

*Paramètres de  
simulation*

## Introduction

Dans ce travail, on se concentre sur la simulation par le code PENELOPE d'un accélérateur médical en mode photons. On s'intéresse à la cible et au collimateur, la section accélératrice a été modélisée par une source d'électrons ayant des énergies différentes (4MeV, 5MeV, 6MeV). Dans une première étape, on détermine le spectre des rayons X pour les différentes énergies considérées. Puis dans la deuxième étape, on détermine la dose des rayons X déposée dans un fantôme d'eau. Le rendement en profondeur et le profil de dose sont calculés pour un champ circulaire d'irradiation.

## Paramètres de simulation

Dans le code PENELOPE, le lancement d'une simulation exige l'utilisation de trois fichiers :

- Un fichier de données (\*.in) qui contient les données nécessaires pour que la simulation se déroule.

Les valeurs de l'énergie d'absorption des électrons et des photons sont :

$$E_{ABS}(e^-) = E_{ABS}(e^+) = 100000 \text{ eV}$$

$$E_{ABC}(ph) = 10000 \text{ eV}$$

Les valeurs des pertes d'énergie seuil sont :

$$W_{CC} = W_{CR} = 5000 \text{ eV}$$

Et pour les constantes  $C_1$  et  $C_2$  nous avons pris les valeurs suivantes :

$$C_1 = C_2 = 0.1 \text{ ou } 0.2$$

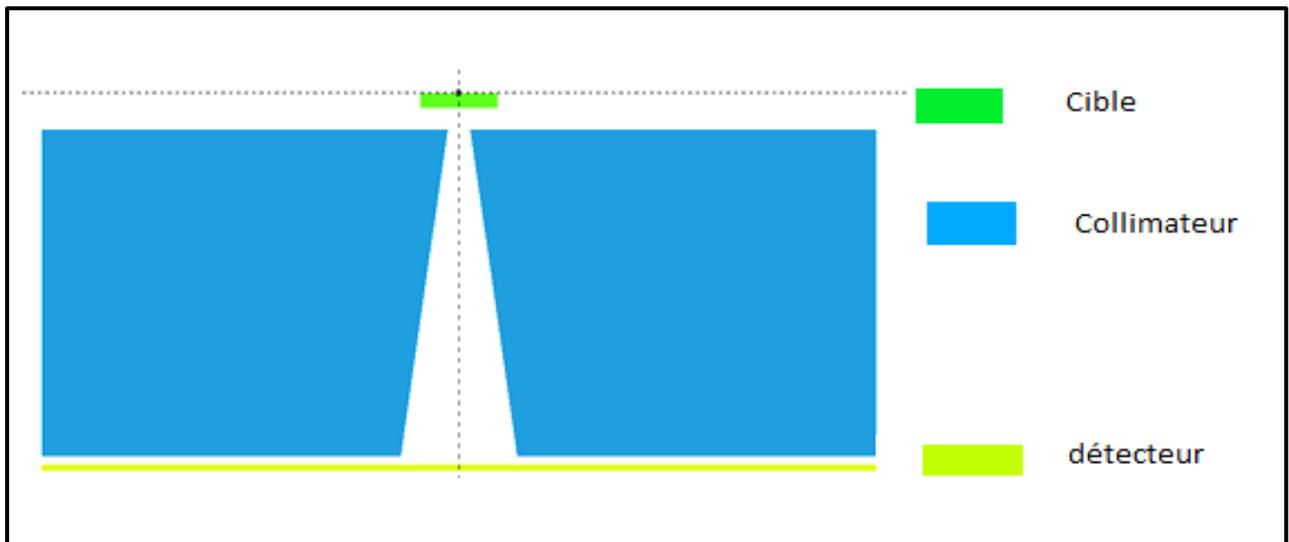
- Un fichier géométrie ayant pour extension (\*.geo), contenant la définition géométrique. Il décrit les dimensions et la position dans l'espace des objets comme la cible, le collimateur et le fantôme d'eau.
- Un fichier d'extension (\*.mat), contenant les données utiles à la simulation des interactions pour chacun des matériaux : eau, l'air et le tungstène.

## II. Résultats et discussion

### II. 1. Simulation du spectre des rayons X

La figure (IV.1) montre la géométrie utilisée dans la simulation du spectre des rayons X. Cette géométrie contient les éléments suivants :

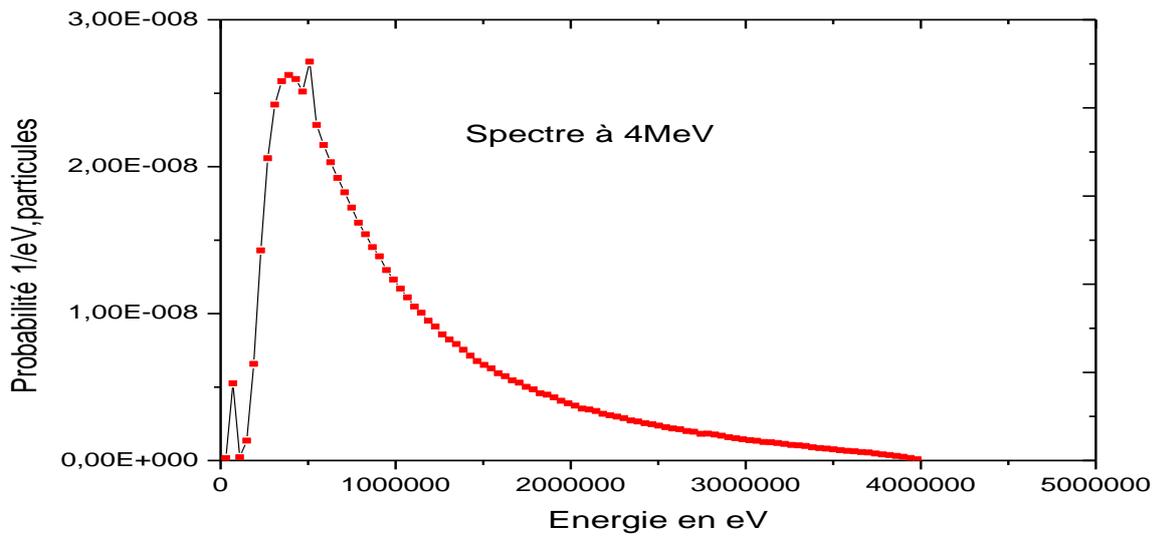
- ✓ La cible en tungstène qui a une épaisseur de 2 mm et un diamètre de 75 mm
- ✓ Le collimateur qui est en tungstène.
- ✓ Un détecteur pour la détection des photons produit par la cible.



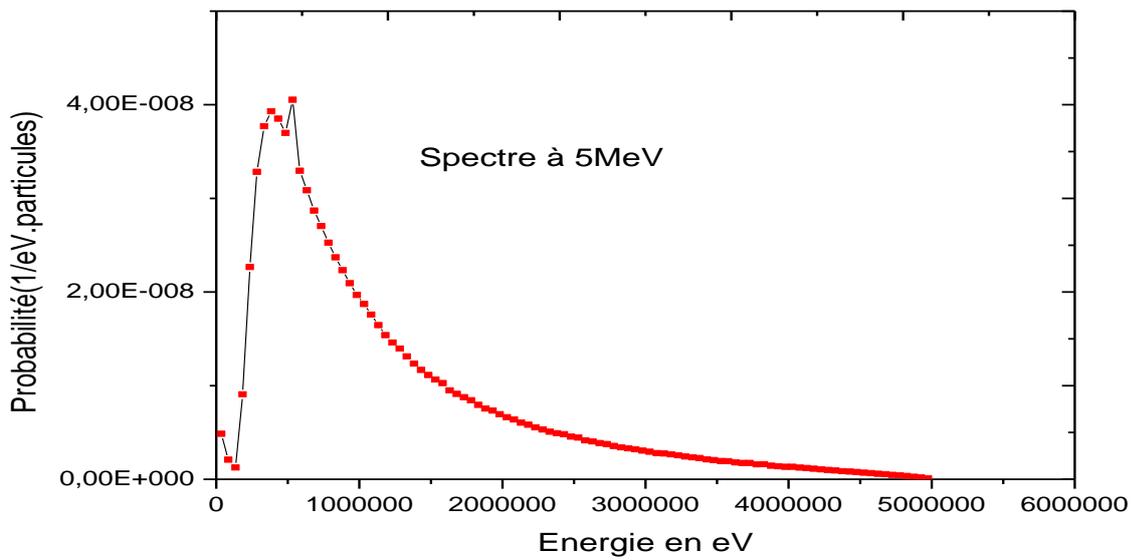
**Figure (IV.1) :** Géométrie de la tête d'accélérateur simulé par PENELOPE.

### II.2. Le spectre d'énergie

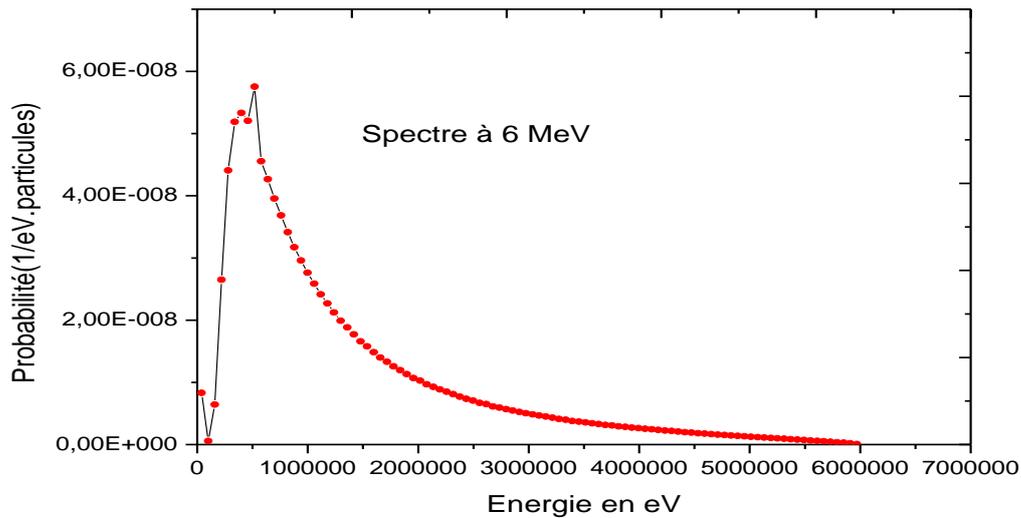
Le faisceau de photons X transmis est intercepté par un détecteur pour calculer le spectre en énergie. Les résultats obtenus pour les valeurs des énergies 4MeV, 5MeV et 6MeV sont représentés dans les figures suivantes :



**Figure (IV.2) :** Spectre des photons X pour des électrons de 4 MeV



**Figure (IV.3) :** Spectre des photons X pour des électrons de 5 MeV



**Figure (IV.4) :** Spectre énergétique pour un faisceau de photon produit par des électrons de 6MeV

D'après la figure (IV.2) qui représente la probabilité de l'intensité des photons en fonction de l'énergie. On remarque que pour les faibles énergies l'intensité des photons augmentent à cause de l'effet de l'atténuation. Après la valeur d'énergie de 2MeV, nous observons la diminution de la probabilité jusqu'à ce que les valeurs d'énergie se rapprochent de la valeur de 4MeV.

Cette analyse est généralisée pour les spectres d'énergie 5MeV et 6MeV.

### II.3. Simulation de la dose

La figure (IV.5) montre la géométrie utilisée dans la simulation qui nous donne les résultats de la distribution de dose et le rendement en profondeur dans un fantôme d'eau pour des énergies 4MeV, 5MeV, 6MeV. Les dimensions de cette géométrie sont :

- Le fantôme d'eau est carré (40x40) et de profondeur 30 cm.
- Une distance source-surface de l'eau  $z = 100$  cm.

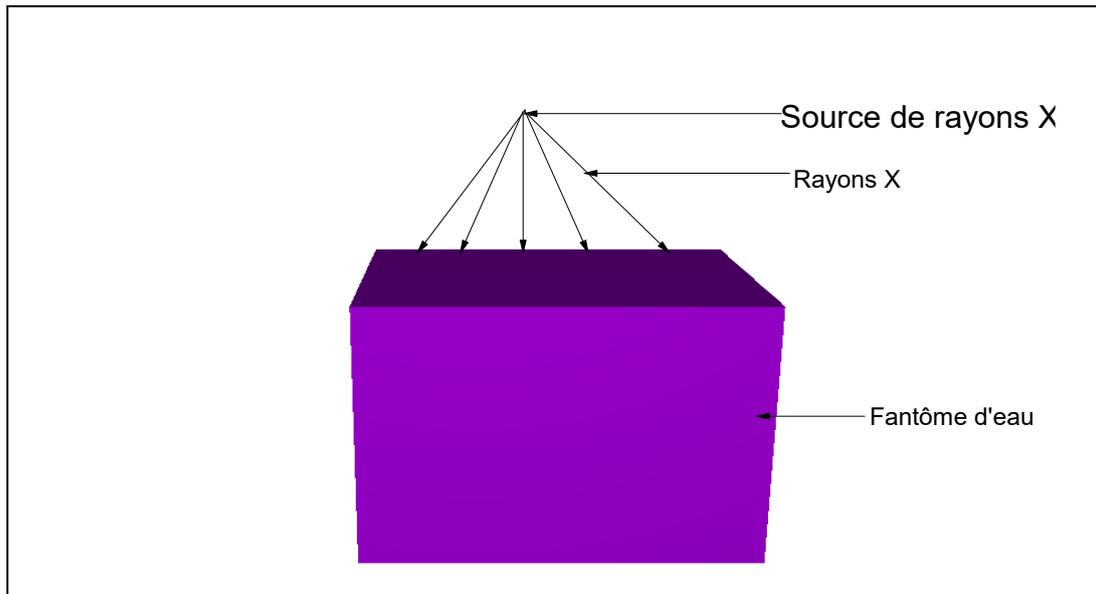
Le champ d'irradiation est circulaire. Pour des angles différents  $2^\circ$  et  $4^\circ$  définie par la relation suivante :  $R = z \tan \alpha$

$$R (2^\circ) = 100 \cdot \tan 2^\circ \approx 4$$

$$R (4^\circ) = 100 \cdot \tan 4^\circ \approx 7$$

Avec R est le rayon du champ d'irradiation.

Nous avons choisi ces angles pour nous assurer que le champ d'irradiation était à l'intérieur de la surface du fantôme d'eau.

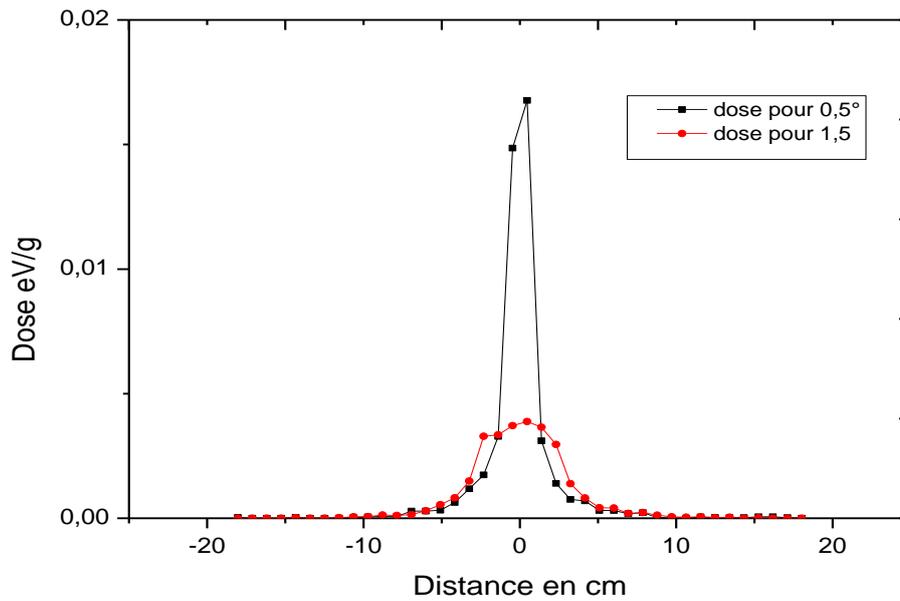


**Figure (IV.5) :** La géométrie de simulation générée par \*geviw3d\* du code PENELOPE

## II.4. La distribution de dose

### II.4.1. Profil de dose

La figure (IV.6) représente la distribution de dose en fonction de la distance pour deux angles différents  $0.5^\circ$ ,  $1.5^\circ$  et pour une énergie de 4MeV. On remarque que la différence est très claire entre la dose pour  $0.5^\circ$  et la dose pour  $1.5^\circ$ . Donc lorsque l'angle diminue, la dose augmente, étant centrée au milieu de l'axe de faisceau.



**Figure (IV.6) :** Profil de dose simulé pour 4 MeV

La figure (IV.7) représente la distribution de dose en fonction de distance dans un plan perpendiculaire à l'axe de faisceau. Pour deux angles différents  $2^\circ$ ,  $4^\circ$  et pour l'énergie 5MeV, on remarque que la dose maximale au milieu de l'axe du faisceau. En s'éloignant du milieu de l'axe la dose est diminuée jusqu'à ce qu'elle soit nulle. Lorsque le champ d'irradiation augmente, la quantité de dose s'abaisse. On peut donc dire qu'il existe une proportion inverse entre champ d'irradiation et la quantité de dose déposée.

D'après la figure (IV.8) et la figure (IV.7). On remarque que la dose a diminuée pour 5MeV par rapport la dose pour 6MeV dans le même champ d'irradiation. Donc la dose est proportionnelle avec l'énergie.

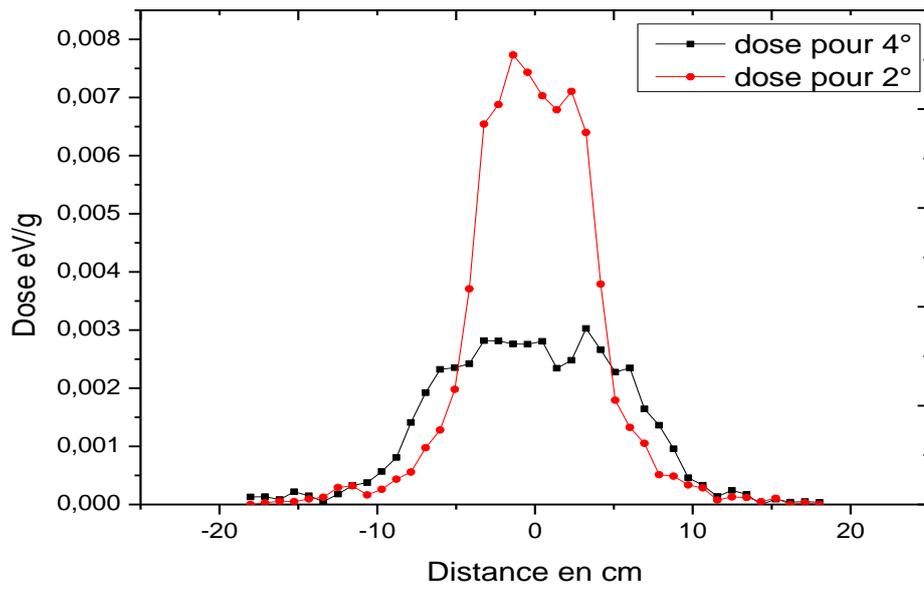


Figure (IV.7) : profil de dose simulée pour 5MeV.

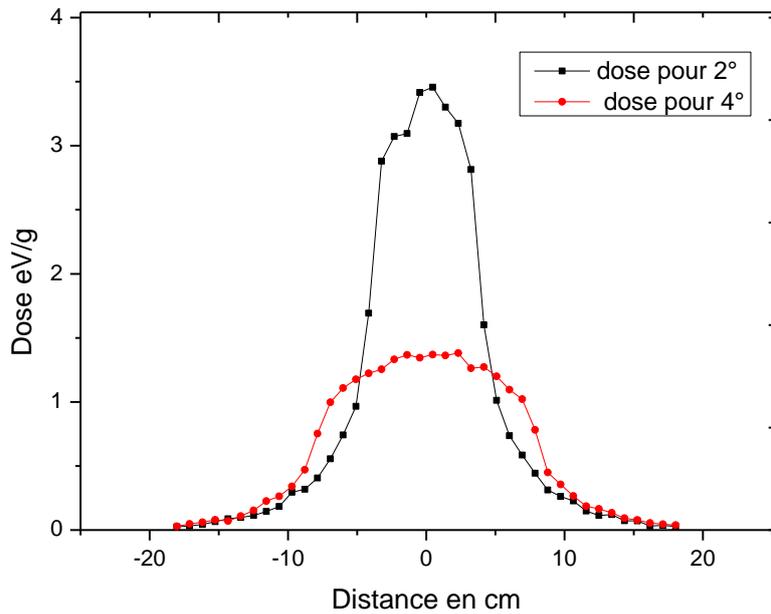


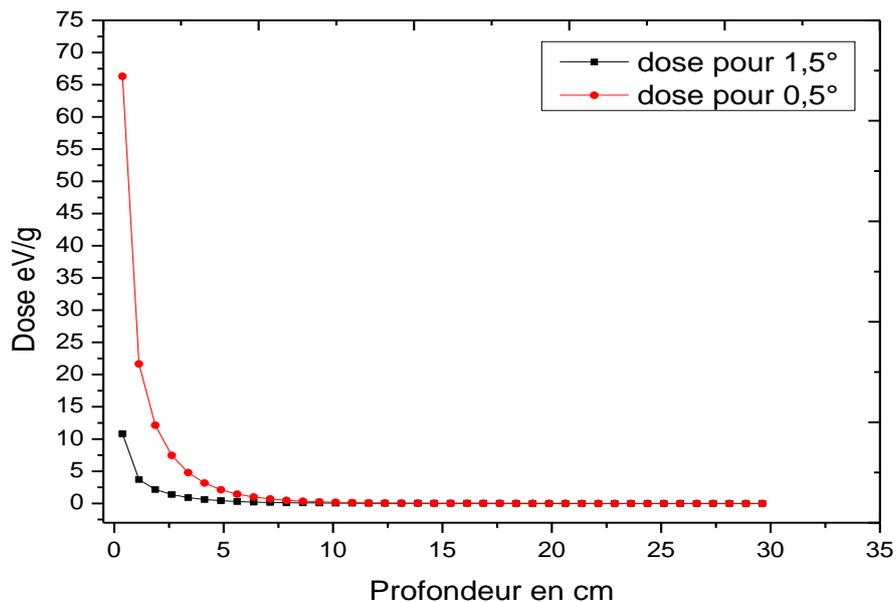
Figure (IV.8) : Profil de dose simulée pour 6MeV.

Grâce aux résultats obtenus, nous avons conclu que la dose est liée à l'énergie et au champ d'irradiation.

#### II.4.2. Rendement en profondeur

Le rendement en profondeur est la distribution de dose sur l'axe du faisceau ( $z$ ), pour une taille de champ donnée à une distance source surface du fantôme, la Figure (IV.9) représente la distribution de dose en fonction de la profondeur dans le fantôme d'eau, on remarque que la dose est maximale 68 eV/g (l'équilibre électronique) juste à quelques centimètres de la surface du fantôme, ensuite une décroissance exponentielle rapide en fonction de la profondeur après 5 cm la dose constante parce que l'atténuation du faisceau déminue en fonction de la profondeur dans l'eau.

D'après la figure (IV.10) on remarque la valeur maximale de la dose 5.8 eV/g juste à quelques centimètres de la surface du fantôme, ensuite une décroissance rapide de la dose après 5cm la dose devient presque constante.



**Figure (IV.9) :** Rendement en profondeur de la dose dans l'eau pour 4 MeV.

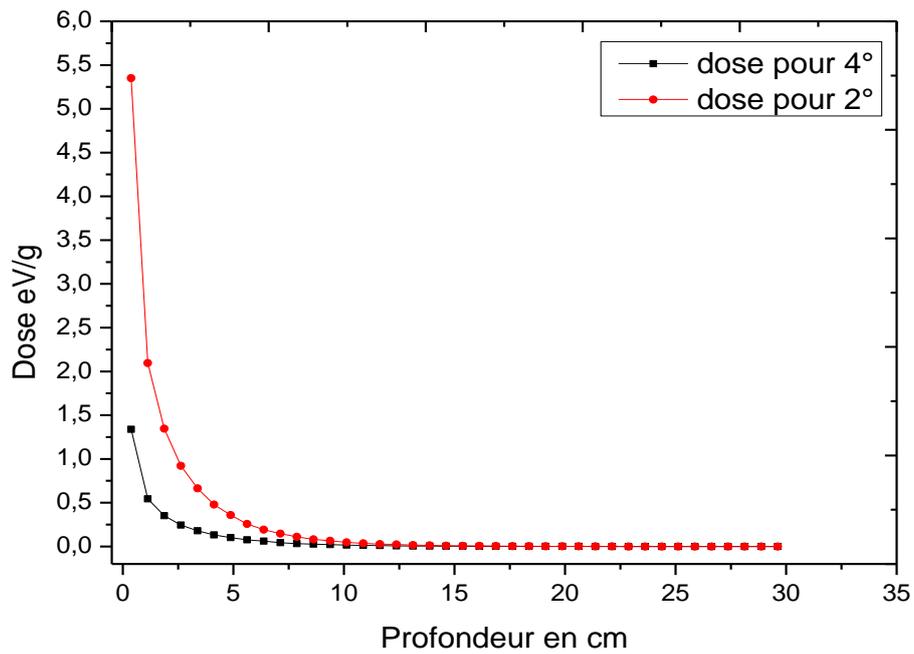


Figure (IV.10) : Rendement en profondeur de la dose dans l'eau pour 5 MeV.

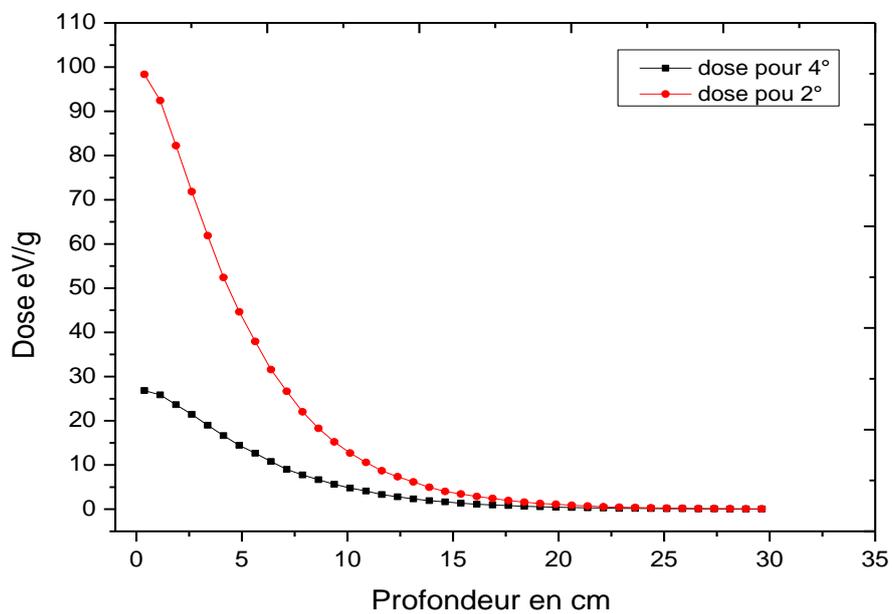


Figure (IV.11) : Rendement en profondeur de la dose dans l'eau pour 6 MeV.

Donc le rendement dans un milieu d'eau dépend de deux paramètres : l'énergie et la taille du champ d'irradiation.

## **Conclusion**

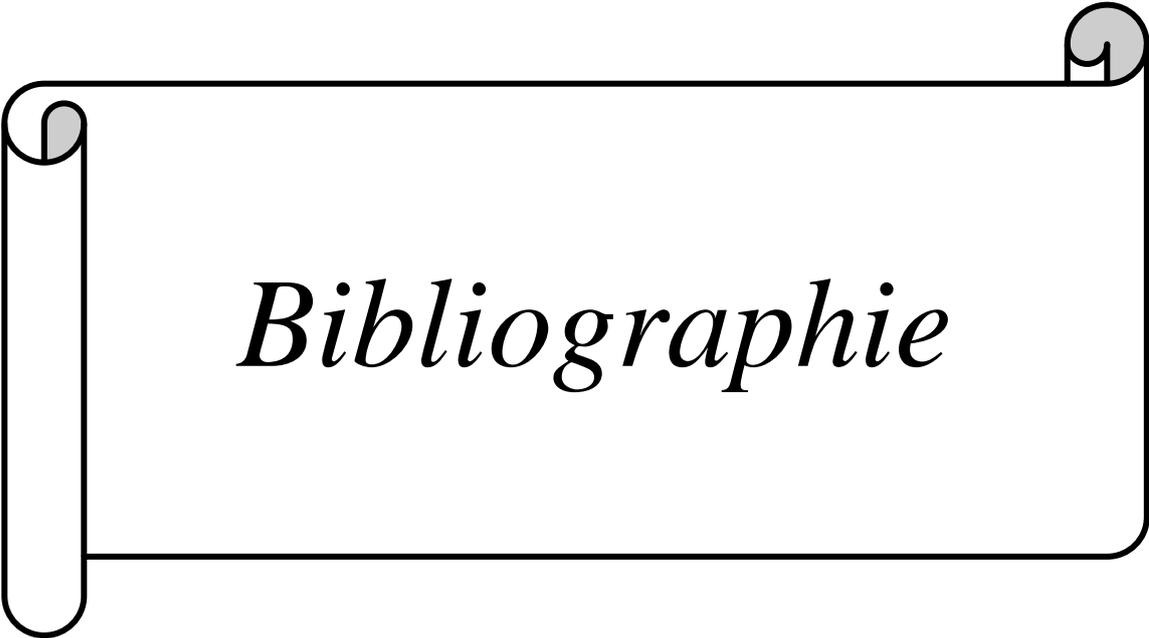
Dans ce chapitre, nous avons déterminé par simulation Monte Carlo les spectres des rayons X de l'accélérateur médical et la distribution de dose déposée dans un fantôme d'eau.

## Conclusion générale

Dans ce travail, nous avons réalisé une simulation Monte Carlo (code PENELOPE) d'un accélérateur linéaire à usage médical. Dans cet accélérateur, un faisceau d'électrons issu de la partie accélératrice bombarde une cible de tungstène pour donner naissance à un faisceau de photons. Pour montrer l'effet de champ d'irradiation et de l'énergie sur la distribution de dose et le rendement en profondeur on utilise le code PENELOPE pour simuler la tête d'accélérateur que composée la cible et le collimateur.

L'effet de champ d'irradiation et de l'énergie sur la distribution de dose et le rendement en profondeur d'après les résultats obtenus est :

- ✓ Il existe proportion inverse entre le champ d'irradiation et la quantité de dose déposée.
- ✓ le rendement dans un milieu d'eau dépend de deux paramètres : l'énergie et la taille du champ d'irradiation.



*Bibliographie*

---

**Bibliographie (Références) :**

- [1] **J. BONINE – R. ATALANI**, Rayonnements Ionisants Principe Physique à la Médecine Nucléaire, Editions Robert ATALANI 2011.
- [2] [http://fac.umc.edu.dz/vet/documents/Cours%20et%20Td/Chapetre %20III-Rayon-x.pdf](http://fac.umc.edu.dz/vet/documents/Cours%20et%20Td/Chapetre%20III-Rayon-x.pdf).
- [3] **A. LYOSI**, Détection de rayonnements et instrumentation nucléaire, Institut National Des Sciences Et Technique Nucléaire.
- [4] **Aissani Marwa et Yahouni Imène**, Dosimétrie des photons haut énergie, Mémoire de master, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2011.
- [5] <http://vetopsy.fr/modele-standard-particules/rayonnement-ionisants-photons.php>
- [6] [https://fr.wikipedia.org/wiki/Diffusion\\_Rayleigh](https://fr.wikipedia.org/wiki/Diffusion_Rayleigh)
- [7] [http://www.eea.univ-montp2.fr/IMG/pdf/M2\\_seminer\\_et\\_radation\\_-\\_copiePDF](http://www.eea.univ-montp2.fr/IMG/pdf/M2_seminer_et_radation_-_copiePDF).
- [8] **D. el hadj – L.MEHERCHI**, Système de double calcul dosimétrique, Université Abou BELKAID Tlemcen, 2010-2011.
- [9] [http://fr.wikipedia.org/wiki/accélérateur de particules](http://fr.wikipedia.org/wiki/accélérateur_de_particules).
- [10] <http://www.varian.com/euen/oncology/radation - oncologie/clinac/>.
- [11] <http://www2.assembleenationale.fr/content/download/76002/780046/version/2/file/note>.
- [12] **Jocelyne MAZURIER**, Adaptation du code Monte Carlo PENELOPE pour la métrologie de la dose absorbée : caractéristique des faisceaux de photons X de haut énergie et calcule de facteurs de correction de dosimètres de référence, 01/03/2000, N°TRN F20004114.
- [13] **Alexander ROGEAUX**, Accélérateur linéaire, GAUTHIRE de LAVENNE, 28/01/2013.
- [14] **Mohamed BENCHIKH**, Simulation Monte Carlo d'un accélérateur linéaire pour l'optimisation de la dosimétrie en radiothérapie, Université Sidi Mohammed Ben ABDELLAH, 2016-2017.
- [15] **Myriam Coulibaly et Boris GEYNET**, Evolution technologique en radiothérapie externe, Université de technologie Compiègne 2001.
- [16] **Simon PELOQUE**, Radiothérapie asservie à la respiration en combinaison avec l'utilisation d'un faisceau sans filtre égalisateur, Université de Montréal. Janvier, 2015.

- 
- [17] **André WAMBERSIE**, Du radium aux accélérateurs linéaires et ions lourds dans le traitement du cancer, apport de l'UCL.
- [18] **Robin FABBRO**, Modélisation d'un accélérateur linéaire clinique en vue de l'exploitation d'un détecteur à transmission dédié au contrôle qualité en radiothérapie, thèse de doctorat soumis on 8 Mar 2018.
- [19] **Yassine Ben HDECH**, Contrôle de qualité dosimétrique des système de planification des traitements par radiothérapie externe à l'aide d'Objets-Testes Numériques calculés par simulations Monte-Carlo PENELOPE, à l'École Polytechnique de l'Université de Nantes, 19 décembre 2011.
- [20] **FAIZ M. Khan, PHD et John P. Gibbons, PHD**, The Physics of Radiation Therapy, Edition 5, 2014.
- [21] [https://www.memoireonline.com/07/12/6070/m\\_Syteme-de-double-calcul-dosimetriqu](https://www.memoireonline.com/07/12/6070/m_Syteme-de-double-calcul-dosimetriqu)
- [22] <https://www.ghdc.be/radiotherapie/radiotherapie-interne>
- [23] <https://www.irsn.fr/FR/connaissances/Sante/exposition-patients-sante-radioprotection/radiotherapie/radiotherapie-cancer/Pages/1-radiotherapie-principes.aspx#.Xq76fEBKjcc>
- [24] Mesbah AFixe M, Allah verdi M GREIN E. et GarantiH, (2005), Monte Carlo calculât of variant 2300C/D Linac photon Beam Caractéristiques : a Comparaison Be tween MCNP4C ? GEANT3 and Mesurément, Apple Radiation and ISOTOPES, pp469-477
- [25] **SYBELLE Découle**, développement d'une méthode de caractérisation spectrale des faisceaux de photon d'énergies inférieures à 150 KeV utilisés en dosimétrie, Université de Paris-sud.
- [26] **Bencheikh Mohammed**, simulation Monte Carlo d'un accélérateur linéaire pour l'optimisation de la dosimétrie en radiothérapie, Université de Sidi Mohammed Ben Abdellah.
- [27] **Mme Fanny MRSOLATE**, Développement d'un dosimètre diamant pour une mesure de la dose absorbée dans mini-faisceaux utilisés en radiothérapie stéréotaxique, université de Pierre et Marie Curie.
- [28] **Jocelyne MAZURIER**, Adaptation du code Monte Carlo PENELOPE pour la métrologie de la dose absorbée : caractéristique des faisceaux de photons X de haut énergie et calcule de facteurs de correction de dosimètres de référence, 01/03/2000, N°TRN F20004114.
- [29] **k. ALANGMACK PORTALIMAGING**, simulation par méthode monte Carlo de la dosimétrie par imagerie portale numérique dans la cadre du contrôle du traitement en radiothérapie, journal Britannique de radiologie, Mars 2001.
-

[30] **Yann PERROT**, Evaluation de la dose déposée par des faisceaux d'électrons en radiothérapie dans des fantômes modélisés en utilisation la plateforme de simulation Monte Carlo GATE fondée sur GEANT4 dans un environnement de grille, université de Blaise Pascal, soumis on 15 fébrile 2013.

[31] **Robin FABBRO**, Modélisation d'un accélérateur linéaire clinique en vue de l'exploitation d'un détecteur à transmission dédié au contrôle qualité en radiothérapie, thèse de doctorat soumis on 8 Mar 2018.

[32] **Karina MEYNARDE**, Polymérisation radio-induite : calcul de dose et modalisation dans le cas d'irradiations prolongées de sources non scellées, Université de Toulouse, thèse de doctorat soutenons 29 Juin 2009.

[33] **Delorme RACHALE**, Radiothérapie par photon activation de nanoparticules : modélisation à l'échelle sud-micrométrique et comparaison expérimentale, université Paris-sud XL, soutenons le 26 Février 2013.

[34] **Nicolas Garnier**, Simulation d'un accélérateur linéaire d'électrons à l'aide du code Monte-Carlo PENELOPE : métrologie des traitements stéréotaxiques par cônes et évaluation de l'algorithme eMc, Université de Nice Sophia Antipolis, Soutenue le 19 décembre 2018.

[35] **Salem YOUNBA OULD**, Etude expérimentale et modélisation Monte Carlo des grandeurs opérationnelles en métrologie des rayonnements ionisants, Université de Strasbourg, soutenu le 09 septembre 2014.

[36] **Igor Bessières**, Développement et validation expérimentale d'un outil de détermination de la dose hors-champ en radiothérapie, université de Paris-sud XI.

[37] **Mahdi HAMMOUDTENE**, Etude d'un accélérateur de particules linéaire à usage médical, université Mouloud MAMMERI de Tizi-Ouzou, mémoire soutenu le 02 Juillet 2014.

[38] **ERIC FRANCHISSEUR**, Modélisation et validation de l'accélérateur PRIMUS de SIEMENS par le code Monte Carlo PENELOPE dans le cadre de la radiothérapie de cancer. PHYSIQUE, Ecole Doctorale de Sciences Fondamentale et Appliquées. Université de Nice-Sophia Antipolis – UFR Sciences. Nice : s. n, 2007. Thèse de doctorat.

## Résumé

L'objectif de notre travail consiste à connaître la relation entre l'énergie et la dose, ainsi que l'effet de largeur d'irradiation sur la distribution de dose dans le fantôme d'eau soit la profile de dose et le rendement en profondeur. Nous avons utilisé le code PENELOPE afin de simuler des géométries choisi.

Sur la base des résultats obtenus nous avons conclu que l'énergie et la dose sont proportionnelles, tandis que la largeur d'irradiation et la distribution de dose dans le fantôme d'eau sont proportionnelle inverse.

### Monts clés :

Les photos, le profile de dose, largeur d'irradiation, fantôme d'eau, accélérateur linéaire, simulation Monte Carlo, code PENELOPE.

## Abstract

The aim of our work is to discover the relationship between energy and dose, as well as the effect of radiation width on the dose distribution in the water phantom, i.e. the profile of dose and depth of yield. We used the PENELOPE code to simulate specific geometries.

Based on the results obtained, we concluded that the energy and the dose are proportional, while the radiation width and the dose distribution in the water phantom are inversely proportional.

### Key words:

Photos, dose profile, irradiation width, water phantom, linear accelerator, Monte Carlo simulation, PENELOPE code.

## المخلص

الهدف من عملنا هو معرفة العلاقة بين الطاقة و الجرعة، وتأثير عرض الإشعاع على توزيع الجرعة في الماء و الجرعة في العمق. لأجل هذه قمنا باستخدام برنامج بنلوب لمحاكاة مختلف الأشكال الهندسية المختارة.

بناء على النتائج المتحصل عليها، استنتجنا أن الطاقة و الجرعة متناسبان، في حين أن عرض الإشعاع و توزيع الجرعة في الماء يتناسبان عكسا.

### كلمات مفتاحية:

الفتونات، توزيع الجرعة، عرض الإشعاع، المسرع الخطي، طريقة المونتي كارلو، PENELOPE.