

Congrès Scientifique de l'AQPMC

Programme 2023

Du 30 octobre au 3 novembre 2023



AQPMC

Association québécoise des
physicien(ne)s médicaux
cliniques

Comité Organisateur

Mathieu Guillot
Jean-François Carrier
Ives Levesques
Alana Thibodeau-Antonacci
Claude Albaret
Anastasia Kolokotronis
Luc Beaulieu
Horacio Patrocinio

Jury du Prix de la meilleure présentation étudiante

Sandrine David
Mathieu Goulet
Piotr Pater

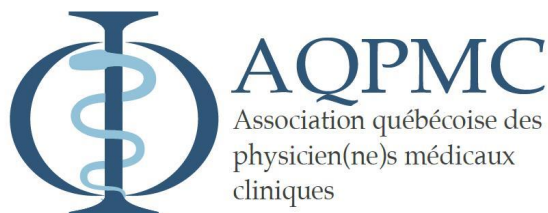
Présentateurs invités

Jean-Pierre Bissonnette, Université de Toronto
Sébastien Penninckx, Hôpital Universitaire de Bruxelles
Alexandre Bourque, Hôpital Charles-Le Moyne
Geneviève Jarry, Comité Assurance Qualité AQPMC
Éric Poulin, CHU de Québec

Merci à nos commanditaires






Horaire des présentations



Congrès scientifique AQPMP 2023
Du 30 octobre au 3 novembre 2023


LUNDI, 30 octobre - Session CURIETHÉRAPIE			
Modérateurs: Nadia Octave, Frédéric Lacroix			
11h30	11h35	Mot de bienvenue	
11h35	12h00	Éric Poulin, PhD, MCCPM CHU de Québec	State of the art "transferless" multi-modality imaging brachytherapy at CHU de Québec
12h00	12h15	Maude Robitaille, Étudiante à la maîtrise Université McGill	169Yb-based High Dose Rate Intensity Modulated Brachytherapy For Focal Treatment Of Prostate Cancer
12h15	12h30	Azin Esmaelbeigi, MSc Étudiante au doctorat Université McGill	Investigation of the Dose Properties and Spectrum in Xofig Source Model S7500
12h30	12h45	Audran Poher Étudiant à la maîtrise Université Laval	Une comparaison d'un point de vue dosimétrique à l'aide de calculs Monte Carlo de la curiethérapie versus la protonthérapie pour des traitements de mélanomes oculaires
12h45	13h00	Victor D. Diaz-Martinez, MSc. Étudiant au doctorat Université McGill	Diffusion of ²²⁰ Rn and ²¹² Pb in diffusing alpha-emitter radiation therapy dosimetry with GEANT4
13h00	13h15	Maryam Rahbaran Étudiante à la maîtrise Université McGill	RapidBrachyIVBT: A Novel Dosimetry Software for Patient-Specific Intravascular Brachytherapy Treatment Planning on Optical Coherence Tomography Images

MARDI, 31 octobre - Session RADIOTHÉRAPIE EXTERNE			
Modérateurs: Renée Larouche, Gabriela Stroian			
			
11h30	11h35	Ouverture de la session	
11h35	12h00	Geneviève Jarry, PhD, FCCPM Hôpital Maisonneuve-Rosemont	Analyse de conformité et révision du TQC sur l'équipement principal de dosimétrie.

12h00	12h15	Karim Zerouali, MSc MCCPM CHUM	Mise en service et résultats préliminaires de l'utilisation de bolus en silicone personnalisés pour la radiothérapie externe
12h15	12h30	Sarah Konermann Étudiante à la maîtrise Université McGill	Development of a Semi-Automated Pipeline for Electrophysiological Cardiac Map Integration into treatment Planning for Cardiac Stereotactic Body Radiation Therapy
12h30	13h00	 SUN NUCLEAR A MIRION MEDICAL COMPANY	Présentation de Sun Nuclear Jason Tracy, Medical Physicist
13h00	13h15	Yee Man Tai CHUM	Validation of the Acuros XB dose calculation algorithm
13h15	13h30	Odette Rios-Ibacache Étudiante à la Maîtrise Université McGill	Development and evaluation of a novel artificial intelligence model to predict radiotherapy replanning for head and neck cancer
13h30	13h45	Jean-François Aubry PhD MCCPM CHUM	Projet pilote de vérification des plans et des traitements pour les patients de cancers urologique et du sein
13h45	14h00	Mathieu Guillot, PhD CIUSSSE-CHUS	Développement d'un logiciel libre pour surveiller la position des marqueurs fiduciaux de la prostate durant les séances de radiothérapie externe

MERCREDI, 1 novembre - Session RADIOBIOLOGIE, MICRODOSIMÉTRIE & FLASH

Modérateurs: Arthur Lalonde, Laurie Archambault

11h30	11h35	Ouverture de la session	
11h35	12h00	Alexandre Bourque, MSc, FCCPM Hôpital Charles-Le Moyne	Gestion des interruptions de traitements en radio-oncologie
12h00	12h15	Mirta Dumancic, PhD. Chercheur postdoctoral, Université McGill	Microdosimetry studies in PC3 and HeLa cell models for different photon energies
12h15	12h45		Elekta Unity François De Blois, PhD, FCCPM, FCOMP
12h45	13h00	Samuel Audet Étudiant à la Maîtrise Université de Montréal	Modélisation Monte-Carlo du Mobetron en radiothérapie FLASH
13h00	13h15	Cloé Giguère Étudiante à la Maîtrise Université Laval, CHUQ	Radiation damage and recovery of plastic scintillator detectors used to measure ultra-high dose rate 200 MEV electrons at CERN CLEAR facility

JEUDI, 2 novembre - BNCT & MÉDECINE NUCLÉAIRE

Moderateurs: Yuji Kamio

11h30	11h35	Ouverture de la session	
11h35	12h00	Sébastien Penninckx, PhD Institut Jules Bordet, Hôpital Universitaire de Bruxelles	BNCT : Retour vers le futur?
12h00	12h15	Hanieh Sadat Jozi, Étudiante au doctorat Université Laval	GPU-Based Monte Carlo Dose Calculation (irtGPUMCD): Paving the Way for Personalized Internal Radiopharmaceutical Therapy in Neuroendocrine Tumours
12h15	12h30	Alessandro Desy Étudiant au doctorat Université Laval	Comparaison de méthodes semi-automatiques de segmentation des tumeurs sur les images au 177Lu SPECT quantitatif

VENDREDI, 3 novembre - Session IMAGERIE & INFORMATIQUE

Modérateurs: Mathieu Goulet, Caroline Duchesne



11h30	11h35	Ouverture de la session	
11h35	12h00	Jean-Pierre Bissonnette, PhD, MCCPM Princess Margaret Hospital Université de Toronto	Base de données DICOM centralisées
12h00	12h15	Éric Poulin, PhD, MCCPM CHU de Québec	Commissioning and implementing a Quality Assurance program for dedicated radiotherapy MRI simulators
12h15	12h45	varian A Siemens Healthineers Company	Ethos Therapy Dominic Gélinas, MSc
12h45	13h00	Alana Thibodeau-Antonacci, Étudiante au doctorat, Université McGill Université de Bordeaux	Deep Learning-Based Automatic Segmentation of Rectal Tumors in Endoscopy Images
13h00	13h15	Étienne Delisle MSc CHUM	Automatisation de la planification des horaires de garde, de clinique et de vérification de plans
13h15	13h30	Mohsen Beikali Soltani Étudiant au doctorat Université de Montréal	Dual Virtual Non-Contrast (Dual-VNC) method: A new quantitative approach for DECT images
13h30	13h45	William Beaulieu Étudiant à la Maîtrise Université de Montréal	Implémentation d'un algorithme de reconstruction itératif pour SPCCT et sa validation par la méthode Monte Carlo
13h45		Fermeture du congrès	

¹⁶⁹Yb-based High Dose Rate Intensity Modulated Brachytherapy For Focal Treatment Of Prostate Cancer

Maude Robitaille³, Cynthia Ménard², Gabriel Famulari^{1,3}, Dominic Nadeau², Shirin A. Enger^{1,3,4}

¹ Medical Physics Unit, Department of Oncology, Faculty of Medicine, McGill University, Montréal, Québec, Canada

² Department of Radiation Oncology, CHUM, Montreal, Quebec H2C0X1, Canada

³ Lady Davis Institute for Medical Research, Jewish General Hospital, Montreal, Quebec, Canada

⁴ Research Institute of the McGill University Health Centre, Montreal, Quebec, H3H 2L9, Canada

Abstract

High dose rate brachytherapy (HDR-BT) involves the temporary insertion of a highly radioactive source. Interstitial HDR-BT uses catheters to deliver radiation near or inside the tumour. Conventional radiation sources used in brachytherapy provide rotationally symmetric dose distributions, which may result in dose spillage to tissues due to the non-symmetrical shape of tumours. Intensity-modulated brachytherapy (IMBT) is a developing application of brachytherapy where high-density metallic shields located inside the catheters are used to modulate radiations allowing the production of anisotropic dose distributions at each source dwell position. By rotating the shields during the treatment, the radiation is directed towards the tumour, resulting in better tumour conformity, while sparing the surrounding radiation-sensitive healthy tissues. This study aims to compare conventional ¹⁹²Ir-based high HDR-BT to ¹⁶⁹Yb-based HDR IMBT for focal treatment of prostate cancer as well as the potential of generating less invasive treatment IMBT plans by reducing the number of catheters required to achieve acceptable treatment outcomes.

A retrospective dosimetric study of ten prostate cancer patients initially treated with conventional ¹⁹²Ir-based HDR-BT with 5-14 catheters have been employed to calculate and optimize dose distribution for ¹⁶⁹Yb-based HDR IMBT using a custom ¹⁶⁹Yb source combined with 0.8 mm thick platinum shields placed inside catheters. RapidBrachyMCTPS, an in-house Monte Carlo-based treatment planning system with Fast Mixed Integer Optimization (FMIO) was used for dose calculation and optimization. For all patients, treatment plans were initially optimized using a conventional ¹⁹²Ir source model for comparison between the clinical plans and the ¹⁶⁹Yb-based IMBT plans. For the IMBT plans, each dwell position, dwell time and multiple shield angles were optimized. Furthermore, dose distributions were investigated when decreasing the number of catheters by ensuring the same dose coverage to the target volume for less invasive treatments. The resulting dosimetric indices were compared to the dose calculated with the clinical treatment planning system.

Using ¹⁶⁹Yb-based IMBT resulted in a significant decrease in urethral dose across all cases. On average, the urethra D_{10} and $D_{0.1cc}$ decreased by 15.89 and 15.65 percentage points (pp), respectively, versus the conventional clinical plans. The rectal dose also decreased, with V_{75} and D_{2cc} decreasing by 1.53 and 11.54 pp, respectively. Similar trends were observed when decreasing the number of catheters, with decreases ranging from 12.97 to 15.68 pp for the urethra D_{10} and from 12.88 to 16.26 pp for the $D_{0.1cc}$ (See Table 1). The rectal V_{75} and D_{2cc} also decreased, ranging from 1.65 to 2.03 pp and from 9.39 to 12.14 pp, respectively. An example of dose reduction to the urethra and rectum can be seen in the DVH presented in Figure 2. When analyzing the PTV V_{150} , some increases were observed on average from 2.84 pp with IMBT when using all catheters to 8.83 pp when removing four catheters. Similarly, PTV V_{200} increased from 0.42 to 2.96 pp on average. Nevertheless, hotspots were observed to be significantly lower with IMBT compared to conventional clinical plans overall. With ¹⁶⁹Yb-based IMBT dose was observed to be better constrained to the PTV (See Figure 2).

¹⁶⁹Yb-based HDR IMBT for focal treatment of prostate cancer has the potential to successfully deliver clinically acceptable and less invasive treatment with reduced dose spillage in healthy tissues.

		HDR ¹⁹² Ir	IMBT ¹⁶⁹ Yb				
		FMIO (PP)	All Catheters (PP)	1 Catheter Removed (PP)	2 Catheter Removed (PP)	3 Catheter Removed (PP)	4 Catheter Removed (PP)
Number of patients		10	10	9	7	4	3
PTV	D ₉₀	Normalized					
	V ₁₀₀	-1.10	-1.67	-1.69	-1.31	-1.21	-1.10
	V ₁₅₀	2.50 P = .103	2.84 P = .079	3.74	4.49	4.78	8.83
	V ₂₀₀	1.45 P = .048	0.69 P = .417	0.42	1.44	1.14	2.96
Rectum	V ₇₅	0.02 P = .893	-1.53 P = .022	-1.65	-1.92	-3.21	-2.03
	D _{2cc}	-0.99 P = .126	-11.54 P = .002	-10.59	-11.28	-12.14	-9.39
Urethra	D ₁₀	-1.96 P = .026	-15.89 P < .001	-15.68	-12.97	-15.13	-15.06
	D _{0.1cc}	-1.87 P = .024	-15.65 P < .001	-15.57	-12.88	-15.69	-16.26
Body	$\frac{V_{100}}{PTV}$	-14.15	-40.62	-40.62	-44.30	-43.00	-45.57
	$\frac{V_{150}}{PTV}$	-4.06 P=0.274	-16.74 P = .001	-14.92	-16.04	-15.17	-11.20
	$\frac{V_{200}}{PTV}$	-2.15 P=.304	-10.05 P=.001	-9.62	-9.73	-10.41	-8.62

Table 1. Average percentage-point disparities in dosimetric indices between the Clinical plan and the conventional HDR-BT plan optimized with FMIO, IMBT plans utilizing all catheters, and IMBT plans with a reduced number of catheters. The number of plans used for calculating the average percentage-point differences may differ for the less invasive IMBT plans, contingent on the number of patient cases that permitted such treatment while ensuring satisfactory plan outcomes. Statistically significant p-values (< 0.05) are denoted in bold.

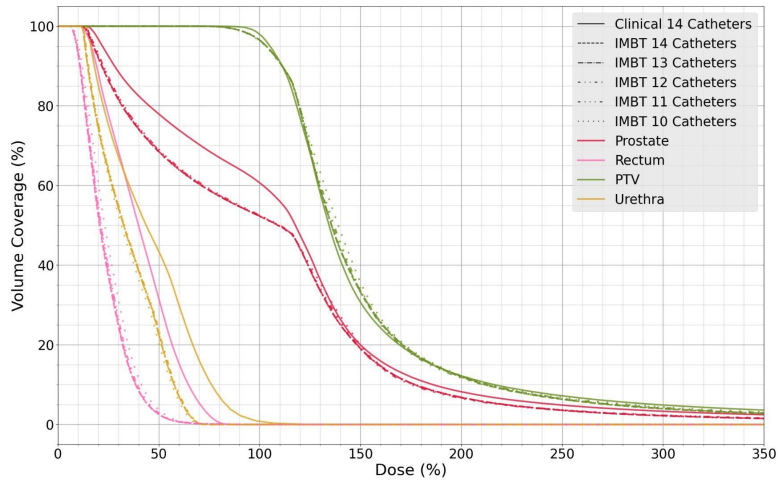


Figure 1. Dose-volume histogram of the Clinical and IMBT plans for one prostate cancer patient initially treated with 14 catheters. The x-axis presents the dose relative to the clinically prescribed dose of 13 Gy, and the y-axis, the volume normalized to the organ of interest volume.

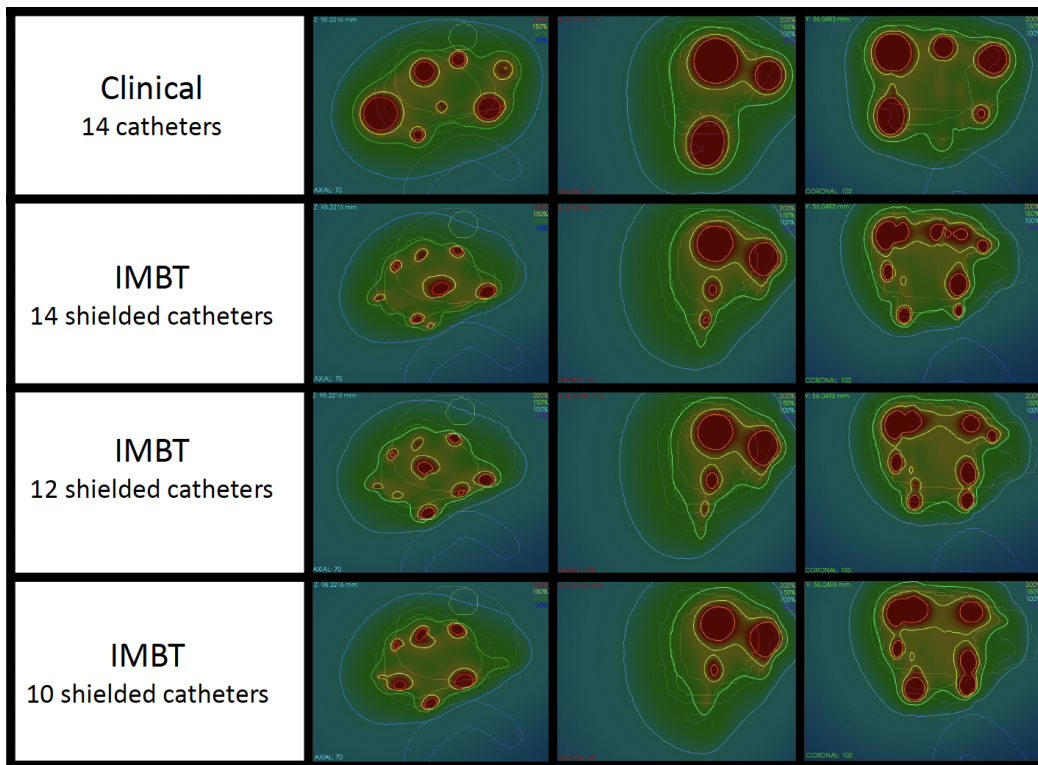


Figure 2. Colour wash of the dose distributions for the clinical plan, IMBT plan and IMBT plans for one patient treated initially with 14 catheters after the removal of two and four catheters in the axial, sagittal and coronal planes.

Authors: Azin Esmaelbeigi ^{1†}, Jonathan Kalinowski ¹, Te Vuong ², Shirin A. Enger ^{1,3}

Affiliations:

1- Medical Physics Unit, Department of Oncology, Faculty of Medicine, McGill University, Montreal, QC, Canada

2- Department of Radiation Oncology, Jewish General Hospital, Montreal, Qc, Canada

3- Lady Davis Institute for Medical Research, Jewish General Hospital, Montreal, QC, Canada

Title: Investigation of the Dose Properties and Spectrum in Xoft Source Model S7500

Purpose: To overcome the uncertainty caused by the source to source variability in output of the Xoft electronic brachytherapy source, the aim of this study was to develop and optimize a Monte Carlo dose calculations software for characterization of the source and investigation of its dosimetry.

Method: A Monte Carlo dose calculation package based on the Geant4 toolkit was developed. The source geometry, and elemental composition of the Xoft source was modeled based on the manufacturer specifications. Source to source discrepancies were investigated. Uniform bremsstrahlung splitting was used to increase the efficiency of the bremsstrahlung production. The spectrum of the source was calculated with and without the bremsstrahlung splitting and compared with the NIST measurements in 178 cm from the source origin in air. The beam quality for the produced spectrum in terms of half value layer (HVL) and air kerma rate were calculated 2.5 cm from the source. Furthermore, calculation of the TG-43 parameters is ongoing.

Results: A photon splitting factor of $n=100$ gives rise to the same spectrum as NIST measurements and previously simulated data without photon splitting. The calculated air kerma rate in air was 3.08 Gy/min $\pm 1\%$. The beam HVL, which is 0.43 mm Al, and in agreement with published data. Due to the discrepancy of geometry and material composition in certain components of the source, there is a source to source variability in the generated spectra and dosimetric properties.

Conclusion: A Monte Carlo package for dosimetry of electronic brachytherapy was developed and its performance was optimized. A large number of simulations is performed. Moreover, for each new source for clinical use, measurements with a CdTe x-ray and gamma-ray spectrometer will be performed, so as to have a robust pipeline of quality assurance for our Xoft sources that relies on both simulations and measurements.

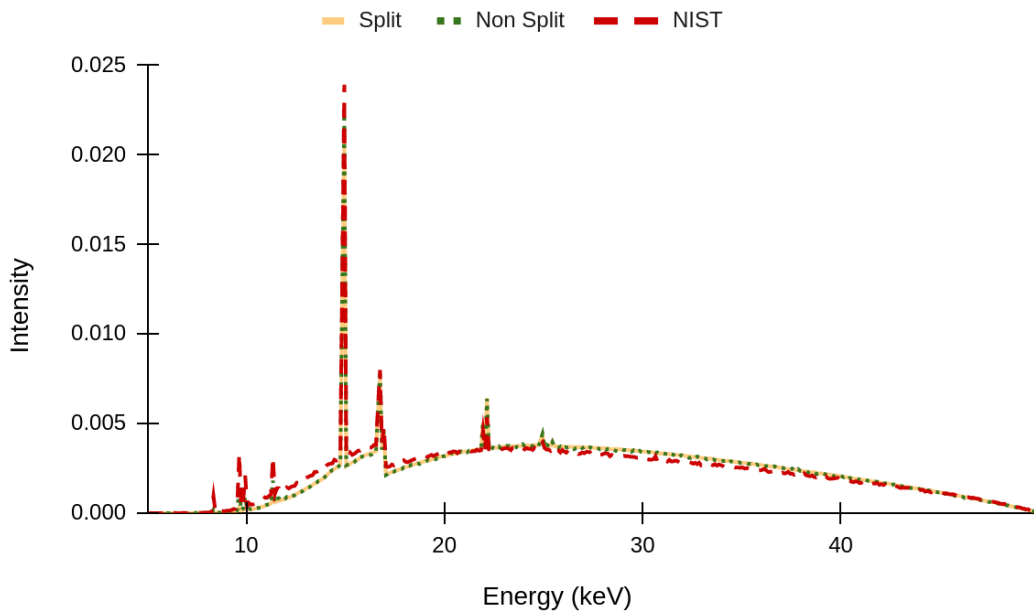


Figure 1. Shows the spectra when the bremsstrahlung splitting took place (yellow line), without any bremsstrahlung splitting (green dashes) and data measured by NIST (red dash).

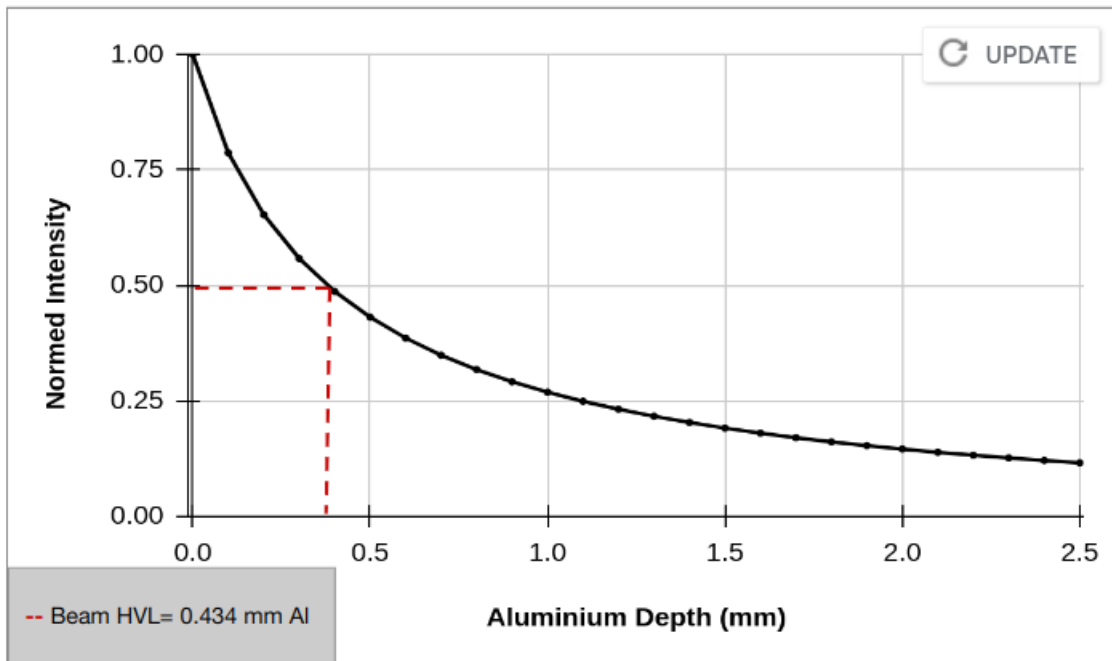


Figure 2. The relative air kerma (relative intensity normalized by maximum value) vs. Al thickness at 50 cm from the source origin is depicted. The beam half value layer for this source was calculated to be $0.4 \text{ mm} \pm 0.1\%$

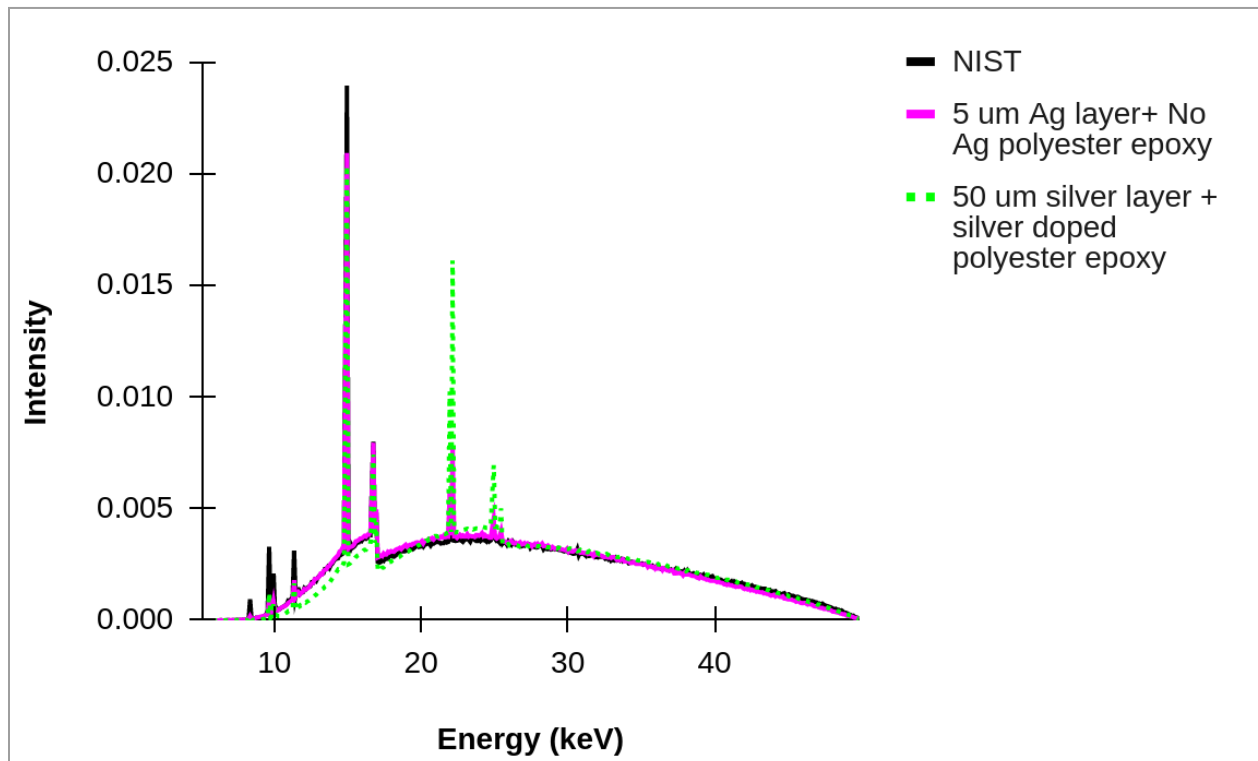


Figure 3. Differences between the Ag peaks observed when variation in material composition for one part of the source for the same source model S7500 was investigated with the developed software. The results were compared with NIST measurements (black graph). Note that the spectra are scored in air, 178 cm from the source to be consistent with the NIST measurements scheme.

Une comparaison d'un point de vue dosimétrique à l'aide de calculs Monte Carlo de la curiethérapie versus la protonthérapie pour des traitements de mélanomes oculaires.

Audran Poher^{1,2}, Luc Beaulieu^{1,2}

¹Service de physique médicale et de radioprotection, Centre Intégré de Cancérologie, CHU de Québec – Université Laval et Centre de recherche du CHU de Québec, Québec, Québec, Canada

²Département de Physique, de Génie Physique et d'Optique et Centre de Recherche sur le Cancer, Université Laval, Québec, Québec G1V 0A6, Canada

Le traitement de mélanomes oculaires par radiothérapie peut se faire selon plusieurs méthodes telles que la curiethérapie ou la protonthérapie[1]. Pour sélectionner adéquatement un traitement, il est essentiel de connaître sa distribution de dose associée. Les calculs de types Monte Carlo permettent de déterminer ce genre de distribution avec justesse et précision ce qui en font le standard pour le calcul de dose[2]. Cette étude vise à comparer d'un point de vue dosimétrique à l'aide de simulations Monte Carlo des traitements de curiethérapie et de protonthérapie pour des mélanomes oculaires. Pour ce faire, un seul code Monte Carlo sera utilisé, ce qui n'a jamais été fait auparavant dans ce contexte (dosimétrie de curiethérapie vs protonthérapie pour des mélanomes oculaires).

Le code Monte Carlo utilisé est le logiciel TOPAS[3]. Celui-ci a initialement été développé pour des applications de protonthérapie et, dans le cadre de ce travail, est maintenant aussi validé pour des applications de curiethérapie[4]. De plus, un modèle d'œil contenant un mélanome dont la géométrie est modulable a aussi été rendu disponible à tous les utilisateurs de TOPAS[5]. Dans le but de comparer les distributions de dose issues de traitements par curiethérapie et par protonthérapie, l'irradiation de deux géométries de tumeurs est simulée. L'intérêt de tester deux positions de tumeur est de faire varier l'angle d'incidence du faisceau de protons et d'observer ses effets sur la distribution de dose. Dans le premier cas, la tumeur est placée en nasal antérieur et a un diamètre de base de 12 mm avec une hauteur de 5 mm. Les simulations de traitements de celle-ci se font avec une plaque oculaire de type COMS de 16 mm de diamètres contenant des sources Oncoseed 6711 pour la partie curiethérapie[6], et avec un faisceau ayant un pic de Bragg étendu de 20 mm pour le traitement par protonthérapie. L'autre tumeur étudiée est positionnée en nasal postérieur et est d'une hauteur de 5 mm avec un diamètre de base de 6 mm. Le faisceau de protons utilisé pour cette tumeur a un pic de Bragg étendu de 15 mm et la plaque COMS utilisée dans ce cas est celle de 14 mm de diamètre avec une entaille pour laisser passer le nerf optique. Les sources contenues dans la plaque de 14 mm sont encore les Oncoseed 6711. Une grille de 34 mm × 26 mm × 25 mm centrée sur l'œil avec des voxels de (0,5 mm)³ permet d'enregistrer les mesures de dose. Pour pouvoir construire des histogrammes cumulatifs de dose, des filtres permettant de différencier les matériaux et ainsi mesurer la dose dans certaines structures d'intérêts ont été utilisés. Les structures d'intérêts étudiées essentielles à la vision sont : la tumeur, la sclère, le nerf optique, le cristallin et l'humeur vitreuse. Pour chaque traitement, entre 25 et 66 simulations utilisant entre 5×10^5 et 5×10^6 histoires par simulation sont effectuées.

Il est obtenu que pour les deux cas de mélanomes oculaires, la méthode par curiethérapie comporte un surdosage intrinsèque à la tumeur tandis que les traitements par protonthérapie donnent une couverture presque uniforme du volume cible. En effet, avec les plaques oculaires, 60% du volume tumorale reçoit au moins 2 fois la dose de prescription alors qu'aucune portion du volume cible ne reçoit au moins 1,5 fois la dose de prescription avec les faisceaux de protons (Figure 1a). Les faisceaux de protons délivrent plus de dose sur des volumes clés, notamment la sclère et à l'humeur vitreuse. Le tiers de la sclère reçoit au moins 80% de la dose de prescription et 20% de l'humeur vitreuse reçoit au moins 95% de la dose de prescription avec un faisceau de proton sur le

mélanome en nasal antérieur (Figure 1b). Comparativement, la plaque oculaire délivre des doses plutôt autour de 30-60% de la dose de prescription pour des volumes équivalents (Figure 1b).

Ainsi, pour arriver à une comparaison dosimétrique entre la curiethérapie et la protonthérapie pour des traitements de mélanomes oculaires à l'aide de l'outil TOPAS, deux cas de figures ont été considérés : un avec une tumeur en nasal antérieur et l'autre avec une tumeur en nasal postérieur. De façon générale, même si la quantité de dose en dehors de la tumeur est plus significative en protonthérapie qu'en curiethérapie, la protonthérapie permet un meilleur contrôle sur les structures touchées (p.ex. cristallin et nerf optique), autre que la sclère et l'humeur vitreuse.

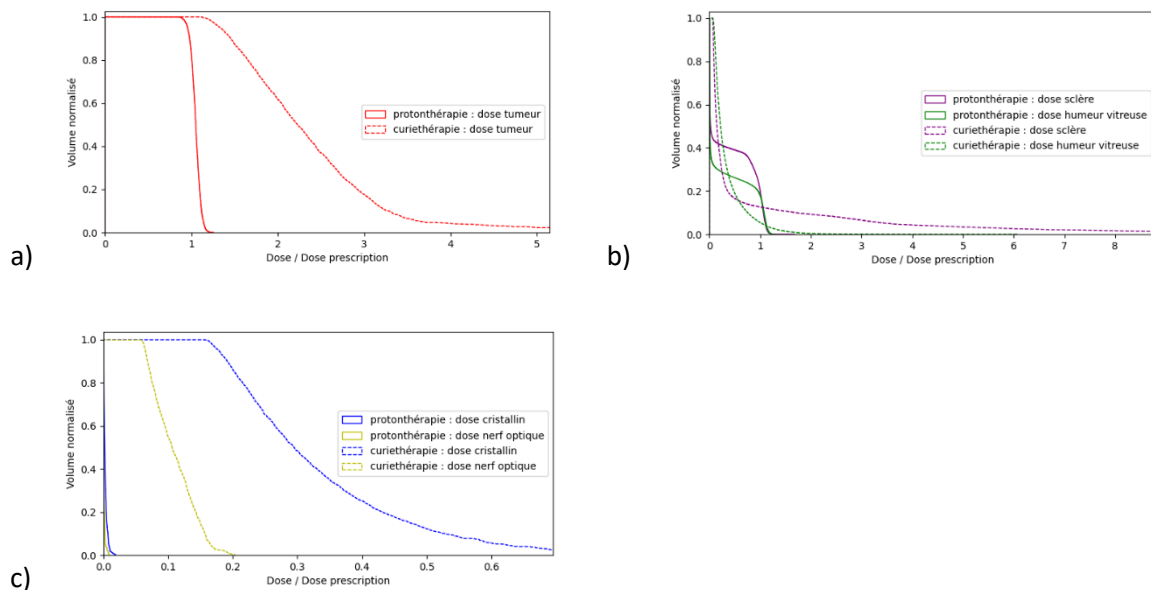


Figure 1 - Histogrammes cumulatifs des distributions de dose dans le cas nasal antérieur obtenus selon un traitement par curiethérapie et un par protonthérapie. Les structures associées aux courbes sont la tumeur (a), la sclère et l'humeur vitreuse (b) ainsi que le cristallin et le nerf optique (c)

Bibliographie

- [1] Rowan M. Thomson, Keith M. Furutani, Theodor W. Kaulich, Firas Mour-tada, Mark J. Rivard, Christopher G. Soares, Françoise M. Vanneste, and Christopher S. Melhus. AAPM recommendations on medical physics practices for ocular plaque brachytherapy: Report of task group 221. 47(5) :e92–e124. ISSN 2473-4209. doi : 10.1002/mp.13996.
- [2] D. W. O. Rogers. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. Physics in Medicine and Biology, 51(13), June 2006. ISSN 0031-9155. doi : 10.1088/0031-9155/51/13/R17
- [3] Bruce Faddegon, José Ramos-Méndez, Jan Schuemann, Aimee McNamara, Jung-wook Shin, Joseph Perl, and Harald Paganetti. The TOPAS tool for particle simulation, a monte carlo simulation tool for physics, biology and clinical research. 72 :114–121. ISSN 1120-1797. doi : 10.1016/j.ejmp.2020.03.019.

[4] Audran Poher, Francisco Berumen, Yunzhi Ma, Joseph Perl, and Luc Beaulieu. Validation of the TOPAS monte carlo toolkit for LDR brachytherapy simulations. 107 :102516. ISSN 1120-1797. doi : 10.1016/j.ejmp.2022.102516.

[5] Audran Poher, Francisco Berumen, Yunzhi Ma, Joseph Perl, and Luc Beaulieu. Characterization of an eye model including a uveal melanoma for Monte Carlo dosimetric simulations in the TOPAS toolkit. Poster presentation at COMP ASM 2022.

[6] Sou-Tung Chiu-Tsao, Melvin A. Astrahan, Paul T. Finger, David S. Followill, Ali S. Meigooni, Christopher S. Melhus, Firas Mourtada, Mary E. Napolitano, Ravinder Nath, Mark J. Rivard, D. W. O. Rogers, and Rowan M. Thomson. Dosimetry of 125i and 103pd COMS eye plaques for intraocular tumors : Report of task group 129 by the AAPM and ABS. 39(10) :6161–6184. ISSN 2473-4209. doi : 10.1118/1.4749933.

DIFFUSION OF ^{220}Rn AND ^{212}Pb IN DIFFUSING ALPHA-EMITTER RADIATION THERAPY DOSIMETRY WITH GEANT4

Victor D. Diaz-Martinez^{1*}, Shirin A. Enger PhD^{1,2,3}

¹Medical Physics Unit, Department of Oncology, Faculty of Medicine, McGill University, Montreal, QC, Canada. ²Research Institute of the McGill University Health Care, Montreal, QC, Canada. ³Lady Davis Institute for Medical Research, Jewish General Hospital, Montreal, QC, Canada.

Purpose

Diffusing alpha-emitter radiation therapy (DaRT) is a novel brachytherapy treatment modality that uses short-lived alpha-emitting atoms generated from ^{224}Ra decaying. From this decay, ^{220}Rn and ^{212}Pb atoms are of interest due to their ability to diffuse among the tumor cells alpha-decaying or decaying into other alpha-emitter daughters, respectively. This diffusion will contribute to a high-dose region up to a few mm around the source overcoming the short range of alpha particles in tissue [1-3]. The diffusion length of the alpha-emitting atoms varies for different types of tumors, producing a non-homogeneous dose distribution. The aim of this study was to investigate the dosimetry of DaRT with the Geant4 Monte Carlo (MC) toolkit. However, Geant4 does not simulate the diffusion of these daughters, hence, another aim of this study was to implement their diffusion to later use this data for MC-based dosimetry in Geant4.

Materials & Methods

The solution of diffusion equations of ^{220}Rn and ^{212}Pb were solved using an in-house Matlab script and used as inputs to an in-house MC-based Geant4 user code for DaRT dosimetry. This user code simulates a 10 mm length stainless steel (mass density of 7.92 g/cm^3) DaRT seed with an inner diameter of 0.4 mm, an outer diameter of 0.7 mm. A dose map around the seed was obtained to assess the diffusion and contribution of the alpha particles to the dose. Furthermore, this user code simulates while retrieving information from the radioactive decay of ^{224}Ra and all its decay products such as the total number of particles generated, their position, and energy. From this simulation, the emitted spectra from the source were obtained and compared to previously reported data. A dose map around the seed was generated to assess the diffusion and contribution of alpha particles to the total dose.

Results

The results obtained from these simulations include a visualization of the distribution of the radioactive daughters and alpha particles around the seed up to a few mm. The DaRT seed spectra were also obtained, including the alpha, beta, and gamma radiation. These results were in good agreement with reported data from the IAEA having a percentage difference in the range of 0.006-0.015%, 0.18-4.81%, and 0-0.0081%, respectively for alpha, beta, and gamma radiation (figure 1). Finally, a dose map, shown in figure 2, with the implemented diffusion was obtained using an in-house Matlab code showing an extension of the high-dose region around the seed due to the alpha particles.

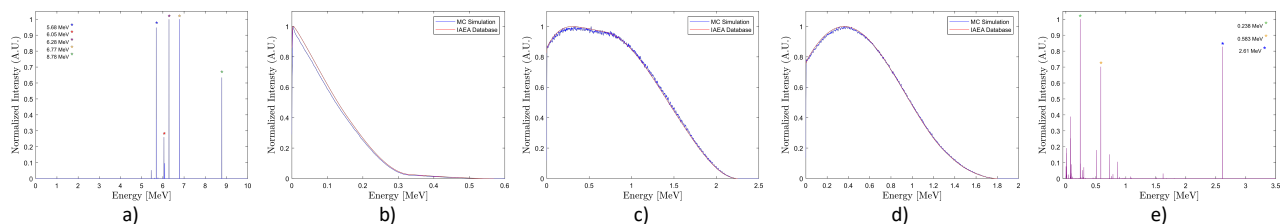


Figure 1. Normalized energy spectra of (a) α -particles, (b-d) β -particles, and (e) γ produced during the decay of ^{224}Ra . Figures b-d show the simulated energy spectra (blue solid line) compared to reported data from the IAEA (red solid line).

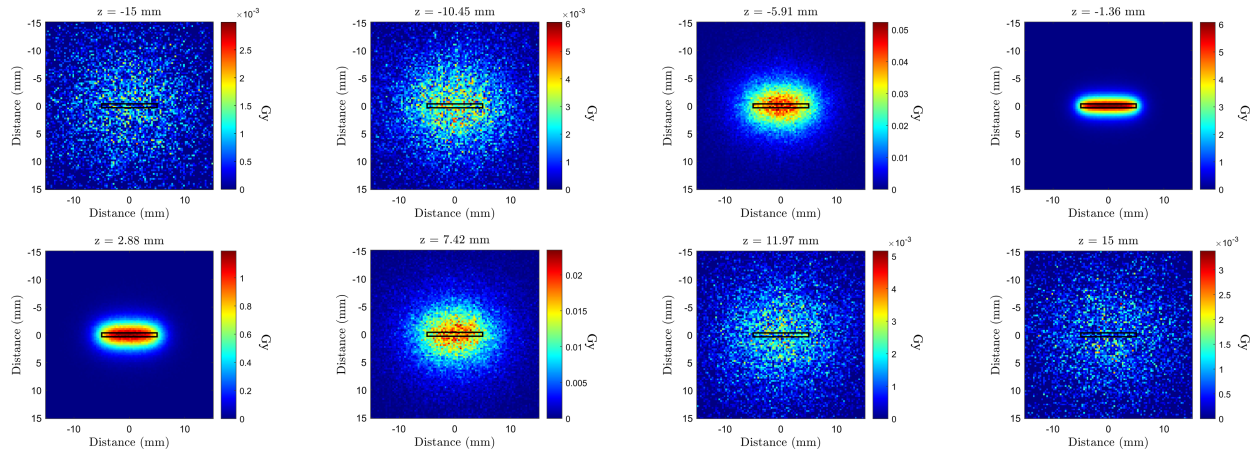


Figure 2. Dose distribution around the seed at different distances taken over the z-axis of the simulated world going from -4 mm up to 3 mm away from the center of the seed (represented as the black rectangle).

Conclusion

In this work the diffusion of the diffusing alpha-emitting daughters (^{220}Rn and ^{212}Pb) from the ^{224}Ra decay chain was implemented in the simulations, extending the distance at which alpha particles can deposit their energy. The MC-based user-code simulates the entire decay chain of ^{224}Ra retrieving useful information, such as the emitted spectra and position of every daughter, which can be modified according to the solution of their respective diffusion equation. The results show that the developed user-code can be used to investigate the DaRT dosimetry.

References

- [1] Cooks, Tomer, et al. "Growth Retardation and Destruction of Experimental Squamous Cell Carcinoma by Interstitial Radioactive Wires Releasing Diffusing Alpha-Emitting Atoms." *International Journal of Cancer*, vol. 122, no. 7, 2008, pp. 1657-64, doi:10.1002/ijc.23268.
- [2] Alpha DaRT. Retrieved from <https://www.alpha-tau.com/alpha-dart-radiotherapy>
- [3] Arazi, L., et al. "Treatment of Solid Tumors by Interstitial Release of Recoiling Short-Lived Alpha Emitters." *Physics in Medicine and Biology*, vol. 52, no. 16, 2007, pp. 5025-42, doi:10.1088/0031-9155/52/16/021.

RapidBrachyIVBT: A Novel Dosimetry Software for Patient-Specific Intravascular Brachytherapy Treatment Planning on Optical Coherence Tomography Images

Maryam Rahbaran^{1,7}, Jonathan Kalinowski^{1,7}, Joseph DeCunha^{2,3}, Kevin Croce⁵, Brian Bergmark⁵, Philip Devlin⁶, James Man Git Tsui⁴, Shirin A. Enger^{1,7}

¹Department of Oncology, Faculty of Medicine, McGill University, Montréal, QC, Canada,

²Department of Radiation Physics, University of Texas MD Anderson Cancer Center, Houston, TX, USA,

³Department of Medical Physics, University of Texas Health Science Center at Houston, Houston, TX, USA,

⁴McGill University Health Centre, Montréal, QC, Canada,

⁵Department of Cardiology, Brigham and Women's Hospital, Harvard Medical School, Boston, MA, USA,

⁶Department of Radiation Oncology, Brigham and Women's Hospital/Dana-Farber Cancer Institute, Harvard Medical School, Boston, MA, USA.

⁷Lady Davis Institute for Medical Research, Jewish General Hospital, Montreal, QC, Canada.

Background: Cardiovascular disease is the second leading cause of death in Canada. Coronary artery disease is the most common form of cardiovascular disease, caused by excess plaque along the arterial wall, blocking blood flow to the heart (stenosis). In Quebec, coronary artery disease is the leading cardiovascular disease, with around 600,000 Quebecers affected per year. The main course of treatment is a percutaneous coronary intervention, which widens the arterial wall with the inflation of a balloon inside the lesion area and leaves behind a metal stent to prevent re-narrowing of the artery (restenosis). However, in-stent restenosis may narrow the artery again by neointimal hyperplasia, producing fibrotic and calcified plaques due to damage to the arterial wall tissue. Drug-eluting stents, which slowly release medication to inhibit neointimal hyperplasia, are used to prevent in-stent restenosis but fail for up to 20% of cases. This failure rate highlights the need for an alternative solution to inhibit in-stent restenosis. Intravascular brachytherapy (IVBT) uses β -emitting radionuclides to prevent in-stent restenosis and is used in these failed cases. However, current clinical dosimetry for intravascular brachytherapy is water-based, i.e., absorbed dose in the region of interest is calculated by assuming that the patient's artery, calcified plaques, metallic stents, and guidewire from the intravascular brachytherapy delivery system are all water with unit mass density. We have previously shown with Monte Carlo simulations that target dose due to these heterogeneities could be as low as 60% of the planned dose. Vascular optical coherence tomography (OCT) is an imaging modality that utilizes near-infrared light to image the IVBT treatment area, visualizing calcification, stents, and the guidewire.

Purpose: The purpose of this study was to develop a Monte Carlo based software to investigate the uncertainties in water-based IVBT dosimetry by extending our previous software to account for patient-specific geometry from OCT images.

Materials and Methods: RapidBrachyIVBT, a Monte Carlo dose calculation software based on the Geant4 toolkit v. 10.02.p02 was developed. A Novoste Beta-Cath 3.5F IVBT device with a $^{90}\text{Sr}^{90}\text{Y}$ source train was simulated. OCT images from eight patients undergoing coronary IVBT for recurrent in-stent restenosis at the Brigham and Women's Hospital in Boston, Massachusetts, were used to calculate the absorbed dose with the developed software taking all heterogeneities into account compared to dose calculated in water. The patient arteries were segmented as water (lumen), calcified plaque (around the lumen), smooth muscle (tunica media), cobalt-alloy (stents) and stainless steel (guidewire). Simulations were

performed on the Digital Research Alliance of Canada Cedar computing cluster with 100 million decay events to yield less than 1% uncertainty on absorbed dose in the target volume. The absorbed dose was scored in rectangular voxels of 0.1 mm by 0.1 mm in the axial plane of the artery and 1.0 mm thickness along the 42 mm length which includes the stents, source train and an additional 2 mm margin. Penelope low-energy electromagnetic physics list was used to simulate electromagnetic interactions. The developed user code utilizes multi-threading to increase the speed of the simulations and reduce relative uncertainties. The prescribed dose was 23 Gy to the target volume, which is 2.0 mm from the source center.

Results: There was severe under-dosing of radiation behind the guidewire and stents. The dose distributions around the source in the patient-specific simulations were non-homogenous due to the guidewire, the stents and calcification.

Discussion: Our results suggest that the dose received by the target volume in IVBT is lower than dose prescribed in a water phantom, due to dose attenuation by the presence of tissue/material heterogeneities such as the guidewire of the IVBT device, calcified plaque, and stent material. Studies have shown that IVBT can be effective for reducing the rate of in-stent restenosis for up to 3 years and is also effective for patients with failed drug-eluting stents. This emphasizes why it is important to maximize the potential of IVBT. Our results highlight the potential causes for inadequate dose delivered to a lesion area, showing that there is potential for medical physicists and physicians to customize treatments for patients.

Conclusions: Monte Carlo dose calculation software for IVBT, RapidBrachyIVBT, was developed, where accurate attenuation of the dose by heterogeneities is considered. Patient treatments based on water dosimetry is inaccurate, and our software can accurately calculate dose to patient. Our software can serve as a decision-making tool for clinicians to determine whether a patient needs additional intravascular brachytherapy treatments for in-stent restenosis.

Mise en service et résultats préliminaires de l'utilisation de bolus en silicone personnalisés pour la radiothérapie externe

Dominique Guillet, Renée Larouche, Martin Lebeau, Karim Zerouali, Stéphane Bedwani

Introduction

L'utilisation de l'impression 3D pour la création de bolus personnalisés est de plus en plus répandue et son utilité n'est désormais plus à prouver. Toutefois, ces bolus en acide polylactique (PLA) rigides ne se prêtent pas bien à toutes les situations, notamment dans le cas de cavités internes. Les solutions conventionnelles utilisées dans ces situations sont souvent approximatives, comme par exemple un condom rempli d'eau inséré dans une cavité nasale. Il est donc d'intérêt de développer un nouveau type de bolus flexible, facilement nettoyable, biocompatible et adapté à l'anatomie du patient pour répondre aux besoins cliniques.

Certains silicones offrent un matériau souple, biocompatible et équivalent à l'eau, ce qui explique l'intérêt grandissant quant à leur utilisation en radiothérapie. Les bolus commerciaux (Super Stuf et Superflab) sont flexibles, mais ne peuvent pas toujours se conformer à certaines géométries complexes du patient, en plus d'être toxiques (Super Stuf) et non-nettoyables. La combinaison du silicone et de l'impression 3D peut remédier à ces difficultés. En effet, le silicone à l'état liquide peut être coulé dans un moule imprimé à partir d'un modèle 3D basé sur le contour externe du patient réalisé sur le scan de planification. Le résultat final est donc un bolus parfaitement adapté à l'anatomie du patient.

Méthodologie

Pour caractériser les propriétés dosimétriques de ce nouveau matériau, une étude comparative a été réalisée entre le silicone (Eco-Flex 00-30, Smooth-on), le PLA (Polylite, Polymaker) et l'eau solide (référence). Des plaques en silicone et en PLA de même épaisseur ont été insérées dans un montage d'eau solide afin de quantifier le pouvoir d'arrêt relatif au matériau en irradiant une chambre placée à R_{80} avec un faisceau d'électrons. De plus, des inserts de silicone et de PLA ont été placés dans un fantôme et scannés à l'aide d'un scanner CT afin de déterminer leur nombre HU respectif.

Suite à cette validation dosimétrique, des bolus en silicone ont été générés pour une utilisation clinique pour des patients de la sphère ORL. Le modèle tridimensionnel du moule a été généré à travers le logiciel gratuit Meshmixer (Autodesk) et a été basé sur le dessin du bolus dans Eclipse (Varian).

Résultats et discussion

La profondeur équivalente en eau solide du silicone, telle que déterminée lors de nos mesures, est très près de celle de l'eau solide elle-même, donnant un ratio de 1.01, contre 1.14 pour le PLA. Les nombres HU moyens, d'un autre côté, sont de 160 pour le silicone et de 150 pour le PLA, ce qui montre que le nombre HU n'est pas nécessairement un indicateur fiable de l'équivalence à l'eau d'un matériau. Ceci est dû, entre autres, à la présence d'éléments de haut numéro atomique dans le silicone, notamment le platine.

	Densité physique (gm ³)	Prof. équivalente en eau solide (mm)	Ratio des profondeurs	Nombre moyen HU au scan
PLA (15 mm)	1.22	17.5	1.14	150
Silicone (15 mm)	1.02	15.1	1.01	160

Tableau 1 : Résumé des mesures radiologique acquises lors de la caractérisation du silicone choisi pour utilisation clinique

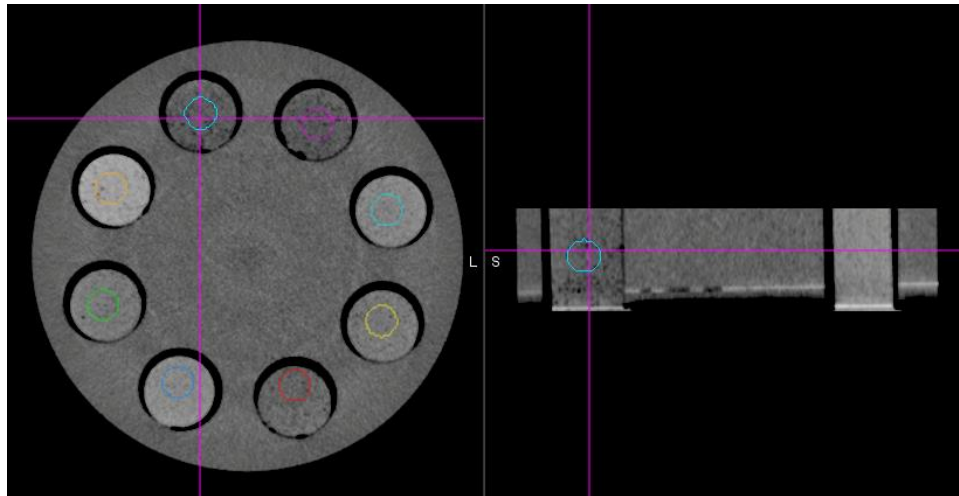


Figure 1: Image en tomodensitométrie d'inserts de PLA imprimés en 3D et de silicone coulé

Cinq patients ont bénéficié jusqu'à maintenant de l'utilisation d'un bolus personnalisé en silicone lors de leur traitement de radiothérapie externe : deux patients traités au niveau de la cavité nasale, un patient traité au niveau du conduit auditif et deux patients traités au niveau de l'oreille externe. Le CBCT de positionnement pris avant le traitement avec le bolus en place permet de comparer la position du bolus avec celle planifiée. Tous les bolus en silicone faits à ce jour ont démontré une excellente concordance entre le traitement et la planification.

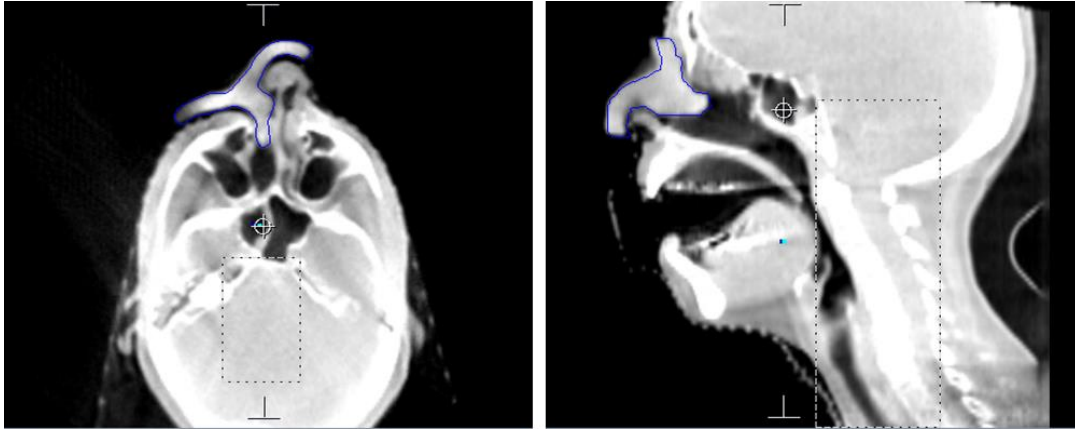


Figure 2 : Exemple clinique d'un CBCT pré-traitement pour un bolus en silicone dans une cavité nasale avec le contour de planification superposé (contour bleu représente la position attendue du bolus). Le temps de positionnement du bolus en salle est inférieur à 2 min.

Conclusion

Le bolus en silicone a été caractérisé d'un point de vue dosimétrique et son utilisation a été testée avec succès pour certaines anatomies spécifiques de la sphère Tête et Cou. De nouveaux sites seront implémentés prochainement, tels que des cas de la sphère gynécologique. Ces bolus étant actuellement imprimés en PLA rigide, l'utilisation de bolus en silicone devrait donc amener une amélioration en termes de confort pour la patiente et d'adaptabilité aux changements anatomiques.

Development of a Semi-Automated Pipeline for Electrophysiological Cardiac Map Integration into Treatment Planning for Cardiac Stereotactic Body Radiation Therapy

Sarah Konermann, BSc, Piotr Pater, PhD, Ian Gerard, MD, Martin Louis Bernier, MD, Tarek Hijal, MD, Valeria Anglesio, MD

McGill University Health Centre

Ventricular tachycardia (VT) is a life-threatening cardiac arrhythmia characterized by abnormal electrical signal conduction in areas of scar from previous cardiac injury, causing sustained heart rates of greater than 100 beats per minute. Standard-of-care treatment for VT is catheter ablation, an invasive technique that involves threading catheters into the heart and cauterizing the arrhythmogenic substrates responsible for these abnormal electrical circuits. Catheter ablations carry significant risks of morbidity and mortality among a population with significant comorbidities. In 2007, it was reported that the post-catheter ablation annual death rate could range from 5% to greater than 20% for ventricular tachycardia following myocardial infarction¹.

Cardiac stereotactic body radiation therapy (SBRT) for VT has been proposed as a non-invasive salvage option for patients refractory to standard-of-care catheter ablations². This technique involves using radiation therapy to target regions of the heart that are causing abnormal electrical circuits. Early results from cardiac SBRT are very promising: in an early phase I/II trial in which nineteen patients were treated, the median number of VT episodes in the 90 days post-treatment was 3 compared to 119 in the last 90 days pre-treatment². At the McGill University Health Centre, evaluation of clinical and technical aspects of cardiac SBRT is a topic of active research^{3, 4, 5}.

To find areas of the heart that are associated with these electrical abnormalities, electroanatomical mapping (EAM) is completed. A major challenge in cardiac SBRT is translation of EAMs to a digital format compatible with radiation therapy treatment planning systems (i.e., DICOM standard).

To address this issue, we are developing a workflow that allows integration of EAMs in the treatment planning system (TPS) by processing the EAM information using a MATLAB (MathWorks, Inc., Portola Valley, CA, USA) script, and then importing this information into the TPS. This allows clinicians to view the relevant electrical information overlaid on other diagnostic and simulation images. This workflow will facilitate the retrospective analysis of previously treated patients to correlate and compare radiation dosimetry with EAMs to evaluate geometric accuracy of previously defined targets and to investigate possible dose-response relationships. In future work, this workflow will be prospectively integrated in target delineation to streamline a currently cumbersome treatment planning workflow.

This presentation will describe the current state of cardiac SBRT therapy and focus on the workflow and treatment advancements developed by the team at the McGill University Health Centre. More specifically, we will describe the EAM to DICOM file conversion pipeline that is under development at our Centre.

Bibliography

1. Stevenson, W. G. & Soejima, K. Catheter ablation for ventricular tachycardia. *Circulation* **115**, 2750–2760 (2007).
2. Robinson, C. G. *et al.* Phase I/II Trial of Electrophysiology-Guided Noninvasive Cardiac Radioablation for Ventricular Tachycardia. *Circulation* **139**, 313–321 (2019).
3. Gerard, I. J. *et al.* Stereotactic Arrhythmia Radioablation for Ventricular Tachycardia: Single Center First Experiences. *Advances in Radiation Oncology* **6**, (2021).
4. Gerard, I. J. *et al.* 176: The Impact of Abdominal Compression on Internal Target Volumes for Patients Undergoing Stereotactic Arrhythmia Radioablation for Ventricular Tachycardia. *Radiotherapy and Oncology* **174**, (2022).
5. Gerard, I. J. *et al.* Stereotactic Arrhythmia Radioablation for Ventricular Tachycardia (StAR-VT): A Single Institution, Dose De-Escalation, Phase II Trial. *International Journal of Radiation Oncology *Biology* Physics* **114**, e416–e417 (2022).

Validation of the Acuros XB dose calculation algorithm

Yee Man Tai¹

¹Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM)

Background:

Accurate dose calculation in heterogeneous medium has been one of the biggest challenges in treatment planning. The heterogeneity caused by various materials in the patient body makes dose calculation more prone to error, especially when small and highly modulated fields are used. Acuros XB, a treatment planning algorithm that calculates dose by explicitly solving the linear Boltzmann transport equation (LBTE), which describes the transport of radiation particles as they travel through matter, and directly accounts for the effects of heterogeneity [1]. Various studies have demonstrated the superiority of Acuros XB over Analytical anisotropic algorithm (AAA) in accurate dose calculation in heterogeneous medium [2, 3].

Objective:

The aim of this project is to perform commissioning for Acuros XB before clinical implementation. The accuracy of the configured Acuros XB algorithm has been verified through comparing the calculated dose with measured dose. The output factors for open fields were computed and measured in water for comparison. The percent depth dose (PDD) in a heterogeneous phantom was also considered.

Method:

The Acuros XB algorithm was configured for three linacs at CHUM, including the Elekta Versa HD, Varian iX and Varian Edge. The configuration was performed by importing measured dose data for each machine into the Eclipse treatment planning system. The effective spot size parameter was manually adjusted for each linac.

The dose distribution calculated by Acuros were compared to measurements made in water and a heterogeneous phantom.

Dose in Water

The field output factor for six square field sizes, from 1 cm x 1 cm to 40 cm x 40 cm, and two rectangular fields, 2 cm x 40 cm and 40 cm x 2 cm, were calculated by Acuros XB and measured by an ion chamber in water. Field size down to 1 cm x 1 cm was included for verifying the accuracy of the effective spot size of the beam model. The difference between the calculated and measured values were expressed in terms of percentage difference.

Dose in Heterogeneous Phantom

To examine the performance of Acuros XB in handling heterogeneity, a heterogeneous phantom was constructed with solid water, bone and lung slabs (Fig. 1). The PDD of a 10 cm x 10 cm 6 MV beam travelling through the phantom was obtained by Gafchromic film measurements. The beam was delivered at an SSD of 100 cm. Seven films were inserted into different depths in the phantom for irradiation. Upon irradiation, the films were scanned and the absorbed dose of each film was plotted against the depth in the phantom.

The measured PDD was compared to the calculated PDD by Acuros XB. Since Acuros XB provides the options to report dose-to-medium or dose-to-water, both dose reporting modes were tested. The PDD was also calculated by AAA to compare the performance between the two algorithms.

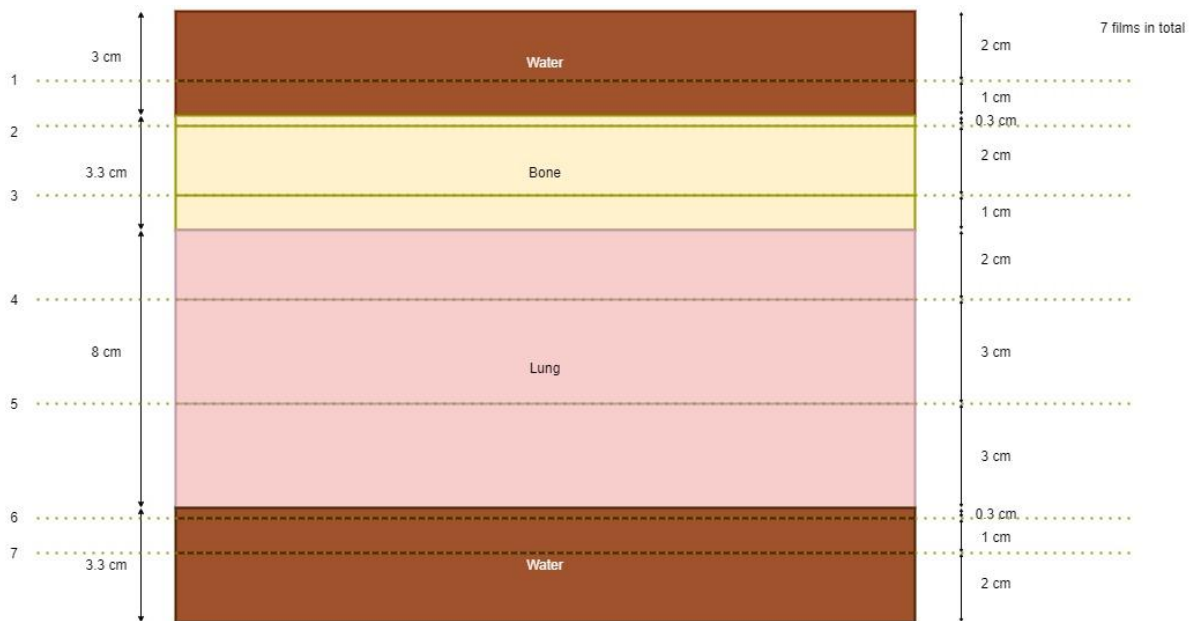


Figure 1 - The heterogeneous phantom composed of solid water, bone and lung slabs. The depths at which the 7 films were inserted into the phantom are indicated by the dotted line.

Results:

Dose in water

The results for the calculated and measured output factor for Elekta Versa HD are presented in Table I. The difference between the calculation and measurement were all smaller than 1 %. The results calculated by the configured Acuros XB were in good agreement with the measured beam data.

Table I. - The results for the measured and the calculated output factor and their percentage difference.

Field size		Output Factor		% Difference
X	Y	Acuros Calculation	Measurement	
1	1	0.771	0.767	0.572
2	2	0.883	0.882	0.107
5	5	0.954	0.955	-0.059
10	10	1.000	1.000	0.000
20	20	1.041	1.040	0.087
40	40	1.064	1.064	-0.031
40	2	0.924	0.928	-0.398
2	40	0.926	0.920	0.639

Heterogeneous Phantom

The PDDs of a 10 cm x 10 cm 6 MV beam passing through a heterogeneous phantom are shown in Fig. 2. The two dose reporting modes of Acuros XB (dose-to-medium and dose-to-water) differed the most in the lung region. That was possibly due to the large difference in stopping power ratios between bone and water. Acuros-calculated dose agreed well with the measurement in lung and water, while AAA underestimated the dose in lung and overestimated the dose build-up at the lung-water interface.

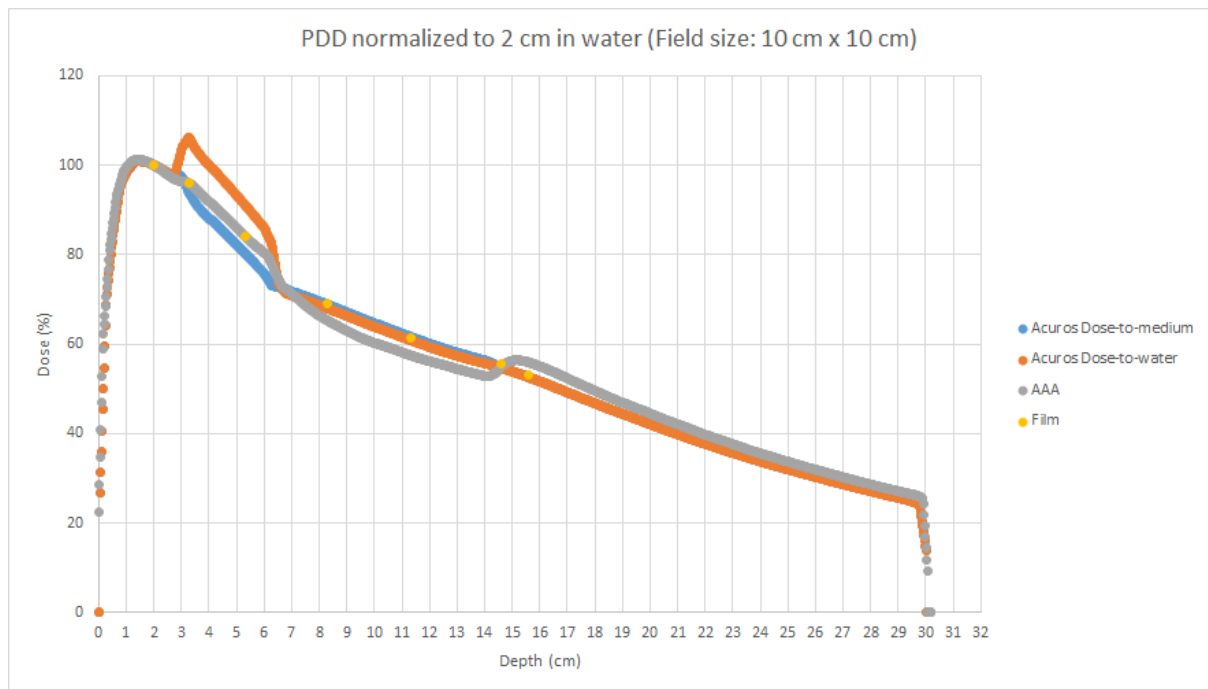


Figure 2 - The PDD of a 10 cm x 10 cm 6 MV beam in a heterogeneous phantom calculated by Acuros XB and AAA, and obtained from film measurement

Conclusion:

The beam data calculated by the Acuros XB agreed well with the measured beam data in both water and heterogeneous phantom. The results verified the configuration of Acuro XB. However, since the dose distribution calculated by AAA and Acuros XB differed appreciably, transitioning from AAA to Acuros XB required careful consideration in beam configuration parameters, including effective spot size and dosimetric leaf gap (DLG), and dose evaluation metrics.

Reference:

- [1] Varian Medical Systems *Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide* (2020).
- [2] C. Yan et al., *Journal of Applied Clinical Medical Physics* **18**, 195 (2017).
- [3] A. Fogliata et al., *Radiation Oncology* **6**, (2011).

Development and evaluation of a novel artificial intelligence model to predict radiotherapy replanning for head and neck cancer

Odette Rios-Ibacache¹, James Manalad¹, Aixa Andrade-Hernandez², Kayla O'Sullivan-Steben¹, Julia Khrguian³, Luc Galarneau¹ & John Kildea¹

¹Medical Physics Unit, McGill University, Montreal, QC, H4A 3J1, Canada

²Department of Bioinformatics, University of Texas Southwestern Medical Center, Dallas, TX, 75390, USA

³Department of Radiation Oncology, University of Texas MD Anderson Cancer Center, Houston, TX, 77030, USA

Introduction/Purpose: Radiotherapy (RT) treatment plans in the head and neck area are sensitive to anatomical changes due to the many susceptible structures present [1,2]. This is because the patient's 3D shape is constantly changing during treatment as a result of tumor shrinkage, inflammation, weight loss, and changes in the patient's muscle density. Sometimes throughout numerous treatment fractions, these anatomical changes are significant enough to invalidate the treatment plan, necessitating an RT replanning [3,4]. However, RT replanning needs a significant investment of effort and is usually delayed, which can impact on many patients [5]. Therefore, the aim of our study is to develop a Machine Learning (ML) algorithm to predict if and when patients should be replanned based on the evolution of clinical and geometrical information gathered over the course of treatment, and that are related to clinical parameters.

Material and Methods: This retrospective study included head and neck cancer patients treated with 70 Gy in 35 fractions at the McGill University Health Centre, with at least 5 CBCT images recorded during delivery of the first RT plan. Replanning reasons such as weight loss, mask mismatch, and hydration were recorded at the time of treatment and retrospectively assessed. A radiation oncology resident reviewed patient images to see whether patients who were not replanned may have needed replanning. This allowed us to account for situations in which replanning was not carried out when warranted due to non-medical reasons, such as patient preference. An initial sample size of 59 patients was analyzed: 31 replanned (R) patients and 28 not replanned (NR) patients. Currently, additional patient data of around 300 patients is being accessed and analyzed, providing a larger database. To obtain 3D and 2D geometric information about the body and PTV contours, such as x_{\min} , the minimum distance from the PTV to the body contour, a feature extraction pipeline was constructed. At present, information from body-to-body changes and vectorial information is being considered, such as the parameter called skin separation l_x , which corresponds to the maximum distance from left to right in the body contour. A representation of both parameters can be seen in Figure 1. Statistical analysis was done using the Mann–Whitney U test to determine potential classification power for use in an ML algorithm.

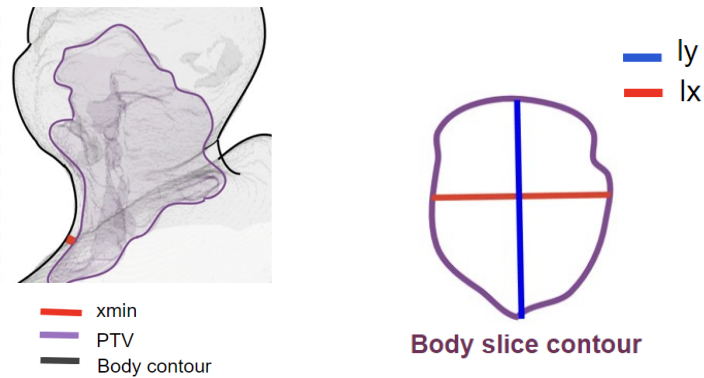


Figure 1. On the left is a representation of the x_{\min} parameter. On the right is a representation of the skin separation parameter.

Results and Discussion: Our initial results showed that the rate of change of the x_{\min} and the skin separation term l_x have high predictive ability with a p -value < 0.05 , for fraction 5. In contrast to l_y , which showed no such results. New geometrical information and metrics that consider inter-fraction vectorial rate changes between structures and the day-to-day progression are currently being studied. An ML study will be undertaken with the new data. Additionally, we are preparing an external cohort from another institution to validate our ML model.

Conclusions: 3D and 2D information (and its combination) from radiotherapy structures have the potential to provide a radiotherapy replan predictor, which if clinically implemented, will help to improve patient outcomes and clinical workflow, and lower overall costs.

References

- [1] Peszynska-Piorun, M., Malicki, J., & Golusinski, W. (2012). Doses in organs at risk during head and neck radiotherapy using IMRT and 3D-CRT. *Radiology and oncology*, 46(4), 328–336. <https://doi.org/10.2478/v10019-012-0050-y>
- [2] Mali SB. Adaptive Radiotherapy for Head Neck Cancer. *J Maxillofac Oral Surg*. 2016 Dec;15(4):549-554. doi: 10.1007/s12663-016-0881-y. Epub 2016 Feb 22. PMID: 27833352; PMCID: PMC5083691.
- [3] Morgan, H.E., Sher, D.J. Adaptive radiotherapy for head and neck cancer. *Cancers Head Neck* 5, 1 (2020). <https://doi.org/10.1186/s41199-019-0046-z>
- [4] Figen Metin, Çolpan Öksüz Didem, Duman Evrim, Prestwich Robin, Dyker Karen, Cardale Kate, Ramasamy Satiavani, Murray Patrick, Şen Mehmet. adiotherapy for Head and Neck Cancer: Evaluation of Triggered Adaptive Replanning in Routine Practice. *Frontiers in Oncology*. (2020). <https://doi.org/10.3389/fonc.2020.579917>.
- [5] Heukelom J, Fuller CD. Head and Neck Cancer Adaptive Radiation Therapy (ART): Conceptual Considerations for the Informed Clinician. *Semin Radiat Oncol*. 2019 Jul;29(3):258-273. doi: 10.1016/j.semradonc.2019.02.008. PMID: 31027643; PMCID: PMC6559245.

Jean-François Aubry, Bénédicte Nicolas, Danis Blais, Karim Boudam, Andréanne Lapointe, Robert Doucet.
Centre hospitalier de l'Université de Montréal.

Titre : Projet pilote de vérification des plans et des traitements pour les patients de cancers urologique et du sein

Objectif : Évaluer et mesurer l'impact potentiel d'une vérification systématique par l'équipe de physique des plans et des traitements pour les patients de cancers urologique et du sein.

Méthode : Le département de radio-oncologie du CHUM s'est récemment réorganisé par groupes anatomiques (uro, sein, etc.) plutôt que par groupes techniques, dans l'objectif d'améliorer les parcours de soin. L'équipe de physique des groupes uro et sein ont ensuite fait un état des lieux, sous forme d'audit, de la qualité des plans de traitement produits pour ces patients. La vérification des plans s'est inspirée des paramètres suggérés par le Medical Physics Practice Guidelines 11.a de l'AAPM. Il s'agit d'aspects tels que : plan de soin, prescription et intention dosimétrique, historique de radiothérapie, imagerie de planification, recalages, dessins des organes à risques (OARs), volumes cibles, marges PTV, volumes pour IGRT, champs de traitement, utilisation de RapidPlan et/ou des objectifs cliniques, et enfin la distribution de dose. Les images de positionnement par cone-beam CT (CBCT) ont aussi été analysées pour la première fraction du traitement, et au besoin pour les traitements subséquents.

Résultats : L'analyse présentée porte sur une période d'un peu plus de deux mois au cours de laquelle 114 plans de traitement de sein et 53 plans de traitement de prostate et de loge prostatique ont été vérifiés. Ces vérifications ont toujours été faites après l'approbation du plan de traitement par le radio-oncologue, donc après une première vérification par un membre de l'équipe de dosimétrie, qui elle-même précède l'approbation du plan dans notre département. Environ 25 % des plans ont eu une première vérification par un physicien. Les observations d'éléments non conformes à la meilleure pratique ou sous-optimaux lors de ces vérifications ont été notées et groupées en catégories, tel qu'illustré au Tableau 1 pour les traitements de sein et au Tableau 2 pour les traitements de prostate. Les observations relatives à la dosimétrie ont été séparées en deux catégories, soit négligeable et notable. Une observation notable impliquait, au minimum, qu'un retour à l'équipe de dosimétrie était souhaitable dans le cadre d'un processus de formation continue, et au maximum de refaire le plan de traitement. Le plan de traitement pouvait cependant être acceptable pour poursuivre les traitements. Une observation dosimétrique négligeable en est une qui ne mérite aucune rétroaction.

Pour les plans de traitement du sein, 38% des plans avaient au moins une observation et 10% en avait plus d'une. La majorité des observations ont été faites au niveau de la dosimétrie, avec 9% des plans ayant une observation négligeable et la même proportion ayant une observation notable. Les contours utilisés pour aider l'IGRT étaient inadéquats dans 7% des plans, les contours des OARs dans 6% des plans et les

contours cibles dans 6% des plans également. Les déplacements basés sur l'imagerie CBCT de la première fraction n'était pas adéquats dans 2% des plans.

Pour les plans de traitement de prostate ce sont 68% des plans de qui avaient au moins une observation, et 15% qui en avaient au moins 2. La majorité des observations venaient de la non-utilisation du modèle RapidPlan par le dosimétriste. Au niveau de la dosimétrie, une observation négligeable ou notable a été faite pour 21% et 6% des plans, respectivement. Ces vérifications ont révélé que certains examens d'imagerie fait lors de la planification n'étaient pas importés dans le dossier patient pour la définition des volumes cibles. L'analyse de l'imagerie CBCT de la première fraction a mené à un suivi quotidien pour 9% des plans, et a mené à une modification du plan de traitement pour 2% des plans.

Conclusion : Une démarche de vérification systématique des plans de traitement pour deux sites tumoraux a permis de mesurer la pertinence de telles vérifications systématiques. Les observations faites lors de cette démarche permettent de cibler les sujets à aborder lors de la formation continue du personnel de planification de traitement. Elles permettent aussi d'identifier des incohérences dans le processus de planification et d'intervenir judicieusement si le plan de traitement doit être modifié.

Tableau 1 : Pourcentages de plans ayant des observations notées lors de la vérification des plans de traitement de sein, par catégorie d'observation.

Catégorie	%
Au moins 1 observation	38
> 1 observation	10
Volume cible	6
OAR	9
Dosimétrie - négligeable	9
Dosimétrie - notable	9
Contours IGRT	7
Recalage CBCT	2
Autre	11

Tableau 2 : Pourcentages de plans ayant des observations notées lors de la vérification des plans de traitement de prostate, par catégorie d'observation.

Catégorie	%
Au moins 1 observation	68
> 1 observation	15
Séquence IRM / CT	4
Recalage	2
OAR	6
RapidPlan	34
Clinical Goals	9
Dosimétrie - négligeable	21
Dosimétrie - notable	6
Fx1 impliquant suivi	9
Fx1 impliquant modification	2

Développement d'un logiciel libre pour surveiller la position des marqueurs fiduciaires de la prostate durant les séances de radiothérapie externe

Mathieu Guillot, Rémi Lessard et Nicolas Tremblay, CIUSSS de l'Estrie-CHUS

Introduction :

A l'hôpital Fleurimont de Sherbrooke, les séances de radiothérapie externe de la prostate débutent par une imagerie 3D (CBCT) afin de positionner le plus exactement possible le patient et le volume cible par rapport au système de coordonnées de l'accélérateur linéaire. Des marqueurs fiduciaires préalablement insérés dans la prostate sont utilisés comme repère substitut de la prostate. Malgré un positionnement optimal au début de la séance, le volume cible et les organes internes peuvent se déplacer au cours des quelques minutes que dure l'irradiation. L'administration optimale du plan de traitement n'est donc pas garantie.

L'objectif de ce projet était de développer un logiciel permettant de visualiser, en temps réel durant les traitements, les marqueurs fiduciaires de la prostate à l'aide de l'imageur portal et de superposer sur les images des contours représentant la position de référence attendue des marqueurs afin de connaître l'erreur de position de la prostate.

Méthodologie :

Lors de la planification, une région d'intérêt (ROI) appelée *Marge_Intrafraction* est générée par une expansion 3D des contours des marqueurs fiduciaires. L'amplitude de cette expansion correspond à l'erreur maximale de position qui est jugée acceptable durant l'irradiation afin de respecter la prescription dosimétrique à la prostate. L'amplitude de cette expansion est inférieure à la marge du PTV Prostate. Un algorithme de tracé de rayons est ensuite utilisé pour calculer les projections 2D des ROIs (*Marqueurs* et *Marge_Intrafraction*) dans un plan qui est perpendiculaire au faisceau et qui représente un détecteur d'imagerie portale théorique des accélérateurs Elekta. Les projections sont calculées pour toutes les incidences possibles, c'est-à-dire sur 360°.

D'autre part, le logiciel utilisé durant les séances de traitement est composé de deux modules d'acquisition. Le module d'acquisition d'images utilise la librairie *XISL.dll* pour communiquer avec le détecteur et lire les images portales. Pour chaque image, une correction de la réponse des pixels est effectuée et une translation est appliquée pour tenir compte des déplacements du détecteur en fonction de l'angle de bras de l'appareil. Un traitement d'image (égalisation d'histogramme) est aussi effectué pour augmenter le contraste et faire ressortir les marqueurs fiduciaires. Le module de communication avec les accélérateurs Elekta (iCom), quant à lui, utilise la librairie *iCOMClient.dll* pour lire les messages envoyés de façon continue par l'accélérateur et connaître l'angle de bras associé avec chaque image. Ainsi, en temps réel durant les traitements, les projections correspondant à l'angle de bras sont superposées sur l'image acquise. Les

technologues doivent donc observer les images et s'assurer que les marqueurs fiduciaux demeurent à l'intérieur du contour *Marge_Intrafraction* durant l'irradiation. Un exemple d'image est présenté à la Figure 1.

Pour caractériser l'exactitude de la position des projections superposées sur les images, des mesures ont été effectuées avec un ballbearing placé à différentes distances hors-axes et différentes vitesses de rotation du bras. Différentes expansions de la ROI *Marge_Intrafraction* ont aussi été testées sur une cohorte de 150 patients afin d'optimiser les marges de planification.

Résultats :

Les mesures visant à caractériser la reproductibilité de la position de l'imageur portal en fonction de l'angle du bras ont montré que les déplacements sont inférieurs à ± 0.5 mm pour les directions AB et Gun-Target.

La figure 2 présente les erreurs de position des projections dans les directions AB et Gun-Target pour un ballbearing placé à une distance hors-axe de 10 cm et une vitesse rotation du bras de $1.5^\circ/s$. Les résultats montrent que les erreurs sont inférieures à ± 1 mm dans cette situation. La variabilité de l'erreur est plus élevée dans la direction AB puisque les projections sont très sensibles aux erreurs sur l'angle de bras.

L'étude d'optimisation de la *Marge_Intrafraction* a permis de déterminer qu'une marge de (4mm Ant/3mm Post, 3mm GD, 4 mm Sup-Inf) permettait de limiter à 10 % la proportion des séances où les marqueurs sortent du contour et à 5 % la proportion des séances où un repositionnement du patient est nécessaire à l'aide d'un nouveau CBCT.

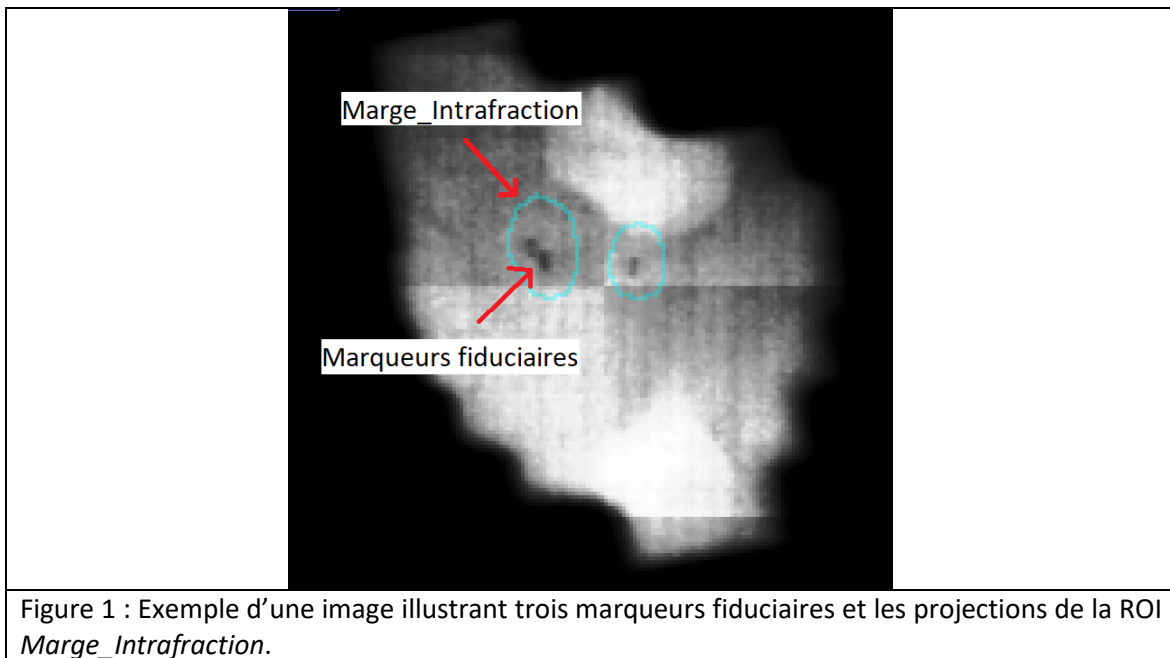


Figure 1 : Exemple d'une image illustrant trois marqueurs fiduciaux et les projections de la ROI *Marge_Intrafraction*.

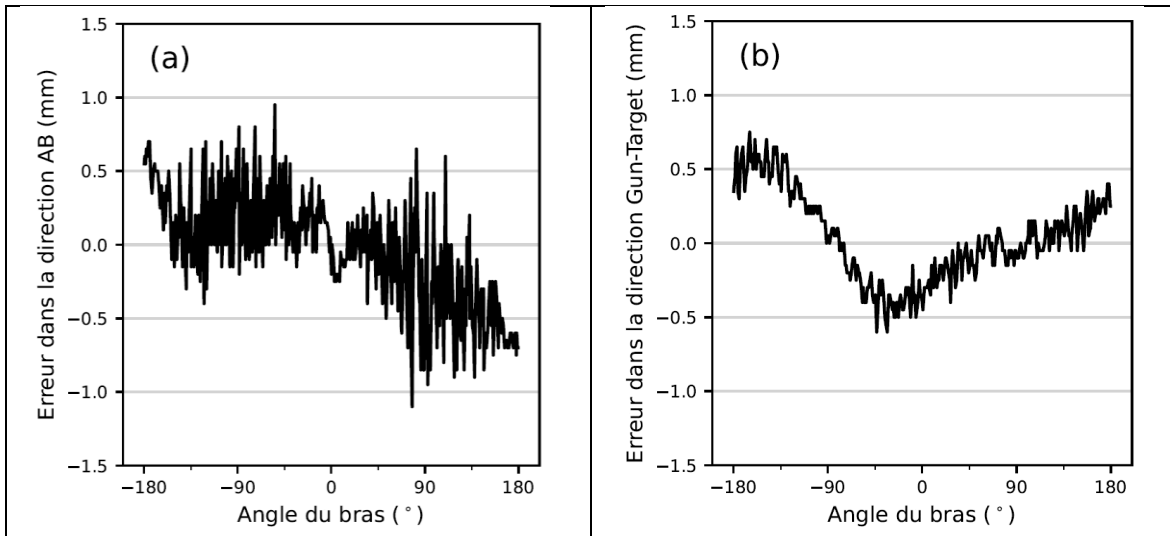


Figure 2 : Erreur de la position des projections pour une distance hors-axe de 10 cm et une vitesse de rotation de $1.5^\circ/\text{s}$. a) direction AB, b) direction Gun-Target

Conclusion :

Le logiciel développé peut être utilisé pour connaître avec justesse les erreurs de position de la prostate durant les séances de radiothérapie externe.

Title: Microdosimetry studies in PC3 and HeLa cell models for different photon energies

Authors and Affiliations:

Mirta Dumancic^{1,2}

Jonathan Kalinowski^{1,2}

Victor Diaz^{1,2}

Joseph deCunha³

Behnaz Behmand^{1,4}

Joanna Li^{1,2}

Shirin Abbasi Enger^{1,2,4}

¹ Medical Physics Unit, Department of Oncology, Faculty of Medicine, McGill University, Montreal, Quebec, Canada

² Lady Davis Institute for Medical Research, Jewish General Hospital, Montreal, Quebec, Canada

³ Department of Biomedical Sciences, University of Texas M.D. Anderson Cancer Center, Houston, Texas, USA

⁴ Research Institute of the McGill University Health Centre, Montreal, Quebec, Canada

Abstract:

Microdosimetric studies of particle track structure have proven informative for understanding the amount of cellular damage caused by different radiation qualities. For currently available sources in photon radiation therapy, a radiation weighting factor w_R of unity is widely used independently of photon incident energy. Moreover, this factor is independent of the cancer type and cellular structure. In this study, we quantify the amount of deposited energy along secondary electron tracks for various X-ray energies and its dependence on nucleus size for HeLa and PC3 cell models. We obtain the secondary electron spectra using Geant4 Monte Carlo modeling for the particular radiobiology experimental setups in-vitro. The electrons are further propagated in a charged particle equilibrium within a spherical cell model used for energy deposition scoring. Finally, the calculated dose-mean lineal energy is correlated to the number of gamma-H2AX foci measured in these cells. PC3 cell model shows higher dose-mean lineal energy compared to the HeLa model which correlates with a higher number of observed gamma-H2AX foci. These studies point to the importance of accounting for photon energy in radiation therapy to assess cellular damage in different cancer types accurately. Furthermore, modeling the sizes of individual cell nuclei provides a step forward in personalized treatment planning for individual cancer types.

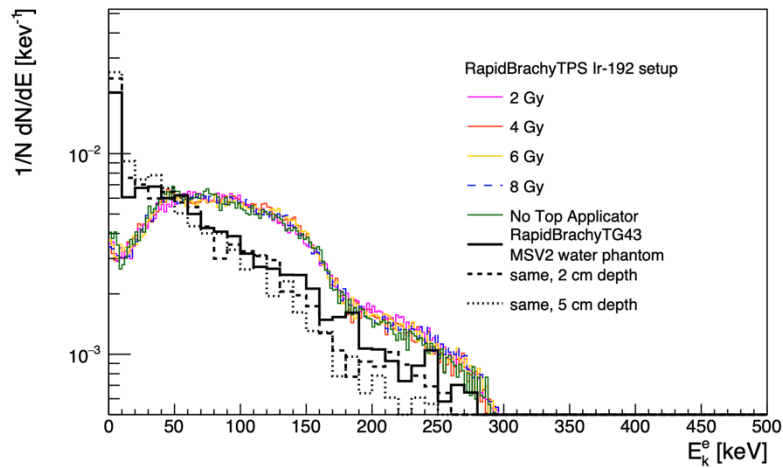


Figure 1: The secondary electron spectra used in Geant4 simulation to obtain microdosimetry distributions in cell models.

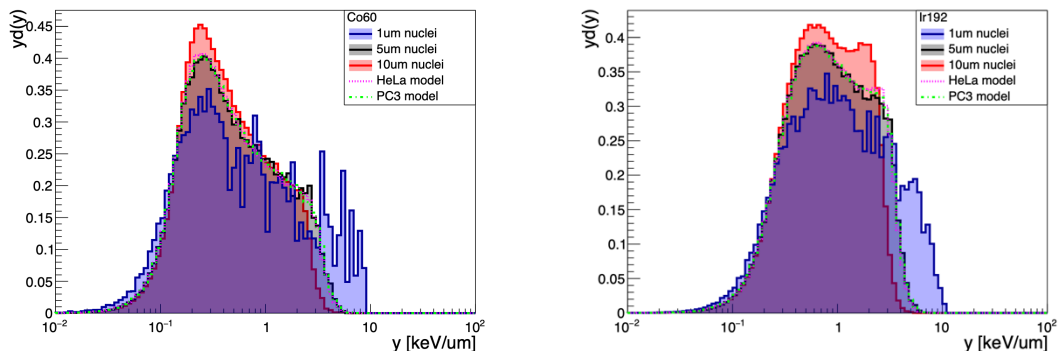


Figure 2: The lineal energy spectra for various fixed nucleus cell sizes compared to HeLa and PC3 cell models and for Co-60 brachytherapy source (left) and Ir-192 (right).

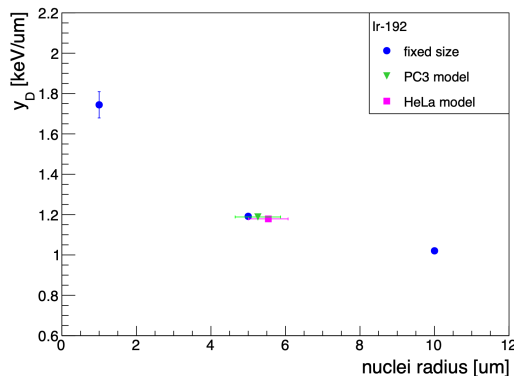


Figure 3: Dose-mean lineal energy as a function of the nucleus radii used in the simulation. Blue markers show the data for the fixed-size nucleus model. PC3 model (green triangle) and HeLa model (purple squares) are constructed according to the microscopy data and show different y_D .

Modélisation Monte-Carlo du Mobetron en radiothérapie FLASH

Samuel Audet^{1,3}, Hugo Bouchard^{1,2,3} et Arthur Lalonde^{1,2,3}

¹Département de Physique, Université de Montréal, Campus MIL, 1375 Av. Thérèse Lavoie-Roux, Montréal, QC H2V 0B3, Canada

²Centre de recherche du Centre hospitalier de l'Université de Montréal, Montréal, QC H2X 0A9, Canada

³Centre hospitalier de l'Université de Montréal, Montréal, QC H2X 3E4, Canada

E-mail : samuel.audet@umontreal.ca

Résumé

La radiothérapie FLASH est une technique émergente qui consiste à administrer des doses de radiation à des taux élevés en un temps minimal. L'intérêt de cette méthode est qu'elle permet de diminuer l'effet de la radiation aux tissus sains, sans pour autant diminuer l'effet du traitement sur les tumeurs. Le différentiel de réponse biologique entre les tissus sains et les tumeurs serait alors plus élevé en mode FLASH qu'en mode conventionnel. Le Mobetron, un accélérateur linéaire mobile livrant des traitements en électron, joue un rôle central dans la réalisation de cette technique. Cependant, les outils Monte-Carlo sont des incontournables pour la planification des traitements en électron. Il est alors nécessaire d'obtenir un modèle Monte-Carlo et de réaliser une caractérisation précise du spectre d'électron émis à la sortie du guide d'onde du Mobetron. Ces éléments permettront d'optimiser les traitements FLASH pour n'importe quelle configuration donnée.

Le problème de reconstruction inverse d'un spectre, obtenue par comparaison entre des simulations et des mesures expérimentales, est connu comme étant un problème mal posé. Cette complexité est amplifiée par l'absence d'aimant de déflexion (bending magnet) dans le Mobetron, ce qui signifie qu'il n'y a pas de sélection d'énergie à la sortie du guide d'onde. Bien que le spectre soit couramment supposé être formé d'un pic gaussien, les résultats de calculs analytiques, en accord avec des simulations Runge-Kutta, de l'accélération relativiste des électrons dans un champ électrique sinusoïdal, montrent une forme inédite qui diffère considérablement d'une distribution gaussienne.

Cet article présente une étude approfondie de la modélisation Monte-Carlo du Mobetron à l'aide du système EGSnrc, en se concentrant sur la reconstruction inverse des spectres d'électrons. Trois méthodes de reconstruction inverse sont étudiées et comparées dans cette recherche.

Tout d'abord, la méthode du recuit simulé (simulated annealing method) est employée pour reconstruire le spectre d'électrons. Cette méthode est généralement utilisée pour résoudre ce type de problème et est largement documentée dans la littérature.

Ensuite, une nouvelle méthode de reconstruction inverse basée sur l'analyse en composante principale (PCA) est introduite. L'approche PCA vise à extraire les composantes les plus significatives du spectre d'électrons, simplifiant ainsi le processus de reconstruction. Cette méthode conditionne le problème en créant une base d'isodose orthonormée, ce qui permet une résolution purement déterministe contrairement au recuit simulé.

Finalement, une méthode d'optimisation par maximum de vraisemblance est mise en œuvre pour ajuster les données expérimentales aux spectres obtenus à partir de calculs physiques et de simulations Runge-Kutta du guide d'onde. Cette méthode offre une approche robuste pour la reconstruction du spectre en prenant en compte les incertitudes expérimentales. Elle repose sur des principes physiques fondamentaux, ce qui garantit un résultat physiquement raisonnable contrairement aux deux autres méthodes.

Les résultats obtenus montrent que la méthode de maximum de vraisemblance présente une meilleure précision dans la reconstruction du spectre d'électrons par rapport à la méthode du recuit simulé. De plus, l'approche basée sur l'analyse en composante principale offre une alternative prometteuse, avec un compromis entre précision et efficacité.

En conclusion, cette étude illustre l'importance de la modélisation Monte-Carlo pour la radiothérapie FLASH et met en lumière la complexité du problème dû à l'absence d'aimant de déflexion dans le Mobetron. Elle propose plusieurs méthodes de reconstruction inverse pour caractériser précisément les spectres d'électrons émis par l'accélérateur, ouvrant la voie à une optimisation accrue des calculs de dose pour les traitements FLASH en électrons.

FIGURES

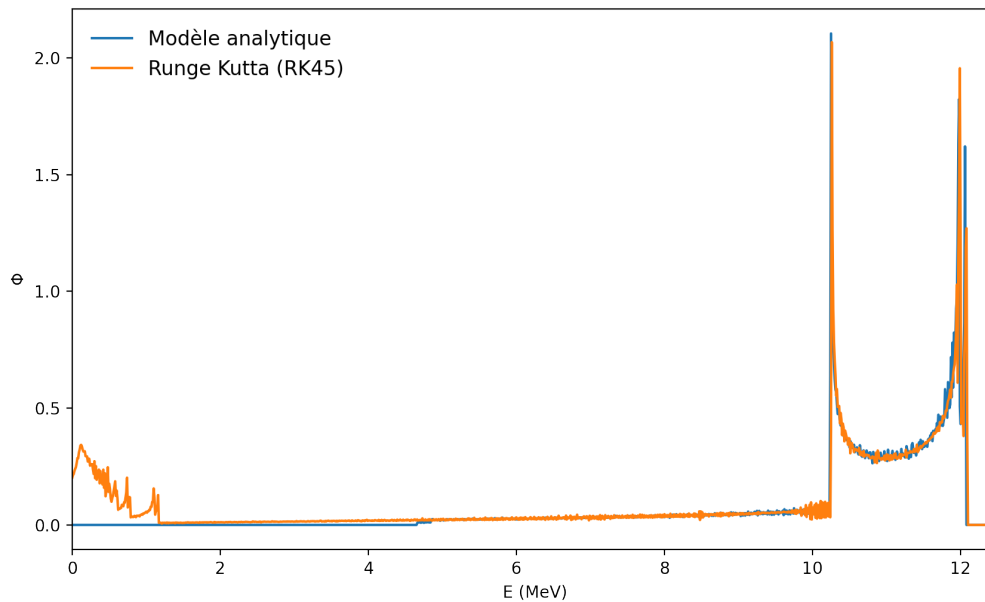


Figure 1 : Comparaison d'un spectre de 12MV obtenu avec le modèle analytique et la simulation Runge-Kutta

Note 1 : Les spectres sont obtenus en résolvant l'accélération relativiste des électrons, avec une énergie cinétique initiale de 30.8keV, dans un champ électrique sinusoïdale oscillant à une fréquence de 3GHz et d'une longueur de 30cm.

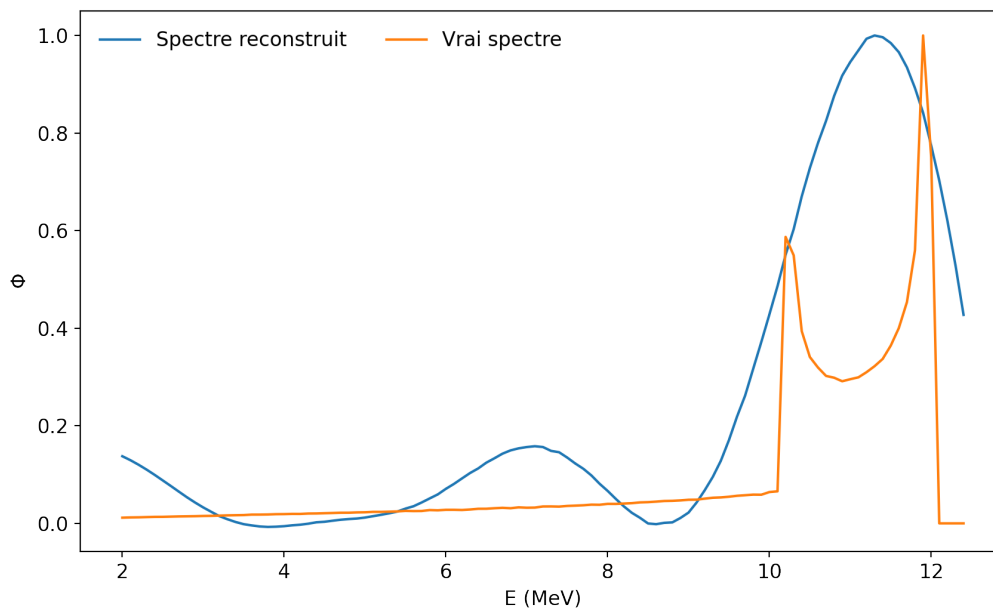


Figure 2 : Comparaison entre le spectre reconstruit avec la méthode PCA et le spectre utilisé pour simuler la mesure

Note 1 : Le spectre de référence est obtenu par simulation du guide d'onde et possède une résolution énergétique de 0.1MeV.

Note 2 : Les sept premières composantes de l'analyse en composante principale ont été utilisées pour résoudre le spectre reconstruit.

Note 3 : Les données utilisées pour la reconstruction sont celles de la figure 3.

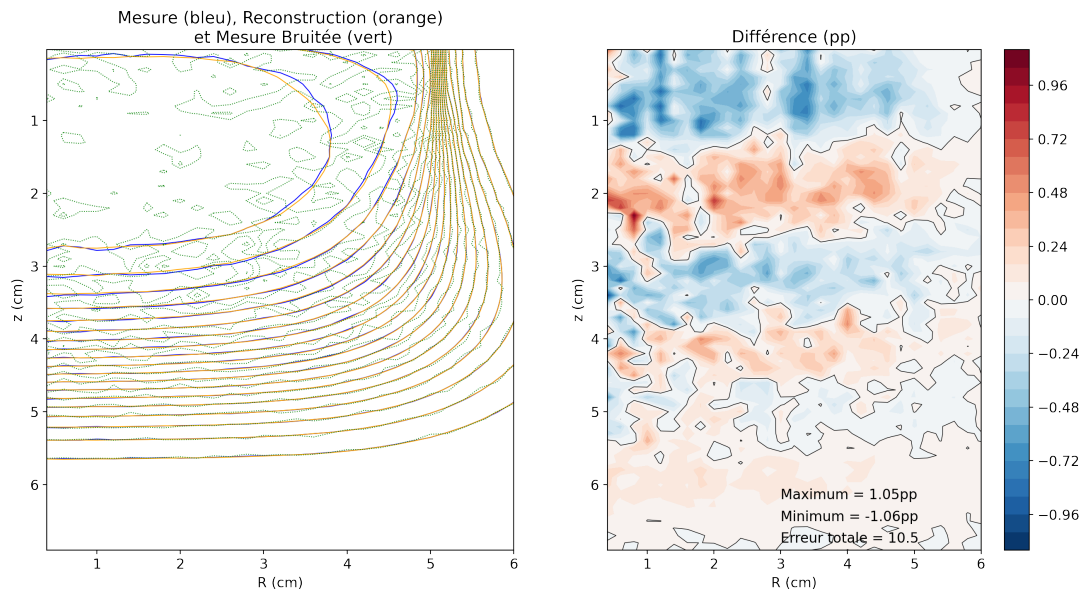


Figure 3 : Comparaison entre la reconstruction d'isodose par la méthode PCA et la mesure simulée

Note 1 : Un bruit additif gaussien de 4% a été ajouté à la mesure simulée afin de vérifier la robustesse de la méthode PCA au bruit.

Note 2 : L'erreur totale affichée est la somme des différences au carré entre la reconstruction et la mesure simulée.

Title: RADIATION DAMAGE AND RECOVERY OF PLASTIC SCINTILLATOR DETECTORS USED TO MEASURE ULTRA-HIGH DOSE RATE 200 MEV ELECTRONS AT CERN CLEAR FACILITY

Authors: Cloé Giguère, Alexander Hart, Joseph Bateman, Pierre Korysko, Wilfrid Farabolini, Yoan LeChasseur, Magdalena Bazalova-Carter, Luc Beaulieu

Background: Very High Energy Electrons (VHEE) (>100 MeV) offer an interesting avenue for external radiotherapy due to their superior penetration capabilities. They are indeed less sensitive to inhomogeneities than protons and can produce similar or superior dose distributions than photon beams [1][2]. They can also be delivered at ultra-high dose rates (UHDR), which makes them promising candidates for translating FLASH radiotherapy into clinical practice. Combining the favorable dose distributions of VHEE and the reduced toxicity to healthy tissues of FLASH irradiation (≥ 40 Gy/s) has the potential to improve radiotherapy treatments [3][4].

Aims: These new approaches bring new challenges for accurately measuring dose under conditions that deviate significantly from the reference conditions used in clinical measurements [5]. Dose-rate independent and fast-response plastic scintillator detectors (PSDs) are a potential alternative to overcome the limitations of standard dosimeters in extreme conditions. In this work, the response of scintillators to a 200 MeV VHEE UHDR beam delivered at the CLEAR facility in CERN was characterized.

Methods: A 4-channel PSD was designed with polystyrene based BCF12, polyvinyltoluene (PVT) based EJ-212, PVT based proprietary Medscint scintillators and clear plastic fiber for Cherenkov subtraction. The 4 channels were connected to a Hyperscint RP-200 spectrometer to measure scintillation light output to dose pulses from ~ 5 -83 Gy ($\sim 4 \times 10^8$ - 6×10^8 Gy/s dose rate in pulse). Between measurements, the PSD was damaged with irradiations of ~ 5 kGy delivered at a mean dose rate of ~ 30 Gy/s, up to a total of 41.8 kGy. Scintillators and clear fiber were allowed to rest for 1 hour, 4 days and 26 hours throughout to assess output recovery.

Results: Scintillation light linearity with dose was observed for all three scintillators from ~ 5 -60 Gy. Clear fiber output was linear up to 83 Gy, which was the maximal dose measured. From 0.97 to 41.8 kGy total accumulated dose, output decreased by 1.04, 1.16 and 0.90 %/kGy for BCF12, Medscint and EJ212 scintillators respectively. This decrease was 0.57 %/kGy for clear fiber. BCF12 scintillator recovered 8.1 % of its initial output in 1 hour after ~ 10 kGy accumulated dose, then 4.3 % in 26 hours after ~ 34 kGy. At the same accumulated doses, Medscint and EJ212 scintillators recovered respectively 4.6 and 3.9 % in 1 hour, then 12.4 and 14.0 % in 26 hours.

Conclusion: PSDs and clear fiber have a linear response in VHEE UHDR conditions for a clinically relevant dose range. Loss of light output with radiation damage is recovered at a rate that decreases with total accumulated dose in the PSD. This suggests that after a rest period depending on the accumulated dose, recalibration of the PSD could allow further use. This work is a critical step toward the use of PSDs in extreme radiotherapy conditions.

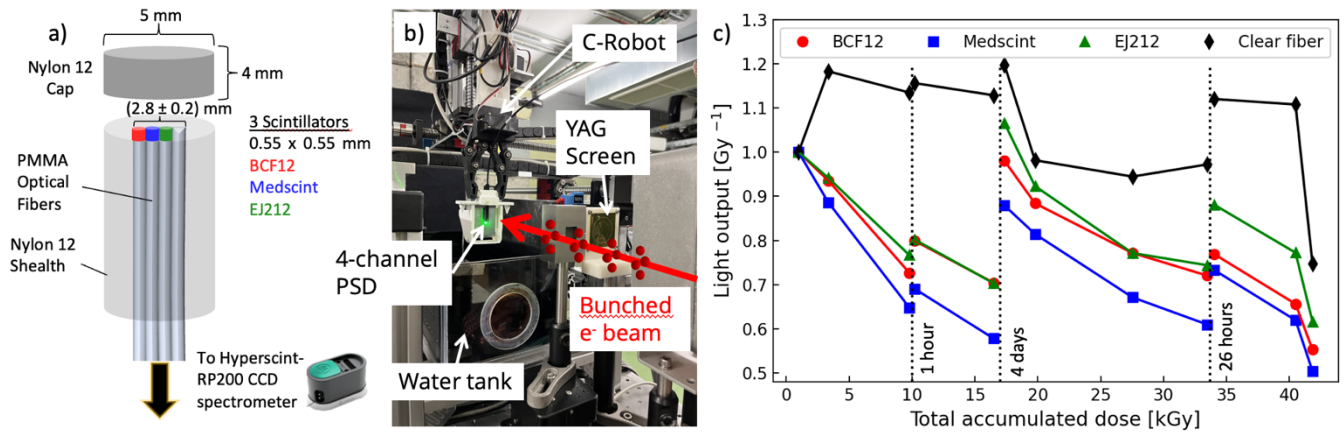


Fig. 1: a) 4-channel probe design, b) Experimental set-up in the in-air test area of the CLEAR beam line, c) Light output changes with accumulated dose in the scintillators and clear fiber. Recovery periods (1 hour, 4 days, 26 hours) are indicated with dashed lines.

Bibliography

1. Whitmore, L., R. I. Mackay, M. van Herk, J. K. Jones, et R. M. Jones. « Focused VHEE (very high energy electron) beams and dose delivery for radiotherapy applications ». *Scientific Reports* 11 (7 juillet 2021): 14013. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-93276-8>.
2. Bazalova-Carter, Magdalena, Bradley Qu, Bianey Palma, Björn Hårdemark, Elin Hynning, Christopher Jensen, Peter G. Maxim, et Billy W. Loo Jr. « Treatment Planning for Radiotherapy with Very High-Energy Electron Beams and Comparison of VHEE and VMAT Plans ». *Medical Physics* 42, n° 5 (2015): 2615-25. <https://doi.org/10.1118/1.4918923>
3. N Esplen, MS Mendonca and M Bazalova-Carter. "Physics and biology of ultrahigh dose-rate (FLASH) radiotherapy: a topical review". *Physics in Medicine & Biology* 65 (2020), 23TR03.
4. Bourhis, Jean, Pierre Montay-Gruel, Patrik Gonçalves Jorge, Claude Bailat, Benoît Petit, Jonathan Ollivier, Wendy Jeanneret-Sozzi, et al. « Clinical Translation of FLASH Radiotherapy: Why and How? » *Radiotherapy and Oncology, FLASH radiotherapy International Workshop*, 139 (1 octobre 2019): 11-17. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2019.04.008>
5. Ashraf, Muhammad Ramish et al., "Dosimetry for FLASH Radiotherapy: A Review of Tools and the Role of Radioluminescence and Cherenkov Emission." *Frontiers in Physics* 8 (2020) Article 328.

GPU-Based Monte Carlo Dose Calculation (irtGPUMCD): Paving the Way for Personalized Internal Radiopharmaceutical Therapy in Neuroendocrine Tumours

Hanieh Sadat Jozi^{1,2}, Ronan Lefol^{1,2}, Yannick Lemaréchal^{1,2}, Jean-Mathieu Beauregard^{3,4}, Philippe Després^{1,2}

¹Department of Physics, Physical Engineering and Optics, and Cancer Research Centre, Université Laval, Quebec City, Canada

²Department of Radiation Oncology, and Research Centre (Oncology Axis), CHU de Québec - Université Laval, Quebec City, Canada

³Department of Medical Imaging, and Research Centre (Oncology Axis), CHU de Québec - Université Laval, Quebec City, Canada

⁴Department of Radiology and Nuclear Medicine, and Cancer Research Centre, Université Laval, Quebec City, Canada

ABSTRACT

Objective: Neuroendocrine tumors (NETs) present significant therapeutic challenges. Lu-177 Dotatate has emerged as a potential therapeutic solution; however, its effective implementation is complicated by issues like bone marrow toxicity and inconsistent tumor uptake [Sandström et al. \(2010\)](#); [Hemmingsson et al. \(2023\)](#). This study aims to employ irtGPUMCD, a GPU-enabled Monte Carlo dose calculation tool [Frezza et al. \(2020\)](#), to personalize Lu-177 Dotatate therapy. Emphasizing individual variations in Lu-177 Dotatate uptake and dosimetric data, we can develop more specific therapeutic strategies.

Methods: 3D hybrid SPECT/CT images from a cohort of NET patients are fed into irtGPUMCD, an advanced GPU-based tool developed in C++/CUDA. This tool efficiently computes absorbed doses for tumors and essential organs, especially emphasizing bone marrow. Post-simulation, these dose maps are converted from histograms, using the ROOT software suite, to the DICOM format for further analysis. Using patient-specific details and AI, we generate data linking treatment response prediction and absorbed dose optimization. A key element of our research underscores the relationship between bone marrow doses and subacute hematological toxicity, shedding light on potential side effects. (Figure 1).

Conclusion: Utilizing GPUMCD and advanced dose calculations, this research generate new data for treatment evaluation, notably in terms of dose-response relationships. This methodology lets envision more personalized internal radiation therapy for NETs, aiming to alleviate challenges like bone marrow toxicity, ultimately enhancing patient outcomes.

Keywords: Neuroendocrine tumors (NETs), Lu-177 Dotatate therapy, irtGPUMCD, absorbed dose calculations, bone marrow toxicity.

References

- Frezza A., et al. (2020). Validation of irtgpumcd, a gpu-based monte carlo internal dosimetry framework for radionuclide therapy. *Physica Medica* 73, 95–104.
- Hemmingsson J., et al. (2023). Specific uptake in the bone marrow causes high absorbed red marrow doses during [177Lu] lu-dotatate treatment. *Journal of Nuclear Medicine*.
- Sandström M., et al. (2010). Individualized dosimetry in patients undergoing therapy with 177Lu-DOTA-D-Phe 1-Tyr 3-octreotate. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging* 37, 212–225.

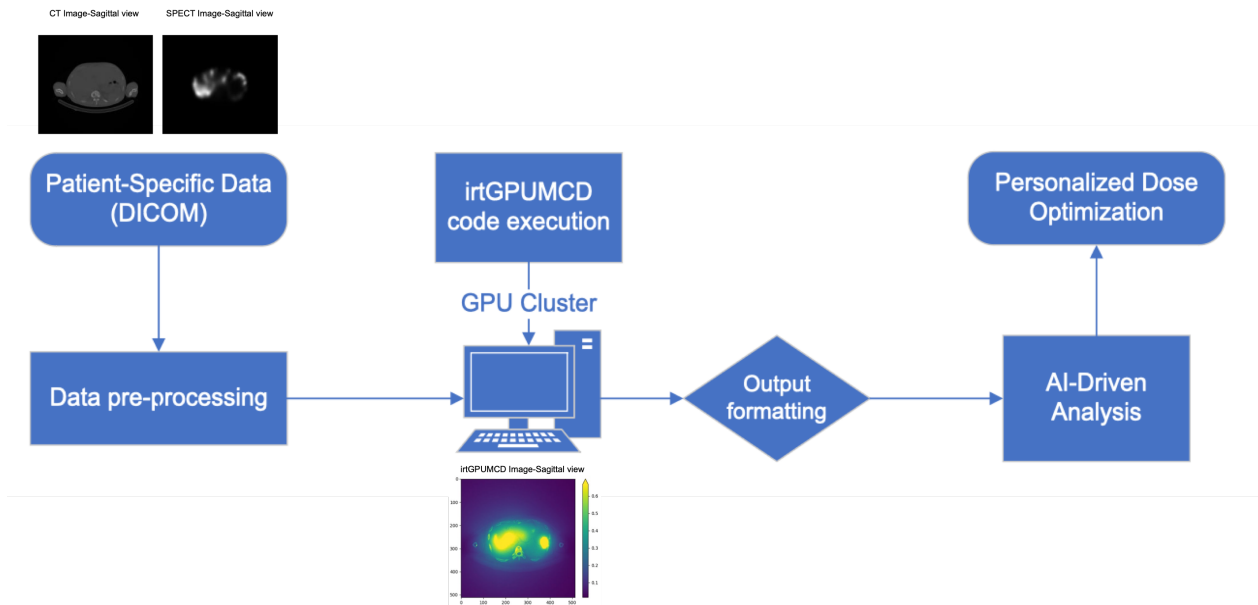


Figure 1: From Imaging to Individualized Treatment: A Workflow Overview

Comparaison de méthodes semi-automatiques de segmentation des tumeurs sur les images au ^{177}Lu SPECT quantitatif

Alessandro Desy^{1,2}, Marc-André Morin^{1,3}, Guillaume F. Bouvet^{1,2},
Philippe Després⁴, Jean-Mathieu Beauregard^{1,2}

¹Département d'imagerie médicale et Centre de recherche (axe oncologie), CHU de Québec – Université Laval, Québec

²Département de Radiologie et médecine nucléaire et Centre de recherche sur le cancer, CHU de Québec – Université Laval, Québec

³Département de médecine nucléaire, Centre Hospitalier de l'Université de Montréal, Montréal

⁴Département de Physique, de Génie physique et d'optique, Université Laval, Québec

Objectifs : L'imagerie SPECT quantitative (QSPECT) au ^{177}Lu renseigne sur l'effet de la thérapie radionucléidique personnalisée (P-PRRT) pour les tumeurs neuro-endocrines. Cependant, cette évaluation ne se base pas sur l'entièreté du fardeau tumoral visible sur les images, principalement en raison d'une segmentation manuelle trop longue ou d'un manque d'algorithmes de segmentation efficaces. Cette étude vise à comparer la performance de diverses méthodes de segmentations semi-automatiques.

Méthodes : Les images QSPECT du cycle 1 et 2 de 50 patients P-PRRT présentant diverses lésions tumorales ont été utilisées. Au total, 24 segmentations différentes ont été appliquées. Parmi elles, des méthodes se basant sur le seuil de l'image (25% du SUV Peak, Peak_25 ; relatif à l'activité du foie, PERCIST) ; des méthodes définissant 2 à 3 *clusters* (« C2 » et « C3 », respectivement) dans l'image (simple FCM ; avec correction spatiale, FCM_S ; et avec correction d'hétérogénéité, FCM_SW ainsi que FLAB), testées sans ou avec l'application d'un masque suivant le contour du patient (suffixes « _NM », et « _M » respectivement) ; des méthodes se basant sur des points de source dans l'image (simple *region growing*, Beth_RG ; *adaptive region growing*, ARG ; isocontour à 50% du SUV_{max} de chaque point de source, Seifert_RG et *watershed transform*, WT). Des méthodes hybrides mêlant *cluster* et les points de source furent également appliquées (« Hybrid_ » en préfix du nom).

Les activités présentes dans les organes furent retirées manuellement pour ne laisser que l'activité tumorale. Un expert, médecin nucléiste, choisit pour chacune de ces images, la segmentation la plus satisfaisante et la modifia manuellement si nécessaire, définissant ainsi le contour de référence. Il catégorisa ensuite l'évolution tumorale de chaque patient : *progressive disease* (PD), *stable disease* (SD), *partial response* (PR) et *complete response* (CR).

Le score de Dice pour chaque segmentation fut calculé par rapport à la référence. Le volume tumoral (MTV), le *total lesion activity* (TLA) et le *total lesion fraction* (TLF, TLA divisé par le poids du patient) furent calculés et également comparés. Chaque tumeur fut ensuite assignée à la région anatomique dans laquelle elle se trouve (foie, ganglions lymphatiques, os et autres). Le pourcentage de tumeurs segmentées par région anatomique fut calculé pour chaque segmentation.

Les évolutions du cycle 1 au cycle 2 (pour les QSPECTs acquis au jour 3 suivant l'injection) du MTV et TLA/TLF furent assignées aux catégories d'évolution tumorales suivantes : augmentation supérieure à 50% (PD) ; entre - 50% et + 50% (SD) ; inférieur à -50% (PR) ; -100% (CR). L'assignation aux différentes catégories fut comparée à celle faite par l'expert.

Résultats : La Figure 1 présente les scores de Dice obtenus pour chaque segmentation. Le WT est celle ayant la moyenne la plus élevée. Ce résultat peut notamment s'expliquer par le fait qu'il s'agit de la segmentation initiale la plus sélectionnée par l'expert avant une éventuelle modification (43/100). La Figure 2 représente le MTV et TLF (TLA identique au TLF) excédant et manquant. Le WT et l'ARG sont les méthodes ayant les valeurs les plus faibles. Par rapport à la référence, Peak_25 et PERCIST présentaient généralement un MTV et TLA trop faible ou trop élevé, respectivement. Les algorithmes ayant été capables de segmenter le plus de tumeurs de faible intensité (ganglions lymphatiques et os particulièrement) furent le WT et le Seifert_RG (Figure 3).

Les patients dont les QSPECTs se sont tenus au jour 3 post-injection furent placés dans les différentes catégories par l'expert : 40 (SD) et 7 (PR). Pour l'évolution du MTV, la méthode au meilleur taux de classification fut ARG (42/47) suivie de WT, Hybrid_WT et Hybrid_ARG (41/47). Pour le TLF les meilleures furent Hybrid_ARG (44/47) suivi de WT, Hybrid_WT et PERCIST (43/47). En TLA ce fut : WT, Hybrid_WT et Hybrid_ARG (44/47).

Conclusion : Les méthodes se basant sur des points de source ont généralement donné de meilleurs résultats de segmentation des tumeurs que les méthodes de *clusters*, hybrides ou se basant sur un seuil. WT et ARG particulièrement ont donné les meilleurs résultats. Le score de Dice du premier s'explique partiellement par le fait qu'il ait été le plus sélectionné par l'expert. Indépendamment de cela, WT était aussi capable de segmenter des tumeurs de faible intensité (os) et permettait de prédire la juste évolution du MTV, du TLA et du TLF dans plus de 87%, 93% et 91% des cas, respectivement. Les résultats du TLA et TLF ont montré que ces valeurs sont à considérer en plus du MTV pour évaluer l'évolution tumorale des patients.

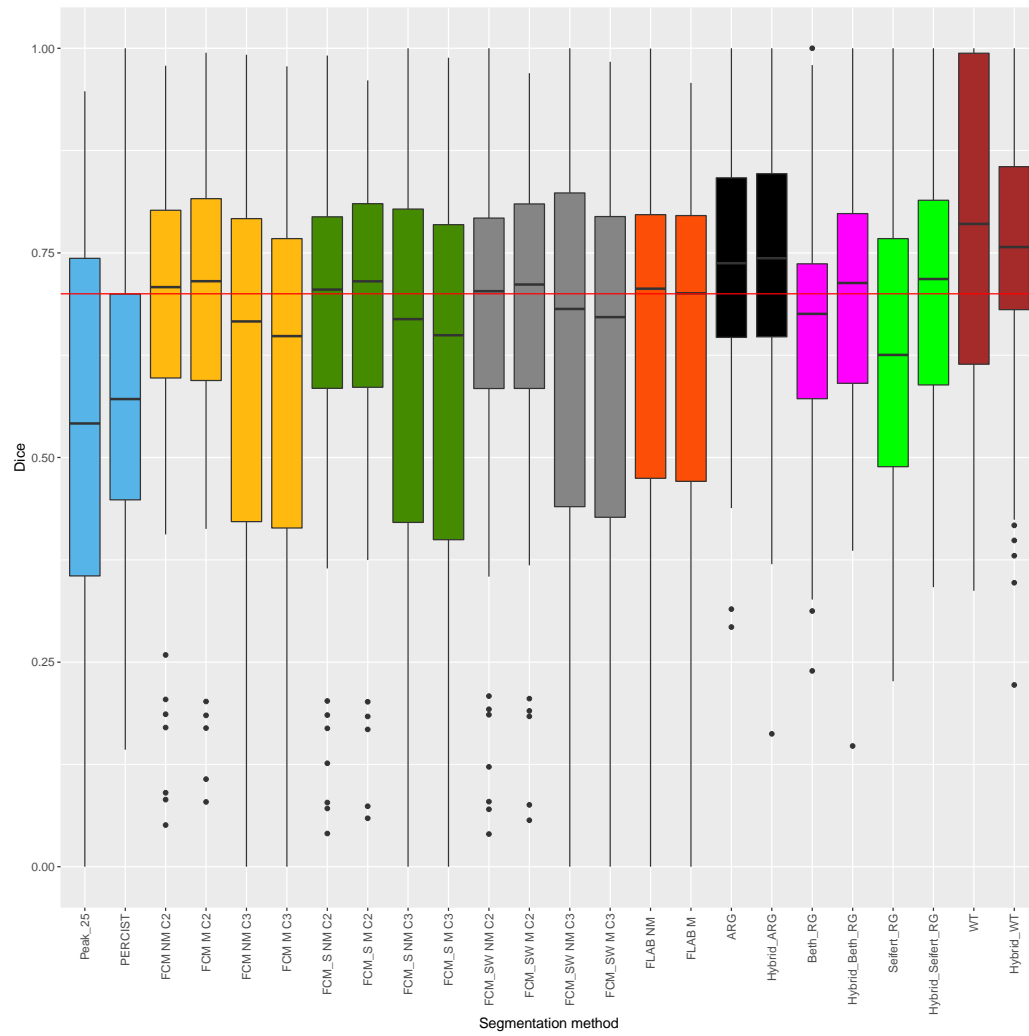


Figure 1 - Score de Dice pour chacune des segmentations (n=100) par rapport à la référence. La ligne rouge horizontale est à 0.7.

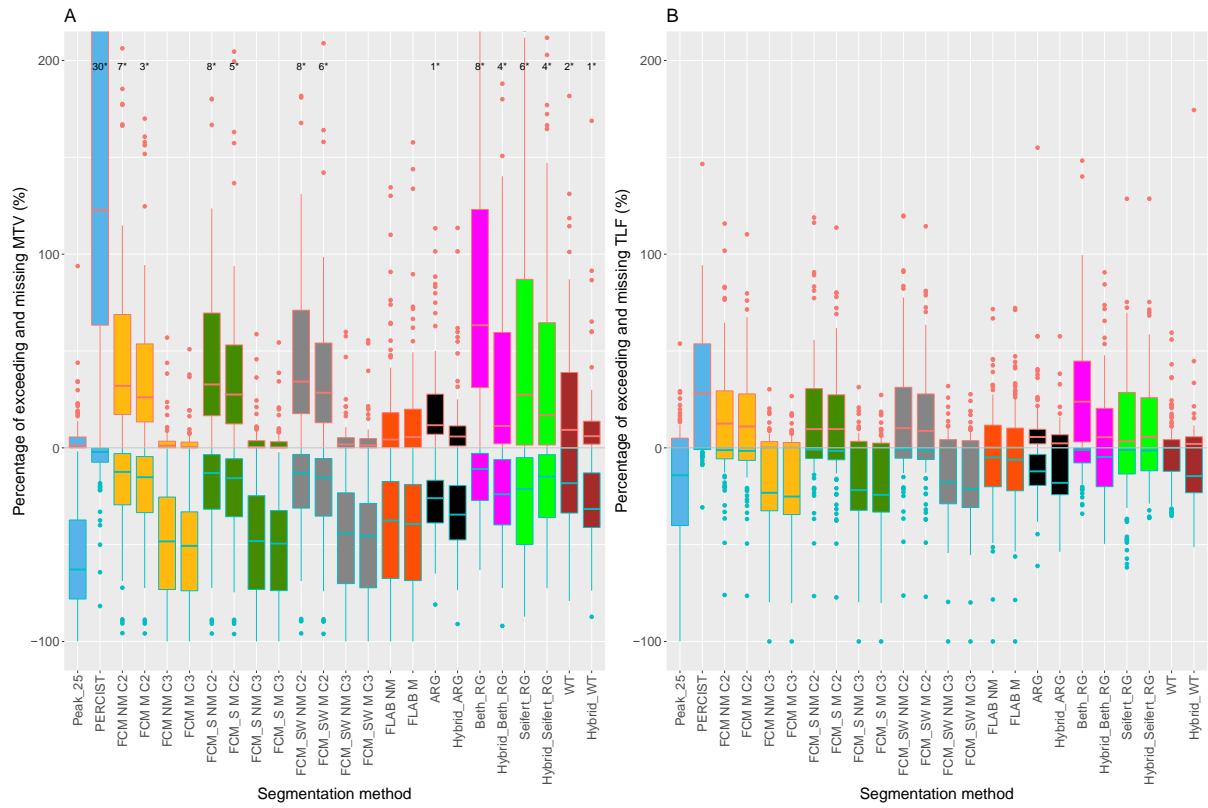


Figure 2 - MTV (A) et TLF (B) excédant (boxplots supérieures à 0) et manquant (inférieures à 0) par rapport à la référence. Les (*) dénombrent le nombre de segmentations supérieures à 200%.

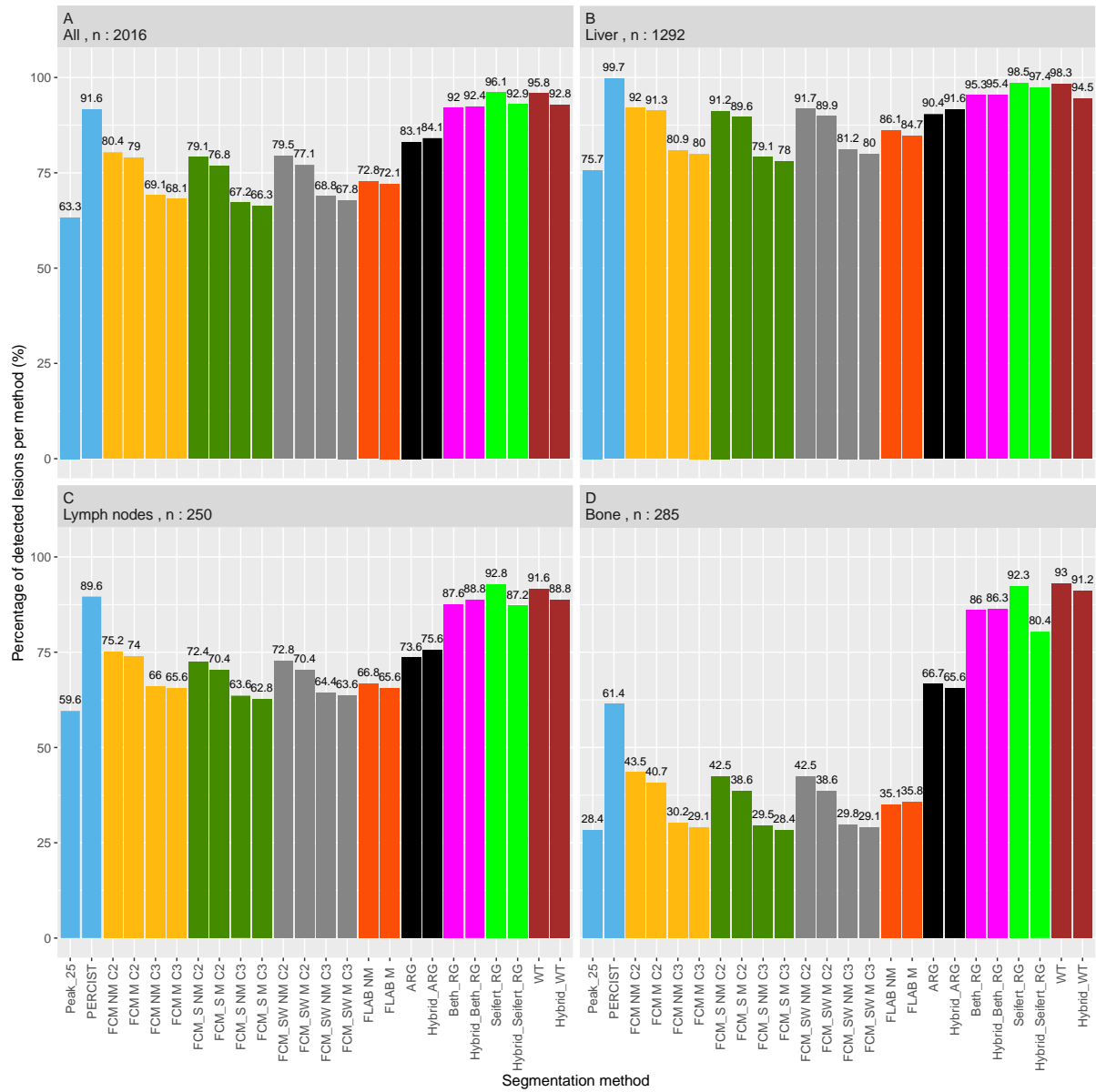


Figure 3 - Pourcentage de tumeurs détectées par méthode de segmentation pour toutes les tumeurs (A), le foie (B), les ganglion lymphatiques (C) et les os (D).

Commissioning and implementing a Quality Assurance program for dedicated radiotherapy MRI simulators

Eric Poulin^{1,2}, Frederic Lacroix^{1,2}, Jean-David Jutras^{1,2},

(1) Radio-Oncologie, CHU de Québec, Québec, QC

(2) Département de physique, génie physique et d'optique, Université Laval, Québec, Qc

Purpose/Objectives: The ACR and AAPM task group's guidelines were recently published, addressing the specific aspects of a quality assurance program and commissioning for state-of-the-art dedicated radiotherapy MR simulators. The goal of the current paper is to present the authors 2 years' experience regarding the commissioning and introduction of a Quality Assurance program based on these recent guidelines.

Materials and Methods: CHU de Québec–Université Laval acquired a MAGNETOM Sola 1.5T MRI simulator dedicated to external-beam RT planning and a Nexaris MR with MAGNETOM Aera 1.5T scanner for interventional brachytherapy. All mandatory commissioning tests of the AAPM report 284 were performed and the authors' main findings are reported. Visual inspection, in-house tools provided by the Siemens clinical or service platform, third party software or in-house python-based code were used. Automation of data analysis was performed through the use of in-house or third-party software. QA data logging and storage is performed using QATrack+ and monitored over time. More specifically, 3D geometric distortion, B0 inhomogeneity, EPI and parallel imaging performance were evaluated.

Results: The complete AAPM tests were performed as part of commissioning and no system related failures were detected on both the MAGNETOM Aera and Sola. The Siemens service platform allows for automatic QA processes and semi-automatic coil tests that meet most of the AAPM recommendations. Fig. 1 shows that shim-tuning was needed within 2 months post-ramping of the magnet as well as 2 additional times during the first 18 months; these 2 events were caused by a large metallic construction bin positioned outside, adjacent to the Sola MRI room. Fig. 2 shows that on the MAGNETOM Sola, the average distortion is on the order of 1 mm for imaging radii of 250 mm or less. For radii of up to 200 mm, the maximum distortion is 1.22 mm, the average is 0.36 mm and the standard deviation is 0.26 mm. Mean, standard deviation and maximum distortion values on the MAGNETOM Aera standard table are roughly double the MAGNETOM Sola values for radii up to 200 mm. EPI geometric distortion, ghosting ratio and long-term stability were found to be under maximum recommended values. The parallel imaging SNR ratio was measured for protocol optimization, and shown to be stable over 12 months, with a ratio close to the upper theoretical limit of 1.41 (GRAPPA factor 2). The calibration method with GRAPPA was found to affect SNR, integration of lines was superior.

Conclusion: The authors' experience showed no major problems during acceptance and commissioning. The QA program tracks advanced features and environmental changes. The Siemens service platform is time-saving in permitting medical physicists to perform most of the TG recommended QA. The MAGNETOM Sola system was found to be more geometrically accurate, with a more homogenous B0 field than the MAGNETOM Aera making it better suited for external-beam RT planning.

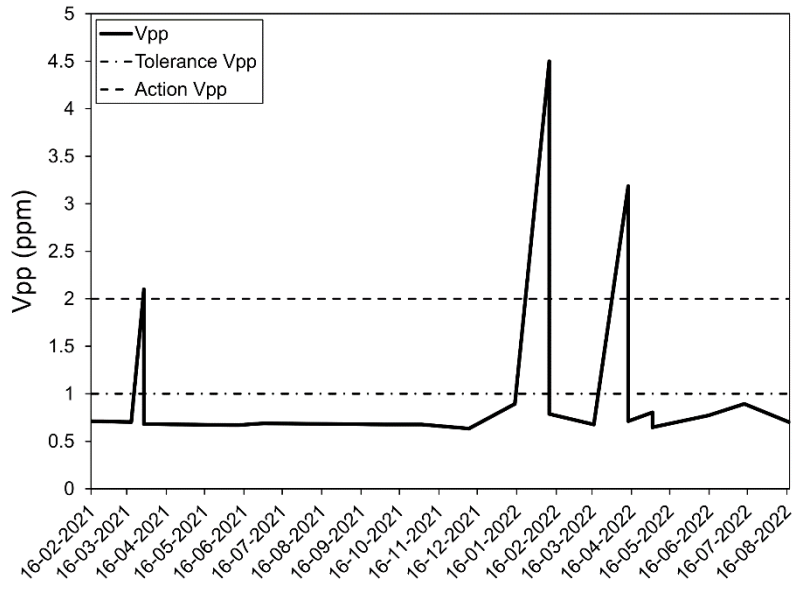


Fig. 1

3D Distortions Summary for MAGNETOM Aera and Sola MRI Scanners averaged over 6 directions with gradient corrections

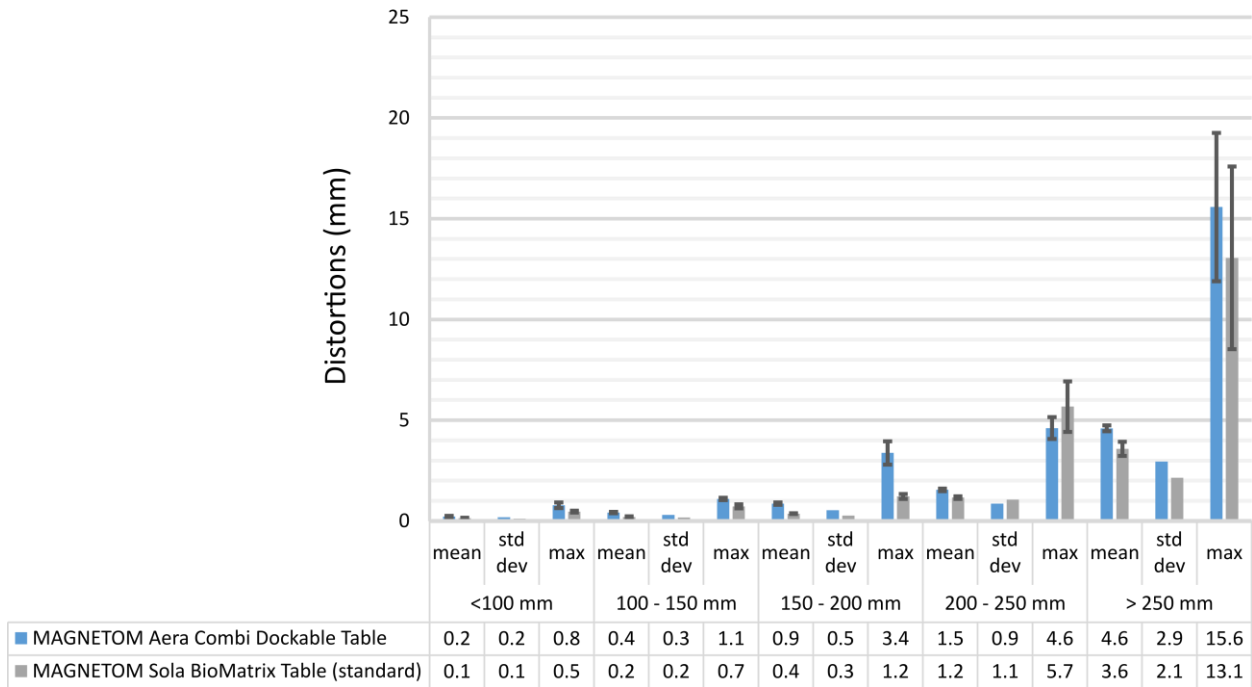


Fig. 2

Deep Learning-Based Automatic Segmentation of Rectal Tumors in Endoscopy Images

Alana Thibodeau-Antonacci^{1,2}, Luca Leon Weishaupt^{3,4}, Aurélie Garant⁵, Corey Miller^{3,6}, Te Vuong⁷, Philippe Nicolai², Shirin A. Enger^{1,3}

1. Medical Physics Unit, McGill University, Montreal, Canada
2. Centre Lasers Intenses et Applications, Université de Bordeaux, Bordeaux, France
3. Lady Davis Institute, Jewish General Hospital, Montreal, Canada
4. Health Sciences and Technology, Harvard & MIT, Cambridge, MA, USA
5. Department of Radiation Oncology, UT Southwestern Medical Center, Dallas, USA
6. Division of Gastroenterology, Jewish General Hospital, Montreal, Canada
7. Department of Oncology, Jewish General Hospital, Montreal, Canada

Background

In Canada, colorectal cancer accounts for 10% of all new cancer diagnoses and 11% of cancer related deaths. About a third of all colorectal cancer cases originate in the rectum with the majority being adenocarcinomas. Chemoradiation followed by total mesorectal excision is the standard of care for locally advanced rectal cancer. Accurate tumor delineation in planning images is essential to deliver precise radiation treatments. Otherwise, healthy tissue might be over-irradiated, or parts of the tumor might be under-irradiated. To facilitate tumor localization, metallic clips can be placed around the lesion during an endoscopy exam before the first treatment. Additionally, regular endoscopy procedures are useful to monitor changes between radiotherapy fractions for adaptive treatment. However, this method is prone to errors as tumors are often difficult to detect. Previous deep learning methods to automatically segment pathologies in endoscopy images have largely ignored the intrinsic inter-observer variability associated with this task.

Purpose

The goal of this study was to quantify the inter- and intra-observer variability associated with the task of identifying and delineating rectal pathologies in endoscopy images. This information will guide the development of an unbiased deep learning-based segmentation model for rectal tumors in endoscopy images.

Methods

Two radiation oncologists and one gastroenterologist identified tumors and treatment change (*i.e.*, radiation proctitis, ulcers and tumor bed scars) in 801 endoscopy images from 24 rectal cancer patients. In cases where the image quality was too low to confidently classify the tissues, the image was labeled as “poor quality”. Whole image classification was compared between annotators by computing the F1-score for the tumor and treatment change classes. Inter-observer variability was also assessed on a contour level for these classes. If any two annotators agreed that a class was present in an image, the Dice score between the contours was calculated. Furthermore, 14 images were randomly selected to determine the intra-observer variability. The images were contoured a second time by the same physicians approximately two years after the initial segmentation and the same metrics used to evaluate the inter-observer

variability were calculated. Additionally, a deep learning model was trained with all annotators' labels simultaneously to perform pixel-wise classification. Grouped stratified splitting was used to divide the data into the training (446 images), validation (88 images) and test (267 images) sets. A dice loss function was used to train a DeepLabV3 model with a pre-trained ResNet50 backbone. Images were normalized according to the COCO standard and resized to 256x256 pixels. Random transformations (horizontal and vertical flipping, 90° rotation, gaussian blurring) were applied once per epoch to the training set with a 50% probability to increase the robustness of the model.

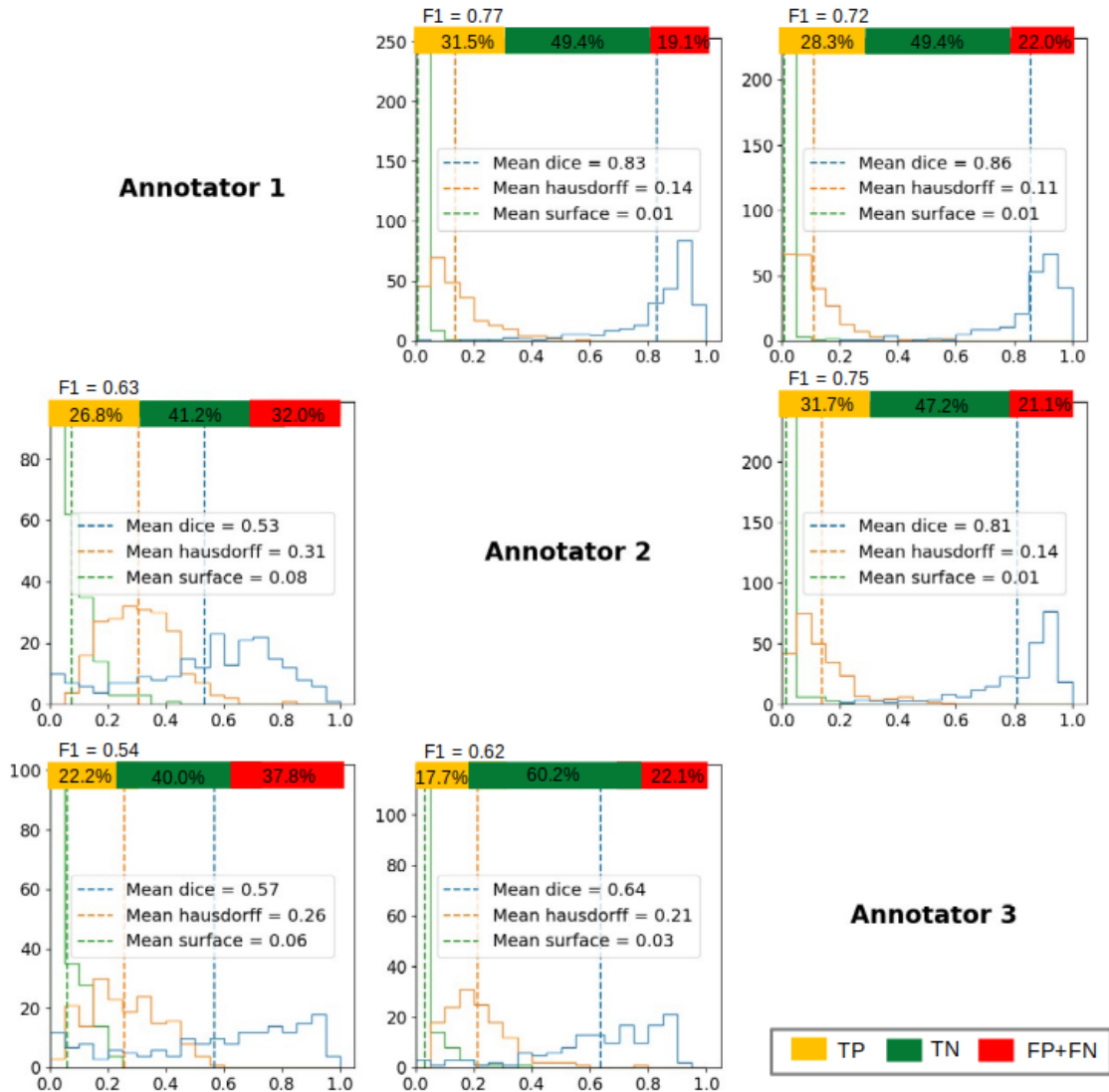
Results

Significant inter-observer variability was reported both for whole image classification and on a contour level (Figure 1). There was a greater disagreement between annotators for the treatment change class than for the tumor class. The average F1-score was 0.75 and 0.60 for tumor and treatment change, respectively, while the average Dice score was 0.83 and 0.58 for these classes. The intra-observer variability was also important for all annotators as shown in Figure 2. The average F1-score was 0.87 and 0.49 for tumor and treatment change, respectively. The average Dice score was 0.76 and 0.72. The deep learning model was able to segment each image in the test set in less than 0.1 seconds on CPU, while manual contours took on average 21 seconds per image. The model achieved an average dice score of 0.63 and 0.50 for tumor and treatment change, respectively. Figure 3a shows a case where the model accurately identified a tumor. In Figure 3b, the model segmented a tumor and treatment change even though majority voting (top left) did not include treatment change. By considering all labels simultaneously, the model was able to reflect the fact that two annotators thought there was a tumor in the image and that another contoured treatment change.

Conclusion

Automated techniques, such as deep learning models, have the potential to standardize and expedite the process of delineating rectal lesions in endoscopy images. Nevertheless, the substantial variability witnessed among different observers in this study underscores the need for careful consideration when establishing ground-truth data for model training. Methods to decrease the inter- and intra-observer variability must be developed to increase the developed model's performance and generalizability.

Tumor



Treatment Change

Figure 1: Inter-observer variability for treatment change (bottom-left) and tumor (top-right). The rows and columns of each plot indicate which annotators' contours are being compared. The true positive (TP), true negative (TN), false positive (FP) and false negative (FN) rates are shown in the bar chart at the top of each plot. In the case where two annotators agreed a class was present in an image, the dice score, average surface distance and Hausdorff distance were computed. These scores are shown as histograms (mean value in dashed line).

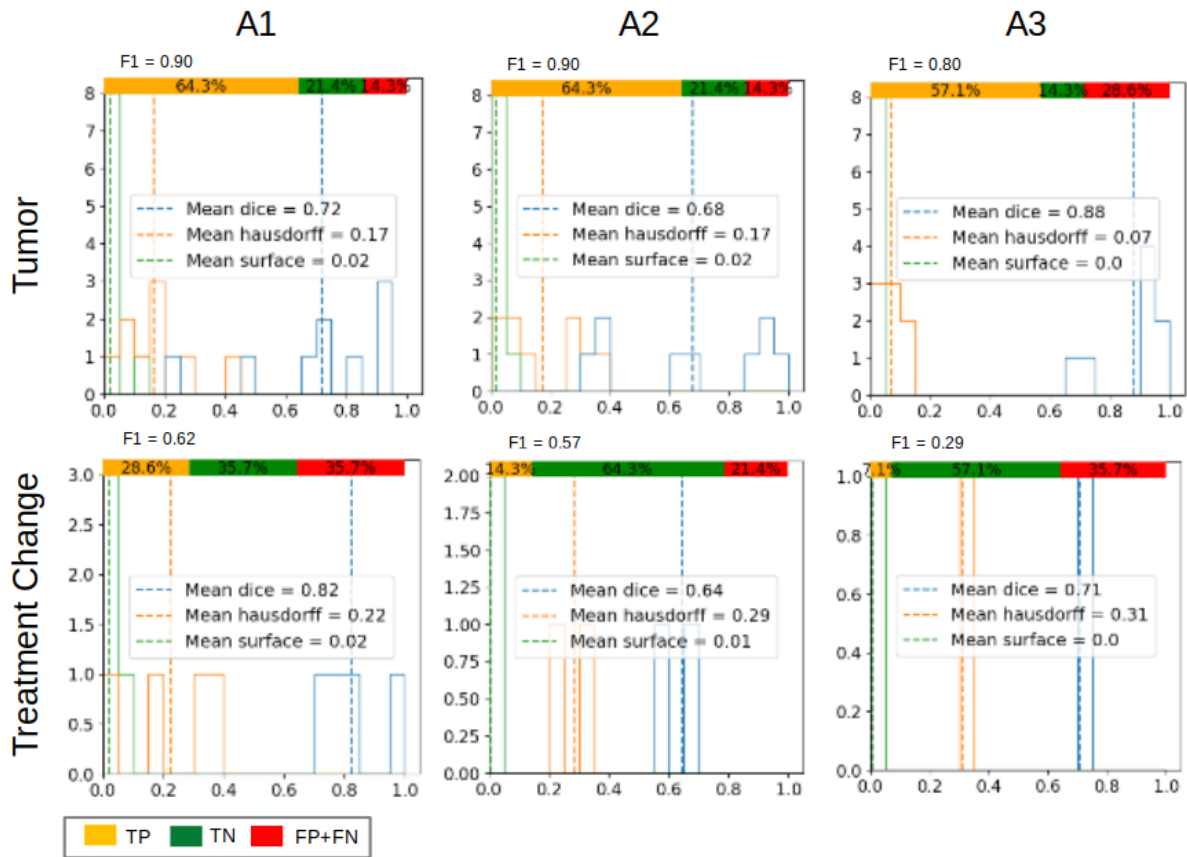


Figure 2: Intra-observer variability for tumor (top) and treatment change (bottom). The true positive (TP), true negative (TN), false positive (FP) and false negative (FN) rates are shown in the bar chart at the top of each plot. In the case where two annotators agreed a class was present in an image, the dice score, average surface distance and Hausdorff distance were computed. These scores are shown as histograms (mean value in dashed line).

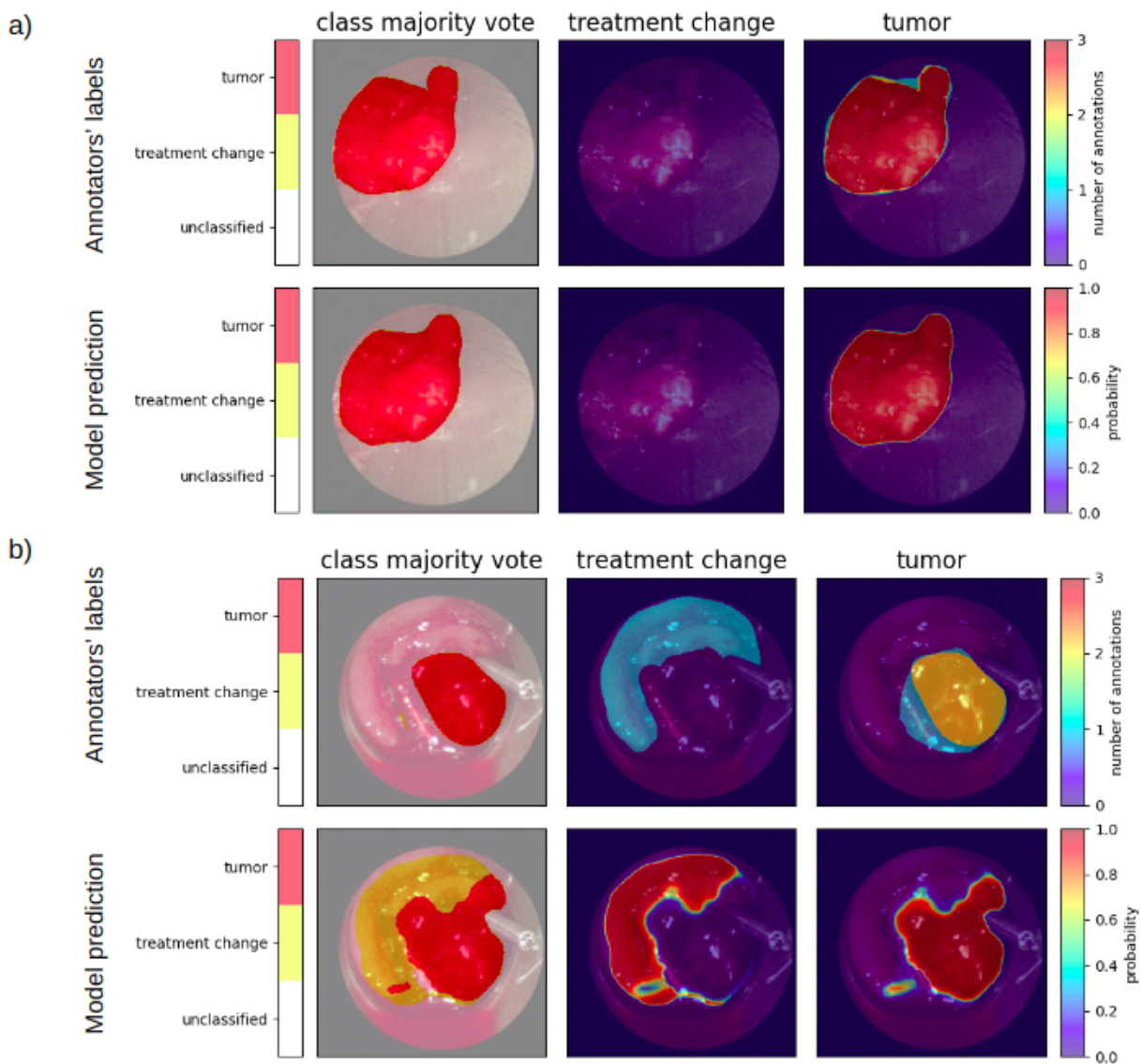


Figure 3: Predictions on images from the test set. For each of the subfigures (a-b), the top row presents the annotators' labels, while the bottom row shows the model's prediction. The first column contains the majority vote for every pixel where each class is represented by a different color. The second and third columns show the number of annotators that labeled the image on the top row and the pixel probabilities on the bottom row for tumor and treatment change, respectively.

Automatisation de la planification des horaires de garde, de clinique et de vérification de plans

Étienne Delisle¹ et Jean-François Aubry¹

¹*Département de radio-oncologie, Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), Montréal, QC, Canada*

L'automatisation est depuis la révolution industrielle une des méthodes par excellence pour augmenter l'efficacité d'un processus, pour diminuer l'occurrence d'erreurs et pour assurer un standard de qualité élevé. Ces qualités sont très attrayantes pour notre service de physique en radio-oncologie au CHUM (SPRO) pour pallier à l'augmentation constante du nombre de patients à traiter et pour assurer un standard de qualité toujours plus élevé. Toutefois, il n'est pas toujours possible d'automatiser un processus directement. Il faut en général s'assurer que le processus a une source d'information propre et complète, que toutes ses étapes sont standardisées et que les usagers concernés sont ouverts à intégrer de l'automatisation dans leur quotidien. Au SPRO, nous entrons les horaires de garde, de clinique et de vérification de plans dans Mosaïq, le processus de planification des horaires se fait en peu d'étapes et les physiciens sont ouverts à automatiser la création des horaires. Ainsi, il était clair que le processus de planification des horaires pouvait être automatisé.

Sur papier, l'automatisation de la planification des horaires de garde, de clinique et de vérification de plans a plusieurs avantages. Théoriquement, l'automatisation de la planification diminue drastiquement la quantité de surveillance et de gestion nécessaire pour s'assurer qu'un horaire complet a été mis en place par l'équipe. De surcroît, l'automatisation des horaires permet d'augmenter significativement la complexité du processus décisionnel. La version finale de l'algorithme de planification des horaires développée au SPRO est capable de planifier une période composée de 60 plages horaires distinctes, utilise une dizaine de contraintes rigides encadrant le processus décisionnel en plus d'une dizaine de préférences configurables par les usagers. Cette taille de problème et niveau de flexibilité ne pourrait pas être atteint manuellement. De même, la flexibilité qu'offre l'automatisation nous permet de produire des horaires qui représentent mieux les préférences de chacun et qui tiennent compte des charges subjectives associées aux différentes combinaisons possibles de plages horaires. En bonus, le projet d'automatisation de la planification des horaires est un premier projet d'automatisation affectant le fonctionnement d'une équipe entière au département. Ainsi, le projet a deux buts, palier aux insuffisances d'une méthode purement manuelle de planification des horaires et de gagner de l'expertise sur la conception, l'implémentation et le déploiement de solutions d'automatisation au département de radio-oncologie du CHUM.

La planification automatique des horaires de garde, de clinique et de vérification de plans a été implémentée avec succès à la fin de l'été 2023 et est en cours d'utilisation au SPRO. Le projet complété comporte quatre composantes différentes.

- **Algorithme de planification des horaires** : L'algorithme utilise la librairie OR-Tools de Google et leur modèle CP-SAT pour définir et résoudre efficacement le problème d'optimisation.
- **Visualisation web des horaires tels que produits par l'algorithme** : Cette visualisation web est une page web simple écrite en Javascript qui est entièrement basée sur le projet TUI Calendar.

-
- **Scripts de vérification automatique des horaires entrés dans Mosaïq** : Le premier script est écrit en Python et envoie un courriel uniquement à la personne ayant oublié d'entrer sa plage horaire dans Mosaïq. L'autre script utilise un système de rapport écrit en Ruby et envoie un courriel à toute l'équipe pour détailler quelles plages horaires n'ont pas été comblées.
 - **Application web pour gérer les paramètres d'optimisation et les préférences et disponibilités des physiciens** : Les configurations de l'application sont stockées dans un projet Python qui utilise le cadre d'application web Django.

Finalement, le développement et la mise en production du système d'automatisation de la planification des horaires fut très formatrice. En particulier, la période de rodage a mis en évidence l'importance de la communication entre l'équipe de développement et les utilisateurs. Il est primordial que l'équipe de développement soit toujours disponible pour répondre aux questions des usagers tout au long du processus. De même, un facteur déterminant dans le succès de l'implémentation fut les courts cycles de développement de l'application. En minimisant le temps entre les mises à jour il était possible d'intégrer les suggestions des usagers environ une fois par semaine, soit à chaque planification des horaires de garde ce qui favorisait un retour rapide de la part des usagers.

Pour conclure, un système tout inclus de planification automatique des horaires de garde, de clinique et de vérification a été mis en place au département de radio-oncologie du CHUM et nous espérons que l'expertise accumulée lors de la conception, de l'implémentation et du déploiement de ce système sera utile pour mener à terme d'autres projets d'automatisation.

Dual Virtual Non-Contrast (Dual-VNC) method: A new quantitative approach for DECT images

Mohsen Beikali Soltani^{1,2} and Hugo Bouchard^{1,2,3}

1 Département de physique, Université de Montréal, Campus MIL, 1375 Av. Thérèse Lavoie-Roux, Montréal, QC, Canada, H2V 0B3

2 Centre de recherche du Centre hospitalier de l'Université de Montréal, 900 rue Saint-Denis, Montréal, QC, Canada, H2X 0A9

3 Département de radio-oncologie, Centre hospitalier de l'Université de Montréal, 1051 Rue Sanguinet, Montréal, QC, Canada, H2X 3E4

Background: The presence of such contrast agents in CT images alters electron density and stopping power ratio (SPR) during treatment planning. These alterations, if not appropriately accounted for, can introduce errors in dose calculations, especially in proton therapy. Obtaining an additional non-contrast CT scan exposes the patient to an additional imaging dose. Moreover, the registration of two image sets is susceptible to errors. To address these challenges, there has been an interest in substituting the traditional non-contrast image with a virtual non-contrast (VNC) image extracted from contrast-enhanced dual energy CT (DECT) images. But in clinical situations, e.g., in the presence of noise and variations in human tissue composition and density, accurately identifying the non-contrast base tissue from contrast-enhanced measurements becomes challenging.

Purpose: In this work, to find the base non-contrast tissue and contrast material fraction from the contrast-enhanced DECT measurement, we propose to investigate the possibility of using published reference human tissues to construct a probabilistic approach based on Bayes' theory, taking into account the statistical nature of measurement and variations in human tissue elemental composition and density.

Methods: In this study, the published database of reference human tissues is used to estimate the systematic and statistical uncertainties for elemental weights and density, which are then used to construct a multi-cluster Gaussian model for reduced HU of non-contrast tissues. The model is evaluated and compared with the two-material decomposition (2-MD) and eigentissue decomposition (ETD) adapted for contrast-enhanced DECT images methods in simulation environments. To assess the performance of the method in the estimation of VNC images for a real patient, an example with clinical data is provided.

Results: The proposed method demonstrated superior performance in the simulation environment compared to the 2-MD and contrast-enhanced ETD methods. For ideal CT numbers when the original non-contrast ETD method is applied on the dual-VNC values, the RMS error of electron density and SPR are 0.021 and 0.023 compared to 0.033 and 0.046 and 0.031 and 0.035 for 2-MD and ETD respectively. For the real patient, the proposed method provides a VNC image with relatively low HU errors (between -4 and 7 HU) for selected region of interests.

Conclusions: The results obtained from the clinical image demonstrate the potential of the proposed method in successfully extracting VNC images in the clinical environment. The VNC images hold promise for various applications in radiology and radiotherapy treatment planning. However, given the significant variations observed in human tissues across different patients, it is essential to evaluate the method using a large number of DECT images from diverse patients. This broader evaluation would provide a more

comprehensive understanding of the method's performance and its generalizability to different patient populations.

Implémentation d'un algorithme de reconstruction itératif pour SPCCT et sa validation par la méthode Monte Carlo

William Beaulieu^{1, *}, et Hugo Bouchard^{1, 2, 3}

¹Université de Montréal, Département de physique, Montréal, Québec, Canada

²Centre de recherche du Centre hospitalier de l'Université de Montréal, Montréal, Québec, Canada

³Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), Département de radio-oncologie, Montréal, Québec, Canada

*william.beaulieu@umontreal.ca

La tomographie spectrale par comptage de photons (SPCCT) diffère de la tomographie conventionnelle (CT) en permettant de résoudre l'information 3D pour des intervalles distincts d'énergies de rayons-X. Le Dr Bouchard a conclu une entente avec MARS BioImaging pour devenir le premier site de référence canadien pour la collaboration MARS, et les développements faits sur le scanner SPCCT MARS MicroLab 5x120 dans son Lambda Lab auront le potentiel d'être intégrés dans le nouveau scanner SPCCT à taille humaine en cours de développement. Récemment, la tomographie spectrale a été explorée pour déduire de l'information à dimensionnalité plus élevée spécifique aux matériaux, ce qui pourrait potentiellement améliorer davantage la précision de l'estimation du ratio de pouvoir d'arrêt (SPR). L'algorithme SIRAS (Statistical Iterative Reconstruction Algorithm for SPCCT) développé récemment a été évalué sur les tissus d'un patient virtuel et il a été montré qu'il surpasse trois approches citées dans la littérature pour la quantification du SPR. Avec la validation de l'algorithme sur de vraies images du scanner MARS à portée de vue, l'acquisition d'un outil permettant de réaliser toutes les opérations nécessaires à cette validation est essentiel pour faciliter celle-ci. Il y a donc un fort besoin d'intégrer l'algorithme SIRAS, actuellement implémenté en MATLAB, avec la librairie Python de calcul scientifique pour la tomographie spectrale, SPECTRAL-CT, développé par le Lambda Lab. Les objectifs de ce projet sont d'implémenter en Python l'algorithme SIRAS, de l'intégrer à la librairie SPECTRAL-CT, et de le valider dans un environnement virtuel.

Essentiellement, l'algorithme SIRAS trouve dans le cadre bayésien l'estimateur *à posteriori* (MAP) du vecteur de densité électronique partielle, \mathbf{y} , en minimisant une fonction de coût composée de trois parties et modélisant la physique du problème. Toutes les parties de la fonction de coût sont d'abord implémentées en programmation orientée objet : un «likelihood» de Poisson utilisé pour décrire le nombre de photons résolus en énergie sur un pixel du détecteur; un «prior» spatial utilisé pour encourager la cohérence des valeurs de pixels voisins; et un «prior» quantitatif utilisé pour réaliser une régularisation qui contraint les valeurs de densité électronique partielle à une gamme spécifique de valeurs tabulées pour les tissus humains. La fonction de coût totale est obtenue en sommant les trois parties, soit

$$L(\mathbf{y}) = l_L(\mathbf{y}) + l_{p_s}(\mathbf{y}) + l_{p_o}(\mathbf{y})$$

Ensuite, la méthode permettant d'estimer la densité électronique partielle du volume en minimisant la fonction de coût est implémentée; pour l'algorithme SIRAS, il s'agit de la méthode du gradient conjugué non linéaire.

Une fois implémenté, l'algorithme est validé dans un environnement de simulation virtuel. Une image 512x512 pixels du fantôme Gammex 467 est utilisée en entrée et sa map de densité électronique partielle est calculée, \mathbf{y}^{GT} , ce qui permet ensuite de calculer les maps «ground truth» de la densité électronique (ρ_e^{GT}), du SPR (SPR^{GT}), et de la composition élémentaire (W^{GT}). Un bruit gaussien d'amplitude proportionnelle à la valeur de chaque pixel est ajouté à \mathbf{y}_{GT} pour former un estimé initial, \mathbf{y}_0 , et celui-ci est placé en entrée de l'algorithme pour 1000 itérations de la méthode du gradient conjugué non linéaire. L'estimé *à posteriori*, $\hat{\mathbf{y}}$, est trouvé en sortie et permet de calculer les estimés des mêmes paramètres physiques, soit $\hat{\rho}_e$, \hat{SPR} et \hat{W} . Une comparaison des résultats estimés avec les résultats ground truth et une analyse de la convergence de l'algorithme permettent alors de réaliser une première validation de la nouvelle implémentation.

La figure 1 montre les maps estimées (première ligne), les maps ground truth (deuxième ligne) et les maps d'erreur pour ρ_e , W_H , W_{Ca} et SPR . Il est possible de constater que les erreurs sont assez conservatives, avec des erreurs relatives maximales de l'ordre de 4% pour ρ_e et 5% pour SPR , et des erreurs absolues maximales de

l'ordre de 1% pour W_H et W_{Ca} . La figure 2 présente la variation de la fonction de coût lors des 1000 itérations de l'algorithme. On observe que la fonction de coût totale est bien diminuée à chaque itération, ce qui est attendu pour un algorithme convergent, mais que cette diminution suit principalement le comportement de la partie likelihood qui est plusieurs ordres de grandeur supérieure aux deux autres parties.

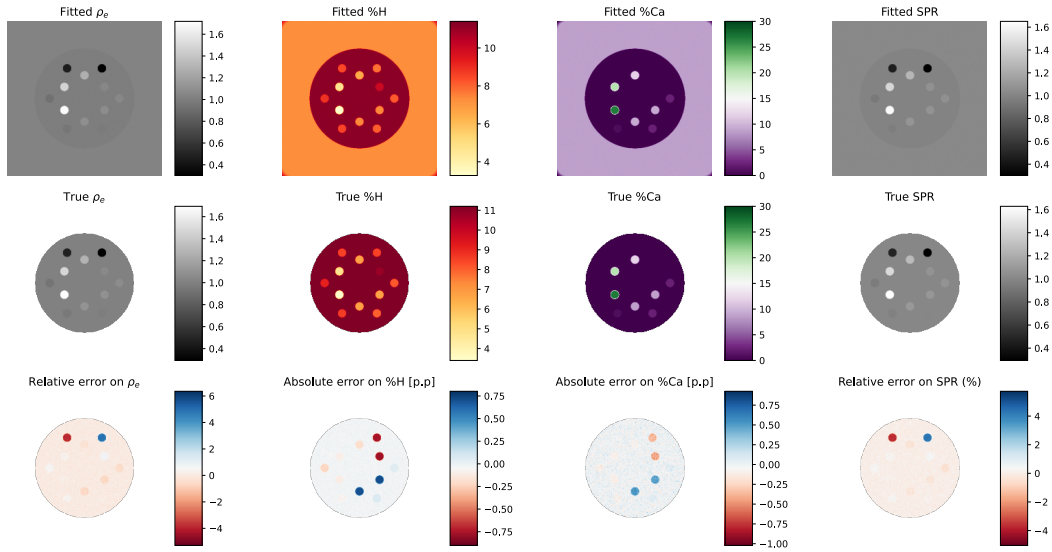


Figure 1: Comparaison des valeurs estimées et ground truth des paramètres physiques d'intérêt. De gauche à droite: ρ_e , W_H , W_{Ca} et SPR.

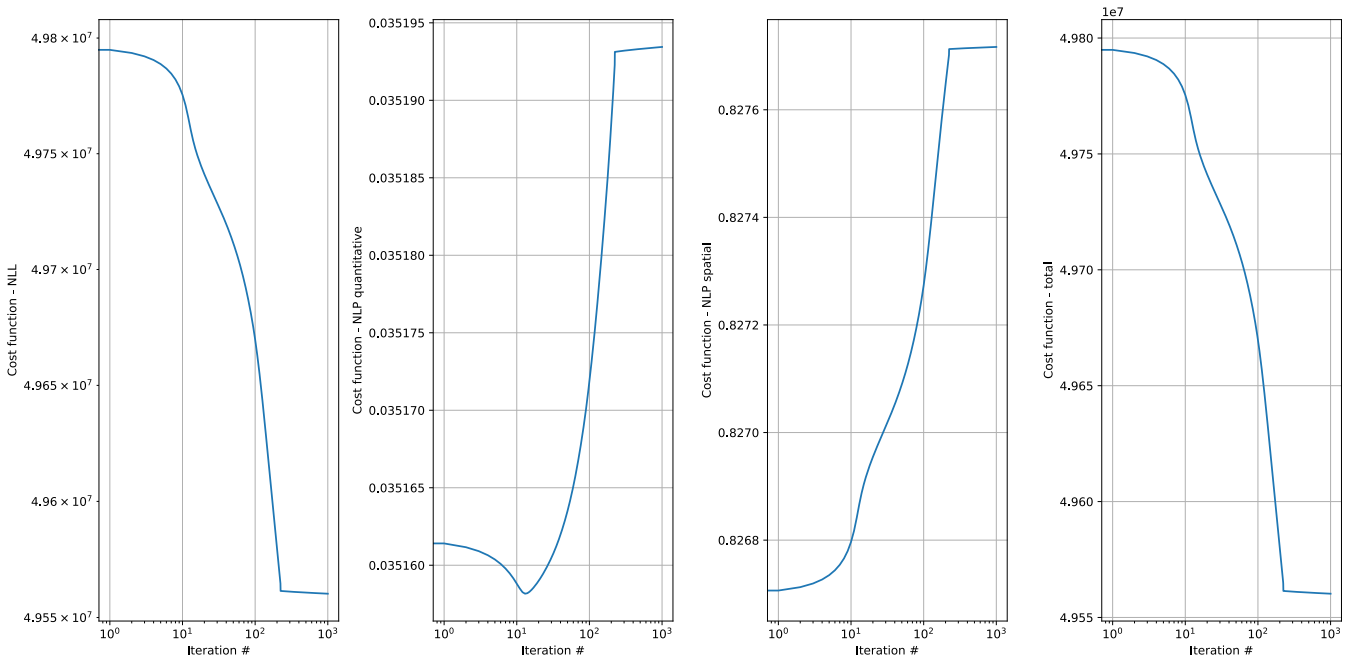


Figure 2: Évolution des parties de la fonction de coût et de la fonction de coût totale en fonction du numéro d'itération. De gauche à droite: likelihood $l_L(\hat{y})$, prior quantitatif $l_{p_Q}(\hat{y})$, prior spatial $l_{p_S}(\hat{y})$, fonction de coût totale $L(\hat{y})$.

Les prochaines étapes pour la validation consisteront à comparer la performance de la nouvelle implémentation avec l'ancienne réalisée en Matlab, et de réaliser une application (user-code) EGSnrc en librairie C++ permettant de calculer les matrices de projections de l'algorithme. Il est anticipé que l'implémentation et la validation de l'algorithme SIRAS permettront d'éliminer les artéfacts d'imagerie présent dans l'algorithme natif du

MARS (anneau, durcissement de faisceau, biais).

Remerciements

Je tiens à remercier le soutien financier et organisationnel fourni par l'Institut TransMedTech.