



# CONGRÈS SCIENTIFIQUE ANNUEL

12 au 18 novembre 2025

**ASSOCIATION QUÉBÉCOISE DES  
PHYSICIEN(NE)S MÉDICAUX CLINIQUES**

# NOS COMMANDITAIRES



**SUN NUCLEAR**  
A MIRION MEDICAL COMPANY

 **Elekta**

**varian**

A Siemens Healthineers Company

vision**rt**

**ACCURAY**

**RAD** formation



**MEDRON MEDICAL SYSTEMS INC.**

COMING TOGETHER IN HEALTHCARE

**RaySearch  
Laboratories**



**DONALDSON MARPHIL**


Medical

# JOUR 2 :

## CONTRÔLE DE QUALITÉ ET QUANTIFICATION DE LA RADIATION IONISANTE

JEUDI 13 NOVEMBRE 2025

**MODÉRATEUR : Michel D'Amours, Mathieu Guillot**

HORAIRE		PRÉSENTATEUR	TITRE PRÉSENTATION
11h30	11h35		Ouverture de la session
11h35	12h05	<b>Sébastien de la Durantaye</b> Analyste spécialisé en informatique, télésanté et outils de collaboration, <b>CISSS de Chaudière-Appalaches</b>	Les outils M365 pour le travail collaboratif selon les meilleures pratiques d'utilisation
12h05	12h30	<b>Andreani Mouzourou</b> Clinical Application Physicist  <b>SUN NUCLEAR</b> A MIRION MEDICAL COMPANY	SunCHECK®, Validated Comprehensive Quality Management Platform
12h30	12h45	<b>Christophe Furstoss</b> Physicien médical clinique <b>CIUSSS ESTMTL (HMR)</b>	L'acceptation des produits commerciaux en radio-oncologie : est-ce vraiment nécessaire ?
12h45	13h00	<b>Gérard Lagmago</b> Physicien médical clinique <b>CISSS MC (HCLM)</b>	Résultats d'un sondage sur la pratique canadienne d'Assurance qualité spécifique au patient (AQSP)
13h00	13h15	<b>Alexis Horik</b> Étudiant au doctorat en physique <b>Université Laval</b>	Reconstruction par apprentissage profond pour la dosimétrie 3D par scintillation en temps réel
13h15	13h30	<b>Marc-Antoine Leclerc</b> Étudiant à la maîtrise en physique médicale <b>Université McGill</b>	Development of a Non-Invasive Detector to Measure the Arterial Input Function in Dynamic PET
13h30	13h45	<b>Víctor Daniel Díaz Martínez</b> Étudiant au doctorat en physique <b>Université McGill</b>	ADAPTnGUIDE, the Alpha-particle Dosimetry Application Tool and Graphical User Interface DEsigned for Geant4
13h45	14h00	<b>Luc Gingras</b> Physicien médical clinique <b>CHU de Québec – Université Laval</b>	Mise en service clinique d'un appareil IRM-Linac : expérience du CHU de Québec – Université Laval

## L'acceptation des produits commerciaux en radio-oncologie : est-ce vraiment nécessaire ?

En Mars 2023, l'hôpital Maisonneuve-Rosemont a reçu 9 nouveaux appareils pour faire le contrôle qualité (CQ) quotidien des accélérateurs linéaires. Ces appareils étaient déjà utilisés par de multiples centres au Canada dont un centre au Québec. Du coup, la question pourrait être posée : Est-il vraiment nécessaire de faire des tests d'acceptation alors que ces appareils sont déjà largement utilisés quotidiennement par d'autres centres? La description des événements vécus ci-dessous va nous permettre de répondre à cette question.

Les nouveaux appareils que nous avons reçus sont constitués de 125 chambres d'ionisation mesurant entre autres le débit (output), la symétrie longitudinale et transversale, l'homogénéité et la grandeur de champ. Un de nos tests d'acceptation consiste à modifier les réglages de l'accélérateur linéaire afin de modifier la symétrie et l'homogénéité du faisceau et de s'assurer que l'appareil de contrôle de qualité est capable de détecter le changement. L'amplitude des changements du paramètre sur l'accélérateur est mesurée à partir d'une autre matrice de détecteur précédemment validée qui est un IC Profiler de Sun Nuclear Corporation. Les tableaux 1.1 et 1.2 présentent les résultats de changements de symétrie mesurés avec l'IC Profiler qui est notre instrument de référence et l'appareil de contrôle de qualité.

Symétrie longitudinale		Symétrie transversale	
IC Profiler (%)	Appareil de CQ quotidien (%)	IC Profiler (%)	Appareil de CQ quotidien (%)
-5,9	4,7	4,2	2,2
-4,3	3,2	2,9	0,7
-3	1,3	1,4	-0,8
-1,5	-0,1	0	0
0	0	-1,4	1,5
1,4	1,7	-2,6	2,9
2,7	3,3	-3,4	3,6
4,1	4,9	4,1	4,9

Tableau 1.1 et 1.2 : Résultats de changements de symétrie longitudinale et transversale mesurés avec l'IC Profiler et l'appareil de contrôle de qualité

On peut constater que pour certaines valeurs de changements de symétrie (zone en jaune dans les tableaux), l'appareil de CQ quotidien ne détecte pas bien ces changements. Nous avons informé la compagnie qui commercialise ces appareils de ces résultats et après investigation de leur part, ils en sont venus à la conclusion que leur processus de calibration fait en usine des détecteurs n'était pas correct et qu'il devait le reprendre. Les 9 appareils ont donc été renvoyés à l'usine afin d'avoir une meilleure calibration et 4 mois plus tard, ils nous ont été retournés pour une utilisation clinique. Toutefois, les nouveaux tests d'acceptation de changements de symétrie

(tels que fait précédemment) révélaiement exactement le même problème qu'avant et montraient que la nouvelle calibration n'avait rien changé.

En fait, on s'est rendu compte que le problème que nous avons de symétrie venait directement de la formule qui était utilisé dans le logiciel de la compagnie. Si on considère i et j comme les indices de position de chambre dans l'axe X et Y avec i=j=0 lorsqu'on est au centre, la symétrie longitudinale  $S_x$  est égale :

$$S_x = 100\% \cdot \max\left(\frac{M_{i,j}}{M_{-i,j}}\right) \text{ où M est la mesure du signal} \quad (1)$$

La symétrie transverse  $S_y$  est égale :

$$S_y = 100\% \cdot \max\left(\frac{M_{i,j}}{M_{i,-j}}\right) \text{ où M est la mesure du signal} \quad (2)$$

Cependant, la valeur de symétrie affichée est une valeur "absolue", c'est-à-dire que minimalement la valeur ne peut pas être plus basse que 100%. Donc que la symétrie longitudinale et transverse augmentent ou diminuent, la valeur est toujours supérieure à 100% et il n'y a pas d'indication de direction du changement. Le logiciel compare ensuite cette symétrie avec la valeur de symétrie de référence qui a été prise lors de la mise en clinique de l'accélérateur ou après un CQ du faisceau pour s'assurer que le profil du faisceau à la salle correspond bien au profil du faisceau rentré dans le système de planification de traitement. Tout ce principe marche bien si lors de la mesure du profil de référence on obtient 100% de valeur de symétrie. Or ce n'est jamais le cas.

Imaginons maintenant que lors de la prise de référence, la mesure de symétrie est de 102%. Si la symétrie du faisceau clinique augmente, on va avoir des valeurs supérieures de symétrie et le logiciel pourra le détecter sans problème. Par contre, si la valeur de symétrie diminue de plus de 2%, la valeur de symétrie mesurée ne pouvant pas aller plus bas que 100% va remonter. Donc si la symétrie, dans ce cas, diminue par exemple de 4% la valeur mesurée de symétrie va revenir à 102% et le logiciel va afficher une différence de 0% avec la référence alors que le faisceau a bougé de 4%.

Cette explication a été fournie à la compagnie et ils ont décidé d'implanter un autre calcul de symétrie dans leur logiciel qui cette fois tient bien compte de la direction du changement de symétrie et fait en sorte que les changements de symétrie détectés par le IC Profiler sont aussi détectés par l'appareil de CQ quotidien. Cette expérience met bien en lumière l'importance de faire des tests d'acceptation, même pour un appareil qui est déjà largement utilisé dans d'autres centres.

Résultats d'un sondage sur la pratique canadienne d'Assurance qualité spécifique au patient (AQSP).

Renée Larouche, Gerard Lagmago, Nicolas Varfalvy, Muoi Tran, Gordon Chan

## Contexte

L'assurance qualité spécifique au patient (AQSP) constitue un élément essentiel de la radiothérapie moderne, pour améliorer la sécurité et la précision de traitements complexes tels que la VMAT et la SBRT. Étant donné les ressources importantes qu'elle requiert et l'émergence de nouvelles approches, il devient pertinent d'examiner comment l'AQSP est actuellement mise en œuvre et optimisée au Canada afin d'éclairer les meilleures pratiques.

## Objectif

Décrire l'état actuel des pratiques de l'AQSP dans les centres canadiens de radio-oncologie, identifier les tendances et variations régionales, et explorer les opportunités en vue d'un futur cadre national.

## Méthodes

Un sondage en ligne de 30 questions a été élaboré par un groupe de travail sur l'AQSP et distribué en mars 2024 à l'ensemble des centres canadiens de radiothérapie, y compris les sites satellites. Le questionnaire abordait la dotation en personnel, les types d'accélérateurs et de dispositifs utilisés, les outils et méthodologies de contrôle qualité, les politiques locales, l'analyse des données, la fréquence de l'AQSP et la gestion des échecs. Les réponses, obtenues en français et en anglais puis anonymisées, ont été analysées selon la taille du centre et la région (Colombie-Britannique, Prairies, Ontario, Québec, Atlantique).

## Résultats

Le taux de réponse a été de 90 % (45 centres).

La majorité des centres utilisent des matrices 3D de détecteurs pour l'AQSP (67 % VMAT, 58 % SBRT), suivies des EPID (47 % VMAT, 38 % SBRT) et des détecteurs ponctuels (31 % VMAT, 27 % SBRT).

L'analyse par indice gamma demeure la méthode d'évaluation prédominante.

Plus de la moitié des centres (53 %) – surtout les plus grands (65 %) – ont rapporté une réduction de la fréquence de mesures AQSP, invoquant l'expérience locale accumulée plutôt que des directives externes.

En Colombie-Britannique, en Ontario et au Québec, les grands centres réduisent plus volontiers la fréquence des mesures que les petits. À l'inverse, dans les Prairies et dans les provinces Atlantiques, tous les centres maintenaient une AQSP complète au moment du sondage.

Dans l'ensemble du pays, on observe une adoption sélective des recommandations issues à la fois de guides canadiens et du rapport AAPM TG-218.

## Conclusion

Les pratiques d'AQSP au Canada se révèlent hétérogènes, reflétant la diversité des ressources, l'expérience institutionnelle et l'évolution des recommandations internationales. Compte tenu du caractère exigeant en ressources de l'AQSP et de la variabilité observée, ces résultats soulignent la pertinence d'élaborer des lignes directrices nationales adaptées aux réalités cliniques canadiennes.

# Reconstruction par apprentissage profond pour la dosimétrie 3D par scintillation en temps réel

Alexis Horik<sup>1,2,3,4</sup>, Nicolas Drouin<sup>1,3,4</sup>, Simon Thibault<sup>1,2</sup> et Louis Archambault<sup>1,3,4</sup>

<sup>1</sup>Département de physique, de génie physique et d'optique, Faculté des sciences et de génie, Université Laval, <sup>2</sup>Centre d'optique, photonique et laser, Université Laval, <sup>3</sup>Centre de recherche du CHU de Québec-Université Laval, <sup>4</sup>Centre de recherche sur le cancer de l'Université Laval

---

**Objectif** : Développer un nouveau dosimètre 3D en temps réel pour le contrôle qualité (CQ) des accélérateurs linéaires utilisés en radiothérapie externe.

**Méthodes** : Le système dosimétrique proposé repose sur un modèle d'apprentissage profond entraîné pour la reconstruction 3D. L'entraînement de ce modèle a nécessité des données synthétiques pour le pré-entraînement et des données expérimentales pour l'ajustement fin. Les données expérimentales ont été collectées à l'aide d'un dispositif expérimental composé d'un cube scintillant de 1000 cm<sup>3</sup>, de deux miroirs plans et d'une caméra CCD. Les deux miroirs plans ont été positionnés de manière à ce que trois vues orthogonales du volume soient simultanément capturées par la caméra. La scintillation étant proportionnelle à la dose déposée en un point donné, la distribution lumineuse 3D est également proportionnelle à la distribution de dose 3D. Ainsi, en disposant d'informations sur l'émission lumineuse dans l'image et ayant le calcul théorique du dépôt de dose par système de planification de traitement (TPS), un modèle d'apprentissage profond peut être entraîné de manière supervisée pour reconstruire la distribution de dose absorbée dans le volume. Puisque seulement 250 données ont été collectées avec le système expérimental, 35 000 données synthétiques ont été générées dans Python à l'aide de techniques de lancer de rayons.

L'architecture du modèle comprend un encodeur transformeur et un décodeur à base de convolution (CNN), tel qu'illustré à la figure 1. Plusieurs architectures ont été testées, et l'encodeur transformeur a été choisi pour son mécanisme d'attention, qui permet des corrélations spatiales globales dans l'image en entrée. Le décodeur CNN 3D a été sélectionné pour son biais inductif spatial, puisque la distribution 3D finale présente des corrélations spatiales localisées. Afin de réduire le surapprentissage, des techniques de régularisation telles que la variation totale, le dropout et la décroissance des poids ont été utilisées. Une recherche d'hyperparamètres a été effectuée à l'aide de l'optimisation bayésienne, et une étude d'ablation a été menée sur différents composants de l'architecture.

**Résultats** : Plusieurs métriques ont été analysées afin d'évaluer la capacité du réseau neuronal à reconstruire des distributions de dose en 3D avec une résolution de 1 mm<sup>3</sup>. Le jeu de données de test comprenait 30 échantillons de faisceaux hautement irréguliers et aléatoires, qui ont été seuillés à 10% de la dose maximale afin d'éviter les biais dans les calculs de métriques. Un taux de réussite gamma moyen de  $96,5 \pm 2,0\%$  avec un critère de 3%/3 mm a été obtenu. Des valeurs moyennes pour la mesure de l'indice de similarité structurelle (SSIM) et la racine de l'erreur quadratique moyenne (RMSE) de  $0,90 \pm 0,03$  et  $0,065 \pm 0,012$  ont été respectivement obtenues. Des cartes d'indices gamma ont montré une bonne concordance entre la distribution de dose théorique calculée et celle reconstruite par le modèle, avec seulement des écarts mineurs dans les régions à gradients de dose élevés. Des exemples de ces cartes gamma ainsi que des profils transversaux comparant le calcul du TPS avec la reconstruction du modèle sont présentés à la figure 2. Un des avantages de cette approche réside également dans sa rapidité, car les reconstructions sont réalisées en seulement  $15,5 \pm 0,9$  ms sur un GPU NVIDIA GeForce RTX 3090. Enfin, le système de dosimétrie présenté dans ce travail présente un grand potentiel, car l'approche d'apprentissage profond permet d'extraire la partie scintillation de l'émission lumineuse par l'apprentissage, alors que d'autres approches doivent tenir compte d'autres signaux lumineux parasites tels que le rayonnement Cherenkov. Bien que le prototype ne soit pas encore prêt pour une application clinique, sa résolution et sa vitesse de reconstruction sont sans précédent dans le domaine de la dosimétrie par scintillation 3D, ce qui donne confiance pour la suite de la recherche.

**Conclusion** : Cette approche démontre le potentiel des scintillateurs plastiques combinés à l'apprentissage profond pour le CQ des accélérateurs linéaires. Des travaux futurs viseront à améliorer le modèle, à élargir le jeu de données et à ajouter des a priori physiques à l'entraînement pour prévenir le surapprentissage. Ces avancées pourraient permettre une implémentation clinique future pour un contrôle qualité meilleur et plus efficace, et par conséquent, offrir des traitements plus sûrs aux patients soumis à des traitements de radiothérapie externe.

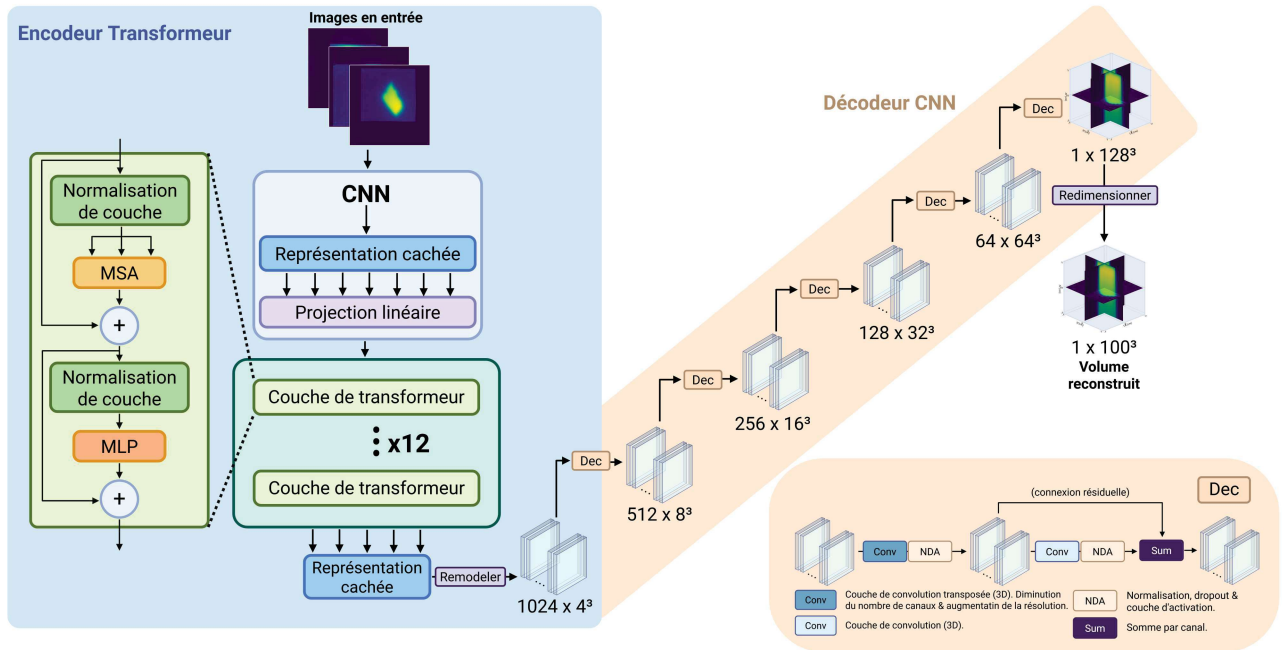


Figure 1: Architecture sélectionnée pour le réseau de neurones profond utilisé pour la reconstruction tomographique.

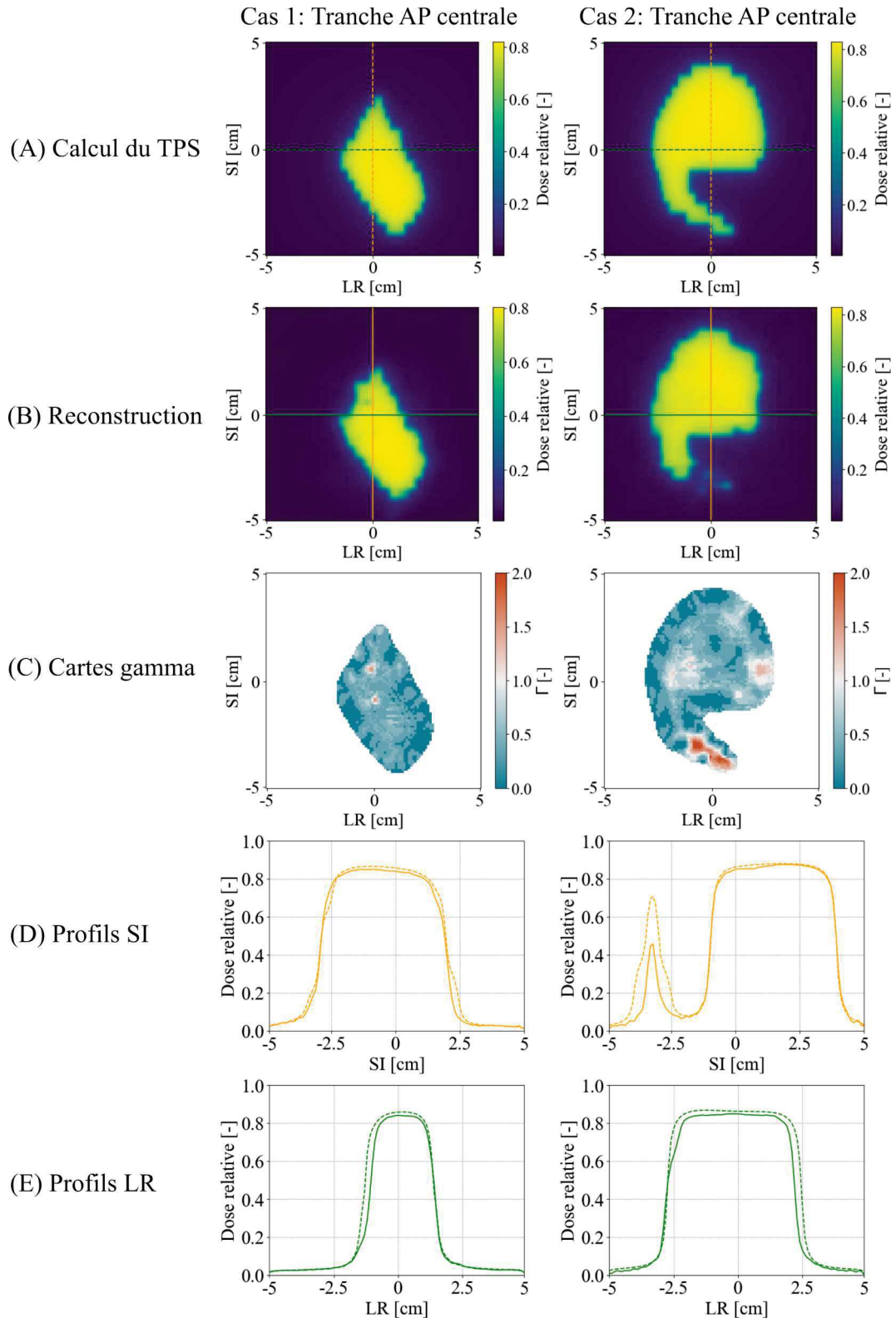


Figure 2: Tranche centrale dans la dimension antéro-postérieure (AP) de deux cas du jeu de données de test (A) pour le calcul du TPS et (B) pour la reconstruction du modèle. (C) Cartes d'indice gamma des tranches présentées en (A) et (B) pour un critère de 3%/3 mm et un seuil de dose de 10%. Profils transversaux comparant les calculs du TPS (lignes pointillés) avec les reconstruction expérimentale (lignes pleines) pour (D) AP = LR = 0 et (E) AP = SI = 0.

# Development of a Non-Invasive Detector to Measure the Arterial Input Function in Dynamic PET

Marc-Antoine Leclerc<sup>1</sup> and Shirin A. Enger<sup>1</sup>.

<sup>1</sup>Medical Physics Unit, Department of Oncology, Faculty of Medicine. McGill University, 1001 boul Décarie, Montréal, H4A 3J1, Québec, Canada.

## Background

In clinical settings, positron emission tomography (PET) is typically acquired using a single time frame at a fixed interval following tracer injection. In contrast, research applications often employ dynamic PET, which involves capturing multiple images immediately after tracer administration. This approach is particularly powerful, as it enables the tracking of tracer distribution and transformation within the body over time. Dynamic PET yields quantitative data on tracer kinetics, which is crucial for developing novel imaging agents and for investigating complex conditions such as Alzheimer’s disease, schizophrenia, and substance use disorders.

A key requirement for dynamic PET is the accurate measurement of tracer concentration in arterial blood over time, known as the arterial input function (AIF). Currently, the gold standard for obtaining the AIF is direct arterial blood sampling, which involves catheterizing the radial artery under local anesthesia. This method is invasive, uncomfortable for participants, and requires trained personnel. Moreover, handling radioactive blood introduces occupational health risks for technologists.

To address these limitations, researchers have explored image-derived input functions, estimating the AIF from PET images of large arteries such as the aorta. While this technique avoids blood sampling, it is often impractical in brain imaging studies: the aorta typically lies outside the scanner’s field of view, and cerebral arteries are too small to be reliably measured with standard PET resolution. Consequently, there remains an urgent need for a practical, non-invasive method to obtain the AIF in dynamic brain PET studies.

## Objectives and Hypothesis

A wrist-worn radiation detector was previously developed to non-invasively measure the AIF from the radial artery. In this project, we aim to upgrade the detector and integrate it with an in-vivo radiation quantification model based on anatomical imaging and Monte Carlo simulations. We hypothesize that this combined approach will yield AIF measurements with sufficient accuracy and precision to serve as a viable non-invasive alternative to arterial blood sampling.

## Methods

Our quantification model expresses the detector’s measured counts in two energy windows, photopeak ( $M_p$ ) and scatter ( $M_s$ ), as a linear combination of the AIF and the soft tissue time activity curve (TTAC):

$$\begin{aligned} M_p &= p_{AIF} \cdot AIF + p_{TTAC} \cdot TTAC \\ M_s &= s_{AIF} \cdot AIF + s_{TTAC} \cdot TTAC \end{aligned}$$

Here, the coefficients  $p_{AIF}$ ,  $p_{TTAC}$ ,  $s_{AIF}$ ,  $s_{TTAC}$  are derived from Monte Carlo simulations. By measuring the count rates in both energy windows, we can invert the system to separate the contributions from

the radial artery (i.e., the AIF) and surrounding tissue (i.e., the TTAC). The bones contribution will be added at a later stage.

Model validation was performed using Monte Carlo simulations with the GEANT4 toolkit. We simulated FDG-18 uptake in a forearm model, including both arterial and soft tissue components. The detector counts were then processed through the model, and the resulting AIF was compared to the ground truth.

## Results

Figure 2 illustrates the comparison between the simulated AIF and the AIF estimated by the model. The two curves show agreement, with an area under the curve percent difference of 4.8%, 0% percent difference in peak position and 0.3% difference in peak amplitude.

## Conclusion

Developing a non-invasive alternative to arterial blood sampling offers significant advantages for both research and clinical practice. In neurological studies, where dynamic brain PET is commonly used, reducing invasiveness can improve participant recruitment and retention. Additionally, eliminating the need for anesthesiologists and specialized technologists simplifies logistics and lowers operational costs. Most importantly, this approach mitigates occupational exposure to radioactive blood, enhancing safety for clinical staff.

Our in-vivo radiation quantification model performs as expected in simulation. Future work will focus on experimental validation using physical phantoms, refining forearm modeling through 3D ultrasound imaging, and testing the system in dynamic PET studies with human participants.

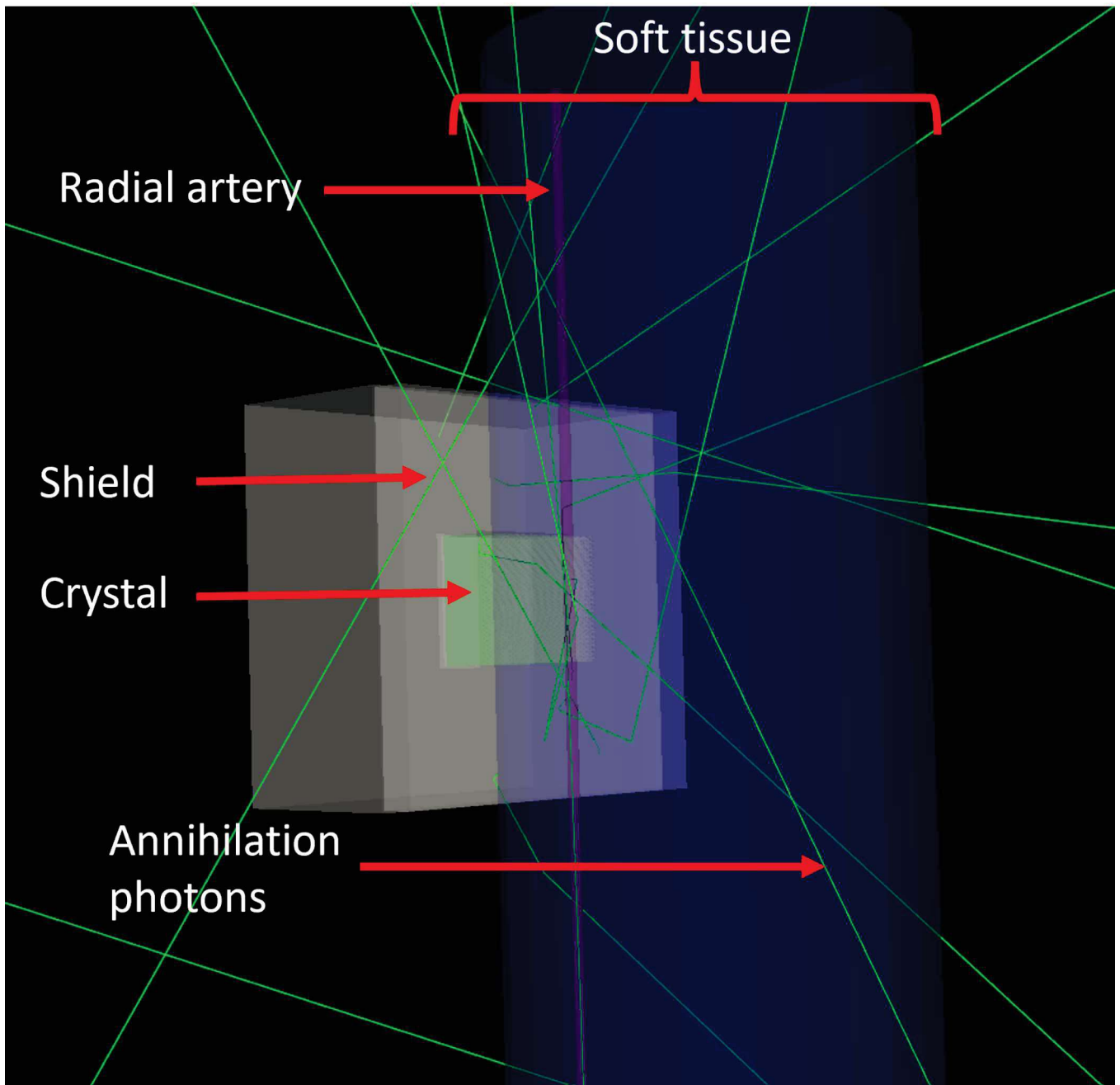


Figure 1: Geometry modeled in GEANT4. The detector is represented as a scintillating crystal encased in a tungsten shield. The forearm is modeled as a water column containing a smaller column representing the radial artery.

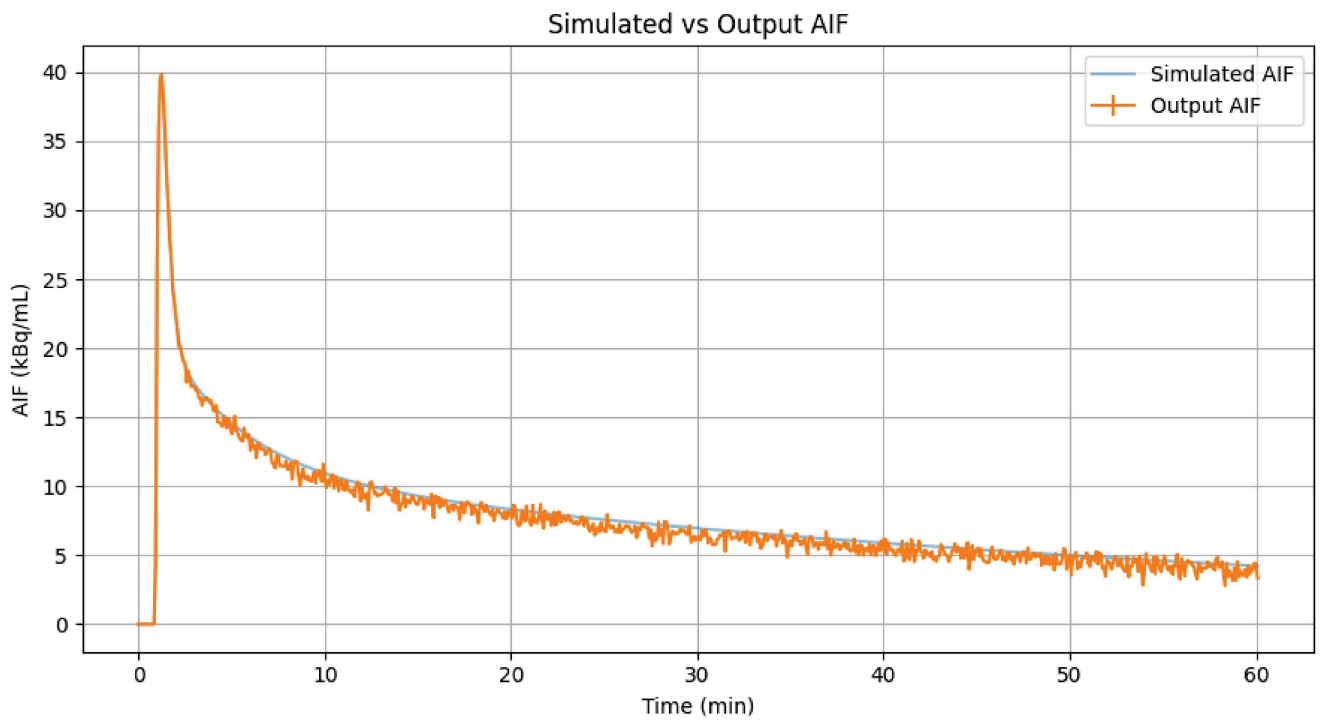


Figure 2: Comparison between the simulated AIF and the AIF estimated from the model.

## Background

Alpha-particle-emitting radionuclides are increasingly relevant in medical physics because of their short ranges, high linear energy transfer (LET), and strong relative biological effectiveness (RBE). These properties make them ideal for targeting micro-metastases and residual tumors at the cellular level. Clinical advances with  $^{223}\text{Ra}$ ,  $^{225}\text{Ac}$ ,  $^{211}\text{At}$ , and Diffusing Alpha-emitters Radiation Therapy (Alpha-DaRT) highlight their therapeutic promise<sup>1,2</sup>. However, the absence of standardized dosimetric protocols comparable to those for photons has slowed clinical adoption. Experimental characterization is hampered by the short penetration depth of alphas, source heterogeneity, and detector inefficiencies. Monte Carlo (MC) simulations provide a valuable alternative, yet existing frameworks are either optimized for speed with reduced accuracy or distributed as precompiled wrappers that limit flexibility. No dedicated Geant4-based package has been available that balances usability, reproducibility, and adaptability across dosimetry and detector applications<sup>3,4</sup>.

## Aim

This study introduces ADAPTnGUIDE, the Alpha-particle Dosimetry Application Tool and Graphical User Interface DEsigned for Geant4. It integrates: (i) a Python GUI for geometry and source definition, (ii) a Geant4 engine for radiation transport and scoring, and (iii) a Python analysis script for post-processing. The tool was conceived for alpha dosimetry but its flexibility enables extension to  $\beta$ - and  $\gamma$ -emitting radionuclides and detector simulations.

## Methods

ADAPTnGUIDE follows a three-phase workflow. In the **Files Generator Phase**, the GUI produces the *DetectorConstruction* class and *macro file* from user-defined geometry, material, and source parameters, supporting both Geant4 materials and imported CAD geometries. In the **Simulation Phase**, Geant4 executes transport with voxelized scoring volumes. In the **Analysis Phase**, Python scripts process outputs into dose maps, spectra, hits maps, and efficiency values. Gaussian broadening can be applied in post-processing to approximate detector resolution without explicitly simulating optical photons. This workflow ensures reproducibility while also allowing advanced users to customize the underlying Geant4 code if needed.

Validation included three benchmarks: (i) alpha-particle ranges in air and water, (ii) a spiral scintillating fiber detector for  $^{18}\text{F}$  quality assurance (QA) applications, and (iii) gamma spectroscopy with a BGO scintillator exposed to a  $^{137}\text{Cs}$  source.

## Results

For alpha ranges, dose maps in air and water reproduced Bragg peaks and depth-dose distributions (Figure 1). Percent depth dose (PDD) curves were analyzed through linear regression of the distal fall-off to obtain extrapolated ranges. Comparison with NIST-ASTAR data showed discrepancies below 1% across all energies. Energy spectra for  $^{241}\text{Am}$  and  $^{224}\text{Ra}$ , including their decay chains, were also reconstructed.

For the spiral scintillating fiber detector, ADAPTnGUIDE reported an efficiency of  $0.42\% \pm 0.001$  for 511 keV photons, consistent with the  $0.31\% \pm 0.0001$  obtained by Ahn et al. (2024)<sup>5</sup>. Differences were attributed to source coverage, modeling choices, and unspecified efficiency factors in the reference study. Hits maps (Figure 2) confirmed uniform energy deposition along the fiber, validating the spiral geometry. The reconstructed spectrum displayed the expected Compton-dominated response of organic scintillators.

In the gamma spectroscopy benchmark, ADAPTnGUIDE simulated a BGO scintillator exposed to  $^{137}\text{Cs}$ . The absolute and full-energy peak efficiencies were 4.2% and 2.1%, respectively. The raw spectrum exhibited

characteristic features: the 662 keV photopeak, Compton edge, backscatter peak, and escape peaks from K X-rays. Gaussian broadening ( $\sigma = 15$  keV) smoothed fine structures and partially suppressed escape peaks, yielding spectra closer to experimental observations. These results show that ADAPTNGUIDE can reproduce the ideal gamma-spectroscopy spectrum predicted by Geant4 and approximate realistic detector performance through post-processing.

## Discussion

ADAPTNGUIDE addresses limitations of previous MC frameworks. AlfaMC prioritized computational speed but introduced errors at low energies due to simplified physics. Wrappers such as TOPAS and GAMOS simplified workflows but restricted flexibility or lacked rigorous validation. ADAPTNGUIDE combines GUI-driven reproducibility with full Geant4 access, ensuring accuracy without sacrificing usability. Validation against NIST-ASTAR, published detector benchmarks, and theoretical gamma spectra confirmed its reliability.

Detector studies highlighted expected trade-offs: spiral organic fibers maximize geometrical coverage but have low intrinsic efficiency, while inorganic crystals like BGO achieve higher photopeak efficiency due to their density and effective atomic number. These comparisons demonstrate that ADAPTNGUIDE can reproduce published data while supporting design exploration and optimization.

## Conclusions

ADAPTNGUIDE is a versatile Geant4-based framework for alpha dosimetry and detector simulations. It integrates geometry generation, transport, and analysis in a unified workflow that lowers barriers for new users while preserving full Geant4 flexibility. Validation across three benchmarks confirmed agreement with experimental and theoretical references, with discrepancies below 1%. Its main strength lies in enabling systematic alpha dosimetry studies, such as film measurements, cell irradiations, and Alpha-DaRT QA, while extending naturally to beta- and gamma-detector modeling. Looking forward, ADAPTNGUIDE provides a platform for developing standardized dosimetric protocols and QA procedures, supporting the safe clinical translation of alpha-particle-based therapies.

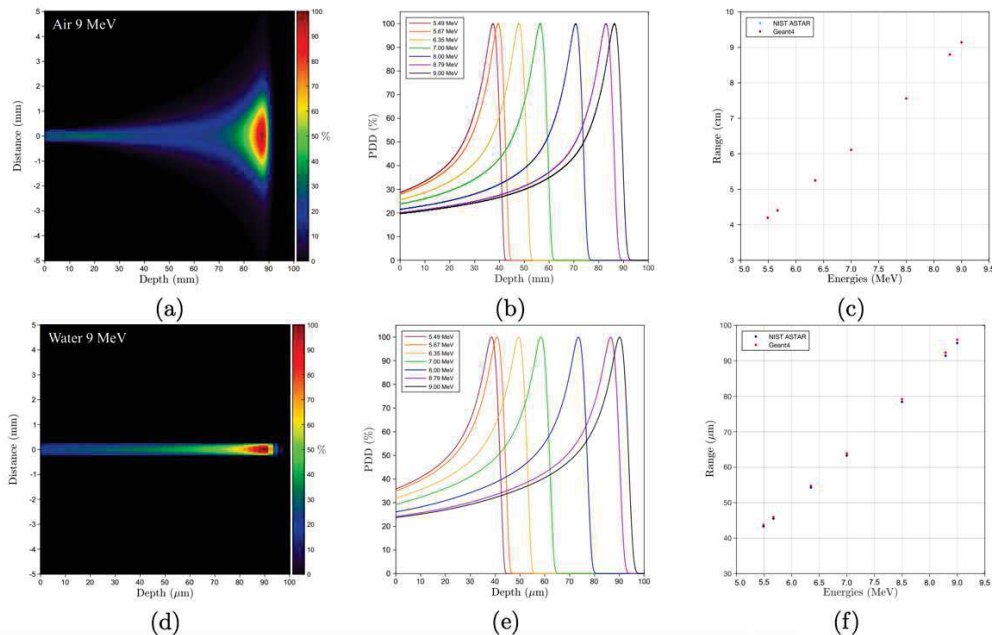


Figure 1: Simulation results for air (a-c) and water (d-f) showing the normalized dose map for the 9 MeV  $\alpha$  particle beam, the normalized PDD curves for all simulated energies, and the comparison between the calculated Re (red) and the ranges reported by the NIST-ASTAR (light blue for air, dark blue for water), with overall percentage differences below 0.45% and 0.96%, respectively.

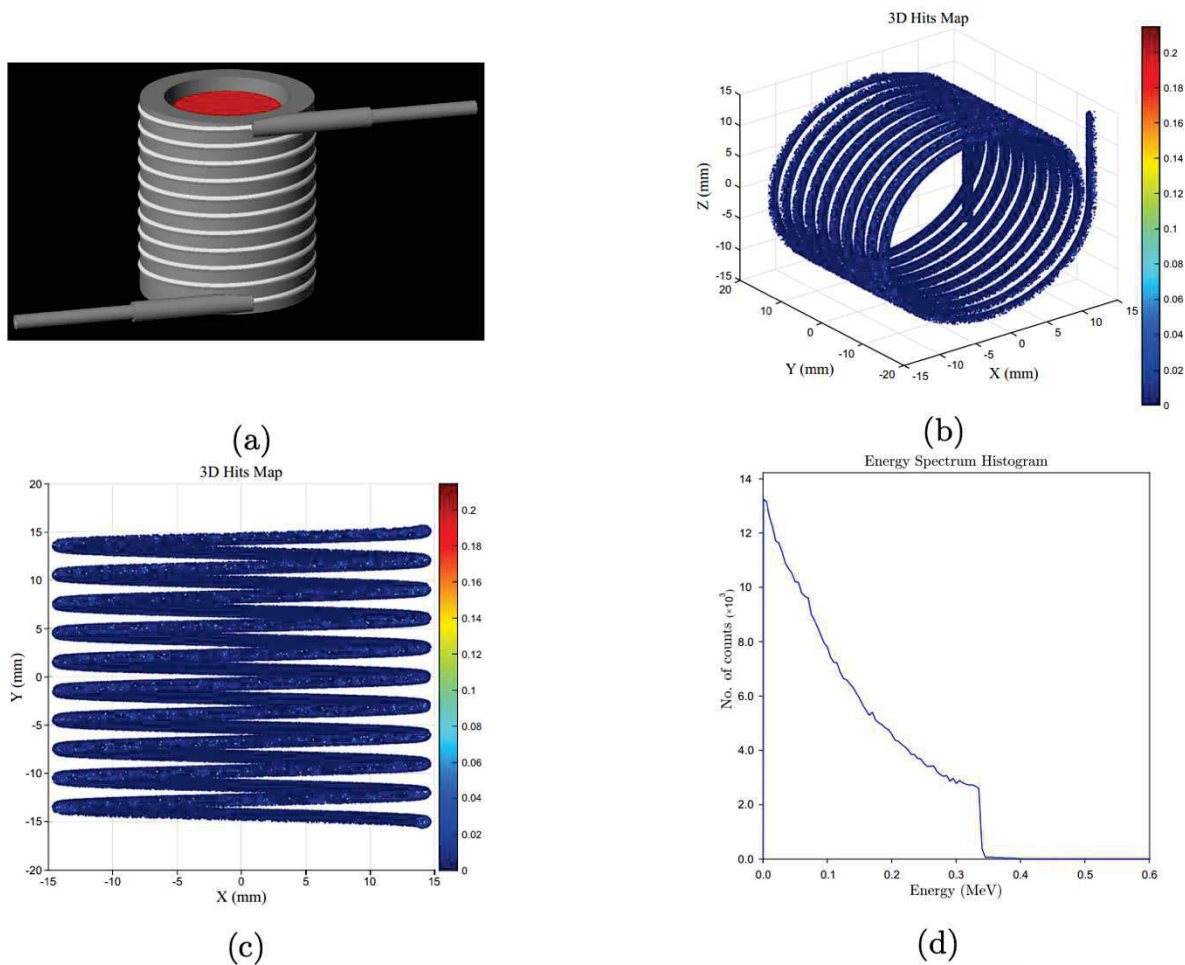


Figure 2: (a) Geant4 model of the spiral scintillating fiber detector with the  $^{18}\text{F}$  source (red) at the center. (b) Three-dimensional hits map showing photon energy depositions throughout the fiber. (c) Lateral view of the hits map illustrating the spiral geometry and uniform distribution of interactions. (d) Energy spectrum of 511 keV photons in the scintillating fiber, exhibiting only the Compton contribution, as no photopeak can be produced in this material.

## References

1. A. Popovtzer et al., Initial safety and tumor control results from a “first-in-human” multicenter prospective trial evaluating a novel alpha-emitting radionuclide for the treatment of locally advanced recurrent squamous cell carcinomas of the skin and head and neck, *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics* 106, 571–578 (2020).
2. F. Tami, Alpha particles treat deeper into solid tumours, <https://physicsworld.com/a/alpha-particles-treat-deeper-into-solid-tumours/>, 2018, Accessed: 2nd July, 2023.
3. L. Peralta and A. Louro, AlfaMC: A fast alpha particle transport Monte Carlo code, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 737, 163–169 (2014).

4. P. Arce et al., 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 (2014).
5. H. S. H. Ahn, L. Carroll, R. Hopewell, I.-H. Tsai, D. Jolly, G. Massarweh, and S. A. Enger, Development of small, cost-efficient scintillating fiber detectors for automated synthesis of positron emission tomography radiopharmaceuticals, *Medical Physics* 51, 8454–8465 (2024)