

Introduction

Le but principal de ce travail est d'étudier les effets des nanoparticules irradiées par des photons X afin d'augmenter la dose au niveau d'une tumeur cérébrale en préservant au mieux les tissus sains avoisinants dans la technique de stéréotaxie cérébrale. Nous discutons du photon incident provenant de la source puis de son absorption par des nanoparticules principalement de l'Or, du Gadolinium et de l'Argent.

Le code de simulation MCNP version 5, basé sur les méthodes Monte-Carlo, a été utilisé pour évaluer la distribution de dose dans un « Snyder Head Phantom » avec une tumeur cérébrale voxélisée suivant l'axe Z et X.

Les caractéristiques des nanoparticules utilisées en stéréotaxie

Une nanoparticule est un assemblage de quelques centaines à quelques milliers d'atomes formant un objet dont au moins une dimension est comprise entre 1 et 100 nm. Cette définition exclut donc les objets dont la plus petite dimension est comprise entre 100 et 1000 nm. Ces particules, bien que de taille nanométrique, étant désignées comme des micrométriques. A titre de comparaison avec les structures organiques naturelles, les nanoparticules se situent principalement dans la gamme de taille correspondant aux protéines (Figure IV-1). [52]

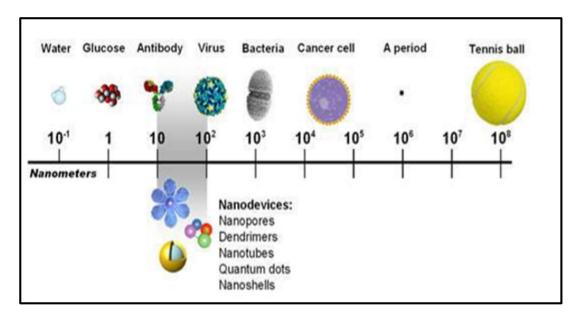


Figure (IV-1): Comparaison de l'ordre de grandeur des nanoparticules et des constituants biologiques.

Les caractéristiques des nanoparticules utilisées dans ce travail sont regroupées dans le tableau ci-dessous :

Elément	Gd	Or	Ag
Z	64	79	47
$\rho (g/cm^3)$	7.90040	19.3200	10.5000

Tableau (IV-1): Les caractéristiques nanoparticules métalliques utilisées.

En premier temps, nous avons procédé au calcul du rendement de dose en profondeur en fonction des énergies des photons X incidents pour les différents nanoparticules (Or, Gadolinium et Argent), en variant la quantité de ces derniers.

Deuxièmement, nous avons présenté la variation des profils de dose en fonction des caractéristiques des nanoparticules exploitées.

I. Le rendement de dose en profondeur

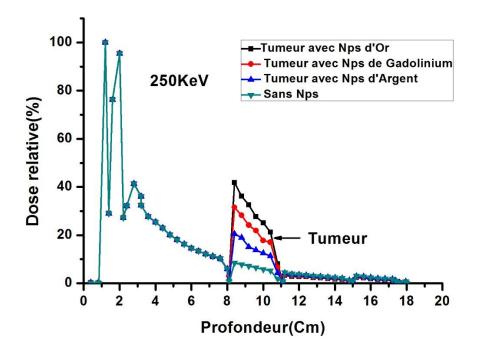
Le rendement en profondeur de la dose ou le PDD est la distribution de la dose sur l'axe central du faisceau (l'axe Z). Dans la présente étude, nous avons étudié la variation du PDD en fonction d'une taille de champ constante(2×2Cm²), et une distance source-surface (SSD=100) constante également.

Le PDD est un paramètre recommandé par l'AIEA pour évaluer la qualité du faisceau produit utilisé dans le traitement radiothérapeutique du cancer.

1. Effet des nanoparticules métalliques dans la tumeur

Pour étudier l'effet de présence des nanoparticules dans la tumeur, nous avons simulé le rendement en profondeur de dose en absence et en présence de ces nanoparticules. Les résultats obtenus sont présentés sur la figure (IV-2).

Arrivant à ce stade de l'étude, nous avons considéré que la source d'émission des photons dans l'espace est ponctuelle isotrope. Elle a été placée à une distance de 100 cm du centre de la tumeur.



Figure(IV-2): Rendement de dose en profondeur dans Snyder Head Phantom à la concentration 500mg/ml.

Des résultats ressortis de ce graphe, nous observons la présence de quatre pics en fonction de la profondeur du « Snyder Head Phantom » qui représentent les différents tissus dans la tête :

Le premier, le deuxième et le troixième pic representent les doses absorbées dans les trois premiers tissus en fonction de la profondeur fantôme de la tête. La différence dans la hauteur des pics reflète la différence de densité dans les différents tissus (Peau, Os, Cerveau) (Tableau III-4). Cette différence représente également la profondeur traversée par des photons X.

Le quatrième pic, représente l'augmentation de la dose relative dans la tumeur (représentée par un sphère de diamètre R=1.5 cm) qui varie sen fonction de différentes nanoparticules (Or, Argent et Ggolinium) injectées avec la même concentration. Une nette différence à été observé dans les résultats obtenus suite à l'utilisation avec ou sans nanoparticules, en se référant au principe du stéréotaxie cérébrale à la base des nanoparticules lourdes.

La dose relative absorbée dans la tumeur en présence des nanoparticules d'Or est la plus élvée, par rapport à celle obtenue avec le Gadolinium ou avec l'Argent.

Interprétation:

Lorsqu'un faisceau des photons X pénètre dans une tumeur dans laquelle se trouve des nanoparticules (Z élevée), les photons X interagissent directement avec ces dernières. Les matériaux constituants ces nanoparticules présentent une probabilité d'absorbtion plus grande que les atomes légers constituant les cellules cancéreuses.

Nous avons également constaté une différence dans la dose relative dans la tumeur en modifiant les nanoparticules utilisées. Cette augmentation de dose relative est due à l'effet photoéléctrique prédominant pour des atomes de numéro atomique élevée et pour des photons de basses énergies, mais pas pour les hautes énergies. Celui là est le résultat de l'augmentation des sections efficaces photoélectrique comme le montre le Tableau (IV-2) qui regroupe les différentes sections efficaces des éléments exploités dans ce travail.

		$\sigma_{ph}(barn)$	
	Or	Gadolinium	Argent
160 keV	609	288	261
200 keV	300	143	96.5
250 keV	121	62.7	52.8

Tableau (IV-2): Les sections efficaces de l'effet photoélectrique.

Pour l'énergie des photons de 250 keV, la section efficace (en barn) de l'effet photonéléctrique des nanoparticules utilisées est :

$$\sigma_{Or} = 121 > \sigma_{Gadolinium} = 62.7 > \sigma_{Argent} = 52.8$$

Les problématiques rencontreées sont :

- L'augmentation de la dose dépend de la concentration des nanoparticules, qui doit être toujours minimale et de qualité de faisceau, donc des paramètre de l'accélérateur.
- Forte absorption des photons dans l'os, qui va diminuer le l'absorption du faisceau atteignant la tumeur.

2. Effet de l'énergie des photons dans la tumeur

Nous avons simulé l'irradiation du fantôme à différentes énergies, avec une concentration d'Or, Gadolinuim et Argent fixée.

La figure (IV-3) représente le rendement de dose en profondeur dans la tumeur avec des énergies de 160 keV, 200 keV et 250 keV.

La tumeur (sphère de R=1.5 cm) est localisée au centre de « Snyder Head Phantom ».

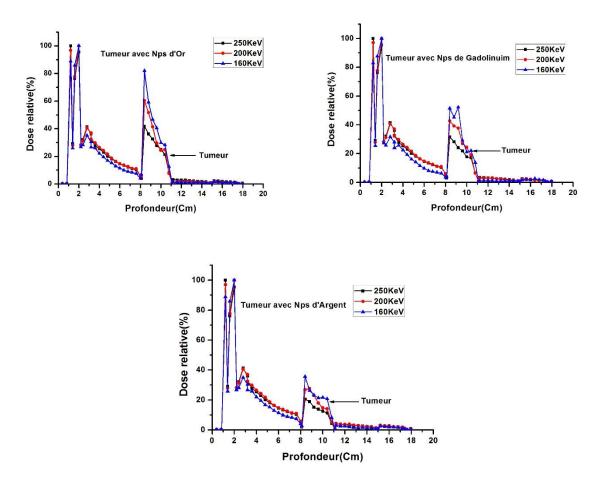


Figure (IV-3) : Le rendement de dose en profondeur pour différentes énergies à la même concentration 500mg/ml.

Pour les trois courbes, la dose maximale est obtenue pour l'énergie de 160 keV, qu'est la plus basse des energies utilisées dans le cas des trois nanoparticules (Or, gadolinium ou Argent). Il est alors ressorti que l'effet photoélectrique est prédominant dans le cas des basses énergies pour les matériax lourds.

A titre de comparaison entre le rapport dose/matériau , nous avons observé que l'Or est le meilleur matériau utilisé avec une énergie d'irradiation de 160 keV. Cela est maintenu après avoir remarqué que la dose dans les tissus sains (peau, os et cerveau) est inférieur à celle déposée par les photons à 200 keV et 250 keV, tandis-que la dose est plus élevée dans la région de la tumeur . La dose obtenue en cas d'utilisation de l'Or est plus importante que celle obtenue en cas d'utilisation du Gadolinium et l'Argent.

3. L'effet de la concentration des nanoparticules dans la tumeur

Nous avons simulé les PDDs pour différentes concentrations (20 mg/ml, 30 mg/ml et 50 mg/ml) à 160 keV en présence de l'Or.

Les résultats sont illustrés dans la figure (IV-4).

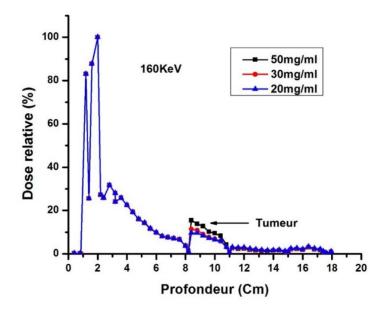


Figure (IV-4): Le rendement de dose en profondeur à différentes concentrations de l'Or.

D'après les résultats présentés dans la figure en dessus, nous avons remarqué que la dose déposée dans la tumeur augmente avec l'augmentation de la concentration des nanoperticules d'Or. La concentration peut être limitée par les conditions biologiques.

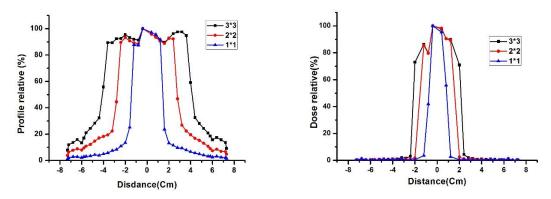
Pour déposer le maximum de dose dans la tumeur, la technique souvent utilisée est le fractionnement (iradiation spaciale) géométrique, en utilisant plusieurs faisxeaux à plusieurs angles. La dose sera par la suite multipliée dans la tumeur, alors que les tissus sains seront protégés.

II. Le profil latérale de dose

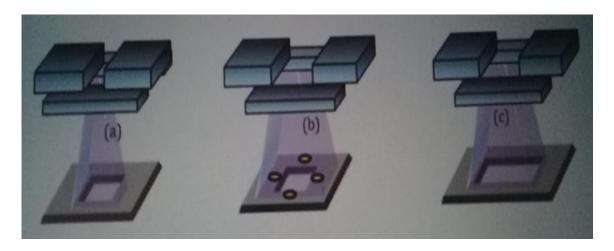
Le profil de la dose ou la dose latérale est la distribution de la dose sur les axes latéraux ou perpendiculaires sur l'axe central du faisceau.

❖ L'effet des machoires sur Snyder Head Phantom

Nous avons étudiés la variation de la taille de champs 3×3 cm², 2×2 cm² et 1×1 cm² à partir des machoires X et Y, en réglant la distance entre ces machoires et la cible. Les résulats d'irradiation sont prénsentés ci-dessous (Figure (IV-5)).



Figure(IV-5) : Profil de dose latérale (l'axe X) par différent taille de champs à la même profondeur (à la centre de Snyder head phantom).



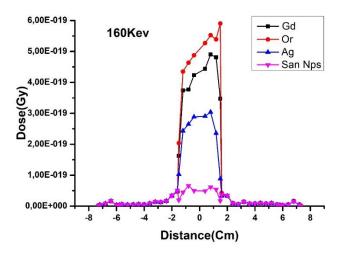
Figure(IV-6): Un shéma montrant la variation de la surface irradiée.

Nous avons remarqué la modification de la distance entre la cible et les machoires (X etY), ce qui provoque la diffusion des photons.

Les profils de la dose s'élargissent avec la profondeur dans le fantôme. Cet élargissement est dû à la divergence du faisceau de photons avec la profondeur. Nous avons constaté aussi que les profils de la dose à des profondeurs faibles sont plus aplatis par rapport aux profils de la dose à de grandes profondeurs, souvent dû aux effets du cône égalisateur.

❖ Profil de dose à la présence des nanoparticules dans la tumeur

Pour l'étude du profil de la dose en présence de nanoparticules dans la tumeur, nous avons procédé à l'étude de la variation de la dose relative en présence et en absence de particules pour une taille de champ (1.5×1.5 cm²) et SSD constante, en vue d'une comparaison ultérieure. Les résultats sont représentés sur la figure (IV-7)



Figure(IV-7): Profil de la dose horizontal à la même profondeur (centre de Snyder Head Phantom) pour plusieurs nanoparticules à 160 keV.

L'augmentation de la dose dans la région de la tumeur en fonction des Nps utilisées montre un profil de dose en forme de platau dans cette région. Nos constations les plus remarquables pour ce modèl, c'est qu'il nécessite encore des améliorations plus poussées pour avoir un profil plus homogène. Nous proposons alors, à titre d'exemple de travailler encore en modifiant les paramètres de l'accélérateur comme le cône égalisateur.

Conclusion

Les nanoparticules métalliques ont également fait l'objet d'études pour le traitement de tumeurs intracérébrales.

Dans ce travail, nous avons effectué une simulation de Monte-Carlo basée sur le code MCNP5. Pour cela, nous avons utilisé un faisceau externe de rayons X irradiant une tumeur cérébrale de la tête humaine dans les condition stéréotaxique. Nous avons également étudié l'effet de l'insertion de nanoparticules métalliques dans cette tumeur afin d'améliorer cette thérapie. Nous peuvons conclure que les nanomatériaux d'Or, Gadolunium et Argent présentent les même avantages, leur insertion dans la tumeur entraine une augmentation de la dose absorbée. L'Or et le Gadoluniume sont les plus appropriés pour une radiothérapie par photons X. L'or est le mireur matériau pour l'augmentation de dose, Les photons de basse énergie à l'utilisation des nanoparticules c'est le mireur pour la protection des tissus saine.

Nous proposons alors d'utiliser des énergies infèrieures en raison de diminuer la dose déposée dans l'os et le cerveau.

Conclusion générale

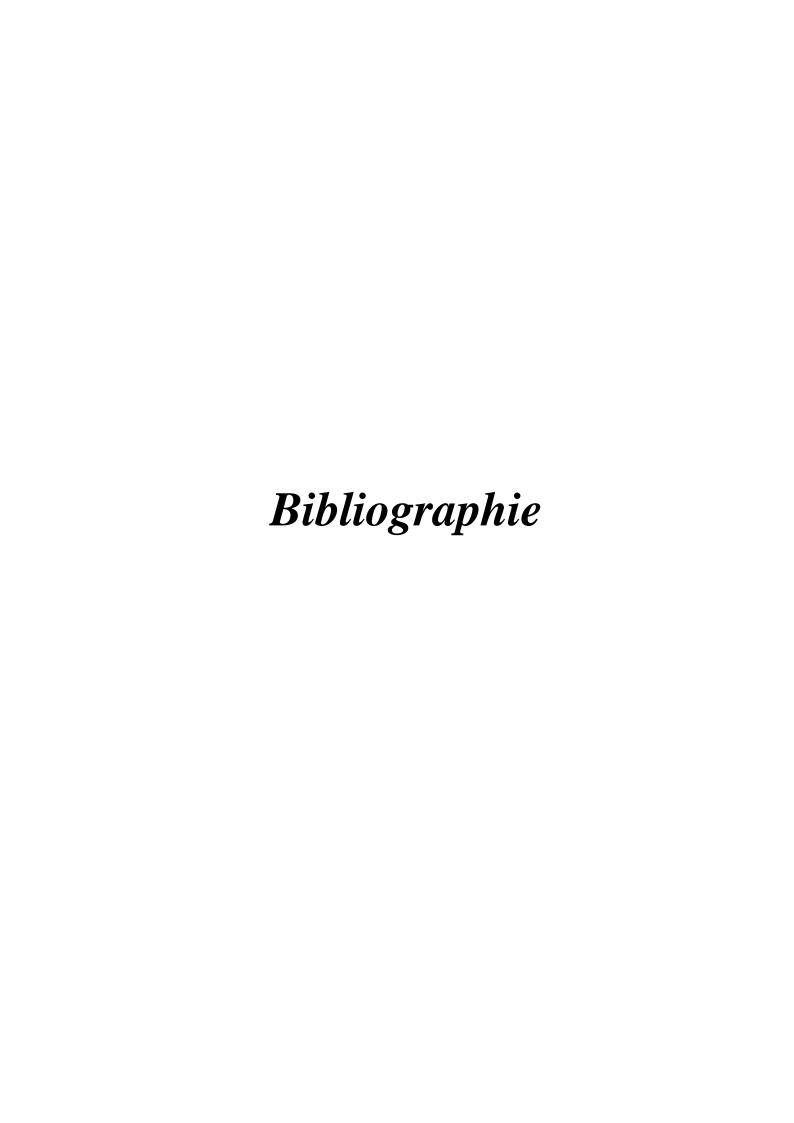
Conclusion générale

La stéréotaxie est une tecnique de radiothérapie externe (RTE) de haute précision permettant de traiter des volumes cibles de petites dimensions à l'aide d'une multitude de mini-faisceaux convergents avec précision miltimétrique. « Stéréo » signifie en trois dimensions 3D et « taxique » signifie explorer. La radiothérapie stéréotaxique est donc basée sur des techniques propres à la neurochirurgie qui permettent de repérer en 3D les lésions à traiter, dans le but d'améliorer la précision du traitement et d'épargner le plus possible les tissus sains environnants. Les taitements stéréotaxiques délivrent des fortes doses. Ce type de traitement peut être utilisé pour traiter des tumeurs maligne ou bénignes.

le but de ce travail est de montrer par simulation Monte-Carlo une évaluation dosimétrique de la radiotérapie stéréotaxique (RTS) par des photons X produits par un accélératreur de type LINAC en présence des nanoparticules. Cette simulation est réalisée par le code MCNP5 pour obtenir la distribution de dose dans un modèle de fantôme de tête Snyder simplifié avec une tumeur cérébrale située au centre en présence d'un élément lourd (Gadolinuim, Or et Argent).

La présence des nanoparticules au niveau de la tumeur permet d'augmenter la dose par absorption photoéléctrique, en utilisant des photons X de faible énergie où cet effet est prédominant.

En utilisant notre modèle avec des irradiations par un faiseau monoénergitique de 160 keV, 200 keV et 250 keV, nous avons pu calculer les rendements en profondeur et les profils de dose en présence et en abcense des nanoparticules. Les résultats obtenus montrent une augmentation considérable de dose en présence des nanoparticules. Cette augmentation varie en fonction de la concentration des nanoparticules qui doit être élvée dans la tumeur et faible dans les tissus sains.



BIBLIOGRAPHIE

- [1] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY "Radiation oncology physics : a handbook for teachers and students", ISBN 92–0–107304–6 (Vienna, 2005).
- [2] Mathias Vautrin, thèse de doctorat, Planification de traitement en radiothérapie stéréotaxique par rayonnement synchrotron, L'université de Grenoble, 26 septembre 2011.
- [3] Belbachir Ahmed Hafid, cour exercices mestre, Interaction rayonnement-matière, université des sciences et de la technologie, 9 / 2010.
- [4] http://mon.ftp.a.moi.chez-alice.fr/Ecole/LSM3/Microscope/Micro1.pdf
- [5] http://biochimej.univ-angers.fr/Page2/COURS/5RayonIONISANT/Cours2/1Cours2.htm
- [6] Abdallah Lyoussi, détection de rayonnements et instrumentation nucléaire, EDP Sciences, 2010.
- [7] Julien Bonin-Robert Atlani, Rayonnements ionisants principe physiques à la médecine nucléaire, Editions Robert Atlani, 2011.
- [8] LIU, Y.L., ET AL., Synthesis, stability, and cellular internalization of gold nanoparticles containing mixed peptide-poly (ethylene glycol) monolayers. Analytical Chemistry, 2007. 79(6): p. 2221-2229.
- [9] Sara Biella. Modélisation Monte-Carlo d'un accélérateur linéaire pour la prise en compte des densités pulmonaires dans le calcul de la dose absorbée en Radiothérapie Stéréotaxique. Physique des Hautes Energies Expérience [hep-ex]. Université Toulouse 3 Paul Sabatier, 2016. Français. tel-01383148.
- [10] Ounoughi Nabil, Polycopie de cours matière : Instrumentation université Mohamed Seddik Ben Yahia Jijel (2014/2015).
- [11] Alexandra-Iulia Potop. Imagerie par rayons X résolue en énergie : Méthodes de décomposition en base de matériaux adaptées à des détecteurs spectrométriques. Imagerie médicale. INSA de Lyon, 2014. Français. NNT : 2014ISAL0096. tel-01211091
- [12] DAHI el hadj MEHERCHI Lamia, MÉMOIRE, Système double calcul dosimétrique, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2010-2011.

- [13] Talal Abdul Hadi, thèse de doctorat, La mesure et la modélisation des faisceaux de photons de petite taille pour l'IMRT et la Radiochirurgie, Université Toulouse III Paul Sabatier (UT3 Paul Sabatier), le mercredi 24/05/2017.
- [14] E.B. Podgorsak Chapter 2 dosimetric principles, quantities and units, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, July 2005, ISBN 92–0–107304–6.
- [15] E. Bonfand, Foos et J.N. Rimbert, Manuel de radioactivité, Hermann, 2009.
- [16] Benlakhdar Fatiha, thèse de doctorat, Etude de l'effet des nanomatériaux sur l'absorption Des rayonnements dans un tissu biologique, Université des Sciences et Technologies d'Oran Mohamed Boudiaf, 20/02/2018 à 14h00.
- [17] BOUHADDOU, A. (2015). Les tumeurs cérébrales. Thèse de doctorat en médecine. Université Abou Bekr Belkaid, 60P.
- [18] Chang BK, Timmerman RD. Stereotactic Body Radiation Therapy: A Comprehensive Review. Am J Clin Oncol. Déc 2007;30(6):637-44.
- [19] AAPM Report n° 54 Stereotactic Radiosurgery June 1995.
- [20] HAUTÉ AUTORITÉ DE SANTE, Irradiation intracrânienne en conditions stéréotaxiques : les méningiomes-Rapport d'évaluation : Tom I, Novembre 2011.
- [21] Caroline BOUDOU, Thèse soutenue, Dosimétrie pour la radiothérapie stéréotaxique en rayonnement synchrotron : calculs Monte-Carlo et gels radiosensibles, UNIVERSITÉ JOSEPH FOURIER GRENOBLE 1, 22 septembre 2006.
- [22] Nicolas Garnier, thèse de doctorat, Simulation d'un accélérateur linéaire d'électrons l'aide du Monte-Carlo PENELPE : métrologie des traitements stéréotaxique par cônes et évaluation de l'algorithme eMC, Université COTE D'AZUR, 19 Décembre 2018.
- [23]. MUTIC Sasa. CT Simulation Process and Techniques .44th annual ASTRO meeting, course 206, 2002.
- [24] Benlakhdar Fatiha, thèse de doctorat, Etude de l'effet des nanomatériaux sur l'absorption des rayonnements dans un tissu biologique, Université des sciences et de la technologie d'Oran Mohamed Boudiaf, 22/02/2018 à 14:00.

- [25] Mme Fanny MARSOLAT, thèse de doctorat, Développement d'un Dosimètre Diamant pour une Mesure de la Dose absorbée dans les Mini-Faisceaux utilisés en Radiothérapie Stéréotaxique, L'univerté Pierre et Marie Curie, 10 Janvier 2014.
- [26] SIMEON Sébastien. « modélisation et validation de la version 7.4F DU TPS (Treatment Planning System) PINNACLE », UNIVERSITE BLAISE PASCAL. 2006
- [27] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY "Radiation oncology physics : a handbook for teachers and students", ISBN 92-0-107304-6 (Vienna, 2005).
- [28] FAIZ MOHAMED. KHAN. "Physics of Radiation Therapy". Edition: Williams &
- [29] DAHI el hadj, MEHERCHI Lamia, Système de double calcul dosimétrique, mémoire, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2010-2011.
- [30] Ming Chao Yang, Optimisation des plans de traitement en radiothérapie grâce aux dernières techniques de calcul de dose rapide. Médecine nucléaire, Université Paris Sud Paris XI, 2014. Français. NNT: 2014PA112034. tel-01011223.
- [31] JALADE P. (2005). Mesures et modélisation des effets radiobiologiques des ions légers Sur des cellules tumorales humaines : Application à l'hadronthérapie. Thèse de doctorat : Physique Nucléaire Théorique. Université Claude Bernard Lyon I, 248P.
- [32] Jean-Noël BADEL. « Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation Monte Carlo de l'image de dose portale transmise ». L'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. 2009
- [33] « Myriam COULIBALY & Boris GEYNET, évolution technologique en radiothérapie externe », université de technologie compiègne, Année 2000 2001
- [34] PETITGUILLAUME, A. (2014). Dosimétrie Monte Carlo personnalisée pour la Planification et l'évaluation des traitements de radiothérapie interne : développement et Application à la radiothérapie interne sélective (SIRT). Thèse De Doctorat : Physique.Université Paris-Sud, 282P.
- [35] Dr David AZRIA, Pr Jean-Bernard DUBOIS, Item 141 Radiothérapie, Notions radiobiologiques; Principaux effets secondaires, Faculté de Médecine Montpellier-Nîmes, Année Universitaire 2006-2007.

- [36] Yann PERROT, Évaluation de la dose déposée par des faisceaux d'électrons en radiothérapie dans des fantômes voxélisés en utilisant la plateforme de simulation Monte Carlo GATE fondée sur GEANT4 dans un environnement de grille, thèse, UNIVERSITÉ BLAISE PASCAL, publiquement le 08 décembre 2011.
- [37] Ming Chao Yang, Optimisation des plans de traitement en radiothérapie grâce aux dernières techniques de calcul de dose rapide. Médecine nucléaire, Université Paris Sud Paris XI, 2014. Français. NNT: 2014PA112034. tel-01011223
- [38] Robin Garcia, Thèse de doctorat, Validations dosimétriques des conditions cliniques des radiothérapies thoraciques, L'université de Toulouse III-Paul Sabatier, 21 Septembre 2009.
- [39] KAWRAKOW I. ET ROGERS D.W.O., "The EGSnrc code system: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport", NRCC Report PIRS-701, Novembre 2003.
- [40] Joceleyne Mazurier, daptation du code de Monte Carlo penelope pour la metrologie de la dose absorbee : caracterisation des faisceaux de photons X de haute energie et calcule de facteurs de correction de dosimetres de reference, Thèse, l'universite Paul Sabatier de Toulouse en vue de l'obtention du doctorat en physique radiologique et Medicale, 28 Mai 1999.
- [41] Azli Tarek, Thèse de Magister, Calcule de l'énergie déposée des particules chargées dans la matière, Université Ferhat Abbas–SETIF, Novembre 2010.
- [42] X5 Monte Carlo Team. MCNP A general Monte Carlo Ntransport particle code, version 5. Los Alamos National Laboratory, LA-UR-03-1987, 2003.
- [43] D. B. Pelowitz. MCNPX userés manual, version 2.6.0. Los Alamos National Laboratory, LA-CP-07-1473, 2007.
- [44] Bencheikh Mohamed, Simulation Monte Carlo d'un accélérateur linéaire pour l'optimisation de la dosimétrie en radiothérapie, THESE de DOCTORAT, Université Sidi Mohammed Ben Abdellah, 04 /11/2017.
- [45] Yobba Ould SALEM, Thèse de Doctorat, Etude expérimentale et modélisation Monte Carlo des grandeurs opérationnelles en métrologie des rayonnements ionisants : application à la dosimétrie neutrons radiophotoluminescence, l'Université de Strasbourg, Le 09 Septembre 2014.

- [46] Estelle COURAGEOT, Thèse de Doctorat, Reconstitution dosimétrique physique d'accident radiologique par simulations numériques à l'aide d'outils associant un modèle anthropomorphe à un code de calcul Monte Carlo, Université Paris-Sud 11.
- [47] Marie-Laure Nenot. DIANE, un code de simulation de l'interaction des neutrons avec la matiere vivante. Applications aux faibles doses de neutrons rapides sur des cellules tumorales humaines. Biophysique [physics.bio-ph]. Universit'e Blaise Pascal Clermont-Ferrand II, 2003. Fran cais. <tel-00003719>
- [48]. Jean-Noël BADEL. « Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation Monte Carlo de l'image de dose portale transmise ». L'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. 2009
- [49]. SIMEON Sébastien. « MODELISATION ET VALIDATION DE LA VERSION 7.4F DU TPS (Treatment Planning System) PINNACLE », UNIVERSITE BLAISE PASCAL. 2006
- [50] Cheick Oumar THIAM, Simulation Monte Carlo de l'accélérateur linéaire clinique SL-ELEKTA Etude dosimétrique dans un fantôme d'eau, Université Blaise Pascal – IN2P3-CNRS Juin 2003
- [51] FRANCOLON, N. (2015). Elaboration et caractérisation de nanoparticules luminescentes par upconversion pour l'imagerie médicale. Thèse de doctorat : Chimie, sciences des matériaux. Université Blaise Pascal-Clermont Ferrand, 199P.
- [52] W.S Snyder, M.R. Ford, G.G. Warner, and H.L. Fisher Jr., 'Estimates for absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom,'J. Nucl. Med., Suppl. 3, (Pamphlet 5), 47 (1969).
- [53] R.D. Rogus, O.K. Harling, and J.C. Yanch, "Mixed field dosimetry of epithermal neutron beams for boron neutron capture therapy at the MITR-II research reactor," Med Phys, 21, (10), 1611-25 (1994).
- [54] O.K. Harling, K.A Roberts, D.J. Moulin, and R.D. Rogus, "Head phantoms for neutron capture therapy," Med Phys, 22, (5), 579-83 (1995).

Résumé

La radiothérapie stéréotaxique est une technique de haute précision, en utilisant un ensemble des faisceaux convergents de très petites dimensions (« micro ou mini faisceaux ») permettant le traitement des volumes tumoraux de très petites tailles avec une très grande précision, suivie d'une irradiation par rayons X à faible énergie. On utilise les nanoparticules des métaux lourds tels que le gadolinium ou l'or dans une tumeur cérébrale, permettant d'augmenter l'efficacité thérapeutique de la technique. L'objectif principal de cette étude est d'évaluer la distribution de dose dans une tumeur cérébrale.

Les mots clés : radiothérapie stéréotaxique, faisceau photon, Linac, dose, tumeur.

Abstract

Stereotactic radiotherapy is a high-precision technique, using a set of very small converging beams ("micro or mini beams") allowing the treatment of very small tumor volumes with very high accuracy, followed by low-energy X-ray irradiation. Nanoparticles of heavy metals such as gadolinium or gold are used in a brain tumour to increase the therapeutic effectiveness of the technique. The main objective of this study is to evaluate dose distribution in a brain tumor.

Key word: stereotactic radiotherapy, photon beam, Linac, dose, tumeur.

ملخص

العلاج الإشعاعي المجسم هو تقنية عالية الدقة، وذلك باستخدام مجموعة من الحزم المتقاربة الصغيرة جداً ("الحزم الصغرى أو الصغيرة") مما يسمح بمعالجة كميات صغيرة جداً من الأورام بدقة عالية جداً، تليها الأشعة السينية منخفضة الطاقة. وتستخدم الجسيمات النانوية من المعادن الثقيلة مثل gadolinium أو الذهب في ورم في الدماغ لزيادة الفعالية العلاجية لهذه التقنية. الهدف الرئيسي من هذه الدراسة هو تقييم توزيع الجرعة في ورم في الدماغ.

الكلمات المفتاحية: العلاج الاشعاعي، الشعاع الفتوني، المعجل الخطي، الجرعة، الورم.