir une bonne statistique car \*F8 ne permet aucune réduction de variance. Dans l'évaluation de la distribution de dose, un grand nombre de calculs aurait été nécessaire ce qui est presque impossible. FMESH4 réalise directement une distribution spatiale de Kerma. Les conditions d'équilibre électronique étant obtenues dans le traitement de brachythérapie abordé pendant la thèse, il est permis d'égaliser ces deux grandeurs, Kerma et dose absorbée. FMESH4 permet pourtant une obtention plus rapide des isodoses.

Pour contrôler la distribution de dose calculée par PLATO on compare les résultats de PLATO avec ceux des simulations MCNP5 et des mesures expérimentales réalisées dans le fantôme de plexiglas conçu et réalisé pour la thèse. A partir des distributions de dose, on peut obtenir des courbes isodoses qui permettent, dans traitement réel, de vérifier si la tumeur a reçu la dose prescrite ainsi que de contrôler la dose reçue par les tissus sains. Les mesures ont été réalisées par des films radiochromiques Gafchromic et une chambre d'ionisation de très petite taille (pin-point Wellhöfer CC04). Deux géométries ont été utilisées pour obtenir respectivement la dose dans un champ proche et en profondeur.

La comparaison des courbes isodoses peuvent parfois se révéler difficiles et la réalisation de profils de dose, obtenus en traçant une droite à travers les courbes isodoses, permet une comparaison plus aisée.



La comparaison entre les isodoses mesurées et calculées à 1 cm de la source permet de constater un décalage de 1 mm dans le cas des doses élevées et de 2 mm pour les doses plus faibles ; ce qui est acceptable compte tenu du gradient de dose élevé à cette distance de la source.

En comparant les profils de dose obtenus à 1 et 2 cm de la source, on peut constater une bonne corrélation tant que l'on reste dans les limites de la calibration des films (environ 40 cGy) ; on observe une différence maximale de 4% à 1 cm et de 6% à 2 cm.

Dans le cas de la dose en profondeur, la comparaison entre les mesures réalisées avec la micro-chambre d'ionisation et les résultats du tally \*F8 montre une différence de 6% à 1 cm et de 3% à 4 cm alors qu'en utilisant le tally FMESH4, on obtient des différences allant de -1% à 1,5 cm à 7 % à 4 cm. Il semble d'ailleurs un peu surprenant que les résultats soient meilleurs à faible distance, sachant que le gradient de dose est supérieur dans ce cas. Néanmoins, le tally FMESH4 permet d'obtenir en un seul calcul l'ensemble de la distribution de dose en profondeur ce qui constitue un grand avantage au niveau du temps de calcul. D'autre part, une erreur de positionnement de 1 mm peut amener à une différence de 9 % dans le calcul de la dose ce qui peut expliquer la différence observée.

En conséquence de la comparaison entre les mesures et les calculs effectués, on peut considérer le modèle développé pour tout le système : source, capsule, câble, applicateur et fantôme de plexiglas comme validé.

Pour comparer les calculs MCNP5 avec les évaluations de dose de PLATO, trois cas différents ont été considérés dans MCNP5 où la modélisation de la source et de sa capsule est faite toujours en matériaux réels. 1) l'applicateur en matériaux réels, fantôme en eau ; 2) applicateur et fantôme en eau ; 3) applicateur en matériaux réels, fantôme en tissus humains. PLATO considère tous les systèmes composés d'eau, sauf la source pour laquelle des corrections sont appliquées.

En comparant les calculs MCNP5 dans le cas 1 et PLATO, on voulait mettre en évidence l'effet de blindage dû à la modélisation de l'applicateur en matériaux réels. On observe une bonne cohérence entre les deux types de calculs, mais on

peut remarquer une surestimation de la dose par PLATO de l'ordre de 10% par rapport à MCNP5. Cette différence se réduit entre 4 à 5 % vers 2 cm. Le même effet est observé lors de la comparaison entre PLATO et MCNP5 dans le cas 3.

La comparaison entre PLATO et MCNP5 pour le cas 2 montre que l'utilisation de deux méthodes de calcul différentes dans l'obtention de la dose entraîne une différence maximale de 5 % près le tube intra-utérin qui se réduit à 2 % à 4 cm de distance.

Une autre partie importante de la thèse a porté sur une étude des incertitudes liées à l'utilisation de code de calcul tel que MCNP5. Dans ce but, l'effet des différents éléments liés à la modélisation mais aussi au code lui-même ont été pris en compte. Il est à noter qu'une évaluation de l'incertitude globale est essentielle dans le cas de comparaison avec d'autres systèmes de calcul ou des mesures réelles. Les éléments pris en compte peuvent être divisés en trois catégories : les incertitudes liées à la modélisation et principalement à la géométrie et aux matériaux, les incertitudes liées au code et finalement, celles liées au positionnement relatif de chacun des systèmes.

Il apparaît que l'incertitude combinée liée au modèle reste de faible importance sur le calcul de dose, de l'ordre de 1,7 % à 2 cm pour peu que l'on reste dans les limites réalistes c'est-à-dire dans les tolérances de fabrication ou dans les gammes de concentration des différents éléments d'alliage.

Les incertitudes liées au code et aux tables de sections efficaces sont assez mal connues mais il est possible de trouver dans la littérature des intercomparaisons permettant de déduire une valeur réaliste de celles-ci, on obtient une incertitude combinée liée au code de 3,9%. Toutefois, les choix réalisés dans l'exécution du code tels que la physique appliquée pour le transport des particules, les valeurs de cutoff et le choix (si possible) des tables de sections efficaces seront de première importance.

Les incertitudes liées au positionnement relatif de la source auront l'effet le plus important sur le calcul de la dose ; surtout dans la zone de gradient de dose élevé, proche de l'applicateur. Cependant, dans le cas d'un contrôle du système de

planification de traitement, les incertitudes liées au mouvement de la source ne doivent pas être prises en compte car on compare deux calculs pour lesquels la source peut être positionnée de manière précise.

Néanmoins, dans le cas d'une utilisation de la source dans le patient outre la position de la source dans le tube intra-utérin, il faudra tenir compte de certains mouvements des organes du patient. Malheureusement, les incertitudes de position entraînées par ces mouvements sont très difficiles à déterminer. Elles devront être estimées à partir de repères anatomiques et les incertitudes associées sur les doses données dans les volumes à irradier ou au niveau des organes à risque devront en tenir compte.

Afin de pouvoir comparer les valeurs de doses calculées par MCNP5 à celles mesurées dans le fantôme, une étude sommaire des incertitudes liées aux systèmes de mesure a été réalisée. Que ce soit pour la mesure avec chambre d'ionisation ou à l'aide des films radiochromiques sont légèrement inférieures à 5%.

## 6.2. Perspectives futures

L'étude développée dans la thèse a permis de réaliser des calculs d'isodoses autour d'un applicateur gynécologique. Il s'est toutefois limité à la connaissance de la distribution de dose autour d'un type particulier d'applicateur gynécologique : la combinaison d'un tube intra-utérin et un diamètre de cylindres vaginaux. La généralisation à d'autre type tel que l'applicateur Fletcher par exemple, aussi fort utilisée dans le cas de tumeurs gynécologiques pourrait être réalisée. De plus, du fait sa géométrie plus complexe, il se prête encore moins aux mesures de dose. L'obtention d'isodoses proche du tube intra-utérin ne semble pouvoir être réalisé que par un autre système de calcul tel qu'un code Monte Carlo, MCNP5 par exemple.

Le blindage dû au tube intra-utérin évalué par calcul est assez faible et l'erreur faite par le système de planification est inférieure au maximum recommandé par l'AAPM ou l'ICRU. Toutefois, dans certains cas, la protection d'un organe à risque impose l'utilisation d'un blindage supplémentaire, souvent en tungstène, afin de déformer les isodoses. Ce blindage n'est pas pris en compte dans les

systemes de planification de traitement. Une évaluation MCNP permettrait de connaître l'effet sur la distribution de dose et de certifier que le volume tumoral reçoit la dose prescrite.

Un gros problème lié à l'utilisation de MCNP5 reste le temps d'exécution du code qui, si on veut assurer une statistique suffisante, reste assez long jusqu'à plusieurs heures de calcul. Dans le cas d'un contrôle de qualité ou d'une étude préliminaire sur un type d'applicateur, cela ne pose pas beaucoup de problème. Cela peut néanmoins devenir plus gênant dans le cas d'une planification d'un traitement, par exemple dans le cas d'une utilisation de blindage. Certaines techniques de réduction de variance telles que le splitting ou la roulette russe pourraient être utilisés tout en s'assurant qu'ils n'induisent pas de biais systématique dans le calcul.

Le fantôme de plexiglas utilisé pour réaliser les mesures est adapté à l'applicateur cylindrique. Il serait intéressant de réaliser un système plus modulaire mais qui conserverait au moins deux caractéristiques : une partie solide à plaques permettant la possibilité d'utiliser des films radiochromiques et un système de positionnement permettant une incertitude inférieure au millimètre dans le positionnement relatif de la source et du dosimètre.

### **6.3. Publications et contributions**

Le travail présenté dans ce document a fait l'objet de plusieurs présentations lors de congrès internationaux et nationaux ainsi que de publication dans différents journaux à comité de lecture.

#### **6.3.1. Publications avec comité de lecture**

- Gerardy I., Ródenas J., Van Dycke M., Gallardo S., Tondeur F.; Application of MCNP5 code to the modelling of vaginal and intra-uterine applicators used in intracavitary brachytherapy: a first approach. Third McGill International Workshop IOP Publishing Journal of Physics: Conference Series 102 (2008) 012012 doi:10.1088/1742-6596/102/1/012012.

- Ceccolini, E., Gerardy, I., Ródenas, J., Van Dycke, M., Gallardo, S., Mostacci D., MCNP modelling of vaginal and uterine applicators used in intracavitary brachytherapy and comparison with radiochromic film measurements, *Radiation Effects and Defects in Solids* (2009),164:5,319 - 322.
- Gerardy I., Ródenas J., Van Dycke M., Gallardo S., Quality control of brachytherapy source using MCNP5 calculation and radiochromic films measurement, *IFMBE WC 2009 proceeding series vol 25/1*, Springer (2009).
- Gerardy I., Ródenas J., Van Dycke M., Gallardo S., Ceccolini E., Dosimetric characterization of a brachytherapy applicator using MCNP5 modelisation and in-phantom measurement, *Appl. Radiat. Isotopes* 68(2010) 735-737.
- Gerardy I., Ródenas J., Gallardo S., Uncertainty analysis in MCNP5 calculations for brachytherapy treatment, *Appl. Radiat. Isotopes* (2011), doi:10.1016/j.apradiso.2011.02.003.

### **6.3.2. Présentations lors de congrès internationaux**

- Gerardy I., Ródenas J., Gallardo S., Uncertainty analysis in MCNP5 calculations, 6th workshop of the Cherne Network, Coimbra (Portugal), mai 2010.
- Gerardy I., Ródenas J., Van Dycke M., Gallardo S., Comparison of in-phantom dose measurements with commercial Treatment Planning System and Monte Carlo calculations, 2<sup>nd</sup> EWG-MCTP, Cardiff (Royaume Uni), octobre 2009.
- Ródenas J., Gerardy I., Van Dycke M., Gallardo S., Comparison of in-phantom dose measurements with commercial Treatment Planning System and Monte Carlo calculations, *Medical Physics and Biomedical Engineering World Congress*, Munchen (Allemagne) , septembre 2009.
- Rodenas J., Gerardy I., Van Dycke M., Gallardo S., Application of MCNP5 to improve the Brachytherapy Treatment Planning System, *MNEG 2009 MC Application in Radiation Protection and Medecine*, Oxford (Royaume Uni) 2009.

- Ródenas J., Gerardy I., Van Dycke M., Gallardo S., Tondeur F., Dosimetric characterization of a brachytherapy applicator using MCNP5 modelisation and measurements, IRPA 12 Int. Congress of the Int. Radiation Protection Association, Buenos Aires (Argentine), octobre 2008.
- Gerardy I., Ródenas J., Van Dycke M., Gallardo S., Ceccolini E., Dosimetric characterization of a brachytherapy applicator using MCNP5 modelisation and in-phantom measurements, IRRMA 7 Int. Radiation and radioisotope measurement application, Prague (République Tchèque), juin 2008.
- Ceccolini E., Gerardy I., Ródenas J., Van Dycke M., Gallardo S., Mostacci D., MCNP modelling of vaginal and uterine applicators used in intracavitary brachytherapy and comparison with radiochromic film measurements, 4th workshop of the Cherne Network, Favignana (Italie), mai 2008.
- Gerardy I., Rodenas J., Tondeur F., ISIB-UPV cooperation on Brachytherapy, 3th workshop of the Cherne Network, Prague (République Tchèque), février 2007.
- Gerardy I., Rodenas J., Van Dycke M., Gallardo S., Tondeur F., Application of MCNP5 code to the modelling of vaginal and intra-uterine applicators used in intracavitary brachytherapy: a first approach, 3rd, Int. Workshop on MC techniques in radiotherapy delivery and verification, Montreal (Canada), mai 2007.
- Rasson N., Gallardo S., Ródenas J., Gerardy I., Van Dycke M., Tondeur F., Simulation of dose distribution for a brachytherapy source of Ir-192 using the Monte Carlo Method, 1<sup>th</sup> EWG-MCTP, Gent (Belgique), octobre 2006.

### **6.3.3. Présentation lors de congrès nationaux.**

- Gerardy I., Ródenas J., Van Dycke M., Ceccolini E., Gallardo S., Tondeur F., Modelization using MCNP code of vaginal and uterine applicators used in intracavitary brachytherapy and comparison with radiochromic film measurements, 23<sup>th</sup> Symposium of BHPA, Leuven (Belgique), février 2008.

- Gerardy I., Ródenas J., Van Dycke M., Gallardo S., Tondeur F., Modelado de un aplicador ginecológico para Braquiterapia Intracavitaria utilizando el Método de Monte Carlo, 33 Reunión Anual de la Sociedad Nuclear Española, Segovia (Espagne), 2007.
- Rasson N., Gallardo S., Ródenas J., Gerardy I., Van Dycke M., Tondeur F., Simulación mediante el método de Monte Carlo de la distribución de dosis para una fuente de braquiterapia en un maniquí, 32 Reunión Anual de la Sociedad Nuclear Española, Tarragona (Espagne), 2006.

# Chapitre 7

## Conclusiones en lengua española

---

En este capítulo se presentan las conclusiones obtenidas a partir de los estudios desarrollados en la tesis, que incluyen cálculos mediante el método de Monte Carlo y medidas experimentales. A continuación, se proponen varias líneas de trabajo que pueden extraerse de las conclusiones de la tesis y suponen posibilidades suplementarias de futuros desarrollos. Finalmente, se listan las publicaciones en revistas de reconocido prestigio y las comunicaciones a congresos, tanto nacionales como internacionales, que se han realizado durante el desarrollo de la tesis y en conexión con la misma.

El trabajo desarrollado en la tesis se enmarca dentro del campo de investigación del tratamiento de braquiterapia para un cáncer ginecológico y de la simulación del transporte de partículas mediante el método de Monte Carlo.

Se ha utilizado una fuente de Ir192 de alta tasa de dosis con un aplicador ginecológico constituido por un tubo intrauterino de acero inoxidable y dos cilindros vaginales de material polímero. Para asegurar la correcta posición del conjunto fuente-aplicador y de los diversos sistemas de medida utilizados, se ha construido un maniquí de plexiglás que permite además reproducir con exactitud las citadas posiciones. Como sistemas de medida de dosis, se han utilizado cámaras de ionización de dos tipos diferentes y films radiocrómicos tejido-equivalentes de lectura directa. Todos los sistemas utilizados tanto para el tratamiento como para las medidas de dosis, se han simulado mediante el programa MCNP5 que utiliza el método de Monte Carlo. Asimismo, se ha utilizado el sistema de planificación PLATO v14.3, específico para un tratamiento de braquiterapia.

Los resultados de las diversas simulaciones realizadas con el programa de Monte Carlo MCNP5 se han comparado con los valores obtenidos mediante el sistema de planificación del tratamiento PLATO y con las medidas de dosis, tanto experimentales como obtenidas de la literatura. Este análisis comparativo ha



permitido validar los modelos desarrollados y extraer las conclusiones que se exponen en los párrafos siguientes.

En primer lugar, se ha validado el modelo de fuente y aplicador en un medio acuoso, comparando los resultados de la simulación MCNP5 con las medidas de dosis realizadas mediante una cámara de ionización en un maniquí constituido por una caja de plexiglás de 30 cm de lado y 1 cm de espesor de pared, llena de agua. Se consideran cuatro posiciones sucesivas de la fuente dentro del tubo, de modo que se cubra un tren de fuente de 20 mm. La diferencia entre los resultados de MCNP y las dosis medidas es de un 4%. En braquiterapia, se considera aceptable una discrepancia inferior al 5%. Por tanto, el modelo desarrollado para fuente y aplicador se considera validado para el agua.

Otra validación del modelo de la fuente se ha llevado a cabo mediante el cálculo de los factores de anisotropía debidos a la cápsula y el cable portador. Los resultados de los cálculos realizados con MCNP5 se han comparado con valores de la literatura, calculados o medidos, hallándose una diferencia máxima del 4 % que se pueden atribuir a diferencias en la composición y densidad de los materiales considerados para cable y cápsula.

Se ha calculado mediante MCNP5 el kerma en aire y el “air kerma strength” comparando los resultados con los valores suministrados por el fabricante de la fuente, quien los deberá haber medido, para la fuente sin aplicador, con una cámara de ionización. La diferencia máxima hallada es del 3 %, siendo tolerable un valor de hasta un 5 %.

Los films radiocrómicos Gafchromic son una potente herramienta para medir las dosis, no sólo para obtener la distribución de dosis relativa, sino también para medir dosis absolutas. La comparación de los valores obtenidos mediante estos films con los medidos por una cámara de ionización microscópica CCO4 es satisfactoria, al menos para distancias de 1 y 2 cm de la fuente.

Los cálculos de dosis realizados con MCNP5 han utilizado fundamentalmente los tallies \*F8 y F4MESH. El primero realiza un verdadero cálculo de dosis ya que evalúa la energía depositada en un lugar geométrico definido. Sin embargo, el tiempo de cálculo es muy elevado si se desea obtener una buena estadística porque \*F8 no permite utilizar ningún método de reducción de varianza. Para calcular una distribución de dosis serían necesarios muchos cálculos, haciendo prácticamente

imposible su realización con este método. Por el contrario, el tally F4MESH realiza directamente la estimación de una distribución espacial de kerma. Las condiciones de equilibrio electrónico que se dan en el tratamiento de braquiterapia abordado en la tesis, permiten igualar el kerma y la dosis absorbida. En consecuencia, F4MESH permite una obtención más rápida de las isodosis.

Uno de los objetivos de la tesis es el control de la distribución de dosis calculada por el sistema de planificación del tratamiento PLATO. Dicho control se ha realizado mediante simulaciones con el programa MCNP5 y medidas experimentales en el maniquí de plexiglás confeccionado ex profeso para la tesis. Las medidas se han realizado con los films radiocrómicos Gafchromic y una cámara de ionización microscópica (pin-point Wellhöfer CC04). Se han considerado fundamentalmente dos geometrías para obtener respectivamente la dosis próxima y la dosis en profundidad. En el primer caso, se consideran sendos planos paralelos al eje del tubo intrauterino, a 1 y 2 cm del mismo, realizando las medidas con films situados entre las correspondientes placas del maniquí. Para la dosis en profundidad, se considera un plano perpendicular al eje del tubo intrauterino, calculando la distribución de dosis en el mismo y situando la cámara microscópica en los puntos adecuados entre placas del maniquí. A partir de la distribución de dosis, se pueden obtener las curvas isodosis, cuyo conocimiento permite verificar que el tumor ha recibido la dosis prescrita y conocer asimismo la dosis recibida por los tejidos sanos circundantes. La comparación de curvas isodosis obtenidas por diferentes métodos presenta en ocasiones dificultades importantes, por lo que es mucho mejor realizar la comparación mediante perfiles de dosis que pueden obtenerse trazando una recta a través de las curvas isodosis por el punto conveniente.

La comparación de isodosis medidas y calculadas a 1 cm de la fuente ha permitido constatar que la separación entre unas y otras es de 1 mm para dosis elevadas y 2 mm para las dosis más bajas, lo cual es aceptable teniendo en cuenta el alto gradiente de dosis a esa distancia de la fuente. En cuanto a los perfiles de dosis, a 1 y 2 cm del tubo intrauterino, la correlación es buena, dentro de los límites de calibración de los films (por encima de 40 cGy), observando una diferencia del 4% a 1 cm y del 6% a 2 cm.

Para la dosis en profundidad la comparación entre las medidas con la microcámara y los resultados del tally \*F8 muestran diferencias del 6% a 1,5 cm y del 3% a 4 cm, mientras que para el tally F4MESH varían entre -1% a 1,5 cm y 7% a 4

cm. Sorprende que en este caso los resultados sean mejores a corta distancia donde el gradiente de dosis es mayor. Sin embargo, el tally F4MESH permite obtener mediante un solo cálculo la distribución de dosis en profundidad, lo cual es una gran ventaja. Y por otra parte, un error de posicionamiento de la fuente de 1 mm puede dar lugar a una diferencia del 9% en la dosis calculada, lo cual puede explicar la discrepancia observada.

Como consecuencia de la comparación entre las medidas y cálculos efectuados, se pueden considerar validados los modelos desarrollados para todo el sistema: fuente, cápsula, cable, aplicador y maniquí de plexiglás.

Para comparar los cálculos realizados por PLATO con los de MCNP5, se han considerado tres casos: 1) aplicador en materiales reales, maniquí de agua; 2) aplicador y maniquí de agua; 3) aplicador en materiales reales, maniquí de tejido humano. PLATO sólo considera agua para todos los elementos del sistema, mientras que MCNP modela siempre la fuente y su cápsula en materiales reales.

Al comparar los resultados de MCNP5 en el caso 1 con los de PLATO, se quería poner de manifiesto el efecto del blindaje debido a la modelización del aplicador en materiales reales. Se observa una buena consistencia entre los dos tipos de cálculos, pero hay una sobreestimación de la dosis por PLATO del orden de un 10% con respecto a MCNP5. Esta diferencia se reduce hasta un 4-5% a 2 cm. El mismo efecto se observa cuando se comparan los resultados de PLATO y MCNP5 para el caso 3.

La comparación de resultados entre PLATO y MCNP5 para el caso 2 muestra que el uso de dos diferentes métodos de cálculo para obtener la dosis produce una diferencia máxima de 5%, cerca del tubo intrauterino que se reduce a un 2% a 4 cm de distancia.

Otra parte importante de la tesis se centró en el estudio de las incertidumbres relacionadas con el uso de un programa de computadora como MCNP5. Con este fin, se ha tenido en cuenta el efecto de los diversos elementos relacionados con la modelización, así como con el propio programa. La evaluación de la incertidumbre global es esencial para la comparación con otros sistemas de cálculo o con medidas reales. Los elementos considerados se pueden dividir en tres categorías: las incertidumbres relacionadas con la modelización, en particular con la geometría y

los materiales; las incertidumbres relacionadas con el programa; y por último, las relacionadas con el posicionamiento relativo de cada sistema.

La incertidumbre combinada asociada con el modelo es de escasa importancia en el cálculo de la dosis. Se obtiene un valor de 1,7% a 2 cm, siempre que se permanezca dentro de límites realistas, es decir, en las tolerancias de fabricación o intervalos de concentración de los diversos elementos de aleación.

Las incertidumbres asociadas al programa y a las secciones eficaces son poco conocidas, pero es posible encontrar en la literatura intercomparaciones que permiten deducir un valor realista para las mismas, obteniendo una incertidumbre combinada asociada al programa del 3,9%. De todas formas, las decisiones adoptadas en la ejecución del programa, como la física aplicada para el transporte de partículas, los valores de corte y la elección de las secciones eficaces, serán de importancia primordial.

Las incertidumbres relacionadas con la posición relativa de la fuente tendrán el mayor efecto en el cálculo de la dosis, especialmente en la zona de alto gradiente de dosis, cerca del aplicador. Sin embargo, en el caso de un control del sistema de planificación del tratamiento, las incertidumbres relacionadas con el movimiento de la fuente no deben tenerse en cuenta porque se comparan dos cálculos para los cuales la fuente puede ubicarse con precisión.

Por otra parte, en el caso de la utilización de la fuente en el paciente, además de su posición en el tubo intra-uterino, se debe tener en cuenta los movimientos de los órganos del paciente. Por desgracia, la incertidumbre en la posición causada por estos movimientos es muy difícil de determinar. Debe estimarse a partir de puntos de referencia anatómicos y debería tenerse en cuenta para calcular la incertidumbre sobre la dosis recibida por los volúmenes a irradiar o por los órganos de riesgo.

Para poder comparar los valores de dosis calculadas por MCNP5 con los medidos en el maniquí, se ha realizado un breve estudio de las incertidumbres en los sistemas de medida. Los valores obtenidos, tanto para la cámara de ionización como para los films radiocrómicos, son ligeramente inferiores al 5%.

# Bibliographie

---

*[97/43/Euratom 1997]*

97/43/Euratom, Council directive on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, June 1997

*[AAPM21 1987]*

AAPM REPORT NO. 21 Task Group No. 32, SPECIFICATION OF BRACHYTHERAPY SOURCE STRENGTH, AAPM (1987)

*[AAPM 2010]*

<http://aapm.org>

*[Anagnostopoulos 2003]*

Anagnostopoulos G, Baltas D., Karaistos P., Pantelis E., Papagannis P., Sakelliou L., An analytical model as a step toward accounting inhomogeneities and bounded geometries in <sup>192</sup>Ir brachytherapy treatment planning, *phys. med. biol.* 48, 2003 .

*[ASTM 2003]*

ASTM and SAE-AMS standards and specifications for stainless steels, ISBN 0-8031-3141-0, ASTM International, 2003

*[Ballester 2009]*

Ballester F., Granero D., Pérez-Calatayud J., Melhus C.S., Rivard M.J., Evaluation of high energy brachytherapy source electronic disequilibrium and dose from emitted electrons, *Med Phys.* 36 (9) September 2009

*[Bidmead 2004]*

Bidmead M., Briot E., Burger J., Ferreira I., Grusell E., Kirisits C., Kneschaurek P., Kawczynska M.M., Marchetti C., Paulsen Hellebust T., Pérez-Calatayud J., Rijnders A., Roué A., Teixeira N., Tölli H., Venselaar J. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment; ESTRO, booklet n.8, 2004

*[Bouchart 2009]*

Bouchart H., Lacroix F., Beaudoin G., Carrier JF., Kawrakov I., On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry, *Med Phys.* 36 (6) June 2009

*[Buston 2003]*

Buston M.J., Yu P.K.N., Cheung T., Metcalfe P., Radiochromic film for medical dosimetry, *Materials Science and Engineering R* 41 (2003) 60-120

*[Ceccolini 2009]*

Ceccolini, E., Gerardy, I., Ródenas, J., Van Dycke, M., Gallardo, S. and Mostacci, D'MCNP modelling of vaginal and uterine applicators used in intracavitary brachytherapy and comparison with radiochromic film measurements', *Radiation Effects and Defects in Solids*, (2009)164:5,319 — 32

*[Chiavassa 2005]*

Chiacassa S., Développement d'un outil dosimétrique personnalisé pour la radioprotection en contamination interne et la radiothérapie vectorisée en médecine nucléaire, thèse de doctorat présentée à l'université Paul Sabatier en physique radiologique et médicale, 2005

*[Cullen 1997]*

Cullen D.E., Hubbel J.H., Kissel L., EPDL97: the Evaluated Photon Data Library 97 version, UCRL-50400, vol 6, Rev5 1997.

*[Danguy 2007]*

Danguy des Déserts S, Etalonnage d'un détecteur de rayon gamma pour la mesure de la radioactivité dans l'enceinte de confinement d'une centrale à eau bouillante, Travail de fin d'étude effectué à l'UPV, 2007.

*[Dale 1998]*

Dale Cubo H., Glasgow G.P., Pethel T.D., Thomadsen B.R., Williamson J.F., High dose-rate brachytherapy treatment delivery: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group N° 59, *Med. Phys.* vol 25, N°4, April 1998.

*[Daskalov 1998]*

Daskalov, Löffler, Williamson, New high dose-rate brachytherapy sources, *Med.Phys.*, Vol 25 n°11, November 1998

*[EGS 2005]*

<http://irs.inms.nrc.ca/software/egsnrc/>

*[ESTAR 2005]*

(<http://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/ESTAR.html>).

*[ESTRO 2004]*

<http://www.estro-education.org/publications/Documents/C%20%202023072002%20Radiophysics%20.pdf>

[ESTRO 2010]

<http://estro.org>

[Gafchromic 2006]

Gafchromic™ EBT White Paper, ISP ,2006

[GEANT 2010]

<http://geant4.cern.ch/>

[Gerardy 2008]

Gerardy I., Ródenas J., van Dycke M., Gallardo S., Tondeur F.; Application of MCNP5 code to the modelling of vaginal and intra-uterine applicators used in intracavitary brachytherapy: first approach. Third McGill International Workshop IOP Publishing Journal of Physics: Conference Series 102 (2008) 012012 doi:10.1088/1742-6596/102/1/012012

[Gerardy 2009]

Gerardy I., Ródenas J., Van Dycke M., Gallardo S., Quality control of brachytherapy source using MCNP5 calculation and radiochromic films measurement, IFMBE WC 2009 proceeding series vol25/1, Springer (2009)

[Gerardy 2010]

Gerardy J. Ródenas , M. Van Dycke , S. Gallardo , Elisa Ceccolini, Dosimetric characterization of a brachytherapy applicator using MCNP5 modelisation and in-phantom measurement, Applied Radiation and Isotopes 68(2010) 735-737.

[Goorley 2005]

Goorley T., Using MCNP5 for Medical Physics Applications, LA-UR-05-2755, Los Alamos, 2005

[Hendricks 1994]

Hendricks J.S, A Monte Carlo Code for Particle Transport, an Algorithm for all season, Los Alamos Sciences (22), 1994

[IAEA398 2004]

IAEA TRS-398, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water, IAEA, 2004

[IAEA430 2004]

IAEA TRS-430, Comissioning and quality assurance of computerized Planning System for Radiation Treatment of Cancer, IAEA, 2004.

[IAEA 2005]

Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students, IAEA (2005)

[ICRU38 1985]

ICRU Report 38, Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology ICRU, 1985

[ICRU44 1989]

ICRU, *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement*, Report 44 of the International Commission on Radiation Units and Measurements (Bethesda, MD), 1989.

[ICRU 2010]

<http://icru.org>

[ISO 1993]

International Organization for Standardization (ISO) Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement, ISO, Geneva, Switzerland, 1993. Jointly published by the International Bureau of Weights and Measures (BIPM), International Electrochemical Commission (IEC), International Federation of Clinical Chemistry (IFCC), ISO, International Union of Pure and Applied Chemistry (IUPAC), International Union of Pure and Applied Physics (IUPAP), and the International Organization for Legal Metrology (IOLM).

[Janis 2005]

Java-based Nuclear Information Software Janis spectrum , 2005.  
<http://www.nea.fr/janis>

[Johansson 1987]

Johansson K.-A., Karlsson R., Thilander A., "A small cylindric air ionisation chamber with watertight protection, type RK 83-05: tests according to international recommendations and evaluation of the applicability of these recommendations", Rapport GU-RAFYS 87:13, Göteborg universitet (1987).

[Knoll 2000]

Knoll G.F., Radiation detection and measurement, 3<sup>rd</sup> edition, Wiley&Sons, 2000

[Lederer 1996]

Lederer M, Table of isotopes, 8<sup>th</sup> edition CD ROM version, Wiley, 1996

[Lynch 2006]

Lynch B.D., Kozelka J., Ranade M.K., Li J.G. Simon W.E., Dempsey J.F., Important consideration for radiochromic film dosimetry with flatbed CCD scanners and EBT Gafchromic Film, Med. Phys.33 (12) 4551-4556 (2006)



[*Martisikova 2008*]

Martisikova M., Ackermann B., Jäkel , Analysis of Gafchromic EBT film dosimetry of photon beam, Phys.Med. Biol. 53),p 7013 7027, 2008.

[*MATLAB 2005*]

MATLAB User's guide version 7.0, the MathWorks, Inc (2005).

[*Melhus 2004*]

Melhus C.S., Rivard M.J., Approaches to calculating AAPM TG-43 brachytherapy dosimetry parameters for  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{125}\text{I}$ ,  $^{192}\text{Ir}$ ,  $^{103}\text{Pd}$  and  $^{169}\text{Yb}$  sources, Med Phys.33(6) June 2004

[*MCNP5 2005*]

X-5 Monte Carlo Team: MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, New Mexico, USA, April 2003 (revised 2005).

[*MCNPX 2002*]

Monte Carlo Team Developer: MCNPX User's Manual Version 2.3.0 LA-UR-02-2607, April 2002

[*Nath, 1995*]

Nath R, Anderson L.L, Luxton G., Weaver K.A, Williamson J.F, Meigooni A S, Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM radiation therapy committee task group n°43, med.phys. 22 (2),1995.

[*Nath 1997*]

Nath R., Anderson L.L., Meli J.A., Olch A.J., Sitt J.A., Williamson J.F., Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56, Med.Phys.24 (10), October 1997.

[*NCS13 2000*]

NCS report 13, Quality control in brachytherapy, current practice and minimum requirements, NCRD, 2000

[*Niroonmand-Rad 1998*]

Niroonmand-Rad A, Blackwell C.R., Coursey B.M., Gall K.P, Galvin J.M., McLaughlin W.L., Meigooni A.S., Nath R., Rodgers J.E., Soares C.G., Radiographic film dosimetry: Recommendation of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55, Med. Phys. 25 (11), November 1998

[*NIST1297 1994*]

Taylor B. N. and Kuyatt, C. E. "Guidelines for evaluating and expressing the uncertainty of NIST measurement results," NIST Technical Note 1297 (U.S. Government Printing Office, Washington, DC, 1994).

[NIST, 2004] NIST mass absorption coefficient table, 2004  
<http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab>

[*Nucletron 2010*]  
<http://nucletron.com>

[*Paelinck 2007*]  
Paelinck L., De Neve W., De Wagter C., Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry, *Phys.Med. Biol.* 52 (2007) 231-242

[*Pérez-Calatayud 2004*]  
Pérez-Calatayud J., Ballester F. Granero D., Phantom size in brachytherapy source dosimetric studies, *Med Phys.*36(7) July 2004

[*PLATO 1989*]  
PLATO v14.3 users manual, Nucletron

[*PLATO2 1999*]  
Versweyveld, L. PLATO radiation treatment planning system to integrate virtual and conventional simulation, *Virtual Medical Worlds*, 1999  
<http://www.hoise.com/vmw/99/articles/contentsvmwfeb99.html>

[*Poon 2006*]  
Poon E., Reynier B., Devic S., Vuong T., Verhaegen F., Dosimetric characterization of a novel intracavitary mold applicator for 192 high dose rate endorectal brachytherapy treatment, *Med. Phys.* 33(12), December 2006

[*PTW1 2009*]  
Instruction for the use of FilmScan, Technical note D747.175.00/07, PTW (2009)

[*PTW2 2008*]  
Instruction for the use of Filmcal, Technical note D751.175.00/04, PTW (2008)

[*PTW3 2009*]  
Dosimetry with Gafchromic EBT films, Technical note D655.200.01/02, PTW (2009)

[*Rasson 2006*]  
Rasson N., Gallardo S., Rodenas J., Gerardy I., Tondeur F., Van Dycke M., Simulation of the dose distribution for a brachytherapy source of Ir-192 using the Monte Carlo method, Workshop on Monte Carlo methods, Ghent (Belgium), 22-25 October 2006.

[*RIT113 2008*]

RIT113<sup>®</sup>, radiological imaging technology, 2008

*[Rivard 2004]*

Rivard M. J., Coursey B. M., DeWerd L. A., Hanson W.F., Saiful Huq, Ibbott G.S., Mitch M.G., Nath R, Williamson J.F, Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations Med. Phys. 31 (3), 2004

*[Rivard 2005]*

Rivard M. J., Kirk B. L, and Leal L. C, "Impact of radionuclide physical distribution on brachytherapy dosimetry parameters," Nuc. Sci. Eng. 149, 101–106 (2005).

*[Sabrina, 1993]*

K. A. Van Riper, "SABRINA User's Guide," LA-UR-93-3696 (October 1993).

*[Salvat 2001]*

Salvat F, Fernandez J.M., Acosta E., Sempau J, PENELOPE, A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, NEA, 2001

*[Sharma 2004]*

Sharma C S, Bianchi D, Conte L, Novario R, Bhatt B C, Radiochromic film measurement of anisotropy function for high dose rate Ir-192 brachytherapy source, Phys. Med. Biol.49 p 4065-4072, 2004.

*[Seltzer 1993]*

Seltzer, S.M. , Calculation of Photon Mass Energy-Transfer and Mass Energy-Absorption Coefficients, Rad. Res. **136**, 147-170, 1993.

*[Tondeur 2004]*

Tondeur F., Gerardy I., Guillaume J., Van Dijcke M., Dosimetry of Sr-Y sources for endovascular brachytherapy with radiochromic film, Nuclear instruments and methods in physics research B213, p658-661, 2004

*[VARIAN 2008]*

Varian Medical system, Eclipse Algorithm reference guide, 2008

*[VIDAR 1992]*

Vidar VXR12 user's manual, Vidar Systems Corporation, 1992

*[VISED 2005]*

Carter, L.L., Schwarz, R.A., 2005. MCNP Visual Editor Computer Code Manual, for Vised Version 19K.

*[Williamson 1993]*

Williamson J.F., Perera H., Li Zoufeng, Comparison of calculated and measured heterogeneity correction factors for I-125, Cs-137 and Ir-192 brachytherapy sources near localized heterogeneities. Med. Phys. 20 (1), 1993.

*[Williamson 1995]*

Williamson J.F., Li Z. Monte Carlo aided dosimetry of the microselectron pulsed and high dose-rate  $^{192}\text{Ir}$  sources, Med.Phys 22(6), 1995

*[Wikipedia 2011]*

<http://en.wikipedia.org/wiki/Polysulfone>

*[Wellhöfer 2008]*

CC004 user manual, Scandatronix/Wellhöfer, 2008

*[Wilkinson 2006]*

Wilkinson D.A., High dose rate (HDR) brachytherapy quality assurance: a practical guide Biomed Imaging Interv J 2006; 2(2):e34

*[XCOM 2010]*

<http://www.nist.gov/pml/data/XCOM/index.cfm>

*[Yan 2009]*

Yang Y , Rivard M J., Monte Carlo simulations and radiation dosimetry measurements of peripherally applied HDR  $^{192}\text{Ir}$  breast brachytherapy D-shaped applicators, Med Phys. Author manuscript; available in PMC 2009 April 28. Med Phys. 2009

*[Yi Le 2006]*

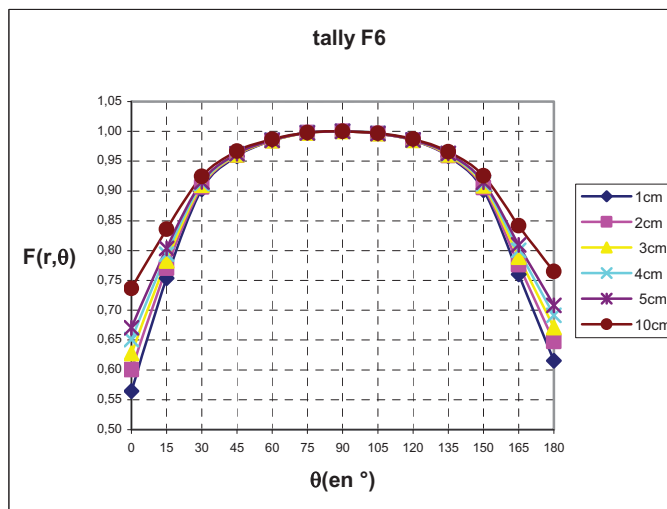
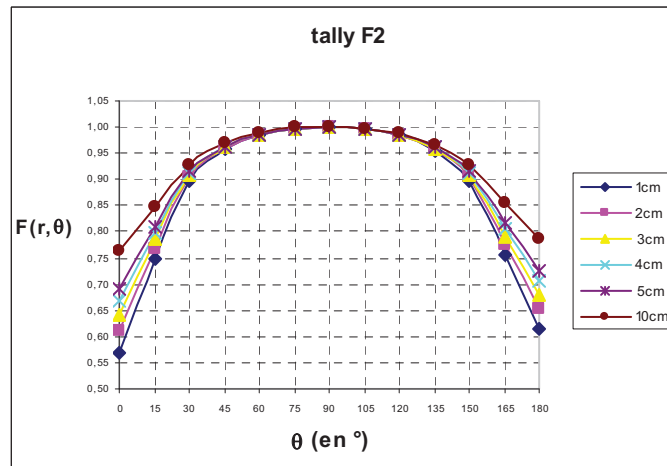
Yi Le Ali I., Dempsey J.F., Williamson J.F., Prospect for two-dimensional radiochromic film dosimetry for low-rate brachytherapy sources, Med.Phys 33(12), 2006

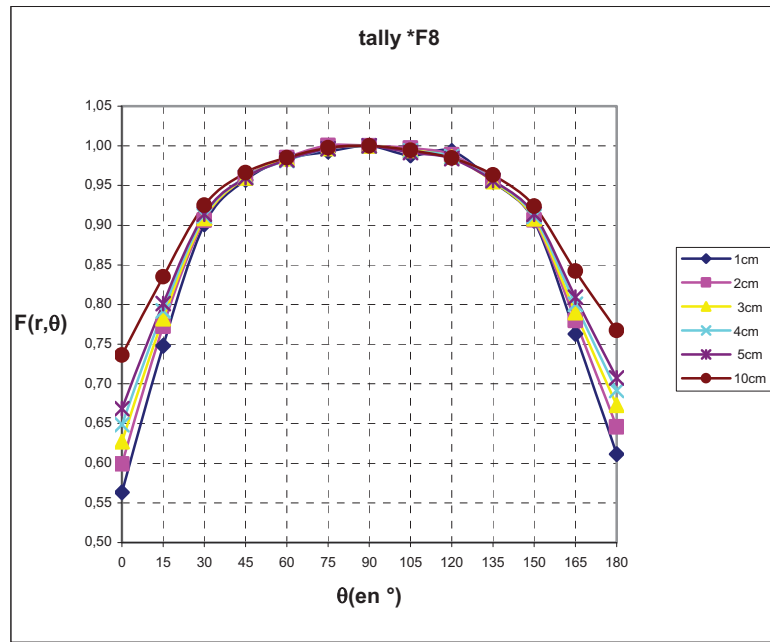
# Annexe 1

## Fonction d'anisotropie

---

Les graphes ci-dessous reprennent les calculs de la fonction d'anisotropie par différents tallies en fonction de la distance (voir 4.2)





## Annexe 2

### Exemple de fichier d'entrée

L'input donné ici est celui qui a permis de construire la source surface pour la position n° 3 de la source. Les autres fichiers sont construits sur un modèle très semblable.

```
INPUT Simulation brachytherapy
C
C .....
C SOURCE: . active material: 192Ir(beta-) cylindre d=0.6 mm L=3.5 mm
C . capsule : stainless steel Aisi 316L cylindre d=1.1 mm L=5 mm
C APPLICATEUR 15deg Stainless steel PPSU
C essai pos 3 d=985mm ssw surf rcc tube cellules simu pinpoint 1.5 cm
c fantôme plexy a plaque avec plan 500 millions
C .....
c
c CELL CARDS
c Source
1 1 -22.4 -1 imp:p,e=1 $source ir
c capsule
11 2 -7.92 -11 1.1 imp:p,e=1 $capsule
111 2 -7.92 -12 1.2 imp:p,e=1
12 4 -7.92 -13.1 1.3 +14.2 imp:p,e=1 $bouchon
13 4 -5.28 -14.1 -14.2 -38.3 imp:p,e=1
14 4 -5.28 -15 +35 +38.3 imp:p,e=1 $cable dans tore
15 4 -5.28 -16 -35 +37 imp:p,e=1
c applicateur
31 7 -1.20E-03 -34 +37 -35 16 imp:p,e=1 $int du tube
32 4 -7.92 -33 +37 -35 34 imp:p,e=1 $tube en inox droit applicateur
33 7 -1.20E-03 +33 -32 +37 -35 imp:p,e=1 $air entre inox et ppsu appl
34 10 -1.29 +32 -31 +36 -35 imp:p,e=1 $ovoide applicateur ppsu
35 4 -7.92 -38.3 39.1 -38.1 -14.2 imp:p,e=1 imp:p,e=1 $ ext partie incl
351 4 -7.92 14.2 1.3 -38.1 39.1 imp:p,e=1 imp:p,e=1 $ ext partie incl
352 4 -7.92 -1.2 -1.3 -38.1 39.1 imp:p,e=1 imp:p,e=1 $ ext partie incl
353 4 -7.92 1.2 -38.2 -38.1 39.1 imp:p,e=1 imp:p,e=1 $ ext partie incl
354 4 -7.92 38.2 -40 41 imp:p,e=1 imp:p,e=1 $ ext partie incl
36 7 -1.20E-03 -38.3 -39.1 14.1 -14.2 imp:p,e=1 $tube calotte
361 7 -1.20E-03 14.2 1.3 13.1 -39.1 imp:p,e=1 $tube calotte
362 7 -1.20E-03 -1.2 -1.3 11.1 -39.1 imp:p,e=1 $tube calotte
363 7 -1.20E-03 1.2 -38.2 12 -39.1 imp:p,e=1 $tube calotte
```

364 7 -1.20E-03 38.2 -41 imp:p,e=1 \$tube calotte  
 37 7 -1.20E-03 -43 +35 +39 +38.3 15 imp:p,e=1 \$partie interieur du tore  
 38 4 -7.92 -42 +35 +38.3 43 imp:p,e=1 \$partie exterieur du tore  
 c fantome  
 57021 5 -1.19 -5615 +5614 -56 35 42 38.3 imp:p,e=1  
 57022 5 -1.19 -5615 +5614 -56 38.1 -38.3 -38.2 imp:p,e=1  
 57023 5 -1.19 -5615 +5614 -56 40 38.2 imp:p,e=1  
 57031 5 -1.19 -5616 +5615 -56 35 42 38.3 imp:p,e=1  
 57032 5 -1.19 -5616 +5615 -56 38.1 -38.3 -38.2 imp:p,e=1  
 57033 5 -1.19 -5616 +5615 -56 40 38.2 imp:p,e=1  
 5701 5 -1.19 -5614 +5613 -56 35 38 40 imp:p,e=1  
 5704 5 -1.19 -5617 +5616 -56 35 38 40 imp:p,e=1  
 5801 5 -1.19 -5614 +5613 -56 -35 ((31 36):(32 -36)) imp:p,e=1  
 5802 5 -1.19 -5615 +5614 -56 -35 ((31 36):(32 -36)) imp:p,e=1  
 5803 5 -1.19 -5616 +5615 -56 -35 ((31 36):(32 -36)) imp:p,e=1  
 5804 5 -1.19 -5617 +5616 -56 -35 ((31 36):(32 -36)) imp:p,e=1  
 C 50 5 -1.19 -56 +35 +58 fill=1 imp:p,e=1  
 C 51 5 -1.19 -56 -35 +58 fill=1 imp:p,e=1  
 C 52 5 -1.19 -56 +35 -57 fill=2 imp:p,e=1  
 c 53 5 -1.19 -56 -35 -57 fill=2 imp:p,e=1  
 5601 5 -1.19 -56 -5601 imp:p,e=1  
 5602 5 -1.19 -56 -5602 5601 imp:p,e=1  
 5603 5 -1.19 -56 -5603 5602 imp:p,e=1  
 5604 5 -1.19 -56 -5604 5603 imp:p,e=1  
 5605 5 -1.19 -56 -5605 5604 imp:p,e=1  
 5606 5 -1.19 -56 -5606 5605 imp:p,e=1  
 5607 5 -1.19 -56 -5607 5606 imp:p,e=1  
 5608 5 -1.19 -56 -5608 5607 imp:p,e=1  
 5609 5 -1.19 -56 -5609 5608 imp:p,e=1  
 5610 5 -1.19 -56 -5610 5609 imp:p,e=1  
 5611 5 -1.19 -56 -5611 5610 imp:p,e=1  
 5612 5 -1.19 -56 -5612 5611 imp:p,e=1  
 5613 5 -1.19 -56 -5613 5612 imp:p,e=1  
 56181 5 -1.19 -56 -5618 5617 75 (-62:63:-60) imp:p,e=1  
 56182 5 -1.19 -56 -5618 5617 75 62 -63 60 imp:p,e=1  
 5619 5 -1.19 -56 -5619 5618 75 imp:p,e=1  
 5620 5 -1.19 -56 -5620 5619 +71 imp:p,e=1  
 5621 5 -1.19 -56 -5621 5620 +71 imp:p,e=1  
 5622 5 -1.19 -56 -5622 5621 imp:p,e=1  
 5623 5 -1.19 -56 -5623 5622 imp:p,e=1  
 5624 5 -1.19 -56 -5624 5623 imp:p,e=1  
 5625 5 -1.19 -56 -5625 5624 imp:p,e=1  
 5626 5 -1.19 -56 -5626 5625 imp:p,e=1  
 5627 5 -1.19 -56 -5627 5626 imp:p,e=1  
 5628 5 -1.19 -56 -5628 5627 imp:p,e=1  
 5629 5 -1.19 -56 -5629 5628 imp:p,e=1



5630 5 -1.19 -56 5629 imp:p,e=1  
 c volume de mesure  
 70 7 -1.20E-03 -70 +74 imp:p,e=1 \$vol sensible air  
 701 7 -1.20E-03 -72 71.3 imp:p,e=1 \$vol sensible air  
 71 5 -1.19 -71 70 +74 imp:p,e=1 \$ plexy autour air  
 702 5 -1.19 -73 72 70.3 imp:p,e=1  
 72 8 -2.7 -74 -70.3 -71.2 imp:p,e=1 \$ electrode Al  
 73 8 -2.7 -75 -56.5 71.2 imp:p,e=1  
 74 5 -1.19 -75 -76 -56.6 imp:p,e=1  
 c 75 7 -1.293E-03 ((-75 -71.2):(73 -71.1):(-71.2))76 imp:p,e=1  
 75 7 -1.20E-03 -75 71 73 -71.2 76 #702 #701 imp:p,e=1  
 c reste du monde  
 2 7 -1.20E-03 -90 56 32 imp:p,e=1 \$  
 3 0 +90 imp:p,e=0  
 c

### C SURFACE CARDS

c .....  
 c source  
 1 rcc 0 2.600 0.429 0 0.338 0.091 0.03  
 c capsule  
 11 rcc 0 2.600 0.429 0 0.338 0.091 0.055  
 12 s 0 2.938 0.519 0.055  
 13 rcc 0 2.508 0.404 0 0.092 0.025 0.055  
 14 rcc 0 1.967 0.259 0 0.541 0.145 0.055  
 15 tx 0 0 7.6 7.6 0.055 0.055  
 16 cy 0.055  
 c applicateur  
 31 cy 1  
 32 rcc 0 -13 0 0 13 0 0.170  
 33 cy 0.159  
 34 cy 0.105  
 35 py 0  
 36 py -5  
 37 py -13  
 38 rcc 0 1.967 0.259 0 2.231 0.598 0.159  
 39 rcc 0 1.967 0.259 0 2.231 0.598 0.105  
 40 s 0 4.198 0.857 0.159  
 41 s 0 4.198 0.857 0.105  
 42 tx 0 0 7.6 7.6 0.159 0.159  
 43 tx 0 0 7.6 7.6 0.105 0.105  
 c  
 c fantome plexy  
 56 rpp -7.5 7.5 -7.5 7.5 -7.5 7.5  
 5601 px -7.0  
 5602 px -6.5

5603 px -6.0  
5604 px -5.5  
5605 px -5.0  
5606 px -4.5  
5607 px -4.0  
5608 px -3.5  
5609 px -3.0  
5610 px -2.5  
5611 px -2.0  
5612 px -1.5  
5613 px -1.0  
5614 px -0.5  
5615 px 0  
5616 px 0.5  
5617 px 1.0  
5618 px 1.5  
5619 px 2.0  
5620 px 2.5  
5621 px 3.0  
5622 px 3.5  
5623 px 4.0  
5624 px 4.5  
5625 px 5.0  
5626 px 5.5  
5627 px 6.0  
5628 px 6.5  
5629 px 7.0  
60 py -0.5  
62 pz -2.5  
63 pz 5.5  
c volume de mesure  
70 rcc 1.5 3.5 1.116 0 0 0.414 0.145  
71 rcc 1.5 3.5 1.116 0 0 0.575 0.215  
72 s 1.5 3.5 1.175 0.145  
73 s 1.5 3.5 1.175 0.215  
74 c/z 1.5 3.5 0.015  
75 c/z 1.5 3.5 0.35  
76 pz 0.8  
c 501 rpp +3.5 +4.0 -7.5 7.5 -7.5 7.5  
c 521 rpp -4.0 -3.5 -7.5 7.5 -7.5 7.5  
c  
c 80 so 6  
c reste monde  
90 so 25

## C DATA CARDS

c .....

c

C Source definition

c

sdef erg=d1 cel=1 pos=0 2.769 0.474 par=2 rad=d2 &amp;

AXS=0 0.996 0.259 EXT=d3

si1 L 0.06149 0.63 0.0713 0.0734 0.11009 0.13634 0.17698 0.20131  
0.20580

0.28004 0.28327 0.29596 0.30847 0.31651 0.32931 0.37449 0.41647

0.42053 0.46807 0.48458 0.48530 0.48904 0.58859 0.59337 0.59940

0.60442 0.61247 0.70398 0.766 0.88454 1.06148 1.0897 1.3783

sp1 D 0.016 0.0203 0.006629 0.001732 0.0001269 0.001836 0.00004288

0.004719 0.03303 0.0002326 0.002627 0.2867 0.3269 0.8286 0.0001856

0.007208 0.006644 0.0007338 0.4783 0.03187 0.000022 0.004433

0.04515 0.0004252 0.00003878 0.08232 0.5309 0.00005344

0.00001492 0.002919 0.000528 0.00001073 0.00001242

si2 0 0.03

si3 0.175

c SSR

phys:p,e 100 0 1

c TALLY

c FMESH4:P GEOM=XYZ ORIGIN= +1.0097 -7.5 -5.2 iMESH +1.0137

IINTS 1 JMESH &amp;

c +7.5 JINTS 150 &amp;

c KMESH +7.5 KINTS 127 OUT= JK

c \*f4:p 70

\*f8:p,e 70

\*f18:p,e 701

c DE4 0.01 0.03 0.05 0.07 0.1 0.15 0.2 0.25 0.3 0.35 0.4 0.45 0.5 0.51 &amp;

c 0.6 0.65 0.7 0.8 1.0 1.4

c DF4 3.96e-6 5.82e-7 2.9e-7 2.58e-7 2.83e-7 3.79e-7 5.01e-7 6.31e-7 &amp;

c 7.59e-7 8.78e-7 9.85e-7 1.08e-6 1.17e-6 1.27e-6 1.36e-6 1.44e-6 &amp;

c 1.52e-6 1.68e-6 1.98e-6 2.51e-6

cut:e 1j 0.020 3j

mode P E

SSW 38.1 (-351 -352 -353 -35) 38.2(-353 -363) 38.3(-35 -36 -13)

c PTRAC file=ASC write=ALL max=10000

C materials

m1 77192 1 \$ source IRRIDIUM

m2 26000 -0.68 28000 -0.12 24000 -0.17 25000 -0.02 14000 -0.01 \$ AISI

316L

c m3 1000 0.66667 8000 0.33333 \$ WATER

m4 26000 -0.68 28000 -0.10 24000 -0.19 25000 -0.02 14000 -0.01 \$ AISI

304

M5 1000 -0.080538 6000 -0.599848 8000 -0.39614 \$ PERSPEX

c M6 6000 -2.25 \$ GRAPHITE  
M7 6000 -0.000125 7000 -0.755267 8000 -0.231781 18000 -0.012827 \$ AIR  
M8 13000 1 \$ ALUMINIUM  
c M9 6000 -0.33333 8000 -0.13333 1000 -0.53334 \$  
METHYLMETHACRYLATE  
m10 6000 0.63 8000 0.13 1000 0.2 16000 0.04 \$ PPSU  
m11 6000 0.423 1000 0.397 8000 0.162 7000 0.011 3000 0.03 17000 0.03 \$  
GFC  
c  
c nombres de particules