



HAL
open science

MISE EN PLACE D'UN PROTOCOLE IRM MULTIPARAMETRIQUE POUR LA PLANIFICATION DANS LA ZONE ORL

Laura Sayaque, Benjamin Leporq, Chloé Miran, Olivier Hamelin, Frank Pilleul, Vincent Grégoire, Olivier Beuf

► **To cite this version:**

Laura Sayaque, Benjamin Leporq, Chloé Miran, Olivier Hamelin, Frank Pilleul, et al.. MISE EN PLACE D'UN PROTOCOLE IRM MULTIPARAMETRIQUE POUR LA PLANIFICATION DANS LA ZONE ORL. journées RITS (Recherche en Imagerie et Technologies pour la Santé) 2022, May 2022, Brest, France. hal-03764236

HAL Id: hal-03764236

<https://hal.science/hal-03764236>

Submitted on 30 Aug 2022

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

MISE EN PLACE D'UN PROTOCOLE IRM MULTIPARAMETRIQUE POUR LA PLANIFICATION DANS LA ZONE ORL

SAYAQUE Laura¹, LEPORQ Benjamin¹, MIRAN Chloé², HAMELIN Olivier³ PILLEUL Frank^{1,3}, GREGOIRE Vincent², BEUF Olivier¹

1. Univ Lyon, INSA-Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, UJM-Saint Etienne, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1294, F-69100, LYON, France ; 2. CRLCC Léon Bérard – Département de Radiothérapie ; 3. CRLCC Léon Bérard – Département de Radiologie

Contexte

L'imagerie par résonance magnétique devient de plus en plus considérée pour la planification en radiothérapie, du fait de sa capacité à produire des images particulièrement contrastées entre les tissus mous. Cependant, contrairement au scanner par RX, cette modalité d'imagerie ne renseigne pas sur la cartographie de densité électronique et ne permet pas directement le calcul de dose. Afin de pallier cette difficulté, des méthodes permettant de reconstruire un scanner synthétique ont été proposées [1] [2], parmi elles l'assignation de densités bénéficie d'une bonne robustesse car elle est entièrement réalisée par un opérateur et s'adapte donc à chaque patient. Cependant, cela rend aussi la méthode très fastidieuse, ce que nous allons tenter de corriger en l'automatisant. Des études cliniques ont déjà été menées pour le pelvis et le cerveau avec la génération d'un scanner synthétique en utilisant la déformation élastique d'atlas [3] ou encore un réseau de neurones génératif [4] qui ont donné des résultats satisfaisants mais qui restent à confirmer. Pour notre étude, nous nous intéressons aux tumeurs ORL (oto-rhino-laryngé) en partant des épaules jusqu'au haut du crâne, le champ de vue est donc grand. Cette zone a très peu été explorée en comparaison avec le cerveau et le pelvis, du fait de sa complexité liée aux artefacts possibles liés au grand champ de vue alors que la présence de nombreux organes à risque (OAR) la rend très attractive. Dans ce travail nous décrivons la mise en place d'un protocole d'IRM multiparamétrique destiné à générer automatiquement un scanner synthétique avec la méthode d'assignation de densités (en unité Hounsfield), nous aurons ainsi la simplicité et l'efficacité de cette méthode, sans le côté fastidieux.

Méthode

L'assignation de densité automatique consiste à segmenter notre image en différentes classes de tissus auxquelles on assigne une densité en unité Hounsfield. Cette densité correspond à la valeur moyenne en unité Hounsfield de la classe équivalente sur un scanner par RX. Pour cette approche, nous définissons 4 classes de densité, correspondant aux 4 densités radiologiques fondamentales : l'os, l'air, l'eau et la graisse. Afin de distinguer l'os et l'air, nous utilisons une séquence Spiral Vibe UTE dual echo avec un temps d'écho ultra court et un second un peu plus long auquel on soustrait le premier afin de déterminer les tissus osseux corticaux. La distinction avec les parties aériennes est réalisée par

seuillage du deuxième écho. Afin de différencier les autres tissus contenant de l'eau des tissus gras, nous utilisons une séquence Dixon 2 points qui permet de décomposer les signaux de l'eau et de la graisse afin de calculer la Proton Density Fat Fraction (PDFF) qui représente la proportion de graisse dans chaque voxel.

Nous avons alors mis en place un protocole avec les deux séquences évoquées ci-dessus ainsi que des séquences morphologiques nécessaires pour la délimitation des tumeurs et OAR. Le protocole est effectué sur une machine Siemens 3T Magnetom Vida, il dure moins d'une heure avec environ 10-15 minutes d'installation / désinstallation et 22 minutes d'acquisition. Les antennes utilisées sont la body flex, la flex et la spine. Le patient est maintenu immobile avec un masque dit « Tête et Cou » de contention identique à celui qui sera utilisé lors de la radiothérapie et propre à chaque patient (Figure 1). Les séquences du protocole et les paramètres sont détaillés dans la table 1 :

Séquence	Routine			Recherche	
	T1	T2	T1 3D injectée	Dixon	Spiral Vibe
	Turbo spin echo	Turbo spin echo	Star VIBE		UTE
TR/angle (ms/deg)	730 / 128	2800 / 123	3.5 / 9	4 / 5	6.7 / 5
TE (ms)	9.2	106	1.66	1.42 / 2.46	0.05 / 4.2
Bande passante (Hz/Px)	336	299	698	1085	2480
FOV (mm ²)	240*240	240*240	256*256	500*500	
Matrice	304*243	304*243	256*256	288*288*192	
Plan de coupe	Axial	Axial	Axial	Coronal	
Résolution (mm ³)	0.79*0.79*2.4	0.79*0.79*2.4	1*1*1	1.7*1.7*17	
Temps d'acquisition	2min15	1min50	4min05	10min31	
	Total: 8min10			Total: 13min26	

Table 1 : Détail des séquences et des paramètres du protocole



Figure 1 : Photographie illustrant l'installation type sur un patient

Le protocole a été optimisé et est réalisé au centre anti-cancéreux Léon Bérard ; une cohorte d'environ 20-30 patients est attendue. Le protocole inclut la réalisation d'un scanner par RX afin de pouvoir comparer les deux méthodes pour le calcul de la dose.

Résultats

Six patients ont été inclus jusqu'à présent. La durée d'examen prévue a été respectée et les patients tolèrent bien le protocole. Les images RM ont en moyenne un contraste de 0.12 contre un contraste de 0.07 pour les scanner X en utilisant la formule $C = \frac{I_{\text{lésion}} - I_{\text{tissu}}}{I_{\text{lésion}} + I_{\text{tissu}}}$ avec $I_{\text{lésion}}$ l'intensité moyenne des pixels de la zone de la lésion et I_{tissu} l'intensité moyenne des pixels de la zone du tissu autour de la lésion.

La Figure 2 présente les masques de segmentation pour les 4 classes de densités sur l'IRM du patient numéro 1 :



Figure 2 : À gauche le masque du tissu osseux cortical, au milieu le masque des zones aériennes et à droite le masque composite eau-graisse

L'addition des masques des 4 classes de densités évoquées ci-dessus nous donne le résultat suivant :

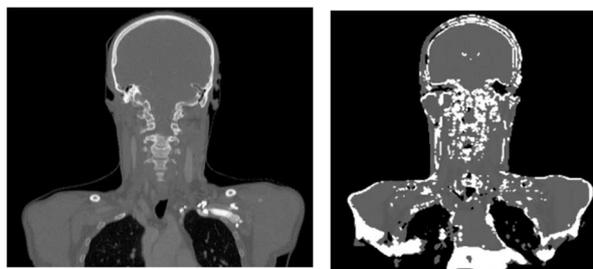


Figure 3 : À gauche le scanner synthétique et à droite le scanner de référence

Discussion

Cette étude préliminaire montre que ce protocole d'acquisition IRM permet d'une part aux médecins radiothérapeutes de bénéficier d'images morphologiques avec un contraste supérieur (0.12 contre 0.07) et d'autre part d'établir un CT synthétique, étape nécessaire pour la planification de la dose. Toutefois, si les résultats obtenus pour le masque composite eau-graisse sont très satisfaisants, la méthode de segmentation du tissu cortical osseux doit encore être améliorée. En effet, les forts gradients de susceptibilité magnétique présents au niveau des interfaces air/peau réduisent artificiellement le T2* et peuvent engendrer des erreurs de classification, comme visible sur la figure 2. Différentes solutions sont envisagées comme la réalisation d'un mapping du T2* avec une séquence UTE 6 échos en combinant la soustraction initialement proposée et un seuillage adapté sur la cartographie T2* qui permettrait de minimiser les erreurs de classification.

Références

1. Largent, A., J.-C. Nunes, C. Lafond, N. Périchon, J. Castelli, Y. Rolland, O. Acosta, et R. de Crevoisier, « Planification à partir d'imagerie par résonance magnétique en radiothérapie », *Cancer/Radiothérapie* 21 (8), 788-98, 2017.
2. Mezer, Aviv, Ariel Rokem, Shai Berman, Trevor Hastie, et Brian A. Wandell, « Evaluating Quantitative Proton-Density-Mapping Methods: Proton-Density Mapping », *Human Brain Mapping* 37 (10): 3623-35, 2016.
3. Vanquin, L., C. Boydev, J. Korhonen, E. Rault, F. Crop, T. Lacornerie, A. Wagner, J. Laffarguette, D. Pasquier, et N. Reynaert, « Planification de la radiothérapie du cancer de la prostate par l'imagerie par résonance magnétique », *Cancer/Radiothérapie* 23 (4): 281-89, 2019.
4. Kazemifar, Samaneh, Ana M. Barragán Montero, Kevin Souris, Sara T. Rivas, Robert Timmerman, Yang K. Park, Steve Jiang, Xavier Geets, Edmond Sterpin, et Amir Owringi, « Dosimetric Evaluation of Synthetic CT Generated with GANs for MRI-only Proton Therapy Treatment Planning of Brain Tumors », *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 21 (5): 76-86, 2020.

Remerciements

Ce travail a été réalisé grâce au soutien financier du LABEX PRIMES (ANR-11-LABX-0063) de l'Université de Lyon, dans le cadre du programme "Investissements d'Avenir" (ANR-11-IDEX-0007) géré par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR)