



## Full Length Research Paper

# Validation des modèles de distribution angulaire de Bremsstrahlung du code GAMOS Monte-Carlo pour un accélérateur linéaire (Linac) Elekta Synergy Agility de 6 MV

Nogaye Ndiaye<sup>1,2\*</sup>, Khady Sy<sup>1</sup>, Oumar Ndiaye<sup>1,2</sup>, Papa Macoumba Faye<sup>1</sup>, Djicknack Dione<sup>1</sup>, Moussa Hamady Sy<sup>1</sup>, Jean Paul Latyr Faye<sup>1,2</sup>, Alassane Traoré<sup>1,2</sup>, Ababacar Sadikhe Ndao<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Institute of Applied Nuclear Technology (IANT), University Cheikh Anta Diop, Dakar-Fann, Senegal

<sup>2</sup>Department of Physics, University Cheikh Anta Diop, Dakar-Fann, Senegal

Received April 2024 – Accepted June 2024



\*Corresponding author. [nogaye11.ndiaye@ucad.edu.sn](mailto:nogaye11.ndiaye@ucad.edu.sn)

Author(s) agree that this article remain permanently open access under the terms of the Creative Commons Attribution License 4.0 International License.

## Résumé :

Notre étude vise à valider les modèles de distribution angulaire de Bremsstrahlung du code GAMOS Monte-Carlo pour simuler les photons émis par un accélérateur linéaire médical Elekta Synergy Agility de 6 MV. Les simulations sont réalisées en utilisant les trois modèles, à savoir, Tsai, Koch-Motz 2BS et Koch-Motz 2BN, intégrés dans le cadre de simulation pour décrire avec précision la distribution angulaire des photons résultant de l'interaction des particules chargées avec la matière. Les simulations couvrent une grande partie de la tête de l'accélérateur, y compris la cible, le collimateur primaire, le filtre d'aplatissement, la chambre d'ionisation, et les mâchoires X et Y. L'espace de phase a été placé après les mâchoires X et Y. Pour chaque modèle, la distribution de dose, y compris la dose en profondeur pour une taille de champ de 10 x 10 cm<sup>2</sup> avec une distance source-axe (DSA) de 100 cm à partir de la cible et le profil de dose à des profondeurs de 5 cm, 10 cm, 15 cm et 20 cm dans le fantôme d'eau, avec une distance source-surface (DSS) de 90 cm à partir de la cible, ont été calculés et comparés avec les résultats expérimentaux. Nos résultats ont été validés en utilisant l'indice gamma, avec des critères d'acceptation de 3% pour la différence de dose (DD) et de 3 mm pour la distance d'accord (DTA). Pour une taille de champ de 10 x 10 cm<sup>2</sup>, nous avons réussi à atteindre un accord de 96% entre les données simulées et expérimentales pour les courbes de dose en profondeur pour les trois modèles. En ce qui concerne les courbes du profil de dose, le modèle Koch-Motz 2BN a montré un excellent accord de 100% avec les données expérimentales pour une taille de champ de 10 x 10 cm<sup>2</sup> à une profondeur de 5 cm, suivi du modèle Tsai à 95%. À une profondeur de 10 cm, nous avons obtenu 99% pour le modèle Koch-Motz 2BN et 97% pour le modèle Tsai. À une profondeur de 15 cm, les modèles Koch-Motz 2BN et Tsai ont dominé avec 98%, suivis par le modèle Koch-Motz 2BS avec 90%. Enfin, à une profondeur de 20 cm, le modèle Koch-Motz 2BN a présenté un accord de 100%, suivi du modèle Tsai avec 99% et du modèle Koch-Motz 2BS avec 94%. Les résultats de cette étude sont potentiellement significatifs pour les applications en physique médicale, car ils peuvent aider les praticiens en radiothérapie à choisir le modèle le plus approprié à utiliser dans leurs simulations. Ainsi, cet article fait progresser le développement et la validation des méthodes de simulation, ce qui peut finalement aboutir à des traitements plus sûrs et plus efficaces pour les patients atteints de cancer.

**Mots clés/Keyword:** Linac, Simulation Monte-Carlo, GAMOS, Distribution angulaire de bremsstrahlung, Distribution de dose, Fantôme d'eau, Espace de phase, Indice gamma.

## Cite this article:

Nogaye Ndiaye, Khady Sy, Oumar Ndiaye, Papa Macoumba Faye, Djicknack Dione, Moussa Hamady Sy, Jean Paul Latyr Faye, Alassane Traoré, Ababacar Sadikhe Ndao. (2024). Validation des modèles de distribution angulaire de Bremsstrahlung du code GAMOS Monte-Carlo pour un accélérateur linéaire (Linac) Elekta Synergy Agility de 6 MV. *Revue RAMReS – Sci. Appl. & de l'Ing.*, Vol. 6(1), pp. 83 – 88. ISSN 2630-1164.

## 1. Introduction

Le cancer est devenu une cause significative de mortalité dans le monde entier, posant un défi considérable pour la santé, en particulier au Sénégal, où

il affecte de manière disproportionnée les femmes. Pour combattre ce fléau, le gouvernement a mis en place diverses institutions, dont le Centre International de Cancérologie de Dakar (CICD), qui a facilité nos

mesures expérimentales afin de les valider par rapport aux résultats simulés obtenus avec le code GAMOS. Le traitement du cancer est complexe et englobe diverses modalités telles que la chimiothérapie, la chirurgie et la radiothérapie. La radiothérapie, en particulier, a bénéficié de progrès significatifs dans les accélérateurs de particules, devenant de plus en plus sophistiquée parallèlement aux avancées des systèmes informatiques. Les accélérateurs linéaires (Linacs) sont largement utilisés en radiothérapie pour générer des faisceaux de photons ou d'électrons avec des énergies dépassant les mégaelectronvolts (MeV). La modélisation du transport de ces particules émises par les accélérateurs est souvent réalisée en utilisant la méthode Monte-Carlo, reconnue comme le standard de référence pour les calculs dosimétriques en physique médicale, et dont l'utilisation est de plus en plus répandue. Parmi les premières modélisations de la tête d'irradiation des accélérateurs linéaires [1] [2] [3] [4], plusieurs codes ont été développés, y compris EGS [5] [6] [7], MCNP [8], PENELOPE [9] et GEANT4. Dans le cadre de GEANT4, nous trouvons des codes comme GATE [10], TOPAS [11] et la plateforme GAMOS [12] [13]. La dernière version, GEANT4, est le premier outil dans ce domaine à utiliser le langage de programmation C++ et une méthodologie de programmation orientée objet. Cependant, GEANT4 nécessite des ressources mémoire substantielles. Parmi les nombreux frameworks disponibles, nous avons choisi GAMOS [13], car il offre la flexibilité de modifier les paramètres physiques de GEANT4 et propose un ensemble d'utilitaires pour simuler un traitement de radiothérapie, tout en étant facile à utiliser [14]. Des études antérieures ont démontré que les codes basés sur Monte-Carlo sont les plus précis pour les calculs de dose en radiothérapie [15] [16] [17] [18]. Plusieurs travaux ont été réalisés en utilisant GEANT4 [19] [20] pour simuler des accélérateurs linéaires en radiothérapie [21] [22]. Cependant, jusqu'à présent, la plupart de ces études n'ont pas exploré les modèles de distribution angulaire de bremsstrahlung (ou rayonnement de freinage), à l'exception de [14], qui se concentre sur l'optimisation du temps CPU et l'ajustement précis des paramètres physiques de Geant4 pour une simulation d'un accélérateur linéaire de radiothérapie VARIAN 2100 C/D utilisant GAMOS. L'objectif principal de notre étude, réalisée en utilisant la plateforme de simulation GAMOS, est de simuler un faisceau de photons de 6 MV émis par l'accélérateur linéaire Elekta Synergy Agility au Centre International de Cancérologie de Dakar (CICD) au Sénégal en utilisant la méthode Monte-Carlo. Nous avons également comparé les distributions de dose obtenues pour chacun des trois modèles de distribution angulaire de bremsstrahlung avec les données expérimentales, afin de valider notre approche.

## 2. Matériels et méthodes

La modélisation de la tête de l'accélérateur linéaire Elekta Synergy Agility en utilisant le code GAMOS a été entreprise pour simuler un faisceau de photons de 6 MV pour une taille de champ de 10 x 10 cm<sup>2</sup>. Cette modélisation englobait les trois modèles de distribution

angulaire de bremsstrahlung disponibles dans le code GAMOS. Les composants modélisés de la tête de l'accélérateur incluaient la cible, le collimateur primaire, le filtre d'aplatissement, la chambre d'ionisation, ainsi que les mâchoires X et Y.

Après la modélisation des composants de la tête de l'accélérateur linéaire, nous avons généré un fichier d'espace de phase au format AIEA [23] contenant 3 108 événements, en utilisant soit le modèle Tsai, le modèle Koch-Motz 2BS ou le modèle Koch-Motz 2BN dans chaque espace de phase. Ces espaces de phase, placés entre les mâchoires X et Y et un fantôme d'eau homogène, ont été utilisés comme source pour calculer la distribution de dose dans le fantôme pour chacun des trois modèles.

Pour optimiser l'efficacité de la simulation, chaque espace de phase a été recyclée 5 fois, et les particules dans l'espace de phase ont été réutilisées 50 fois pour les trois modèles, tout en utilisant un miroir XY pour refléter les particules réutilisées.

En radiothérapie, les distributions de dose (dose en profondeur et profil de dose) dans un fantôme d'eau jouent un rôle crucial dans la caractérisation du faisceau incident. Pour notre étude, le même fantôme d'eau avec des dimensions de 60 x 60 x 41 cm<sup>3</sup> a été simulé [24]. Le nombre de voxels le long des axes x, y et z était de 120 x 120 x 41, subdivisés en voxels de dimensions 5 x 5 x 10 mm<sup>3</sup> et une densité de 1 g/cm<sup>3</sup> [24]. Le fantôme d'eau a été positionné à une distance source-axe (DSA) de 100 cm de la cible pour mesurer la dose en profondeur, et à 90 cm avec des profondeurs de 5 cm, 10 cm, 15 cm et 20 cm pour mesurer les profils de dose. Le fabricant a fourni toutes les données techniques nécessaires à la modélisation.

Cependant, des ajustements ont été apportés à certains paramètres tels que l'énergie et le filtre d'aplatissement. Pour les expériences, des mesures ont été effectuées en utilisant un fantôme d'eau disponible au Centre International de Cancérologie de Dakar (CICD) au Sénégal. Deux détecteurs ont été utilisés : pour les données du profil de dose, un microDiamond (TM60019) de modèle PTW-Freiburg (fabriqué en Allemagne) et pour les mesures de dose en profondeur, une chambre d'ionisation Semiflex (TM31013) de modèle PTW-Freiburg (fabriquée en Allemagne) avec un volume de 0,3 cm<sup>3</sup>. La représentation visuelle de la tête d'irradiation du Linac avec le fantôme d'eau (voir Figure 1) et l'analyse des données générées ont été réalisées en utilisant le langage de programmation Python et l'environnement de développement Visual Studio Code (VSC). Tous les résultats obtenus ont été comparés aux données expérimentales du Centre International de Cancérologie de Dakar (CICD) au Sénégal.

La comparaison a été effectuée en utilisant l'indice gamma, introduit par [25] et plus tard par [26]. Les critères d'acceptabilité pour le test de l'indice gamma (GI) dans notre recherche étaient une déviation de dose de 3% et une différence de distance de 3 mm.

L'indice gamma peut être calculé en utilisant la formule suivante :

$$\gamma = \sqrt{\frac{(D_r - D_c)^2}{\Delta D^2} + \frac{(d_r - d_c)^2}{\Delta d^2}}$$

Ici,  $D_r$  représente la distribution de dose de référence à une distance  $d_r$  ;  $D_c$  désigne la distribution de dose évaluée à une distance  $d_c$  ;  $\Delta D$  est le critère de différence de dose (appelé déviation de dose, DD) ; et  $\Delta d$  est le critère de différence de distance (distance d'accord, DTA). Si le gamma index est inférieur à 1, cela indique que la comparaison entre le point mesuré et calculé est acceptable selon les critères de tolérance fixés. En revanche, si le gamma index est supérieur à 1, le test n'est pas satisfait, car il se situe en dehors de l'ellipse d'acceptabilité. Cette approche systématique et l'utilisation de GAMOS pour modéliser la tête de l'accélérateur illustrent notre engagement envers la précision de la simulation, renforcée par une comparaison systématique avec les données expérimentales du CICD.

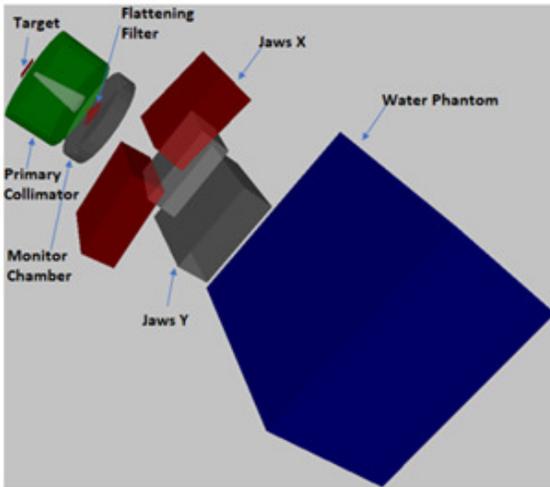


Figure 1 : Modélisation de la tête de l'accélérateur linéaire Elekta Synergy Agility avec le fantôme d'eau

### 3. Résultats

#### 3.1. Dose en Profondeur

Les courbes de dose en profondeur le long de l'axe du faisceau ont été calculées pour une taille de champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  en utilisant trois différents modèles de distribution angulaire de bremsstrahlung : Tsai, Koch-Motz 2BS, et Koch-Motz 2BN. Toutes les courbes de simulation avec le code GAMOS ont été comparées aux données expérimentales. Chaque distribution (dose en profondeur et profil de dose) a été normalisée à sa valeur maximale, et nous avons utilisé l'indice gamma avec un critère d'acceptabilité de 3% pour la différence de dose et de 3 mm pour la distance d'accord.

Les résultats montrent un accord satisfaisant de 96% entre les valeurs expérimentales et simulées (voir Tableau 1) pour les trois modèles (voir Figure 2).

Cette précision a été obtenue dans l'étude [24] en utilisant les trois modèles de physique électromagnétique (Penelope, Low-Energy, et Standard) et les trois modèles de diffusion multiple (Goudsmit-Saunderson, Urban, et Wentzel-VI). Nous observons un bon accord entre les courbes simulées pour les trois modèles et les courbes des données expérimentales pour une taille de champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  pour les doses en profondeur.

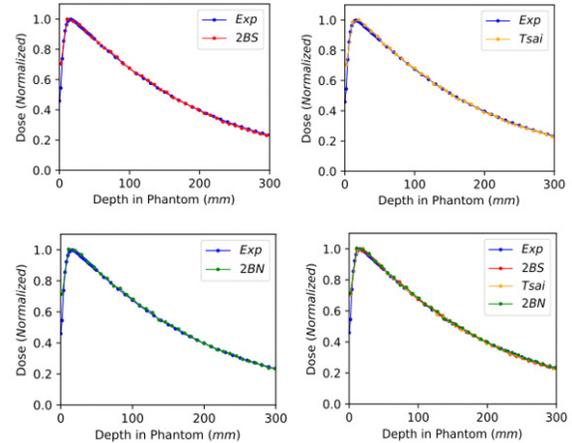


Figure 2 : Comparaison des courbes de dose en profondeur pour une taille de champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  entre les trois modèles de distribution angulaire de bremsstrahlung : Tai, Koch-Motz 2BS, et Koch-Motz 2BN, et les données expérimentales

Ces résultats soutiennent la robustesse de notre technique de modélisation, démontrant que les modèles GAMOS peuvent reproduire avec précision les propriétés dosimétriques du faisceau d'irradiation.

Tableau 2.: Valeurs de l'indice gamma pour les trois modèles de distribution angulaire de bremsstrahlung : Tsai, Koch-Motz 2BS, et Koch-Motz 2BN, ainsi que les mesures.

Model / Field sizes	$10 \times 10 \text{ cm}^2$
Koch-Motz 2BS	96 %
Koch-Motz 2BN	96 %
Tsai	96 %

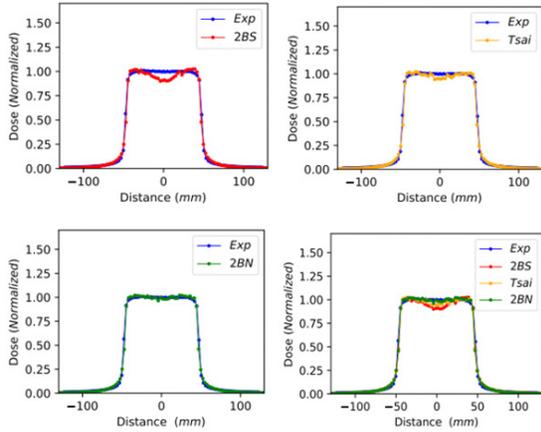
#### 3.2. Profil de Dose

Pour les courbes du profil de dose, le modèle Koch-Motz 2BN montre un accord excellent de 100 % (voir Tableau 2) avec les données expérimentales pour une taille de champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  à une profondeur de 5 cm (Figure 3), suivi par le modèle Tsai à 95 % (voir Tableau 2), tandis que le modèle Koch-Motz 2BS valide les points à 88 % (voir Tableau 2 et Figure 3). Les courbes du profil de dose à une profondeur de 10 cm (Figure 4) montrent des accords de 99 % pour le modèle Koch-Motz 2BN et de 97 % pour le modèle Tsai, tandis que le modèle Koch-Motz 2BS valide à 88 % (voir Tableau 2).

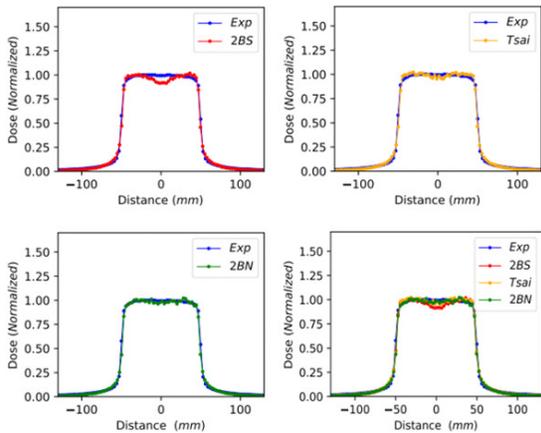
La Figure 5 présente les profils de dose à une profondeur de 15 cm, où les modèles Koch-Motz 2BN et Tsai dominent avec 98 %, suivis par le modèle Koch-Motz 2BS avec 90 % (voir Tableau 2).

À une profondeur de 20 cm (Figure 6), le modèle Koch-Motz 2BN montre un accord de 100 %, suivi par le modèle Tsai à 99 %, tandis que le modèle Koch-Motz 2BS atteint 94 % (voir Tableau 2).

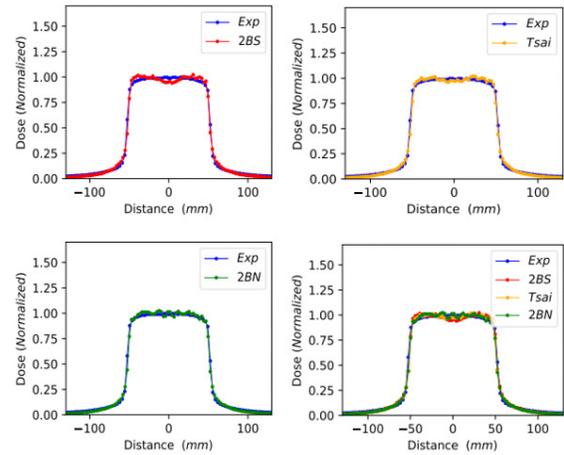
Pour les courbes du profil de dose, de légères différences sont observées entre les trois modèles de distribution angulaire de bremsstrahlung : Koch-Motz 2BS, Tsai et Koch-Motz 2BN pour les profondeurs de 5 cm, 10 cm, 15 cm et 20 cm.



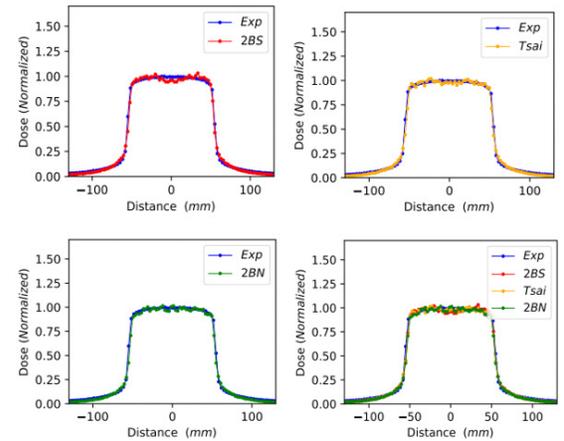
**Figure 3 :** Comparaison du profil de dose pour une taille de champ de 10 x 10 cm<sup>2</sup> à une profondeur de 5 cm entre les trois modèles de distribution angulaire de bremsstrahlung : Tsai, Koch-Motz 2BS, et Koch-Motz 2BN, et les données expérimentales.



**Figure 4 :** Comparaison du profil de dose pour une taille de champ de 10 x 10 cm<sup>2</sup> à une profondeur de 10 cm entre les trois modèles de distribution angulaire de bremsstrahlung : Tsai, Koch-Motz 2BS, et Koch-Motz 2BN, et les données expérimentales



**Figure 5 :** Comparaison du profil de dose pour une taille de champ de 10 x 10 cm<sup>2</sup> à une profondeur de 15 cm entre les trois modèles de distribution angulaire de bremsstrahlung : Tsai, Koch-Motz 2BS, et Koch-Motz 2BN, et les données expérimentales.



**Figure 6 :** Comparaison du profil de dose pour une taille de champ de 10 x 10 cm<sup>2</sup> à une profondeur de 20 cm entre les trois modèles de distribution angulaire de bremsstrahlung : Tsai, Koch-Motz 2BS, et Koch-Motz 2BN, et les données expérimentales.

La différence entre ces modèles est due à des fluctuations statistiques. Ces écarts pourraient également être dus à des différences potentielles entre les valeurs fournies par le constructeur et les caractéristiques réelles du LINAC installé à l'hôpital, soulignant ainsi l'importance de la précision dans la modélisation de la géométrie de l'accélérateur.

L'accord satisfaisant entre les courbes de dose en profondeur et les profils de dose simulés, en utilisant les trois modèles de distribution angulaire de bremsstrahlung, et les mesures expérimentales, suggère que notre étude fournit des données essentielles pour sélectionner les modèles qui garantissent les résultats les plus fiables. Cela assure la fiabilité des résultats des traitements en garantissant que les modèles utilisés reflètent précisément le comportement réel des faisceaux de photons dans un environnement clinique. L'étude démontre que les modèles de simulation étudiés sont valides et fiables, ouvrant la voie à des

améliorations continues dans les pratiques de radiothérapie et à un meilleur soin des patients atteints de cancer.

**Tableau 2 : Valeurs de l'indice gamma pour les trois modèles de distribution angulaire de bremsstrahlung : Tsai, Koch–Motz 2BS, et Koch–Motz 2BN, ainsi que les mesures.**

Model / Field sizes	10 x 10 cm <sup>2</sup>
<b>Koch-Motz 2BS</b>	
5 cm	88%
10 cm	88%
15 cm	90%
20 cm	94%
<b>Koch-Motz 2BN</b>	
5 cm	100%
10 cm	99%
15 cm	98%
20 cm	100%
<b>Tsai</b>	
5 cm	95%
10 cm	97%
15 cm	98%
20 cm	99%

#### 4. Conclusion

Cette étude a validé avec succès le modèle Monte Carlo GAMOS pour la simulation d'un accélérateur linéaire Elekta Synergy Agility, utilisant un faisceau de photons de 6 MV pour une taille de champ de 10 x 10 cm<sup>2</sup>. À notre connaissance, aucune comparaison entre les valeurs expérimentales et simulées utilisant les trois modèles de distribution angulaire du rayonnement de freinage (Tsai, Koch–Motz 2BS, et Koch–Motz 2BN) n'a été réalisée dans le domaine de la radiothérapie, à l'exception du travail de [14].

Les résultats ont révélé un bon accord pour les courbes de dose en profondeur, avec un indice gamma atteignant 96 % pour une taille de champ de 10 x 10 cm<sup>2</sup>. Le modèle Koch-Motz 2BN a montré une cohérence exceptionnelle avec les courbes du profil de dose, atteignant respectivement 100% et 99% à des profondeurs de 5 cm et 10 cm, suivi par le modèle Tsai avec 95% et 97% à ces mêmes profondeurs. À une profondeur de 15 cm, les modèles Koch-Motz 2BN et Tsai ont montré un accord de 98%, tandis que le modèle Koch-Motz 2BS a atteint 90%. À une profondeur de 20 cm, le modèle Koch-Motz 2BN a montré un accord de 100%, suivi par le modèle Tsai avec 99%, tandis que le modèle Koch-Motz 2BS a atteint 94%.

Nous n'avons observé aucune différence significative entre les trois modèles de distribution angulaire de bremsstrahlung, les indices gamma obtenus étant tous supérieurs à 90% (ces taux de vérification dépassent la tolérance de 90% recommandée, comme indiqué dans les rapports [27] [28]) pour les modèles Koch-Motz 2BS et Tsai pour toutes les profondeurs étudiées, à l'exception des profondeurs de 5 cm et 10 cm pour le modèle Koch-Motz 2BS. Nos résultats montrent une amélioration du taux de vérification de l'indice gamma

par rapport à l'étude réalisée par [29]. L'incertitude statistique est également estimée à environ 1% pour la simulation, une valeur en accord avec celle rapportée par [30]. Ces résultats suggèrent que tous ces modèles sont adaptés pour simuler le faisceau de photons de 6 MV de l'accélérateur linéaire Elekta Synergy Agility dans ce contexte.

En conclusion, les modèles Koch-Motz 2BS et Tsai ont démontré de bons résultats par rapport aux données expérimentales, confirmant leur utilité dans les simulations de distribution de dose pour la radiothérapie. Ce travail contribue à la validation d'un modèle de simulation Monte Carlo, à savoir GAMOS, pour la modélisation d'un faisceau de photons de 6 MV émis par un accélérateur linéaire Elekta Synergy Agility. La validation de ces simulations est cruciale pour garantir la fiabilité des résultats dosimétriques obtenus par cette méthode.

Les résultats de cette étude peuvent avoir des implications directes pour la pratique clinique en radiothérapie, fournissant aux professionnels de la santé des informations sur la validité des simulations Monte Carlo pour la modélisation des accélérateurs linéaires et des faisceaux de photons. Une perspective intéressante serait de mener des études comparatives supplémentaires entre différents modèles de distribution angulaire de bremsstrahlung dans des conditions variables, telles que différentes énergies de faisceau. Cela permettrait d'affiner les recommandations concernant le choix du modèle le plus adapté pour différents scénarios cliniques.

#### Acknowledgements

Nous tenons à exprimer notre gratitude au Dr Pedro Arce du Département de Technologie, Division des Instruments Scientifiques, Unité des Applications Médicales au Centro de Investigaciones Energéticas, Medio Ambientales y Tecnológicas (CIEMAT) à Madrid, Espagne, pour son assistance.

#### REFERENCES

- [1] Patau, J. P., Vernes, C. E., Terrissol, M., & Malbert, M. (1978). Determination of the qualitative characteristics (LET, QF, Dose Equivalent) of a beam Bremsstrahlung photons for medical uses, by simulating its creation and transport. [https://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig\\_q=RN:10465918](https://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:10465918)
- [2] Nilsson, B., & Brahme, A. (1981). Contamination of high-energy photon beams by scattered photons. *Strahlentherapie*, 157(3), 181-186. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6782713/>
- [3] Petti, P. L., Goodman, M. S., Sisterson, J. M., Biggs, P. J., Gabriel, T. A., & Mohan, R. (1983). Sources of electron contamination for the Clinac-35 25-MV photon beam. *Medical physics*, 10(6), 856-861. <https://doi.org/10.1118/1.595348>
- [4] Mohan, R., Chui, C., & Lidofsky, L. (1985). Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators. *Medical physics*, 12(5), 592-597. <https://doi.org/10.1118/1.595680>
- [5] Petti, P. L., Goodman, M. S., Gabriel, T. A., & Mohan, R. (1983). Investigation of buildup dose from electron contamination of clinical photon beams. *Medical physics*, 10(1), 18-24. <https://doi.org/10.1118/1.595287>

- [6] Negm, H., Aly, M. M., & Fathy, W. M. (2020). Modeling the head of PRIMUS linear accelerator for electron-mode at 10 MeV for different applicators. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 21(3), 134-141. <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/acm2.12836>
- [7] Kawrakow, I., & Rogers, D. W. O. (2000). The EGSnrc code system. NRC Rep. PIRS-701 NRC Ott. [https://scholar.google.ca/citations?view\\_op=view\\_citation&hl=en&user=gkEX5YcAAAAJ&citation\\_for\\_view=gkEX5YcAAAAJ:0KyAp5RtaNEC](https://scholar.google.ca/citations?view_op=view_citation&hl=en&user=gkEX5YcAAAAJ&citation_for_view=gkEX5YcAAAAJ:0KyAp5RtaNEC)
- [8] Seltzer, S. M. (1991). Electron-photon Monte Carlo calculations : the ETRAN code. *International Journal of Radiation Applications and Instrumentation. Part A. Applied Radiation and Isotopes*, 42(10), 917-941. [https://doi.org/10.1016/0883-2889\(91\)90050-B](https://doi.org/10.1016/0883-2889(91)90050-B)
- [9] Briesmeister, J. F. (2000). MCNPTM-A general Monte Carlo N-particle transport code. Version 4C, LA-13709-M, Los Alamos National Laboratory, 2. <https://s3.cern.ch/inspire-prod-files-7/78c669e8d3bb59ccf6fb868a6061450c>
- [10] Issy-les-Moulineaux, F. (2001). PENelope—a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. <https://www.oecd-neo.org/upload/docs/application/pdf/2019-12/penelope-2001.pdf>
- [11] Perl, J., Shin, J., Schumann, J., Faddegon, B., & Paganetti, H. (2012). TOPAS: an innovative proton Monte Carlo platform for research and clinical applications. *Medical physics*, 39(11), 6818-6837. <https://doi.org/10.1118/1.4758060>
- [12] Arce, P., Rato, P., Canadas, M., & Lagares, J. I. (2008, October). GAMOS: A Geant4-based easy and flexible framework for nuclear medicine applications. In 2008 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (pp. 3162-3168). IEEE. <https://doi.org/10.1109/NSSMIC.2008.4775023>
- [13] Arce, P., Lagares, J. I., Harkness, L., Pérez-Astudillo, D., Cañadas, M., Rato, P., ... & Díaz, A. (2014). Gamos: A framework to do Geant4 simulations in different physics fields with an user-friendly interface. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 735, 304-313. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2013.09.036>
- [14] Arce, P., & Lagares, J. I. (2018). CPU time optimization and precise adjustment of the Geant4 physics parameters for a VARIAN 2100 C/D gamma radiotherapy linear accelerator simulation using GAMOS. *Physics in Medicine & Biology*, 63(3), 035007. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aaa2b0>
- [15] Pawlicki, T., & Ma, C. M. (2001). Monte Carlo dose modelling for MLC-based IMRT. *Med. Dosim*, 26, 157-68. [https://doi.org/10.1016/S0958-3947\(01\)00061-9](https://doi.org/10.1016/S0958-3947(01)00061-9)
- [16] Knöös, T., Wieslander, E., Cozzi, L., Brink, C., Fogliata, A., Albers, D., ... & Lassen, S. (2006). Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations. *Physics in Medicine & Biology*, 51(22), 5785. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/22/005>
- [17] Marcatili, S., Pettinato, C., Daniels, S., Lewis, G., Edwards, P., Fanti, S., & Spezi, E. (2013). Development and validation of RAYDOSE: a Geant4-based application for molecular radiotherapy. *Physics in Medicine & Biology*, 58(8), 2491. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/8/2491>
- [18] Ojala, J. J., Kapanen, M. K., Hyödynmaa, S. J., Wigren, T. K., & Pitkanen, M. A. (2014). Performance of dose calculation algorithms from three generations in lung SBRT: comparison with full Monte Carlo-based dose distributions. *Journal of applied clinical medical physics*, 15(2), 4-18. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v15i2.4662>
- [19] Agostinelli, S., Allison, J., Amako, K. A., Apostolakis, J., Araujo, H., Arce, P., ... & Geant4 Collaboration. (2003). GEANT4—a simulation toolkit. *Nuclear instruments and methods in physics research section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 506(3), 250-303. [https://doi.org/10.1016/S0168-9002\(03\)01368-8](https://doi.org/10.1016/S0168-9002(03)01368-8)
- [20] Allison, J., Amako, K., Apostolakis, J. E. A., Araujo, H. A. A. H., Dubois, P. A., Asai, M. A. A. M., ... & Yoshida, H. A. Y. H. (2006). Geant4 developments and applications. *IEEE Transactions on nuclear science*, 53(1), 270-278. <https://doi.org/10.1109/TNS.2006.869826>
- [21] Reynaert, N., Van der Marck, S. C., Schaart, D. R., Van der Zee, W., Van Vliet-Vroegindewij, C., Tomsej, M., ... & De Wagter, C. (2007). Monte Carlo treatment planning for photon and electron beams. *Radiation Physics and Chemistry*, 76(4), 643-686. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2006.05.015>
- [22] Brochu, F. M., Burnet, N. G., Jena, R., Plaistow, R., Parker, M. A., & Thomas, S. J. (2014). Geant4 simulation of the Elekta XVI kV CBCT unit for accurate description of potential late toxicity effects of image-guided radiotherapy. *Physics in Medicine & Biology*, 59(24), 7601. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/24/7601>
- [23] International Atomic Energy Agency (IAEA). Nuclear Data Section. <https://www-nds.iaea.org/phsp/phsp.htmlx>
- [24] Ndiaye, N., Ndiaye, O., Faye, P. M., N'Guessan, K. J. F., Dione, D., Sy, K., ... & Ndao, A. S. (2024). Enhancing Precision in Radiotherapy Delivery: Validating Monte Carlo Simulation Models for 6 MV Elekta Synergy Agility LINAC Photon Beam Using Two Models of the GAMOS Code. *World Journal of Nuclear Science and Technology*, 14(02), 146-163. <https://doi.org/10.4236/wjnst.2024.142009>
- [25] Low, D. A., Harms, W. B., Mutic, S., & Purdy, J. A. (1998). A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical physics*, 25(5), 656-661. <https://doi.org/10.1118/1.598248>
- [26] Low, D. A., & Dempsey, J. F. (2003). Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Medical physics*, 30(9), 2455-2464. <https://doi.org/10.1118/1.1598711>
- [27] Technical Reports Series No.430, (2004), Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer, International Atomic Energy Agency, Vienna. [https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TRS430\\_web.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TRS430_web.pdf)
- [28] IAEA-TECDOC-1540, (2007), Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems, International Atomic Energy Agency, Vienna. [https://wwwpub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te\\_1540\\_web.pdf](https://wwwpub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te_1540_web.pdf)
- [29] Kadman, B., Chawapun, N., Ua-Apisitwong, S., Asakit, T., Chumpu, N., & Rueansri, J. (2016, March). Consistency check of photon beam physical data after recommissioning process. In *Journal of Physics: Conference Series* (Vol. 694, No. 1, p. 012023). IOP Publishing. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/17426596/694/1/012023/pdf>
- [30] Aljamal, M., & Zakaria, A. (2013). Monte Carlo modeling of a Siemens Primus 6 MV photon beam linear accelerator. *Australian Journal of Basic and Applied Sciences*, 7(10), 340-346. [https://www.researchgate.net/profile/Mohammad-Aljamal-2/publication/336196807\\_Monte\\_Carlo\\_Modeling\\_of\\_a\\_Siemens\\_Primus\\_6\\_MV\\_Photon\\_Beam\\_Linear\\_Accelerator/links/5d93a2d2299bf10cff1f49eb/Monte-Carlo-Modeling-of-a-Siemens-Primus-6-MV-Photon-Beam-Linear-Accelerator.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Mohammad-Aljamal-2/publication/336196807_Monte_Carlo_Modeling_of_a_Siemens_Primus_6_MV_Photon_Beam_Linear_Accelerator/links/5d93a2d2299bf10cff1f49eb/Monte-Carlo-Modeling-of-a-Siemens-Primus-6-MV-Photon-Beam-Linear-Accelerator.pdf)