

Congrès annuel de l'AQPMC

Programme 2024

Du 21 au 26 octobre 2024



Présentateurs invités

Caroline LeSter, Université Paris-Saclay, CEA

Dipesh Niraula, Moffitt Cancer Center

Alexandra Bourgouin, CNRC

Charles-Antoine Collins Fekete, University College London

Laure Parent, Présidente de la Société Française de Physique Médicale

Jessica Clements, University of Vermont Medical Center

Louis Archambault, Université Laval

Philippe Després, Université Laval

Merci à nos partenaires



SUN NUCLEAR

A MIRION MEDICAL COMPANY

 **Elekta**

varian

A Siemens Healthineers Company

visionrt

SIEMENS
Healthineers 



MEDRON MEDICAL SYSTEMS INC.

COMING TOGETHER IN HEALTHCARE

RaySearch
Laboratories




DONALDSON MARPHIL


Medical

Horaire des présentations



**Congrès annuel de l'AQPMC
2024
Du 21 au 26 octobre 2024**

LUNDI, 21 octobre – Session Intelligence artificielle et apprentissage automatique			
Modérateurs : Daniel Markel			
11h30	11h35	Ouverture de la session	
11h35	12h00	Dipesh Niraula PhD, Moffitt Cancer Center	Development and Human-AI Interaction Evaluation of ARcliDS: a therapeutic clinical decision support system for response-adaptive radiotherapy
12h05	12h30		Présentation de Vision RT par Jad Farah
12h30	12h45	Jean-François Aubry PhD, MCCPM CHUM	Implémentation d'une solution d'intelligence artificielle de segmentation automatique d'organes à risques : Organs RT de Varian
12h45	13h00	Alana Thibodeau-Antonacci, Étudiante au doctorat, Université McGill	Trade-off of Different Deep Learning-Based Auto-Segmentation Approaches for Treatment Planning of Pediatric Craniospinal Irradiation
13h00	13h15	Juan Felipe Duran, Étudiant au doctorat Université McGill	Image entière de lames histologiques (WSI) pour la prédiction de la survie sans récurrence (DFS) sur le jeu de données TCGA-HNSC : Injection de connaissances des variables cliniques via l'apprentissage contrastif



MARDI, 22 octobre – Session Imagerie par résonance magnétique & Impression 3D			
Modérateurs : Ives Levesque, Jean-Charles Côté			
11h30	Ouverture de la session		
11h35	12h05	Caroline Le Ster PhD, Université Paris-Saclay, CEA	Imagerie à ultra-haut champ magnétique : premières images in vivo à 11.7T chez l'humain
12h05	12h30	 SUN NUCLEAR A MIRION MEDICAL COMPANY	Présentation de Sun Nuclear Jason Tracy, Medical Physicist
12h30	12h45	Philippe Dionne Étudiant à la maîtrise, Université Laval	Caractérisation des séquences 2D Turbo Spin Echo (TSE) Deep Resolve pour l'accélération, la réduction de bruit et l'augmentation de la résolution spatiale en imagerie par résonance magnétique (IRM).

12h45	13h00	Jorge Campos, Étudiant au doctorat, Université McGill	Mapping fat-water separated R1, R2*, and fat fraction with bipolar multi-echo MP2RAGE
13h00	13h15	Karim Zerouali MCCPM, CHUM	Création d'un gabarit de découpe pour la confection du bolus rose en clinique
13h15	13h30	Stéphane Bedwani PhD, CHUM	Impression 3D d'un nouvel espaceur buccal : une histoire de collaboration et de créativité en radio-oncologie

MERCREDI, 23 octobre – Session Quantification précise du rayonnement ionisant			
Modérateurs : Nadia Octave, Yuji Kamio			
11h30	11h35	Ouverture de la session	
11h35	12h05	Alexandra Bourgouin PhD, CNRC	Réduire l'incertitude, accroître la confiance: métrologie du rayonnement ionisant au CNRC
12h05	12h20	Bernelin Thilbault Mathieu, Étudiant au doctorat, CRCHUM-Université Laval	Mise en oeuvre et validation de la surveillance de dose basée sur un Beam Current Transformer (BCT) dans des faisceaux d'électrons à très haut débit (UHDR)
12h20	12h35	Maryam Rahbaran, Étudiante au doctorat, Université McGill	Dosimétrie de curiethérapie intravasculaire avec des images de tomographie en cohérence optique
12h35	12h50	Mérodie Cyr, Étudiante au doctorat, Université McGill	Développement d'une méthodologie complète pour mesurer la diffusion des atomes radioactifs Alpha-DaRT dans un modèle animal orthotopique intra-rectal
12h50	13h05	Azin Esmaelbeigi, Étudiante au doctorat, Université McGill	Variability of Xofig electronic brachytherapy sources


JEUDI, 24 octobre - Session Sécurité et Assurance Qualité

Modérateurs : Frédéric Beaulieu, Jean-François Aubry

			
11h30	11h35	Ouverture de la session	
11h35	11h50	Bruno Carozza MSc CISSS de Laval	Comité Multicentre pour les Vérifications de Dossiers
11h50	12h05	Camille Pacher, CSUM	Expérience de l'inspection CNESST au CSUM
12h05	12h30	 A Siemens Healthineers Company	RapidArc Dynamic Vanessa Magliari
12h30	12h45	Nicolas Varfalvy PhD CHUQ	Sondage 2024 pancanadien du NQCP sur les CQ patient
12h45	13h00	Dany Simard MCCPM, Comité Assurance Qualité	Guide pour le contrôle de la qualité des chambres à ionisation utilisées cliniquement pour la radiothérapie au Québec : recommandations par le sous-comité pour l'assurance de la qualité de l'AQPMC.

VENDREDI, 25 octobre - Session Intégration des données cliniques et modélisation

Modérateurs : Mathieu Goulet

11h30	11h35	Ouverture de la session	
11h35	12h05	Charles-Antoine Collins Fekete, PhD, University College London	Depuis l'IA multimodal jusqu'à l'intégration en clinique: Perspective des Royaumes-Unis
12h05	12h30		Solutions d'AQ spécifiques aux patients par DOSIsoft/Elekta, François De Blois, PhD, FCCPM, FCOMP
12h30	12h45	Yujing Zou, Étudiante au doctorat, Université McGill	Multimodal Integration of Pre-treatment Clinical Variables and Pathology Reports for Overall Survival Prediction in Head and Neck Cancers
12h45	13h00	Philippe Dionne Étudiant à la maîtrise, Université Laval	Variabilité inter-observateur entre la segmentation des lésions visibles à l'imagerie par résonance magnétique multiparamétrique (IRMmp) dans la planification du traitement du cancer de la prostate
13h00	13h15	Kayla O'Sullivan-Steben Étudiante au doctorat, Université McGill	Protecting privacy by defacing head and neck cancer imaging datasets for radiotherapy

XXVI^e Assemblée générale annuelle et congrès 2024 de l'AQPMC**Samedi 26 octobre 2024**

Centre des congrès de Lévis, Québec

Horaire	Activités	
7h30	Visite du CRIC de l'Hôtel-Dieu de Lévis	
8h30 - 9h00	Déjeuner	
9h00	Mot de bienvenue et rapport du président	
9h15	Conseiller en communication	
9h30	Conseiller en sciences et éducation & Comité étudiant	
9h45	Conseiller en assurance qualité et radio protection	
10h00	Secrétaire – Trésorier – états financiers	
10h15 - 10h30	Pause	
10h30-11h00	Règlements – nominations – élections	
11h00-11h45	Conseiller en affaires professionnels	
11h45-12h30	Président - Conseiller en affaires professionnels : Discussion	
12h30	Mot de la fin - clôture	
12h30 - 13h30	Diner	
13h30	Début du congrès	
13h30 - 14h05	Louis Archambault PhD. Professeur Université Laval	Intelligence artificielle en radio-oncologie
14h05-14h40	Philippe Després PhD. Professeur Université Laval	Rôles des physiciens dans les infrastructures numériques
14h40 - 15h00	Isaac Gomez Sarmiento MSc., Université Laval	Présentation du lauréat du prix Jean Pouliot 2023
15h00 - 15h15	Pause	
15h15 - 16h00	Jessica Clements, DABR, FAAPM, The University of Vermont Medical Center	Scope of Practice for Clinical Medical Physics
16h00 - 16h45	Laure Parent, Présidente de la Société Française de Physique Médicale (SFPM)	
16h45 - 18h00	Cocktail & Kiosques des commanditaires	
18h00	Repas 3 services	
20h00	Mot de la fin - clôture	

Implémentation d'une solution d'intelligence artificielle de segmentation automatique d'organes à risques : Organes RT de Varian

En radio-oncologie, la segmentation des organes sains, aussi appelés organes à risques (OAR) nécessite un temps substantiel par le radio-oncologue ou tout autre professionnel spécialisé (comme un dosimétriste par exemple).

La commercialisation de nouveaux algorithmes d'auto-segmentation des organes basés sur des modèles d'intelligence artificielle rend possible l'automatisation de cette tâche avec un haut niveau de qualité. Le nombre d'organes segmentés et la qualité des contours sera fonction du modèle obtenu par intelligence artificielle développé par chaque fournisseur. Le modèle est amélioré régulièrement par le fournisseur qui entraîne son modèle de manière continue.

Le 1^{er} novembre 2023, la solution commerciale AI-Rad Companion Organes RT de Varian a été implémentée en clinique au département de radio-oncologie du CHUM. Le CHUM a ainsi été le 1^{er} utilisateur clinique d'Organes RT au Canada.

La solution choisie a pour objectif de permettre une optimisation des ressources humaines du département, l'optimisation des processus cliniques ainsi que l'harmonisation de la qualité des dessins d'OARs dans le département.

Après 10 mois d'utilisation clinique, un processus d'analyse de différents indicateurs de performance (qualitatifs et quantitatifs) est présentement en cours afin d'évaluer la pertinence de la solution et son impact dans la pratique clinique du département.

Les objectifs de cette communication sont les suivants :

- Décrire les enjeux organisationnels et techniques vécus lors des différentes étapes d'implémentation
- Présenter certains indicateurs qualitatifs de qualité et de satisfaction basés sur des sondages (par exemple ceux illustrés à la figure 1)
- Illustrer la relation entre la performance de la solution et le nombre d'OARs demandés (figure 2).

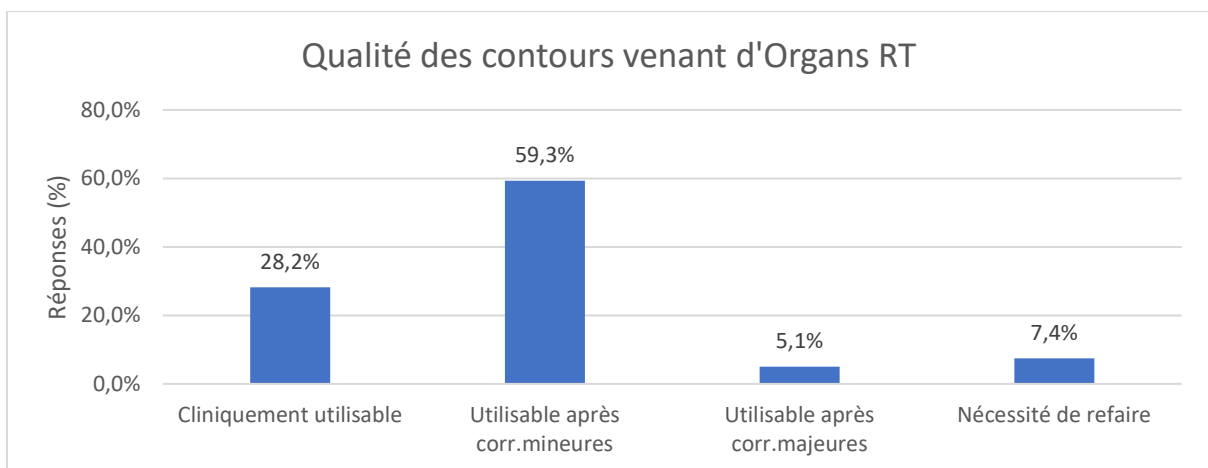


Figure 1. Appréciation des radio-oncologues des contours venant du logiciel Organes RT. Résultats sur environ 1100 patients.

Trade-off of Different Deep Learning-Based Auto-Segmentation Approaches for Treatment Planning of Pediatric Craniospinal Irradiation

Alana Thibodeau-Antonacci,¹ Marija Popovic,¹ Ozgur Ates,² Chia-Ho Hua,² James Schneider,³ Sonia Skamene,⁴ Carolyn Freeman,⁴ Shirin Abbasinejad Enger,^{1,5} and James Man Git Tsui⁴

1. Medical Physics Unit, Department of Oncology, McGill University, Montreal, Quebec, Canada
2. Department of Radiation Oncology, St. Jude Children's Research Hospital, Memphis, USA
3. Department of Radiation Oncology, Jewish General Hospital, Montreal, Canada
4. Gerald Bronfman Department of Oncology, McGill University, Montreal, Quebec, Canada
5. Lady Davis Institute for Medical Research, Jewish General Hospital, Montreal, Quebec, Canada

Background: As auto-segmentation tools become integral to radiotherapy, more commercial products emerge. However, they may not always suit our needs. For example, using adult-trained commercial software for the contouring of organs at risk (OARs) of pediatric patients.

Purpose: This study aimed to compare three auto-segmentation approaches in the context of pediatric craniospinal irradiation (CSI): commercial, out-of-the-box, and in-house.

Methods: CT scans from 142 pediatric patients undergoing CSI were obtained from St. Jude Children's Research Hospital (training: 115; validation: 27). A test dataset comprising 16 CT scans was collected from the McGill University Health Centre. All images underwent manual delineation of 18 OARs. LimbusAI v1.7 served as the commercial product, while nnU-Net was trained for benchmarking. Additionally, a two-step in-house approach was pursued. In the first step, orthogonal Digitally Reconstructed Radiographs (DRRs) were generated for each patient, and instance detection algorithms (YOLOv5) were trained to identify the bounding boxes containing the organs of interest on the resulting 2D images. Smaller 3D CT scans were recovered and then used as input to train organ-specific models. Three variants of the U-Net architecture were explored: a basic U-Net, an attention U-Net, and a 2.5D U-Net. Figure 1 summarizes the in-house model pipeline. The dice similarity coefficient (DSC) assessed segmentation accuracy and the DSC trend with age was investigated (Mann-Kendall test).

Results: Figure 2 compares the DSC values between all models for every structure on the validation and test datasets. Differences in the contours between the validation and test datasets reflected distinct institutional standards. For example, St. Jude Children's Hospital segments only the vertebral body, while the MUHC also includes the vertebral arch, transverse and spinous processes. This difference in segmentation explains the decrease in DSC scores observed for both the in-house models and the nnU-Net on the test dataset. Additionally, the lungs and left kidney displayed an increasing age-related trend of the DSC values with LimbusAI on both validation and test datasets. LimbusAI contours of the esophagus were

often truncated distally and mistaken for the trachea for younger patients. The kidneys frequently exhibited false negatives, leading to lower mean DSC values of up to 0.11 on the validation set and 0.07 on the test set compared to the other models. Overall, nnU-Net achieved good performance for body organs, but exhibited difficulty differentiating the laterality of head structures, resulting in a large variation of DSC values. This can be attributed to the model's use of mirroring as a data augmentation technique, which flips the organs horizontally during training. All in-house models generally had similar DSC values when compared against each other and nnU-Net. Inference time on the test data was between 47-55 min on a CPU for the in-house models, while it was 1h21m with a V100 GPU for the nnU-Net.

Conclusions: LimbusAI could not adapt well to pediatric anatomy for certain structures. When commercial products do not suit the study population, the nnU-Net is a viable option but requires adjustments. In resource-constrained settings, the in-house model provides an alternative. Implementing an automated segmentation tool requires careful monitoring and quality assurance regardless of approach.

Pipeline

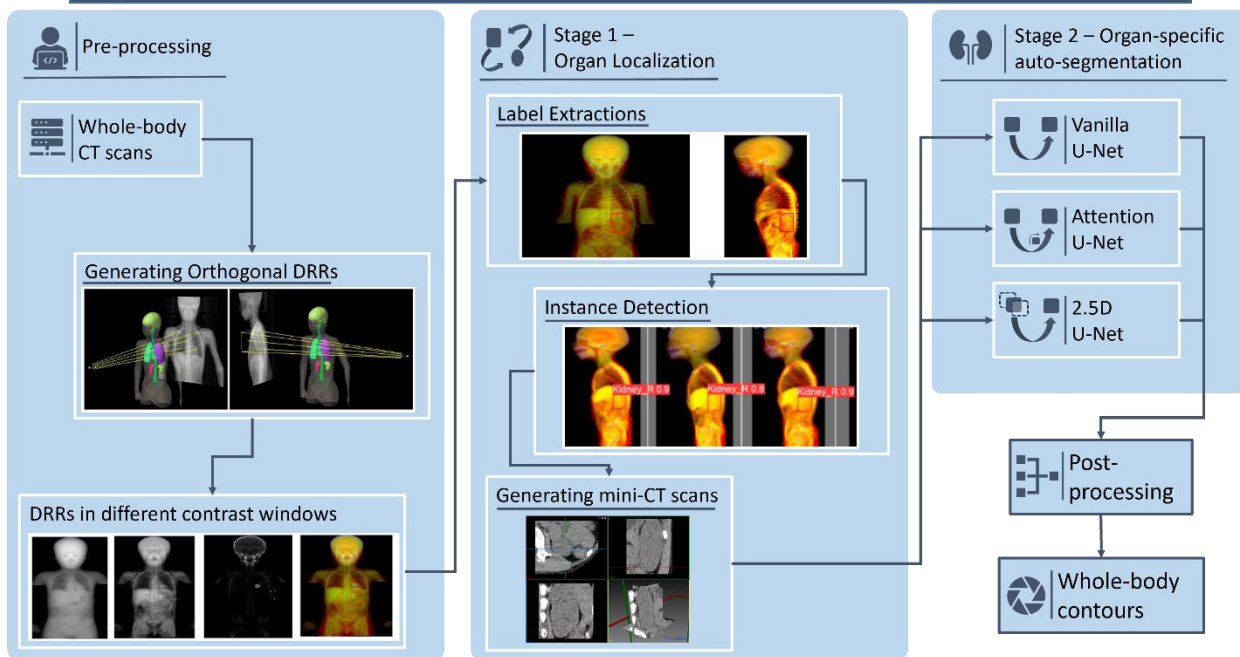


Figure 1 – Pipeline of the in-house model. Pairs of orthogonal DRRs are generated from whole-body CT scans with four contrast windows. In the organ localization stage, labels containing the coordinates of the structure-specific ROIs are extracted using YOLOv5 to generate mini-CT scans. The scans are then fed to the organ-specific auto-segmentation stage. Three different U-Net variants were trained to infer segmentation masks that are then post-processed and combined to obtain the OARs contours in the whole-body scans.

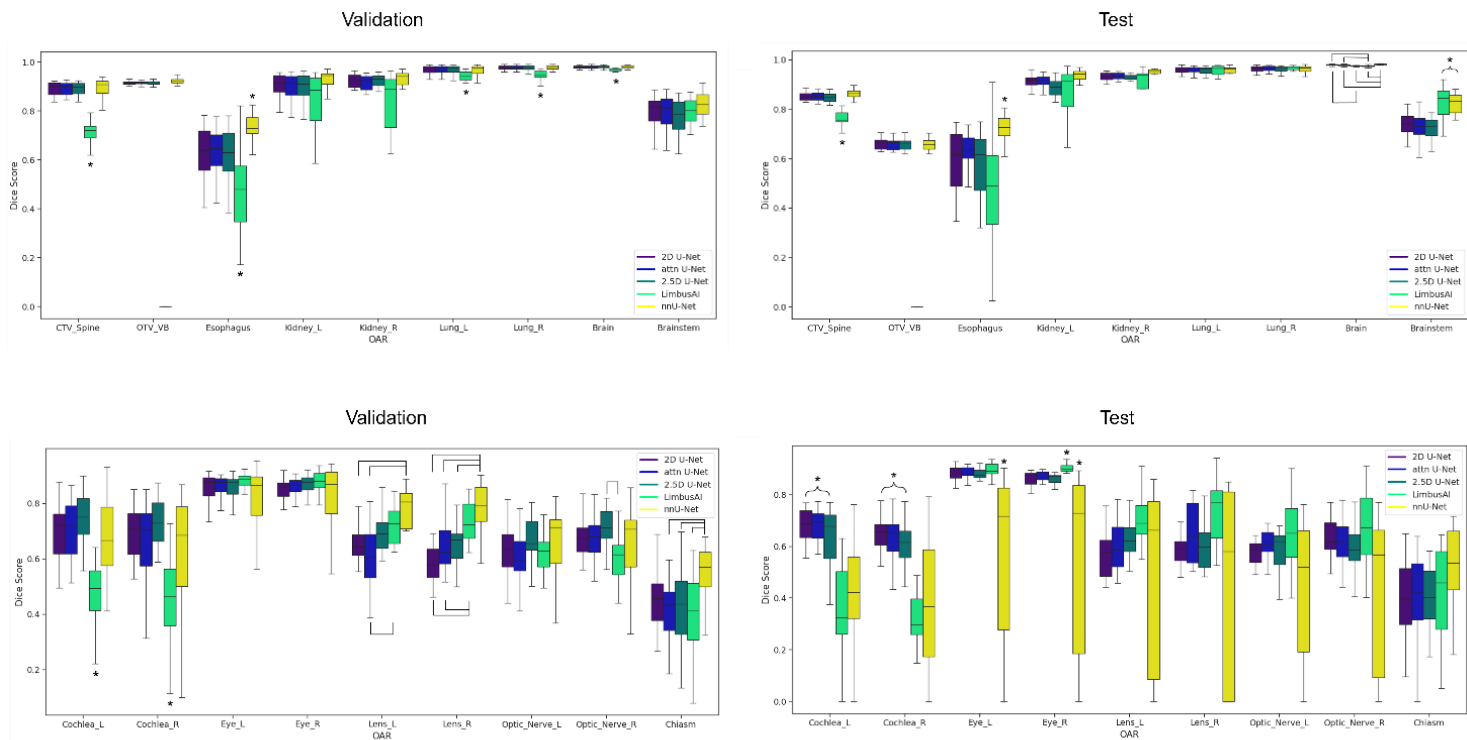


Figure 2 – Comparison of the DSC for body (top row) and head (bottom row) organs of the validation and test datasets. Asterisks signify that a model’s performance is significantly different from all other models, whereas brackets indicate significant differences between a pair of models.

Nom: Juan Felipe Duran

Superviseur: Shirin Abbasi Nejad Enger

Affiliation: Centre universitaire de santé McGill (CUSM)

Titre: Image entière de lames histologiques (WSI) pour la prédiction de la survie sans récurrence (DFS) sur le jeu de données TCGA-HNSC : Injection de connaissances des variables cliniques via l'apprentissage contrastif

Le cancer de la tête et du cou reste un problème majeur au Canada, avec environ 8 100 nouveaux cas et 2 100 décès attendus en 2024. L'oncologie de précision vise à maximiser la survie et à améliorer les résultats des patients. Les images de lames entières (Whole Slide Images, WSIs), colorées avec l'hématoxyline et l'éosine (H&E), jouent un rôle clé dans le diagnostic du cancer. Cependant, le processus de décision actuel au sein des comités de tumeurs présente des limites telles que la coordination complexe et les biais humains. Pour remédier ces limites, les modèles d'apprentissage automatique (ML) deviennent populaires dans la communauté scientifique pour analyser les WSIs et les données cliniques afin de prédire la survie.

Nous proposons une nouvelle approche pour l'analyse de survie des patients atteints de cancer de la tête et du cou en intégrant les WSIs et les données cliniques. Nous utilisons le Hierarchical Image Pyramid Transformer (HIPT) pour extraire des embeddings des WSIs, suivi d'une régression de survie pour classer les patients en fonction de la survie sans récurrence (DFS). Le modèle HIPT traite des tuiles d'images multi-résolutions pour capturer des caractéristiques globales et locales, créant des embeddings robustes pour chaque patient. Ces représentations sont étiquetées avec les temps de survie, fournissant une base pour la stratification. En parallèle, les variables cliniques sont transformées en embeddings à l'aide du FTTransformer. Nous appliquons un mécanisme d'attention multi-têtes pour capturer différents motifs des embeddings cliniques. Ces embeddings sont ensuite regroupés avec k-means ($k=2$) pour classer les patients en deux groupes de risque.

Pour affiner les représentations WSI, nous utilisons l'apprentissage contrastif supervisé, inspiré par SupCon. Nous utilisons les classes sélectionnées par les embeddings cliniques pour séparer les embeddings des WSI. Les paires positives consistent en différentes WSI dans la même cohorte de risque, et les paires négatives incluent des WSIs de cohortes opposées. Nous utilisons la perte NT-Xent pour minimiser la distance entre paires positives et maximiser la divergence entre paires négatives.

Notre ensemble de données comprenait 528 patients issus de TCGA-HNSC et la DFS a été sélectionnée comme métrique de survie. Cet indicateur est plus pertinent que la survie globale (OS), qui peut être influencée par des causes de décès non liées au cancer. Les variables cliniques ont été harmonisées selon différentes éditions du système de classification TNM de l'AJCC.

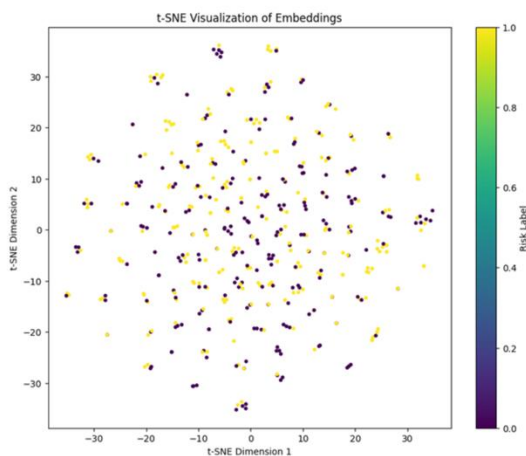
Nous avons mené plusieurs expériences pour évaluer notre pipeline. Dans la première configuration, nous avons utilisé uniquement les embeddings WSI, obtenant un indice de concordance (C-index) de 0,52. Ensuite, nous avons appliqué l'analyse de survie avec seulement les données cliniques, obtenant un C-index de 0,58. Enfin, les représentations WSI ont été affinées avec les informations cliniques, atteignant un C-index de 0,59. Ces résultats montrent

que l'intégration des données cliniques améliore la performance des modèles de survie basés sur les WSIs.

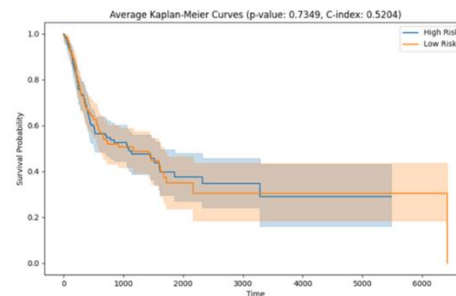
Pour illustrer le concept, les visualisations par t-SNE ci-dessous montrent les données avant et après l'apprentissage contrastif en utilisant la médiane de survie pour séparer les données en deux groupes. Initialement, les représentations WSI étaient éparses, avec une faible séparation entre cohortes à haut et bas risque. Après l'affinement, les clusters étaient plus distincts.

L'analyse de Kaplan-Meier a validé ces résultats. Notre approche exploite les forces de l'intégration de données multimodales, combinant WSIs et variables cliniques pour créer un cadre de prédiction de survie plus complet. Cela aborde les limites de la prise de décision manuelle des comités en fournissant des stratifications de risque objectives. L'utilisation de l'apprentissage contrastif pour affiner les représentations WSI représente une approche novatrice pour améliorer la précision de la prédiction.

En conclusion, notre modèle montre que l'intégration des WSIs et des données cliniques via l'apprentissage contrastif améliore les performances des modèles d'analyse de survie. Les représentations WSI affinées sont plus discriminantes, permettant une meilleure identification des patients à haut et faible risque. Cette approche a le potentiel d'améliorer l'oncologie de précision avec des plans de traitement plus précis et personnalisés pour les patients atteints de cancer. Les travaux futurs se concentreront sur l'extension à d'autres types de cancers.

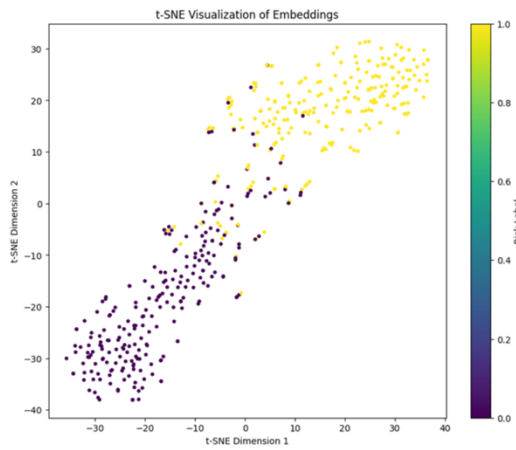


((a)) Visualisation t-SNE des données

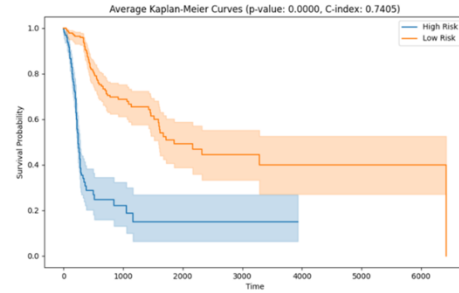


((b)) Courbes de survie Kaplan-Meier

Figure 1: Visualisation des embeddings dans l'espace latent (gauche) à l'aide de t-SNE et des courbes de survie Kaplan-Meier correspondantes (droite) avant l'affinement des embeddings. Le graphique t-SNE montre le regroupement des échantillons dans l'espace latent, tandis que les courbes Kaplan-Meier illustrent l'analyse de survie basée sur les embeddings actuels, avant tout affinement.



((a)) Visualisation t-SNE des données



((b)) Courbes de survie Kaplan-Meier

Figure 2: Visualisation des embeddings dans l'espace latent (gauche) à l'aide de t-SNE et des courbes de survie Kaplan-Meier correspondantes (droite) après l'affinement des embeddings. Le graphique t-SNE montre l'amélioration du regroupement des échantillons dans l'espace latent, tandis que les courbes Kaplan-Meier illustrent l'analyse de survie basée sur les embeddings affinés, reflétant une meilleure séparation des groupes de patients.

Caractérisation des séquences 2D Turbo Spin Echo (TSE) *Deep Resolve* pour l'accélération, la réduction de bruit et l'augmentation de la résolution spatiale en imagerie par résonance magnétique (IRM).

Éric Poulin^{1,2}, Philippe Dionne^{1,2}, Frédéric Lacroix^{1,2} Louis Archambault^{1,2}

¹ Département de physique, génie physique et d'optique, Université Laval, Québec, Canada.

² Service de physique médicale et de radioprotection, Centre Intégré de cancérologie, CHU de Québec - Université Laval, Québec, Canada.

Objectifs: L'intelligence artificielle (IA) a le potentiel de grandement accélérer l'acquisition et la reconstruction des images en IRM. Le but de cette étude est d'évaluer la qualité d'images issue de l'utilisation des séquences *Deep Resolve* de la compagnie Siemens Healthineers à l'aide de fantôme d'imagerie afin d'en faciliter l'implémentation clinique.

Méthode: Le scanner MAGNETOM Sola 1.5T (Siemens Healthineers, Allemagne) a été utilisé avec les fantômes ACR ainsi que CaliberMRI Essentiels. *Deep Resolve Gain* et *Deep Resolve Boost* ont été testés en utilisant divers niveaux de débruitage dans le but de caractériser la qualité d'images des séquences. Ces séquences ont également été testées en les combinant ou non avec Sharp, un réseau de neurones profond servant à améliorer la résolution spatiale des images. Boost et Gain peuvent être aussi combinés avec GRAPPA (facteur p) et Boost avec l'acquisition multicoupes simultanée (facteur s). Le débruitage Boost peut être de faible à élevé (Blow, Bmed, Bhigh), tandis que Gain peut avoir des niveaux de débruitage et d'amélioration variables. Nous rapportons l'impact de Boost et Gain, avec et sans Sharp, sur les rayons de faible contraste ACR, le rapport signal/bruit (SNR) et la résolution spatiale, en utilisant différents facteurs d'accélération. L'impact sur le temps d'acquisition et de reconstruction est également présenté. Des séquences T2 TSE axiales de la prostate (336x336) ont été utilisées, et les paramètres ont été maintenus constants.

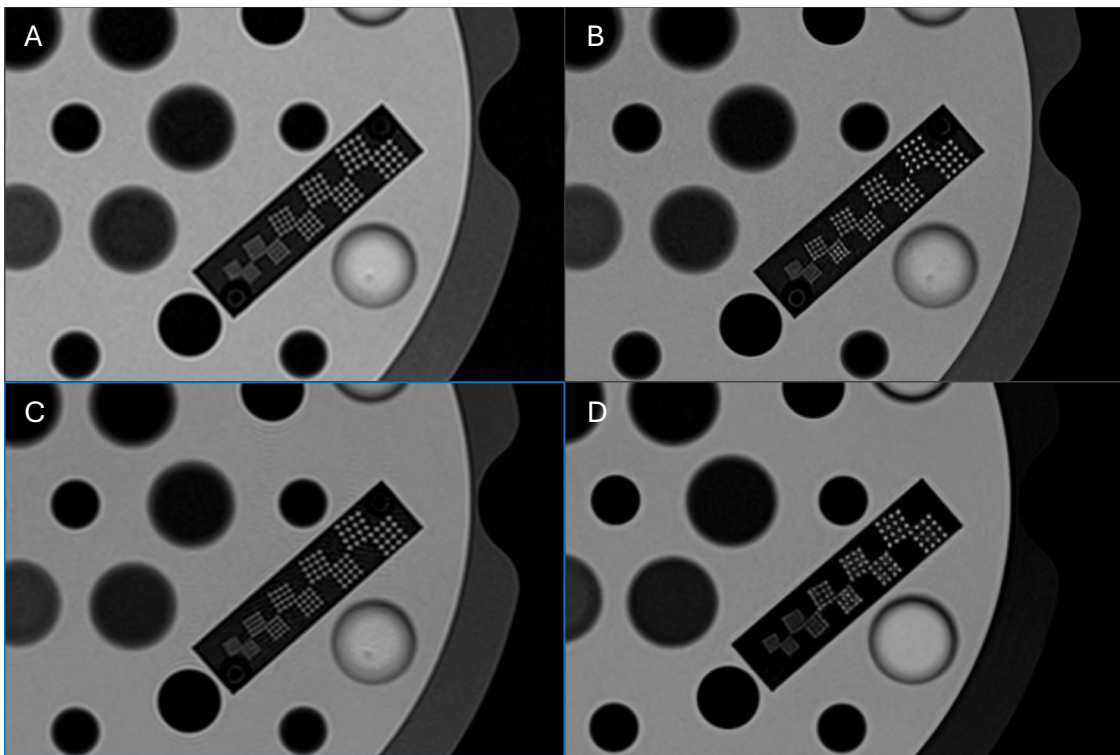
Résultats: L'accélération p3s2 réduit le rapport signal/bruit (SNR) de 50 % par rapport à p2. L'utilisation de Bmed maintient le SNR à 65 %, permettant l'acquisition d'images cliniques en p3s2. Il a été constaté que Boost conserve le SNR jusqu'à p4, tandis que l'ajout de Sharp contribue à une réduction du SNR de moins de 10%. Blow offre de faibles performances, tandis que Bhigh permet une augmentation du SNR de 125 % par rapport à Bmed. Gain entraîne une réduction du signal de 10 % par rapport à Boost et Gain combiné avec Sharp provoque une réduction du signal de 68 %. Les rayons de faible contraste ACR sont conservés jusqu'en p3 avec Boost, tandis que Gain affecte le nombre de rayons détectés à partir de p2. Avec Sharp, une amélioration de la résolution d'image de 0,1 mm a été observée, permettant ainsi de réduire la taille de la matrice à 288. Le temps de reconstruction d'image avec Boost peut atteindre 2 minutes (336x336), tandis que l'accélération du temps d'acquisition peut atteindre 60 %.

Conclusions: L'algorithme Deep Resolve Boost s'est avéré supérieur à Deep Resolve Gain et offre la possibilité d'augmenter la résolution spatiale de 0,1 mm en combinaison avec Boost. Le temps d'acquisition peut être considérablement réduit de 60 %, avec un impact minimal sur le rapport signal/bruit (SNR). Une étude clinique est en cours pour évaluer le protocole standard de la prostate en comparaison avec le protocole optimisé de Deep Resolve Boost.

Table 1 : Impact de la taille de matrice sur le temps d'acquisition, de reconstruction et sur le SNR comparé à la séquence standard avec facteur p3.

Taille de matrice	Séquence	Temps acquisitions	Temps reconstruction	SNR (Normalisé à p3 336 x 336)
[voxel]	[-]	[mm:ss]	[mm:ss]	[%]
256 x 256	p3 BMed	3:50	1:23	158.7
	p3 BMed Sharp	3:50	1:11	138.6
336 x 336	p3	5:03	0:07	-
	p3 BMed	5:04	2:10	123.4
	p3 BMed Sharp	5:04	2:03	115.9
512 x 512	p3 BMed	7:30	4:21	64.5
	p3 BMed Sharp	7:30	4:23	60.4

Figure 1 : Illustration de l'impact sur la résolution spatiale selon la séquence d'imagerie utilisée. A) p3 336 B) p2 336 BMed + sharp C) p3 336 BMed D) p3 288 BMed + sharp.



Mapping fat-water separated R_1 , R_2^* , and fat fraction with bipolar multi-echo MP2RAGE

J. Campos¹, M.-A. Fortin¹, V. Fortier², A. van der Kouwe³, C. Ciobanu¹, E. McNabb², R.-C. Bider¹, and I. R. Levesque^{1,4}

¹Medical Physics Unit, McGill, ²Medical Imaging, MUHC, ³A.A. Martinos Center for Biomedical Imaging, Massachusetts General Hospital, and ⁴Research Institute of the MUHC

Abstract

Background: Joint measurement of proton density fat fraction (PDFF), fat and water-specific longitudinal relaxation rates (R_{1f} and R_{1w} , respectively), and effective transverse relaxation rate (R_2^*) enables applications like MR-oximetry. Current 3D multiparametric mapping techniques lack accuracy and precision across all four parameters, particularly for R_{1f} ($1-5 \text{ s}^{-1}$) or require B_1 field inhomogeneity corrections.

Purpose: To develop a technique for simultaneous measurement of PDFF, R_{1f} , R_{1w} , and R_2^* combining the Multi-Echo Magnetization Prepared Two Rapid Acquisition of Gradient Echoes (ME-MP2RAGE) sequence and fat-water separation methods. We also aim to evaluate the use of bipolar readout gradient pulses in the ME-MP2RAGE sequence. We hypothesized that the higher time efficiency for data collection and shorter echo spacing provided by bipolar gradients, compared to unipolar gradients, increase the accuracy and precision of PDFF, R_{1f} , R_{1w} , and R_2^* .

Methods: R_{1w} and R_{1f} were calculated with fat-specific and water-specific MP2RAGE signals. R_2^* and PDFF maps were obtained from fat-water separation applied to the second RAGE block. Protocols with different combinations of number of echoes and readout gradient schemes were designed to evaluate changes in accuracy and precision due to these parameters (protocols: 3 echoes unipolar, 6 echoes unipolar, 6 echoes bipolar, and 10 echoes bipolar). Protocols were tested with phantom experiments. The phantom consisted of 5 vials containing emulsions of agar gel, peanut oil, and gadolinium-based contrast agent (GBCA; Gadovist 1.0 M, Bayer), 1 vial of agar gel doped with GBCA, and 1 vial of pure oil. All vials were immersed in a cylindrical enclosure filled with a water solution of GBCA and table salt. ME-MP2RAGE measurements in phantoms were validated by comparison with an Inversion Recovery (IR) experiment for R_1 measurement in pure oil and water vials and with a Fast Low Angle Shot (FLASH) 3D experiment for PDFF and R_2^* measurements. Finally, the 10 echoes bipolar protocol was evaluated in vivo in the lower leg and neck of a healthy volunteer (male, 24 years old).

Results and conclusions: Combining the ME-MP2RAGE sequence with fat-water separation methods enables PDFF, R_{1f} , R_{1w} , and R_2^* joint mapping. In phantoms, bipolar protocols maximize the number of echoes leading to improvements in precision and accuracy. Figure 1 shows a comparison between reference measurements and the 10 echoes bipolar ME-MP2RAGE protocol. The ME-MP2RAGE 10 echoes bipolar protocol was the most precise in phantom measurements. Compared to IR measurement in pure oil and water, all ME-MP2RAGE protocols presented $<8\%$ absolute error for R_1 . 6 echoes unipolar and 10 echoes bipolar protocols presented excellent agreement with FLASH 3D R_2^* measurements. In vivo, high quality quantitative maps were produced for the lower leg and neck of a healthy volunteer. Figure 2 shows the quantitative maps for the anatomies considered in the pilot study. Maps enable clear identification of

muscle, subcutaneous fat, and bone marrow. PDFF, R_{1f} , R_{1w} , and R_2^* evaluated in these maps are in range with reported values in literature.

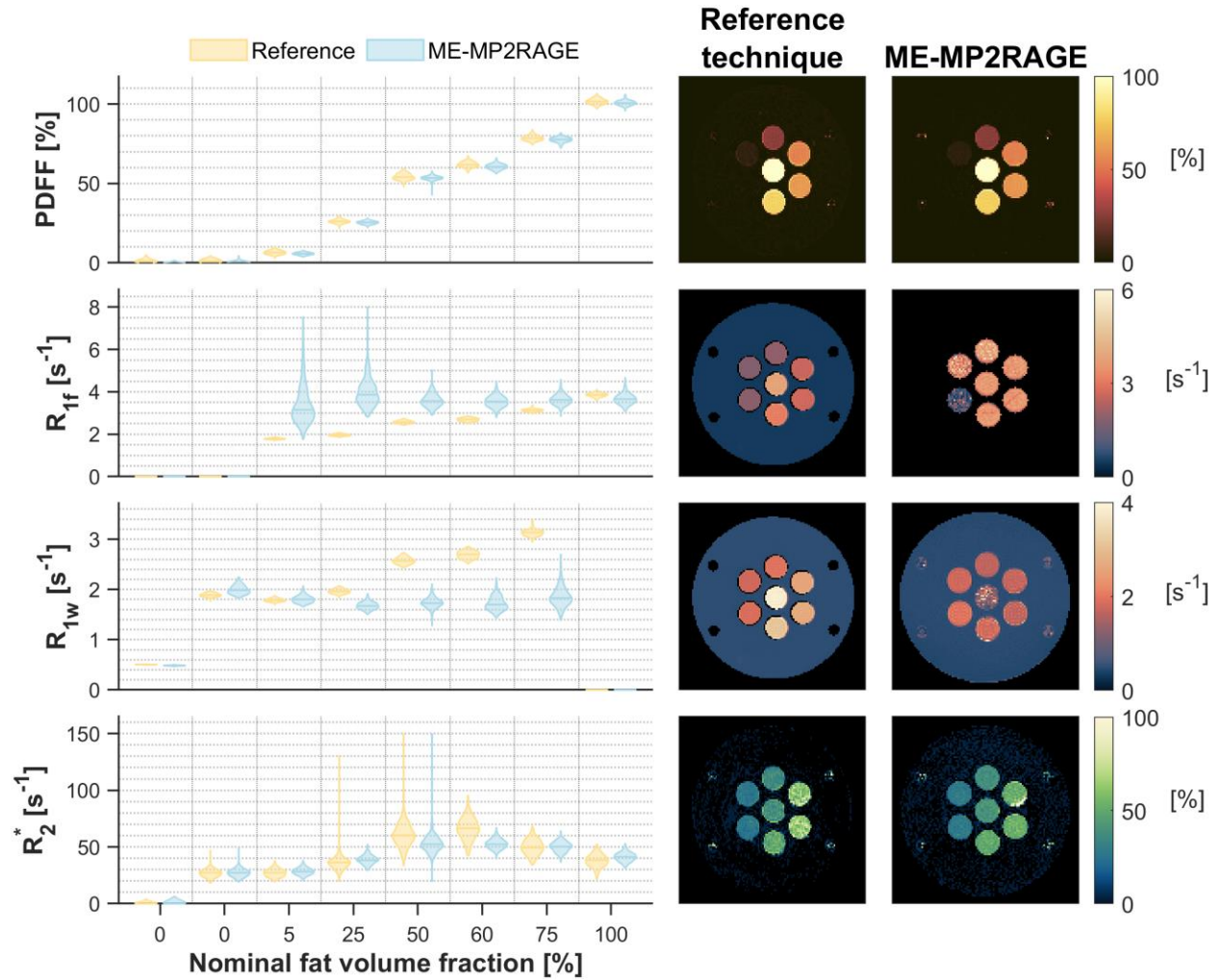


Figure 1: Comparison of ME-MP2RAGE protocol (10 echoes bipolar) with reference techniques. Left: Violin plots for PDFF, R_{1f} , R_{1w} , and R_2^* maps evaluated in ROIs covering a portion of the large phantom compartment and the position of the. Right: Quantitative maps for the reference technique and the ME-MP2RAGE protocol.

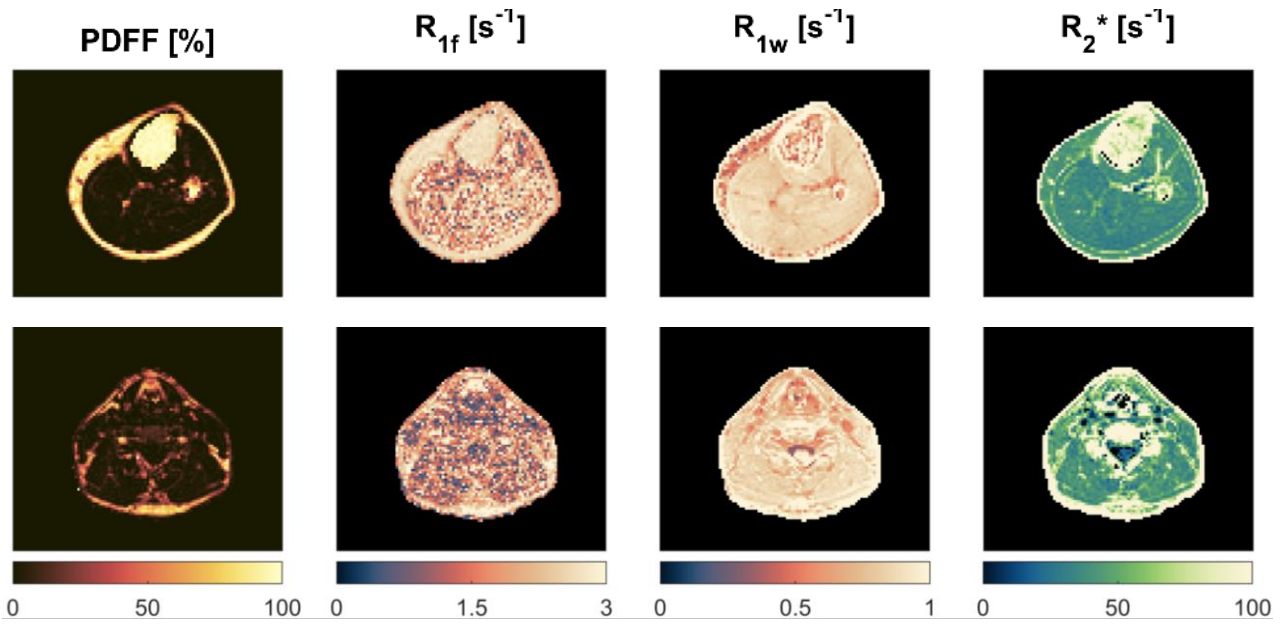


Figure 2: In vivo pilot study using the proposed ME-MP2RAGE technique (10 echoes bipolar protocol). Top: PDFF, R_{1f} , R_{1w} , and R_2^* maps of a cross section of the lower leg. Voxel size: $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$, FOV: $188 \times 160 \times 158 \text{ mm}^3$, scan time: 3 min 36 seconds. Bottom: PDFF, R_{1f} , R_{1w} , and R_2^* maps of a cross section of the neck. Voxel size: $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$, FOV: $256 \times 208 \times 188 \text{ mm}^3$, scan time: 4 min 25 seconds.

Création d'un gabarit de découpe pour la confection du bolus rose en clinique

Karim Zerouali, Dominique Guillet, Xavier Chatagny, Andréanne Lapointe

Introduction

L'utilisation du bolus rose (SuperStuff) est encore très répandue en radio-oncologie, particulièrement dans le cas de traitement impliquant de grandes surfaces de traitement ou encore des tissus déformables, où le bolus 3D est moins adapté. Le bolus rose a l'avantage de son adaptabilité au tissu ainsi que sa versatilité d'utilisation. Par contre, ce type de bolus peut être difficile à manipuler ainsi qu'à modeler de façon précise et reproductible. En effet, pour éviter qu'il ne sèche, le bolus rose doit être conservé en boule et enveloppé dans une pellicule de plastique. Il doit être moulé à chaque fraction. Ceci peut faire perdre un temps considérable aux technologues avant le traitement, en particulier lors de la première fraction. La forme du bolus provient du logiciel de planification de traitement et doit être respectée, ce qui peut être complexe dans des cas où la forme du bolus n'est pas standard ou s'il doit être fait dans des conditions particulières, comme en inspiration profonde. Le but de ce projet est de développer une solution rapide, efficace et reproductible pour assister à la confection quotidienne du bolus rose.

Méthodologie

Tout d'abord, le bolus tel que dessiné sur les coupes CT à l'aide du logiciel de planification de traitement est converti en format STL (Figure 1a). Cet objet 3D est par la suite réduit à une surface 3D, qui est elle-même déroulée de façon à représenter sa forme en deux dimensions (Figure 1b). Cette forme, ramenée en trois dimensions avec une extrusion constante, est finalement imprimée à l'aide d'une imprimante 3D pour former un gabarit de découpe (Figure 1c).

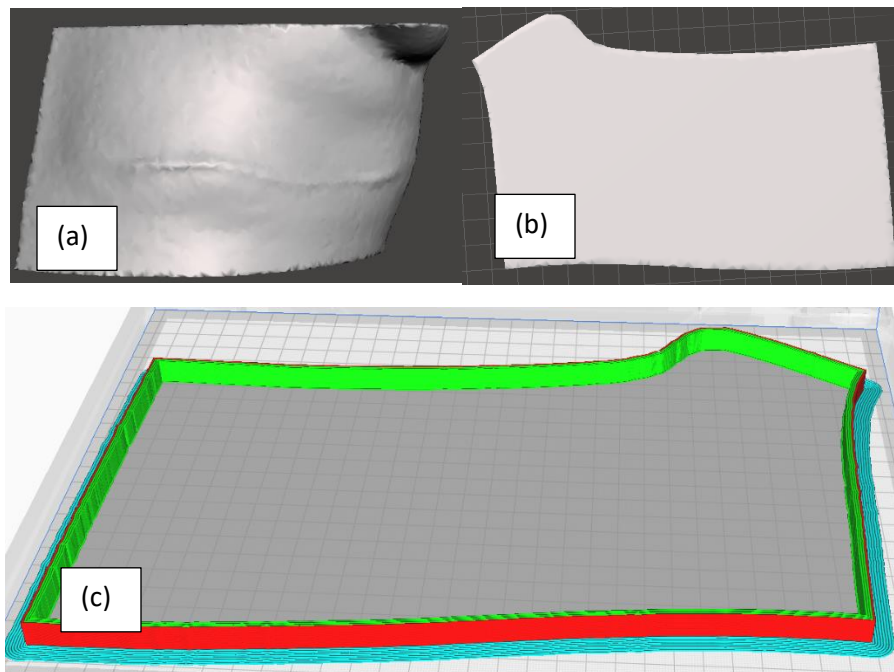


Figure 1 : Processus de création du gabarit de découpe. La forme 3D (a) est déroulée vers une surface 2D (b) qui est ensuite transformée en gabarit de découpe (c).

Des tests ont été réalisés à l'aide d'un fantôme anthropomorphique afin de valider la concordance entre le bolus dessiné dans le logiciel de planification et celui créé à l'aide du gabarit de découpe. Ce processus a été testé pour différents sites de traitement présentant différentes morphologies.

Résultats et discussion

Les tests réalisés sur un fantôme anthropomorphique ont démontré une bonne concordance entre le bolus dessiné, les dimensions du cadre de découpe, et le bolus conçu à l'aide du cadre de découpe. Le processus de « déroulage » de la surface 3D fonctionne bien dans pratiquement tous les cas, à l'exception des morphologies excessivement courbées comme dans le cas despanseurs pour les seins.

Ce processus de création d'un gabarit de découpe a tout d'abord été testé pour les patientes de sein en inspiration profonde. La méthode standard de confection du bolus rose était particulièrement difficile pour ces patientes et avait motivé le projet présenté ici. L'utilisation du gabarit de découpe a par la suite été étendue à tous les patients ayant un bolus rose ajouté après leur scan de planification. Au total, une dizaine de patients ont bénéficié de cette nouvelle approche. Les CBCT de positionnement démontrent une bonne concordance entre le bolus planifié et celui créé à l'aide du cadre de découpe (Figure 2). De plus, les technologues rapportent une diminution considérable du temps nécessaire à la confection quotidienne du bolus rose, particulièrement au premier traitement.

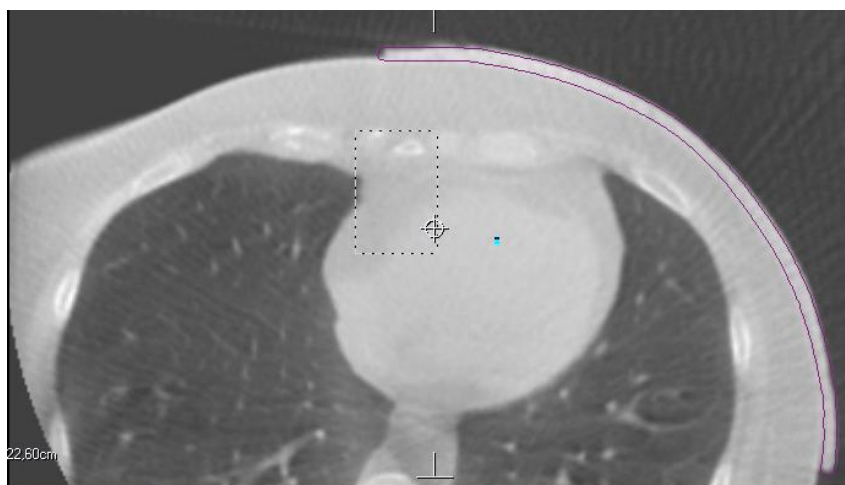


Figure 2 : CBCT pré-traitement d'une patiente traitée au niveau de la paroi thoracique. Le bolus rose a été produit à partir d'un gabarit de découpe. Le bolus provenant du logiciel de planification est superposé à l'image (contour mauve).

Conclusion

Basé sur la modélisation et l'impression 3D, ce projet a permis d'améliorer l'efficacité et la reproductibilité des traitements avec bolus rose. La solution implémentée, qui n'avait été demandée au départ que pour les patientes de sein, a été adoptée par les technologues, si bien qu'elle a rapidement été élargie à tous les cas impliquant un bolus rose non-scanné. Ce processus vient compléter une offre de service de bolus incluant le bolus 3D rigide et le bolus silicone.

Impression 3D d'un nouvel espaceur buccal : une histoire de collaboration et de créativité en radio-oncologie

Stéphane Bedwani, Martin Lebeau, Mathieu D'Amours, Véronique Primeau et Marie-Ève Pelland
Département de radio-oncologie, Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM)

En septembre 2024, le département de radio-oncologie du Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM) a introduit cliniquement un nouvel espaceur buccal produit par impression 3D. Ce projet a reposé sur une collaboration interdisciplinaire réunissant plusieurs acteurs cliniques, stimulant ainsi un processus créatif. Cette présentation vise à partager cette expérience en tant qu'exemple de développement d'un dispositif médical, dans un contexte où l'impression 3D s'intègre de plus en plus dans plusieurs centres de radio-oncologie du Québec.

Le développement du nouvel espaceur buccal imprimé en 3D a suivi un processus structuré en plusieurs étapes clés, illustrées dans la Figure 1, alliant expertise clinique et innovation technologique. La première étape a consisté à identifier les limites de l'ancien dispositif utilisé dans les traitements de radio-oncologie. Une revue approfondie de la littérature scientifique et des pratiques cliniques actuelles a ensuite été menée pour comprendre l'état de l'art, identifier les solutions existantes et comprendre les approches adoptées dans d'autres centres de radio-oncologie.

Des concertations multidisciplinaires (coordonnateur technique, technologue, dosimétriste, physicien, technicien en fabrication mécanique, psychologue, gestionnaire, patient partenaire, dentiste et radio-oncologue) ont permis de cerner les besoins spécifiques des patients et des équipes, tout en prenant en compte les contraintes cliniques. Un groupe de travail a été constitué pour, notamment, rédiger une charte de projet définissant les objectifs, les livrables et les responsabilités de chacun. À la suite de l'approbation du projet, celui-ci a été officiellement présenté aux équipes concernées, marquant ainsi le début de la phase active.

Un premier volet d'une étude clinique menée par une psychologue a été réalisée pour recueillir les retours des patients sur l'ancien dispositif, établissant ainsi une base comparative pour le nouvel espaceur buccal. Une équipe multidisciplinaire, composée d'un coordonnateur technique, d'une technologue, d'un physicien et d'un technicien en fabrication mécanique, a également été constituée pour concevoir le nouveau dispositif. Plusieurs prototypes ont été créés grâce à l'impression 3D, où chaque itération a été exposée à différents acteurs clés pour affiner et optimiser le design.

Une fois le dispositif finalisé, il a été présenté aux équipes cliniques et accompagné d'une séance de formation pour assurer une adoption fluide de cette nouvelle technologie. Avant son lancement officiel, une phase de préparation a permis de valider son bon fonctionnement et d'anticiper les défis liés à son implantation clinique.

Le dispositif final a été introduit en pratique clinique en septembre 2024, clôturant ainsi le développement technique initié en février 2023 avec le premier prototype. La seconde phase de l'étude clinique est en cours pour évaluer la satisfaction des patients et ainsi déterminer l'efficacité du nouvel espaceur buccal.



Figure 1 – Étapes clés du processus de développement.

Mise en œuvre et validation de la surveillance de dose basée sur un *Beam Current Transformer* (BCT) dans des faisceaux d'électrons à très haut débit (UHDR)

Objectif:

La surveillance en temps réel de la dose est un défi dans les faisceaux d'électrons à très haut débit (UHDR). Bien que les *Beam Current Transformer* (BCT) puissent suivre efficacement divers paramètres du faisceau (largeur d'impulsion, fréquence de répétition) dans des conditions UHDR, des protocoles pour la surveillance de dose quotidienne utilisant des BCT n'ont pas été établis^{1,2}. L'objectif de ce travail est de mettre en œuvre et de valider un protocole de calibration absolue des BCT et de son suivi dans le temps.

Méthodes:

Un accélérateur Mobetron (IntraOp, Californie) a été utilisé pour générer des faisceaux d'électrons UHDR de 6 et 9 MeV. La sortie du faisceau a été surveillée à l'aide d'un BCT Bergoz ACCT-S082-H. Un blindage électrostatique validé précédemment¹ a été utilisé pour résoudre la forte dépendance du signal BCT à la géométrie de l'installation. Des facteurs de calibration spécifiques à la qualité du faisceau ont été obtenus en réalisant trois irradiations consécutives de pastilles d'alanine, lues par le CNRC d'Ottawa. La stabilité à court et long terme des facteurs de calibration a ensuite été évaluée en effectuant des mesures d'alanine pendant sept jours consécutifs après la calibration et des mesures hebdomadaires pendant plus de cinq mois par la suite.

Résultats:

Le BCT a été calibré avec succès, avec des facteurs de calibration obtenus à partir des trois mesures de calibration répétées dans une marge de 0,05 % à deux énergies. La prédiction de la dose absolue pour les sept jours suivant la calibration était de 0,42 % et 0,52 % pour les faisceaux de 6 MeV et 9 MeV, respectivement, avec des erreurs moyennes de 0,15 % et 0,33 %.

Conclusion:

La calibration basée sur l'alanine de notre nouveau design de BCT a montré une grande précision et stabilité sur plusieurs jours, avec une surveillance à long terme en cours.

Innovation/Impact:

Ce travail représente une avancée notable pour la surveillance précise des doses dans les faisceaux d'électrons UHDR. Les BCT montrent un potentiel pour ces faisceaux en offrant une solution de surveillance en temps réel sans perturbations ni effets de saturation. Cependant, des fluctuations du signal ont été observées en fonction du matériau du fantôme, de la taille du champ et de la distance source-surface. Cette étude évalue un design innovant d'installation de BCT pour permettre une surveillance précise des doses UHDR, en mettant en œuvre et validant un nouveau protocole de calibration absolue des BCT à l'aide d'alanine.

Cette étude marque une avancée dans la radiothérapie FLASH en introduisant et validant une nouvelle méthode de surveillance et de rapport de la dose avec une précision inférieure au pourcentage. Cela ouvre la voie à l'utilisation clinique des BCT, améliorant la précision et la sécurité des traitements UHDR. Elle renforce également la recherche en radiobiologie pour comprendre les principes de l'effet FLASH, contribuant ainsi à l'application de ces techniques thérapeutiques avancées.

Key Results: La figure 1(a) illustre le blindage du BCT utilisé dans cette étude, une innovation que nous examinons. Ce design a significativement réduit la sensibilité du signal BCT aux variations des conditions d'irradiation. Les procédures de calibration ont été réalisées avec un champ de 6 cm, en plaçant l'alanine à une profondeur de 6 mm dans l'eau solide, comme montré dans la figure 1(b).

Une photo d'un support scellé et d'un support ouvert chargé de pastilles d'alanine est présentée dans la figure 1. Ces supports, adaptés aux dimensions d'une chambre Markus (PTW), assurent un positionnement cohérent et reproductible dans le fantôme. La calibration et la lecture des pastilles ont été effectuées par le CNRC d'Ottawa. L'exactitude de l'alanine pour déterminer la dose absorbée a déjà été démontrée.²

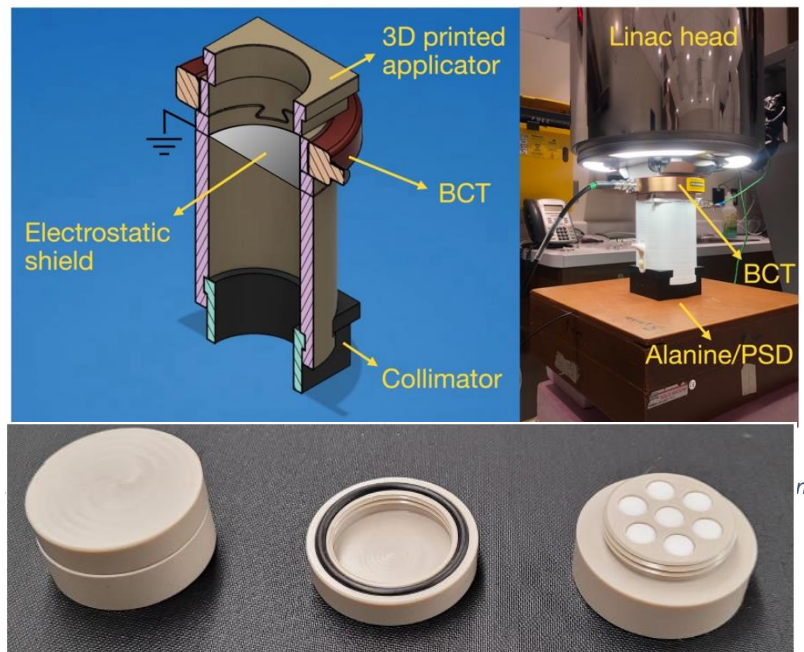


Figure 1 – Présentation de l'applicateur avec BCT et des pellets d'alanine dans leur holder au PEEK.

Les résultats de suivi de dose sur sept jours après la calibration sont présentés dans la figure 2, comparant la dose prédite par le BCT à celle mesurée par l'alanine. Les résultats montrent une excellente concordance entre le BCT et les mesures d'alanine (déviations moyennes/maximales de 0,15 %/0,42 % et 0,33 %/0,51 % à 6 MeV et 9 MeV), malgré des fluctuations quotidiennes de sortie de faisceau allant jusqu'à 2 %.

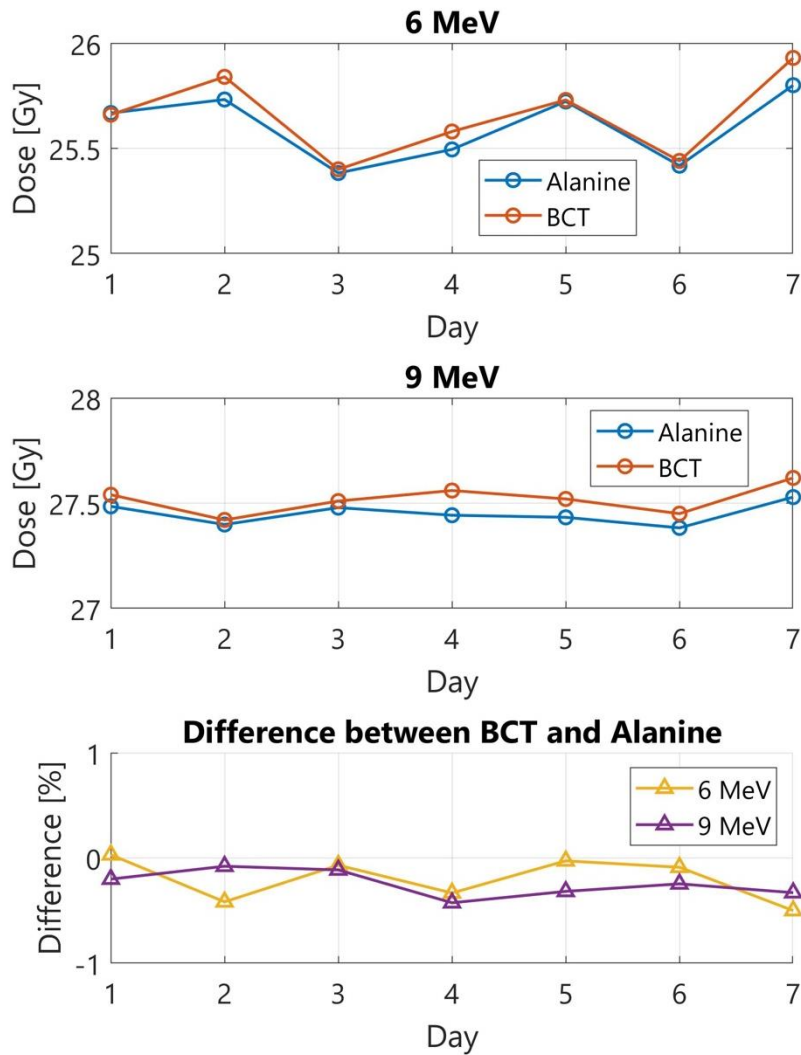


Figure 2 –Dose prédite par le BCT calibré et par l’alanine à 6 et 9 MeV. Différence relative entre la prediction du BCT et la mesure de l’alanine.

References

- ¹ Pageot et al, The effect of electron backscatter and charge build up in media on beam current transformer signal for ultra-high dose rate (FLASH) electron beam monitoring, *Phys. Med. Biol.* (2024).
- ² Liu, Kevin, et al. *Journal of applied clinical medical physics* 24.2 (2023): e13891.
- ³ Oesterle, Roxane, et al. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 22.11 (2021): 165-171.
- ⁴ Mansour, I. Development of mailed dosimetric audit for external beam radiation therapy using alanine dosimeters (MSc dissertation, Carleton University, 2018).

Titre : Dosimétrie de curiethérapie intravasculaire avec des images de tomographie en cohérence optique

Maryam Rahbaran^{1,2}, Brian A Bergmark³, Kevin D Croce³, James M.G. Tsui⁴, Phillip M. Devlin⁵, Shirin A. Enger^{1,2}

1. Département d'oncologie, Faculté de médecine, Université McGill, Montréal, QC, Canada
2. L'Institut Lady Davis de recherches médicales, Hôpital général juif, Montréal, QC, Canada
3. Département de cardiologie, Hôpital Brigham and Women's, École de médecine de l'Université Harvard, Boston, MA, États-Unis
4. Centre universitaire de santé McGill, Montréal, QC, Canada
5. Département de radio-oncologie, Hôpital Brigham and Women's/Institut de cancérologie Dana-Farber, École de médecine de l'Université Harvard, Boston, MA, États-Unis

Introduction : Une intervention coronarienne percutanée est une procédure qui élargit une artère rétrécie, laissant derrière elle des stents métalliques pour empêcher un nouveau rétrécissement de l'artère. Une resténose à l'intérieur du stent, c'est-à-dire une surproduction de tissu cicatriciel, peut se produire en raison du dommage généré au tissu de la paroi artérielle. Les stents médicamenteux libèrent lentement des médicaments pour prévenir la resténose intra-stent, mais ils échouent dans 20 % des cas. Dans les cas où les stents médicamenteux échouent, la curiethérapie intravasculaire, qui utilise des sources $^{90}\text{Sr}^{90}\text{Y}$ qui émettent des rayonnements beta, est utilisée. Cependant, la dose de rayonnement absorbée dans le volume cible est calculée dans la clinique en supposant que l'artère du patient, les plaques calcifiées, les stents métalliques et le fil-guide du système d'administration de la curiethérapie intravasculaire sont de l'eau avec une densité de masse unitaire. L'atténuation de la dose absorbée par ces matériaux n'est pas prise en compte. Nous avons donc développé un logiciel de calcul de dose appelé RapidBrachyIVBT, qui peut prendre en compte l'atténuation de la dose de rayonnement absorbée par ces matériaux identifiés sur des images de tomographie en cohérence optique. Le but de ce projet était d'investiguer les incertitudes du calcul de dose dans la clinique pour la curiethérapie intravasculaire.

Matériels et méthodes : Les simulations ont été réalisées avec RapidBrachyIVBT, basé sur Geant4 10.02.p02, qui inclut l'appareil Novoste Beta-Cath 3.5F avec un train de sources $^{90}\text{Sr}^{90}\text{Y}$. Cette étude inclut dix patients traités par la curiethérapie intravasculaire pour une resténose intra-stent récurrente à l'Hôpital Brigham and Women's à Boston, Massachusetts, États-Unis. Des images de tomographie en cohérence optique ont été utilisées pour comparer les calculs de dose absorbée en tenant compte de toutes les hétérogénéités par rapport à l'eau. La segmentation des artères des patients comprend la lumière de l'artère, les plaques calcifiées et fibreuses, la tunique moyenne et les stents. Le train de sources était supposé être à l'origine de l'image, à la position de l'appareil d'imagerie, et les positions des fil-guides étaient également segmentées à leurs emplacements exacts lors de l'imagerie. Les simulations ont été réalisées sur le supercalculateur Cedar de l'Alliance de recherche numérique du Canada, en utilisant 200 millions de particules pour obtenir une incertitude moyenne inférieure à 1 % sur la dose absorbée

dans le volume cible (à 2 mm du centre de la train de sources). La dose absorbée a été mesurée sur une longueur de 42 mm, incluant les stents, le train de sources et une marge de 2 mm, dans des voxels rectangulaires de 0,1 x 0,1 x 1,0 mm³. La dose prescrite pour le volume cible était de 18.4 Gy ou 23 Gy, dépendant du diamètre de la lumière artérielle. La différence en pourcentage entre la dose calculée dans l'eau et celle calculée en tenant compte des matériaux et de la géométrie du patient, ainsi que l'indice d'homogénéité de la dose (le rapport entre la dose maximale et minimale dans le volume cible), ont été calculés.

Résultats : L'atténuation maximale moyenne de la dose dans l'artère était de $75,7 \pm 1,87 \%$, et l'atténuation maximale moyenne dans le volume cible était de $58,2 \pm 6,37 \%$ dans la cohorte de patients. L'indice moyen d'homogénéité de la dose était de 1,29 dans l'eau et de $3,05 \pm 0,57$ dans les patients. L'atténuation de la dose était la plus importante lorsque le fil-guide, était orienté vers des plaques calcifiées épaissies lors de l'irradiation. Le fil-guide a causé des distributions de dose fortement asymétriques autour de la source chez tous les patients.

Simulation	Différence maximale de la dose dans la région irradiée (%)	Différence maximale de la dose dans le volume cible (%)	Indice d'inhomogénéité dans le volume cible
TG-149	-	-	1.29
Patient 1	77.2	65.3	3.54
Patient 2	71.7	54.3	2.44
Patient 3	76.1	53.8	2.92
Patient 4	72.2	52.2	2.38
Patient 5 (1 fil-guide)	77	60.1	2.93
Patient 5 (2 fil-guides)	77	60.1	2.92
Patient 6	77	69.1	4.27
Patient 7	74.3	49.6	2.37
Patient 8 (1 fil-guide)	76.5	56.2	2.96
Patient 8 (2 fil-guides)	77.1	55.8	2.94
Patient 8 (3 fil-guides)	76.7	64.58	3.33
Patient 9	75	65.1	3.9
Patient 10	76.2	50	2.79

Table 1 : Un résumé des résultats de la différence maximale de la dose dans la région irradiée et le volume cible, et l'indice d'inhomogénéité dans le volume cible pour chaque patient.



Figure 1 : La différence de la dose en pourcentage entre la dosimétrie basée sur l'eau et celle spécifique au patient du Patient 8 avec un (A), deux (B) et trois (C) fil-guides présents dans la région de la lésion.

Conclusion : La dose au volume cible lors de la curiethérapie intravasculaire est considérablement réduite par la présence des fil-guides, un effet qui est amplifiée par les calcifications. Réduire le nombre de fil-guides présents pendant l'irradiation et orienter les fil-

guides à l'opposé des calcifications pourrait atténuer l'effet de dose réduit et l'inhomogénéité de la dose dans le volume cible. Une dosimétrie rétrospective, prenant en compte la différence entre la dose prescrite et la dose délivrée, pourrait aider les cliniciens avec les décisions pour le suivi des patients.

Title: Comprehensive Methodology Development for Measuring Alpha-DaRT Radioactive Daughter Diffusion in Orthotopic Intra-Rectal Animal Model

Titre: Développement d'une méthodologie complète pour mesurer la diffusion des atomes radioactifs Alpha-DaRT dans un modèle animal orthotopique intra-rectal

Melodie Cyr¹, Mirta Dumancic¹, Naim Chabaytah¹, Behnaz Behmand¹, Joanna Li¹, Shirin A. Enger^{1,2,3}

[1] Medical Physics Unit, Department of Oncology, Faculty of Medicine, McGill University, Montreal, QC, Canada.

[2] Research Institute of McGill University Health Centre, Montreal, QC, Canada.

[3] Lady Davis Institute for Medical Research, Jewish General Hospital, Montreal, QC, Canada.

Introduction:

Diffusing alpha-emitters radiation therapy (Alpha-DaRT) uses stainless steel sources containing 70-200 kBq of ²²⁴Ra into solid tumors. The ²²⁴Ra emits alpha-particles and short-lived alpha-emitting atoms, which diffuse and deposit doses millimeters from the sources. ²²⁰Rn and ²¹²Pb atoms diffuse through tumor cells, alpha decaying, transforming into alpha-emitting daughters. This study aimed to establish a workflow measuring the diffusion lengths of ²²⁰Rn and ²¹²Pb atoms, using a standardized orthotopic intra-rectal animal model, metal artifact reduction sequences (MARS) for magnetic resonance imaging (MRI), and autoradiography.

Methods:

HT-29 colorectal adenocarcinoma cells were injected into the rectal mucosa of 28 Nod scid gamma (NSG) mice. Using a 7 T MRI scanner, tumor growth was monitored until tumors reached 5-7 mm, then the mice were separated into control (n=9), inert (n=9) and active (n=10) groups. The active group further divided, with Alpha-DaRT sources injected into healthy rectal muscle (n=4) and tumors (n=6). Final MRI confirmed the placement of the sources within the tumors, optimizing MARS. The tumors and organs at risk were measured using gamma spectroscopy for ²¹²Pb activity. Point spread function was found using a fabricated point source, deconvolving the autoradiographs and fitting a diffusion model.

Results:

A proton density-weighted turbo-spin echo sequence reduced metal artifacts by 51 %, allowing better visualization of seed placement. The point spread function from the fabricated point source was 2.015 ± 0.22 pixels. The measured diffusion lengths in healthy muscle tissue and tumors were 0.23 ± 0.09 mm and 0.5-1.0 mm, respectively.

Conclusions:

This study achieved the first *in-vivo* diffusion length measurements for the Alpha-DaRT source in an orthotopic intra-rectal animal model for colorectal adenocarcinoma. A comprehensive methodology was established, encompassing tumor establishment, imaging, and autoradiography.

Impact:

Understanding the diffusion lengths of ^{220}Rn and ^{212}Pb atoms will improve Alpha-DaRT treatment planning in future colorectal cancer clinical studies.

Innovation/Impact

Large, reported variability in the material composition of the Xofter electronic brachytherapy sources due to the manual manufacturing of the sources, causes discrepancy in the source output. Hence establishing a measurement plan for the Xofter sources to detect the intra-model discrepancies in the material compositions of the sources is essential.

Introduction

The Xofter Axxent electronic brachytherapy (eBT) System (Elekta, Vennendal, The Netherlands) is used at the Jewish General Hospital, Montreal, QC, to treat early-stage rectal cancer. This system employs a proprietary tungsten alloy target to produce x-rays at tube potentials ranging from 40 to 50 kVp and a current of 300 μ A. Specific components close to the anode in the Xofter source models undergo manual manufacturing and assembly, which introduces uncertainties concerning the material composition and geometry of the components. This leads to variations in output, causing differences in the production of characteristic x-rays and bremsstrahlung between sources of the same model¹. In this work, we investigated the intra-model variability in the material composition of the S7500 Xofter source model by measuring the photon energy spectra of five different sources of this model.

Materials and Methods

The X-123 CdTe gamma and X-ray spectrometer, acquired from Amptek Corp., is designed for an energy range below 100 keV. Through connection of the spectrometer to the computer, Amptek DPPMCA Display and Acquisition Software can be employed. This package facilitates monitoring, saving, and analysis of spectra. Immediately before calibration, the automatic slow/fast tuning option on the DPPMCA interface was used. By tuning, software automatically discards the background signal. Hence, when you introduce a source of radiation, the assumed background noise is already at a baseline of 0.

For calibration of the spectrometer, ¹³⁷Cs, ¹⁵²Eu, and ⁵⁷Co radionuclides were used at a consistent gain of 9. Measurements were conducted by placing the detector 15.5 cm from the sources. The spectra were taken at the tip and the side of five different S7500 sources on a specific 3D printed holder for tip measurements and a magnetic holder for side measurements, ensuring a steady support for the source. The Bosch GLL 1P laser aided alignment, and a lead glass shield was employed for safety.

Results and Discussion

As shown in **Fig.1**. In the measured spectra at the tip, the peaks of yttrium and tungsten and silver were resolved. The spectra follow the same shape and all have the same peaks. However, there is a clear discrepancy between the intensities in the range of 0 to 45% and average of 6.3%

over the energy range of the source (0-50 keV) for the tip measurements and 0 to 30% with the average of 6% for the side measurements. **Table 1.** Summarizes the percent differences of the 4 sources from one of the sources that was considered as the arbitrary ground truth at sampled energies from 10-50 keV. The % differences do not follow a specific pattern of change. For establishing an acceptance range in the spectral output of the Xoift source, Monte Carlo simulations taking into account the reported uncertainties in the material composition of each source component will be necessary and helpful. Another avenue for further research is to study how much the source to source spectral variability would affect the dose at the depth of interest in the tumor.

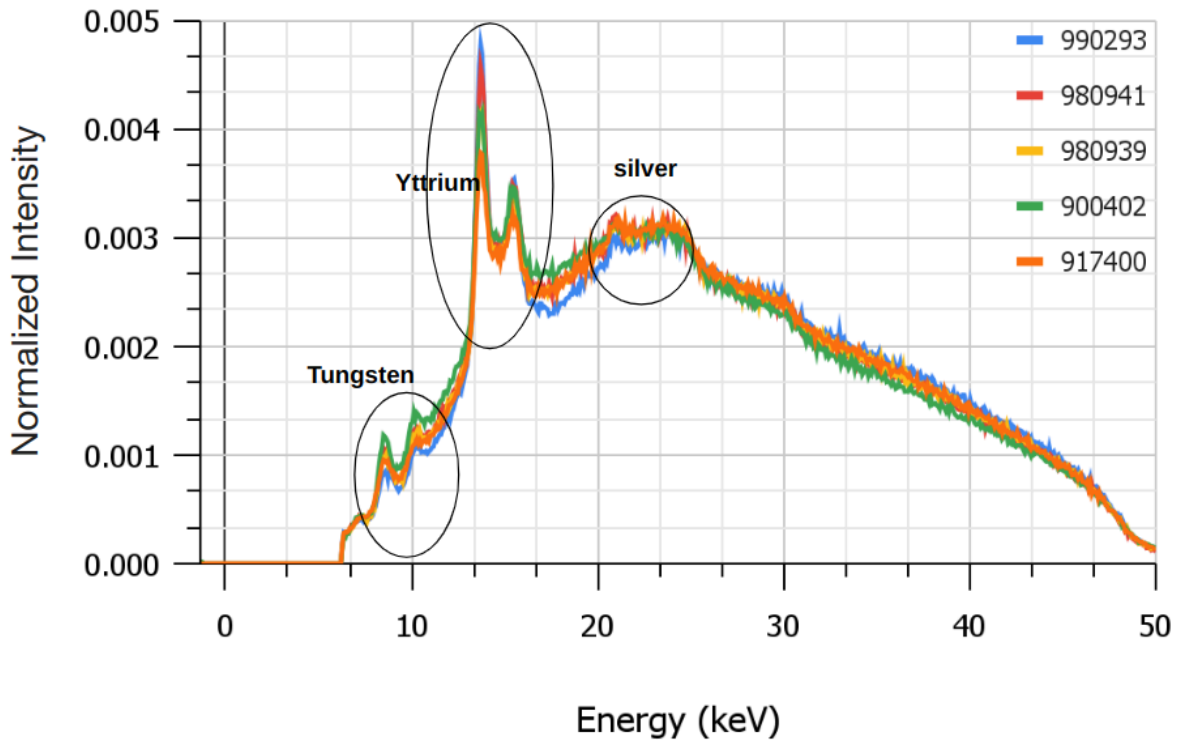


Fig.2. Depicts the energy spectra of the 5 different Xoift S7500 source models measured at the tip. The numbers specified in the legends section of the graph are the serial number of each source. As specified, the peaks of Tungsten, Yttrium and silver are resolvable in all of the spectra and they all possess a similar shape. However, the discrepancies in the intensity of the spectra at different energies are also visible.

Table 1. Summarizes the % differences between the intensities measured in the energy spectrum of each S7500 source sampled at energies from 10-50 keV.

Energy (keV)/Serial Number	980941		980939		900402		917400	
	Tip	Side	Tip	Side	Tip	Side	Tip	Side
10	10.5	20.3	8.42	20.9	16.4	12.1	2.39	19.8
15	-2	-1.96	-7.23	-8.14	-6.69	-10.3	-11.5	-8.63
20	2.46	5.24	3.96	5.03	9.04	4.11	2.39	5.24
25	1.71	2.14	-0.717	-1.16	-2.42	2.09	2.06	3.62
30	-4.37	-4.63	-0.999	-3.99	-5.37	-4.19	-0.53	-3.64
35	-4.72	-6.82	-4.79	-5.18	-8.41	-2.18	-4.52	-4.7
40	-7.95	-4	-4.41	-5.94	-10.91	0.0676	-6.44	-4.09
45	-8.8	-7.31	-4.74	-2.23	-9.08	1.59	-4.05	-3.11
50	-19.5	-11.8	-12.3	1.49	-0.536	7.83	-0.236	12.2

Conclusion

The purpose of this study was to investigate the variability of the spectra in the Xoift S7500 source model. As expected, there is a discrepancy in the intensity values of the photon spectra emitted within the five investigated Xoift sources of this model, which confirms the intra-model variability in the source construction and material composition.

References

¹Hiatt et al. *A revised dosimetric characterization of the model S700 electronic brachytherapy source containing an anode-centering plastic insert and other components not included in the 2006 model.* *Medical Physics.* 42, 2764-2776 (2015)

Comité Multicentre pour les Vérifications de Dossiers

Introduction

Cette présentation au congrès a pour objectif d'annoncer un nouveau Comité Multicentre pour les Vérifications de Dossiers et d'appeler les intéressés à rejoindre le projet. Ce comité visera à créer un guide provincial pour uniformiser les pratiques de vérification de dossiers en radiothérapie dans les centres québécois.

Résumé

Le sous-comité d'assurance qualité de l'AQPMC propose la formation d'un **comité multicentre** dont l'objectif est l'élaboration d'un document provincial visant à uniformiser les pratiques de vérifications de dossiers entre les centres de radiothérapie au Québec. L'initiative découle d'un comité de travail pan-canadien, mais la gestion des vérifications présentait beaucoup de variabilité d'un centre à l'autre, notamment par rapport à la frontière technologues/physiciens. Un sondage a été transmis aux provinces, mais très peu de réponses ont été obtenues, ce qui a contribué à un manque de momentum au sein du comité. La diversité des pratiques entre les centres canadiens a aussi freiné cette démarche.

Il est apparu que la création d'un document québécois spécifique aux pratiques locales serait plus appropriée.

Mandat du Comité

Le comité a pour objectif de produire un **guide des meilleures pratiques** pour garantir la qualité et la sécurité des plans de traitement en radiothérapie externe, en uniformisant les pratiques entre les centres québécois. Les vérifications couvriront le processus du premier contact du patient jusqu'à son premier traitement.

Le comité se concentrera sur les rôles et responsabilités des médecins dans la vérification des dossiers, en s'appuyant sur des sondages pour obtenir un aperçu des pratiques actuelles et sur la documentation existante (AAPM, IAEA, ESTRO, Document de l'Ontario, etc.).

Structure du Comité

Le comité sera composé de **3 à 6 membres** de différents centres de radiothérapie, incluant des experts en dosimétrie, assurance qualité et technologies de l'information. Le mandat est de **2 ans**, avec des réunions régulières pour suivre l'avancement.

Principales étapes

1. **Revue de littérature** et de ce qui est fait ailleurs
2. **Sonder les centres** pour comprendre les pratiques actuelles de vérification.
3. Élaboration d'un document évolutif avec des **recommandations de meilleures pratiques**, incluant le rôle du physicien médical et les critères de vérification.

Tableau 1 : Enjeux identifiés lors des discussions du sous-comité

Enjeux	Description
Variabilité des pratiques	Pratiques très différentes d'un centre à l'autre et entre les physiciens.
Intégration locale	Bien que des documents normatifs existent à l'échelle canadienne et internationale, il y a un besoin de documentation spécifique aux pratiques et aux besoins du Québec.
Définition des rôles	Identifier les rôles et responsabilités du physicien dans la vérification de dossier.

Tableau 2 : Objectifs du Comité Multi-Centre

Objectif	Détails
Uniformisation des pratiques	Standardiser les procédures de vérification des plans dans les centres du Québec.
Faciliter l'adoption des bonnes pratiques	Fournir aux centres un guide pratique qui leur permettra de mettre en place et de maintenir des processus de vérification efficaces et conformes aux meilleures pratiques.
Encourager la collaboration et l'engagement	Favoriser une approche collaborative entre les différents centres et parties prenantes pour développer des solutions adaptées aux défis spécifiques rencontrés dans la province.

Conclusion

Le Comité Multi-Centre pour les Vérifications de Dossiers constitue une étape cruciale vers une meilleure uniformité et une plus grande sécurité dans les processus de radiothérapie au Québec. En élaborant un guide adapté aux particularités locales, le comité espère offrir aux centres québécois les outils nécessaires pour mettre en place des pratiques de vérification efficaces, tout en respectant les normes internationales.

Proposition de présentation (15 min) pour la semaine du congrès de l'AQPMC

A l'automne 2022, suite à une plainte anonyme au printemps précédent, le Centre Universitaire de Santé McGill (CUSM) a reçu la visite d'un inspecteur de la Commission des Normes, de l'Équité, de la Santé et de la Sécurité au Travail (CNESST). Sa visite visait un groupe précis de l'Institut de Recherche du CUSM (IR-CUSM) qui utilise un appareil à rayons X à bi-énergie (DEXA). Cette courte présentation vise à raconter l'expérience du CUSM, évoquer les apprentissages qui ont découlé de cet événement et discuter de potentielles améliorations bénéfiques ou nécessaires. On touchera notamment au développement en cours d'une prise de position par l'AQPMC concernant le règlement 144 de la LSST lequel a été mis en lumière lors de cet événement.

Camille Pacher
RRP-CUSM

Sondage 2024 pancanadien du NQCP sur les CQ patient

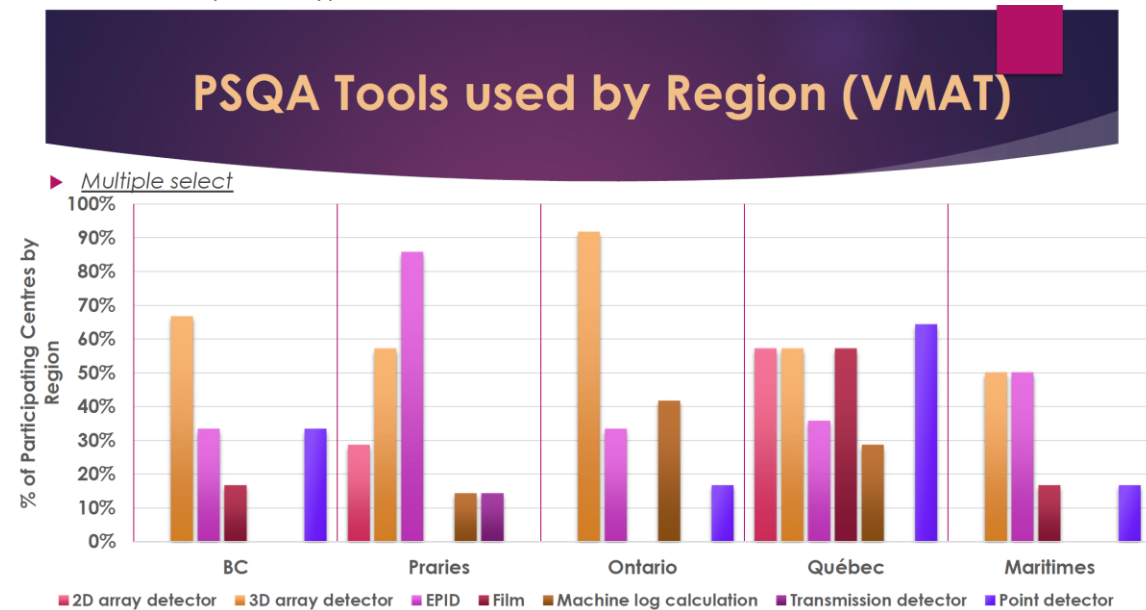
Retour sur les résultats préliminaires du sondage pancanadien effectué par un groupe de travail, et présenté par Chan Gordon lors du dernier congrès du COMP à la session de la formation continue du 6 juin 16h. Ce sondage a pour but d'évaluer la pratique actuelle et jauger les directions futures. Les politiques, procédures, procédés, méthodologies et outils seront sondés pour les mesures ou calculs sur pour journal de livraison des cas VMAT et SBRT. Les IMRT, SRS, calcul secondaire et vérification de transfert ont été exclus.

Bon taux de réponse 90% (45/50) et Québec 100%. Grande variabilité dans la taille des centres allant de quelques physiciens à plus de vingt, et quelques appareils plus de quinze. Par contre la grande majorité ont des LINAC standard.

Observations majeurs :

Détecteur matricielle 3D le plus utilisé surtout en Colombie-Britannique et Ontario, et EPID Prairies. Journal de livraison utilisé principalement en Ontario et au Québec. Un centre utilise un détecteur en transmission et aucun le gel.

Québec utilise le plus de type de détecteur.



Tout détecteur confondu, grande majorité utilise le composite vrai.

Majorité utilise le protocole TG-51 ou similaire en tenant compte de la variation de l'appareil.

Dose rapportée dans le fantôme ou détecteur.

Gamma global absolu 3% 3mm seuil 10% pour VMAT et 3% 2mm seuil 10% SBRT.

Majorité utilise les outils du vendeur qui affectent le gamma, sauf pour le journal de livraison et le détecteur en transmission.

Tolérances 95% et action 90% recommandées pour la grande majorité, mais aussi basées sur leur expérience.

En général la majorité remesure dans les mêmes conditions et aussi en journal de livraison.

Échec validé par physicien en majorité, mais accepté selon jugement clinique et professionnel.

Plupart des échecs sont dus aux limitations de la modélisation et liés à la mesure.

Plupart des centres n'ont pas réduit leur fréquence de mesures.

Majorité demande approbation du CQ avant la première fraction pour les SBRT et la plupart pour les VMAT.

Grande majorité ne font pas le CQ à toutes les fractions. Cependant, 25% le considèrerait s'il y avait un moyen efficace. Trop demandant ou non nécessaire.

Plupart des centres ne suivent pas le PCQR pour la revue du protocole et l'audit indépendant.

Par contre le test de constance est effectué par plus du 2/3 des centres et la revue périodique globale ou spécifique est effectuée par près du 2/3.

Un seul centre fait du in-vivo (Québec MOSFET), et 25% le considère dans les trois ans.

Plus de la moitié des centres ont caractérisé partiellement leur sensibilité et spécificité.

90% des centres aimerait un guide canadien.

70% des centres rapporte qu'il très ou important d'être indépendant du vendeur.

Plus de la moitié des centres prévoiraient faire une analyse de risque dans les trois prochaines années.

Le groupe est dans l'analyse plus approfondie du sondage afin de le publier.

Magali Besnier, CHU de Québec, Québec City, QC

Gordon H. Chan (Chair), Juravinski Cancer Centre, Hamilton, ON

Natalie Pomerleau Dalcourt, Dr. Léon-Richard Oncology Centre, Moncton, NB

Brennen Dobberthien, BC Cancer Centre, Surrey, BC

Jon Dysart, Saint John Regional Hospital, Saint John, NB

Gerard Lagmago Kamta, Hôpital Charles-Le Moyne, Longueuil, QC

Renée Larouche, CHUM – Université de Montréal, Montreal, QC

Richard Lee, Cancer Care Manitoba, Winnipeg, MB

Muoi N. Tran (Co-chair), Royal Victoria Regional Health Centre, Barrie, ON

Nicolas Varfalvy, CHU de Québec, Laval, QC

Philip Wright, Saskatoon Cancer Centre, Saskatoon, SK

Multimodal Integration of Pre-treatment Clinical Variables and Pathology Reports for Overall Survival Prediction in Head and Neck Cancers

Yujing Zou^{1,*}, Parsa Bagherzadeh¹, Khalil Sultanem², George Shenouda⁴, Farhad Maleki³, and Shirin A. Enger^{1,4}

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

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

³Department of Computer Science, University of Calgary, Alberta, Canada

⁴Lady Davis Institute for Medical Research, Jewish General Hospital, Montreal, Canada

*Corresponding email: yujing.zou@mail.mcgill.ca

Aim: Current head and neck cancer (HNC) treatment strategies primarily rely on TNM staging to guide therapeutic decisions. However, treatment efficacy remains highly heterogeneous even among patients with similar characteristics. This variability highlights the limitations of traditional staging systems in accurately predicting outcomes and underscores the need for improved risk stratification methods. Therefore, we aim to explore the feasibility of incorporating underutilized free-form pathology report texts alongside clinical data for Overall Survival (OS) outcome modeling for HNCs.

Methods: A retrospective cohort of 585 HNC patients whose clinical variables and pathology reports were both available was included in this study. Unimodal and bimodal approaches were investigated for model development and comparison with OS as the clinical endpoint. Clinical variables such as primary sites, TNM staging, sex, age, pathology types, and extension extracapsular (ECE) status were included. Clinical-Longformer, a large language model (LLM) pre-trained on extensive clinical corpora, was used to transform unstructured pathology reports into numerical text embeddings. Seven ensemble-based and Support Vector Machine (SVM)-based survival analysis models were trained using clinical unimodal, pathology-report text unimodal, and early fusion bimodal approaches across six nested cross-validation (NCV) configurations to compare OS predictability. Each test cohort was stratified into low, intermediate, and high-risk groups based on predicted risk scores, with subgroups considered clinically relevant if their Kaplan-Meier (KM) curves had a log-rank p-value < 0.05. Analyses of disease characteristics and treatment modalities within these subgroups were retrospectively conducted to evaluate treatment decisions and explore potential treatment de-escalation in lower-risk patients.

Results: Fast Survival Support Vector Machine (FSSVM) survival models achieved the best performance for the clinical-only prediction with a concordance index (C-index) of 0.795 ± 0.028 . For the pathology text-only, the Gradient- Boosting Survival Analysis (GBSA) survival models resulted in the best C-index of 0.729 ± 0.078 . The early-fusion model achieved the best performance of 0.749 ± 0.027 with the FSSVM model. The best models stratified patients into low, intermediate, and high-risk subgroups, with KM curves and log-rank tests showing significant OS differences: high vs. intermediate ($p = 0.001$), intermediate vs. low ($p = 0.005$), and high vs. low ($p < 0.0001$).

Conclusion: A configurable, modular, end-to-end outcome prediction pipeline was developed using LLMs and ensemble-based survival models. Utilizing only pre-treatment

information, such as tabular clinical data and unstructured pathology reports, this approach accurately stratified head and neck cancer patients into clinically significant subgroups. It also has the potential to facilitate patient selection in ongoing clinical trials for treatment de-escalation strategies in HNCs.

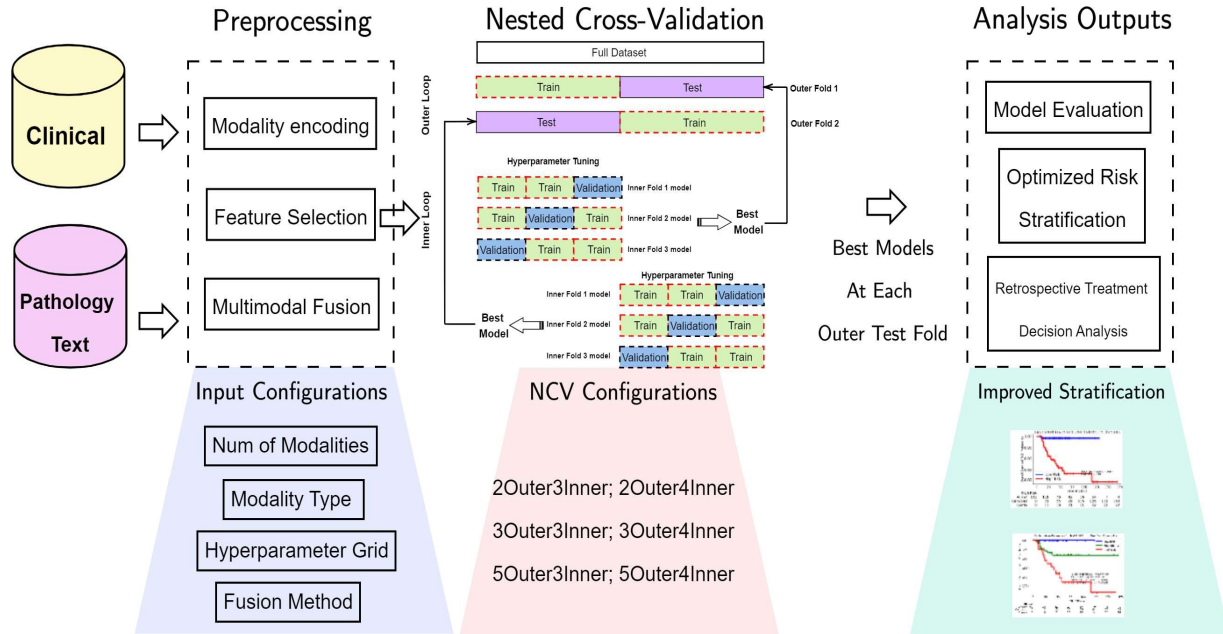


Figure 1: Model development, evaluation, and treatment retrospective analysis complete pipeline: 1) Data collection: pre-treatment tabular clinical variables and free-form pathology texts. 2) Data preprocessing: modality-wise encoding with an ML/DL encoder of choice, feature selection to reduce feature dimensionality, and a fusion method such as early fusion is then chosen to combine the multimodal data. An input file to define the model training configurations, namely, the number of modalities (i.e. unimodal or bimodal), modality text (i.e., clinical or pathology text), hyperparameter grid of for the chosen survival analysis model for training hyperparameter tuning, and fusion method: simple concatenation. 3)Nested cross-validation (NCV): the number of inner CV and outer CV in an experiment is defined. Hyperparameter tuning takes place in the inner CV where the best inner model was then trained again on the full train set and tested on the outer test fold. The average of the outer test folds was then reported as the model performance metric. The middle component of this figure illustrates the mechanics of the NCV process for the case with 2 outer folds and 3 inner folds. 4)Analysis outputs: Each best model was then used to stratify patients in each outer test fold into three risk groups: low, intermediate, and high. Retrospectively, the treatment decisions made for primary site categories of each risk groups were analyzed and compared to reflect whether alternative treatment de-escalation or escalation strategies could have been considered for specific patients for future insights.

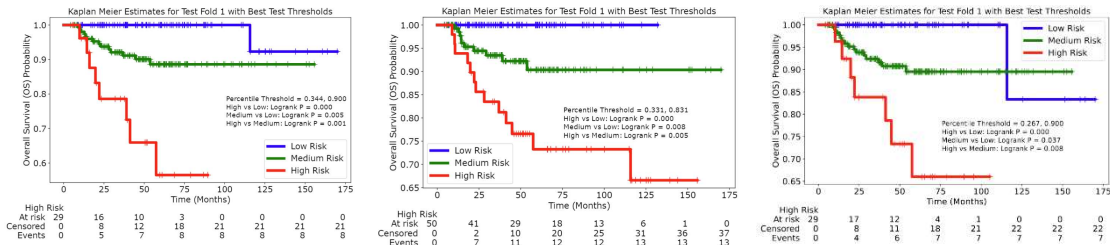


Figure 2: Best model risk stratification comparisons for: a) FSSVM-based clinical unimodal model, b) GBSA-based pathology report text-based unimodal model, 3) FSSVM-based-clinical-pathology-text bimodal model.

Variabilité inter-observateur entre la segmentation des lésions visibles à l'imagerie par résonance magnétique multiparamétrique (IRMmp) dans la planification du traitement du cancer de la prostate.

Philippe Dionne^{1,2}, André-Guy Martin², Étienne Ouellet³, William Foster², François Bachant², Marie-Anne Froment², Éric Vignault², Ingrid Sidibe², Louis Archambault^{1,2},
Éric Poulin^{1,2}

¹ Département de physique, génie physique et d'optique, Université Laval, Québec, Canada.

² Service de physique médicale et de radioprotection, Centre Intégré de cancérologie, CHU de Québec - Université Laval, Québec, Canada.

³ Service de radiologie, CHU de Québec - Université Laval, Québec, Canada.

Objectif: De quantifier la variabilité inter-observateur lors de la segmentation de la prostate et des lésions (GTV) visibles à l'imagerie par résonance magnétique multiparamétrique (IRMmp) entre des radio-oncologues (RO) et un radiologiste.

Méthode: Une cohorte rétrospective de 20 patients atteints d'un cancer de la prostate a subi une IRMmp. Les examens IRMmp ont été réalisés à l'aide d'un scanner MAGNETOM Sola de 1.5T. L'imagerie comprenait une séquence pondérée T_2 à haute résolution, une imagerie pondérée par diffusion avec le coefficient de diffusion apparent (ADC) et une séquence avec valeur de b-2000, en plus d'une séquence dynamique rehaussée par contraste (T_1 DCE). Tous les examens ont été importés dans le système de planification du traitement pour la segmentation de la prostate et du GTV. Un radiologiste expert en prostate et six radio-oncologues avec des niveaux d'expérience variés ont segmenté la glande et les lésions sans avoir accès au rapport du radiologiste. Seules des informations cliniques, telles que les résultats de la biopsie et le score PI-RADS, ont été fournies. Des indices de similarité, y compris le coefficient de Dice (DC), les distances d'Hausdorff (HD), la distance entre les centres des volumes et la variation de volume, ont été obtenus pour chaque cas et par participant après comparaison des contours de la prostate et des lésions des ROs avec ceux du radiologiste.

Résultats: Sur un total de 144 segmentations de GTV fait par les RO, 22 d'entre elles ne chevauchent pas le contour de référence du radiologiste, causant un coefficient de DC de 0.0 (15% des lésions). DC moyen entre tous les participants est de 0.89 ± 0.05 (entre 0.79-0.97) pour la prostate, contrairement à 0.44 ± 0.27 (entre 0-0.8) pour le GTV. Une plus grande variabilité des résultats est observée lors de la segmentation du GTV. La distance HD 95% pour la prostate est de 3.65 ± 1.25 mm alors qu'elle est de 7.31 ± 7.23 mm pour le GTV. La distance moyenne entre les centres de contours est de 1.47 ± 0.83 mm pour la prostate, contre une distance supérieur à 6 mm pour le GTV. De plus, la différence relative de volume est beaucoup plus élevée pour le GTV que pour la prostate (66% vs -0.41%).

Conclusions: Notre étude démontre un écart significatif entre les segmentations de GTV visible à l'IRMmp. Ces résultats démontrent les difficultés associées à l'identification précise et exacte du GTV à l'IRMmp quand les ROs n'ont pas accès au rapport du radiologiste.

Innovation et impact:

Ce travail est le premier à évaluer la capacité des radio-oncologues avec des niveaux d'expérience variés à identifier le GTV sur IRMmp sans accès au rapport du radiologiste. Compte tenu de l'utilisation accrue de l'IRMmp et de l'augmentation du nombre de traitements focal du cancer de la prostate, nos résultats sont importants pour s'assurer que ce type de traitement puisse être aussi précis que possible.

Tableaux et figures

Table 1: Moyenne et écart-type pour chacune des métriques utilisées afin de comparer les RO avec le radiologiste.

	Dice	Max HD	95% HD	Distance from center	Relative Volume difference
	[-]	[mm]	[mm]	[mm]	[%]
Prostate	(0.89 ± 0.05)	(6.28 ± 2.20)	(3.65 ± 1.25)	(1.47 ± 0.83)	(-0.41 ± 13)
GTV	(0.44 ± 0.27)	(10.1 ± 8.25)	(7.31 ± 7.23)	(6.31 ± 7.74)	(66 ± 124)

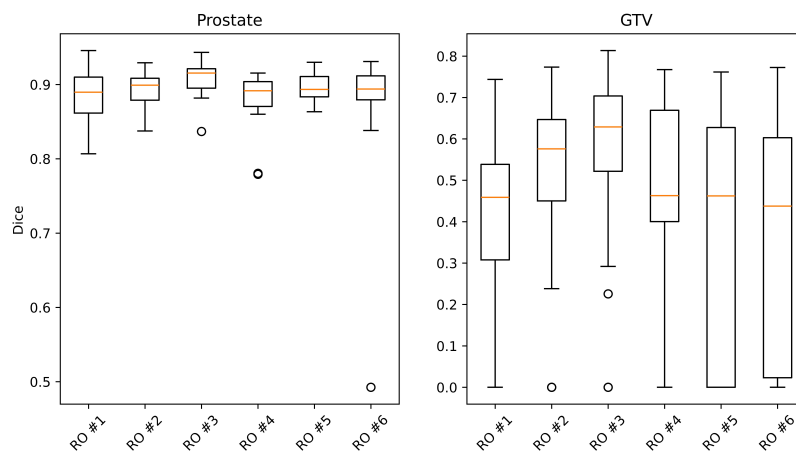


Figure 1: Coefficient de Dice pour chacun des participants, obtenus en comparant la prostate et le GTV à la référence.

Protecting privacy by defacing head and neck cancer imaging datasets for radiotherapy

Kayla O'Sullivan-Steben¹ and John Kildea^{1,2,3}

¹McGill University Medical Physics Unit, Montreal, QC, Canada

²Research Institute of the McGill University Health Centre, Montreal, QC, Canada

³Gerald Bronfman Department of Oncology, McGill University, Montreal, Quebec, Canada

Introduction

In this era of Big Data and AI, there is an increasing demand for publicly accessible imaging datasets. However, protecting the privacy of Head and Neck Cancer (HNC) patients is a challenge, as the surface renderings of their CT scans can potentially be used for facial recognition. Existing defacing tools, primarily developed for neuroimaging, may not be suitable for radiotherapy-related studies as they often distort or remove critical OAR and PTV structures. Furthermore, conventional defacing techniques do not consider the anonymization of DICOM-RT Structure Set and Dose data, which also contain information for the surface rendering of a patient's face.

Therefore, we developed an automated anonymization technique for HNC CT and CBCT scans that preserves OARs and PTVs while removing identifiable features like the eyes, eyebrows, and forehead. Our technique also extends to defacing DICOM-RT Structure Set and Dose data, ensuring comprehensive privacy protection. This work can facilitate the sharing of HNC imaging datasets by providing a method for anonymizing CT images while maintaining their utility for radiotherapy research. To our knowledge, this is the first defacing tool designed specifically for radiotherapy HNC CT scans.

Methods

Our study aimed to balance anonymity with utility for radiotherapy research. Given that HNC predominantly occurs in the oral cavity, larynx, and pharynx, we chose to remove facial landmarks located above these areas (eyes, eyebrows, and forehead) to preserve the majority of HNC OARs while still removing identifiable features.

Using the eye contours as a landmark, CT pixels above the inferior-most slice of the eye contour and anterior to the midpoint of the eye were automatically removed. Pixels within PTVs were kept if they intersected with the removed region to preserve the target volume anatomy. The body contour and dose map were then adjusted to reflect the anonymized image. CBCTs were defaced following registration to the associated planning CTs.

To evaluate privacy protection, we tested a facial recognition algorithm from the DeepFace library (github.com/serengil/deepface) on the 3D-rendered scans before and after defacing. Additionally, to assess the utility of our post-anonymized images for radiotherapy research, we

analyzed the location of the PTVs relative to the removed facial region in our in-house HNC dataset of 500 patients. We are also currently testing the impact of defacing on the auto-contouring performance of Limbus AI.

Results

We developed a defacing algorithm for HNC CT scans and associated DICOM-RT data to reduce the potential for patient reidentification. An example of a 3D-rendered face before and after anonymization is shown in Figure 1. Our tool preserves relevant OARs in the HNC region, with the majority remaining unaltered post-anonymization.

To evaluate patient privacy, we used the VGG-Face algorithm to compare cosine distances between different sets of CT scans for a preliminary subset of 8 patients (Figure 2). Lower cosine distances indicate a higher similarity between two scans. We found that CT scans of the same patients had a low cosine distance, indicating they were recognizable as the same patient. However, when comparing a defaced CT to a non-defaced CT of the same patient, the cosine distance was equal to or greater than the distance between scans of different patients. These results suggest that patients are no longer identifiable post-anonymization.

In terms of utility for research, we found that in our dataset of 673 HNC CT scans, 87.7% of PTVs were entirely inferior to the cropped region, indicating that most radiotherapy beam entry points were unaffected by the anonymization. Only 4.6% of the target volumes extended beyond the initial cropped region, corresponding to patients with diagnoses in the nasal cavity, the sphenoidal sinus, and the palate. Thus, while our algorithm preserves the PTVs extruding from the cropped boundaries, the defaced CT may not contain sufficient information for performing comprehensive dosimetric studies for cancers located in the nasal cavity and surrounding sinuses. Finally, preliminary results on a subset of patients indicate that organs are successfully auto-contoured by the Limbus AI software in the anonymized images compared to the original CTs, except for the eyes which were purposefully removed.

Conclusions

In conclusion, we developed a defacing algorithm specifically designed for the anonymization of HNC CT scans and their related CBCTs and DICOM-RT data. Our algorithm balances the need for patient privacy with the preservation of critical OARs and target structures that are crucial for radiotherapy research. This work will allow for more sharing of HNC imaging datasets, enabling more collaborations and advancements in the field.

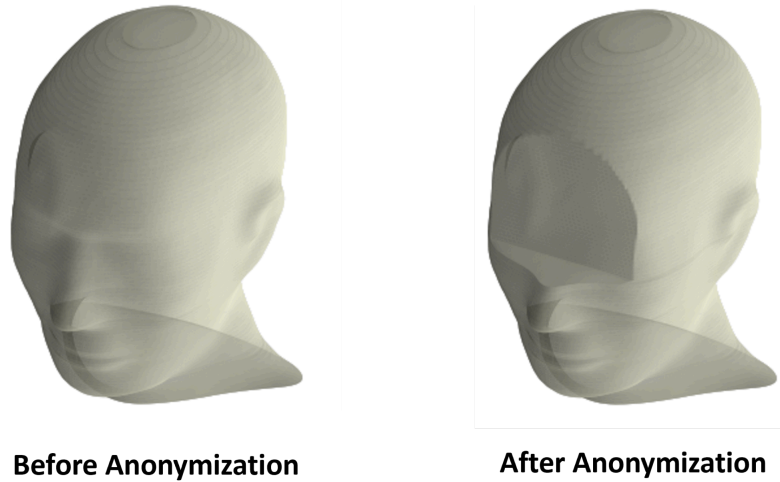


Figure 1: 3D surface rendering of the reconstructed face of a head phantom before and after anonymization. The head phantom data were retrieved from the SlicerRtData GitHub repository (github.com/SlicerRt/SlicerRtData/tree/master/eclipse-8.1.20-phantom-ent).

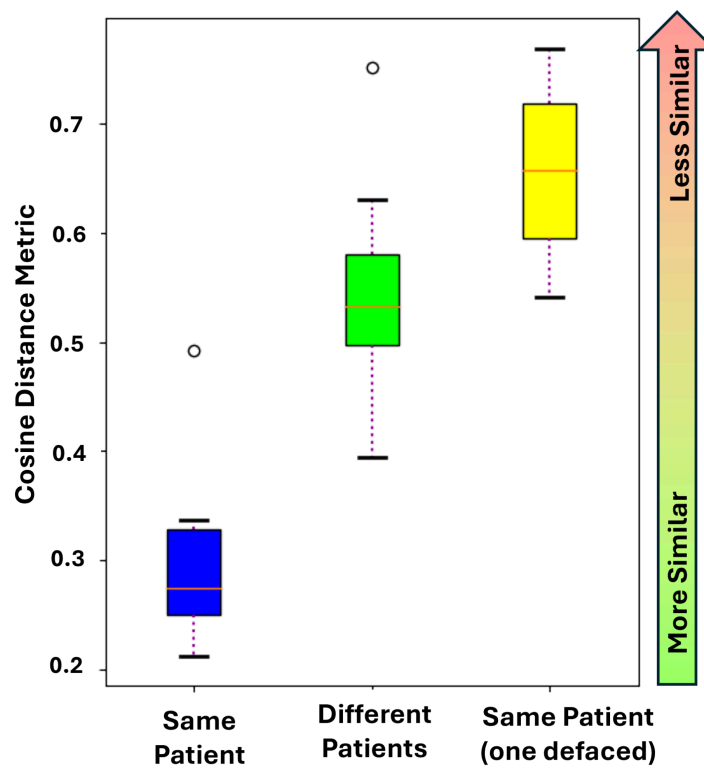


Figure 2: Preliminary results of the VGG-Face facial recognition algorithm on a preliminary subset of 8 patients. Each box plot represents the cosine distances for different sets of CT scan comparisons. Lower cosine distances indicate a higher likelihood that two scans are from the same patient. Blue: Two CTs of the same patient. Green: CTs of different patients. Yellow: Two CTs of the same patient, one of which has been defaced.