



HAL
open science

Mise en place de l'imagerie tri-modalité (TEP-CT-IRM) en radiothérapie stéréotaxique

Pauline Hinault

► **To cite this version:**

Pauline Hinault. Mise en place de l'imagerie tri-modalité (TEP-CT-IRM) en radiothérapie stéréotaxique. Imagerie médicale. Normandie Université, 2022. Français. NNT : 2022NORMR082 . tel-04550926

HAL Id: tel-04550926

<https://theses.hal.science/tel-04550926>

Submitted on 18 Apr 2024

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.

THÈSE

Pour obtenir le diplôme de doctorat

Spécialité **SYSTEMES INFORMATIQUES**

Préparée au sein de l'**Université de Rouen Normandie**

**Mise en place de l'imagerie tri-modalité (TEP-CT-IRM) en
radiothérapie stéréotaxique**

Présentée et soutenue par
PAULINE HINAULT

Thèse soutenue le 16/11/2022
devant le jury composé de :

MME SU RUAN	Professeur des Universités - Université de Rouen Normandie	Directeur de thèse
M. JULIAN BIAU	Professeur des Univ - Prat Hospitalier - Université Clermont Auvergne Clermont Auvergne	Président du jury
M. PIERRE VERA	Professeur des Univ - Prat Hospitalier - Université de Rouen Normandie	Co-directeur de thèse
M. BERNARD DUBRAY	Professeur des Univ - Prat Hospitalier - Université de Rouen Normandie	Membre du jury
MME CHARLOTTE ROBERT	Chercheur HDR - UNIVERSITE PARIS-SACLAY	Rapporteur du jury
MME KEN SOLEAKHENA	Chercheur HDR - Université de Toulouse 3 - Paul Sabatier	Rapporteur du jury

Thèse dirigée par **SU RUAN** (LABORATOIRE D'INFORMATIQUE DE TRAITEMENT DE L'INFORMATION ET DES SYSTEMES) et **PIERRE VERA** (LABORATOIRE D'INFORMATIQUE DE TRAITEMENT DE L'INFORMATION ET DES SYSTEMES)





THÈSE

En vue de l'obtention du grade de

DOCTEUR DE NORMANDIE UNIVERSITÉ

délivré par

L'UNIVERSITÉ DE ROUEN NORMANDIE

**LABORATOIRE D'INFORMATIQUE DU TRAITEMENT DE L'INFORMATION
ET DES SYSTÈMES**

Mathématiques, Information et Ingénierie des Systèmes

Discipline : INFORMATIQUE

Présentée et soutenue publiquement par

Pauline HINAULT

Mise en place de l'imagerie trimodalite (TEP-TDM-IRM) en radiothérapie stereotaxique.

Directeur de thèse : **M. Pierre VERA**
Co-directrice de thèse : **Mme Su RUAN**

Jury

Mme Charlotte ROBERT,	Physicienne Médicale, Université de Paris Saclay	Rapporteur
Mme Soleakhena KEN,	Ingénieur de Recherche, Université de Toulouse	Rapporteur
M. Bernard DUBRAY,	PUPH, Université de Rouen Normandie	Examineur
M. Julian BIAU,	PUPH, Université de Clermont Auvergne	Examineur
M. Pierre VERA,	PUPH, Université de Rouen Normandie	Co-directeur
Mme. Su RUAN,	PU, Université de Rouen Normandie	Co-directrice

Résumé

L'imagerie médicale est une technique essentielle pour le traitement des cancers par radiothérapie (RT). Si la TDM est l'imagerie de référence pour la détermination des volumes d'intérêt et le calcul de dose, d'autres modalités, telles que la TEP et l'IRM, permettent d'améliorer la précision de la segmentation du volume cible.

Dans notre étude, la mise en place de l'imagerie trimodalité a nécessité :

- L'optimisation des séquences IRM dédiées à la radiothérapie.
- L'évaluation des incertitudes de positionnement d'une acquisition d'une modalité d'imagerie à autre.
- L'évaluation des distorsions géométriques sur la modalité IRM.

Nos résultats montrent qu'il convient de trouver un compromis pour optimiser les séquences IRM en radiothérapie. Bien que l'on observe une diminution du rapport S/B et de l'uniformité avec les antennes dédiées à la RT, elles sont les seules compatibles avec l'acquisition d'images en position du traitement. Nous avons constaté que la bande passante est l'un des principaux paramètres qui influence la qualité image. Nos travaux nous ont permis d'optimiser deux séquences utilisées pour le traitement respectivement des tumeurs ORL par arthrothérapie et des lésions intracrâniennes en conditions stéréotaxiques. Malgré ces optimisations, nos résultats montrent que les distorsions géométriques peuvent atteindre 1,5 mm et qu'il est indispensable de les prendre en compte notamment lors du traitement par RT stéréotaxique intracrânienne où la précision requise est de l'ordre du millimètre.

Notre travail a porté également sur l'évaluation des incertitudes de positionnement de 2 configurations de trimodalité TEP/TDM-IRM. L'une concerne un système de transfert du patient entre l'imageur TEP/TDM et l'IRM. Pour l'autre, le patient se lève entre les deux examens. Nous avons évalué les incertitudes engendrées par l'algorithme de recalage d'images et pu montrer qu'elles sont très inférieures aux incertitudes de positionnement du patient. Nos résultats montrent que les incertitudes en translation sont, en moyenne, inférieures à 4 mm et en rotation inférieures à 0,5°. Dans le cas du traitement des tumeurs ORL, utilisant un masque thermoformé, nous avons constaté que la solution trimodalité à l'aide d'un système de transfert ne permet pas de réduire de manière significative les incertitudes de positionnement par rapport à la configuration où le patient se lève entre deux examens, et que des améliorations sont à apporter au système de transfert afin de tenir compte des très fortes contraintes liées à la RT.

Enfin, nous avons développé une méthode permettant de tenir compte des distorsions géométriques induites par le système et par le patient lors de la planification du traitement. L'ensemble de ces distorsions a été évalué sur une cohorte rétrospective de 20 patients (26 lésions) traités par radiothérapie stéréotaxique intracrânienne. Avec la méthode développée, nous avons obtenu pour 4 lésions (c'est à dire 15 % d'entre elles) une différence au niveau de la D_{\min} (Dose minimale) reçue par le "Planning Target Volume" (PTV) dépassant les 5 %, à savoir 5,4 %, 9,1 %, 9,8 % et 10,5 %, montrant l'importance de l'optimisation des séquences IRM et le développement d'outils pour évaluer facilement

les conséquences des distorsions du PTV sur la recherche des objectifs de dose.

Medical imaging is an essential technique for the treatment of cancers with radiotherapy (RT). While CT is the reference imaging for volume delineation and dose calculation, other modalities, such as PET and MRI, can improve the accuracy of target volume segmentation.

In our study, the implementation of trimodality imaging required :

- The optimization of MRI sequences dedicated to radiotherapy.
- The evaluation of the uncertainties of positioning of an acquisition from one imaging modality to another.
- Evaluation of geometric distortions on the MRI modality.

Our results show that a compromise must be found to optimize MRI sequences in radiotherapy. Although we observe a decrease in SNR and uniformity with coils dedicated to RT, they are the only ones compatible with image acquisition in the treatment position. We have found that bandwidth is one of the main parameters that influence image quality. Our work allowed to optimize two sequences used for the treatment of H&N tumors by arctherapy and intracranial lesions in stereotactic conditions. Despite these optimizations, our results show that geometric distortions can reach 1.5 mm and that it is essential to take them into account, especially for intracranial stereotactic RT treatment where the spatial accuracy is about a millimeter.

Our work has also focused on the evaluation of the positioning uncertainties of two PET/CT-MRI trimodality configurations. One concerns a transfer system between the PET/CT and the MRI. For the other, the patient stands up is re-positioned between the two acquisitions. We have evaluated the uncertainties generated by the image registration algorithm and have shown that they are much smaller than the patient positioning uncertainties. Our results show that the uncertainties in translation are, on average, less than 4 mm and in rotation less than 0.5° . In the case of H&N tumor treatment, using a thermoformed mask, we have found that the trimodality solution using a transfer system does not significantly reduce the positioning uncertainties compared to the configuration where the patient stands up between two acquisitions. Improvements should be made to the transfer system in order to take into account the very strong requirements related to RT.

Finally, we developed a method to take into account the geometric distortions induced by the system and by the patient during radiotherapy treatment planning. All these distortions were evaluated on a retrospective cohort of 20 patients (26 lesions) treated by intracranial stereotactic radiotherapy. With the developed method, we obtained for 4 lesions (i.e. 15% of them) a difference in the Dmin received by the PTV exceeding 5%, i.e. 5.4%, 9.1%, 9.8% and 10.5%, showing the importance of optimizing MRI sequences and developing tools to easily assess the consequences of PTV distortions on dose objectives optimization process.

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier Madame Charlotte Robert et Madame Soléakhena Ken pour leur relecture attentive, nos échanges et leurs suggestions avisées et enrichissantes qui m'ont permis d'améliorer ce manuscrit. Je remercie également Monsieur Bernard Dubray pour sa participation à mon jury de thèse et pour l'intérêt qu'il a porté à ce travail. Enfin, je remercie Monsieur Julian Biau d'avoir accepté de présider ce jury.

Je remercie ensuite Madame Su Ruan et Monsieur Pierre Vera pour leur accueil au sein de leur laboratoire QuantIF et également pour avoir encadré la fin de ce travail de thèse.

Je souhaite exprimer ma plus grande gratitude à Isabelle Gardin pour sa préciseuse rigueur scientifique, sa pédagogie (même avec le stylo rouge), son soutien et ses conseils avisés qui m'ont permis d'évoluer et de mener à bien tout ce travail de thèse.

Je remercie également Monsieur David Gensanne, qui a encadré cette thèse, pour sa confiance, ses conseils avisés et nos échanges scientifiques enrichissants.

Un merci également aux membres de l'équipe QuantIF, Romain, Sébastien, Arthur, Arnaud et mes co-thésars Pierre Decazes et Amine Amyar, pour nos échanges toujours constructifs.

Je remercie l'ensemble des services d'Imagerie et de Médecine Nucléaire, du Centre Henri Becquerel, pour leur accueil et leur bonne humeur durant ces trois années. Un merci tout particulier aux copines de l'IRM, Catherine, Valérie, Delphine, Céline V, Céline M, Martine et Jenny pour ces fous rires, ces discussions endiablées (inaudibles par certains) et votre participation morale aux longues soirées IRM. Cette thèse n'aurait jamais été aussi chouette sans vous! Un merci tout particulier à Sonia pour son amitié, notre travail commun à l'IRM (merci le corps entier). Egalement pour nos sorties piscine, notre (presque) colocation durant la pandémie et surtout pour son extase face aux bellâtres co-réens et au Picon.

Je tiens également à grandement remercier mon co-thésard Pierrick, merci pour cette magnifique amitié, pour tout ce partage au quotidien durant ces années : les réunions biblio, les soirées mesures IRM, les cafés «brainstorming» sans oublier les bières au Vixen. Un grand merci surtout pour ton soutien infailible. Mon binôme me manque au quotidien!

Merci à ma libanaise "Sister from another mother", Eva. Notre rencontre à Toulouse a été un coup de coeur amical qui s'est confirmé lors de nos retrouvailles à Rouen pour mon plus grand plaisir. Merci d'être la belle personne que tu es. Pour ta joie de vivre, ton sourire et pour ton soutien moral dans mes périodes de doutes professionnels comme personnels. Promis je serais assidue aux prochains cours de libanais mais pour le moment "Bade Nem".

Je n'oublie pas non plus mes amis Rouennais, Rémi, Laura et Mél qui m'ont souvent attendu du fait de mes soirées mesures. Merci pour tous ces jolis moments partagés. Spéciale dédicace à Monsieur Normand, 13 ans depuis l'enfer prépa mais on est toujours là.

Un grand merci à mes supers copains de la Physique Médicale avec une dédicace spéciale aux "vieux" thésards, Jérem, Tim, Yas, Vincent, Raïssa et Arthur avec qui on a profité de la "Fast life" parisienne.

Comment ne pas mentionné également mon acolyte Pascal avec qui j'ai dépassé les limites du sommeil. Je me demande encore comment le Vixen survit après nos départs. Merci pour cette complicité indéfinissable, pour ton partage de l'amour de la musique (Fu Manchu c'est le rock'n'roll) et autres belles distractions, merci également pour les soirées "Taxis" et tous ces films qui m'ont fait mal au cerveau. Pour finir, merci pour ton soutien dans mes moments de doutes, il m'a permis de me recentrer. Et surtout vive l'excès!

Merci aux bicheuses, mes amies de Brebre, Mammouth, Math, Cec, Marj, Maëlle et Marlène. La distance est parfois grande mais nous savons toujours trouver de bons moments pour nous retrouver et festoyer comme nous avons appris dès le berceau dans notre belle région. Merci pour ce partage, ces fous rires et ces magnifiques débriefs (surtout sentimentaux)!

Merci à mes vrais bonhommes, Julie, Lucile, Christina, Tiphaine, Justine, Esthele et Ophélie pour tous ces moments que nous partageons, fête, voyage, danse, jeux, discussions animées. Merci de faire de mon quotidien ce voyage de folie. Chacune de nos retrou-

vailles est l'occasion de créer un nouveau souvenir ensemble, un vrai bonheur. Et vive les babos de Saint Brieu!! Mention spéciale à ma petite Julie qui me supporte depuis plus de 10 ans maintenant, que de chemin depuis notre Bretagne adorée!

Merci à ma meilleure amie d'enfance Justine, une amitié de 30 ans à présent qui me nourrit un peu plus chaque jour. Nous continuons d'évoluer ensemble en apprenant chacune à notre tour grâce aux partages de nos expériences de vie. Merci de toujours croire en moi comme tu le fais. Petite mention spéciale à tes petits bouts qui remplissent mon cœur de Tantine/Marraine de bonheur.

Merci à ma famille de toujours être attentive à l'éternelle étudiante et pigeon voyageur que je suis. Les échanges sont moins fréquents du fait de la distance mais de fait tout aussi intenses. Famille parfois atypique et pleine de vie, vous avoir me fait grandir et évoluer un peu plus chaque jour, quel bonheur d'être si bien entourée.

Un merci tout particulier à ma petite mamie Annick. Bien que Papi, Pépé et Mémé nous aient quitté trop tôt, tu as toujours su assurer pour palier leurs absences. Merci de tout ton amour et toutes ces histoires de famille qui sont pour moi des cadeaux inégalables.

Je ne peux exprimer ma gratitude à tout le monde sans mentionner les encouragements et l'amour de ma Marraine Jacotte et de mon Tonton Jacquot. Ce parcours n'aurait jamais été possible sans votre soutien au quotidien et pour tout ce que vous apportez à notre famille.

Un grand merci aussi aux Tontons Nantais, Daniel et Olivier. Vous avez su nous aider à développer notre esprit critique, à croire en ce qu'on le faisait tout en n'oubliant jamais de vivre et s'amuser. Merci pour toute l'ouverture d'esprit et la sagesse dont vous faite preuve, vous êtes de vrais exemples. Merci aussi pour votre folie!!

Je souhaite également mentionner celle qui a toujours été un exemple, Audrey. Malgré nos jeunes années où tu m'as martyrisé en jouant à la barbie, je ne peux oublier nos journées à créer de beaux sketches, à coiffer Cam et nos belles discussions. Merci d'être toujours là et toujours croire en moi. Tu es une vraie grande sœur.

Un énorme merci à ma sœur Camille (ou Johnny!!) sans qui la vie ne serait vraiment pas la même et surtout beaucoup moins rigolote! Merci de ton intérêt sans faille pour

mon travail et de ta volonté à comprendre ce qui en découle. Merci de toujours me faire rire avec tes "Camillades" en tout genre, plus rocambolesques les unes que les autres. La complicité et l'amour qui nous unissent me sont très précieux. Merci de ton soutien et de toujours être présente pour ta grande sœur et toute notre famille. Mais n'oublies pas, c'est toujours "On the road agaiiin!!!!".

Pour finir, merci du fond du coeur à ceux sans qui tout ce parcours n'aurait jamais été possible mes parents, Maryse et Olivier. Le chemin a été long, fait de rebondissements et parfois même semé d'embûches mais c'est ce qui le rend tout particulier. Je vous remercie de votre soutien infallible, des valeurs que m'avez inculqué mais surtout un énorme merci pour tout l'amour que vous m'apportez, je vous en suis éternellement reconnaissante.

A ceux partis trop tôt, Chloé, Simon et Johann.

Table des matières

Introduction générale	1
1 L'imagerie multi-modalité en radiothérapie	7
1.1 Principe de la radiothérapie externe	9
1.2 Imagerie médicale 3D et qualité image	15
1.3 Imagerie TDM	20
1.4 Imagerie de tomographie par émission de positron (TEP) au ¹⁸ FDG (2-désoxy-2-fluoro-D-glucose)	24
1.5 Imagerie par résonance magnétique	31
1.6 L'imagerie multimodalité	48
1.7 Conclusion	55
2 Optimisation des images IRM pour la radiothérapie	57
2.1 Introduction	58
2.2 Caractérisation des antennes dédiées radiothérapie	59
2.3 Optimisation des acquisitions	81
2.4 Distorsions géométriques liées au système d'imagerie	90
2.5 Conclusion	99
3 Etude des incertitudes de positionnement intrinsèques à l'imagerie TEP/TDM-IRM	101
3.1 Introduction	103
3.2 Les configurations TEP/TDM-IRM utilisées	103
3.3 Précision de l'algorithme de recalage d'images	106

3.4	Evaluation des incertitudes de positionnement propres à la technique tri-modalité	115
3.5	Conclusion	124
4	Etude des distorsions géométriques induites par l'IRM appliquées à la radiothérapie stéréotaxique intracrânienne	127
4.1	Introduction	129
4.2	Base de données patients	131
4.3	Distorsions résiduelles induites par le système d'imagerie	134
4.4	Distorsions induites par le patient	137
4.5	Impact des distorsions sur le plan de traitement de radiothérapie	141
4.6	Conclusion	152
	Conclusion générale et perspectives	157
	Bibliographie personnelle sur le sujet	163
A	Caractérisation des antennes dédiées radiothérapie	165
A.1	Comparaison coupes centrales, intermédiaires et à l'extrémité	165
	Bibliographie	174
	Table des figures	185
	Liste des tableaux	191
	Glossaire	195

Introduction

L'imagerie médicale, telle que la *TomoDensitoMétrie* (TDM), la *Tomographie par Émission de Positons* (TEP) au 2-[18]-Fluoro-2-désoxy-D-glucose (FDG) et l'*Imagerie par Résonance Magnétique* (IRM), est une technique utilisée en routine clinique dans la prise en charge des patients atteints d'un cancer, aussi bien pour le diagnostic que pour la phase thérapeutique comme la planification du traitement par radiothérapie.

Ces dernières années, les développements techniques sur les accélérateurs de radiothérapie ont permis d'améliorer la précision et la sécurité des traitements et ainsi développer de nouvelles techniques en routine clinique telle que la radiothérapie stéréotaxique et l'archthérapie. Les différentes modalités d'imagerie médicale permettent d'identifier et définir les lésions de manière plus précise avec un meilleur contraste des tissus mous sur un examen d'IRM ou avec une meilleure sensibilité sur un examen TEP. Plus précisément, nous aborderons dans ce travail le traitement des tumeurs *Oto-rhino-laryngologie* (ORL) par archthérapie et intracrâniennes par radiothérapie stéréotaxique hypofractionnée [Fahrig et al. 2007]. Pour cette dernière, il s'agit d'une technique consistant à délivrer plusieurs fortes doses, de l'ordre de 6 à 20 Gy, en utilisant des mini faisceaux convergeants au centre de la cible. La plus grande précision dans la définition des volumes cibles et des *organes à risques* (OAR) est donc requise. Elle doit être de l'ordre du millimètre pour l'ensemble de la prise en charge du patient, aussi bien au niveau de l'imagerie, de la définition des volumes cibles que du positionnement du patient lors de l'acquisition des images et des différentes séances du traitement.

La définition de l'ensemble de ces volumes est réalisée à partir de la TDM, imagerie de référence pour la planification du traitement par radiothérapie. Cette modalité d'imagerie permet d'obtenir l'information de la densité électronique des différents tissus né-

cessaire au calcul dosimétrique. La TDM fournit également une très bonne résolution spatiale sans distorsion géométrique. Cependant, sa principale limite est le manque de contraste au niveau des tissus mous.

L'IRM est une modalité d'intérêt en radiothérapie de par sa capacité à fournir un très bon contraste au niveau des tissus mous. Il s'agit de l'imagerie de référence en radiothérapie stéréotaxique intracrânienne. Elle peut également être utilisée dans la prise en charge des cancers ORL. Par complémentarité avec l'imagerie TDM, elle permet d'améliorer la définition du "*Gross Tumor Volume*" (GTV) et du "*Clinical Target Volume*" (CTV) et ainsi assurer une meilleure couverture du PTV [Emani et al. 2003, Rasch et al. 1997]. Pour autant, il existe certains verrous techniques quant à l'utilisation de l'IRM en planification du traitement par radiothérapie. Le premier concerne l'acquisition des images en position de traitement. Dans un 1er temps, il est indispensable de faire le choix d'antennes dédiées et d'optimiser des séquences adaptées à la thérapie, en réalisant un contrôle qualité spécifique à l'utilisation des images IRM pour le contourage des volumes d'intérêts. Un autre verrou majeur est la présence de distorsions géométriques, induites par le système d'imagerie, mais également par le patient. Ces distorsions déforment l'image IRM. Elles peuvent avoir un impact très important sur la planification du traitement si elles ne sont pas corrigées [Seibert et al. 2014], compte tenu de la précision requise.

L'imagerie TEP au FDG est également très importante dans la prise en charge de patients atteints de cancer, les cellules cancéreuses ayant un métabolisme glucidique important par rapport aux tissus sains. De ce fait, les images TEP au FDG sont intégrées dans le processus de détermination des volumes cibles lors de la planification du traitement par radiothérapie [Farina et al. 2017, Brianzoni et al. 2005]. Cependant, il s'agit d'une modalité d'imagerie fournissant une résolution spatiale limitée. En principe, elle est couramment associée à l'imagerie TDM car celle-ci est utilisée pour la correction des atténuations.

Au final, l'imagerie trimodalité a montré une amélioration dans la définition du GTV [Bird et al. 2015, Prestwich et al. 2012, Guo et al. 2014]. Cependant, aucun dispositif médical ne permet l'acquisition des trois modalités d'image. La solution la plus répandue consiste à utiliser un imageur hybride couplé à un second imageur indépendant, à savoir le TEP/TDM et l'IRM (TEP/TDM-IRM). Il est également possible d'utiliser un appareil hy-

bride TEP/IRM et un scanner (TEP/IRM-TDM). Dans chaque cas, les images doivent être acquises en position de traitement pour la radiothérapie avec un plan spécifique adapté aux 2 appareils d'imagerie et compatible avec les systèmes de contention et d'immobilisation spécifiques au traitement par radiothérapie. Après l'acquisition, le recalage des images TDM-IRM est nécessaire, ce qui entraîne une source d'incertitude dans le positionnement du patient [Daisne et al. 2003].

L'objectif de cette thèse a porté sur le développement de l'imagerie trimodalité TEP-TDM-IRM à des fins de radiothérapie notamment dans le cadre de traitements ORL par arcthérapie et intracrâniens en conditions stéréotaxiques. Plus précisément, le but a été d'intégrer l'IRM au processus thérapeutique existant avec l'imagerie TEP/TDM. Pour cela, différentes solutions d'antennes et de paramètres d'acquisition de séquences IRM ont été évaluées pour les 2 types de lésions tumorales. Les incertitudes de positionnement intrinsèques à deux configurations de trimodalité TEP-TDM-IRM ont été déterminées afin d'évaluer la précision du système. Nous avons évalué les distorsions géométriques des images IRM lors de la planification du traitement par radiothérapie stéréotaxique intracrânienne. Pour finir, nous avons développé une méthode permettant de tenir compte de l'ensemble des distorsions géométriques dans le cadre de cette application médicale et d'évaluer a posteriori en clinique l'impact de ces distorsions sur la qualité du traitement.

Le présent manuscrit se compose de 4 chapitres :

Le premier chapitre introduit le principe de la radiothérapie externe et de l'imagerie médicale. Nous aborderons plus précisément la notion de qualité image, puis présenterons le principe de chaque modalité d'imagerie étudiée dans ces travaux : la TDM, la TEP et l'IRM. Enfin, nous terminerons ce chapitre par la présentation de l'imagerie trimodalité, son intérêt dans la prise en charge des patients en radiothérapie, ainsi que les possibilités techniques.

Le chapitre 2 porte sur l'optimisation des images IRM en radiothérapie. Nous aborderons la caractérisation des antennes dédiées à la radiothérapie par différents paramètres de qualité image. Nous verrons ensuite les contraintes liées à l'optimisation des acquisitions dédiées à la planification du traitement par radiothérapie. Nous étudierons dif-

férentes possibilités d'antennes et de conditions d'acquisition permettant l'optimisation de la qualité image dans le cadre du traitement des cancers ORL par arcthérapie et des lésions intracrâniens en conditions stéréotaxiques. Pour terminer ce chapitre, nous présenterons l'évaluation des distorsions géométriques liées au système d'imagerie.

Le chapitre 3 porte sur l'étude des incertitudes de positionnement intrinsèques à l'imagerie trimodalité. Pour commencer, les différentes configurations d'imagerie TEP/TDM-IRM utilisées seront présentées. Puis, la précision de l'algorithme de recalage sera évalué dans le cas de recalage monomodalité puis bimodalité. Enfin, les incertitudes de positionnement propres à la technique trimodalité seront évalués sur une cohorte de 30 patients atteints d'un cancer ORL.

Le chapitre 4 porte sur la prise en compte des distorsions géométriques lors de la planification sur traitement par radiothérapie. Nous évaluerons les distorsions résiduelles liées au système pour des lésions cérébrales d'une cohorte de 20 patients avec 26 lésions. Pour ces mêmes lésions, seront aussi évaluées les distorsions dues aux effets de susceptibilité, induites par le patient. Pour terminer ce chapitre, nous proposerons une méthode permettant de tenir compte de l'ensemble des distorsions lors de la planification du traitement et nous évaluerons l'impact dosimétrique associé.

Chapitre 1

L'imagerie multi-modalité en radiothérapie

Sommaire

1.1 Principe de la radiothérapie externe	9
1.1.1 Principe du traitement	9
1.1.2 Techniques de traitement	9
1.1.3 Planification du traitement	11
1.1.4 Délivrance du traitement	13
1.1.5 Place de l'imagerie en radiothérapie	14
1.2 Imagerie médicale 3D et qualité image	15
1.2.1 Imagerie médicale 3D	15
1.2.2 Qualité image	16
1.3 Imagerie TDM	20
1.3.1 Principe	20
1.3.2 Obtention de l'image et nature du contraste	21
1.3.3 Application en radiothérapie externe	23
1.4 Imagerie de tomographie par émission de positron (TEP) au ¹⁸FDG (2- désoxy-2-fluoro-D-glucose)	24
1.4.1 Principe	24
1.4.2 Obtention de l'image et nature du contraste	26

1.4.3	L'imagerie hybride TEP/TDM	27
1.4.4	Applications en radiothérapie externe	28
1.5	Imagerie par résonance magnétique	31
1.5.1	Principe	31
1.5.2	Obtention de l'image et nature du contraste	36
1.5.3	Applications en radiothérapie	42
1.6	L'imagerie multimodalité	48
1.6.1	Intérêt clinique en radiothérapie	48
1.6.2	Comparaison des différentes modalités d'imagerie	48
1.6.3	Imageurs hybrides	50
1.6.4	Incertitudes de positionnement de l'information	51
1.7	Conclusion	55

1.1 Principe de la radiothérapie externe

1.1.1 Principe du traitement

La radiothérapie est l'une des principales techniques de traitement du cancer. Elle est souvent associée à la chirurgie, la chimiothérapie et l'immunothérapie. Son but est de détruire des cellules tumorales par utilisation d'une dose suffisante de rayonnements ionisants sans produire d'effets secondaires importants au niveau des tissus sains. La grandeur physique qui caractérise le traitement est la dose absorbée. Elle s'exprime en gray (Gy). Elle correspond à une énergie absorbée par unité de masse de tissu (J/kg).

Il existe différents types de radiothérapie. On distingue la radiothérapie externe, la curiethérapie et la radiothérapie interne vectorisée. Dans le cadre de ce travail, seule la radiothérapie externe sera abordée.

Les principaux faisceaux utilisés en radiothérapie externe sont des faisceaux de photons et d'électrons de basses, moyennes ou hautes énergies. Les protons et les ions carbones peuvent également être utilisés, mais ils ne seront pas étudiés dans le cadre de ce travail. Lors de leur parcours dans la matière, les photons et les électrons provoquent des ionisations et des excitations qui sont responsables d'altérations de la molécule d'ADN : altération des bases, cassures simple brin ou double brin. En cas de non réparation, ces lésions entraînent la mort cellulaire. Le pouvoir pénétrant des photons et des électrons dans la matière dépend de leur type et de leur énergie. Ainsi, la stratégie et la technique de traitement sont adaptées en fonction de la localisation du cancer et du volume à traiter.

1.1.2 Techniques de traitement

La radiothérapie externe utilise une source externe de rayonnements ionisants délivrés par un accélérateur linéaire de particules focalisés vers un volume cible tumoral. Il s'agit principalement de faisceaux de photons accélérés avec une tension allant de 4 à 25 MV.

L'accélérateur linéaire est un dispositif qui utilise des ondes électromagnétiques de haute fréquence dans le but d'accélérer des électrons, afin que ceux-ci possèdent une

énergie cinétique suffisamment importante pour interagir avec la matière. Le faisceau d'électrons obtenu traverse ensuite deux diffuseurs afin d'être élargi et homogénéisé. Puis un applicateur donne la taille et la forme du champ d'irradiation. Lorsque le traitement est réalisé avec des photons, le faisceau d'électrons bombarde une cible constituée d'un matériau dont le numéro atomique est élevé. Les photons sont produits par rayonnement de freinage. Leur passage par un cône égalisateur permet de corriger la forme du faisceau afin qu'il soit homogène et perde sa forme de dôme générée par la cible. La géométrie finale du faisceau est obtenue par un système de collimation, mâchoires ou *collimateur multi-lames* (MLC).

La technique de base utilisée est la radiothérapie conformationnelle 3D. Elle consiste à faire correspondre le champ d'irradiation au volume cible, tout en évitant les tissus sains grâce aux différentes rotations du bras d'irradiation et de la table de traitement. Cette conformation est rendue possible par l'utilisation du MLC. Pour cette technique, la fluence particulière est constante. L'ensemble du volume reçoit une dose uniforme.

Pour la *radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité* (RCMI), la dose est délivrée au volume cible en conformant le champ d'irradiation à ce dernier et en faisant varier l'intensité du faisceau [Nutting et al. 2000]. Cette modulation est réalisée grâce aux mouvements des lames du collimateur. La technique RCMI permet de mieux préserver les tissus sains en améliorant la conformation du volume cible. Deux configurations d'irradiations sont possibles pour réaliser la modulation d'intensité : le mode « step and shoot », pour chaque angulation du bras, les lames du collimateur se déplacent pour obtenir des formes différentes du faisceau d'irradiation, et le mode « sliding window », dans ce cas pour chaque angulation du bras, l'irradiation est continue et simultanée aux mouvements du MLC [Lafond et al. 2010].

L'arthérapie est également une technique utilisant la modulation d'intensité du faisceau. Elle se caractérise par une rotation continue du bras de l'accélérateur et un mouvement continu du MLC [Yu 1995]. Elle permet de réduire le temps de traitement en effectuant une rotation complète ou partielle du bras d'irradiation autour du patient. Elle améliore la conformation, surtout dans le cas de volumes complexes.

La dernière technique utilisée est la stéréotaxie. Elle consiste à irradier de petits vo-

lumes, de l'ordre du cm_3 , avec de fortes doses par l'utilisation de mini faisceaux non coplanaires. Une très grande précision est requise lors de la délivrance du traitement du fait de la présence de forts gradients de doses au niveau des tissus. Différents dispositifs permettent l'utilisation d'une telle technique [Marchesi et al. 2014]. Il s'agit soit de dispositifs dédiés (Gamma Knife, Cyberknife, etc.), soit d'accélérateurs linéaires conventionnels avec un MLC de haute définition adapté à l'irradiation de petits volumes. Différents constructeurs fournissent aujourd'hui ce type de dispositif.

1.1.3 Planification du traitement

Le but de la planification du traitement est de se conformer à la prescription de dose aux volumes cibles et aux critères de qualité définies par l'*International Commission on Radiations Units* (ICRU) [Landberg et al. 2016] (ICRU 50 et 62), tout en minimisant la dose aux organes à risques à préserver, OAR. Les critères de qualité et les contraintes de dose aux OAR sont très restrictives et contraignantes, obligeant à une qualité et une sécurité du traitement à toutes les étapes.

1.1.3.1 Position de traitement

Au préalable de l'acquisition d'images, la position de traitement du patient est déterminée lors de l'acquisition du TDM de planification. Il s'agit de l'imagerie de référence en radiothérapie. Il est indispensable que cette position soit la plus reproductible possible lors de toutes les phases du traitement. Dans ce cadre et pour minimiser les possibles mouvements du patient, des systèmes de contentions sont utilisés pour l'immobiliser. Ils sont différents suivant la localisation de la tumeur : masque thermoformé (ORL, stéréotaxie intracrânienne), matelas sous vide, cale genoux, cale pied, etc. De plus, des repères cutanés sont placés sur le patient à partir de lasers externes identiques dans les salles d'imagerie et la salle de traitement pour aider au repositionnement.

1.1.3.2 Volumes de planification

L'imagerie de référence permet de déterminer plusieurs volumes en fonction de la localisation de la tumeur et de ses extensions, des variations possibles entre la planification

et le traitement et enfin, en fonction des possibles mouvements du patient et des imprécisions de mise en place [Chavaudra and Bridier 2001, Purdy 2004]. On définit (Figure 1.1) :

- Le **GTV** ou volume tumoral brut définit la maladie macroscopique. Il correspond presque toujours à la région pour laquelle la densité de cellules tumorales est la plus élevée. Il est déterminé à partir de différents examens d'imagerie et peut constituer une partie d'un organe ou l'organe entier.
- Le **CTV** ou volume cible clinique définit la maladie microscopique, correspondante à l'infiltration tumorale qui a été observée en biopsies. C'est un volume anatomico clinique incluant le GTV et des structures cliniquement suspectes, mais non approuvées. il s'agit donc du GTV plus une marge tenant compte des possibles extensions de la maladie non visibles. Plusieurs CTV peuvent être définis avec une dose prescrite différente. L'objectif étant de traiter ce ou ces volumes de manière optimale pour atteindre l'objectif thérapeutique défini.
- L' "**Internal Target Volume**" (**ITV**) ou volume cible interne. Il s'agit du CTV auquel une marge est ajoutée pour prendre en compte les mouvements physiologiques internes comme la respiration.
- Le **PTV** ou volume cible de planification est défini de manière géométrique à partir d'une expansion du CTV ou GTV. Il permet de garantir que la dose prescrite au CTV correspond bien à la dose délivrée. D'une manière générale, il tient compte de l'ensemble des variations possibles liées à la planification du traitement, au positionnement et mouvements du patient.

Le **volume traité** est le volume entouré d'une surface isodose spécifiée par le radiothérapeute, correspondant à un niveau de dose minimal permettant d'atteindre le but du traitement. Le **volume irradié** est le volume de tissus recevant une dose considérée comme significative vis-à-vis de la tolérance des tissus sains.

1.1.3.3 Calcul de la distribution de dose en 3D

Le "*Treatment Planning System ou Système de Planification du Traitement*" (TPS) est le logiciel permettant d'effectuer l'ensemble de la planification. Il permet de visualiser les

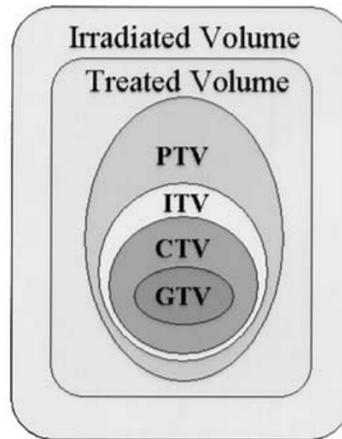


FIGURE 1.1 – Limites des volumes définis par le rapport 62 de l'ICRU [Landberg et al. 2016]

images TDM du patient en 3D et de réaliser, si nécessaire, le recalage avec d'autres modalités d'imagerie. La délimitation des volumes cibles et des OAR peut également s'effectuer à partir de ce logiciel. Par la suite, le TPS permet de déterminer la balistique du traitement, c'est-à-dire l'orientation des faisceaux, la forme et la conformation du champ d'irradiation avec le MLC. La dose est ensuite calculée en 3D à partir d'algorithmes modélisant la dose absorbée dans les tissus conformément aux propriétés de l'accélérateur (débit de dose, énergie, filtration, etc.). Une fois le calcul terminé, un outil graphique, l'Histogramme Dose Volume (HDV) permet de visualiser la distribution de dose pour tous les volumes. Dans le cas du PTV, l'objectif de la planification est de délivrer au moins $x\%$ de la dose prescrite à $y\%$ du volume du PTV. Alors que pour les OARs, l'objectif est qu'ils reçoivent le minimum de dose possible. Ainsi le plan de traitement recherche une optimisation en fonction des objectifs aux volumes cibles et contraintes de dose au tissu sain.

1.1.4 Délivrance du traitement

Le traitement consiste en une irradiation conformément à la planification selon une ou plusieurs séances. Généralement, il s'agit d'un traitement de 2 Gy au PTV, 5 jours par semaine, pour une durée totale de 6 à 8 semaines conduisant à une irradiation pouvant atteindre 80 Gy. Dans le cas d'un traitement par stéréotaxie hypofractionnée, la dose délivrée journalière est plus élevée et la durée totale du traitement est réduite.

Le patient est positionné de la même manière que celle définie lors du TDM de mise

en place, grâce aux repères cutanés et aux lasers de positionnement. Cette position est vérifiée régulièrement grâce au système d'imagerie embarqué sur l'accélérateur et si nécessaire ajustée en accord avec la planification. Dans le cas de la stéréotaxie intracrânienne, il a été recommandé que l'incertitude de repositionnement du patient n'excède pas le millimètre [Guckenberger et al. 2020]. Cette contrainte est très forte, si l'on considère qu'elle doit être respectée pour un processus de plusieurs séances de prise en charge du patient mettant en oeuvre plusieurs sources d'incertitudes de positionnement.

1.1.5 Place de l'imagerie en radiothérapie

L'imagerie a une place centrale en radiothérapie. Comme mentionné précédemment, la TDM est l'imagerie de référence pour la planification du traitement. Néanmoins, il s'agit d'une modalité d'imagerie exposant aux rayonnements ionisants et offrant un très faible contraste au niveau des tissus mous et rendant ainsi difficile la délimitation de certains volumes. Par ailleurs, il s'agit d'une modalité préservant parfaitement la géométrie. D'autres modalités d'imagerie permettent de compléter les informations apportées par la TDM. C'est le cas de l'IRM, anatomique et fonctionnelle, fournissant un très bon contraste au niveau des tissus mous. Il s'agit de l'imagerie de référence pour le contournage de certaines localisations, telles que les tumeurs intracrâniennes [Ten Haken et al. 1992, Weltens et al. 2001] et la sphère ORL [Rasch et al. 1997]. Il y a également l'imagerie TEP, une modalité d'imagerie fonctionnelle, donnant une indication sur le métabolisme tumoral et la visualisation possible d'extension de la maladie [Deantonio et al. 2008, Ford et al. 2009].

Comme on l'a vu précédemment (cf. § 1.1.3.2), la qualité du traitement repose fortement sur la limitation des incertitudes de positionnement pendant tout le processus du traitement, et en particulier dans la phase d'imagerie. A ce niveau, il existe diverses sources d'incertitudes telles que : la précision géométrique, le manque de contraste, la résolution spatiale, le choix de l'épaisseur de coupe, le rapport signal sur bruit mais également la présence d'artéfacts. Ces sources d'incertitudes induisent un manque de précision lors de la définition des volumes cibles. Cela induit une variabilité intra et inter-observateurs. Elle est même parfois supérieure aux incertitudes liées au positionnement

du patient [Thariat et al. 2012].

Dans les prochaines parties de ce chapitre, nous allons exposer quelques principes généraux de l'imagerie médicale 3D et les différentes grandeurs qui permettent de qualifier leur qualité. Nous présenterons également le principe de fonctionnement des 3 principales modalités d'imagerie utilisée en radiothérapie. A ce niveau, seules les notions fondamentales à la compréhension de notre problématique seront évoquées, à l'exception de l'IRM car le principe de cette technique d'imagerie est plus complexe que ceux de la TDM et de la TEP, mais aussi parce que la qualité image est plus complexe à appréhender et ont nécessité des investigations plus poussées dans le cadre de ce travail. Nous ferons également un résumé des principaux défauts et qualités de ces 3 modalités d'imagerie. Nous finirons par l'imagerie trimodalité.

1.2 Imagerie médicale 3D et qualité image

1.2.1 Imagerie médicale 3D

En imagerie médicale 3D, l'information acquise est contenue dans une image numérique. Il s'agit d'une matrice en trois dimensions dont chaque élément est appelé voxel. Il contient une valeur numérique associée à un élément de volume de l'espace. Cette valeur correspond à l'intensité, I , du voxel. I dépend de la modalité d'imagerie et du phénomène physique associé. Le volume à explorer est généralement visualisé suivant trois plans de coupes perpendiculaires constitués par les plans axial, sagittal et coronal. Comme l'information 3D est numérisée, il est possible de calculer des visualisations dans d'autres plans d'intérêt.

L'image numérique est caractérisée par sa taille et sa gamme dynamique. La taille de l'image correspond au nombre de lignes et de colonnes de la matrice. La taille des voxels est donnée en mm^3 . Elle est fonction de la taille de la matrice image et du champ de vue, mais également de l'épaisseur de coupe. La gamme dynamique d'une image correspond à la gamme des intensités qui peuvent exister dans la matrice image. Elle permet la visualisation de l'image en niveaux de gris ou suivant un code couleur spécifique permettant

de faciliter la visualisation des zones pathologiques.

1.2.2 Qualité image

L'image est caractérisée par plusieurs paramètres de qualité qui sont principalement : le rapport signal sur bruit (rapport S/B), la sensibilité, la résolution spatiale, la précision géométrique, l'uniformité et le contraste. Les enjeux et les méthodes d'évaluation liés à ces paramètres de qualité image sont renseignés par la norme internationale NEMA.

1.2.2.1 Rapport signal sur bruit

Le bruit d'une image correspond aux fluctuations aléatoires du signal lors de l'acquisition de l'image d'un objet homogène. Il s'agit de l'incertitude avec laquelle le signal est mesuré. La distribution des intensités des voxels est centrée et symétrique autour d'une intensité moyenne \bar{I} .

Le bruit correspond à la dispersion des intensités autour de cette moyenne. Sa valeur est donc déterminée par le calcul de l'écart-type, σ , de la distribution.

Pour un système d'imagerie donné, l'origine du bruit est multiple, on peut en citer plusieurs :

- Le bruit électronique, produit par les éléments de la chaîne d'émission et de détection du signal. On rencontre ce bruit dans tous les dispositifs d'imagerie;
- Le bruit dû au traitement numérique des informations;
- Le bruit quantique, de nature statistique, que l'on rencontre dans le phénomène de décroissance radioactive que l'on rencontre en imagerie TEP.

Le rapport S/B est le paramètre qui caractérise la qualité de la réception du signal. Plus ce rapport est élevé, plus l'image est considérée comme étant de bonne qualité. Il est mesuré à partir de l'image d'un objet homogène. Il s'exprime en fonction de l'intensité moyenne des voxels et de l'écart-type de la distribution des valeurs.

$$S/B = \frac{\bar{I}}{\sigma} \tag{1.1}$$

Différentes stratégies sont utilisées pour déterminer le rapport S/B : soit par analyse

voxel à voxel de la zone supposée homogène de l'image, soit par l'analyse de deux régions d'intérêt supposées identiques, soit à partir de plusieurs acquisitions successives identiques.

Le rapport S/B peut être augmenté en faisant le constat que lorsque le signal, qui est par nature structuré, augmente, le bruit, qui est de nature statistique, augmente plus lentement.

Une 1ère manière d'augmenter le signal est de conserver l'information globale recueillie, tout en augmentant la taille des voxels. Pour un champ de vue donné, le signal est augmenté dans les voxels lorsque l'on diminue la taille de la matrice image.

Un autre moyen est d'augmenter l'information globale enregistrée, soit en répétant l'acquisition (IRM), soit en augmentant la durée de l'acquisition (imagerie TEP) ou en augmentant le flux d'informations (TDM : augmentation de l'intensité du courant électrique dans le tube à rayons X, imagerie TEP : augmentation de l'activité administrée), ou en augmentant le champ de vue (IRM, nombre d'anneaux de détection en imagerie TEP).

1.2.2.2 Sensibilité

La sensibilité, S_e , d'un dispositif d'imagerie correspond à sa capacité à recueillir le signal par rapport à la source d'information initiale. Plus précisément, il s'agit de la performance avec laquelle l'imageur restitue l'ensemble du signal.

La sensibilité dépend de la modalité d'imagerie. Elle est mesurée/déterminée différemment pour chacune d'entre elles. En imagerie TEP, la sensibilité correspond à la performance avec laquelle l'imageur recueille l'ensemble des photons émis dans le champ de vue. Dans ce cas, il s'agit de la mesure du taux de coïncidences vraies d'une source radioactive d'activité connue. En imagerie TDM, la sensibilité est également déterminée par sa capacité à recueillir l'ensemble des photons émis et non atténués dans le patient. Pour finir, en IRM, la sensibilité est liée à la réception du signal par l'antenne. Elle est évaluée par l'intermédiaire du rapport S/B.

1.2.2.3 Résolution spatiale

La résolution spatiale, notée R_S , exprimée en mm, correspond à la distance minimale séparant 2 objets qui permet leur identification, c'est à dire, leur séparation également sur l'image. Cela équivaut à la taille du plus petit détail que l'on peut détecter dans l'image.

Elle est évaluée à partir de la fonction d'étalement d'un point (point spread function, PSF). Il s'agit de la réponse d'un dispositif d'imagerie à un objet ponctuel d'1 mm de diamètre. Le calcul de la largeur à mi-hauteur (full width at half maximum, FWHM) de la réponse obtenue détermine la capacité de l'imageur à discriminer 2 structures voisines.

On utilise également la fonction de transfert de modulation (FTM) pour décrire la résolution du système d'imagerie. Il s'agit d'analyser l'image d'une mire de résolution qui contient des lignes qui se répètent à différentes fréquences spatiales. Pour un système idéal, la FTM est égale à 1.

1.2.2.4 Compromis entre rapport S/B et résolution spatiale

Le fait d'être en présence d'images numériques apporte une contrainte supplémentaire concernant la taille des voxels. Une image numérique est représentée par une série de valeurs enregistrées à un intervalle spatial régulier, généralement égal à la taille du voxel. Si l'on prend l'exemple d'un voxel cubique de côté a , le théorème de Shannon-Nyquist indique qu'il faut que $a < 2 * R_S$. Sinon la numérisation de l'image est responsable d'une perte de résolution spatiale du système d'imagerie.

Lorsque l'on raisonne dans le domaine fréquentiel, plus la fréquence d'échantillonnage F_E est grande, plus la taille du voxel est petite et plus l'image numérique est fidèle à l'objet à imager. Pour une représentation correcte du signal, la fréquence d'échantillonnage doit être au moins égale au double de la fréquence maximale contenue dans le signal ($F_E > 2 * F_{max}$).

Le théorème de Shannon-Nyquist est en faveur d'une diminution de la taille des voxels. Par contre, cela se fait au détriment d'un mauvais rapport S/B. En imagerie médicale, assurer une qualité image suffisante revient à trouver un compromis optimal entre la résolution spatiale et le rapport S/B. Ce compromis reste dépendant de la modalité d'imagerie.

rie utilisée et des paramètres d'acquisitions associés, mais le raisonnement est le même quelle que soit la modalité d'imagerie. Il est de trouver la taille du voxel respectant au mieux le théorème de Shannon-Nyquist, tout en augmentant au plus le rapport S/B.

1.2.2.5 Précision géométrique

La précision géométrique est le paramètre de qualité qui permet d'évaluer le niveau de déformations dans l'image. Ces déformations sont appelées distorsions géométriques.

D'une manière générale, ce paramètre est évalué en calculant le taux de déformation de l'image d'un fantôme de dimensions connues. Soit D_{th} , la dimension théorique de l'image du fantôme et D_{mes} , sa dimension mesurée sur l'image, le taux de distorsions ΔD est défini comme (Equation 1.2) :

$$\Delta D(\%) = 100 \cdot \left| \frac{D_{th} - D_{mes}}{D_{th}} \right| \quad (1.2)$$

Cette définition ne permet pas d'évaluer les différences de précision géométrique qui peuvent exister d'un point à l'autre de l'image. Lorsque ce phénomène existe, il faut réaliser l'image d'un fantôme spécifique dont les coordonnées des objets tests (généralement modélisant des points particuliers dans l'image) sont connues avec précision. La comparaison entre les coordonnées réelles et celles mesurées sur l'image permet de définir la précision géométrique au point étudié. Soit (x_r, y_r, z_r) les coordonnées réelles du point et (x_m, y_m, z_m) celles mesurées sur l'image en mm. La distorsion géométrique en ce point, d , est la norme du vecteur de recalage et est calculée de la manière suivante (Equation 1.3) :

$$d(mm) = \sqrt{(x_r - x_m)^2 + (y_r - y_m)^2 + (z_r - z_m)^2} \quad (1.3)$$

1.2.2.6 Uniformité

Les paramètres d'uniformité d'image permettent d'estimer la capacité d'un imageur à restituer une image d'intensité constante à partir de l'acquisition d'un objet homogène. Elle est quantifiée à partir des intensités maximum et minimum des voxels, I_{max} et I_{min}

(Equation 1.4). Une uniformité parfaite est de 100%.

$$U(\%) = 100 \cdot \left(1 - \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}}\right) \quad (1.4)$$

Cette méthode de calcul peut s'appliquer à l'ensemble des voxels ou uniquement à ceux d'une région d'intérêt. L'uniformité peut également être caractérisée par un profil de l'intensité du signal, le long d'une direction de l'espace, obtenue à partir d'une ligne tracée sur l'image de l'objet homogène.

1.2.2.7 Contraste

Soit I_1 et I_2 , les intensités respectives des voxels V_1 et V_2 , le contraste, C , entre ces 2 voxels vérifie l'Equation 1.5 :

$$C = \frac{|I_1 - I_2|}{(I_1 + I_2)/2} \quad (1.5)$$

D'un point de vue visuel, il vaut mieux s'intéresser aux intensités moyennes entre 2 structures homogènes de l'image, mais la définition reste la même.

Après avoir présenté des généralités sur l'imagerie 3D, ses caractéristiques ainsi que les différents paramètres permettant d'évaluer la qualité image, nous allons voir dans la suite de ce rapport trois modalités d'imagerie largement utilisées dans la prise en charge des patients atteints du cancer à savoir : l'imagerie TDM, l'imagerie TEP puis l'imagerie IRM.

1.3 Imagerie TDM

1.3.1 Principe

La TDM est une modalité d'imagerie anatomique 3D. Elle est basée sur le calcul du coefficient d'atténuation μ (cm^{-1}) à partir de projections multiples depuis des angles répartis autour du patient. μ est caractéristique d'un tissu. Il dépend de la densité électronique du matériau qu'il traverse, c'est à dire de son numéro atomique, ainsi que de l'énergie du faisceau de photons.

1.3.2 Obtention de l'image et nature du contraste

1.3.2.1 Acquisition

Pour obtenir une imagerie en coupe 3D, la TDM consiste à acquérir des projections 2D tout autour du patient suivant différents angles. L'image de la projection est obtenue par la détection du rayonnement qui traverse le volume exploré. Elle correspond à la somme de l'atténuation des photons X des différents tissus biologiques qui ont été traversés.

L'acquisition s'effectue grâce à un tube à rayons X en rotation autour du patient qui est solidaire d'un système de détection des photons X. Le tube possède une haute tension (80-130 kV) et un courant continu. Des détecteurs placés en regard du tube permettent la transformation des photons X en un signal électrique. Un scintillateur permet de transformer les photons X en photons lumineux. Ces derniers traversent ensuite une photodiode qui les convertit en électrons, puis en un signal électrique mesurable. Pour de plus amples explications sur le système de détection des photons, on peut se référer à [[Buzug 2011](#)].

Un produit de contraste peut être utilisé pour obtenir un signal réhaussé de certains tissus. Ce produit, généralement à base d'iode (administration par voie intra-veineuse) ou baryté (digestif) permet d'inclure dans l'organisme des atomes denses augmentant l'atténuation des photons.

Actuellement, des TDM dits multi-coupes ou multi-barettes sont utilisés. Il s'agit de plusieurs barrettes de détecteurs accolées qui permettent l'acquisition de plusieurs coupes en une seule rotation du tube à rayons X. De plus, l'acquisition hélicoïdale permet d'obtenir une acquisition volumique. Cette technique consiste en une rotation continue du tube et des détecteurs simultanément à un déplacement constant de la table d'examen. Celle-ci doit être composée d'atomes de faible numéro atomique pour limiter l'atténuation des photons à la traversée du matériau.

1.3.2.2 Reconstruction

L'ensemble des projections acquises permet d'obtenir l'image d'une coupe du patient ou de l'ensemble du volume à explorer par la méthode de reconstruction tomographique. Cette méthode consiste à estimer la distribution 3D du signal à partir des projections

2D mesurées. Il existe trois grandes familles d'algorithmes de reconstruction d'images : la méthode analytique, la méthode algébrique et la méthode par apprentissage automatique.

La méthode analytique est basée sur la rétroprojection filtrée. Actuellement, elle n'est plus utilisée au profit de la méthode algébrique. Pour une description du principe de la méthode de rétroprojection filtrée, on peut se référer à [Sellem et al. 2017]. La méthode par apprentissage automatique est très récente. Cette approche est en cours de développement et n'a pas encore supplanté la méthode algébrique. Elle est basée sur des réseaux de neurones profonds. On peut se référer à [Greffier et al. 2020, Hsieh et al. 2019] pour de plus amples informations sur le principe de ces algorithmes.

Dans la suite, seule la méthode algébrique sera présentée. Soit n le nombre total de voxels, n équations linéaires à n inconnues sont posées dans le but de trouver l'intensité des voxels à partir des intensités mesurées en 2D. La difficulté pour résoudre ce système est que ce problème est d'un point de vue mathématique dit "mal posé" et n'a pas de solution unique en raison de la présence de bruit dans les projections mesurées. De ce fait, on a recours à des méthodes de reconstruction statistiques itératives. Elles consistent à déterminer l'intensité des voxels de la coupe $f(x, y)$ par plusieurs itérations successives en utilisant un processus de minimisation de l'écart entre les projections calculées, P , et mesurées f , tel que $P = R * f$, où R est l'opérateur de projection. Plusieurs algorithmes statistiques ont été proposés dans la littérature pour minimiser l'écart entre les projections. L'intérêt de cette approche est qu'il est possible de modéliser dans l'opérateur de projection certains phénomènes physiques intervenant dans le processus d'acquisition et de détection du signal. Les temps de calcul avec ces algorithmes peuvent être longs. Il a été proposé des algorithmes permettant d'accélérer le processus, mais également d'être efficace dans la limitation du bruit dans les images pouvant conduire à une diminution de la dose délivrée au patient lors de l'acquisition. Pour de plus amples informations sur les algorithmes de reconstruction itératifs des données TDM, se référer à [Beister et al. 2012].

1.3.2.3 Contraste

Comme on vient de le voir, en TDM, l'intensité du voxel dépend de μ . Plutôt que d'avoir directement cette valeur dans la matrice image, il a été préféré d'avoir comme intensité du voxel, le nombre d'unité Hounsfield (UH) qui est une valeur relative par rapport au coefficient d'atténuation de l'eau ($\mu_{\text{eau}}=0,167 \text{ cm}^{-1}$) (Equation 1.6). Ainsi le nombre UH de l'eau est de 0 et celui de l'air de -1000, tel que :

$$I_{\text{UH}} = 1000 \cdot \frac{\mu_{\text{tissus}} - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}}} \quad (1.6)$$

Le contraste est donc mesuré comme étant la différence du nombre d'UH entre deux tissus. Il dépend principalement de la densité électronique des tissus. Ainsi, comme l'ordre de densité des tissus est l'os (le plus dense), suivi des tissus mous, de la graisse, des poumons et voies contenant de l'air ou du gaz (les moins denses), on obtient un très bon contraste entre ces structures. Par contre, les différents tissus mous sont difficiles à différencier entre eux avec cette modalité d'imagerie. Ce problème peut également se rencontrer entre les tissus tumoraux et les tissus mous avoisinants même après injection d'un produit de contraste.

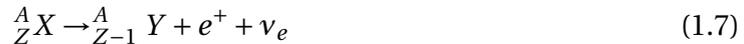
1.3.3 Application en radiothérapie externe

Bien qu'elle soit irradiante, cette modalité d'imagerie correspond à l'imagerie de référence pour la planification du traitement en radiothérapie. Elle fournit les informations sur la densité électronique des tissus nécessaires au calcul dosimétrique. Une courbe d'étalonnage réalisée au préalable permet d'établir la correspondance entre le nombre d'UH et la densité électronique des tissus.

1.4 Imagerie de tomographie par émission de positron (TEP) au ^{18}F FDG (2-désoxy-2-fluoro-D-glucose)

1.4.1 Principe

La TEP est une modalité d'imagerie fonctionnelle permettant de recueillir des informations physiologiques par la visualisation 3D de la distribution *in vivo* d'un radiotracer administré au patient. Ce radiopharmaceutique est un analogue du glucose qui intervient dans le métabolisme énergétique de cellules. Celles ayant une consommation élevée, comme les cellules tumorales, présentent donc une fixation plus importante. Cette substance radioactive correspond au couplage d'une molécule permettant l'étude d'un mécanisme physiologique, tel qu'un métabolisme, et d'un radioisotope, ici, émetteur de positons (β^+) (voir Equation 1.7).



En cancérologie, le principal radiopharmaceutique utilisé est la molécule de FDG dont l'atome de fluor est du fluor 18 qui est un émetteur de positons.

Le fluor 18, instable du fait d'un excès de protons, se désintègre avec une période physique de 109,7 minutes, vers un état stable par la transformation d'un proton en neutron et l'émission d'un neutrino et d'un positon. Ce dernier, qui a une énergie cinétique pouvant aller jusqu'à 634 keV, perd progressivement cette énergie sur un parcours de quelques millimètres lors d'interactions avec la matière. En fin de parcours, le positon interagit avec un électron du milieu donnant lieu à une réaction d'annihilation. Cette réaction est responsable de la disparition de l'électron et du positon, pour donner naissance à l'émission de deux photons γ de 511 keV, appelés photons d'annihilation, émis simultanément en sens opposés (Figure 1.2).

Le FDG est une molécule analogue au glucose. Il est assimilé très facilement par les cellules par glycolyse. Mais, contrairement au glucose, il ne constitue pas une source d'énergie pour les cellules. Une fois capté et métabolisé par la cellule, il ne peut plus en

1.4. IMAGERIE DE TOMOGRAPHIE PAR ÉMISSION DE POSITRON (TEP) AU ^{18}F FDG (2-DÉSOXY-2-FLUORO-D-GLUCOSE)

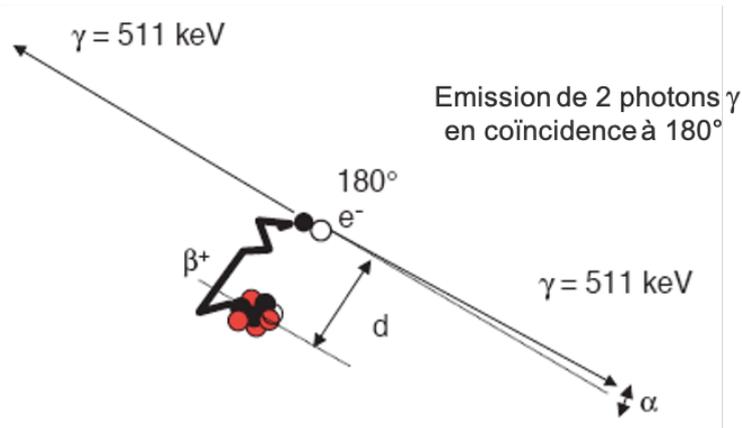


FIGURE 1.2 – Schéma de la réaction d'annihilation entre le positon obtenu par émission β^+ et un électron e^- du milieu donnant naissance à deux photons γ , de 511 keV, émis dans la même direction et dans un sens opposé à 180°. Le paramètre d représente la distance effective moyenne parcourue par le positon et le paramètre α , l'angle de déviation qui traduit la non-colinéarité des deux photons.

ressortir. Ce phénomène est présenté sur la Figure 1.3, il s'agit du cycle de Krebs. Il correspond à un ensemble de réactions chimiques ayant lieu dans les mitochondries permettant la synthèse d'ATP à partir de glucides essentiellement, protides et lipides.

Dans le cas des tumeurs cérébrales pour lesquelles il y a une importante fixation naturelle du FDG, d'autres radiopharmaceutiques peuvent être utilisés afin de mettre en évidence les cellules cancéreuses [Saha et al. 1994]. Ces radiopharmaceutiques ne seront pas abordés dans le cadre de ce travail de thèse.

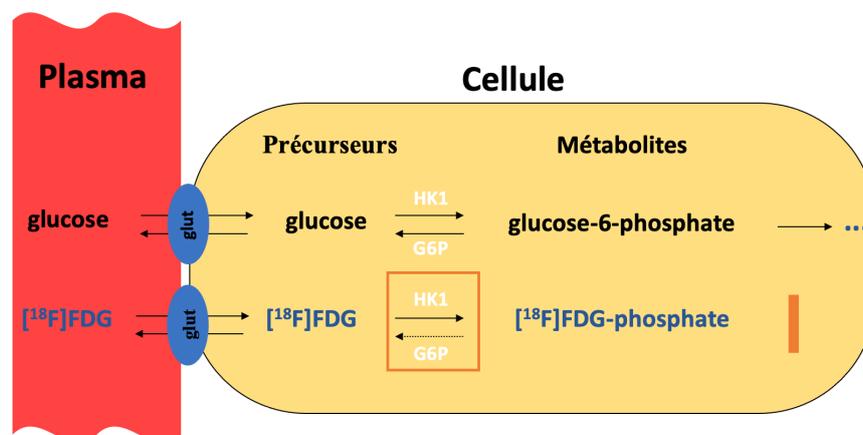


FIGURE 1.3 – Schéma du cycle de Krebs

1.4.2 Obtention de l'image et nature du contraste

Contrairement à l'imagerie TDM, ici les photons γ de 511 keV sont émis de l'intérieur du patient. Une couronne de détecteurs et un système de transformation du signal permettent son enregistrement. Le principe physique de détection des photons est voisin du système de détection en TDM. Pour plus de détails sur le principe de détection en imagerie TEP, se référer à [Bailey et al. 2005]. Brièvement, le système de détection est adapté à l'énergie des photons et aux différences angles d'émissions (en éventail pour le TDM, anisotrope en imagerie TEP). L'information vient des photons issus de la même annihilation sans qu'ils aient interagis au préalable. C'est ce qu'on appelle les coïncidences vraies. Cependant d'autres événements parasites peuvent être détectés, tels que :

- Les coïncidences diffusées correspondant à la détection de photons issus de la même annihilation, mais dont l'un des photons a été dévié lors d'interactions avec la matière. Ces photons perdent une partie de leur énergie lors du processus de diffusion;
- Les coïncidences fortuites correspondant à la détection de photons provenant de deux annihilations différentes.

Le système de détection est couplé à une analyse spectrale permettant le rejet d'une partie des photons diffusés, ceux dont l'énergie est inférieure à la fenêtre d'acceptance. Par ailleurs, le lieu d'annihilation est estimé approximativement par un système qui permet de mesurer le temps de vol des photons correspondant au retard de détection d'un photon par rapport à l'autre dû à la différence de distance parcourue par les 2 photons pour atteindre leur détecteur respectif.

1.4.2.1 Reconstruction

Comme en TDM, l'image TEP est obtenue par reconstruction tomographique à l'aide d'une méthode algébrique itérative [Defrise et al. 2005]. De nombreuses corrections sont appliquées pour obtenir l'image finale, soit lors de la phase d'acquisition, soit lors de la phase de reconstruction par l'intermédiaire de l'opérateur de projection. On distingue les effets liés au système d'imagerie : la résolution spatiale, le temps mort, le temps de vol ou

encore les coïncidences fortuites et les effets liés au patient : la diffusion, l'atténuation ou encore les mouvements.

Pour quantifier l'activité présente dans l'organisme, l'intensité I du voxel correspond au taux de fixation standardisé ou "*Standardized Uptake Value*" (SUV) caractérisant la fixation relative du traceur dans les tissus. Plusieurs définitions existent pour le calcul du SUV [Huglo 2002, Tylski et al. 2010], mais la définition la plus courante et utilisée sur nos données est la suivante :

$$\text{SUV} = \frac{\text{Concentration d'activité} \left(\frac{\text{kBq}}{\text{mL}} \right)}{\text{Activité injectée (kBq) / Poids du patient (g)}} \quad (1.8)$$

Le SUV est supposé ne pas avoir d'unité en faisant l'hypothèse de la correspondance entre mL et g. Par ailleurs, l'activité injectée est corrigée de la décroissance radioactive entre les moments d'injection et d'acquisition des données. De ce fait, en moyenne, dans l'image, le SUV vaut 1.

1.4.2.2 Contraste

En imagerie TEP au FDG, le contraste vient de différences d'accumulation du FDG dans les cellules. Les cellules cancéreuses ayant des besoins énergétiques importants fixent le FDG de façon importante. On parle d'hyperfixation. Comme ce phénomène physiologique n'est pas spécifique, les autres tissus fixent également le FDG, d'autant plus qu'ils ont besoin d'énergie (cerveau, vessie, reins ...).

1.4.3 L'imagerie hybride TEP/TDM

La localisation précise des anomalies visualisées en TEP reste un défi du fait de l'absence de détails anatomiques. D'un point de vue clinique, un imageur hybride TEP/TDM permet d'obtenir des informations précises de la localisation des anomalies visualisées en imagerie TEP. D'autre part, les images TDM sont systématiquement utilisées pour corriger les images TEP du phénomène d'atténuation tissulaire des photons γ de 511 keV.

L'intérêt d'un imageur hybride TEP/TDM est l'obtention d'informations fonctionnelles et anatomiques simultanément, sans modification de positionnement du patient avec

un changement de référentiel spatial simplifié, se limitant à une translation entre les 2 centres des appareils d'imagerie permettant de s'affranchir des incertitudes liées aux transformations effectuées lors d'un recalage d'images. Il est cependant nécessaire de vérifier que le patient n'a pas bougé entre les deux acquisitions.

1.4.4 Applications en radiothérapie externe

1.4.4.1 Intérêts cliniques

L'imagerie TEP au FDG tient une place importante en oncologie en raison de l'hyper métabolisme glucidique des cellules tumorales (cf. § 1.4.1). Elle permet de différencier les tissus sains, des lésions bénignes et malignes. Elle permet également de faire un bilan d'extension de la maladie conduisant à définir son stade TNM (T pour tumeur, N pour "nodes" ou ganglions, M pour métastase). Elle démontre une meilleure performance que la TDM ou l'IRM pour déterminer certaines tumeurs primaires [Roh et al. 2007, Al-Ibraheem et al. 2009]. Elle permet également d'évaluer rapidement la réponse physiologique de la tumeur au traitement et de réaliser un suivi de la maladie [Cliffe et al. 2017, Decazes et al. 2017].

Ces 20 dernières années, toutes tumeurs confondues, il y a eu une augmentation importante de l'utilisation de l'imagerie TEP/TDM dans la planification du traitement par radiothérapie et notamment dans la définition des volumes cibles. Il s'agit d'une modalité de choix lors de la planification du traitement pour de nombreuses localisations : cancers prostatiques, pulmonaires, ORL, canal rectal ou encore tumeurs cérébrales [Rossier et al. 2012].

Par exemple, dans la prise en charge des tumeurs ORL, il a été montré qu'elle entraînait un changement thérapeutique pour 25% des patients suite à la détection de la tumeur primaire ou d'une maladie étendue. Ce qui a finalement conduit une amélioration du contrôle tumoral et une augmentation de la survie à 5 ans des patients [Johansen et al. 2008].

L'étude de [Marta et al. 2011] mentionne une modification du plan de traitement lors de l'utilisation de la TEP/TDM par rapport à la TDM seule pour le contourage. Cette

étude a porté sur 105 patients traités pour des cancers ORL (29%), pulmonaires (22%), gastriques (19%), des lymphomes (11%) et autres (19%). Suite à la comparaison du CTV défini sur l'imagerie TDM seule et celui défini à partir de l'imagerie hybride TEP/TDM, le plan de traitement a été modifié dans 77% des cas. L'imagerie TEP est celle qui donnait la meilleure information sur l'extension de la tumeur pour plusieurs cancers. De la même manière, plusieurs études ont montré une différence significative, $p < 0.001$, entre le CTV défini à partir de la TEP/TDM versus l'imagerie TDM seule [El-Bassiouni et al. 2007, Wang et al. 2006, Ciernik et al. 2003].

Il a également été montré que les GTV déterminés à partir de l'imagerie TEP (moyenne de 20,3 cm³) dans le cas de cancers ORL sont plus petits que ceux déterminés à l'aide de l'imagerie TDM (moyenne de 32 cm³) ou IRM (moyenne de 27,9 cm³). De plus, ce sont ces volumes qui fournissent la meilleure corrélation anatomopathologique [Daisne et al. 2004].

L'imagerie TEP permet également de diminuer la variabilité inter-observateurs lors du contourage des volumes cibles. Dans une étude portant sur des tumeurs ORL, [Riegel et al. 2006] ont montré qu'il n'y avait pas de différence significative ($p < 0,01$) entre les volumes déterminés sur la TEP/TDM, par différents observateurs.

D'un point de vue de la planification du traitement, la TEP/TDM permet d'affiner les contours des volumes cibles en éliminant la couverture prophylactique de certaines zones. Ainsi, la dose aux tissus sains peut être réduite et la dose couvrant 95% du PTV augmentée [Schwartz et al. 2005]. Par ailleurs, dans le cadre de la délinéation du volume cible tumoral, il a été proposé de définir un volume biologique (BTV) basée sur l'imagerie TEP au FDG permettant d'identifier une zone possible d'augmentation de la prescription de dose [Ling et al. 2000, Thorwarth et al. 2007]. Cependant, la délinéation des volumes cibles biologiques en imagerie TEP au FDG est un problème complexe, pour lequel il n'existe pas actuellement de consensus sur la meilleure méthode à utiliser [Newbold and Powell 2012].

Dans le cas des tumeurs cérébrales ayant déjà été traitées par radiothérapie, la TEP au FDG, ainsi que deux autres radiopharmaceutiques (¹¹C-méthionine, ¹⁸FET) ont été proposés pour faire une différenciation entre les tissus ayant récidivés de ceux radionécrosés

[Lammering et al. 2010, Weber et al. 2008]).

1.4.4.2 Contraintes techniques

L'utilisation de la TEP/TDM pour la planification du traitement par radiothérapie, peut-être envisagée suivant deux configurations. La première consiste à effectuer l'examen TEP/TDM dans la même position que celle définie lors de la TDM de mise en place. A la suite de cette acquisition, la TDM de l'imageur hybride est recalée sur la TDM de mise en place afin d'obtenir l'image fusionnée TEP-TDM de mise en place. La seconde configuration consiste à utiliser la TDM de l'imageur hybride comme image de référence pour la mise en place du traitement par radiothérapie.

La première configuration peut entraîner une acquisition plus longue du fait de la nécessité, parfois, d'acquérir un pas complémentaire centré sur la lésion afin de faciliter le recalage avec la TDM de planification. La seconde configuration permet de s'affranchir d'un examen TDM et est donc moins irradiante pour le patient. Cependant, elle nécessite d'avoir lors de l'acquisition TEP/TDM, du personnel formé à la mise en place du patient en position de traitement.

Pour chacune de ces configurations, il est nécessaire d'utiliser du matériel compatible à la réalisation de l'acquisition dans la position de traitement par radiothérapie. L'imageur TEP/TDM doit être équipé d'un plan dur rigide radiotransparent, c'est-à-dire faiblement atténuant pour les photons, aussi bien pour l'acquisition TEP que TDM. L'ajustement de la position du traitement par radiothérapie est réalisé grâce à des contentions identiques à celles utilisées lors du traitement. De ce fait, l'imageur doit avoir un tunnel avec un large diamètre (70 cm). Il est également nécessaire que la salle d'examen soit équipée de lasers externes identiques à ceux présents en salle de traitement.

D'un point de vue de l'acquisition TDM, quelle que soit la configuration, il est nécessaire que les paramètres d'acquisitions soient identiques à ceux utilisés de manière courante pour la TDM de mise en place. Notamment, un champ de vue large pour avoir le contour externe du patient et l'épaisseur de coupe standard définie, dans le service de radiothérapie, suivant la localisation. Dans le cas de la seconde configuration, une courbe d'étalonnage densité électronique/nombre UH, propre à la TDM de l'imageur hybride,

doit être intégrée au TPS.

1.5 Imagerie par résonance magnétique

1.5.1 Principe

1.5.1.1 La résonance magnétique nucléaire

L'IRM est une technique d'imagerie basée sur la résonance magnétique nucléaire (RMN). Les protons sont caractérisés par deux propriétés quantiques à savoir le moment cinétique intrinsèque et le moment magnétique intrinsèque, tous les deux rassemblés sous le nom de spin. La somme de ces moments correspond au moment magnétique nucléaire. Cette propriété traduit la capacité d'aimantation du noyau qui peut être assimilée à un petit aimant en rotation autour de son axe. La résonance magnétique s'applique à l'hydrogène (noyau possédant un unique nucléon (proton)) qui est abondant dans les tissus biologiques, puisque la molécule d'eau est prépondérante dans le corps humain et que l'hydrogène est un atome également très présent dans les molécules biologiques.

En l'absence de champ magnétique, les spins nucléaires sont répartis de manière aléatoire dans le corps humain. Lors de l'application d'un champ magnétique statique homogène intense B_0 (exprimé en Tesla, T), les spins se répartissent suivant un cône de révolution autour de B_0 d'angle θ , dans le sens parallèle et anti-parallèle (Figure 1.4).

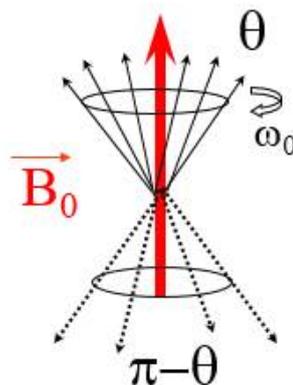


FIGURE 1.4 – Répartition des spins autour de B_0 suivant un cône de révolution d'angle θ

Les spins sont alors animés d'un mouvement de précession autour de B_0 avec la vitesse angulaire ω_0 (Equation 1.9). L'équation 1.10 est la formule de Larmor où f_0 corres-

pond à la fréquence de Larmor. γ correspond au rapport gyromagnétique, il s'exprime en MHz/T.

$$\omega_0 = 2\pi f_0 \quad (1.9)$$

$$f_0(\text{Hz}) = \frac{\gamma \cdot B_0}{2\pi} \quad (1.10)$$

D'un point de vue énergétique, la répartition dans le sens parallèle et anti-parallèle correspond à la répartition des spins sur deux niveaux d'énergie dont l'écart en énergie est proportionnel au champ magnétique B_0 . La différence de population sur les deux niveaux d'énergie résulte en une aimantation globale M_0 dans le même sens et la même direction que le champ magnétique principal. Il s'agit de la résultante des aimantations M_α et M_β de chacun des niveaux d'énergie (Figure 1.5).

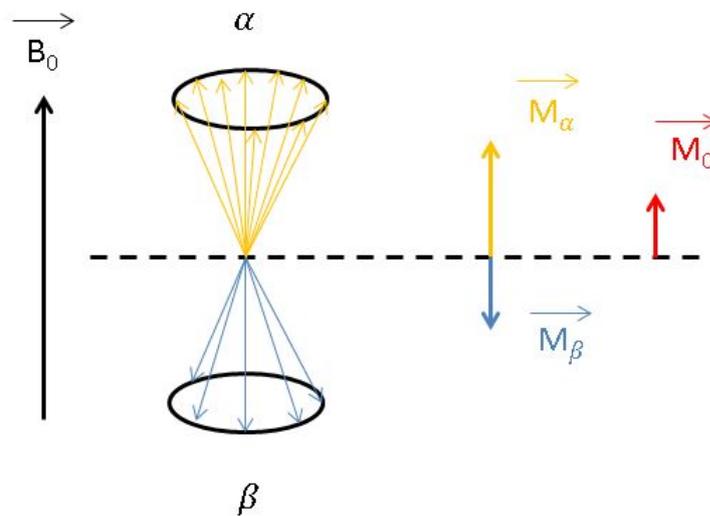


FIGURE 1.5 – Répartition des spins sur deux niveaux d'énergie : état stable α et état instable β . Création de l'aimantation résultante M_0 dans la même direction que B_0 .

L'aimantation M_0 étant englobée dans l'information du champ magnétique B_0 elle ne peut être mesurée comme telle. De ce fait, le système en équilibre est perturbé par un phénomène d'excitation. Il consiste à appliquer une onde radiofréquence (RF) correspondant à la fréquence de Larmor. Ce champ B_1 , d'une très faible intensité, tournant autour de B_0 est émis par une antenne. Cette impulsion engendre un phénomène de résonance magnétique. Il y a un transfert d'énergie au système entraînant une bascule de l'aimantation

vers le plan transversal avec un angle ϕ proportionnel à la durée d'application du champ B_1 . D'un point de vue énergétique, le phénomène d'excitation correspond au passage des protons du niveau énergétique le plus bas, vers le plus élevé.

Lors de l'application de l'onde RF, la bascule de l'aimantation permet de décomposer l'aimantation en deux composantes, l'une longitudinale M_z et l'autre transversale M_{xy} (voir Figure 1.6), selon les expressions suivantes :

$$M_z = M_0 \cdot \cos \Phi \quad (1.11)$$

$$M_{xy} = M_0 \cdot \sin \Phi \quad (1.12)$$

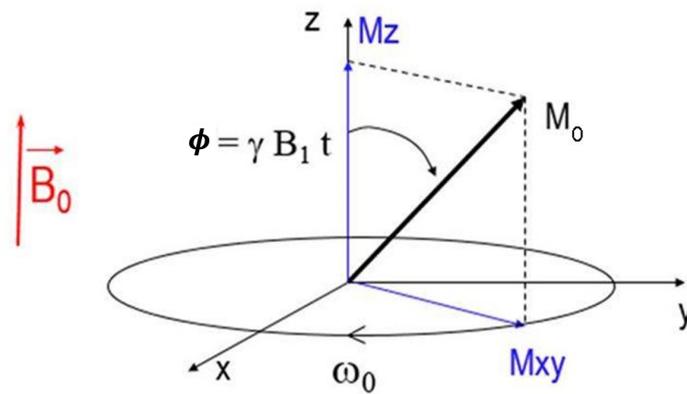


FIGURE 1.6 – Bascule de l'aimantation principale dans le plan transversal et décomposition en une aimantation longitudinale M_z et une aimantation transversale M_{xy}

Dès l'arrêt de l'onde RF, il y a un retour à l'équilibre des spins qui se traduit par un retour de l'aimantation M_0 dans la direction de B_0 . Il s'agit du phénomène de relaxation. On distingue deux types de relaxation : la relaxation longitudinale qui correspond à la repousse de l'aimantation longitudinale M_z et la relaxation transversale qui correspond à la décroissance de l'aimantation transversale M_{xy} . Elles sont décrites par des lois exponentielles qui sont les equations de Bloch (Equations 1.13 et 1.14 et Figure 1.7).

$$M_z(t) = M_0 \cdot (1 - \exp(\frac{-t}{T_1})) \quad (1.13)$$

$$M_{xy}(t) = M_0 \cdot \exp(\frac{-t}{T_2}) \quad (1.14)$$

Les relaxations sont caractérisées par les constantes de temps T_1 et T_2 , appelées respectivement temps de relaxation longitudinale et transversale.

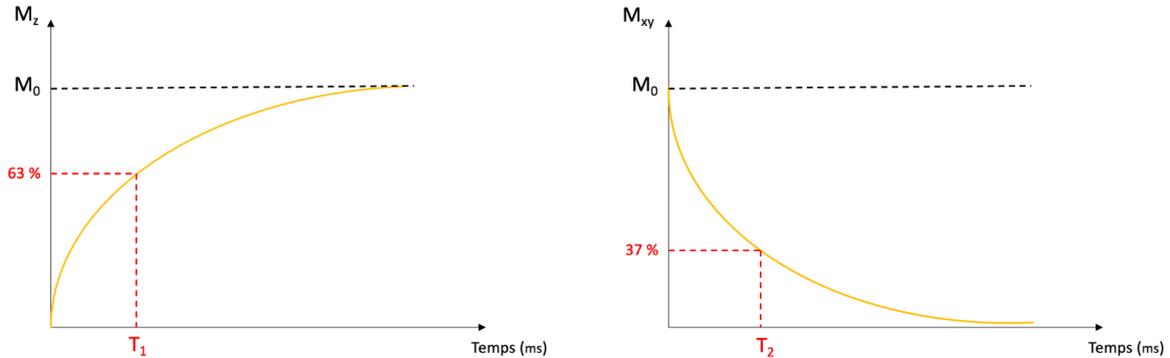


FIGURE 1.7 – Courbes de l'évolution de l'aimantation longitudinale M_z caractérisée par le temps T_1 et de l'aimantation transversale M_{xy} caractérisée par le temps T_2

1.5.1.2 Enregistrement du signal RMN

Le principe de détection du signal RMN est basé sur la détection de la décroissance de l'aimantation transversale par une bobine placée orthogonalement à B_0 , correspondant à une antenne émettrice (onde RF) et réceptrice (signal). La mesure se passe donc lors du phénomène de relaxation, dès l'arrêt de l'onde radiofréquence. La décroissance de l'aimantation transversale M_{xy} en rotation autour de B_0 induit un courant électrique dans la bobine.

Le signal RMN recueilli correspond à une sinusoïde amortie de fréquence égale à la fréquence de Larmor dans le plan transversal. La décroissance exponentielle de l'amplitude selon T_2 est due au déphasage des spins les uns par rapport aux autres. Des hétérogénéités du champ magnétique principal entraînent une décroissance plus rapide du signal RMN, son amplitude décroît alors avec une constante de temps T_2^* qui est beaucoup plus courte que T_2 . A noter que T_2^* est le reflet d'une caractéristique intrinsèque tissulaire et d'une caractéristique de l'hétérogénéité du champ magnétique.

1.5.1.3 Codage spatial du signal et formation de l'image

Le principe de la formation de l'image IRM est basé sur le codage spatial du signal de résonance magnétique nucléaire recueilli. Le codage permet d'en avoir une représenta-

tion spatiale que l'on peut attribuer à chacun des voxels.

Le codage est réalisé en plusieurs étapes par application de 3 gradients de champ magnétique. Ces derniers consistent à faire varier le champ magnétique principal B_0 le long d'une direction de l'espace au moyen de paires de bobines. Les caractéristiques des gradients sont leur amplitude, leur pente et leur linéarité. Quelle que soit la direction d'application des gradients, le champ magnétique résultant est toujours dans le même sens et la même direction que B_0 . Dans ces trois gradients, on distingue : le gradient de sélection de coupe, le gradient de codage de phase et le gradient de codage de fréquence. Pour une description détaillée sur le codage spatial on pourra se référer à [Kastler and Vetter 2018].

Schématiquement (Figure 1.8), la première étape du codage est la sélection de coupe. Elle consiste à appliquer un premier gradient qui permet de sélectionner la coupe anatomique dont on veut effectuer le codage spatial. Il s'applique dans la direction perpendiculaire à la coupe. Il en résulte une variation de la fréquence de Larmor des spins. Après l'application d'un gradient, la fréquence de précession des spins est modifiée. Il y a uniquement bascule dans le plan transversal de ceux dont la fréquence de Larmor est égale à la fréquence de l'onde RF utilisée. On parle de l'excitation d'une coupe à partir d'une impulsion de fréquence sélective. Ce gradient conditionne l'épaisseur de coupe qui varie en fonction de la largeur de la bande de fréquence de l'impulsion sélective et de la pente du gradient de champ magnétique.

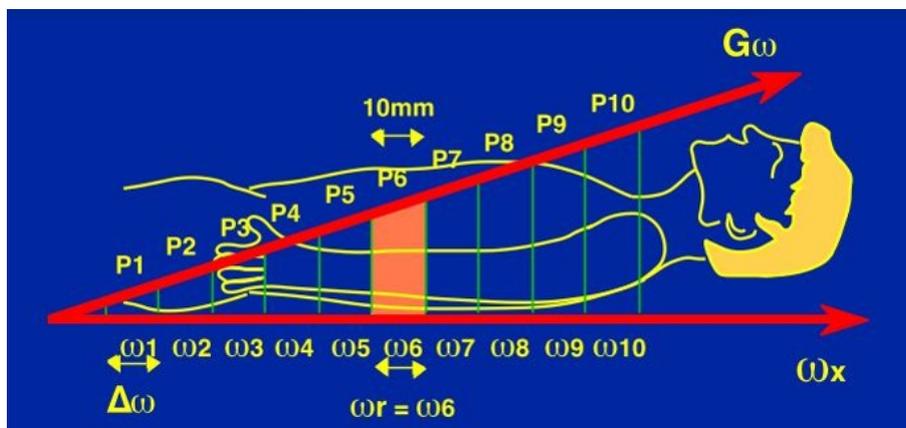


FIGURE 1.8 – Processus de sélection de coupe pour une onde RF de fréquence ω_r . Seuls les protons ayant une fréquence de rotation $= \omega_6$ entrent en résonance avec la RF et contribuent à réaliser l'image IRM

La seconde étape du codage est la localisation des voxels de la coupe sélectionnée

par application successive du gradient de codage de phase et du gradient de codage de fréquence également appelé gradient de lecture. Suite à la sélection de la coupe, le codage des lignes de la coupe est réalisé grâce au gradient de codage de phase. De la même manière que pour sélectionner la coupe, il s'agit d'appliquer un gradient qui fait varier la fréquence de précession des spins suivant les lignes et ainsi induire un décalage de leur phase. Les protons d'une même ligne ont la même phase. Ce décalage persiste après l'arrêt du gradient. Ce codage de phase permet le remplissage d'une ligne dans l'espace fréquentiel de Fourier. Il y a autant de codages de phase que de lignes de la matrice image.

Le dernier gradient appliqué est le gradient de codage de fréquence. Il est appliqué dans la dernière direction de l'espace. Il permet de faire varier la fréquence de précession des protons suivant cette direction et de coder les colonnes de la coupe. Les protons d'une même colonne ont la même vitesse de précession. Ce décalage qui disparaît lors de l'arrêt du gradient, est appliqué en même temps que le recueil du signal. Il est appliqué autant de fois qu'il y a de colonnes dans la matrice image.

Le mode de remplissage le plus simple de l'espace de Fourier est le remplissage ligne par ligne cependant il peut également être rempli de manière spiralé ou encore radiale.

Dans le cas de l'imagerie volumique ou 3D, il s'agit d'exciter un volume et non plus une seule coupe. Un codage de phase est ajouté dans la troisième direction. Cette technique permet d'améliorer la qualité de l'image et de réduire le temps d'acquisition. En contrepartie des artéfacts peuvent être présents dans plusieurs directions et non une seule comme dans le cas de l'imagerie 2D.

1.5.2 Obtention de l'image et nature du contraste

1.5.2.1 Séquences et paramètres d'acquisition

Le codage spatial, décrit précédemment, permet de stocker le signal RMN dans l'espace de Fourier. L'image finale est obtenue par la conversion de l'espace fréquentiel de Fourier par la transformée de Fourier inverse 2D ou 3D dans le cas de l'imagerie volumique.

L'expression du signal dépend de la manière dont l'onde RF est appliquée, c'est à dire

la séquence. Elle correspond à la combinaison d'impulsions d'excitations pour finir par le recueil du signal.

On définit plusieurs durées particulières. La durée d'application de l'onde RF est exprimée selon l'angle ϕ de bascule de l'aimantation M_0 . Le temps TE ou temps d'écho, correspondant à la durée entre l'impulsion d'excitation et le recueil du signal caractérisé par un écho. Le temps TR ou temps de répétition, correspondant à la durée entre deux impulsions d'excitation. Il détermine également le niveau de repousse de l'aimantation longitudinale.

1.5.2.2 Antennes

Les antennes sont les éléments de la chaîne radiofréquence ayant une double fonction : l'émission de l'impulsion radiofréquence d'une part et la réception du signal d'autre part. La fonction de réception correspond à l'enregistrement du signal RMN émis et sa conversion en un signal électrique mesurable en assurant une bonne sensibilité et le meilleur rapport S/B possible.

Les antennes sont des bobinages de cuivre qui entourent le patient en entier ou la partie du corps à imager. Elles sont différenciées selon les caractéristiques suivantes :

- La géométrie : surfacique ou volumique ;
- Le mode de fonctionnement : émission/ réception ou réception uniquement ;
- Le couplage ou non des éléments d'antennes.

Chaque dispositif IRM possède une antenne corps entier qui est une bobine volumique complètement intégrée à la machine et qui couvre l'ensemble du tunnel. Il existe d'autres antennes volumiques de taille inférieure et qui entourent le volume à explorer. C'est le cas des antennes tête, par exemple.

Il existe également des antennes dites surfaciques. Ce sont des bobines qui sont placées directement sur le patient au niveau de la zone à imager. Du fait de la proximité avec les tissus biologiques, ces antennes ont une très bonne sensibilité. Comme mentionné précédemment les antennes de réception peuvent être constituées d'un élément unique, elles sont dites en quadrature de phase ou de multiples éléments, ce sont les antennes en réseau phasé. Ces dernières permettent de réaliser de l'imagerie parallèle. Il s'agit d'un

	SB	SG	LCR
T₁ (ms)	680	809	2180
T₂ (ms)	92	100	160

TABLEAU 1.1 – Tableau de valeurs de paramètres intrinsèques T₁ et T₂ dans le cerveau. SB : Substance Blanche, SG : Substance Grise, LCR : Liquide-Céphalo-Rachidien.

ensemble d'antennes de petites dimensions qui enregistrent le signal de manière indépendante et simultanée. Les images des petites antennes sont combinées pour reconstruire l'image du volume global. Elles permettent d'obtenir un meilleur rapport S/B et de réduire le temps d'acquisition. Par contre, cela se fait au détriment de l'uniformité du signal. En effet, le fait d'utiliser plusieurs antennes rend très complexe la possibilité d'avoir une sensibilité identique dans tout le volume exploré.

1.5.2.3 Contraste et pondération des images

Le contraste en IRM dépend principalement des 3 paramètres intrinsèques suivant : la densité des protons ρ et les temps de relaxation T₁ et T₂ (voir des exemples de valeurs pour le cerveau Tableau 1.1).

Le fait que le contraste dépende de 3 paramètres amène de la richesse à ce type d'imagerie, mais complexifie l'interprétation de l'origine du contraste du fait de la quantité d'informations à disposition. Par ailleurs, le contraste en T₁ et T₂ évolue de façon opposée (voir Figure 1.9) pouvant être responsable d'un contraste visuel nul, là où au contraire il existe bien des différences de valeurs de T₁ et T₂ au sein des tissus. Afin de faciliter la connaissance de l'origine du contraste et d'éviter des contrastes visuels nuls, les séquences utilisées cherchent l'obtention d'images pondérées en l'un des paramètres intrinsèques. Les paramètres intrinsèques T₁, T₂ et ρ interviennent toujours dans le contraste de l'image, mais dans des proportions différentes. Leur contribution au contraste varie en fonction de la séquence et des paramètres d'acquisition TE et TR.

Ainsi, différentes combinaisons de temps TR et TE permettent d'obtenir des images selon la pondération recherchée. Pour obtenir une séquence pondérée T₁, TR est court, ainsi que TE. Dans ce cas, les tissus ayant un T₁ court sont en hypersignal contrairement aux tissus dont le T₁ est long, qui sont en hyposignal. Pour une séquence pondérée T₂, TR est long, ainsi que TE. Dans ce cas, les tissus avec un T₂ court sont en en hyposignal et les



FIGURE 1.9 – Comparaison d’images du cerveau pondérées T_1 (gauche) et T_2 (droite). Extrait et adapté de [Kastler et al. 2006].

tissus avec un T_2 long sont en hypersignal (Figure 1.9).

L’angle de bascule ϕ de l’aimantation conditionne également le contraste des images. D’autres paramètres ont une influence sur la qualité de l’image. Il s’agit de la taille de la matrice image, le champ de vue, le plan d’acquisition, l’épaisseur de coupe, la bande passante de réception. Ce dernier paramètre correspond à l’ensemble des fréquences contenues dans le signal.

Pour l’enregistrement du signal, il existe deux grandes familles de séquences : les séquences d’écho de spin (ES) et d’écho de gradient (EG). Chacune de ces familles possède de nombreuses variantes afin d’augmenter la vitesse d’acquisitions, d’améliorer la résolution spatiale ou encore le contraste.

1.5.2.3.1 Principe de la séquence d’écho de spin

La séquence d’écho de spin est caractérisée par une impulsion RF de 90° appliquée de façon simultanée avec le gradient de sélection de coupe. Elle est suivie d’une impulsion d’excitation de 180° de rephasage au temps $TE/2$. Cette impulsion permet de compenser les effets liés aux hétérogénéités de champ afin d’obtenir une séquence pondérée T_2 et non T_2^* . Elle se termine par la lecture du signal au temps TE . Pour chaque TR s’effectue le remplissage d’une ligne de l’espace de Fourier.

Des séquences d’écho de spin rapides ont été développées. Elles sont communément appelées séquences multi-échos (ME). Elles consistent à appliquer une série d’impulsions de 180° pour acquérir plusieurs échos lors d’une même séquence et autant d’images que

d'échos. Ces séquences sont essentiellement utilisées en pondération T_2 .

1.5.2.3.2 Principe de la séquence d'écho de gradient

La séquence d'écho de gradient est caractérisée par un angle de bascule Φ inférieur à 90° et l'absence d'impulsion RF de rephasage à 180° . Chaque cycle commence par une impulsion d'excitation avec un angle compris entre 0 et 90° . Contrairement à la séquence d'écho de spin, l'écho de gradient est obtenu par application d'un gradient de lecture bipolaire. L'application d'un angle de bascule inférieur à 90° présente l'avantage d'avoir une bascule plus faible de l'aimantation et donc d'obtenir un retour à l'équilibre plus rapide. Ainsi, il est possible de réduire la durée TR entre chaque impulsion, qui se traduit par un gain de temps et la possibilité de réaliser de l'imagerie volumique 3D.

L'absence d'impulsion de rephasage de 180° ne permet pas de s'affranchir des effets d'inhomogénéités du champ principal. Cette absence n'a aucune conséquence dans le cas d'une image pondérée T_1 . Mais pour les images pondérées T_2 , il s'agit en réalité d'un contraste lié au T_2^* .

En terme de pondération d'images ce type de séquence présente une légère différence par rapport à la séquence d'écho de spin. La pondération dépend de l'angle de bascule, notamment lorsque $TR < T_1$.

Des séquences d'échos de gradient ultra-rapides ont également été développées. Ces dernières consistent en un angle de bascule faible, un TR très court et une optimisation du remplissage de l'espace de Fourier qui consiste à acquérir plusieurs lignes en un seul TR. Elles permettent des acquisitions volumiques et de réduire le temps d'acquisition. Pour autant, l'application d'un faible angle de bascule et d'un TR très court entraînent un mauvais contraste pour une image pondérée T_1 . De ce fait, certaines séquences permettent de préserver un contraste T_1 , en appliquant des impulsions RF (spoilers) qui vont détruire l'aimantation transversale résiduelle.

1.5.2.4 Artéfacts

Des perturbations présentes sur les images de RMN dites artéfacts peuvent affecter la qualité de l'image et possiblement son interprétation. On distingue deux catégories d'ar-

téfacts, ceux liés au système d'imagerie ou à l'acquisition et ceux liés aux patients. Il est essentiel de les connaître afin de bien appréhender les limites de l'IRM en radiothérapie en raison des très fortes contraintes de ce type de traitement, et afin d'essayer de limiter ces artéfacts par des choix de paramètres d'acquisitions notamment.

Artéfacts de susceptibilité magnétique

La susceptibilité magnétique correspond aux propriétés de la matière à acquérir une aimantation sous l'influence d'un champ magnétique. Ces artéfacts interviennent au niveau des tissus ayant des valeurs de susceptibilité magnétique très différentes. Ils existent notamment aux interfaces air/tissu, air/os, tissu/os. Des gradients locaux de champ magnétiques sont créés à ces interfaces et entraînent des déformations de l'image, ainsi que des zones d'hyposignal [Duyn and Schenck 2017] (cf. Figure 1.10.a).

La présence d'objets ferromagnétiques dans un champ magnétique entraîne également des distorsions des lignes de champ de B_0 . Ce phénomène se traduit par la présence de déformations sur l'image et de zones prépondérantes très foncées, souvent noires. Ces effets sont d'autant plus importants que l'objet est situé proche ou même dans le champ de vue. Divers objets peuvent provoquer ces artéfacts, tels que : bijoux, maquillage, ceinture, mais également prothèse, clips chirurgicaux, éclats métalliques ou encore valve de dérivation.

Artéfacts de déplacements chimiques

L'environnement électronique des molécules peut modifier la fréquence de résonance des protons. C'est ce que l'on appelle le déplacement chimique. Il existe notamment une différence de fréquence de résonance entre les protons de l'eau et de la graisse. Elle est de 225 Hz pour un champ magnétique B_0 de 1,5 Tesla. Ce décalage de fréquence de résonance des protons de l'eau et de la graisse entraîne un mauvais codage spatial du signal dans la direction du codage de fréquence. Ainsi, lors de la reconstruction de l'image, il existe un décalage dans la position des voxels de la graisse. Ce phénomène se traduit par la présence d'une bande blanche ou noire à l'interface eau/graisse (Figure 1.10.b).

Artéfacts de repliement

Il intervient lorsque le champ de vue est inférieur au volume à imager. Le repliement se caractérise par la superposition sur l'image de la partie du patient ou de l'objet qui se

trouve en dehors du champ de vue (*Field of View* (FOV)). Il est visible du côté opposé à la partie hors du FOV. Cet artéfact étant lié à une difficulté de codage spatial, il peut aussi bien intervenir dans la direction du codage de phase que du codage de fréquence. Plus le champ de vue est petit par rapport au volume d'intérêt, plus l'artéfact est amplifié (Figure 1.10.c).

Artéfacts de troncature

La présence d'un contraste élevé, c'est-à-dire d'une différence de signal très importante, entraîne une erreur de reconstruction de l'image par transformée de Fourier. Il s'agit d'un mauvais échantillonnage du fait que la bande passante n'est pas infinie. Elle ne contient pas toutes les fréquences. L'artéfact de troncature, également appelé artéfact de Gibbs se caractérise par la présence de lignes répétées et parallèles aux interfaces des tissus avec un fort contraste (Figure 1.10.d). Il existe différentes solutions à cet artéfact à savoir : augmenter la matrice, la résolution, le temps d'acquisition ou encore diminuer le rapport signal sur bruit.

Artéfacts de mouvements

Ces artéfacts sont multiples et fréquemment liés au fait que l'acquisition d'images IRM peut être relativement longue. De plus, la technique étant basée sur la fréquence de résonance des protons suivant leur localisation, elle est très sensible aux mouvements. Ils entraînent l'apparition d'images floues et d'images fantômes répétées dans le sens du codage de phase. Les principaux mouvements concernés sont : la respiration, les battements cardiaques, les mouvements oculaires ou de déglutition, la circulation sanguine ou encore les mouvements volontaires du patient (Figure 1.10.e).

1.5.3 Applications en radiothérapie

1.5.3.1 Intérêts cliniques

L'IRM est une modalité d'intérêt pour la radiothérapie du fait de sa capacité à discriminer les tissus mous, contrairement au TDM. De plus, il s'agit d'un examen non irradiant qui permet d'obtenir des informations aussi bien anatomiques que fonctionnelles grâce aux différents contrastes et séquences d'images disponibles.

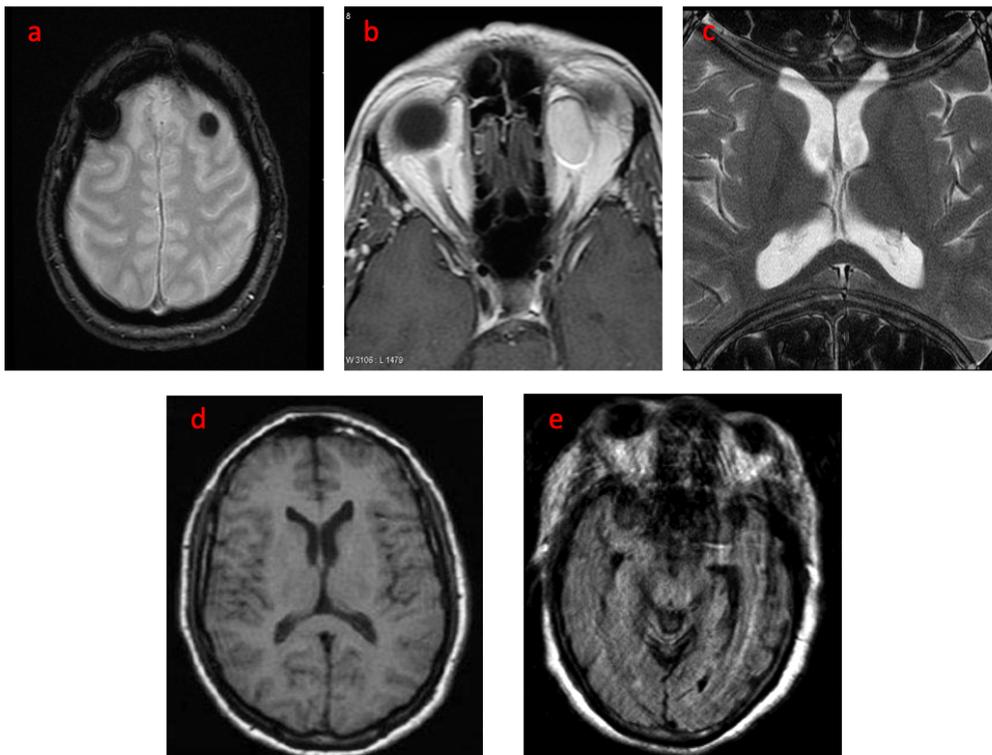


FIGURE 1.10 – (a) Artéfact de susceptibilité magnétique (Case courtesy of Dr Prashant Mudgal, Radiopaedia.org, rID : 26952), (b) Artéfact de déplacement chimique (Case courtesy of Assoc Prof Frank Gaillard, Radiopaedia.org, rID : 5347), (c) Artéfact de repliement (Case courtesy of Dr Usman Bashir, Radiopaedia.org, rID : 16491), (d) Artéfact de troncature (Case courtesy of Dr Prashant Mudgal, Radiopaedia.org, rID : 27302), (e) Artéfact de mouvement [Nyberg et al. 2012]

La première application de l'IRM en radiothérapie a été la neurologie, dans le cadre de la radiothérapie stéréotaxique par radiochirurgie [Khoo et al. 1997]. Les images IRM sont également utilisées en radiothérapie stéréotaxique hypofractionnée [Reynaud et al. 2018]. Quelle que soit la technique de stéréotaxie utilisée la plus grande précision spatiale est requise du fait de la présence de forts gradients de dose.

Dans le cas d'une prise en charge par chirurgie, puis radiothérapie, les images IRM pré et post-opératoires permettent de définir au mieux le CTV [Farace et al. 2011]. Les images IRM permettent d'améliorer la définition des volumes cibles, d'éviter une sous-estimation de ces volumes et ainsi une possible sous-couverture du volume cible [Jansen et al. 2000]. Dans le cas du gliome de haut grade, la définition des volumes cibles à l'aide de l'IRM conduit à une augmentation significative du CTV ($p < 0,045$) et du GTV ($p < 0,044$) par rapport à ceux définis sur l'image TDM de référence [Datta et al. 2008].

L'IRM est également une modalité largement utilisée pour la prise en charge des cancers ORL en radiothérapie. Comme dans le cas des tumeurs cérébrales, plusieurs études ont mis en avant une différence significative ($p < 0,05$) entre le GTV défini en TDM de celui défini conjointement par IRM et TDM [Rasch et al. 1997, Emani et al. 2003]. En général, la définition des contours à partir d'images IRM entraîne une augmentation du volume cible, n'incluant pas toujours le volume d'origine défini avec l'imagerie TDM seule (augmentation du GTV de 35 à 74% [Emani et al. 2003, Jager et al. 2016], augmentation du CTV de l'ordre de 10% [Khoo et al. 2000]). Ainsi, l'utilisation de l'IRM conjointement à la TDM permet d'améliorer la définition des volumes. De ce fait, il est possible d'améliorer la couverture du PTV et de diminuer la dose reçue par les tissus sains [Emani et al. 2003].

De même que pour l'imagerie TEP/TDM, l'association TDM et IRM permet de réduire la variabilité inter-observateur, comme l'a montré [Rasch et al. 2010] pour la définition du CTV où la concordance des volumes, entre les observateurs, a augmenté de 42% lors de l'utilisation des images TDM et IRM recalées par rapport à l'utilisation du TDM seul.

Compte tenu du bon contraste entre les tissus mous, il a été proposé récemment de nouveaux appareils de traitement par radiothérapie, associant une IRM à la place de l'imagerie par RX embarquée sur les accélérateurs de particules [Winkel et al. 2019].

1.5.3.2 Contraintes techniques

Plusieurs recommandations ont été données dans la littérature dans le cadre de l'utilisation de l'IRM de simulation pour la radiothérapie [Paulson et al. 2016, van der Heide et al. 2019, Glide-Hurst et al. 2021] et plus spécifiquement dans le cas de la radiothérapie stéréotaxique intracrânienne [Putz et al. 2020]. Elles sont les suivantes :

- Limiter le temps entre l'acquisition IRM et le traitement;
- Réaliser l'acquisition en position de traitement;
- Optimiser les séquences;
- Prendre en compte les distorsions propres à la machine;
- Avoir des distorsions géométriques < 1 mm.

Les quatre dernières recommandations sont techniques et peuvent s'appliquer à d'autres localisations.

L'intensité du champ magnétique utilisé à également son importance. Bien que le champ magnétique de 3 T permet d'obtenir un meilleur rapport signal sur bruit il entraîne une augmentation des distorsions géométrique notamment les distorsions de susceptibilité magnétique.

Comme mentionné dans le cas de l'imagerie TEP/TDM, l'acquisition d'images IRM pour la planification du traitement par radiothérapie nécessite l'utilisation d'équipements adaptés. Premièrement, l'imageur doit être équipé d'un plateau rigide amagnétique permettant d'indexer différents types de contentions, tels que le masque thermoformé, des cales têtes ou genoux, etc Afin de ne pas être limité dans l'utilisation de certaines contentions, il est nécessaire qu'elles soient toutes également amagnétiques. Il est également préférable que l'imageur ait un tunnel avec un large diamètre (70 cm) pour pouvoir accueillir le patient avec les bras relevés et les contentions. Les antennes volumiques diagnostiques ne permettant pas l'utilisation de certaines contentions (masque thermoformé ou cale tête). Il est préférable d'utiliser des antennes dédiées spécifiques à l'acquisition en position de traitement pour la radiothérapie notamment dans le cas d'acquisitions de la tête et du cou.

L'optimisation des séquences doit se faire sur des critères particuliers de qualité image, en tenant compte du contexte de la radiothérapie. Il est indispensable de choisir des paramètres d'acquisitions permettant de caractériser l'ensemble du volume sans perte d'informations. L'acquisition d'images dédiées consiste en plusieurs points :

- Acquisition axiale stricte comme l'image TDM de mise en place;
- Acquisition d'une image volumique 3D;
- Épaisseur de coupe identique à l'image TDM de mise en place;
- Voxel isotrope et millimétrique dans le cas du traitement par radiothérapie stéréotaxique;
- Acquisition d'une image avec un large champ de vue (FOV) afin d'obtenir les contours externes du patient et ainsi faciliter le recalage d'images.

Dans le cadre de la planification du traitement à partir d'images IRM, il convient de prendre en compte les distorsions géométriques propres à la machine avec laquelle les images sont acquises. On distingue deux sources de distorsions induites par la machine : l'inhomogénéité du champ B_0 et la non-linéarité des gradients de champ magnétique.

Plusieurs facteurs peuvent venir perturber l'homogénéité du champ magnétique : le réglage de la bobine de shim, qui est une bobine correctrice destinée à homogénéiser le champ magnétique principal B_0 , la présence du patient ou encore la température de la salle d'examen. L'hétérogénéité du champ magnétique altère la fréquence de Larmor du proton, ce qui à l'échelle des temps d'échos induit un déphasage local de certains d'entre eux, et entraîne une distorsion géométrique lors de la reconstruction. Ces distorsions sont inversement proportionnelles à l'intensité du gradient de lecture G_{lec} (mT/m). A un point (x,y,z) donné, avec une hétérogénéité de champ $\Delta B_0(x,y,z)$, la distorsion induite dans le plan se calcule suivant l'Equation 1.15.

$$\Delta x_{B_0}(mm) = \frac{\Delta B_0(x, y, z)}{G_{lec}} \quad (1.15)$$

La seconde source de distorsions est liée à la difficulté de maintenir la linéarité d'un gradient sur l'ensemble de sa longueur du fait de limitations techniques [Tao et al. 2015].

La non linéarité, ΔG_{lec} d'un gradient perturbe le codage spatial (cf. § 1.5.1.3) et induit une déformation de l'image. Il s'agit de la principale source de distorsion géométrique [Weygand et al. 2016]. L'amplitude de la distorsion induite est déterminée à partir de l'Equation 1.16.

$$\Delta x_{\text{grad}}(mm) = \frac{x \cdot \Delta G_{\text{lec}}}{G_{\text{lec}}} \quad (1.16)$$

Ces distorsions géométriques relatives au dispositif d'imagerie peuvent être corrigées par un algorithme de correction 3D fourni par le constructeur [Karger et al. 2006]. Pour autant, cette correction n'est pas parfaite, il existe des distorsions résiduelles [Wang et al. 2004]. Dans le cadre de la planification du traitement par radiothérapie à partir d'images IRM, il est indispensable de les quantifier.

Pour finir, il convient de s'assurer que l'ensemble des distorsions géométriques soit < 1 mm, notamment dans le cas de la radiothérapie stéréotaxique. Cela comprend les distorsions résiduelles induites par la machine, mentionnées précédemment, et les distorsions induites par le patient. Ces dernières sont dues aux artéfacts de susceptibilités et de déplacements chimiques mentionnées précédemment (cf § 1.5.2.4). Plus particulièrement, l'artéfact de susceptibilité magnétique induit une perturbation du champ magnétique B_0 et donc une perturbation de la fréquence de résonance des spins. La distorsion géométrique induite par une différence de susceptibilité $\Delta\chi$ vérifie l'Equation 1.17.

$$\Delta x_{\text{susceptibilité}}(mm) = \Delta\chi \cdot \frac{B_0}{G_{\text{lec}}} \quad (1.17)$$

Il est également à noter que le type de dispositif à également son importance et plus précisément, l'intensité du champ magnétique principal. Un imageur 3 T permet, par exemple, d'obtenir davantage de signal donc un meilleur rapport S/B. Pour autant, une telle intensité de champ a tendance à maximiser certains artéfacts. C'est notamment le cas des artéfacts de susceptibilité magnétique (Equation 1.17) et des distorsions géométriques. Une étude réalisée par [Guarnaschelli et al. 2014] a permis de montrer qu'il n'y avait pas de différence de définition des volumes cibles entre les images IRM acquises à 1,5 T et celles acquises à 3 T. L'indice de similarité DICE était de l'ordre de 0,9 pour l'en-

semble des observateurs.

1.6 L'imagerie multimodalité

Cette partie a fait l'objet d'une revue de la littérature à laquelle nous avons participé [Decazes et al. 2021]. Pour plus de détails, s'y référer.

1.6.1 Intérêt clinique en radiothérapie

Comme nous l'avons vu précédemment, chacune des 3 modalités d'imagerie présente un intérêt potentiel en radiothérapie du fait de la complémentarité des informations qu'elles fournissent.

Au vue de la capacité de la TEP et de l'IRM à réduire la variabilité inter-observateur et à améliorer la définition des volumes cibles, l'utilisation de la trimodalité pour la planification du traitement est apparue comme une solution de choix.

Par exemple, dans le cas de tumeurs cérébrales, [Guo et al. 2014] mentionne une diminution significative ($p=0,001$) de la variabilité intra-observateur lorsque le GTV est défini à partir de l'imagerie trimodalité TEP-TDM-IRM (T1 gado) par rapport à celle définie à partir de la bimodalité TDM-IRM (T1 gado).

1.6.2 Comparaison des différentes modalités d'imagerie

Dans le Tableau 1.2 sont indiquées les différentes propriétés des 3 modalités d'imagerie, ainsi que leurs avantages et inconvénients respectifs.

Ce que l'on peut retenir de ce tableau, c'est que la TDM possède très peu d'inconvénients, mise à part l'absence de contraste entre les tissus mous d'une part, et les tissus mous avec certaines lésions tumorales d'autre part, ce qui est une réelle limitation pour la délimitation du GTV et des OAR. Les images TDM peuvent également être affectées par la présence d'artéfacts métalliques, en présence de matériel dentaire par exemple. Elle est incontournable en radiothérapie pour les calculs dosimétriques.

L'imagerie TEP est une modalité fournissant une information fonctionnelle de présence de cellules tumorales ayant un métabolisme glucidique important. Elle permet

1.6. L'IMAGERIE MULTIMODALITÉ

	TDM	IRM	TEP
Avantages	Information anatomique Résolution spatiale (1 mm) Très bon S/B, uniformité, précision géométrique indispensable pour le calcul de dose Acquisition rapide	Information anatomique et fonctionnelle Résolution spatiale (1 mm) Contraste entre les tissus mous Non irradiant	Information fonctionnelle Contraste lésions-tissus sains Champ d'acquisition large
Inconvénients	Contraste entre les tissus mous Irradiant Présence d'artéfacts	Acquisition longue Equipement compatible IRM Problèmes S/B, uniformité, précision géométrique Contre-indications Présence d'artéfacts	Irradiant Résolution spatiale (>3-4 mm) Problèmes S/B Effet de volume partiel

TABLEAU 1.2 – Tableau résumant les propriétés de chacune des modalités d'imagerie

d'imager un très large champ de vue (corps entier) en un temps relativement court (une dizaine de minutes). Cette modalité présente l'avantage d'avoir une très grande sensibilité et permet ainsi de mettre en évidence les lésions tumorales, ainsi que les ganglions envahis. Les limitations de la TEP sont pour autant bien connues. C'est un examen de faible résolution spatiale (> 3-4 mm), avec un bruit et un effet de volume partiel important dans les images, rendant les bords de la lésion flous. Ce effet provient de la résolution spatiale du système d'imagerie. La fonction de réponse du détecteur, que l'on modélise généralement par une gaussienne, « étale » le signal, desorte que le signal détecté présente une amplitude plus faible que le signal original. D'où la difficulté de segmenter de façon fiable le volume cible en RT. Par ailleurs, elle doit être accompagnée d'une imagerie anatomique pour localiser précisément les lésions tumorales.

L'IRM est la seule des trois modalités qui permet de fournir des informations anatomiques ou des données fonctionnelles, mais en imagerie trimodalité l'information utilisée est généralement anatomique, comme cela sera notre cas dans ce travail. Entre autres, elle se distingue par sa capacité à fournir un très bon contraste au niveau des tissus mous. C'est également une technique d'imagerie de haute résolution spatiale (1 mm). Pour autant, la durée de l'examen est longue (de l'ordre de 25 à 30 min) car plusieurs séries d'images avec différentes pondérations sont acquises. De plus, l'acquisition en position du traitement par radiothérapie nécessite d'avoir des antennes compatibles à cet effet. C'est une technique qui présente des problèmes de différences de sensibilité importantes entre les antennes utilisées, d'uniformité et de distorsion de l'image. Enfin, c'est une mo-

dalité d'imagerie pour laquelle il existe de nombreuses contre-indications rendant parfois l'examen impossible.

1.6.3 Imageurs hybrides

Malgré l'intérêt d'utiliser l'imagerie trimodalité TEP-TDM-IRM aucun dispositif ne permet l'acquisition simultanée des trois modalités d'imagerie. La solution actuelle est d'utiliser deux dispositifs séparés, un imageur hybride bimodalité et un imageur indépendant. Dans la suite de ce document, par convention, on notera par un "/" le cas d'un imageur hybride. Lorsqu'il s'agira de deux imageurs indépendants, il n'y aura pas de lien entre eux. Deux systèmes de trimodalité sont envisageables : un imageur TEP/TDM couplé à un imageur IRM d'une part et un imageur TEP/IRM couplé à un imageur TDM d'autre part [Decazes et al. 2021].

La première solution TEP/TDM et IRM est la plus courante, car la majorité des imageurs TEP sont associés à des appareils de TDM pour la nécessité de réaliser une correction d'atténuation en imagerie TEP (cf § 1.4.3) et du nombre d'indications médicales restreintes de l'imagerie hybride TEP/IRM [Muzic Jr and DiFilippo 2014]. Il a également été proposé d'utiliser un système de transfert compatible avec les deux appareils d'imagerie [Veit-Haibach et al. 2013]. Il se compose d'un lit sur coussin d'air et d'un brancard qui permet de déplacer le lit d'un imageur à l'autre sans déplacer le patient. Ce système permet la réalisation des acquisitions multimodales tout en maintenant le patient dans la même position. L'avantage de cette solution est donc de minimiser les mouvements du patient et de faciliter le recalage d'images. Son inconvénient principal est la longueur du temps d'acquisition, mais également la nécessité de synchronisation des 2 examens par les équipes médico-techniques. Un tel dispositif est donc séduisant afin de limiter les incertitudes de positionnement, cependant il est indispensable de les évaluer afin de caractériser le système.

La solution TEP/IRM et TDM est également possible, mais bien moins répandue, en raison du manque de disponibilité de l'imagerie hybride TEP/IRM. Par ailleurs, des précautions doivent être prises pour l'acquisition et le traitement des données sur l'imageur hybride. Le patient est positionné sur l'appareil avec des bobines RF compatibles avec les

fixations d'immobilisation de la radiothérapie [Winter et al. 2018]. Pour effectuer la correction d'atténuation sur l'image TEP, une cartographie de l'atténuation des bobines doit être effectuée au préalable [Paulus et al. 2014].

Il a été évoqué la possibilité de s'affranchir d'images TDM, aussi bien pour la correction d'atténuation en TEP, que pour le calcul dosimétrique en remplaçant l'image TDM, par une image synthétique, communément appelé pseudo CT [Owringi et al. 2018] ou TDM synthétique. Cette image est une cartographie d'atténuation des tissus réalisée à partir de données IRM. Dans sa revue de la littérature, [Owringi et al. 2018] mentionne différentes approches permettant de créer des TDM synthétiques. On distingue : la segmentation de l'image IRM à laquelle on assigne des nombres UH ou des valeurs de densités électroniques, l'utilisation d'atlas TDM-IRM [Largent et al. 2019], ainsi que les méthodes d'apprentissage automatique, en particulier celles basées sur des réseaux de neurones profonds [Han 2017, Gholamiankhah et al. 2021]. La transformation des images IRM en images TDM synthétiques nécessite l'acquisition de séquences particulières, telles que les séquences Dixon, Ultra short TE [Hsu et al. 2013] ou de Zero TE [Wiesinger et al. 2018]) additionnelles qui allongent le temps d'acquisition. Actuellement, les méthodes d'apprentissage automatique permettent également l'utilisation de séquences de base pondérées T1 et T2 [Bourbonne et al. 2021].

Dans le cadre de la planification du traitement, les TDM synthétiques obtenues à partir des méthodes de segmentation ou d'atlas fournissent des différences de dose, au niveau du PTV, pouvant aller jusqu'à 7% [Demol et al. 2016] par rapport à la dosimétrie effectuée à partir de l'image TDM du patient. Cette différence est de l'ordre de 1% pour les méthodes d'apprentissage automatique [Kazemifar et al. 2019].

1.6.4 Incertitudes de positionnement de l'information

Pour un point *in situ* de coordonnées (x,y,z) , la problématique de l'imagerie multimodalité est de faire correspondre l'information en ce point pour toutes les modalités d'imagerie. Une manière de résoudre ce problème est de réaliser un recalage d'images. Si cette méthode est souvent suffisante pour des applications diagnostiques, cette solution ne l'est pas en radiothérapie compte tenu de la précision de positionnement exigée (< 1

mm). De ce fait, il est indispensable, au préalable, d'optimiser la concordance des référentiels des images acquises, le positionnement du patient, les conditions d'acquisition et de reconstruction des images, avant de réaliser un recalage d'images.

1.6.4.1 Optimisation de la concordance des référentiels

Le référentiel qui correspond au repère spatial propre à l'imageur est défini par un repère orthonormé se trouvant au centre du tunnel (voir Figure 1.11, repère xyz) et dont l'origine est l'isocentre de la machine.

Dans le cas de la multimodalité à visée de radiothérapie, chaque salle d'examen étant équipée de lasers externes, il existe également un référentiel lié à ces derniers. Son origine est définie par le croisement des lasers latéraux et du laser sagittal (voir Figure 1.11, repère bleu). Lors de leur installation, la position de ces lasers est réglée sur la position des lasers internes à la machine.

On distingue également un troisième référentiel, il s'agit du repère spatial lié au plateau de radiothérapie placé sur la table d'examen de l'imageur (voir Figure 1.11, repère rouge).

L'un des enjeux de la trimodalité est de faire correspondre ces différents référentiels, liés aux dispositifs d'imagerie, afin de minimiser le recalage. Leur mise en correspondance se fait à l'installation des différents éléments en prenant comme référence le référentiel propre à la machine. Des tests réguliers, consistant à matérialiser les lasers sur un fantôme et sur l'image, permettent de s'assurer de leur correspondance et de prévenir toute déviation.

1.6.4.2 Optimisation du positionnement du patient

Comme mentionné précédemment (cf §1.4.4.2 et 1.5.3.2), l'imagerie trimodalité en vue de la planification du traitement par radiothérapie requiert l'acquisition d'images en position de traitement en utilisant des équipements adaptés. Plus spécifiquement dans le cas d'une solution trimodalité, il est nécessaire que le patient ait exactement la même position pour l'ensemble des acquisitions. Il est essentiel que les contentions choisies soient compatibles avec chacune des modalités d'imagerie, notamment qu'elles soient amagné-

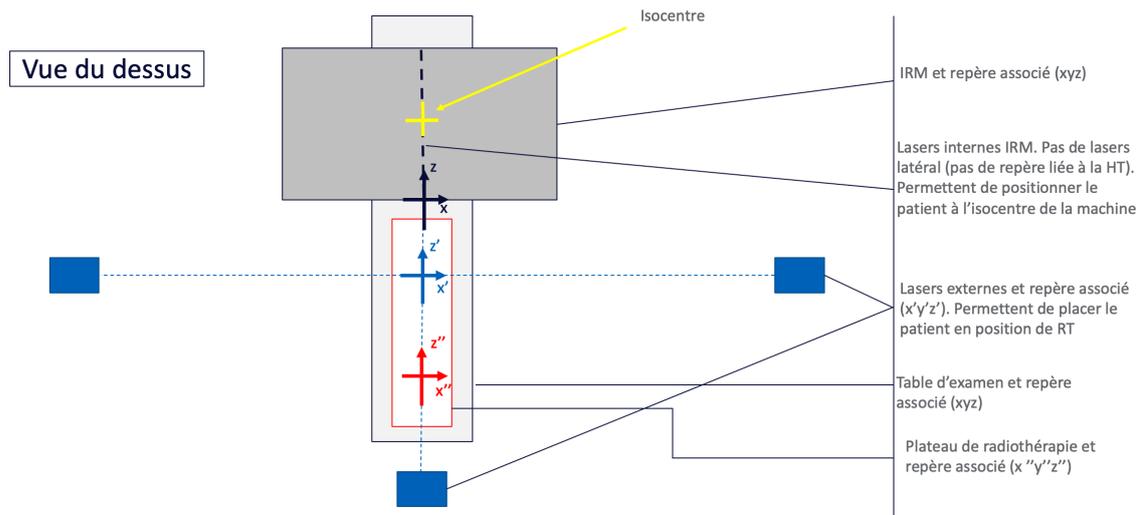


FIGURE 1.11 – Concordance des référentiels d'un appareil d'imagerie dans le cas idéal. Exemple de l'IRM

tiques pour l'IRM. Les marqueurs cutanés du patient réalisés lors de la phase initiale de mise en place (cf § 1.1.3.1), ainsi que des lasers externes positionnés dans les salles d'imagerie et dans la salle de traitement permettent d'assurer l'exactitude et la reproductibilité de la position du patient sur chaque imageur et lors de l'irradiation.

1.6.4.3 Optimisation des conditions d'acquisition et de reconstruction des images

Les acquisitions et les reconstructions doivent être réalisées dans les mêmes conditions sur les différents imageurs, telles que la hauteur de la table et en choisissant la même épaisseur de coupe, le même plan d'acquisition ou des acquisitions 3D avec un grand champ de vue [Lotterie et al. 2012].

1.6.4.4 Recalage d'images

Le recalage d'images est une étape indispensable dans le cadre de la trimodalité pour la planification du traitement par radiothérapie. À terme, une méthode de fusion d'images dédiée à la trimodalité peut être utilisée pour une meilleure délimitation de la cible [Guo et al. 2014]. L'objectif d'un algorithme de recalage est de trouver la transformation mettant en relation l'information d'une image et sa correspondance spatiale sur une autre image [Hill et al. 2001, Oliveira and Tavares 2014, Viergever et al. 2016]. Il s'agit d'établir une correspondance entre les voxels de chaque image.

Le processus de recalage s'effectue suivant différentes étapes :

- L'évaluation d'un critère de similarité entre les deux images ;
- L'optimisation du critère de similarité par la recherche de la transformation la plus adaptée ;
- L'application de la transformation de l'image dite mobile afin de la superposer à l'image de référence.

Concernant la transformation de l'image, celle-ci peut être rigide, c'est à dire basée uniquement sur des translations et des rotations, ou élastique. En radiothérapie externe seul le recalage rigide est accepté, compte tenu des risques encourus par le patient, des délais très rapprochés entre les acquisitions d'images et les conditions d'optimisation de la concordance des référentiels, du positionnement du patient, ainsi que l'optimisation des conditions d'acquisition et de reconstruction des images. Concernant les critères de similarité entre les images et les méthodes d'optimisation pour trouver une solution convergente, de nombreux algorithmes ont été proposés dans la littérature (se référer à [\[Hill et al. 2001\]](#)).

Les images multimodales étant, par nature, très différentes, le recalage peut être difficile. Certaines structures apparaissant sur une image peuvent parfois être difficiles à identifier sur l'autre image ou même inexistantes. C'est le cas avec l'imagerie TEP qui est une imagerie fonctionnelle, mais cela peut également être le cas entre deux images anatomiques (TDM et IRM). L'idéal serait d'effectuer un recalage élastique car les changements anatomiques des patients arrivent fréquemment en cours de traitement (amaigrissement ou évolution de la tumeur). En raison de la bonne correspondance géométrique de l'acquisition hybride TEP-TDM, il est possible, malgré la faible résolution spatiale et le bruit des reconstructions TEP, de les recaler par rapport à l'IRM via la TDM. De ce fait, le recalage s'opère entre les données TDM et IRM, appliqué ensuite à l'imagerie TEP. L'algorithme utilisé est généralement basé sur l'information mutuelle [\[Hill et al. 2001\]](#). Cette dernière correspond à la quantité d'information d'une image contenue dans une seconde image. Lors du recalage d'images, on cherche à transformer l'image mobile de sorte à maximiser l'information mutuelle. L'information mutuelle mesure la quantité d'information apportée en moyenne par une réalisation de A sur les probabilités de réalisation de

B. En considérant qu'une distribution de probabilité représente notre connaissance sur un phénomène aléatoire, on mesure l'absence d'information par l'entropie de cette distribution. L'entropie $I(A,B)$ est obtenue par l'Equation 1.18 avec $H(A)$ et $H(B)$ les entropies respectives des variables A et B et $H(A, B)$ l'entropie conjointe associée.

$$I(A,B) = H(A) + H(B) - H(A, B) \quad (1.18)$$

Le recalage des images est effectué manuellement par un médecin ou à l'aide d'un algorithme de recalage automatique. Dans ce deuxième cas, il est nécessaire d'évaluer d'abord la précision de l'algorithme utilisé. Plusieurs études ont évalué des algorithmes de recalage TDM-IRM ou de trimodalité, soit sur fantôme, soit à partir de données patients [Daisne et al. 2003, Wang et al. 2009, Moore et al. 2004]. Les erreurs moyennes obtenues sont comprises entre 0,4 et 2 mm. Une validation visuelle reste essentielle avant de procéder à la planification d'un traitement de radiothérapie, car les humains sont capables de détecter des transformations d'au moins 1 mm et 1° [Veninga et al. 2004].

Avant recalage d'images, les distorsions géométriques dues à l'IRM, liées au système ou au patient, doivent être corrigées (cf. § 1.5.3.2). Néanmoins, la présence de distorsions résiduelles a été mentionnée [Weygand et al. 2016].

1.7 Conclusion

Ce chapitre a permis de montrer l'intérêt de l'imagerie trimodalité (TDM-TEP-IRM) en radiothérapie externe. Néanmoins, cela repose sur des contraintes techniques fortes [Putz et al. 2020], telles que de :

- Réaliser les acquisitions en position de traitement;
- Optimiser les séquences;
- Prendre en compte les distorsions propres à la machine d'IRM;
- Avoir des distorsions géométriques globales < 1 mm.

Dans ce contexte, l'IRM est la modalité d'imagerie la plus contraignante. Les antennes ont une influence très importante sur la qualité image et leur choix est délicat. Le choix des antennes et leurs performances seront étudiées dans le Chapitre 2.

Nous avons vu que l'imagerie hybride peut se faire selon 2 solutions (TEP/TDM - IRM) ou (TEP/IRM - TDM). Une 3ème possibilité a également été proposée, en utilisant un système de transfert du patient compatible avec les 2 appareils. La précision du repositionnement avec une solution (TEP/TDM - IRM) avec et sans système de transfert a été évaluée dans le Chapitre 3.

Pour finir, l'étude de l'influence des distortions géométriques résiduelles en IRM et leur intégration dans la planification du traitement afin d'optimiser le PTV seront proposées dans le Chapitre 4.

Deux applications médicales seront privilégiées. Il s'agit des traitements ORL et cérébraux par radiothérapie.

Chapitre 2

Optimisation des images IRM pour la radiothérapie

Sommaire

2.1 Introduction	58
2.2 Caractérisation des antennes dédiées radiothérapie	59
2.2.1 Objectif	59
2.2.2 Matériel et Méthodes	59
2.2.3 Résultats	66
2.2.4 Discussion	75
2.3 Optimisation des acquisitions	81
2.3.1 Objectif	81
2.3.2 Matériel et méthodes	81
2.3.3 Résultats	87
2.3.4 Discussion	88
2.4 Distorsions géométriques liées au système d'imagerie	90
2.4.1 Objectif	90
2.4.2 Matériel et méthodes	90
2.4.3 Résultats	93
2.4.4 Discussion	96
2.5 Conclusion	99

2.1 Introduction

Comme nous avons pu le voir dans le chapitre précédent, l'optimisation de la qualité des images IRM pour la prise en charge des traitements par radiothérapie est un verrou important faisant intervenir de nombreux paramètres : types et configuration d'antennes, choix et réglages des séquences IRM, maîtrise des distorsions inhérentes à cette modalité d'imagerie.

Dans ce chapitre, nous nous sommes intéressés à la planification du traitement par radiothérapie intracrânienne et de la sphère ORL. A cet effet, deux séquences ont été étudiées. La 1ère est la séquence FSPGR (Fast Spoiled Gradient Echo) largement utilisée en IRM cérébrale [Ellingson et al. 2015]. Il s'agit d'une séquence rapide limitant les artéfacts et permettant de réhausser le contraste entre la matière blanche et la matière grise. C'est une séquence d'écho de gradient rapide 3D isotropique pondérée en T_1 . La 2ème, nommée CUBE, utilisée pour l'imagerie de la sphère ORL, est une séquence d'écho de spin rapide également pondérée en T_1 . Elle présente l'avantage d'être une séquence 3D isotropique qui fournit une très bonne résolution spatiale et d'être peu sensible aux artéfacts de susceptibilité magnétique [Touska and Connor 2019]. Ces deux séquences sont utilisées au Centre Henri-Becquerel (CHB) de Lutte Contre le Cancer de Rouen, respectivement pour les traitements par radiothérapie stéréotaxique des tumeurs cérébrales et des tumeurs ORL par arcthérapie.

Dans un 1er temps, l'objectif de ce chapitre a été de caractériser des antennes dédiées à la radiothérapie et l'influence de la bande passante. La qualité d'images obtenue avec ces dernières pour 3 bandes passantes a été comparée à celle obtenue avec des antennes diagnostiques de référence, en termes de rapport signal sur bruit et d'uniformité. Pour cette dernière caractéristique de la qualité image, nous avons également étudié l'apport de la correction d'uniformité proposée en standard par le constructeur.

Ensuite, nous avons cherché à optimiser certains paramètres d'acquisition des deux séquences pour la planification du traitement par radiothérapie intracrânienne et de la sphère ORL.

Enfin, nous avons évalué les distorsions géométriques induites par le système dans

le cas d'une séquence dédiée à la planification du traitement par radiothérapie pour la localisation cérébrale.

2.2 Caractérisation des antennes dédiées radiothérapie

2.2.1 Objectif

L'objectif de cette expérimentation a été d'évaluer 2 configurations d'antennes dédiées à la radiothérapie, à savoir la configuration GEM RT Head et la configuration d'antennes GEM RT HNS, et de comparer leurs performances (rapport S/B et uniformité) par rapport à l'antenne dédiée à l'imagerie de la tête et du cou (HNU), et l'antenne corps (BODY). Pour cette expérimentation, nous avons utilisé les paramètres d'acquisition utilisés en radiothérapie au CHB. Par contre, nous avons utilisé 3 bandes passantes pour étudier l'influence de ce paramètre d'acquisition sur la qualité image. Nous avons également étudié l'apport de la correction d'uniformité sur cette caractéristique de l'image.

2.2.2 Matériel et Méthodes

2.2.2.1 Appareil d'IRM

L'ensemble de nos expérimentations a été réalisé sur un appareil IRM Optima MR 450w GEM (GE Healthcare) fonctionnant à 1,5 T. La version du logiciel utilisée était la DV26 R03.

Il s'agit d'un appareil caractérisé par un tunnel large, adapté à la radiothérapie, de 70 cm de diamètre. La conception de cet imageur permet le centrage du patient par une simple pression sur le bord latéral de la table (système INTELLI-TOUCH). La précision du positionnement avec un tel système est de l'ordre de 3-4 mm.

2.2.2.2 Antennes

Deux antennes diagnostiques ont été utilisées comme référence. Il s'agit de l'antenne dite BODY, qui est directement intégrée au dispositif. Elle permet de fournir l'onde RF

d'excitation dans le cas où les antennes utilisées fonctionnent en mode réception uniquement (cf. § 1.5.2.2). Bien qu'elle soit éloignée du volume à explorer, elle est compatible avec tout type d'anatomie et ce, quelle que soit la position du patient. Lors des expérimentations avec cette antenne, elle a été utilisée pour l'émission de l'onde RF et pour la réception du signal.

La deuxième antenne est l'antenne volumique GEM Head and Neck Unit de 24 éléments (HNU) (Figure 2.1). Elle fonctionne en mode émission et réception (cf. § 1.5.2.2). C'est une antenne dédiée à l'acquisition de l'anatomie tête et cou. Elle constitue une référence d'un point de vue de la qualité image. Par contre, elle ne permet pas d'acquisition en position de traitement. Sa géométrie n'est, par exemple, pas adaptée à l'utilisation d'un masque thermoformé qui doit être fixé sur un plan dur. Lors des expérimentations avec cette antenne, elle a été utilisée pour l'émission de l'onde RF et pour la réception du signal.



FIGURE 2.1 – Antenne diagnostique GEM Head and Neck Unit (HNU)

Par ailleurs, deux configurations d'antennes dédiées à l'acquisition d'images en position de traitement ont été utilisées. Elles correspondent à des combinaisons d'antennes. Il s'agit des configurations GEM RT Open Head & Neck Suite (GEM RT HNS) et GEM RT Head.

La configuration GEM RT Open Head & Neck Suite est dédiée pour l'imagerie ORL (Figure 2.2.d). Elle se compose des antennes suivantes :

- L'antenne RT Open array (Figure 2.2.a). Elle se positionne dans la table d'examen

2.2. CARACTÉRISATION DES ANTENNES DÉDIÉES RADIOTHÉRAPIE

au niveau de la tête et du cou.

- Les antennes 6 channel Flex (Figure 2.2.b). Il s'agit d'antennes de surfaces composées de 16 canaux qui se positionne au niveau de la tête du patient.
- L'antenne Large GEM Suite Flex (Figure 2.2.c). Il s'agit d'une antenne de surface flexible se positionnant au niveau du cou du patient.

La configuration GEM RT Head se compose des antennes RT Open array et des antennes 6 channel Flex. Elle est dédiée pour d'acquisition de la tête uniquement.

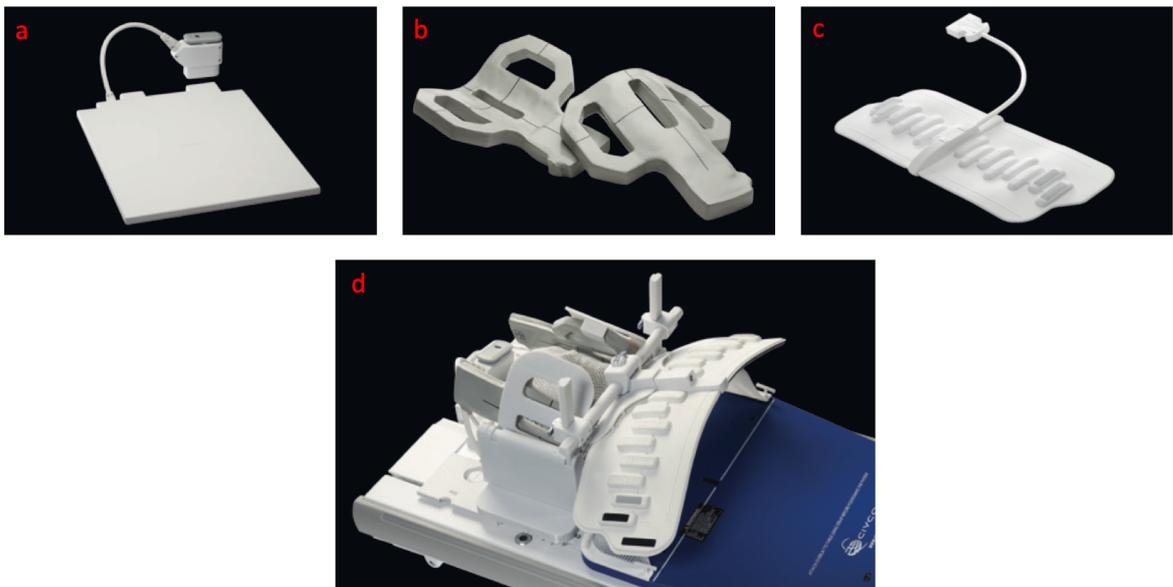


FIGURE 2.2 – Configuration d'antennes dédiées radiothérapie. a) Antenne RT Open array . b) Antennes 6 channel Flex. c) Antenne Large GEM Suite Flex. d) Configuration d'antennes GEM RT Open Head & Neck Suite.

Ces deux configurations d'antennes sont utilisées en mode réception, l'émission de l'onde RF venant de l'antenne BODY.

2.2.2.3 Fantômes

Pour ces expérimentations, deux fantômes fournis par le constructeur (GE Healthcare) ont été utilisés. Il s'agit d'un fantôme sphérique, ayant une géométrie s'apparentant à celle du crâne, de 20 cm de diamètre et d'un fantôme cylindrique, ayant une géométrie s'apparentant au cou, de 25 cm de longueur et 9 cm de diamètre. Ces fantômes contiennent du sulfate de cuivre dont les concentrations sont adaptées à la plage des temps de relaxations des tissus observés en clinique.

	Plan expérimental	
Fantôme	Sphérique	Cylindrique
Séquence	3D FSPGR	3D CUBE
Configuration d'antennes	HNU / GEM RT Head / BODY	HNU / GEM RT HNS
Bande passante (Hz/px)	122 / 244 / 488	122 / 244 / 488
Plan d'acquisition	Axial / Sagittal / Coronal	Axial / Sagittal / Coronal

TABLEAU 2.1 – Tableau de l'ensemble des données expérimentales

2.2.2.4 Plan expérimental

Pour cette expérimentation, les séquences utilisées étaient celles utilisées en radiothérapie pour les traitements par stéréotaxie cérébrale et les traitements ORL, à l'exception de la bande passante, où 3 valeurs ont été évaluées, respectivement 122, 244 et 488 Hz/px.

L'expérimentation portant sur le fantôme sphérique a été réalisée avec les antennes HNU, BODY et la configuration GEM RT Head (voir Tableau 2.1). La séquence utilisée était la séquence d'écho de gradient rapide 3D isotropique FSPGR pondérée en T_1 selon des paramètres d'acquisition utilisés en clinique au CHB, à savoir : FOV 25,6 cm, matrice 256x256, résolution pixel 1 mm², épaisseur de coupe de 1 mm, angle de bascule de 15°, TR = 8,6 ms, TE = 4,2 ms.

L'expérimentation portant sur le fantôme cylindrique a été réalisée avec les antennes HNU et la configuration GEM RT HNS(voir Tableau 2.1). La séquence utilisée était la séquence d'écho de spin rapide 3D CUBE pondérée en T_1 selon des paramètres d'acquisition utilisés en clinique au CHB, à savoir : FOV 35 cm, matrice 256x256, résolution pixel 1,37 mm², épaisseur de coupe de 2,5 mm, TR = 8,6 ms, TE = 4,2 ms. Pour cette expérimentation, l'antenne BODY n'a pas été utilisée pour acquérir les images de cette séquence, car elle utilise l'imagerie parallèle.

Les acquisitions et les reconstructions ont été réalisées en utilisant l'algorithme de correction 3D des distortions géométriques, fourni par le constructeur, ainsi que la correction PURE (Phased-array Uniformity Enhancement). Cette dernière consiste à effectuer une calibration pour obtenir une cartographie de la sensibilité de l'antenne de surface au préalable de l'acquisition d'images pour ensuite corriger la non-uniformité du signal. Une série d'images a été acquise sans cette correction afin d'évaluer son impact sur l'uniformité de l'image.

L'ensemble des acquisitions mentionnées ont été réalisées à deux reprises le même jour l'une à la suite de l'autre avec la même calibration. Pour chaque séquence, l'expérimentation a été réalisée dans les trois plans de coupes : axiale, sagittale et coronale comme définies sur la Figure 2.3.

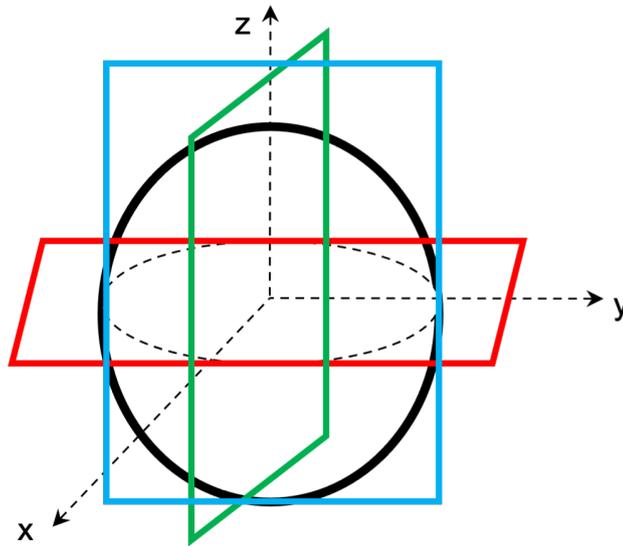


FIGURE 2.3 – Schéma des plans d'acquisitions : axial en rouge, sagittal en vert et coronal en bleu.

2.2.2.5 Paramètres de la qualité image étudiés

2.2.2.5.1 Rapport S/B

Le rapport signal sur bruit a été évalué à partir de la méthode de la double acquisition [NEMA 2001].

Les images choisies pour le calcul ont été la coupe centrale du fantôme, une coupe située à l'une des extrémités et une coupe intermédiaire (voir Figure 2.4). Une *Region d'Intérêt* (ROI) rectangulaire, couvrant au moins 75% du volume, a été définie sur chacune des coupes, et ce, pour les 2 fantômes et les différentes antennes et modalités d'acquisition (voir par exemple, Figure 2.5 a et b).

La valeur S du signal a été calculée comme la moyenne des intensités des voxels dans la ROI sur les 2 images de la double acquisition.

Le bruit σ a été déterminé à partir de l'image de la différence des deux acquisitions. Il s'agit de l'écart-type de l'intensité des voxels de l'image de différence, et ce dans la ROI

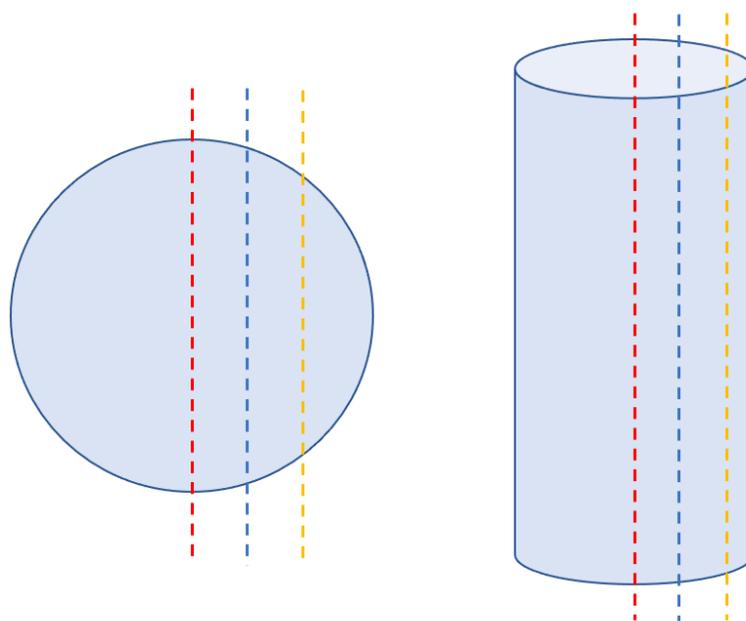


FIGURE 2.4 – Vue de profil des fantômes sphérique et cylindrique avec les positions de la coupe centrale (rouge), la coupe intermédiaire (bleue) et la coupe proche de l’extrémité (jaune).

(cf. Figure 2.5 c et d).

Enfin, le rapport S/B a été déterminé à partir de l’Equation 2.1. La valeur de $\sqrt{2}$ tient compte du calcul de la variance à partir de la différence de deux images acquises dans des conditions identiques, en considérant que le bruit est gaussien.

$$S/B = \sqrt{2} \cdot \frac{S}{\sigma} \quad (2.1)$$

2.2.2.5.2 Uniformité du signal

Comme pour le rapport S/B , l’uniformité du signal a été déterminée sur les images de la coupe centrale, de la coupe intermédiaire et de la coupe proche de l’extrémité du fantôme. Elle a été calculée à partir de l’Equation 1.4. Les intensités maximale et minimale ont été déterminées dans la ROI définie précédemment (voir Figure 2.5). Elle a également été évaluée de manière qualitative à partir de profils d’intensité tracés le long du fantôme dans les directions verticale et horizontale (voir Figure 2.6).

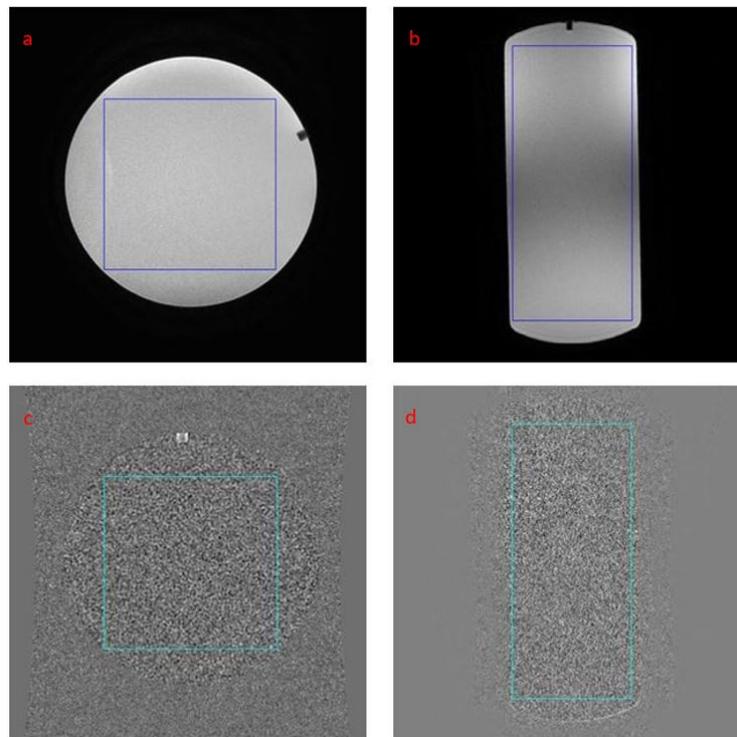


FIGURE 2.5 – a) Image du signal du fantôme sphérique avec la ROI permettant le calcul du signal. b) Image du signal du fantôme cylindrique avec la ROI permettant le calcul du signal. c) Résultat de la soustraction d'images pour le fantôme sphérique avec la ROI permettant le calcul du bruit. d) Résultat de la soustraction d'images pour le fantôme cylindrique.

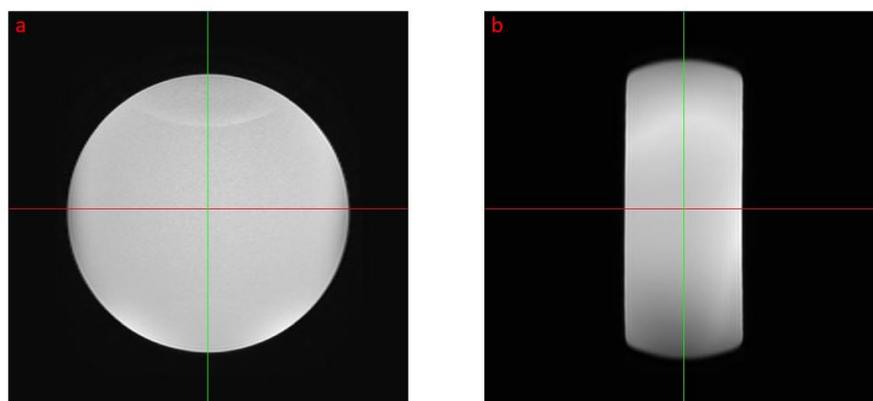


FIGURE 2.6 – Lignes de profils d'intensité verticales et horizontales. a) Sur le fantôme sphérique. b) Sur le fantôme cylindrique.

	<i>AXIAL</i>			<i>SAGITTAL</i>			<i>CORONAL</i>		
	HNU	GEM RT Head	BODY	HNU	GEM RT Head	BODY	HNU	GEM RT Head	BODY
122 Hz/px	131,5	101,3 (1,3)	21,9 (6,0)	89,8	61 (1,4)	16,9 (5,3)	153,7	102,6 (1,5)	27,1 (5,7)
244 Hz/px	76,6	60,8 (1,3)	12,8 (6,0)	52,3	37,2 (1,4)	9,9 (5,3)	90,2	64,7 (1,4)	15,5 (5,8)
488 Hz/px	51,7	40,9 (1,3)	8,7 (5,9)	35,1	25,5 (1,4)	6,8 (5,3)	58,8	45 (1,3)	10,4 (5,7)

TABLEAU 2.2 – Valeurs du rapport S/B pour la coupe centrale axiale, sagittale et coronale de la séquence 3D FSPGR du fantôme sphérique avec les différentes antennes pour 3 bandes passantes. Entre parenthèses, rapport entre le rapport S/B de l’antenne HNU et les autres antennes.

2.2.2.5.3 Logiciel d’évaluation de la qualité image

Pour cette partie sur la caractérisation des antennes, nous avons implémenté la méthode d’évaluation des paramètres de qualité image à l’aide du logiciel MATLAB R2019. Un programme spécifique a été développé pour chaque fantôme. Ce programme consiste à d’abord sélectionner la coupe d’intérêt, centrale, intermédiaire ou proche de l’extrémité. Par la suite une ROI de taille et de position définies est placée automatiquement sur chaque coupe sélectionnée (Figure 2.5). Pour finir, le rapport S/B et l’uniformité ont été calculés dans cette ROI comme décrits dans les parties 2.2.2.5.1 et 2.2.2.5.2

2.2.3 Résultats

2.2.3.1 Rapport S/B

2.2.3.1.1 Séquence 3D FSPGR

Dans le Tableau 2.2 sont présentés les résultats du rapport S/B pour les acquisitions réalisées sur le fantôme sphérique pour la séquence 3D FSPGR avec les différentes antennes et bandes passantes. Le rapport S/B le plus élevé est toujours obtenu avec l’antenne HNU, quelle que soit la bande passante. Pour l’ensemble des plans d’acquisitions, il diminue d’un facteur de 1,3 à 1,5 avec la configuration d’antennes GEM RT Head et d’un facteur de 5,2 à 6 avec l’antenne BODY (cf. Tableau 2.2). De plus, pour chaque plan d’acquisition et antenne étudiés, le rapport S/B diminue lorsque la bande passante augmente dans approximativement les mêmes proportions pour les 3 antennes.

Le rapport S/B obtenu pour cette séquence a également été évalué pour des coupes intermédiaires et à l’extrémité du fantôme, les résultats sont présentés en Annexe dans le paragraphe A.1.1.1

	<i>AXIAL</i>		<i>SAGITTAL</i>		<i>CORONAL</i>	
	HNU	GEM RT HNS	HNU	GEM RT HNS	HNU	GEM RT HNS
122 Hz/px	398,4	106,1 (3,7)	309,9	258,4 (1,2)	553,8	230,2 (2,4)
244 Hz/px	458,3	305,2 (1,5)	409,4	702,2 (0,58)	703,9	423,6 (1,7)
488 Hz/px	409,8	278,5 (1,5)	390,7	615,6 (0,63)	509,7	424,2 (1,2)

TABLEAU 2.3 – Valeurs du rapport S/B pour la coupe centrale axiale, sagittale et coronale de la séquence 3D CUBE du fantôme cylindrique pour les différentes antennes pour 3 bandes passantes. Entre parenthèses, rapport entre le rapport S/B de l’antenne HNU et l’antenne GEM RT HNS.

2.2.3.1.2 Séquence 3D CUBE

Le Tableau 2.3 montre les résultats du rapports S/B pour les acquisitions réalisées avec le fantôme cylindrique pour la séquence 3D CUBE et les différentes antennes et bandes passantes. De même que pour la séquence 3D FSPGR, le rapport S/B le plus élevé est toujours obtenu avec l’antenne HNU, à l’exception du plan sagittal pour les bandes passantes de 244 et 488 Hz/px. Avec la configuration d’antennes GEM RT HNS, il diminue d’un facteur de l’ordre de 1,5 à 3,7 dans le plan axial et de 1,2 à 2,4 dans le plan coronal. Le rapport S/B le plus élevé est toujours obtenu pour une bande passante de 244 Hz/px et le plus faible avec une bande passante de 122 Hz/px.

Le rapport S/B obtenu pour cette séquence a également été évalué pour des coupes intermédiaires et à l’extrémité du fantôme, les résultats sont présentés en Annexe dans le paragraphe A.1.1.2

2.2.3.2 Uniformité du signal

2.2.3.2.1 Séquence 3D FSPGR

La Figure 2.7 correspond aux cartographies du signal pour les acquisitions axiales, sagittales et coronales des 3 antennes utilisées et la bande passante de 244 Hz/px. Ces cartographies sont celles de la coupe centrale du fantôme sphérique. Les résultats sont consignés dans le Tableau 2.4 pour les 3 bandes passantes. La meilleure uniformité est toujours obtenue avec l’antenne HNU, quel que soit le plan d’acquisition ou la bande passante. Elle est supérieure à 83 %. Par contre, elle est de nettement moins bonne qualité pour les antennes GEM RT Head et BODY, avec des valeurs inférieures à 73,1 % pour l’antenne proposée pour la radiothérapie, pouvant s’effondrer à 19,4 % pour l’antenne

BODY à 488 Hz/px.

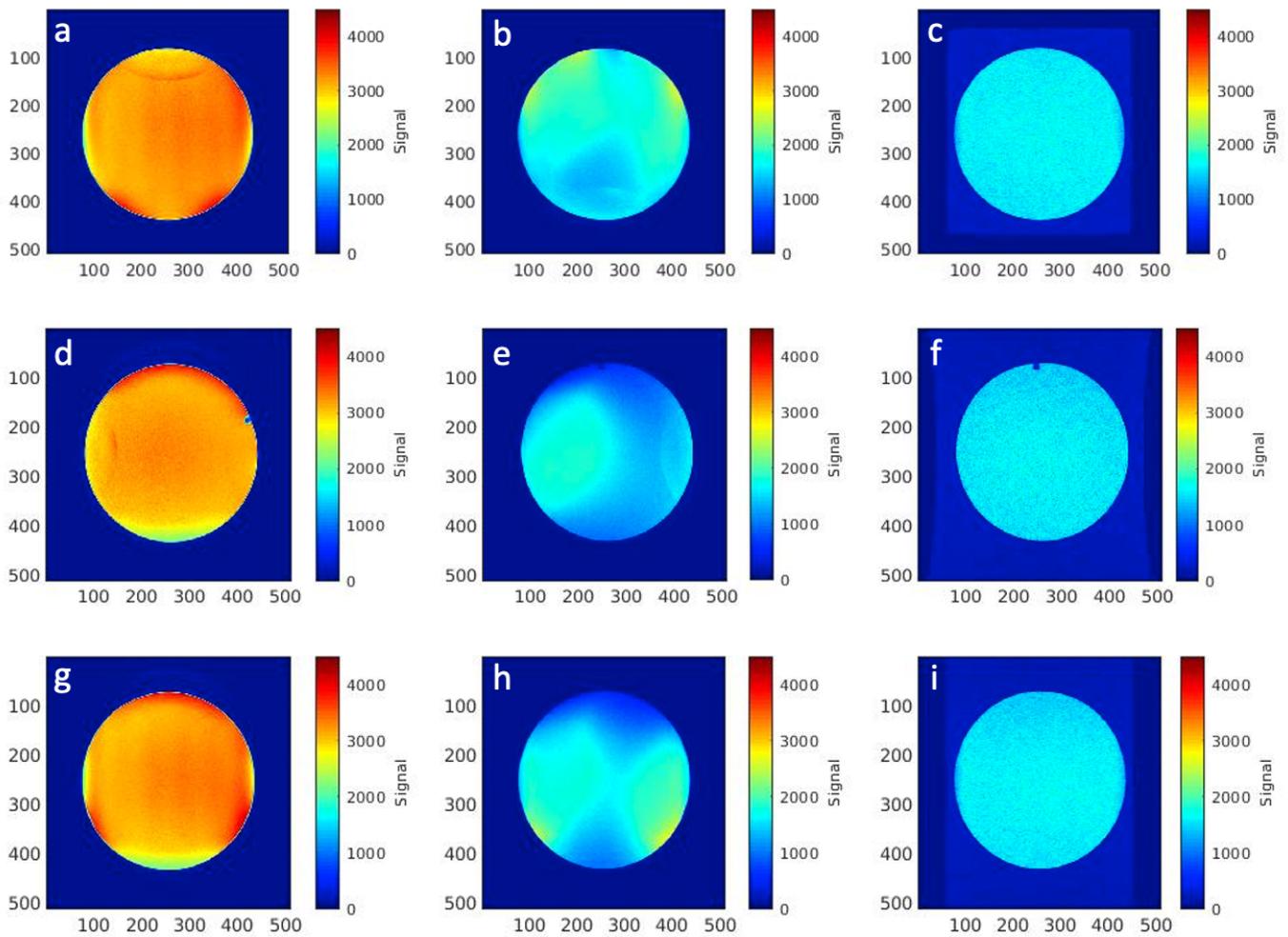


FIGURE 2.7 – Cartographie du signal obtenu avec la séquence 3D FSPGR pour la coupe centrale axiale (a, b, c), sagittale (d, e, f) et coronale (g, h, i) du fantôme sphérique avec la bande passante de 244 Hz/px pour de gauche à droite les antennes HNU, GEM RT Head et BODY

La Figure 2.8 correspond aux profils d'intensité du signal, en horizontal et vertical, du fantôme sphérique, pour les acquisitions axiales (cf. Figure 2.8.a), sagittales (cf. Figure 2.8.b) et coronales (cf. Figure 2.8.c) avec les trois types d'antennes et la bande passante de 244 Hz/px. Le quadrillage horizontal en gris (qui représente les graduations) permet de se référer au profil théorique d'une uniformité parfaite du signal. En axial (cf. Figure 2.8.a), on constate que le signal de l'antenne BODY est relativement constant sur tout le tracé, mais avec des variations importantes localement correspondant à un bruit élevé dans l'image. Pour l'antenne HNU, le signal a tendance à augmenter de gauche à droite sur le profil horizontal, alors qu'il est en forme de dôme sur le profil vertical. Ces phénomènes peuvent s'expliquer par la position du fantôme dans l'antenne, il est possible

2.2. CARACTÉRISATION DES ANTENNES DÉDIÉES RADIOTHÉRAPIE

	<i>AXIAL</i>			<i>SAGITTAL</i>			<i>CORONAL</i>		
	HNU	GEM RT Head	BODY	HNU	GEM RT Head	BODY	HNU	GEM RT Head	BODY
122 Hz/px	89%	73,1 %	77,4 %	88,2 %	62 %	68,3 %	89,6 %	45,5 %	80,4 %
244 Hz/px	88,2 %	71,1 %	68,9 %	85,4 %	58,7 %	45,4 %	89,7 %	46,1 %	63,2 %
488 Hz/px	87,6 %	67,8 %	50,3 %	83,4 %	55,3 %	19,4 %	86,7 %	46 %	53,2 %

TABLEAU 2.4 – Valeurs d’uniformité pour la coupe centrale du fantôme sphérique dans chaque plan d’acquisition de la séquence 3D FSPGR, pour les 3 antennes et les 3 bandes passantes.

qu’il ait été positionné légèrement plus à gauche dans l’antenne. Pour ce qui est du profil vertical, c’est la forme de la sphère qu’on retrouve, son volume n’occupe pas l’antenne de manière homogène. Pour la configuration GEM RT Head, le signal a également tendance à augmenter légèrement de gauche à droite sur le profil horizontal, alors que le profil vertical montre une augmentation, puis une diminution nette du signal lorsque l’on passe de l’antérieur au postérieur.

En sagittal (cf. Figure 2.8.b) et coronal (cf. Figure 2.8.c), on constate également que le signal de l’antenne BODY est très bruité. Pour l’antenne HNU, on constate sur le profil vertical, un pic de signal sur le bord supérieur de l’antenne, aussi bien en sagittal, qu’en coronal. Pour la configuration GEM RT Head, on constate sur le profil vertical la présence d’un dôme très prononcé, avec un signal très faible sur le bord supérieur de l’antenne, aussi bien en sagittal, qu’en coronal.

Dans le Tableau 2.5 sont présentés les résultats des pourcentages d’uniformité avec et sans la correction d’uniformité, PURE, pour les antennes HNU et GEM RT Head dans les plans axial, sagittal et coronal (bande passante de 244 Hz/px). Les profils d’uniformité correspondant sont présentés sur les Figures 2.9 et 2.10. Concernant l’antenne HNU, on remarque qu’il n’y a quasiment pas d’écart entre les profils bleus (avec PURE) et les profils rouges (sans PURE). La seule différence notable est dans la direction antéro-postérieure où la correction PURE permet d’atténuer un pic de signal en postérieure. Pour ce qui est de la configuration d’antennes GEM RT Head, on note que la correction d’uniformité PURE est efficace dans les directions droites gauche et antéro-postérieure. En effet dans ces deux cas on peut voir que la courbe bleue (avec PURE) à une forme proche de celle d’un profil d’uniformité idéal (forme de créneau). Au contraire pour les courbes rouges (sans PURE), dans ces deux directions, on note d’importants pics de signal. Ces résultats montrent donc que la correction d’uniformité PURE est surtout utile pour la configura-

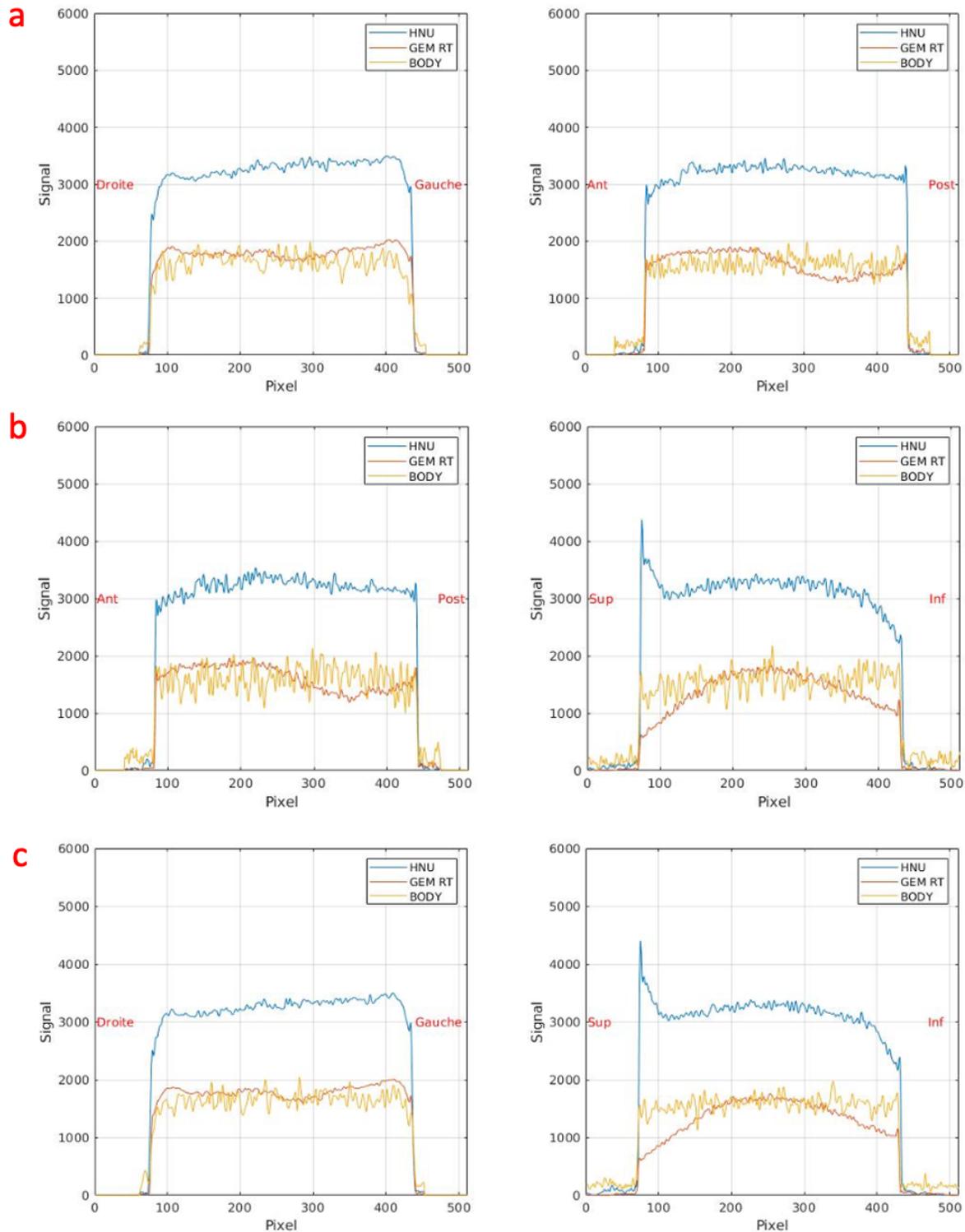


FIGURE 2.8 – Profils, horizontaux (gauche) et verticaux (droite), du signal de la coupe centrale du fantôme sphérique avec la séquence 3D FSPGR et les différentes antennes pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Axial. b) Sagittal. c) Coronal

2.2. CARACTÉRISATION DES ANTENNES DÉDIÉES RADIOTHÉRAPIE

	<i>AXIAL</i>		<i>SAGITTAL</i>		<i>CORONAL</i>	
	HNU	GEM RT Head	HNU	GEM RT Head	HNU	GEM RT Head
Avec PURE	72,4 %	76,8 %	76,9 %	76,6 %	71,4 %	76,9 %
Sans PURE	63,2 %	26,6 %	69,2 %	61,2 %	69 %	42,2 %

TABLEAU 2.5 – Valeurs d’uniformité pour la coupe centrale avec et sans la correction PURE du fantôme sphérique dans chaque plan d’acquisition, pour les antennes HNU et GEM RT Head et la bande passante de 244 Hz/px.

	<i>AXIAL</i>		<i>SAGITTAL</i>		<i>CORONAL</i>	
	HNU	GEM RT HNS	HNU	GEM RT HNS	HNU	GEM RT HNS
122 Hz/px	86,9 %	88,7 %	62,4 %	80,4 %	61,4 %	81 %
244 Hz/px	87,4 %	86,8 %	59,2 %	68,4 %	60,5 %	71,7 %
488 Hz/px	86,9 %	86,9 %	58,3 %	69,1 %	57,2 %	68,7 %

TABLEAU 2.6 – Valeurs d’uniformité pour la coupe centrale du fantôme cylindrique dans chaque plan d’acquisition de la séquence 3D CUBE, pour les 2 antennes et les 3 bandes passantes.

tion d’antennes GEM RT Head, mais a assez peu d’impact sur l’antenne HNU. Malgré cela, l’uniformité obtenue avec la configuration GEM RT Head reste limitée avec des valeurs inférieures à 77 % pour la séquence et les coupes étudiées.

L’uniformité du signal, pour cette séquence, a également été déterminé pour des coupes intermédiaires et à l’extrémité du fantôme, les résultats obtenus sont présentés en Annexe dans le paragraphe [A.1.2.1](#)

2.2.3.2.2 Séquence 3D CUBE

La Figure [2.11](#) correspond aux cartographies du signal pour les acquisitions axiales, sagittales et coronales des 2 antennes utilisées et la bande passante de 244 Hz/px. Ces cartographies sont celles de la coupe centrale du fantôme cylindrique. Les résultats de l’uniformité sont consignés dans le Tableau [2.6](#) pour les 3 bandes passantes.

La Figure [2.12](#) correspond aux profils d’intensité du signal, en horizontal et vertical, du fantôme cylindrique, pour les acquisitions axiales (cf. Figure [2.12.a](#)), sagittales (cf. Figure [2.12.b](#)) et coronales (cf. Figure [2.12.c](#)) avec les deux types d’antennes et la bande passante de 244 Hz/px.

Comme précédemment (séquence 3D FSPGR, fantôme sphérique), on constate aussi ici (séquence 3D CUBE, fantôme cylindrique) que l’intensité du signal la plus élevée est toujours obtenue avec l’antenne HNU. Par ailleurs, l’uniformité peut être largement in-

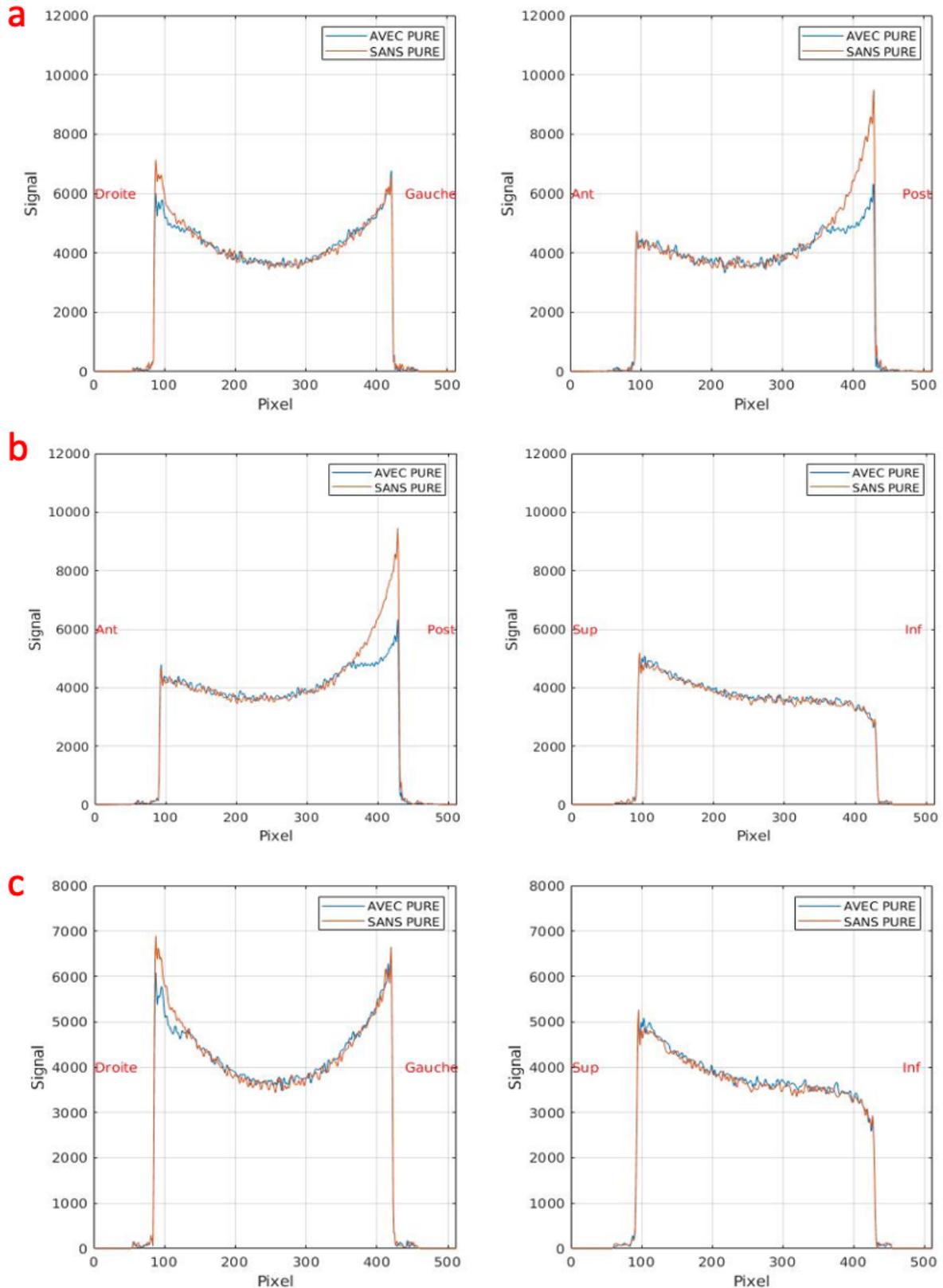


FIGURE 2.9 – Profils, horizontaux (gauche) et verticaux (droite), du signal de la coupe centrale, avec et sans la correction PURE pour la séquence 3D FSPGR, du fantôme sphérique avec l’antenne HNU pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe axiale. b) Coupe sagittale. c) Coupe coronale

2.2. CARACTÉRISATION DES ANTENNES DÉDIÉES RADIOTHÉRAPIE

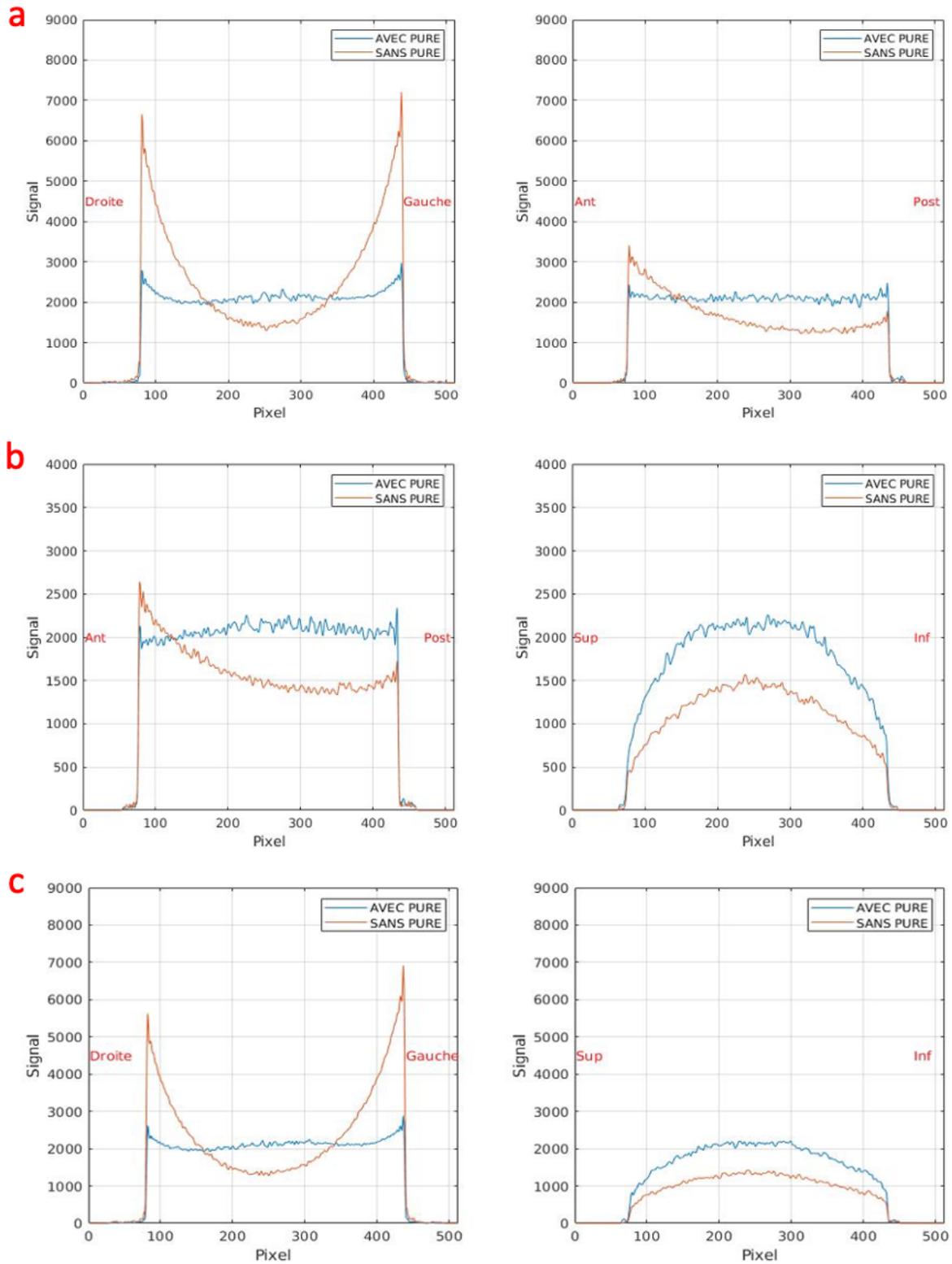


FIGURE 2.10 – Profils, horizontaux (gauche) et verticaux (droite), du signal de la coupe centrale, avec et sans la correction PURE pour la séquence 3D FSPGR, du fantôme sphérique avec la configuration GEM RT Head pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe axiale. b) Coupe sagittale. c) Coupe coronale

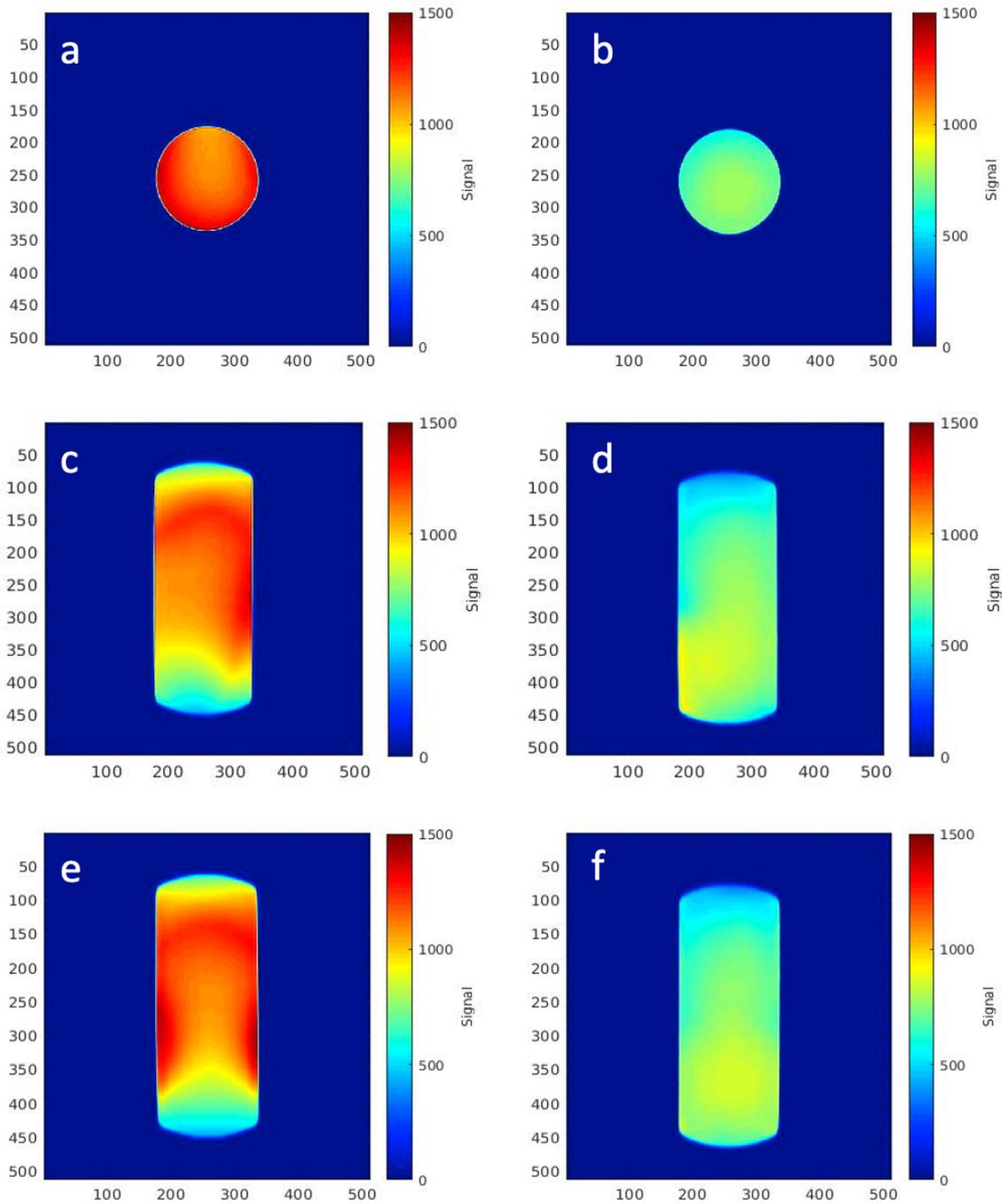


FIGURE 2.11 – Cartographie du signal obtenue avec la séquence 3D CUBE pour la coupe centrale axiale (a, b), sagittale (d, e) et coronale (g, h) du fantôme cylindrique avec la bande passante de 244 Hz/px pour les antennes HNU (gauche) et GEM RT HNS (droite)

2.2. CARACTÉRISATION DES ANTENNES DÉDIÉES RADIOTHÉRAPIE

	<i>AXIAL</i>		<i>SAGITTAL</i>		<i>CORONAL</i>	
	HNU	GEM RT HNS	HNU	GEM RT HNS	HNU	GEM RT HNS
Avec PURE	87,4 %	86,8 %	59,2 %	68,4 %	60,5 %	71,7 %
Sans PURE	87,8 %	88,4 %	41,9 %	37,2 %	61,4 %	62,8 %

TABLEAU 2.7 – Valeurs d’uniformité pour la coupe centrale avec et sans la correction PURE du fantôme cylindrique pour la séquence 3D CUBE dans chaque plan d’acquisition, pour les antennes HNU et GEM RT HNS et une bande passante de 244 Hz/px.

férieure à 80 %. L’antenne GEM RT HNS donne de bons résultats d’uniformité en axial, principalement sur la coupe centrale (valeur supérieure à 87 %). Elle est intermédiaire en sagittal et en coronal avec des valeurs autour de 68 et 81%. Pour ces deux plans d’acquisitions, l’antenne GEM RT HNS fournit une meilleure uniformité.

Dans le Tableau 2.7 sont présentés les résultats des pourcentages d’uniformité avec et sans la correction d’uniformité, PURE, pour les antennes HNU et GEM RT HNS dans les plans axial, sagittal et coronal (bande passante de 244 Hz/px). Les profils d’uniformité correspondant sont présentés sur les Figures 2.13 et 2.14. Pour l’antenne HNU, les profils horizontaux comme verticaux sont quasiment identiques que la correction PURE soit utilisée ou non. Pour la configuration GEM RT HNS (Figure 2.14), on constate que la correction d’uniformité ne permet pas une réelle correction. On note tout de même sur les profils verticaux en sagittal et en coronal que la correction PURE évite un effondrement du signal au milieu du fantôme. Sur l’ensemble des profils, on note un réhaussement du signal mais il existe toujours d’importantes variations de ce dernier.

L’uniformité du signal, pour cette séquence, a également été déterminée pour des coupes intermédiaires et à l’extrémité du fantôme, les résultats obtenus sont présentés en Annexe dans le paragraphe A.1.2.2

2.2.4 Discussion

Dans cette partie, nous avons évalué les performances, en termes de rapport S/B et d’uniformité du signal, de 2 configurations d’antennes dédiées radiothérapie par rapport à l’antenne HNU utilisée en diagnostique et l’antenne BODY, mais également l’influence de la bande passante et de la correction d’uniformité.

La 1ère expérimentation a été réalisée avec un fantôme sphérique simulant la tête

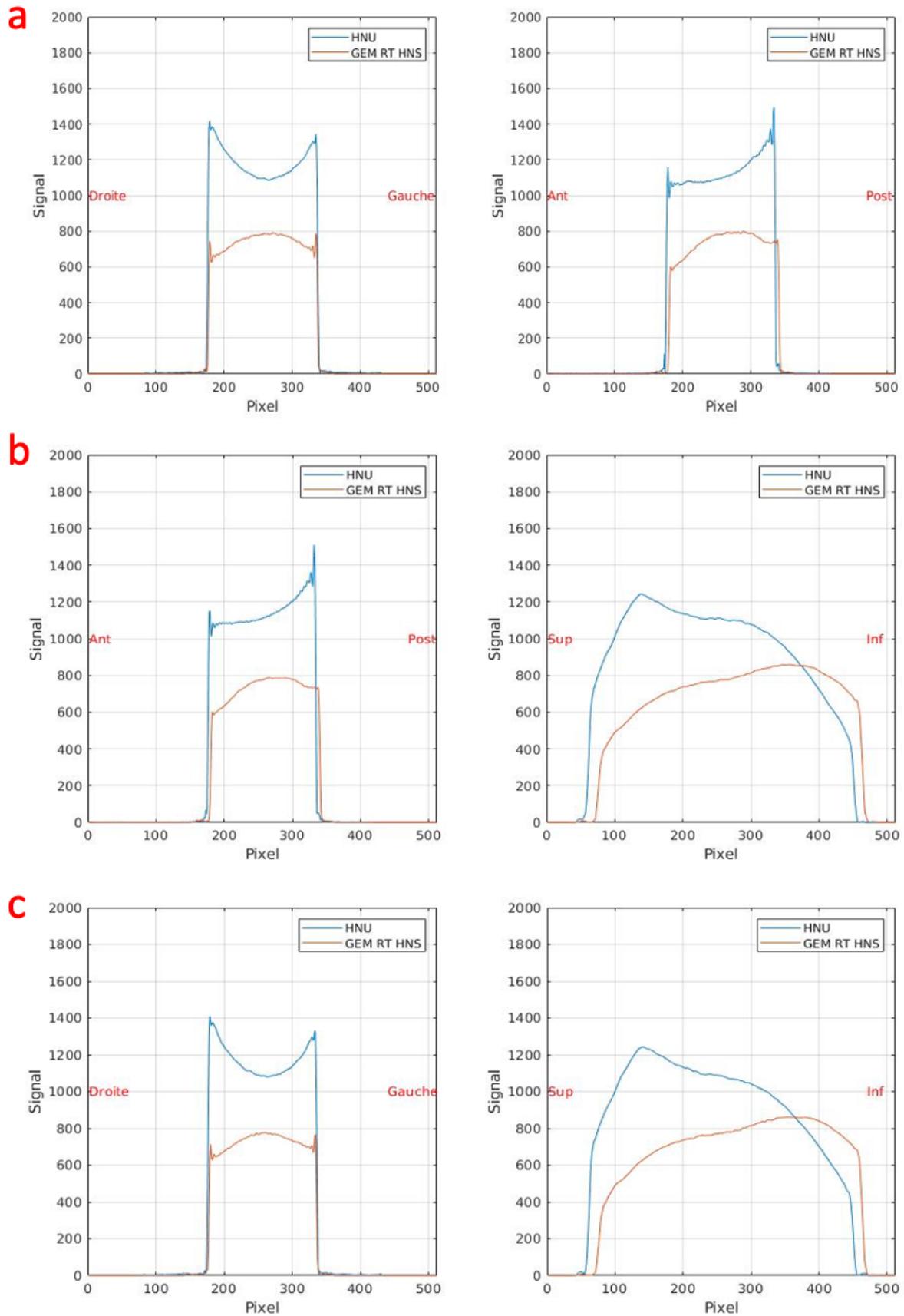


FIGURE 2.12 – Profils horizontaux (gauche) et verticaux (droite), du signal de la coupe centrale du fantôme cylindrique avec la séquence 3D CUBE et les différentes antennes pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Axial. b) Sagittal. c) Coronal

2.2. CARACTÉRISATION DES ANTENNES DÉDIÉES RADIOTHÉRAPIE

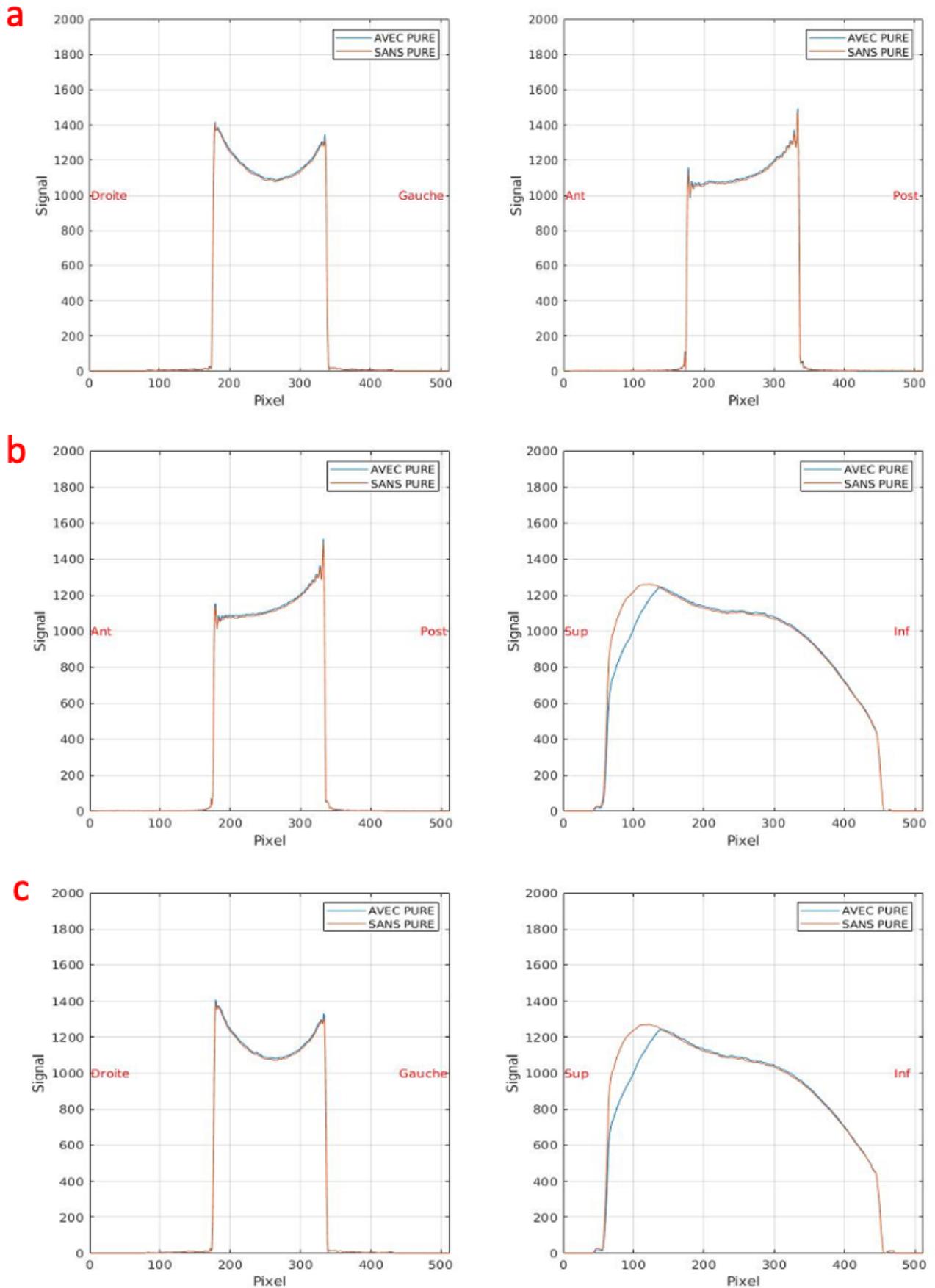


FIGURE 2.13 – Profils horizontaux (gauche) et verticaux (droite) du signal de la coupe centrale, avec et sans la correction PURE, du fantôme cylindrique avec la séquence 3D CUBE et l’antenne HNU pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe axiale. b) Coupe sagittale. c) Coupe coronale

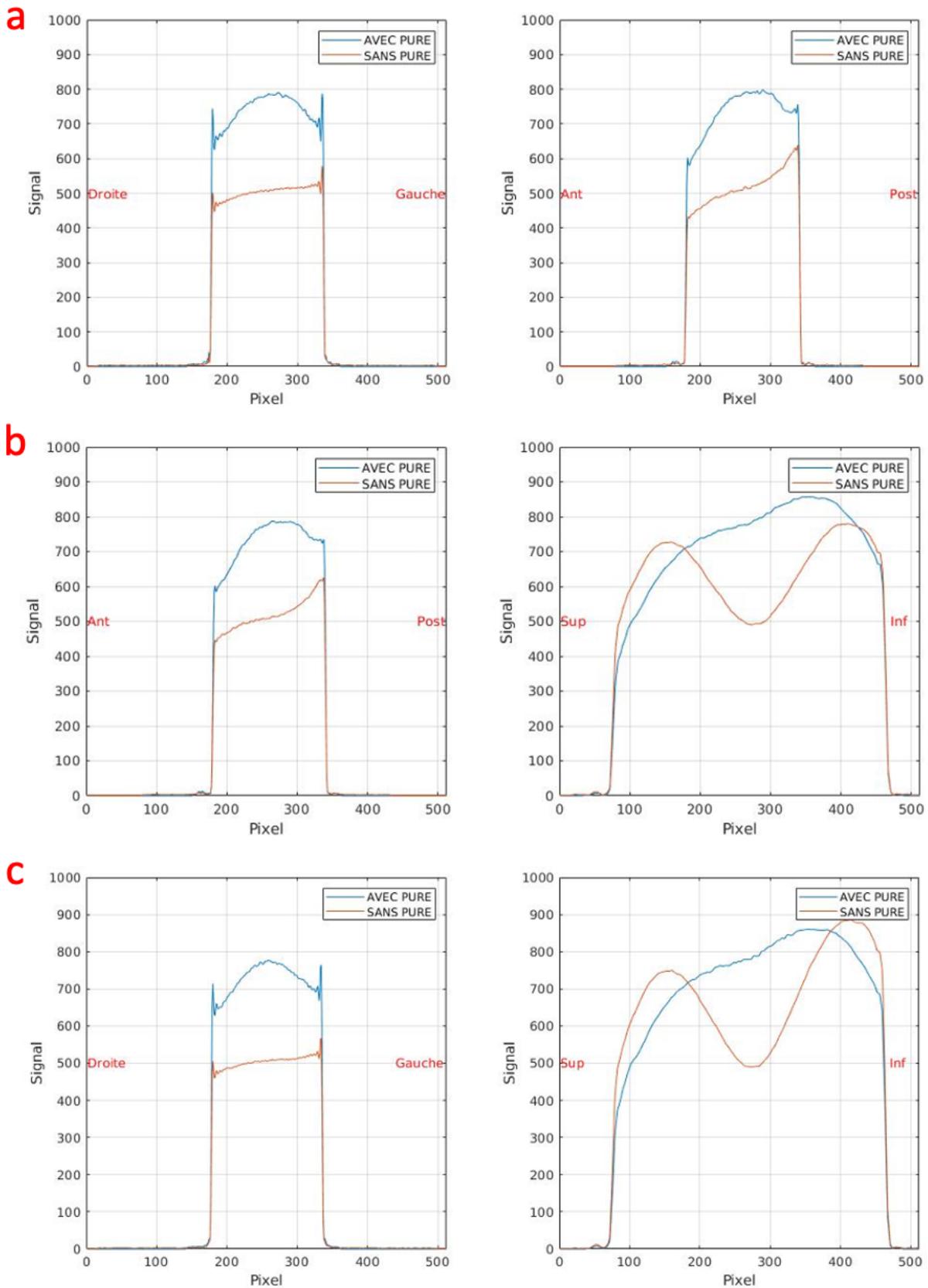


FIGURE 2.14 – Profils horizontaux (gauche) et verticaux (droite) du signal de la coupe centrale, avec et sans la correction PURE, du fantôme cylindrique pour la séquence 3D CUBE avec l’antenne GEM RT HNS pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe axiale. b) Coupe sagittale. c) Coupe coronale

avec une séquence FSPGR d'écho de gradient 3D isotropique pondérée en T_1 utilisée en imagerie cérébrale notamment pour sa capacité à limiter les artéfacts et à réhausser le contraste [Ellingson et al. 2015].

La 2ème expérimentation a porté sur un fantôme cylindrique simulant la sphère ORL. La séquence utilisée était une séquence CUBE d'écho de spin rapide 3D également pondérée en T_1 , fournissant une très bonne résolution spatiale et peu sensible aux artéfacts de susceptibilité magnétique [Touska and Connor 2019]. Pour cette expérimentation, l'antenne BODY n'a pas été utilisée pour acquérir les images de cette séquence, car elle utilise l'imagerie parallèle. Il est à noter que, du fait de son petit volume, le fantôme cylindrique n'est pas le plus adapté à l'étude d'une telle zone. En effet, les antennes sont éloignées du fantôme par rapport à la distance réelle qu'il pourrait y avoir avec un patient.

Globalement, nos résultats montrent que le rapport S/B le plus élevé est presque toujours obtenu avec l'antenne HNU. Cela se vérifie pour les deux séquences étudiées, dans les plans axial et coronal, quelle que soit la bande passante choisie. Le rapport S/B diminue d'un facteur de 1,3 à 1,5 pour la configuration de radiothérapie GEM RT Head. Ces résultats sont en accord avec ceux obtenus par [Liney et al. 2013] pour la même configuration d'antennes, mais dans le cas d'imagerie IRM 2D. Dans le cas de la configuration GEM RT HNS, le rapport S/B diminue d'un facteur de 1,2 à 3,7. Le rapport S/B obtenu avec les configurations d'antennes dédiées radiothérapie reste bien meilleur que celui obtenu avec l'antenne BODY.

L'antenne diagnostique HNU permet d'obtenir une bonne uniformité. Malheureusement, ce type d'antenne volumique n'est pas adaptée à l'acquisition d'images en position de traitement par radiothérapie. Elle n'est pas compatible avec les contentions utilisées pour positionner le patient. Dans ces conditions, une alternative peut être d'acquérir les images avec l'antenne BODY, mais ses performances sont trop faibles en termes de rapport S/B, comme cela a été montré pour la séquence 3D FSPGR. De plus, suivant le type de séquence, comme la 3D CUBE utilisant l'imagerie parallèle, l'antenne HNU ne peut pas être utilisée.

Les configurations d'antennes pour la radiothérapie permettent de couvrir une zone adéquate par rapport à la pathologie concernée et la nature du traitement. Elles sont

compatibles avec l'installation de systèmes de contention. Elles cherchent à privilégier le rapport S/B par le regroupement de plusieurs antennes de surface, mais cela se fait au détriment de l'uniformité. Pour la configuration GEM RT Head, l'uniformité est dégradée dans le plan sagittal et le plan coronal. Pour cette configuration, la correction PURE permet d'améliorer la qualité de l'uniformité du signal à l'exemple de l'augmentation de 50 % obtenu dans le plan axial. Pour la seconde configuration, GEM RT HNS, l'uniformité se dégrade légèrement dans les plans sagittal et coronal. Pour cette configuration, la correction PURE joue un rôle important notamment dans les plans sagittal et coronal. Sans cette correction, on observe un effondrement du signal, de 55 à 63 %, à l'interface des antennes 6 channel Flex et GEM Flex Large. Pour ces deux plans d'acquisition la correction PURE permet d'augmenter l'uniformité de 10 à 30 %. Cependant, l'uniformité n'est pas totalement corrigée, il existe toujours des variations importantes de signal. Avec des antennes de surfaces, ce type de correction a surtout tendance à réhausser le signal. C'est également ce qui a été montré par [Mcjury et al. 2011] pour cette même correction dans le cas d'une antenne surfacique de la région abdomino-pelvienne. D'une manière générale, les antennes de surface entraînent une variation d'uniformité suivant le plan de coupe et la position de cette dernière. Leur positionnement précis avant l'acquisition des images est donc une étape essentielle. La correction PURE constitue une première possibilité pour améliorer l'uniformité même si la correction n'est pas parfaite. D'autres corrections sont possibles comme l'algorithme N4 qui est une méthode de correction de la non-uniformité de l'intensité présente dans les images IRM [Tustison et al. 2010]. Cette algorithme consiste à effectuer une correction à partir de la détermination d'un champ de biais et la distribution des véritables intensités tissulaires. Cette est performante, néanmoins, elle n'est pas compatible avec la routine clinique. La problématique liée à la baisse du rapport S/B par rapport à l'antenne HNU et la diminution parfois importante de l'uniformité ne semble pas être un frein pour une application en radiothérapie de segmentation des volumes. Il aurait été intéressant d'évaluer également le contraste, particulièrement important pour ce type d'application. Cependant, cette caractéristique est très compliquée à évaluer en IRM, car le signal et le contraste dépendent fortement de la séquence utilisée et ce paramètre varie fortement localement en raison de l'absence d'une uniformité du signal dans

l'image.

2.3 Optimisation des acquisitions

2.3.1 Objectif

L'objectif de cette expérimentation a été d'évaluer 4 paramètres caractérisant la qualité de l'image (le rapport S/B, l'uniformité, la distorsion géométrique et la résolution spatiale) dans le but d'optimiser les 2 séquences proposées précédemment, à savoir la séquence 3D FSPGR avec la configuration d'antennes GEM RT Head à visée de radiothérapie cérébrale, et la séquence 3D CUBE avec la configuration d'antennes GEM RT HNS à visée de radiothérapie des cancers ORL. Pour chacune de 2 séquences, 8 conditions expérimentales différentes ont été testées.

2.3.2 Matériel et méthodes

2.3.2.1 Objet test

Pour l'objet test, il s'agit du module Magphan SMR 170 (The Phantom Laboratory) correspondant à un cylindre (voir Figure 2.15) rempli d'eau de 21,5 cm de longueur et 20 cm de diamètre. Il se compose d'un cube de test de 10 cm en polycarbonate. Ce cube contient plusieurs sections permettant d'évaluer différents paramètres de qualité. L'une d'elle est constituée de 11 mires de différentes tailles pour évaluer la résolution spatiale de l'imageur. Les parties homogènes du fantôme hors du cube nous ont permis d'évaluer le rapport S/B , l'uniformité du signal et les distorsions géométriques.

2.3.2.2 Plan expérimental

Les images ont été acquises à partir des deux séquences mentionnées dans la partie précédente (cf § 2.1 et 2.2.2.4), à savoir FSPGR et CUBE.

Les acquisitions ont été réalisées avec la configuration d'antennes GEM RT Head (cf § 2.2.2.2) pour la séquence 3D FSPGR et GEM RT HNS (Figure 2.2.d) pour la séquence 3D CUBE. L'ensemble des images ont été acquises dans le plan axial en utilisant l'algorithme



FIGURE 2.15 – Fantôme Magphan SMR 170 (The Phantom Laboratory)

Séquence 3D FSPGR	Opt 1	Opt 2	Opt 3	Opt 4	Opt 5	Opt 6	Opt 7	Opt 8
FOV (cm)	25,6	25,6	25,6	25,6	25,6	25,6	25,6	25,6
Matrice	256x256							
Épaisseur de coupe (mm)	1	1	1	1	1	1	1	1
TR (ms)	8,7	8,5	10,4	7,7	8,5	8,5	8,5	7,7
TE (ms)	4,2	4,2	4,2	4,2	4,2	4,2	4,2	4,2
Bande passante (Hz/px)	217	244,1	122,1	488,3	244,1	244,1	244,1	488,3
Angle de bascule (°)	15	15	15	15	15	10	10	15
Facteur d'accélération	1,5	1,5	1,5	1,5	2	1,5	2	2
Nombre de coupe	210	210	210	210	210	210	210	210
Temps d'acquisition (min)	04 :13	04 :05	05 :01	03 :44	03 :04	04 :06	03 :04	02 :48

TABLEAU 2.8 – Tableau des paramètres d'acquisition de la séquence 3D FSPGR et des 8 possibilités d'optimisation. En vert, paramètres qui n'ont pas été modifiés sur aucune des optimisations

de correction 3D des distorsions géométriques fourni par le constructeur et l'algorithme de correction de l'uniformité du signal, PURE.

Pour chacune des 2 séquences, 8 conditions expérimentales ont été étudiées. Les détails des 2 séquences et de l'ensemble des acquisitions sont présentées dans les Tableaux 2.8 pour la séquence FSPGR et 2.9 pour la séquence CUBE. Les paramètres des séquences qui n'ont pas été modifiées sont en vert dans les tableaux. En particulier, il s'agit de l'épaisseur de coupe pour les 2 séquences, correspondant à une demande médicale. Les pixels étaient carrés avec un côté de 1 mm. Par ailleurs, nous avons fixé comme condition d'avoir des séquences relativement courtes.

Pour la séquence 3D FSPGR, les optimisations 2, 3 et 4 correspondent exactement aux acquisitions réalisées dans la partie traitant de la caractérisation de l'antenne GEM RT Head avec les 3 bandes passantes (2.2.2.4). Concernant la séquence 3D CUBE, pour des

2.3. OPTIMISATION DES ACQUISITIONS

Séquence 3D CUBE	Opt 1	Opt 2	Opt 3	Opt 4	Opt 5	Opt 6	Opt 7	Opt 8
<i>FOV (cm)</i>	44,8	44,8	44,8	44,8	44,8	44,8	44,8	50
<i>Matrice</i>	448x448	512x512						
<i>Épaisseur de coupe (mm)</i>	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5
<i>TR (ms)</i>	352	352	352	352	352	352	352	352
<i>TE (ms)</i>	13,7	13,7	13,7	13,7	19,1	27	27	18
<i>Bande passante (Hz/px)</i>	372	372	223,2	372	223,2	139,5	139,5	244,1
<i>Nombre d'excitations</i>	2	1	2	2	2	2	2	2
<i>Nombre de coupes</i>	156	156	156	136	136	156	136	156
<i>Temps d'acquisition (min)</i>	04 :10	02 :07	04 :10	03 :41	03 :41	04 :10	03 :41	04 :27

TABLEAU 2.9 – Tableau des paramètres d'acquisition de la séquence 3D CUBE et des 8 possibilités d'optimisation. En vert, paramètres qui n'ont pas été modifiés sur aucune des optimisations

raisons de temps d'acquisitions et de taille du fantôme différent par rapport à l'expérimentation précédente, le FOV et la taille de la matrice ont été modifiées par rapport aux acquisitions réalisées dans la partie (2.2.2.4). De ce fait, les bandes passantes utilisées sont également différentes. Dans ces conditions, les optimisations 1, 3 et 6 sont celles qui se rapprochent le plus des acquisitions réalisées précédemment.

Pour la séquence 3D FSPGR, le champ de vue est resté constant. De ce fait, il en a été de même pour la taille de la matrice et le nombre de coupes. La valeur du TE n'a pas été modifiée, car fixée par le constructeur. Nous avons testé un angle de bascule de 10°, plus petit que celui expérimenté précédemment de 15°. L'étude d'une valeur plus élevée de l'angle n'a pas été testée, car elle se ferait au détriment de la durée d'acquisition. Une diminution de l'angle de bascule à des valeurs inférieure à 10° n'a pas été testée, car elle correspond à de très fortes contraintes technologiques avec des incertitudes sur la valeur précise de l'angle de bascule. Un facteur d'accélération plus important, 2 à la place de 1,5, a également été testé. Il permet de diminuer la durée totale d'acquisition. Des facteurs plus élevés ont été testés, mais au détriment de la présence d'artefacts jugés trop importants. L'ensemble de ces conditions expérimentales a fixé les valeurs de TR et de la durée totale des acquisitions.

Pour la séquence CUBE, la valeur de TR est restée inchangée pour des raisons constructeur. Par contre, dans l'optimisation 8 nous avons augmenté le champ de vue pour regarder l'apport d'une augmentation de signal dans l'image. Cela a pour conséquence d'aug-

menter la taille de la matrice image. Le nombre d'excitations a été testé. Il influence le signal, mais il a également un impact important sur le temps d'acquisition. De ce fait, seules deux valeurs ont été testées. La valeur de TE a également été modifiée, car elle influence le contraste. TE est modifié automatiquement par le constructeur en fonction des paramètres précédents choisis.

2.3.2.3 Paramètres de la qualité image étudiés

L'évaluation des différentes séquences et paramètres des séquences a porté sur différents critères de qualité de l'image. Leur détermination a été réalisée à partir de la solution logicielle commerciale ARTiScan proposée par la Société Aquilab adaptée au fantôme Magphan SMR 170.

2.3.2.3.1 Rapport S/B

Le rapport S/B a été déterminé à partir de la méthode proposée sur ARTiScan, correspondant à une méthode voisine à la méthode de la double acquisition utilisée précédemment. Là aussi, la méthode porte sur une double acquisition. Le rapport S/B global est déterminé dans la ROI la plus grande et le rapport S/B local moyen à partir du rapport S/B de chacune des 5 ROI de diamètre inférieur (en rouge (Figure 2.16)).

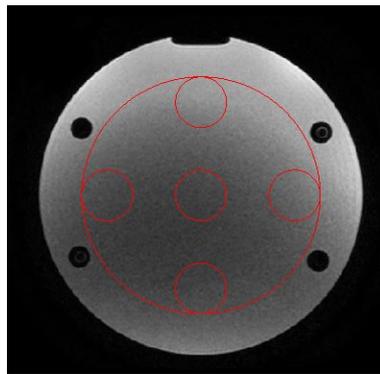


FIGURE 2.16 – ROI permettant de déterminer le rapport S/B à l'aide du logiciel ARTiScan

Dans chacune des ROI, le signal correspond à la valeur moyenne des intensités, I , de la première image. Le bruit est déterminé, à partir de l'image de la différence des deux acquisitions, par le calcul de l'écart-type, $\sigma(diff)$, dans chacune des ROI. Le rapport S/B , dans chacune d'entre elles, est finalement calculé selon l'Equation 2.2.

$$S/B = \sqrt{2} \cdot \frac{I}{\sigma(diff)} \quad (2.2)$$

Comme précédemment (Equation 2.1), la valeur de $\sqrt{2}$ tient compte du fait que le bruit est considéré comme gaussien.

2.3.2.3.2 Uniformité du signal

L'uniformité de l'image est estimée par le calcul du pourcentage d'uniformité de l'image [Goerner et al. 2013]. De même que pour le rapport S/B, elle est déterminée dans les 6 ROI de la partie homogène du fantôme (Figure 2.16). Elle se calcule, dans chaque ROI, à partir des intensités maximale et minimale. Le logiciel ARTiScan l'exprime en valeur relative suivant l'Equation 1.4. L'uniformité globale est obtenue dans la ROI la plus grande et l'uniformité locale moyenne à partir de l'uniformité de chacune des 5 ROI de diamètre inférieur.

2.3.2.3.3 Distorsion géométrique

La distorsion géométrique est déterminée à partir du tracé de 4 diamètres, exprimés en millimètres, de taille identique (voir Figure 2.17). La valeur moyenne des 4 diamètres Φ_{moy} , ainsi que les plus grand et plus petit diamètres, respectivement Φ_{max} et Φ_{min} , sont déterminés. Le paramètre qui la caractérise est le taux de distorsion géométrique *DiaDist*. Il est calculé à partir de l'Equation 2.3.

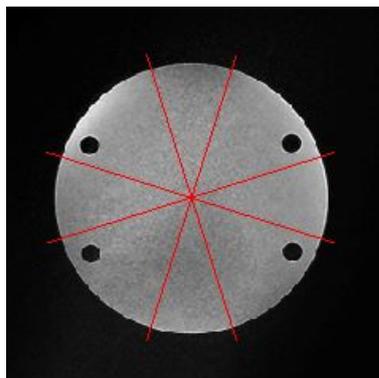


FIGURE 2.17 – Diamètres permettant de calculer le taux de distorsion géométrique, *DiaDist*, à partir du logiciel ARTiScan

$$DiaDist(\%) = 100 \cdot \frac{\Phi_{\max} - \Phi_{\min}}{\Phi_{\text{moy}}} \quad (2.3)$$

2.3.2.3.4 Résolution spatiale

La résolution spatiale est déterminée à partir des 11 mires de taille différentes connues, Figure 2.18. La valeur de la résolution spatiale est obtenue à partir de la courbe de l'écart-type du signal recueilli sur les différents motifs en fonction de leur taille réelle, exprimée en paires de lignes par cm (pl/cm). La résolution spatiale est donnée par la valeur limite à 2% de cette courbe, donnée Figure 2.19.

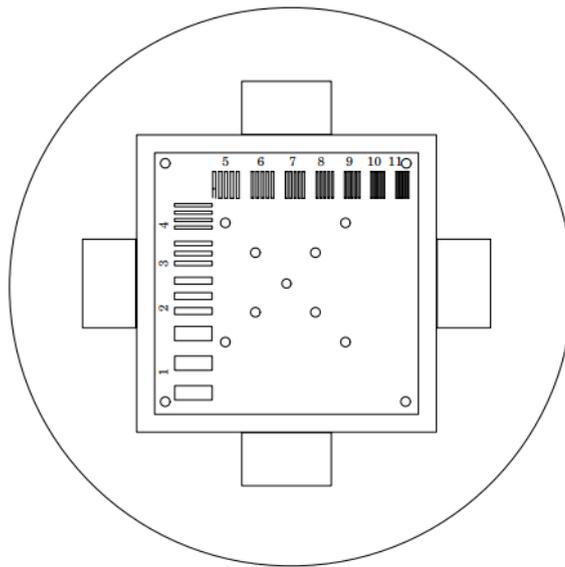


FIGURE 2.18 – Coupe du Magphan des 11 mires permettant de déterminer la résolution spatiale

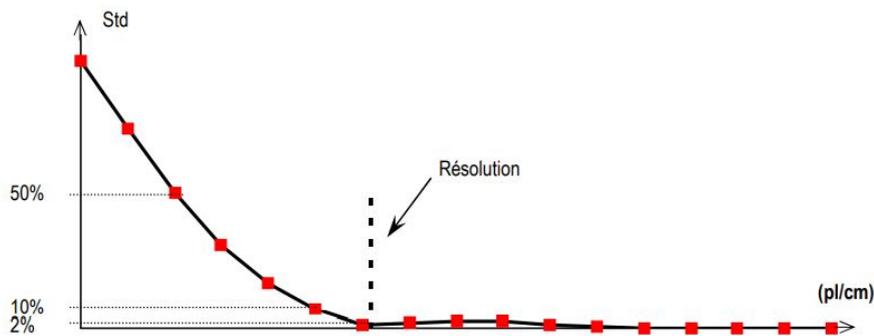


FIGURE 2.19 – Courbe donnant l'écart-type du signal en fonction de la taille réelle des motifs d'après la documentation d'ARTiScan

2.3. OPTIMISATION DES ACQUISITIONS

Séquence 3D FSPGR	Opt 1	Opt 2	Opt 3	Opt 4	Opt 5	Opt 6	Opt 7	Opt 8
<i>Rapport S/B global</i>	12,98	12,19	21,62	8,03	9,88	16,06	14,03	6,90
<i>Rapport S/B local moyen</i>	12,90	11,78	21,36	7,73	9,70	15,99	14,01	7,00
<i>Uniformité globale (%)</i>	35,77	32,16	42,77	25,75	28,44	39,40	38,60	16,72
<i>Uniformité locale moyenne (%)</i>	65,96	62,67	75,44	54,06	60,78	69,77	69,49	47,31
<i>Taux de distorsions (%)</i>	0,25	0,25	0,41	0,35	0,37	0,18	0,23	0,39
<i>Résolution spatiale (pl/cm)</i>	6,21	6,91	5,97	5,95	5,94	7,15	9,21	6,75

TABLEAU 2.10 – Résultats des paramètres de qualité de la séquence 3D FSPGR pour 8 possibilités d'optimisation. En vert, valeur du paramètre de qualité la plus favorable et en rouge la plus défavorable

2.3.3 Résultats

2.3.3.1 Séquence 3D FSPGR

Dans le Tableau 2.10 sont présentés les résultats comparant les 4 paramètres caractérisant la qualité image obtenus pour les 8 optimisations de la séquence 3D FSPGR. Pour l'ensemble des optimisations étudiées, le temps d'acquisition se situe entre 2 min 48 s et 5 min (voir Tableau 2.8).

Globalement, on constate qu'il n'y pas une optimisation qui se détache des autres et qui permet d'obtenir la meilleure valeur pour chacun des paramètres. L'optimisation 3 permet d'obtenir les meilleures valeurs du rapport S/B et de l'uniformité du signal. Cependant, on constate qu'il s'agit également de l'optimisation pour laquelle le taux de distorsions est le plus élevé.

Par ailleurs, on note des disparités très importantes des résultats entre les différentes optimisations. Quel que soit le paramètre étudié, l'écart entre la meilleure valeur et la plus mauvaise correspond à un rapport variant de 1,5 à 3,1.

2.3.3.2 Séquence 3D CUBE

Dans le Tableau 2.11 sont présentés les résultats comparant les 4 paramètres de qualité image obtenus pour les 8 optimisations de la séquence 3D CUBE. Pour l'ensemble des optimisations étudiées, le temps d'acquisition se situe entre 2 min et 4 min 30 s (voir Tableau 2.9).

Séquence 3D CUBE	Opt 1	Opt 2	Opt 3	Opt 4	Opt 5	Opt 6	Opt 7	Opt 8
<i>Rapport S/B global</i>	20,77	14,08	20,92	18,4	18,51	16,17	15,4	20,84
<i>Rapport S/B local moyen</i>	21,88	14,74	21,70	20,57	20,17	16,91	16,56	22,36
<i>Uniformité globale (%)</i>	65,42	61,7	65,12	62,96	62,79	57,69	59,26	64,1
<i>Uniformité locale moyenne (%)</i>	83,17	78,11	83,80	83,27	83,77	80,68	82,19	84,22
<i>Taux de distorsions (%)</i>	0,36	0,36	0,24	0,41	0,41	0,41	0,37	0,27
<i>Résolution spatiale (p/cm)</i>	5,98	7,51	5,97	5,99	5,76	9,92	6,27	5,96

TABLEAU 2.11 – Résultats des paramètres de qualité de la séquence 3D CUBE pour 8 possibilités d'optimisation. En vert, valeur du paramètre de qualité la plus favorable et en rouge la plus défavorable

Pour cette séquence également, aucune optimisation ne se distingue des autres en ayant la meilleure valeur pour tous les paramètres de qualité évalués. Par contre, l'écart entre les différents résultats est moins important que pour la séquence 3D FSPGR. Il varie d'un rapport allant de 1,08 à 1,7 selon le paramètre de qualité image étudié. En particulier, l'ensemble des rapports S/B et des uniformités locales moyennes sont de bonne qualité. Ce qui n'est pas le cas pour le taux de distorsions et la résolution spatiale.

2.3.4 Discussion

Dans cette partie, nous avons évalué les possibilités d'optimisation de 2 séquences dédiées à la planification du traitement par radiothérapie. La première pour une application cérébrale (FSPGR), comme mentionné précédemment (voir § 2.2.4). La seconde, dédiée à la sphère ORL (CUBE) (voir § 2.2.4).

Pour chacune des séquences, 8 optimisations ont été étudiées. La justification du choix des optimisations est explicitée dans la partie sur le plan expérimental (voir §2.3.2.2).

Globalement, quelle que soit la séquence étudiée, il n'y a pas une seule optimisation sur les 8 qui se détache très distinctement des autres. De ce fait, trouver la meilleure optimisation pour une séquence revient à trouver le meilleur compromis entre les différents paramètres de qualité image. Ce compromis doit être étudié à la lumière des enjeux particuliers de l'application de radiothérapie, plus spécifiquement de l'utilisation à visée de segmentation des volumes cibles et des OAR, et de la précision de la localisation de l'irradiation des tissus. Dans ce cadre, le paramètre de la qualité image à privilégier est le

taux de distorsions. Pour autant, il est également important que la qualité du rapport S/B global, l'uniformité locale et la résolution spatiale ne s'effondrent pas. Ce compromis doit également tenir compte d'autres paramètres, tels que le temps d'acquisition, la présence possible d'artéfacts et de la perte de contraste.

Dans le cas de la séquence 3D FSPGR, le meilleur compromis qualité image/temps d'acquisition est obtenu avec les optimisations 2, 6 et 7. Pour différencier ces trois optimisations, d'autres paramètres d'acquisition sont à prendre en compte. Tout d'abord, le facteur d'accélération. Son augmentation permet de réduire le temps d'acquisition, comme c'est le cas pour l'optimisation 7, mais entraîne la présence d'importants artéfacts en clinique rendant ininterprétables certaines zones de l'image. L'optimisation 7 est donc la première écartée. L'autre paramètre à considérer est l'angle de bascule. Sa diminution, comme c'est le cas pour l'optimisation 6, entraîne une plus faible pondération T_1 et donc une diminution du contraste. Dans ce contexte, **l'optimisation 2** est celle qui nous paraît la plus cohérente et présentant le meilleur compromis qualité image/temps d'acquisition/contraste.

Pour la séquence 3D CUBE, les optimisations 4, 5 et 6 ne sont pas retenues car elles présentent le taux de distorsions le plus élevé. Les valeurs de rapport S/B et d'uniformité locale les plus faibles ayant été obtenues avec l'optimisation 2, elle n'a pas été retenue non plus. De même l'optimisation 7 a été écartée du fait des faibles valeurs de rapports S/B obtenues par rapport aux autres optimisations. Enfin, **l'optimisation 3** a été préférée aux optimisations 1 et 8 car elle fournit le meilleur rapport S/B global et la seule qui fournit des distorsions en dessous du seuil de 0,25 %.

La solution commerciale utilisée présente l'avantage d'obtenir un contrôle qualité à partir d'un seul objet test et d'une seule acquisition. De plus, le logiciel de post traitement des images permet d'obtenir les résultats rapidement. Cependant, la géométrie et la dimension du fantôme Magphan SMR 170 ne sont pas adaptées à tout type d'antenne. Il n'est pas, par exemple, compatible avec l'antenne de diagnostic HNU. Dans le cas d'une application pour la planification du traitement par radiothérapie, l'évaluation de certains paramètres est trop sommaire. C'est notamment le cas des distorsions géométriques. Elles sont évaluées à partir d'une seule coupe en 2 dimensions et uniquement

en se référant au diamètre du fantôme. Un autre insert du fantôme permet de vérifier la linéarité spatiale, mais cette évaluation est uniquement locale. Il est pourtant indispensable de les caractériser sur l'ensemble du volume à explorer. De ce fait, l'évaluation détaillée des distorsions géométriques induites par le système fera l'objet de la partie suivante de ce manuscrit [2.4](#).

2.4 Distorsions géométriques liées au système d'imagerie

2.4.1 Objectif

L'objectif de cette expérimentation a été d'évaluer les distorsions géométriques induites par le système d'imagerie avec la séquence 3D FSPGR. Elles ont été comparées avec et sans la correction fournie par le constructeur, pour différentes valeurs de bandes passantes, différentes directions de codages de lecture et, également pour une acquisition native ou reconstruite. Nous nous sommes limités à cette séquence, car c'est celle qui nécessite la plus grande précision géométrique (< 1 mm) pour les traitements stéréotaxiques cérébraux.

2.4.2 Matériel et méthodes

2.4.2.1 Objet test

Le fantôme 3D Cartesian (voir [Figure 2.20](#)) de la Société ALARA Expertise a été utilisé pour évaluer les distorsions géométriques. Il s'agit d'un cylindre rempli d'eau, de 20 cm de longueur et de 17 cm de diamètre.

Ce fantôme de distorsion a été construit à partir d'une imprimante 3D de très haute précision, de l'ordre de $\pm 0,3$ mm. Il est constitué d'une distribution structurée de 4096 sphères (nylon PA12). Les sphères de 2,5 mm de rayon sont également séparées par un espacement de 10 mm. Un point de contrôle (CP) est défini comme le barycentre de la sphère correspondante et est associé à chaque élément.

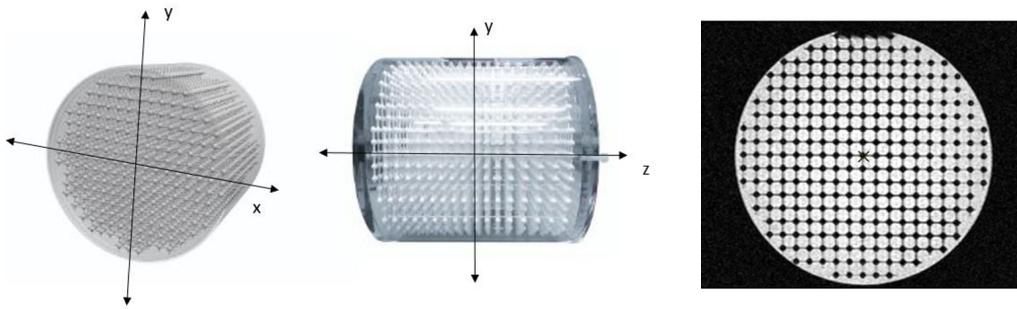


FIGURE 2.20 – Fantôme 3D CARTESIAN (ALARA Expertise) (gauche et milieu) et image IRM axiale (plan xy) du fantôme (droite).

2.4.2.2 Plan expérimental

Les acquisitions du fantôme 3D CARTESIAN ont été réalisées avec l'imageur MR Optima 450w 1,5 T. La segmentation automatique des billes du fantôme étant sensible aux différences d'uniformité du signal, l'antenne BODY a été utilisée pour l'ensemble de l'expérimentation [Wang et al. 2004, Torfeh et al. 2016]. Pour rappel, les effets étudiés ici portent sur la distorsion géométrique du système d'imagerie provenant principalement de l'inhomogénéité du champ principal B_0 ainsi que de la non-linéarité des gradients de champ magnétique, ne dépendant pas de l'antenne utilisée.

Les acquisitions correspondaient à la séquence 3D FSPGR isotropique selon l'optimisation 2 retenue précédemment, avec, pour rappel, les conditions d'acquisition suivantes : plan axial, FOV 25,6 cm, matrice 256x256, épaisseur de coupe de 1 mm, angle de bascule de 15° , TR = 8,5 ms, TE = 4,2 ms, codage de lecture en antéro-postérieur. Afin d'évaluer l'impact de la bande passante sur les distorsions géométriques, les acquisitions ont été réalisées avec la bande passante de 244 Hz/px, mais également avec les bandes passantes de 122 Hz/px et de 488 Hz/px. Pour chacune des bandes passantes, les acquisitions ont été effectuées avec et sans la correction géométrique 3D fournie par le constructeur.

De plus, pour la bande passante de 244 Hz/px, une acquisition a été effectuée en modifiant la direction du gradient de codage de lecture en antérieur-postérieur.

Afin de comparer les distorsions géométriques provenant d'une acquisition effectuée dans un plan de coupe et celle d'une acquisition, de ce même plan, reconstruite à partir

d'une acquisition effectuée dans un autre plan de coupe, des acquisitions ont été réalisées dans le plan sagittal et dans le plan coronal avec les mêmes paramètres que ceux décrits précédemment. Elles ont ensuite été reconstruites dans le plan axial. Les distortions géométriques de la séquence acquise dans le plan axial ont été comparées à celle des séquences reconstruites dans le plan axial et acquises dans les plans sagittal et coronal.

2.4.2.3 Détermination des distortions

Les distortions ont été déterminées à l'aide de la méthode mise en place par ALARA Expertise avec notre collaboration. Schématiquement, les sphères sont segmentées à l'aide d'un seuil automatique pré-fixé et le barycentre est déterminé (voir Figure 2.21).

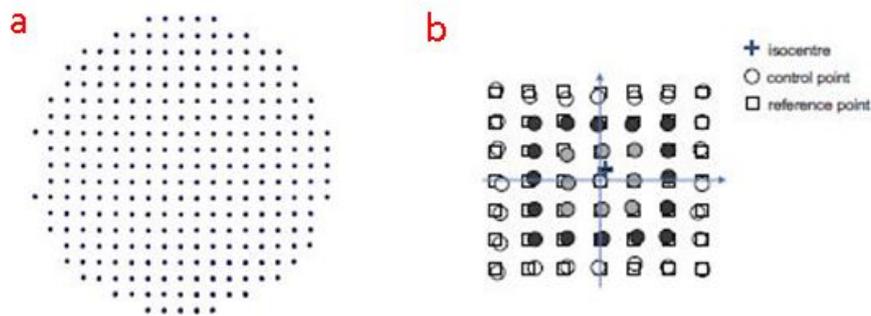


FIGURE 2.21 – a) Barycentre des sphères segmentées. b) Grille déformée avec les vecteurs de base orthogonaux (flèches bleues) et superposée à la grille de référence. Pour calculer la base orthogonale, trois rangées concentriques de CP sont sélectionnées autour de x_0 . La première rangée est définie comme les 8 (14 en 3D) CP remplis de gris et est composée de 4 (6 en 3D) points directs et de 4 (8 en 3D) points diagonaux. De même, les sphères remplies de noir représentent la deuxième rangée de CP

La distorsion géométrique est définie comme suit :

$$\phi(x_i) = x_i - x_i^r \quad (2.4)$$

où x_i est le vecteur de coordonnées de l'image déformée au niveau du barycentre des sphères segmentées et x_i^r le vecteur de coordonnées non déformé des points de contrôle correspondant (voir Figure 2.21). La distorsion géométrique obtenue a ensuite été exprimée en fonction de la distance radiale depuis l'isocentre.

2.4.3 Résultats

La Figure 2.22 présente le graphique de l'évolution des distorsions géométriques, avec et sans la correction 3D fournie par le constructeur, en fonction de la distance à l'isocentre, avec la bande passante de 244 Hz/px. Le Tableau 2.12 présente les statistiques descriptives des distorsions géométriques obtenues pour chacune des bandes passantes utilisées.

Au regard de la limite de 1 mm, pour les distorsions géométriques, donnée par les recommandations dans le cas de l'utilisation de l'IRM en radiothérapie, 12,1 % des points sont au-dessus sans la correction 3D contre seulement 0,70 % avec la correction 3D.

Les distorsions toujours présentes, même après correction, sont représentées en bleu sur la Figure 2.22. Elles sont appelées distorsions résiduelles. Cette figure permet de constater que la méthode de correction des distorsions est d'autant plus efficace que la distorsion est importante et que les distorsions sont d'autant plus importantes lorsque l'on s'éloigne de l'isocentre. Cependant, pratiquement toutes les distorsions résiduelles sont inférieures à 1 mm.

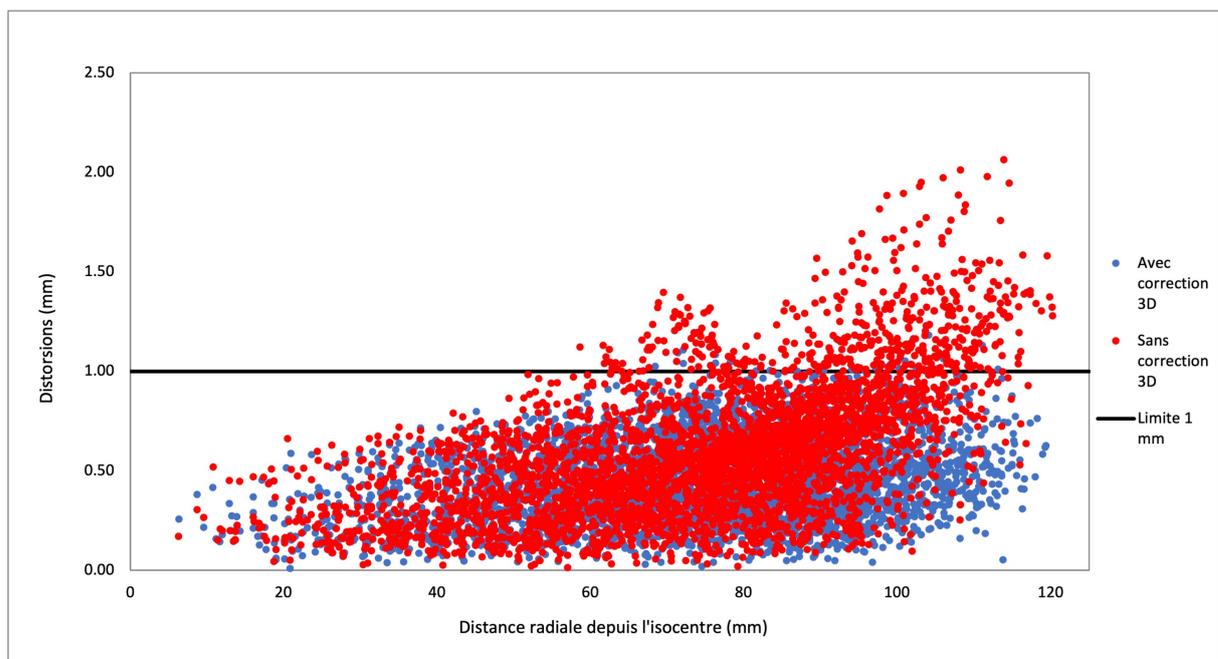


FIGURE 2.22 – Evolution des distorsions géométriques en fonction de la distance radiale à l'isocentre pour des acquisitions avec et sans la correction géométrique 3D. Ces données sont celles obtenues avec la bande passante de 244 Hz/px (séquence 3D FSPGR).

La Figure 2.23 présente le graphique des distorsions géométriques en fonction de la

	<i>Maximum (mm)</i>		<i>Médiane (mm)</i>		<i>Moyenne (mm)</i>		<i>Ecart-type (mm)</i>	
	<i>Avec corr.</i>	<i>Sans corr.</i>	<i>Avec corr.</i>	<i>Sans corr.</i>	<i>Avec corr.</i>	<i>Sans corr.</i>	<i>Avec corr.</i>	<i>Sans corr.</i>
122 Hz/px	1,5	2,17	0,49	0,61	0,51	0,66	0,26	0,35
244 Hz/px	1,18	2,06	0,44	0,55	0,45	0,59	0,21	0,33
488 Hz/px	0,99	2,29	0,41	0,56	0,41	0,62	0,17	0,33

TABLEAU 2.12 – Distorsions géométriques obtenues avec ou sans correction géométrique 3D pour les 3 bandes passantes (séquence 3D FSPGR).

distance radiale depuis l’isocentre, pour les 3 bandes passantes, lorsque la correction est activée. Le Tableau 2.12 montre que les distorsions ont tendance à diminuer, avec la correction 3D, lorsque la bande passante augmente. Lorsque cette dernière augmente d’un facteur 2, les distorsions moyenne et médiane diminuent d’un facteur 1,1 et la distorsion maximum d’un facteur 1,3. Lorsque la bande passante augmente d’un facteur 4, les distorsions moyenne et médiane diminuent d’un facteur 1,2 et la distorsion maximum d’un facteur 1,5. En effet, l’ampleur des distorsions géométriques liées au système est proportionnelle à l’intensité du champ de gradient et, par conséquent, inversement proportionnelle à la largeur de la bande passante de réception [Nousiainen et al. 2022]. On note justement que 4,83 % des points sont au-dessus de 1 mm pour une bande passante de 122 Hz/px, 0,70 % pour la bande passante de 244 Hz/px et enfin 0 % pour celle de 448 Hz/px.

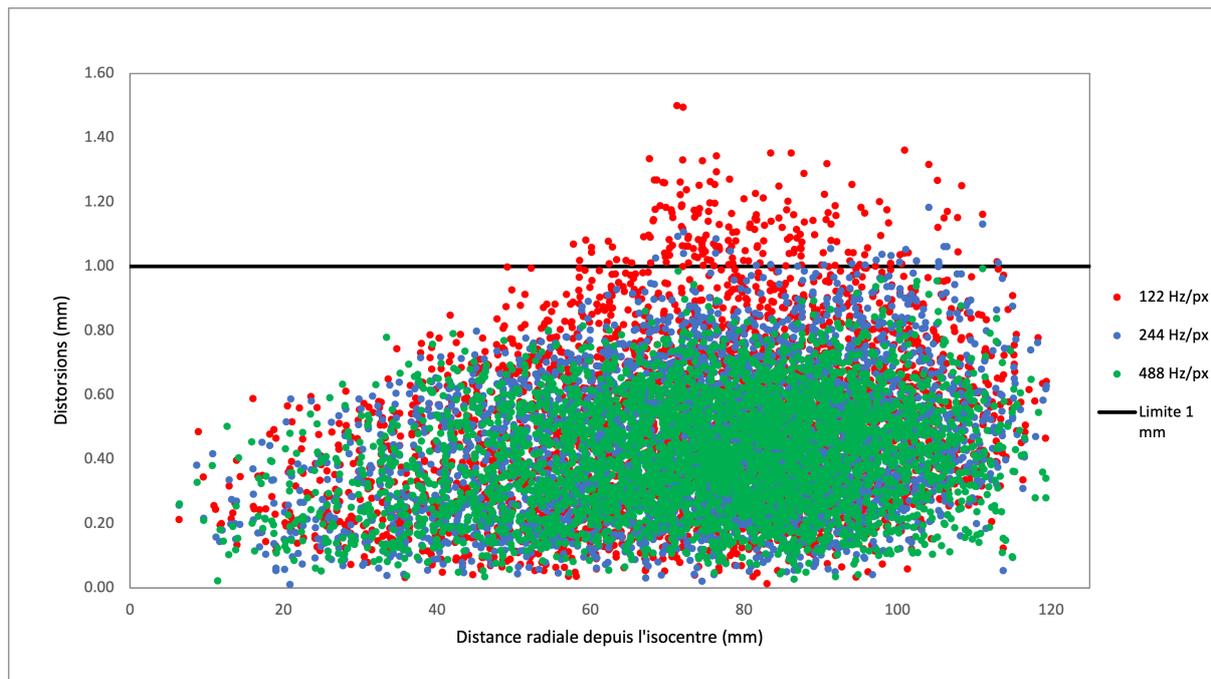


FIGURE 2.23 – Distorsions géométriques résiduelles en fonction de la distance radiale depuis l’isocentre pour les 3 bandes passantes, lorsque la correction est activée (séquence 3D FSPGR).

2.4. DISTORSIONS GÉOMÉTRIQUES LIÉES AU SYSTÈME D'IMAGERIE

	<i>Maximum (mm)</i>	<i>Médiane (mm)</i>	<i>Moyenne (mm)</i>	<i>Ecart-type (mm)</i>
Antérieur - Postérieur	1,22	0,42	0,45	0,22
Droite - Gauche	1,17	0,42	0,43	0,20

TABLEAU 2.13 – Distorsions géométriques obtenues avec correction géométrique 3D pour les 2 directions de codage de lecture pour une bande passante de 244 Hz/px (séquence 3D FSPGR).

La Figure 2.24 présente le graphique de l'évolution de la distorsion géométrique moyenne dans le plan et à travers le plan pour une acquisition 3D réalisée en axiale. D'une manière générale, ce graphique met en évidence que les distorsions dans le plan en xy augmentent moins rapidement que les distorsions suivant z à travers le plan. Cette différence s'accroît au-delà de 30 mm depuis l'isocentre.

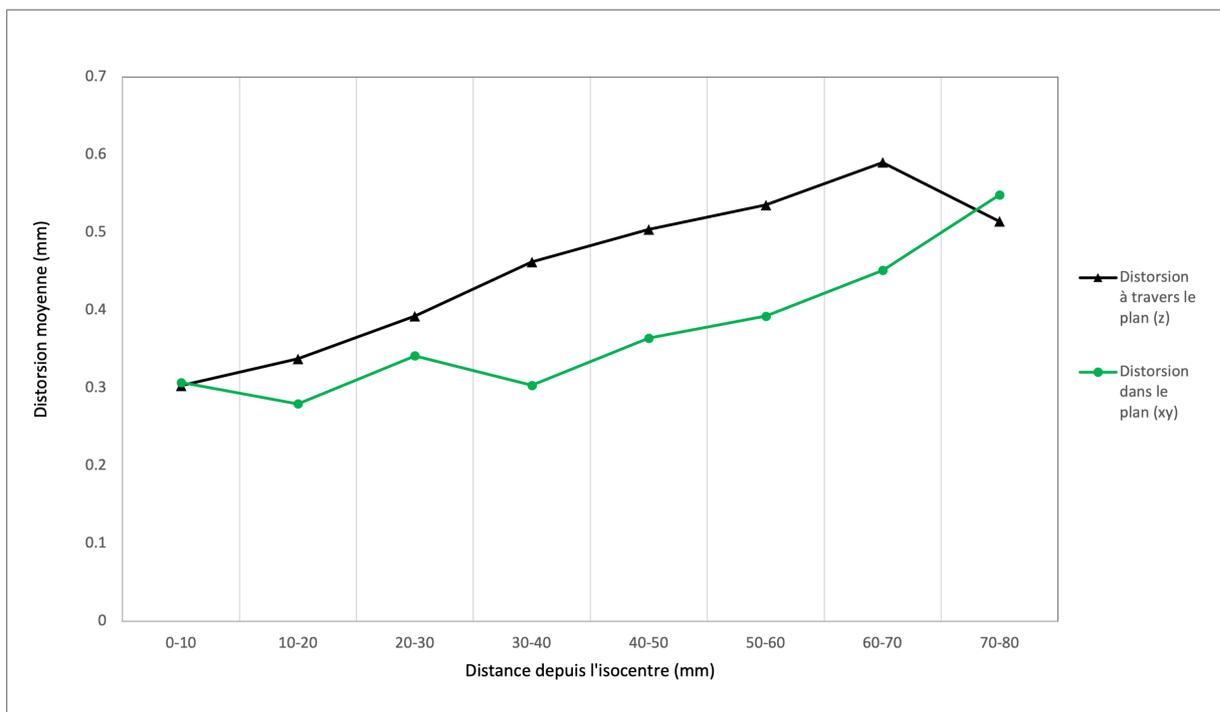


FIGURE 2.24 – Distorsion géométrique résiduelle moyenne dans le plan (xy) et à travers le plan (z) en fonction de la distance à l'isocentre pour des acquisitions axiales. Ces données sont celles obtenues avec la bande passante de 244 Hz/px (séquence 3D FSPGR).

La Figure 2.25 présente le graphique de l'évolution des distorsions géométriques suivant la direction du gradient de codage de lecture pour la bande passante de 244 Hz/px. Le Tableau 2.13 présente les statistiques descriptives correspondantes. Ces 2 résultats montrent qu'il n'y a pas de différence notable dans la valeur des distorsions géométriques selon la direction du gradient de codage de lecture choisie.

La Figure 2.26 présente le graphique de l'évolution des distorsions géométriques pour des données en axiales acquises suivant les 3 plans de coupes. On constate une très lé-

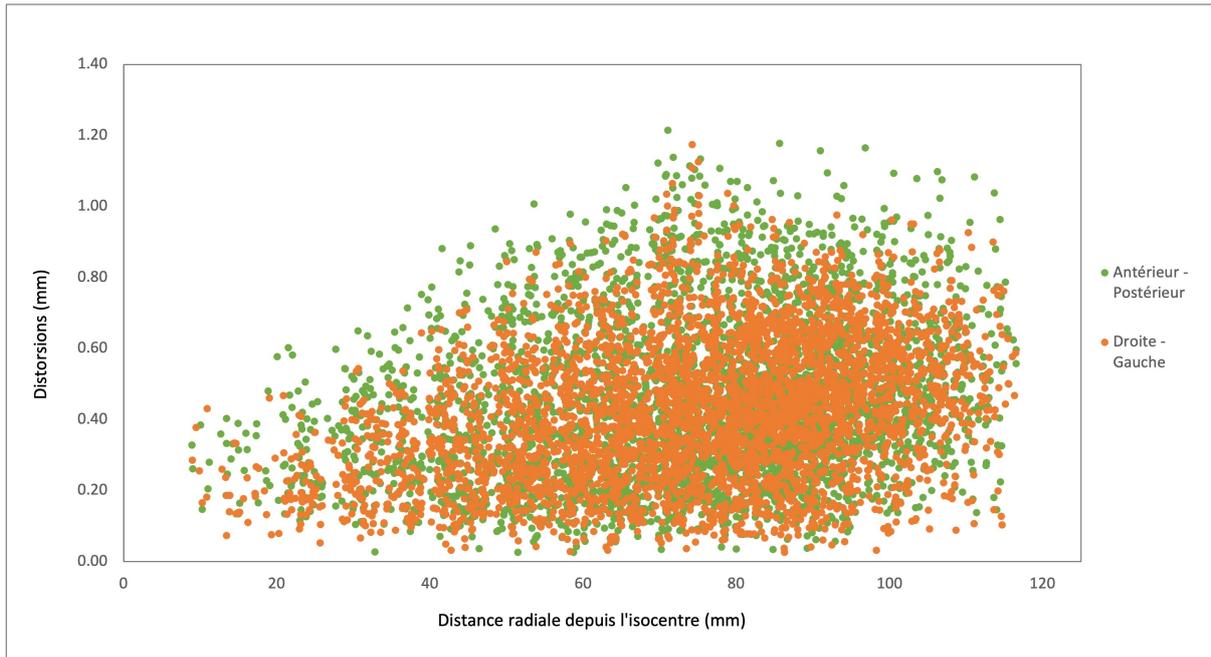


FIGURE 2.25 – Evolution des distorsions géométriques résiduelles en fonction de la distance radiale à l’isocentre pour deux directions de codage de lecture. Ces données sont celles obtenues avec la bande passante de 244 Hz/px (séquence 3D FSPGR).

	<i>Maximum (mm)</i>	<i>Médiane (mm)</i>	<i>Moyenne (mm)</i>	<i>Ecart-type (mm)</i>
Axiale originale - Plan acquisition axial	1,29	0,41	0,45	0,22
Axiale reconstruite - Plan acquisition coronal	1,29	0,40	0,42	0,19
Axiale reconstruite - Plan acquisition sagittal	1,13	0,41	0,44	0,19

TABLEAU 2.14 – Distorsions géométriques obtenues avec correction géométrique 3D pour les données axiales acquises dans les 3 plans de coupes avec une bande passante de 244 Hz/px. (séquence 3D FSPGR).

gère différence, au-delà de 70 mm depuis l’isocentre, pour les données axiales acquises dans les plans axial et sagittal. Les résultats présente dans le Tableau 2.14 présentant les statistiques descriptives des 3 acquisitions confirment qu’il n’y a quasiment aucune différence entre les distorsions moyennes obtenues entre l’acquisition axiale originale et les acquisitions axiales reconstruites, elles sont respectivement de 0,45, 0,42 et 0,44 mm.

2.4.4 Discussion

Dans cette partie nous avons évalué, en 3D, les distorsions géométriques propres au système d’imagerie, pour une séquence 3D FSPGR d’IRM à visée de radiothérapie stéréotaxique cérébrale.

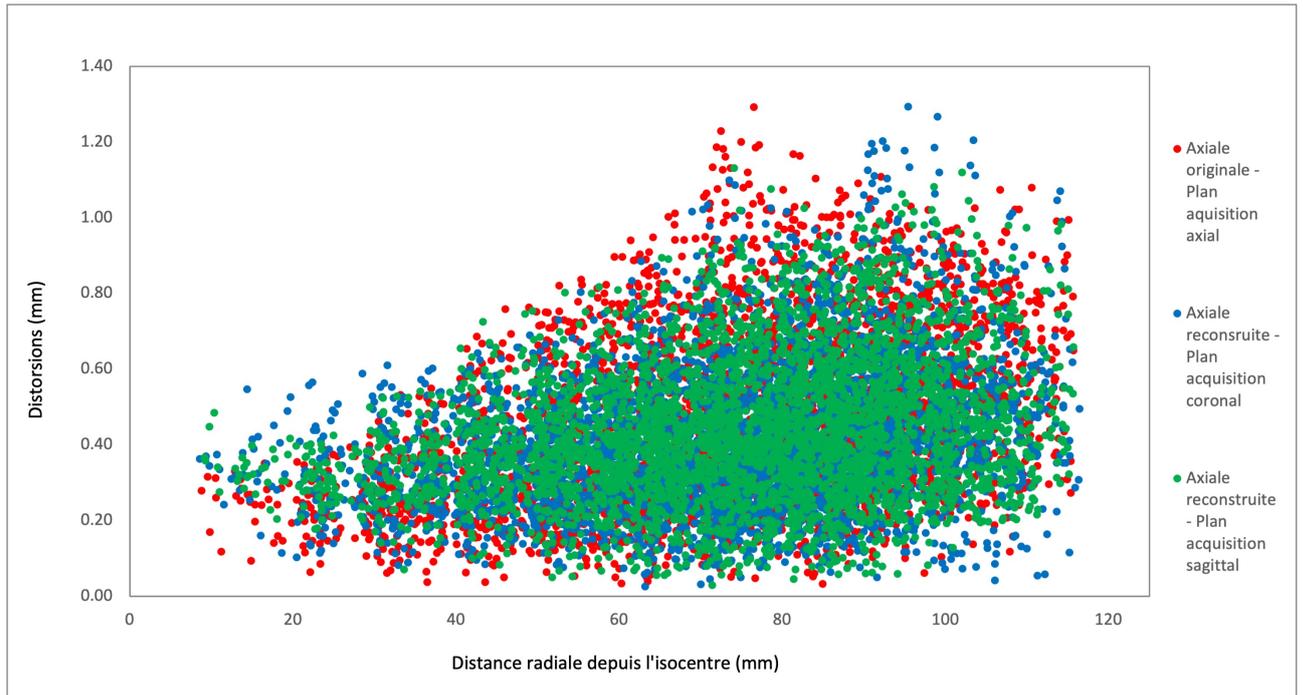


FIGURE 2.26 – Evolution des distorsions géométriques résiduelles en fonction de la distance radiale à l'isocentre pour des acquisitions axiales obtenues à partir de 3 plans de coupes. Ces données sont celles obtenues avec la bande passante de 244 Hz/px (séquence 3D FSPGR).

Lors de notre expérimentation, en l'absence de correction, les distorsions géométriques maximales peuvent dépasser les 2 mm pour les 3 bandes passantes étudiées. A présent, les dispositifs IRM disposent d'algorithmes de correction 3D fournis par les constructeurs. En stéréotaxie cérébrale, l'utilisation de ce type de correction paraît indispensable. Il permet de diminuer sensiblement les distorsions dues à l'IRM, mais la méthode utilisée ne permet pas de s'en affranchir totalement. En termes de distorsions maximum, il y a une diminution d'un facteur 2 avec la correction 3D. La distorsion maximum résiduelle pouvant atteindre le millimètre, il est indispensable d'avoir une méthode pour en tenir compte lors de la planification du traitement par radiothérapie. Ces résultats sont en accord avec ceux de la littérature [Karger et al. 2006, Slagowski et al. 2020]. On a pu également noter que la correction en millimètre de l'algorithme 3D de correction est d'autant plus importante que l'on s'éloigne de l'isocentre de l'imageur (Figure 2.22).

Parmi les paramètres d'acquisition et de reconstruction utilisés, la bande passante est le paramètre qui influence le plus les distorsions géométriques. L'augmentation de la bande passante entraîne une réduction des distorsions géométriques d'un facteur allant jusqu'à 1,5. Ces résultats concordent avec ceux obtenus dans l'étude de [Walker et al.

2014]. Ainsi après correction et l'utilisation d'une bande passante de 244 Hz/px, les distorsions résiduelles sont en moyenne de $0,45 \pm 0,21$ mm, avec un maximum de 1,18 mm. Les performances en matière de distorsions géométriques sont meilleures avec la bande passante de 488 Hz/px, mais au détriment d'un rapport S/B qui diminue sensiblement (voir Tableau 2.2).

Dans cette étude, l'ensemble des résultats de distorsions géométriques ont été présentés en fonction de la distance radiale 3D depuis l'isocentre. Il est nécessaire de préciser que l'évolution des distorsions géométriques est différente suivant la direction de l'espace. En particulier, après la correction 3D fournie par le constructeur, il a été montré que les distorsions augmentent plus rapidement dans la direction z que dans les directions x et y (voir Figure 2.24). Ce résultat a également été décrit dans la littérature [Wang et al. 2004, Pappas et al. 2017]. Les distorsions sont différentes dans l'espace car elles sont induites par l'hétérogénéité du champ B_0 et surtout la non-linéarité des gradients de champ magnétique.

Nous avons pu constater que les distorsions géométriques présentent pour les données en axiales acquises dans le plan axial et celles reconstruites à partir des acquisitions dans les plans sagittal et coronal sont du même ordre de grandeur. En radiothérapie, la délimitation des volumes s'effectue généralement sur les coupes axiales des images TDM. De cette manière, il est préconisé d'acquérir les images IRM, dédiées à la radiothérapie, dans le plan axial strictement. Cependant, dans le cas de séquences volumiques, comme celle étudiée, pour lesquelles il est possible d'effectuer des reconstructions multi-plans, il peut alors être envisageable d'effectuer des acquisitions en sagittal ou en coronal. Cela permet de parfois réduire le nombre de coupes de la séquence et ainsi réduire le temps d'acquisition. De même, nous avons noté que le choix de la direction du gradient de codage de lecture n'a quasiment pas d'impact sur l'évolution des distorsions géométriques. Ces deux cas ont été évalués uniquement pour une bande passante de 244 Hz/px et auraient pu également l'être pour les bandes passantes de 122 et 488 Hz/px.

L'une des principales limites de cette étude est la taille du fantôme. Bien que la séquence utilisée soit celle d'un protocole pour le cerveau, le volume couvert par le fantôme est limité, nous n'avons pas l'information de la distorsion géométrique au-delà de

120 mm depuis l'isocentre. Pour d'autres localisations, comme le thorax ou le pelvis, il serait indispensable d'avoir un fantôme couvrant un plus grand volume. Des limites apparaissent également lors du processus de détermination des distorsions. Le premier point discutable est la segmentation des sphères du fantôme, en effet le choix de la valeur de seuillage est primordiale. Si cette dernière est trop basse la segmentation des billes ne se fait pas correctement et donc la position du barycentre n'est pas exacte. La variabilité de la position de ce dernier doit être étudiée. Une autre limite que l'on peut mentionner est la possibilité que le fantôme induise de légères distorsions de susceptibilité magnétique ($\pm 0,1$ mm) bien que les matériaux choisis aient des valeurs de susceptibilité proches.

Les distorsions géométriques étant propres à chaque imageur [Alzahrani et al. 2020], cette expérimentation montre que dans le cadre d'une application en radiothérapie, il paraît indispensable d'évaluer les distorsions résiduelles propres à la séquence utilisée et d'interpréter les résultats obtenus à la lumière des exigences plus ou moins importantes du traitement (marges utilisées pour créer le PTV).

2.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons évalué les différentes problématiques liées à l'intégration de l'imagerie IRM dans la planification du traitement par radiothérapie. En vue d'une utilisation pour le contournage des volumes cibles, il est indispensable d'optimiser la ou les séquences utilisées suivant les contraintes propres à cette technique de traitement. Il est nécessaire de réaliser un contrôle rigoureux au préalable de leur utilisation afin de s'assurer de la qualité image, mais surtout de la précision géométrique des informations obtenues sur l'image, ce d'autant que les distorsions géométriques ne sont pas perceptibles.

Dans un premier temps, nous avons étudié le rapport S/B et l'uniformité de 2 configurations d'antennes dédiées à l'acquisition d'images en position de traitement. Nous avons constaté une perte de performances de ces antennes, par rapport à l'antenne utilisée habituellement en diagnostic. Pour autant, seules ces antennes permettent l'acquisition d'images en position de traitement. Malgré des performances amoindries, la qualité

image est suffisante, pour les radiothérapeutes, à visée de segmentation. Des améliorations peuvent, cependant, être apportées à de telles configurations pour améliorer le signal et l'uniformité. Néanmoins, une grande précaution doit être prise dans le positionnement de ces configurations, car il s'agit d'antennes mobiles et de surface. Un mauvais positionnement peut entraîner la présence de zones de l'image où le signal s'effondre, rendant les images pratiquement inexploitable pour la segmentation.

Par la suite, notre travail a porté sur les possibilités d'optimisation de séquences dédiées à la radiothérapie pour la sphère ORL et le cerveau. Nous avons pu montrer que l'optimisation et le choix des paramètres des séquences passe par un compromis entre les différents paramètres de qualité étudiés. Dans le cadre de la planification du traitement par radiothérapie, les optimisations avec un rapport S/B global suffisant et un taux de distorsions faible ont été privilégiées. Le choix entre certaines optimisations a été fait au regard de paramètres influençant le contraste, mais également en tenant compte d'une durée courte d'acquisition des images de l'ordre de 4 min.

Pour terminer, ce chapitre a abordé l'évaluation des distorsions géométriques propres au système d'imagerie. Nous avons constaté que malgré la correction fournie par le constructeur, des distorsions résiduelles persistent. Elles peuvent atteindre jusqu'à 1,5 mm. Nous avons également noté que la bande passante est l'un des facteurs influençant le plus l'évolution des distorsions géométriques. Il s'agit donc d'un paramètre dont il est important de tenir compte lors d'optimisation de séquences dédiées à la radiothérapie. Il convient de rappeler qu'aux distorsions géométriques propres à la machine, s'ajoutent les distorsions venant de différences de susceptibilités magnétiques au sein des tissus étudiés (cf § 1.5.3.2). L'impact des distorsions géométriques résiduelles et des différences de susceptibilité intra tissulaire sur la planification du traitement en radiothérapie, fera l'objet du Chapitre 4.

Chapitre 3

Etude des incertitudes de positionnement intrinsèques à l'imagerie TEP/TDM-IRM

Sommaire

3.1	Introduction	103
3.2	Les configurations TEP/TDM-IRM utilisées	103
3.2.1	Configuration C1 avec système de transfert du patient	104
3.2.2	Configuration C2 avec repositionnement du patient	105
3.3	Précision de l'algorithme de recalage d'images	106
3.3.1	Objectif	106
3.3.2	Matériel et méthodes	106
3.3.3	Résultats	109
3.3.4	Discussion	115
3.4	Evaluation des incertitudes de positionnement propres à la technique trimodalité	115
3.4.1	Objectif	115
3.4.2	Matériel et méthodes	116
3.4.3	Résultats	118
3.4.4	Discussion	122

3.5 Conclusion 124

3.1 Introduction

Dans le 1er chapitre, nous avons présenté l'intérêt de l'imagerie trimodalité dans le cadre du traitement par radiothérapie externe, les solutions combinant imageur hybride et imageur indépendant, ainsi que la nécessité d'être très précis dans le positionnement du patient tout au long du processus de traitement. La solution à notre disposition est la technique de trimodalité la plus répandue, à savoir la TEP/TDM-IRM.

Dans le cadre de la trimodalité, la concordance géométrique des tissus du patient selon les 3 modalités d'imagerie est essentielle. Deux étapes cruciales de l'acquisition des données images sont concernées. Il s'agit de la précision du positionnement du patient lors de l'acquisition des images sur deux systèmes d'imagerie différents et la capacité de l'algorithme de recalage d'images à corriger les erreurs de positionnement. L'objectif global est de délimiter de la manière la plus précise possible le volume cible. Les erreurs de positionnement et de recalage ont pour conséquence d'augmenter le volume du PTV et de diminuer la préservation des tissus sains. Il est compliqué d'évaluer l'influence des erreurs de positionnement du patient entre différentes modalités d'imagerie sur la planification du traitement, la réponse au traitement et/ou les complications aux OAR, car cela est très patient dépendant (taille et localisation de la lésion, position des OAR, etc...).

Dans ce chapitre, nous allons décrire les deux configurations d'imagerie trimodale que nous avons utilisé permettant l'acquisition d'images dédiées à la planification du traitement. Dans un premier temps, nous évaluerons la précision de l'algorithme de recalage utilisé en clinique. Dans un second temps, nous étudierons les incertitudes de positionnements intrinsèques à la solution TEP/TDM-IRM. Il s'agira de comparer les incertitudes de chacune des deux configurations de trimodalité utilisées.

3.2 Les configurations TEP/TDM-IRM utilisées

Les deux systèmes d'imagerie utilisés afin d'obtenir la solution de trimodalité, sont une TEP/TDM Discovery 710® (GE Healthcare) et l'IRM Optima MR450w® à 1,5 T. Les deux dispositifs sont situés dans le service d'imagerie médicale du Centre de Lutte Contre

le Cancer Henri Becquerel de Rouen. Ils sont au même étage et séparés d'une distance de 40 m sans aucun obstacle (marches, etc...). Nous avons utilisé deux configurations (C1 et C2). Dans le but de réaliser des acquisitions dans des conditions identiques à celles de la radiothérapie, chacun de ces dispositifs possède des équipements dédiés à cet effet. Il s'agit :

- D'un système de lasers externes similaire à celui présent dans la salle de traitement. Ce système est composé de deux lasers latéraux et d'un laser sagittal;
- D'un plan dur qui se positionne sur la table d'examen et qui possède un système d'indexation permettant de fixer les contentions de radiothérapie, à savoir un plateau dur (MRI-G Orfit) pour cale tête et masque thermoformé (HP Efficast Orfit) (voir Figure 3.1), cale genou, cale pied ou encore un matelas à dépression. Pour la TEP/TDM, il s'agit d'un plan dur radiotransparent (DIACOR), il est utilisé pour les deux configurations. Dans le cas de l'IRM, il existe deux plans durs possibles, tous deux amagnétiques. L'un (DIACOR) est utilisé pour la configuration C1, et l'autre (GE Healthcare) pour la configuration C2.

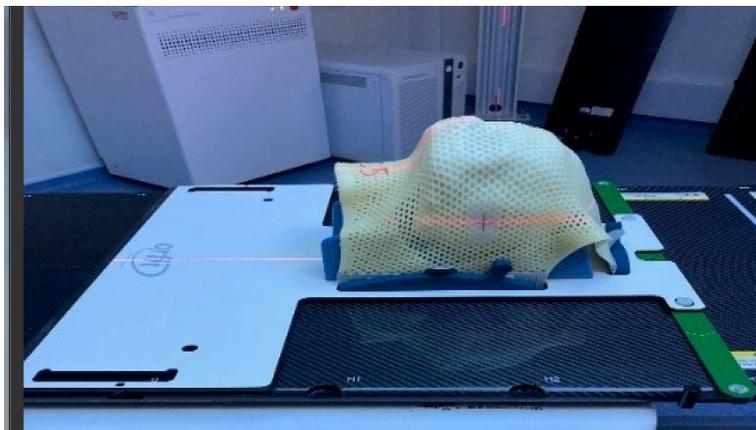


FIGURE 3.1 – Fantôme avec masque thermoformé positionné sur le plateau rigide avec lasers de centrage visibles sur le côté (lignes rouges sur le masque du fantôme)

3.2.1 Configuration C1 avec système de transfert du patient

Les deux dispositifs d'imagerie sont compatibles avec un système de transfert du patient (voir Figure 3.2). Celui-ci est composé d'un lit, Zephyr XL®, sur coussin d'air de faible atténuation radiotransparent (DIACOR) et d'un brancard amagnétique, Zephyr MR Conditional Stretcher® (DIACOR) permettant de déplacer et d'utiliser le lit d'un appareil

3.2. LES CONFIGURATIONS TEP/TDM-IRM UTILISÉES

à l'autre. Ces dispositifs et équipements correspondent à la configuration C1 (cf. Figure 3.2).

Le lit sur coussin d'air est placé sur le plan dur de la TEP/TDM et le patient est ensuite placé en position de traitement. A la fin de l'acquisition, le patient reste allongé et le lit sur coussin d'air est déplacé sur le brancard à l'aide d'un système de soufflerie. Le patient est transféré vers l'IRM et le lit sur coussin d'air est déplacé du brancard vers la table d'examen à l'aide du même système d'aspiration. Au final, la configuration C1 permet des acquisitions multi-modalités tout en maintenant le patient dans la même position.



FIGURE 3.2 – Configuration avec système de transfert (C1)

3.2.2 Configuration C2 avec repositionnement du patient

Comme mentionné précédemment, les deux dispositifs d'imagerie sont équipés d'un plan dur possédant un système d'indexation pour positionner les contentions de radiothérapie. La seconde configuration de trimodalité, C2, consiste à placer le patient en position de traitement sur la TEP/TDM, à l'aide des contentions, des repères cutanés et des lasers. A la fin de l'acquisition, le patient se relève et se dirige vers l'IRM. Il est alors, de la même manière que pour la TEP/TDM, placé en position de traitement. L'acquisition des images est ensuite réalisée. Cette configuration est généralement celle utilisée en imagerie trimodalité.

3.3 Précision de l'algorithme de recalage d'images

3.3.1 Objectif

Dans le cadre de ce travail, l'évaluation de la précision de l'algorithme de recalage est un préalable à l'évaluation globale des incertitudes de positionnement, quelque soit la configuration utilisée. Dans un premier temps, nous avons évalué la précision de l'algorithme de recalage à l'aide d'un fantôme numérique IRM 3D, en lui appliquant des déplacements connus et en évaluant les erreurs commises par l'algorithme. Dans un premier temps, ces erreurs ont été évaluées sur les données IRM uniquement. Dans un second temps, cette évaluation a également été réalisée sur des données TDM-IRM d'un patient.

3.3.2 Matériel et méthodes

3.3.2.1 Algorithme de recalage

L'algorithme de recalage d'images évalué est l'algorithme BODY, utilisé en clinique, du module AW Server® (Version 3.2 (GE Healthcare)). Il s'agit d'un algorithme de recalage rigide automatique basé sur l'information mutuelle (cf § 1.6.4.4). De ce fait, les transformations de l'image mobile vers l'image de référence consistent uniquement en des translations et des rotations.

3.3.2.2 Données images

Le 1er jeu de données correspond à des données IRM 3D d'un fantôme maison. Il s'agit d'un crâne en céramique représentant un volume de 1500 cc (voir Figure 3.3). Il a été rempli d'eau et de 10% de gélatine porcine, afin d'obtenir un matériau rigide imitant les propriétés physiques des tissus pour l'IRM et la TDM.

Les données du fantôme ont été acquises avec la configuration d'antenne GEM RT Head. Les images obtenues sont celles d'une séquence 3D CUBE T1. Les paramètres d'acquisition utilisés sont ceux de l'optimisation 3 retenue précédemment et présentée § 2.3.2.2. Afin d'imager le fantôme dans les conditions de traitement par radiothérapie, un

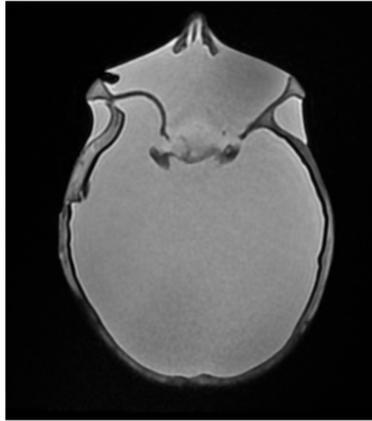


FIGURE 3.3 – Coupe axiale IRM du fantôme crâne maison

masque thermoformé et une cale tête adaptée ont été utilisés (cf. Figure 3.1).

Le 2ème jeu de données correspond à des données TDM-IRM d'un patient traité pour un cancer ORL. Les acquisitions IRM ont également été réalisées à partir de l'optimisation 3 de la séquence 3D CUBE mentionnée précédemment (cf § 2.3.2.2). Pour ce jeu de données, les images ont été acquises avec la configuration d'antennes GEM RT HNS. Le patient était positionné en position de traitement avec un masque thermoformé et une cale tête (cf. Figure 3.1). Un recalage automatique initial a été effectué entre les images TDM et IRM.

3.3.2.3 Méthode d'évaluation des erreurs de recalage

Des translations connues ont été introduites sur le volume IRM des 2 jeux de données et ce dans chaque direction de l'espace (x,y,z) . Les images ont été modifiées par des translations allant de 0,5 mm à 20 mm avec une incrémentation de 1 mm à partir d'un programme que nous avons développé sous Matlab.

De la même manière, l'orientation des données IRM a été modifiée en introduisant des rotations connues entre $0,2^\circ$ à 5° par pas de $0,2^\circ$. Ces transformations ont été effectuées selon les 3 axes de rotation correspondant au tangage (rotation d'un angle ϕ autour de l'axe x), au roulis (rotation d'un angle θ autour de l'axe y), et au lacet (rotation d'un angle α autour de l'axe z) (voir Figure 3.4).

Chacune de ces transformations a été évaluée indépendamment. Lors de chaque expérimentation, l'image IRM modifiée a été recalée, à partir de l'algorithme mentionné

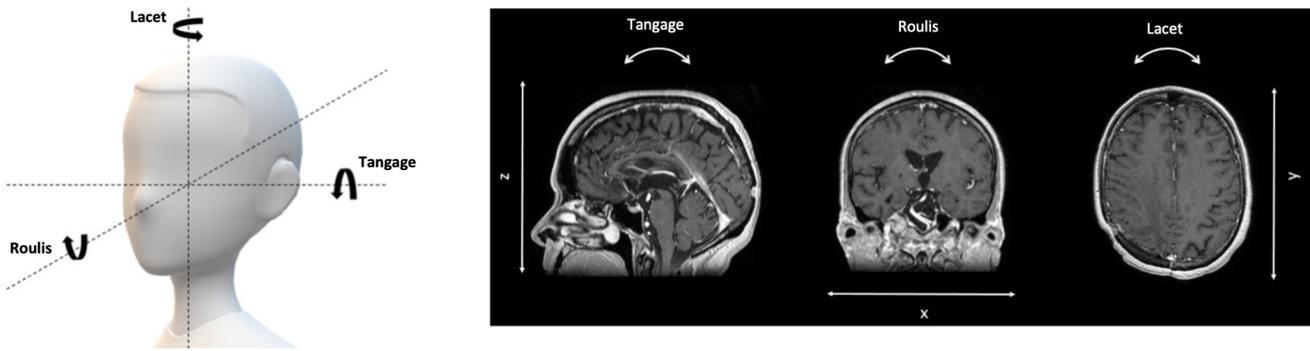


FIGURE 3.4 – Représentation des différents axes de translations et angles de rotations utilisés lors du recalage rigide

dans la partie 3.3.2.1, sur l'image IRM initiale dans le cas du fantôme, et sur l'image TDM pour le patient. L'écart entre le recalage attendu et le recalage réel a été évalué. Les valeurs des translations obtenues par la matrice de transformation ont été directement comparées aux translations induites. Les rotations ont été calculées, à l'aide d'outils disponibles sous Matlab, en résolvant la matrice de rotation 3D (voir Equation 3.1) issue de l'algorithme de recalage.

Pour chaque transformation, le processus de recalage des images a été effectué 10 fois.

$$R_{x,y,z}(\phi, \theta, \alpha) = \begin{pmatrix} \cos\theta \cos\alpha & -\cos\theta \sin\alpha & \sin\theta \\ \cos\alpha \sin\phi \sin\theta + \cos\phi \sin\alpha & -\sin\alpha \sin\phi \sin\theta + \cos\phi \cos\alpha & -\sin\phi \cos\theta \\ -\cos\alpha \cos\phi \sin\theta + \sin\phi \sin\alpha & \cos\phi \cos\theta \sin\alpha + \sin\phi \cos\alpha & \cos\phi \cos\theta \end{pmatrix} \quad (3.1)$$

3.3.2.4 Evaluation statistique

La précision de l'algorithme de recalage a été évaluée à l'aide de statistiques descriptives et d'une analyse de Bland-Altman. L'analyse statistique descriptive s'est concentrée sur la différence, en termes de translation et de rotation, entre celle effectuée par la simulation et celle effectuée par le logiciel de recalages d'images. L'analyse a été réalisée pour chaque translation et pour chaque rotation.

3.3. PRÉCISION DE L'ALGORITHME DE RECALAGE D'IMAGES

	Moyenne des différences	Ecart- type	Limite d'accord à 95 % (supérieure)	Limite d'accord à 95 % (inférieure)	Expression de la courbe de tendance
x (mm)	-0,06	0,11	0,15	-0,27	$y = -0,017x + 0,12$
y (mm)	-0,14	0,1	0,06	-0,34	$y = -0,015x + 0,02$
z (mm)	-0,35	0,2	0,05	-0,75	$y = -0,015x - 0,19$
Tangage ϕ (°)	-0,009	0,04	0,07	-0,09	$y = -0,003x - 0,0009$
Roulis θ (°)	-0,04	0,04	0,03	-0,11	$y = -0,0058x - 0,02$
Lacet α (°)	-0,03	0,05	0,08	-0,14	$y = -0,007x - 0,01$

TABLEAU 3.1 – Résultats de l'analyse de Bland-Altman associés à la précision de l'algorithme de recalage des images

3.3.3 Résultats

3.3.3.1 Recalage des données IRM-IRM du fantôme

Les Figures 3.5 à 3.10 correspondent aux représentations de Bland-Altman de la moyenne des différences entre les translations (Figures 3.5, 3.6 et 3.7) et les rotations (Figures 3.8, 3.9 et 3.10) induites sur le fantôme numérique et celles effectuées par l'algorithme de recalage. Sur chacune des figures, un point correspond à la moyenne des différences, pour une translation ou une rotation, pour 10 recalages. L'écart-type (ET) est également reporté, ainsi que les limites de concordance à 95%, la ligne horizontale correspondant à la moyenne des écarts et la courbe de tendance. En z, le recalage est reproductible avec toujours la même translation effectuée par l'algorithme de recalage (ET=0, voir Figure 3.7). Le Tableau 3.1 présente l'analyse de Bland-Altman correspondante. Les résultats montrent que l'erreur de positionnement (limite de concordance à 95%) induite par l'algorithme de recalage est inférieure à 0,35 mm dans les directions droite-gauche (x) et antérieure-postérieure (y) et inférieure à 0,75 mm dans la direction supérieure-inférieure (z). Cette erreur est inférieure à 0,15° pour les rotations.

Au regard des courbes de tendances représentées en route on note, pour les translations, que la moyenne des différences tend à augmenter lorsque les décalages augmentent, notamment en x et en y où l'on s'écarte nettement de la valeur 0. Cela est moins marqué dans la direction z. Pour ce qui est des rotations, les courbes de tendances ont des coefficients directeurs très proches. Pour chacune d'elle on constate également que la moyenne des différences augmentent très légèrement lorsque la rotation induite augmente.

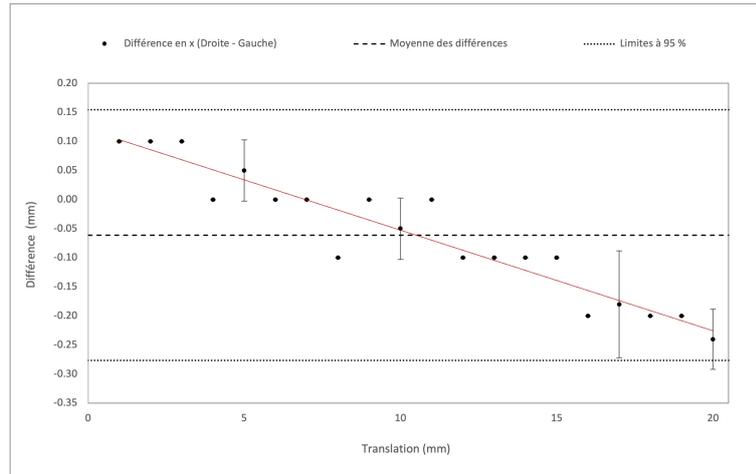


FIGURE 3.5 – Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en mm (n=10) entre les translations induites en x sur le fantôme numérique et les translations opérées par le logiciel de recalage

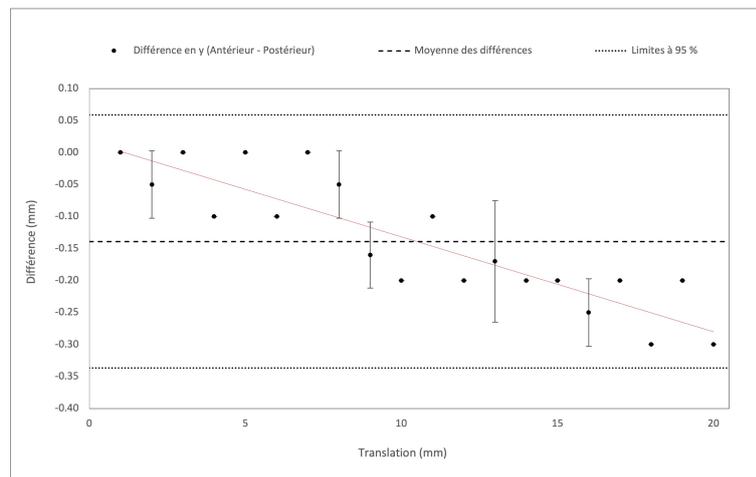


FIGURE 3.6 – Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en mm (n=10) entre les translations induites en y sur le fantôme numérique et les translations opérées par le logiciel de recalage

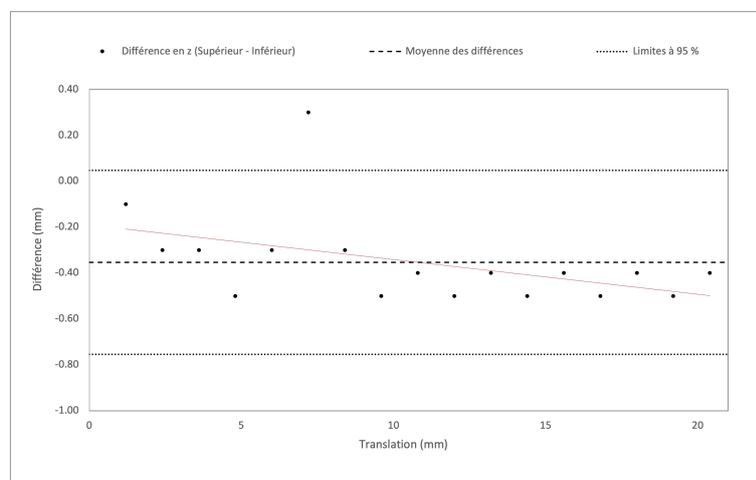


FIGURE 3.7 – Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en mm (n=10) entre les translations induites en z sur le fantôme numérique et les translations opérées par le logiciel de recalage

3.3. PRÉCISION DE L'ALGORITHME DE RECALAGE D'IMAGES

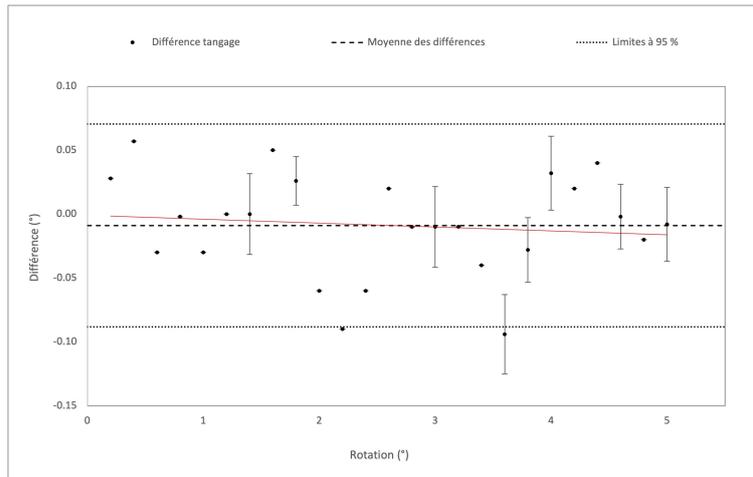


FIGURE 3.8 – Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en degré (n=10) entre les rotations induites autour de x (tangage) sur le fantôme numérique et les rotations opérées par le logiciel de recalage

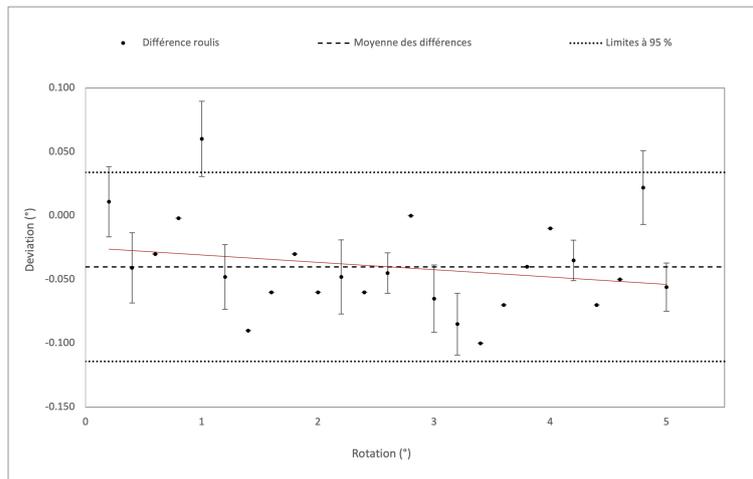


FIGURE 3.9 – Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en degré (n=10) entre les rotations induites autour de y (roulis) sur le fantôme numérique et les rotations opérées par le logiciel de recalage

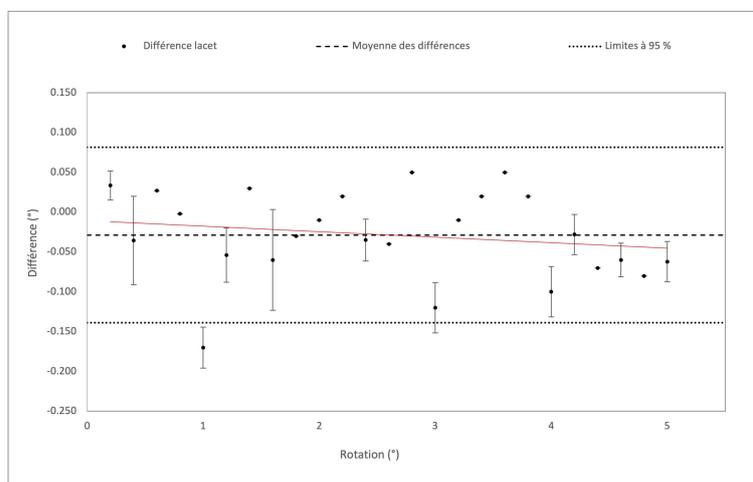


FIGURE 3.10 – Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en degré (n=10) entre les rotations induites autour de z (lacet) sur le fantôme numérique et les rotations opérées par le logiciel de recalage

3.3.3.2 Recalage des données TDM-IRM du patient

Les Figures 3.11 à 3.16 correspondent aux représentations de Bland-Altman de la moyenne des différences entre les translations (Figures 3.11, 3.12 et 3.13) et les rotations (Figures 3.14, 3.15 et 3.16) induites sur l'IRM du patient et celles effectuées par l'algorithme de recalage. Sur chacune des figures, un point correspond à la moyenne des différences, pour une translation ou une rotation, pour 10 recalages. L'écart-type (ET) est également reporté, ainsi que les limites de concordances à 95%, la ligne horizontale correspondant à la moyenne des écarts et la courbe de tendance est représentée en.

De même que pour les données fantôme, en z, le recalage est reproductible avec toujours la même translation effectuée par l'algorithme de recalage (ET=0, voir Figure 3.13). Le Tableau 3.2 présente l'analyse de Bland-Altman correspondante. Les résultats montrent que l'erreur de positionnement (limite de concordance à 95%) induite par l'algorithme de recalage est inférieure à 0,57 mm dans la direction droite-gauche (x), inférieure à 0,97 dans la direction antérieure-postérieure (y) et inférieure à 0,27 mm dans la direction supérieure-inférieure (z). Pour le tangage et le roulis, cette erreur est inférieure à 0,36°. Elle est inférieure à 0,6 ° pour le lacet.

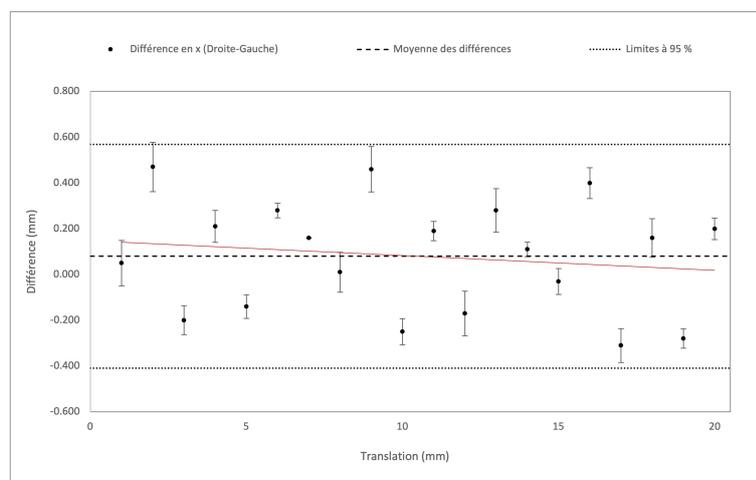


FIGURE 3.11 – Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en mm (n=10) entre les translations induites en x sur l'IRM du patient et les translations opérées par le logiciel de recalage

3.3. PRÉCISION DE L'ALGORITHME DE RECALAGE D'IMAGES

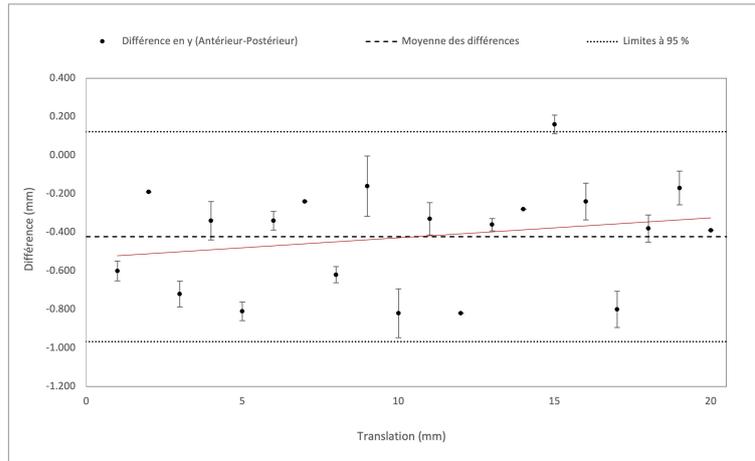


FIGURE 3.12 – Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en mm (n=10) entre les translations induites en y sur l'IRM du patient et les translations opérées par le logiciel de recalage

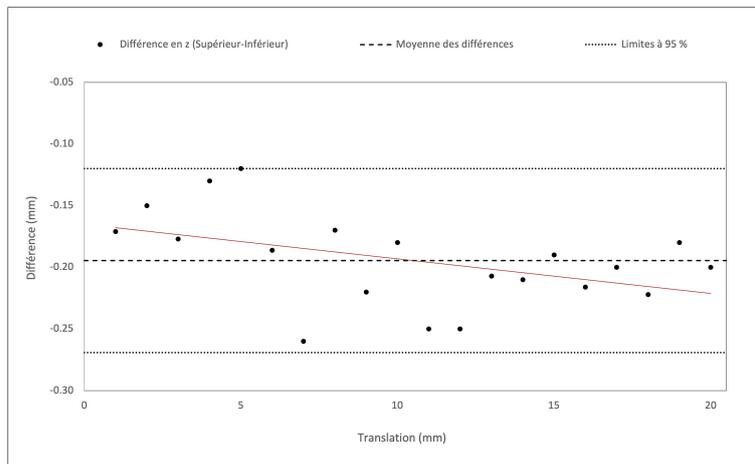


FIGURE 3.13 – Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en mm (n=10) entre les translations induites en z sur l'IRM du patient et les translations opérées par le logiciel de recalage

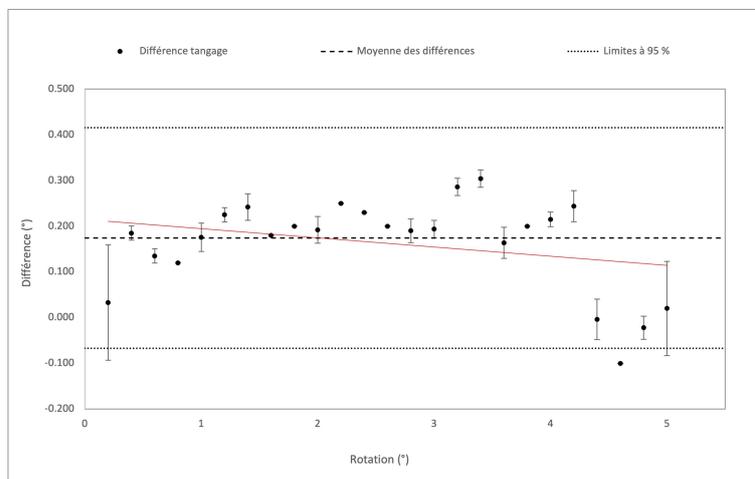


FIGURE 3.14 – Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en degré (n=10) entre les rotations induites autour de x (tangage) sur l'IRM du patient et les rotations opérées par le logiciel de recalage

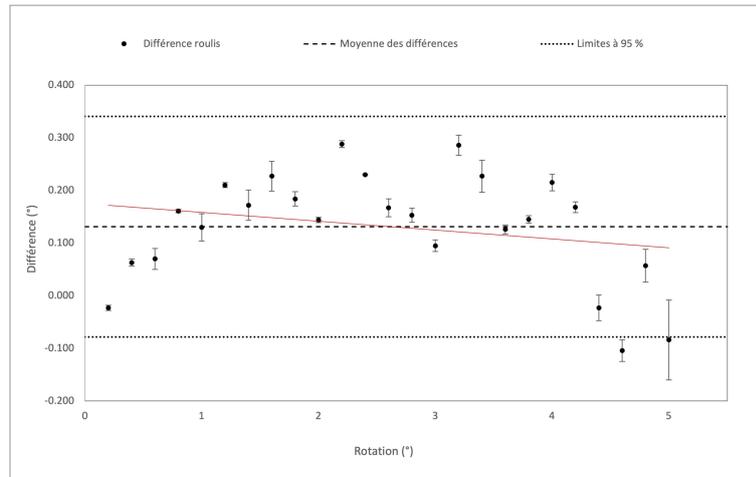


FIGURE 3.15 – Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en degré (n=10) entre les rotations induites autour de y (roulis) sur l'IRM du patient et les rotations opérées par le logiciel de recalage

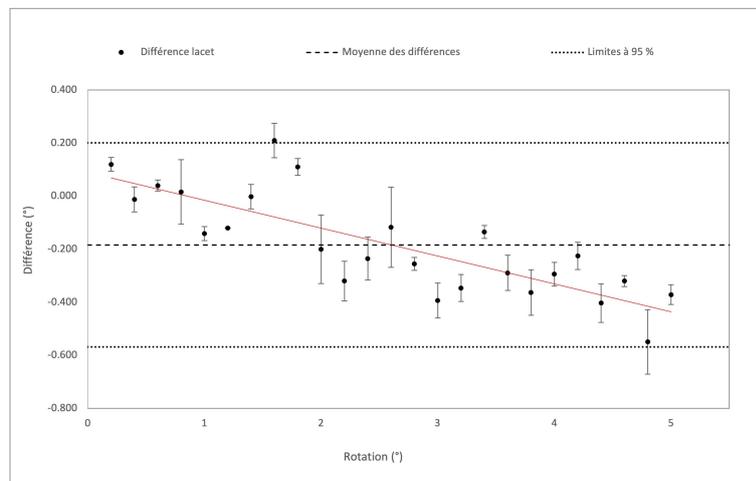


FIGURE 3.16 – Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en degré (n=10) entre les rotations induites autour de z (lacet) sur l'IRM du patient et les rotations opérées par le logiciel de recalage

	Moyenne des différences	Ecart- type	Limite d'accord à 95 % (supérieure)	Limite d'accord à 95 % (inférieure)	Expression de la courbe de tendance
x (mm)	0,08	0,24	0,57	-0,41	$y = -0,006x + 0,15$
y (mm)	-0,42	0,27	0,12	-0,97	$y = 0,01x - 0,53$
z (mm)	-0,19	0,04	-0,12	-0,27	$y = -0,003x - 0,16$
Tangage ϕ (°)	0,16	0,10	0,36	-0,04	$y = -0,02x + 0,21$
Roulis θ (°)	0,13	0,10	0,34	-0,08	$y = -0,017x + 0,17$
Lacet α (°)	-0,18	0,19	0,20	-0,57	$y = -0,1x + 0,09$

TABEAU 3.2 – Résultats de l'analyse de Bland-Altman associés à la précision de l'algorithme de recalage des images. Données cliniques TDM-IRM

3.3.4 Discussion

Tout d'abord, nous avons vérifié que l'algorithme de recalage utilisé est précis par rapport aux autres sources d'incertitude. Dans le cas d'un recalage monomodalité, pour les translations x et y , l'erreur de l'algorithme est inférieure à 0,35 mm pour une gamme de décalages induits comprise entre 0 et 20 mm. Pour les rotations, l'erreur est inférieure à $0,15^\circ$ pour des angles compris entre 0 et 5° . Une incertitude plus importante est obtenue le long de l'axe z , conduisant à une erreur de positionnement pouvant atteindre 0,75 mm.

Nous avons également évalué l'erreur de l'algorithme à partir de données cliniques TDM-IRM. D'une manière générale, on a constaté que l'erreur de recalage commise par l'algorithme augmente légèrement dans le cas de données multi-modales. Pour autant, on ne retrouve pas nécessairement les erreurs les plus grandes dans les mêmes directions que pour le recalage monomodalité. Pour les translations, l'erreur la plus importante est obtenue pour la translation en y , elle peut atteindre jusqu'à 0,97 mm. Pour les rotations, l'erreur la plus grande n'excède pas $0,6^\circ$.

Bien qu'elle ait été évaluée dans le chapitre précédent, une autre source d'incertitude qui n'a pas été abordée dans cette étude est celle des distorsions géométriques en IRM. Comme ces distorsions sont inhérentes à la technique, elles peuvent affecter le recalage monomodal ou multimodal effectué.

3.4 Evaluation des incertitudes de positionnement propres à la technique trimodalité

3.4.1 Objectif

L'objectif de cette expérimentation a premièrement été d'évaluer les incertitudes de positionnement intrinsèques à la technique trimodalité à l'aide d'un fantôme. Par la suite, l'objectif a été d'évaluer ces incertitudes de positionnement dans un cas clinique, c'est-à-dire, en tenant compte des possibles mouvements du patient.

3.4.2 Matériel et méthodes

3.4.2.1 Etude sur fantôme

Pour évaluer les incertitudes de positionnement associées à la technique de trimodalité indépendamment des mouvements du patient, le fantôme maison décrit précédemment (cf. § 3.3.2.2) a été utilisé.

L'étude comprend deux expériences, l'une dans laquelle le lit de transfert est utilisé (C1) et l'autre dans laquelle il ne l'est pas (C2). Lorsque le lit de transfert est utilisé, le fantôme est positionné sur la TEP/TDM, puis transféré à l'IRM, selon le schéma expérimental donné Figure 3.2.

Afin de maintenir la même position pour la TDM et l'IRM, les marques sur le masque du fantôme ont été centrées à l'aide de lasers de positionnement. Le reste de l'expérience est identique dans les deux cas. Le fantôme est positionné, dans des conditions similaires à celles de la radiothérapie, à l'aide d'une cale tête et d'un masque thermoformé fixé à un support qui est fixé de façon rigide au plan dur (voir Figure 3.1).

Toutes les données IRM ont été réalisées à l'aide de la configuration d'antennes dédiées radiothérapie GEM RT HNS, permettant une acquisition en position de traitement. Les images 3D millimétriques pondérées en T1 ont été acquises à l'aide de la séquence 3D CUBE correspondant à l'optimisation 3 décrite précédemment (cf. 2.3.2.2). Pour la TDM, les paramètres d'acquisition correspondaient aux conditions d'acquisition standard des plans de traitement de radiothérapie des cancers ORL au CHB. Elles étaient les suivantes : 120 kVp, un diamètre de reconstruction de 500 mm, une matrice de 512x512 et une épaisseur de coupe de 2,5 mm. Chaque expérience a été répétée 10 fois.

3.4.2.2 Etude clinique

3.4.2.2.1 Présentation de la cohorte

Cette étude a porté sur une cohorte de 30 patients atteints d'un cancer ORL (voir Tableau 3.3). Tous les patients ont été inclus dans un protocole d'essai clinique prospectif dans lequel l'IRM et la TEP/TDM ont été réalisées en position de traitement de radiothé-

3.4. EVALUATION DES INCERTITUDES DE POSITIONNEMENT PROPRES À LA TECHNIQUE TRIMODALITÉ

Caractéristiques	Nombre de patients (C1)	Nombre de patients (C2)
Démographie		
Age des patients		
<i>Médiane (gamme)</i>	60 (44-71)	59 (41-78)
<i>Moyenne (écart-type)</i>	61,2 ± 7,7	59,8 ± 10,1
Sexe des patients		
<i>Homme</i>	10 (66,7 %)	15 (100 %)
<i>Femme</i>	5 (33,3 %)	0 (0 %)
Clinique		
Localisation		
<i>Sinus</i>	2	1
<i>Amygdale</i>	6	1
<i>Langue</i>	5	3
<i>Palais</i>	1	0
<i>Epiglotte</i>	0	4
Stade TNM		
<i>I</i>	3	0
<i>II</i>	4	5
<i>III</i>	4	2
<i>IV</i>	0	4
<i>Non connu</i>	4	4

TABLEAU 3.3 – Liste des caractéristiques cliniques issues du dossier médical des patients atteints d'un cancer ORL inclus dans le protocole de recherche TRIMODAL.

rapie. Il s'agit du protocole TRIMODAL mis en place au Centre Henri Becquerel de Rouen et dont l'objectif principal est de mesurer les différences de volumes cibles de radiothérapie obtenus par des acquisitions trimodalités TEP, TDM, IRM en position de traitement.

3.4.2.2.2 Acquisition des données

L'acquisition des données pour la moitié des patients a été réalisée avec le système de transfert (C1). Ils ne se sont donc pas levés entre les deux examens. Ils sont passés de la TEP/TDM à l'IRM en gardant la même position. La durée de l'ensemble des acquisitions est de l'ordre de 45 min à 1h.

Pour l'autre moitié des patients, l'acquisition des données a été réalisée selon la configuration C2. Ils se sont déplacés d'une salle à l'autre. Les patients ont été positionnés en premier à la TEP/TDM. Ensuite, les patients se sont levés et ont été positionnés à l'IRM

dans les mêmes conditions qu'à la TEP/TDM. Ces 2 examens ont été réalisés le même jour, l'un à la suite de l'autre. La suite des examens a été réalisée dans les mêmes conditions de positionnement pour chacune des expériences. Les patients ont été placés en position de traitement. Ils étaient installés avec un masque thermoformé, ainsi que des cales en fonction du degré de flexion requis pour une position confortable. Une deuxième cale était positionnée sous les genoux. Les images TDM et IRM ont été acquises et reconstruites dans les mêmes conditions que celles utilisées lors de l'expérience sur le fantôme. De la même manière, les images IRM ont été recalées sur les images TDM en utilisant l'algorithme de recalage rigide automatique BODY, précédemment évalué, ce qui a conduit à une matrice de transformation 3D. Les translations appliquées lors du processus de recalage ont été obtenues directement avec cette matrice. Comme précédemment, la résolution de l'Equation 3.1 a permis d'obtenir les valeurs des rotations appliquées lors du processus de recalage.

3.4.2.3 Evaluation statistique

Pour l'étude sur fantôme ($n=10$) et l'étude sur patients ($n=15$ patients), une analyse statistique descriptive a été effectuée sur les 2 configurations pour évaluer les déplacements en translation et en rotation effectués par l'algorithme de recalage sur les images TDM-IRM. Un test t univarié a été utilisé pour déterminer si les décalages moyens étaient significativement différents de 0 ($p < 0,05$) pour chaque configuration.

3.4.3 Résultats

3.4.3.1 Etude sur fantôme

Les Figures 3.17 et 3.18 correspondent à des diagrammes en boîte représentant les translations et rotations effectuées pour recalcr les images des fantômes TDM et IRM. Les diagrammes en boîte représentent la moyenne, l'écart interquartile, l'intervalle des décalages et la valeur p du test t. Les résultats numériques associés sont indiqués dans les Tableaux 3.4 (translations) et 3.5 (rotations).

Si l'on compare d'une part les Tableaux 3.1 et 3.2 avec le Tableau 3.4, et d'autre part les

3.4. EVALUATION DES INCERTITUDES DE POSITIONNEMENT PROPRES À LA TECHNIQUE TRIMODALITÉ

Translation (mm)	Dte-Gche (C1)	Dte-Gche (C2)	Ant-Post (C1)	Ant-Post (C2)	Sup-Inf (C1)	Sup-Inf (C2)
Intervalle des décalages	[-3,60;-1,20]	[-1,50;2]	[-0,70;0,30]	[0,90;1,90]	[-2,20 :2,50]	[-0,90;2,10]
Moyenne	-2,70	0,34	-0,50	1,44	1,15	0,82
Médiane	-2,90	0,50	-0,50	1,45	0,90	1,40
Ecart interquartile	-0,60	1,50	0,20	0,30	2,80	1,40

TABLEAU 3.4 – Résultats de l’analyse statistique descriptive des erreurs en translation de positionnement du fantôme entre les acquisitions TDM et IRM selon la configuration utilisée (C1 ou C2).

Tableaux 3.1 et 3.2 avec le Tableau 3.5, on constate qu’en général, quelle que soit la configuration utilisée, l’erreur de positionnement est plus élevée que l’erreur provenant de l’algorithme de recalage. On note tout de même que dans la direction antérieure-postérieure pour la configuration C1, l’erreur de l’algorithme de recalage, pour des données TDM-IRM, est du même ordre de grandeur que l’erreur de positionnement.

De plus, il n’y a pas de réel gain en précision de positionnement en utilisant le système de transfert (C1) par rapport à un repositionnement complet du fantôme (C2) entre les acquisitions TDM et IRM. Il y a une erreur systématique pour la translation, sauf dans la direction supérieure-inférieure, et pour la rotation lorsque le système de transfert est utilisé. Cette erreur peut atteindre 3 mm en translation et 1,7° en rotation. Le test t montre des différences significatives par rapport à 0 avec C1 pour les translations gauche-droite ($p < 0,0001^*$) et antéro-postérieures ($p < 0,0001^*$). Pour les rotations, il existe des différences significatives pour chaque angle. Avec C2, il y a des différences significatives par rapport à 0 uniquement pour les translations antéro-postérieures ($p < 0,0001^*$) et supérieures-inférieures ($p = 0,011$).

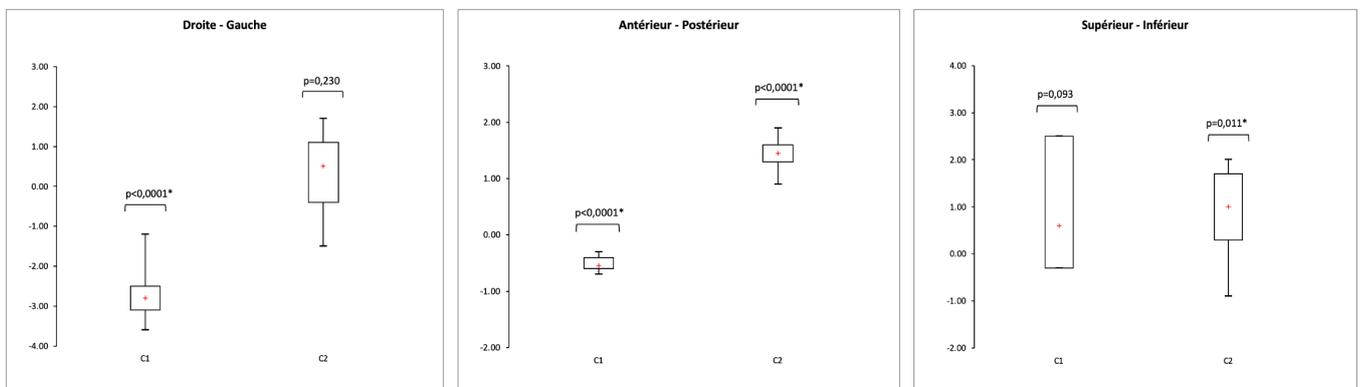


FIGURE 3.17 – Diagrammes en boîte représentant les translations (mm) effectuées sur les images TDM-IRM du fantôme physique par l’algorithme de recalage, à gauche avec C1 et à droite avec C2. Moyenne (Croix rouge), écart interquartile, intervalle des décalages (Barre verticale) (n=10, * valeur $p < 0,05$).

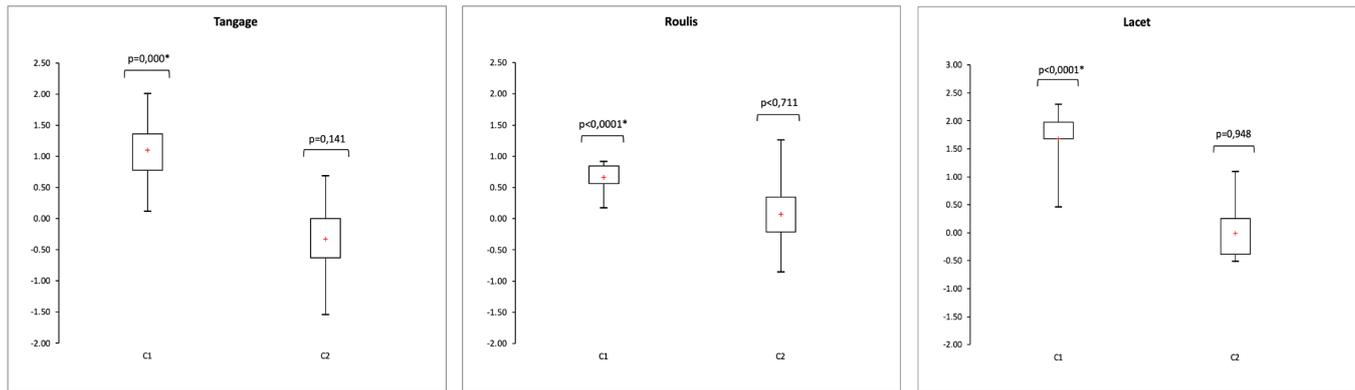


FIGURE 3.18 – Diagrammes en boîte représentant les rotations (°) effectuées sur les images TDM-IRM du fantôme physique par l’algorithme de recalage à gauche avec C1 et à droite avec C2. Moyenne (Croix rouge), écart interquartile, intervalle des décalages (Barre verticale) (n=10, * valeur $p < 0,05$).

Rotation (°)	Tangage (C1)	Tangage (C2)	Roulis (C1)	Roulis (C2)	Lacet (C1)	Lacet (C2)
Intervalle des décalages	[0,11;2,01]	[-1,55;0,69]	[0,17;0,92]	[-0,86;1,26]	[0,46;2,29]	[-0,52;1,09]
Moyenne	1,10	-0,33	0,66	0,07	1,68	-0,01
Médiane	1,12	-0,29	0,74	-0,14	1,86	-0,29
Ecart interquartile	0,59	0,63	0,29	0,56	0,30	0,65

TABLEAU 3.5 – Résultats de l’analyse statistique descriptive des erreurs en rotation de positionnement du fantôme entre les acquisitions TDM et IRM selon la configuration utilisée (C1 ou C2).

3.4.3.2 Etude clinique

Les Figures 3.19 et 3.20 correspondent aux diagrammes en boîte représentant respectivement les translations et les rotations effectuées pour recalibrer les données des patients TDM et IRM. Ces diagrammes en boîte représentent la moyenne, l’écart interquartile, l’intervalle de décalage et la valeur p du test t . Les résultats numériques associés sont présentés dans les Tableaux 3.6 (translations) et 3.7 (rotations).

Là encore, ces résultats ne montrent aucun gain réel dans la précision du positionnement lors de l’utilisation du système de transfert par rapport à un repositionnement complet du patient entre les acquisitions TDM et IRM. Le test t montre des différences significatives par rapport à 0 pour C1 sur les déplacements antéro-postérieurs et de roulis, tandis que pour C2, on constate une différence significative par rapport à 0 uniquement sur les déplacements gauche-droite.

3.4. EVALUATION DES INCERTITUDES DE POSITIONNEMENT PROPRES À LA TECHNIQUE TRIMODALITÉ

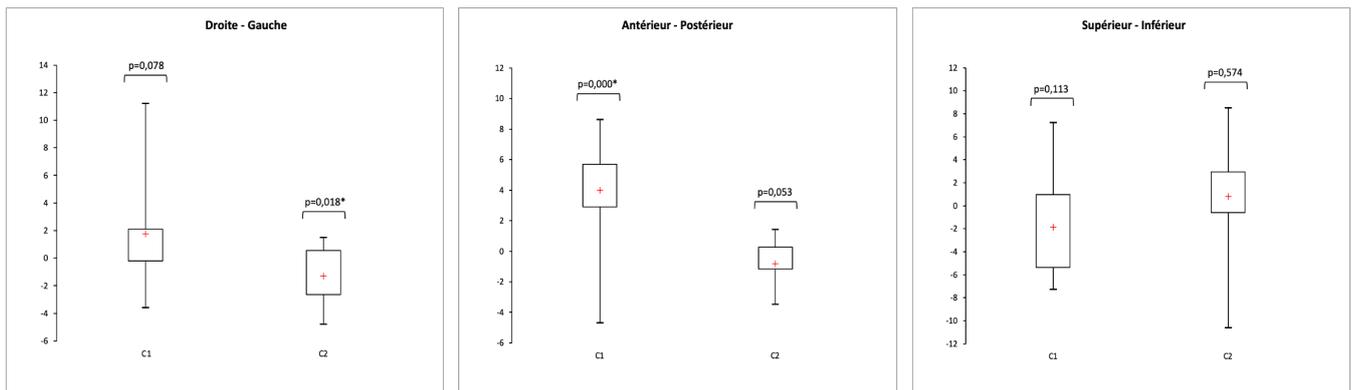


FIGURE 3.19 – Diagrammes en boîte représentant les translations (mm) effectuées sur les images TDM-IRM des données patients par l’algorithme d’enregistrement, à gauche avec C1 et à droite avec C2. Moyenne (Croix rouge), écart interquartile, intervalle des décalages (Barre verticale) (n=15, * valeur $p < 0,05$).

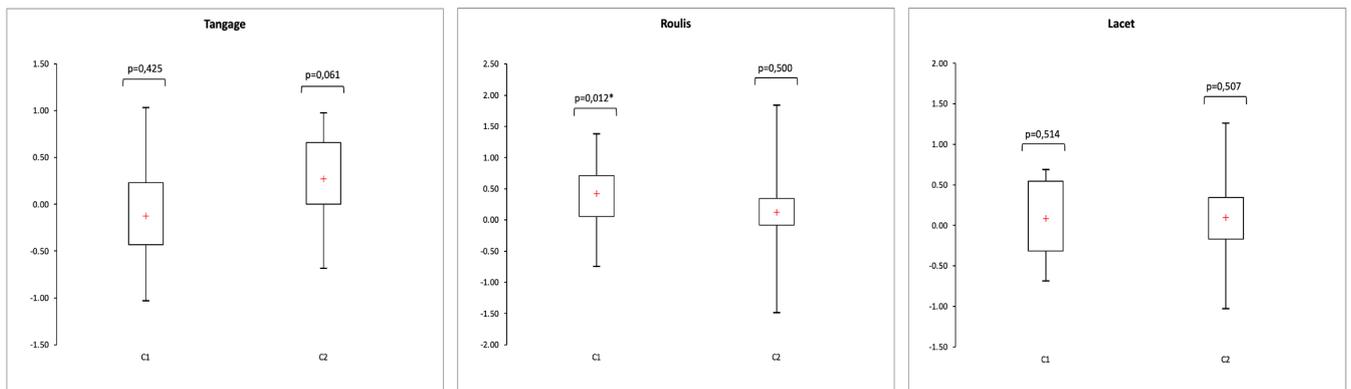


FIGURE 3.20 – Diagrammes en boîte représentant les rotations (°) effectuées sur les images TDM-IRM des données du patient par l’algorithme d’enregistrement, à gauche avec C1 et à droite avec C2. Moyenne (Croix rouge), écart interquartile, intervalle des décalages (Barre verticale) (n=15, * valeur $p < 0,05$).

Translation (mm)	Dte-Gche (C1)	Dte-Gche (C2)	Ant-Post (C1)	Ant-Post (C2)	Sup-Inf (C1)	Sup-Inf (C2)
Intervalles des décalages	[-3,60;11,20]	[-4,80;1,50]	[-4,70;8,60]	[-3,50;1,40]	[-7,30;7,20]	[-10,60;8,50]
Moyenne	1,75	-1,31	4,00	-0,83	-1,87	0,79
Médiane	1,20	-1,50	3,70	-0,70	-2,40	1,80
Ecart interquartile	2,30	3,20	2,80	1,40	6,30	3,55

TABEAU 3.6 – Résultats de l’analyse statistique descriptive des erreurs en translation de positionnement des patients entre les acquisitions TDM et IRM selon la configuration utilisée (C1 ou C2).

Rotation (°)	Tangage (C1)	Tangage (C2)	Roulis (C1)	Roulis (C2)	Lacet (C1)	Lacet (C2)
Intervalle des décalages	[-1,03;1,03]	[-0,69;0,97]	[-0,74;1,37]	[-1,50;1,83]	[-0,69;0,69]	[-1,03;1,26]
Moyenne	-0,13	0,27	0,42	0,11	0,08	0,09
Médiane	-0,23	0,29	0,57	0,06	0,11	0,11
Ecart interquartile	0,66	0,66	0,66	0,43	0,86	0,52

TABEAU 3.7 – Résultats de l’analyse statistique descriptive des erreurs en rotation de positionnement des patients entre les acquisitions TDM et IRM selon la configuration utilisée (C1 ou C2).

3.4.4 Discussion

Dans cette dernière partie, nous avons évalués les incertitudes de positionnement intrinsèques aux 2 configurations de trimodalité. Premièrement dans le cas d'un fantôme statique et ensuite sur des images cliniques.

Dans le cas de l'évaluation à partir des données du fantôme, les incertitudes obtenues sont inférieures à 3,6 mm en translation lorsque le système de transfert est utilisé et inférieures à 2,1 mm lorsque le fantôme est repositionné (voir Tableau 3.4). Les incertitudes sont inférieures à 2,3° avec le système de transfert et inférieures à 1,5° avec la technique de repositionnement pour les rotations (voir Tableau 3.5). Dans la configuration utilisant le système de transfert, C1, il y a des différences significatives par rapport à 0 pour les translations et les rotations. Ces erreurs systématiques sont présentes quelle que soit la direction des translations et des rotations, sauf le long de l'axe z. Dans le cas de C2, il y a des différences significatives par rapport à 0 uniquement pour les translations.

Bien que le masque limite tous les mouvements, il existe une variabilité spécifique à l'utilisation du lit de transfert. Le fait qu'il s'agisse d'un système sur coussin d'air avec une compression activée lors de chaque positionnement sur un appareil d'imagerie peut être responsable d'une légère erreur de positionnement. Par ailleurs, il existe des incertitudes de positionnement du plateau Zephyr XL sur chaque imageur. L'absence d'un système d'indexation performant ne permet pas d'obtenir précisément la même position sur chaque imageur dans les directions droite-gauche et supérieure-inférieure. Compte tenu de la précision exigée en radiothérapie, des améliorations techniques du dispositif de transfert sont nécessaires pour atteindre un niveau égal ou supérieur à la configuration C2.

Néanmoins, avec la seconde configuration, des degrés de liberté existent. C'est notamment le cas au niveau du positionnement du plan dur utilisé pour l'IRM (voir Figure 3.21), où il existe un degrés de liberté en roulis de l'ordre de 0,2° et un degrés de liberté en droite-gauche pouvant aller jusqu'à 3,6 mm.

Enfin, les incertitudes de positionnement ont été évaluées pour les deux techniques avec 2 cohortes de patients dans les conditions cliniques de la radiothérapie. Il existe des

différences significatives par rapport à 0 pour C1 selon un axe de translation et un angle de rotation. Dans le cas de C2, il n'y a une différence significative que pour un seul axe de translation. Le masque de radiothérapie permet de minimiser les translations et les rotations, que l'on utilise ou non le système de transfert. Lors de l'utilisation du système de transfert, les translations et rotations antéro-postérieures peuvent être limitées par le poids du patient, ce qui réduit la variabilité associée à la compression du système sur coussin d'air par rapport à l'étude réalisée sur fantôme. L'impact des mouvements du patient a été faible dans les deux cas. Hormis quelques valeurs extrêmes, les translations moyennes obtenues sont comprises entre 0 et 4 mm. Toutes les rotations obtenues sont inférieures à $1,8^\circ$. Par contre, d'un point de vue clinique, la non utilisation d'un système de transfert est favorable à cette solution en termes de souplesse d'utilisation pour le personnel, la synchronisation temporelle des 2 examens étant beaucoup moins contraignante. De plus, la durée totale des 2 examens sans pouvoir se lever est une contrainte supplémentaire pour le patient.

Le système de transfert étudié a également été évalué en translation uniquement dans 2 études. Dans la première [[Samarin et al. 2015](#)], les auteurs ont trouvé des erreurs moyennes plus élevées chez 31 patients (abdomen, thorax et pelvis) que dans notre expérience : 8,1 mm en x, 5 mm en y et 4,9 mm en z. Dans la seconde [[Bostel et al. 2018](#)], sur une cohorte de 20 patients (cancer pelvien), les auteurs ont trouvé des erreurs du même ordre de grandeur que celles obtenues dans notre expérience, sauf en antéro-postérieur où nous avons trouvé une plus petite plage de valeurs (0 à 4,8 mm vs. 0 à 18 mm).

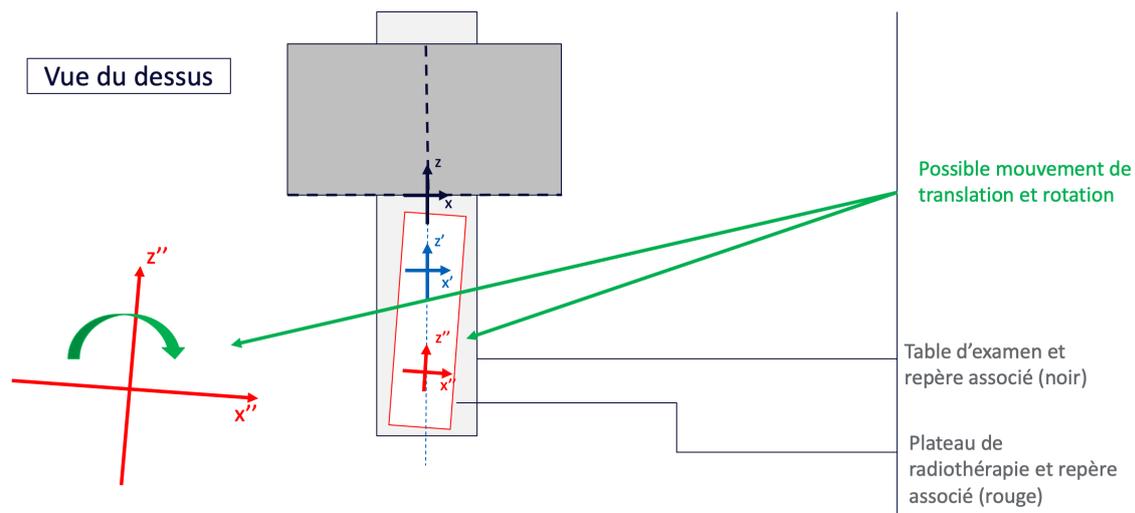


FIGURE 3.21 – Degrés de liberté du plateau de radiothérapie à l'IRM

3.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons évalué l'ensemble des incertitudes de positionnement intrinsèques à 2 configurations d'imagerie trimodalité TEP/TDM-IRM qu'il est possible d'utiliser en planification du traitement par radiothérapie. La première, C1, consiste à utiliser un système de transfert permettant de ne pas relever le patient entre les 2 acquisitions. Au contraire, pour la seconde configuration, C2, le patient se lève et est repositionné de manière identique pour chaque acquisition.

Dans un premier temps, nous nous sommes intéressés à la précision de l'algorithme automatique utilisé pour le recalage d'images. Même si cette étape ne constitue pas la principale source d'incertitudes de positionnement des images trimodales, elle est bien présente. Il est indispensable de l'évaluer, ce d'autant que le recalage d'images constitue l'étape finale pour corriger les incertitudes de positionnement sous les appareils d'imagerie. Dans ce travail, nous l'avons évalué à des valeurs inférieures à 1 mm en translation et à 0.6° en rotation dans le cas de données cliniques (voir Tableaux 3.6 et Tableaux 3.7).

Nous avons également évalué les incertitudes de positionnement propres aux deux solutions de trimodalité. Nous avons constaté que le système de transfert, a priori séduisant dans son principe, ne permet pas de minimiser les incertitudes de positionnement, par rapport à la configuration C2. Les décalages obtenus en translation et en rotation sont du même ordre de grandeur pour les deux configurations étudiées. Des améliorations

3.5. CONCLUSION

techniques du système de transfert sont sûrement possibles. Néanmoins, l'utilisation de ce système présente deux inconvénients. L'un organisationnel, impose une synchronisation très forte de disponibilité des 2 dispositifs d'imagerie médicale et des équipes prenant en charge le patient. L'autre, porte sur le confort du patient, car celui-ci doit rester allongé, immobile pendant une durée de 45 min à 1h.

Au total, il est important de noter que malgré la présence de décalages, les conditions d'acquisitions et les contentions de radiothérapie permettent de limiter l'utilisation d'outils de recalage, d'obtenir une bonne correspondance des examens et de sécuriser la prise en charge du traitement.

Chapitre 4

Etude des distorsions géométriques induites par l'IRM appliquées à la radiothérapie stéréotaxique intracrânienne

Sommaire

4.1	Introduction	129
4.2	Base de données patients	131
4.2.1	Patients	131
4.2.2	Données IRM	131
4.2.3	Données TDM	132
4.2.4	Données de planification du traitement	132
4.2.5	Traitement préalable des données et détermination de la position de la lésion	133
4.2.6	Distribution des PTV en fonction de la position des lésions	133
4.3	Distorsions résiduelles induites par le système d'imagerie	134
4.3.1	Objectif	134
4.3.2	Matériel et Méthodes	134
4.3.3	Résultats et discussion	135

4.4 Distorsions induites par le patient	137
4.4.1 Objectif	137
4.4.2 Matériel et Méthodes	137
4.4.3 Résultats	138
4.4.4 Discussion	140
4.5 Impact des distorsions sur le plan de traitement de radiothérapie	141
4.5.1 Objectif	141
4.5.2 Matériel et Méthodes	142
4.5.3 Résultats	145
4.5.4 Discussion	149
4.6 Conclusion	152

4.1 Introduction

Pour commencer, rappelons que les distorsions géométriques globales ΔB sont données par l'Equation 4.1 avec ΔB_0 les distorsions dues à l'hétérogénéité du champ magnétique principal B_0 , ΔB_G les distorsions dues à la non-linéarité des gradients, ΔB_χ les distorsions dues aux effets de susceptibilité magnétique et ΔB_{CS} les distorsions dues aux effets de déplacement chimique.

$$\Delta B = \Delta B_0 + \Delta B_G + \Delta B_\chi + \Delta B_{CS} \quad (4.1)$$

Dans le chapitre 2, nous avons évalué les distorsions géométriques liées à l'imagerie IRM présent au Centre Henri Becquerel de Rouen. Nous avons constaté que malgré la correction 3D fourni par le constructeur, des distorsions résiduelles existent, qu'elles dépendent de la position du tissu dans l'IRM et de la bande passante d'acquisition. Comme mentionné dans le chapitre 1, l'IRM constitue l'imagerie de référence pour la prise en charge des tumeurs cérébrales. Dans le cas de traitements en conditions stéréotaxiques, un haut niveau de précision est requis en raison de la taille réduite des tumeurs et de la présence de forts gradients de dose. Comme indiqué dans la conclusion du chapitre 1 diverses recommandations ont été présentées par [Putz et al. 2020] pour l'utilisation de l'IRM dans la prise en charge des tumeurs cérébrales par radiothérapie stéréotaxique. L'une de ces recommandations indique qu'il est préférable que les distorsions géométriques présentes soient inférieures au millimètre.

La présence de distorsions géométriques résiduelles étant avérée, des études ont porté sur la prise en compte de ces dernières lors de la planification du traitement par radiothérapie de métastases cérébrales [Jursinic et al. 2005, Pappas et al. 2017, Karaiskos et al. 2014]. Il ressort de ces travaux, que les distorsions résiduelles atteignent entre 0,1 mm et 1,9 mm et peuvent induire des erreurs dosimétriques de l'ordre de 20 % au niveau de la dose reçue par 95 % du volume cible [Pappas et al. 2017]. Pour [Karaiskos et al. 2014], elles seraient de 32 % pour la dose reçue par 99 % du volume cible. Dans le cas de ces études, les distorsions induites par le patient n'ont pas été prises en compte.

Les distorsions de susceptibilités ont été étudiées par [Stanescu et al. 2012, Lundman et al. 2017, Wachowicz et al. 2010]. Pour l'ensemble de ces travaux, diverses localisations et valeurs de B_0 ont été étudiées. En particulier, dans le cas de lésions intracrâniennes, les distorsions de susceptibilité peuvent atteindre jusqu'à 2,6 mm pour un champ magnétique de 1,5 T d'après [Stanescu et al. 2012].

Une étude réalisée par [Adjeiwaah et al. 2019] a porté sur l'impact dosimétrique des distorsions induites par le système ($B_0 = 3$ T) et des distorsions induites par le patient dans le cas de la prise en charge de cancers ORL par radiothérapie avec un traitement par arcthérapie (n = 21 patients). Des champs de déformation correspondant à chaque type de distorsions ont été créés et ont été utilisés pour déformer le TDM de planification du traitement. Le plan de traitement a ensuite été appliqué sur le TDM déformé dues aux distorsions. La différence de dose entre ces 2 plans de traitement n'a pas excédé 2 % dans le volume cible pour tous les paramètres dosimétriques évalués. Il faut remarquer des différences importantes entre cet article et notre expérimentation : champs $B_0 = 3$ T vs. 1,5 T, tumeurs ORL vs. cérébrales, traitement par arcthérapie vs. stéréotaxie, conditions d'acquisition des images IRM, en particulier la bande passante.

Dans ce chapitre, nous allons évaluer plus précisément l'influence de l'ensemble des distorsions globales, c'est à dire du système d'imagerie et de susceptibilité magnétique du patient, sur sa prise en charge en stéréotaxie intracrânienne. Ce travail sera réalisé sur une base de données patients rétrospective. A partir de la position de la tumeur, dans un 1er temps nous évaluerons les distorsions géométriques résiduelles dues au système d'imagerie sur les lésions de notre base de données selon les 3 bandes passantes étudiées précédemment. Dans un second temps, nous allons évaluer les distorsions liées à la susceptibilité magnétique induites par le patient. Pour terminer, nous proposerons une méthode permettant d'évaluer l'impact des distorsions globales (système + patient) sur la qualité du traitement par radiothérapie.

Caractéristiques	Nombre de patients
Démographie	
Age des patients	
<i>Médiane (gamme)</i>	68 (47-86)
<i>Moyenne (écart-type)</i>	68,5 ± 9,2
Sexe des patients	
<i>Homme</i>	12 (60 %)
<i>Femme</i>	8 (40%)
Clinique	
Cancer primitif	
<i>Poumon</i>	13
<i>Sein</i>	2
<i>Vessie</i>	1
<i>Ovaire</i>	1
<i>Endomètre</i>	1
<i>Glioblastome</i>	1
<i>Parotide</i>	1
Irradiation	
<i>Première</i>	14
<i>Seconde ou plus</i>	6

TABLEAU 4.1 – Caractéristiques cliniques issues du dossier médical des patients atteints d'une lésion cérébrale.

4.2 Base de données patients

4.2.1 Patients

Cette étude a porté sur une cohorte de 20 patients traités pour des lésions intracrâniennes au CHB, soit 26 lésions au total. Les patients ont signé un consentement pour l'utilisation de leurs données à des fins de recherche médicale (voir Tableau 4.1). Ils ont tous été traités par radiothérapie stéréotaxique hypofractionnée.

4.2.2 Données IRM

Au préalable de la planification du traitement par radiothérapie, une IRM a été réalisée pour chaque patient. Afin que 2 examens IRM ne soient pas réalisés, les patients ont bénéficié d'un seul examen, diagnostique et de planification du traitement par radiothérapie. De ce fait, les images ont été acquises avec l'antenne HNU (voir Figure 2.1) et le patient n'était pas en position de traitement. L'imagerie IRM correspondait à la séquence 3D

FSPGR injecté étudiée dans la partie 2.4. Pour rappel, les principaux paramètres d'acquisitions de cette séquence étaient les suivants : plan axial, FOV 25,6 cm, matrice 256x256, épaisseur de coupe de 1 mm, angle de bascule de 15°, TR = 8,5 ms, TE = 4,2 ms, codage de lecture en antéro-postérieur, bande passante de 244 Hz/px, algorithme de correction de distorsions 3D.

4.2.3 Données TDM

Un examen TDM, pour la planification du traitement par radiothérapie, a été réalisé pour chaque patient le même jour que l'examen IRM. La position du traitement par radiothérapie a été définie. Un système non invasif type Brainlab a été utilisé comme contention, il s'agit d'un masque bivalve représenté sur la Figure 4.1. L'acquisition TDM a ensuite été réalisée avec les paramètres suivants : 120 kVp, une épaisseur de coupe de 1,25 mm, une matrice 512x512, un diamètre de reconstruction de 500 mm.



FIGURE 4.1 – Masque bivalve, système non invasif type Brainlab ExacTrac Dynamic 4Pi

4.2.4 Données de planification du traitement

L'ensemble des patients ont été traités par radiothérapie stéréotaxique hypofractionnée, soit 33 Gy ou 27 Gy délivrés en 3 séances. Il s'agissait d'un faisceau de photons de 6 MV délivrés par arcthérapie conformationnelle dynamique avec 3 arcs non coplanaires.

Le débit était de 600 UM/min. Le PTV a été défini comme étant le GTV additionné d'une marge de 1 à 2 mm suivant les cas. La planification a été optimisée de telle manière à ce que 100 % du volume reçoive 80 % de la dose prescrite.

4.2.5 Traitement préalable des données et détermination de la position de la lésion

Dans un 1er temps, les données IRM et TDM ont été recalées à l'aide de l'algorithme de recalage rigide automatique CT-MR BODY du module AW Server® (Version 3.2 (GE Healthcare)) étudié précédemment.

Dans un 2ème temps, chaque lésion a été caractérisée par la distance entre son centre de masse et l'isocentre du système d'imagerie. Le centre de masse des lésions a été déterminé à partir d'une fonction Matlab. L'information sur les coordonnées du centre de masse a été obtenue après avoir extrait les régions d'intérêt correspondant aux lésions et création d'un masque pour chacune d'elles. Puis, la distance radiale 3D entre le centre de masse de la lésion et l'isocentre du système d'imagerie a été calculé.

4.2.6 Distribution des PTV en fonction de la position des lésions

Sur la Figure 4.2 est donnée la distribution des volumes du PTV des lésions en fonction de la position de leur centre de masse par rapport à l'isocentre du système d'imagerie.

On constate que les lésions sont relativement proches du centre du cerveau. La majorité des centres de masse des lésions se situe entre 45 et 70 mm de l'isocentre. La plus petite distance est de 22,6 mm et la plus grande de 80 mm. Sur l'ensemble de la cohorte, la distance moyenne était de 54,2 mm. Concernant les volumes des PTV, on constate que la plupart d'entre eux sont inférieurs à 20 cm³. Le volume du PTV le plus grand est de 33,8 cm³, le plus petit est de 0,3 cm³ et le PTV moyen est de 10,4 cm³.

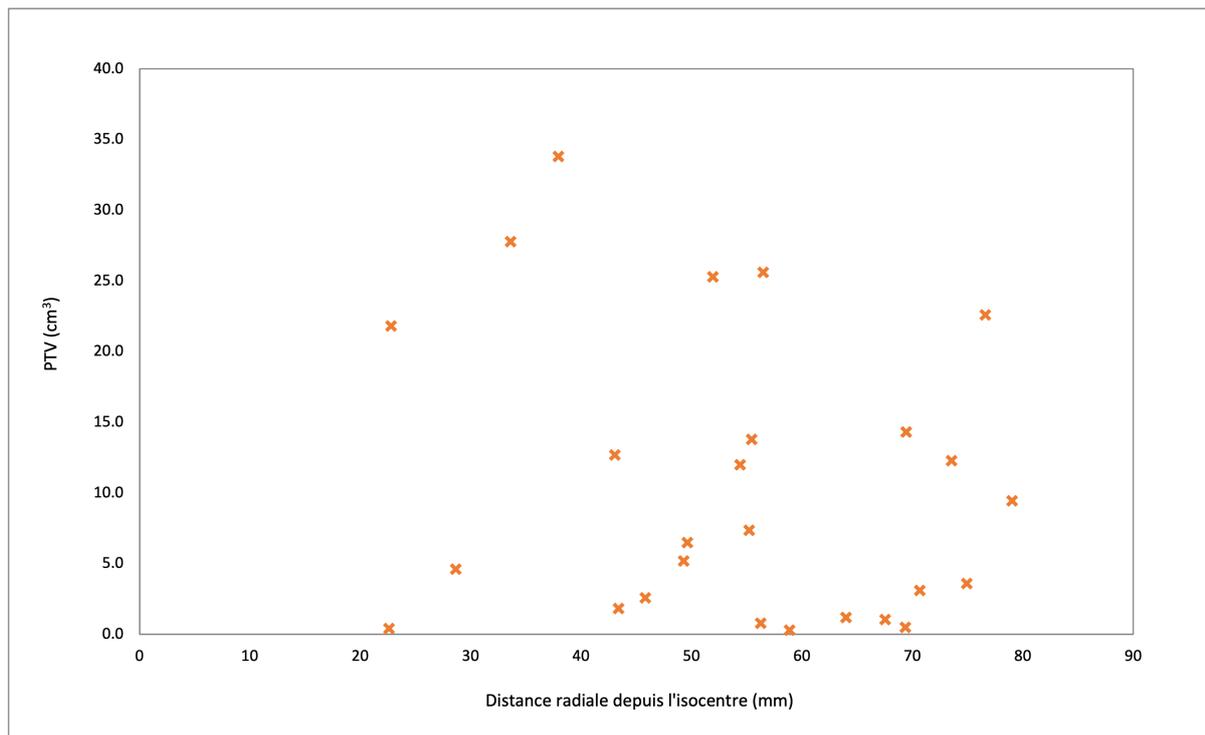


FIGURE 4.2 – Graphique de la distribution du volume des PTV en fonction de la position du centre de masse de la lésion par rapport à l'isocentre du système d'imagerie

4.3 Distorsions résiduelles induites par le système d'imagerie

4.3.1 Objectif

L'objectif de cette expérimentation a été d'évaluer les distorsions géométriques résiduelles induites par le système d'imagerie avec la séquence 3D FSPGR sur les centres de masse des lésions de notre base de données pour les 3 bandes passantes étudiées précédemment.

4.3.2 Matériel et Méthodes

En utilisant la distance entre l'isocentre de la machine et le centre de masse de la lésion (voir Figure 4.3), ainsi que les résultats obtenus dans la partie 2.4.3 du Chapitre 2, la distorsion géométrique résiduelle a été déterminée pour chacune des lésions pour les bandes passantes de 122, 244 et 488 Hz/px.

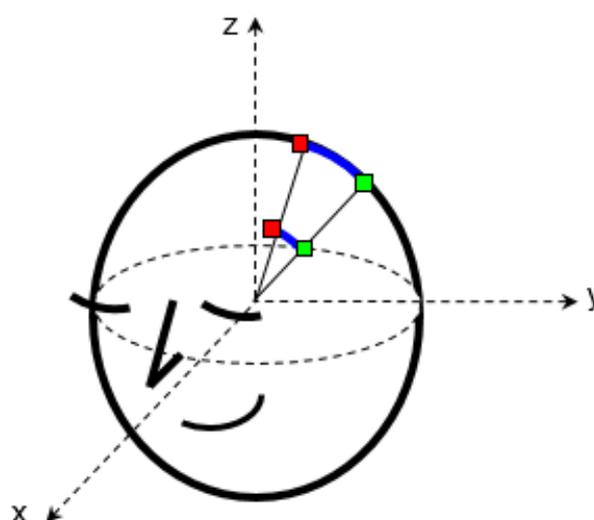


FIGURE 4.3 – Schéma caractérisant la distance entre le centre de masse des lésions (rouge et vert) et l'isocentre, qui est le centre du repère.

	<i>Minimum (mm)</i>	<i>Médiane (mm)</i>	<i>Moyenne (mm)</i>	<i>Maximum (mm)</i>	<i>Ecart-type (mm)</i>
BP 122 Hz/px	0	0,45	0,46	0,94	0,22
BP 244 Hz/px	0,07	0,37	0,38	0,71	0,17
BP 488 Hz/px	0,001	0,35	0,37	0,69	0,18

TABLEAU 4.2 – Résultats de l'analyse statistique descriptive des distorsions géométriques résiduelles induites par le système d'imagerie pour les 3 bandes passantes sur 26 lésions.

Des statistiques descriptives ont été réalisées sur les distorsions résiduelles estimées sur notre base de données pour chaque bande passante.

4.3.3 Résultats et discussion

La Figure 4.4 présente le graphique des distorsions résiduelles induites par le système pour chaque lésion en fonction de sa distance radiale depuis l'isocentre et pour chacune des bandes passantes. On y retrouve également la courbe de tendance linéaire associée à chaque bande passante. Dans le Tableau 4.2 sont présentées les statistiques descriptives correspondantes.

On constate une augmentation des distorsions résiduelles pour les lésions qui s'éloignent de l'isocentre même si cela n'est pas systématique. De plus, comme présenté dans la partie 2.4.3, on retrouve une diminution des distorsions résiduelles suivant la valeur de la bande passante. En effet, la gamme de valeurs des distorsions se réduit lorsque la bande passante augmente. On constate que la majorité des distorsions obtenues se trouvent

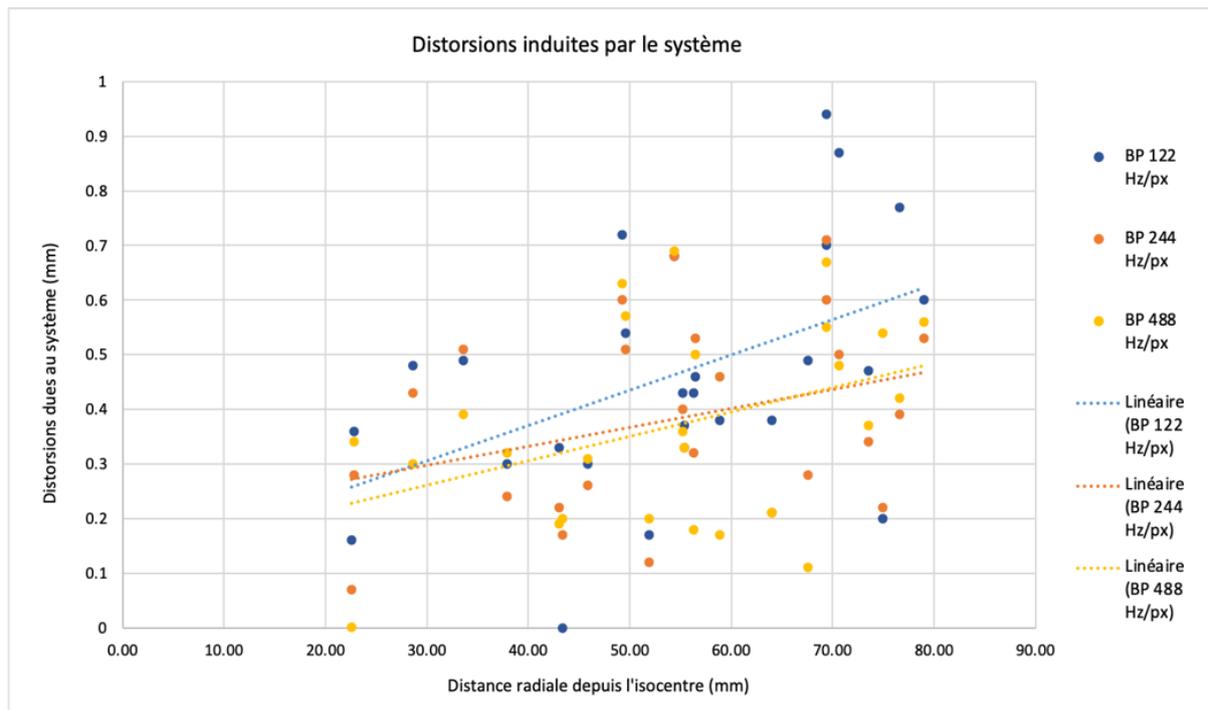


FIGURE 4.4 – Graphique représentant les distorsions géométriques résiduelles induites par le système d'imagerie pour chaque lésion, et pour les 3 bandes passantes, en fonction de la distance radiale depuis l'isocentre.

entre 0,2 mm et 0,6 mm, et qu'au maximum elles sont de 0,69 mm à 0,99 mm, selon la bande passante. Ces résultats viennent du fait que les lésions sont relativement proche de l'isocentre. En effet, la majorité des lésions étudiées sont situées à moins de 100 mm de l'isocentre. Néanmoins, il est important de souligner que pour certaines lésions, la distorsion géométrique induite par le système atteint déjà quasiment 1 mm sachant que les distorsions induites par le patient ne sont pas encore considérées. Ces résultats sont en accord avec ceux de la littérature mentionnés dans la partie 4.1, avec des distorsions induites par le système pouvant aller jusqu'à 1,9 mm [Pappas et al. 2017].

Actuellement, il n'existe pas de consensus sur le fait de prendre en compte les distorsions géométriques résiduelles, et si oui, de quelle manière. Certains auteurs [Alzahrani et al. 2020] proposent de se baser soit sur la distorsion résiduelle maximum ou moyenne dans le cadre de la planification du traitement par radiothérapie propre à la machine. Pour autant, une étude au cas par cas nécessite d'ajouter une étape supplémentaire lors de la planification du traitement en routine clinique et d'avoir les outils nécessaires pour le faire.

Il est également à noter que les distorsions les plus élevées ne sont pas nécessairement

obtenues pour les lésions les plus éloignées de l'isocentre. En effet, l'ampleur des distorsions résiduelles sont différentes en Z, par rapport au plan (X,Y). Comme signalé dans le Chapitre 2, la zone couverte par le fantôme a été une limitation. En effet, certains patients présentaient des lésions au-delà de la zone étudiée dans ce Chapitre. Une seconde limite de ce travail a été de considérer la distorsion géométrique uniquement au niveau du centre de masse de la lésion. On peut imaginer que, pour les lésions volumineuses, la distorsion induite par le système peut être différente sur les bords du volume.

4.4 Distorsions induites par le patient

4.4.1 Objectif

L'objectif de cette expérimentation a été d'analyser les distorsions géométriques induites par le patient à savoir les distorsions dues aux effets de susceptibilité magnétique telles que présentées dans la partie 1.5.2.4. Comme pour l'étude précédente sur des distorsions géométriques induites par le système d'imagerie, nous avons également étudié l'impact du choix de la bande passante sur celles induites par le patient.

4.4.2 Matériel et Méthodes

4.4.2.1 Détermination de la cartographie de la susceptibilité magnétique du patient

La cartographie des distorsions dues aux effets de susceptibilité pour chaque patient a été obtenue à partir de l'algorithme de simulation développé par [Lundman et al. 2017] et implémenté dans le logiciel Medical Interactive Creative Environment (MICE) ToolkitTM. Le processus suivi est présenté Figure 4.5 d'après [Lundman et al. 2017]. Après chargement des données TDM, les tissus sont segmentés en fonction de leur valeur d'unité Hounsfield (**air** : $UH = -1000 / \chi : 0,36.10^{-6}$; **muscle** : $UH = 100 / \chi : -9,05.10^{-6}$ [Schenck 1996]; **graisse** : $UH = -120 / \chi : -7,79.10^{-6}$; **os** : $UH = 700 / \chi : -11,3.10^{-6}$ [Hopkins and Wehrli 1997]). Par la suite, les valeurs de susceptibilité magnétique sont attribuées aux tissus segmentés et les images TDM sont converties en cartographie de susceptibilité magnétique. Les distorsions dues aux effets de susceptibilités magnétiques sont déterminées à partir

de cette cartographie, de la valeur du champ principal B_0 , ainsi que la valeur de la bande passante dans la direction du codage de lecture. Au final, il est possible d'obtenir la cartographie des distorsions de susceptibilité magnétique, ainsi que l'image du champ de déformation et l'image IRM déformée résultante.

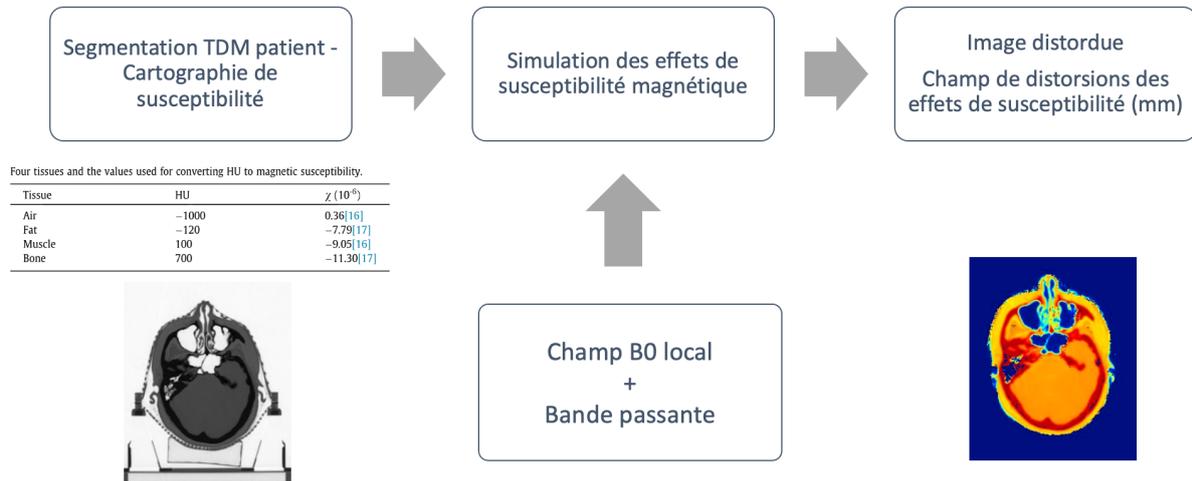


FIGURE 4.5 – Schéma du processus implémenté dans MICE Toolkit permettant d'obtenir les distorsions de susceptibilité induites par le patient d'après [Lundman et al. 2017]. A gauche, coupe IRM cérébrale transformée en UH. A droite, cartographie des susceptibilités magnétiques correspondantes.

4.4.2.2 Evaluation des distorsions de susceptibilité

En utilisant les cartographies de susceptibilité obtenues par le processus décrit précédemment, les cartographies de distorsions de susceptibilité induites par le patient ont été déterminées pour chacune des lésions pour les bandes passantes de 122, 244 et 488 Hz/px. Un reclage rigide a ensuite été effectué entre ces cartographies et l'image IRM sur laquelle le GTV avait été segmenté, permettant ainsi de calculer la distorsion moyenne sur ce GTV et d'établir des statistiques descriptives sur l'ensemble des lésions pour chaque bande passante.

4.4.3 Résultats

A titre d'exemple, le résultat de l'ensemble du processus de définition de la cartographie de la susceptibilité magnétique du patient et de l'application des déformations à l'image IRM initiale est donné Figure 4.6. Sur cette Figure, l'image d correspond à la fin

4.4. DISTORSIONS INDUITES PAR LE PATIENT

du processus, il s'agit de la cartographie des distorsions dues aux effets de susceptibilité. Sur cette dernière, les couleurs les plus chaudes correspondent aux zones au niveau desquelles les distorsions sont les plus élevées. On constate notamment que les distorsions sont assez faibles sur l'ensemble du cerveau et qu'elles augmentent en se rapprochant des cavités nasales aux interfaces air/os et air/tissus.

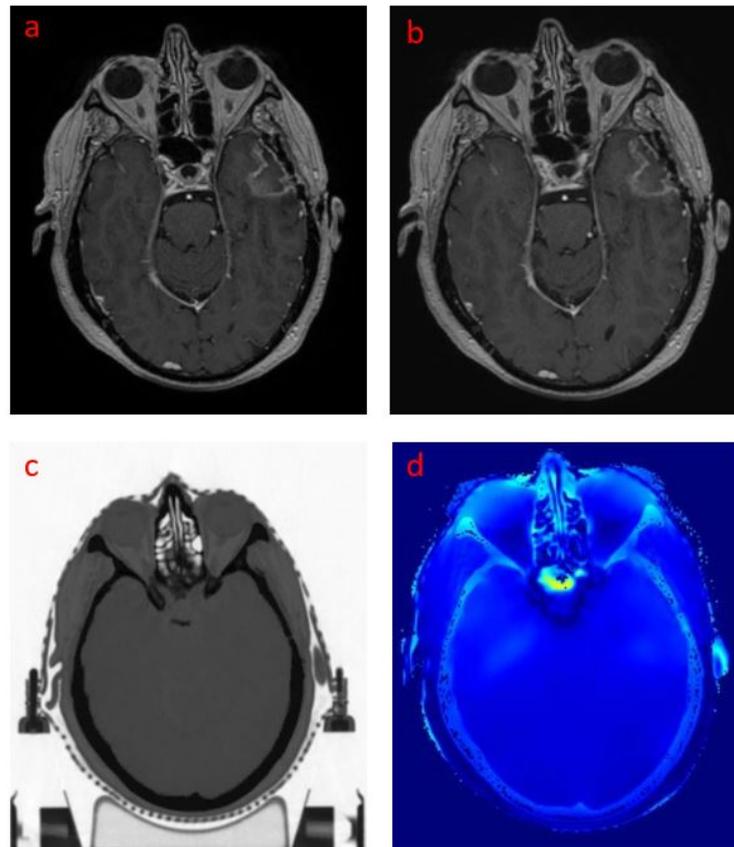


FIGURE 4.6 – Processus réalisé sur MICE Toolkit permettant d’obtenir la cartographie des distorsions de susceptibilité magnétique. a) IRM du patient. b) IRM déformée dues aux distorsions de susceptibilité. c) Cartographie des susceptibilités magnétiques des tissus. d) Cartographie des distorsions dues aux effets de susceptibilité magnétique.

La Figure présente l’histogramme de répartition de la gamme des distorsions de susceptibilité magnétique obtenues pour chacune des bandes passantes sur les 26 lésions étudiées. On constate que la majorité des distorsions obtenues se trouvent entre 0 mm et 0,3 mm, quelle que soit la bande passante. On note également que la bande passante de 122 Hz/px est celle pour laquelle les distorsions géométriques obtenues sont les plus élevées. Elles peuvent atteindre 0,6 mm.

Dans le Tableau 4.3 sont présentées les statistiques descriptives des distorsions de susceptibilité induites par le patient sur l’ensemble de la cohorte et pour chacune des

	<i>Minimum (mm)</i>	<i>Médiane (mm)</i>	<i>Moyenne (mm)</i>	<i>Maximum (mm)</i>	<i>Ecart-type (mm)</i>
BP 122 Hz/px	0	0,20	0,26	0,6	0,19
BP 244 Hz/px	0	0,10	0,11	0,3	0,09
BP 488 Hz/px	0	0	0,05	0,2	0,06

TABLEAU 4.3 – Résultats de l'analyse statistique descriptive des distorsions géométriques induites par le patient pour les 3 bandes passantes pour l'ensemble des 26 lésions.

bandes passantes étudiées. On note une diminution des distorsions de susceptibilité suivant la valeur de bande passante, notamment en termes de distorsions maximum. Les distorsions sont inversement proportionnelles à la bande passante, lorsque cette dernière augmente d'un facteur 2, les distorsions diminuent d'un facteur 2.

4.4.4 Discussion

Dans cette partie, nous avons évalué les distorsions de susceptibilité induites par le patient suivant la position des lésions intracrâniennes.

Lors de l'étude de ce second type de distorsions, nous avons de nouveau pu constater l'impact du choix de la bande passante. Les distorsions évoluent de manière inversement proportionnelle à la valeur de la bande passante. Pour limiter leur impact, il vaut mieux utiliser une bande passante élevée. Par contre, Chapitre 2, nous avons constaté que l'augmentation de la bande passante affecte très fortement le rapport S/B. Dans ce contexte, l'utilisation d'une bande passante de 244 Hz/px pour notre configuration semble être un bon compromis.

L'ensemble des distorsions de susceptibilité obtenues dans cette étude sont inférieures au mm. Pour la bande passante de 244 Hz/px, utilisée en routine clinique, elles sont mêmes inférieures à 0,4 mm. Cependant, il est important de préciser que ces distorsions sont à ajouter aux distorsions induites par le système évaluées dans le partie précédente. De plus, nous avons étudié uniquement le cas de lésions intracrâniennes. Elles sont généralement situées au niveau de tissus pour lesquels il y a peu d'effets de susceptibilité magnétique. Nous avons pu constater que les valeurs des distorsions induites par le patient augmentaient dès que l'on se rapprochait des cavités nasales ou si elles se situaient au niveau du corps cérébelleux. Pour d'autres applications de radiothérapie stéréotaxique, telles que le traitement des lésions ORL ou les lésions osseuses, il peut y avoir une forte

augmentation des distorsions. La présence de matériel magnétique et compatible avec l'IRM peut également engendrer de très importantes déformations.

Bien que leur ordre de grandeur soit inférieur à celui des distorsions induites par le système, les distorsions induites par le patient ne peuvent pas être négligées, particulièrement lors des traitements en conditions stéréotaxiques. S'il n'est pas trop compliqué d'étudier les distorsions induites par le système, celles dues au patient sont plus compliquées à intégrer en routine. Cela nécessite des outils adaptés, ainsi que l'ajout d'une étape supplémentaire lors de la planification du traitement par radiothérapie.

4.5 Impact des distorsions sur le plan de traitement de radiothérapie

4.5.1 Objectif

L'objectif de cette expérimentation a été d'évaluer, selon deux approches, l'impact des distorsions sur la prise en charge des patients traités par radiothérapie dans des conditions stéréotaxiques d'une lésion tumorale cérébrale.

Tout d'abord sur notre base de données patients, nous avons évalué l'impact des champs de déformation liés au système sur le positionnement des lésions et le calcul de dose. En l'absence de possibilité actuelle pour corriger les distorsions globales des données IRM avant la définition médicale du PTV, dans un 2ème temps, nous avons étudié l'impact des distorsions globales sur la couverture de l'irradiation. A cet effet, nous avons réalisé une étude statistique descriptive des distorsions globales et étudié l'impact de ces distorsions sur la couverture du traitement.

4.5.2 Matériel et Méthodes

4.5.2.1 Etude des déformations du PTV par l'appareil d'IRM et de son impact sur les données dosimétriques

L'objectif de cette expérimentation a été d'obtenir un champ de déformation traduisant l'effet des distorsions géométriques liées au système, puis de l'utiliser afin de développer une méthode permettant d'évaluer l'impact de ces distorsions sur la planification du traitement par radiothérapie.

Cette étude a porté sur la base de données décrite précédemment (voir § 4.2).

En collaboration avec la Société ALARA Expertise, le module Dicom RTstruct (3D Slicer) a été développé. Il permet de déformer les structures d'intérêt, en fonction des distorsions IRM liées au système. Les données nécessaires au fonctionnement de ce module sont : le champ de déformation lié au système (voir 2.4.2.3 du Chapitre 2), les images TDM patient, les structures d'intérêt pour la planification (RTStruct) et la matrice de transformation du recalage TDM-IRM permettant d'ajuster le champ de déformation IRM sur le groupe de structures associé au TDM. Les distorsions inverses sont appliquées sur le contour du PTV directement. Suite à la déformation, le module permet de comparer le PTV corrigé avec le PTV initial au moyen du coefficient de similarité de DICE et de la distance d'Hausdorff [Huttenlocher et al. 1993]. Ces deux métriques ont été calculées pour l'ensemble des patients de la cohorte et des lésions tumorales.

Dans un 1er temps, cette expérimentation a été réalisée avec les corrections en ligne fournies par le constructeur de l'appareil d'IRM, puis sans la correction des hétérogénéités du champ statique B_0 et la correction de non linéarité des gradients (GradWarp - GEMS).

Par la suite, l'impact des distorsions sur les données dosimétriques a été évalué en comparant les "*Histogramme Dose Volume*" (HDV) du PTV de la lésion avant prise en compte des distorsions et du PTV de la lésion après déformation dues aux distorsions. Les indices dosimétriques choisis pour la comparaison ont été les suivants : la dose minimum, D_{\min} , reçue par 100 % du PTV, la dose moyenne, D_{moy} , reçue par le PTV et la dose reçue par 98 % du volume $D_{98\%}$.

4.5.2.2 Etude des distorsions globales et de leur impact sur la couverture du traitement

Cette étude a porté sur la base de données décrite précédemment (voir § 4.2), et les résultats des distorsions géométriques résiduelles et des distorsions de susceptibilité (voir respectivement § 4.3.3 et 4.4.3). Pour une lésion donnée, en l'absence de connaissance sur la direction et le sens de la distorsion géométrique, la distorsion globale a été obtenue par addition des 2 distorsions, et ce pour chaque bande passante. De ce fait, il s'agit d'une sommation en valeur absolue. Les valeurs obtenues correspondent donc à une surestimation des distorsions. Une étude statistique descriptive a ensuite été réalisée.

Cette étude statistique nous a montré, qu'en général, les erreurs dues aux distorsions globales ne dépassaient pas 1 mm. Par ailleurs, les outils informatiques en notre possession sur notre TPS permettent d'appliquer des marges uniquement par incrément de 1 mm. Rappelons que l'objectif de dose en radiothérapie cérébrale en condition stéréotaxique est que 100 % du PTV reçoive au moins une dose absorbée correspondant à 80 % de la dose prescrite. Pour évaluer l'impact des distorsions sur le respect d'une couverture de 100 % du PTV par l'isodose 80 %, nous avons appliqué une dilatation de 1 mm aux différents PTV, pour créer un nouveau volume correspondant à une certitude de présence du PTV malgré l'absence d'information du radiothérapeute sur les distorsions présentes et sur le réel positionnement de la lésion. Nous avons appelé ce volume iPTV (voir Figure 4.7).

Les histogrammes dose-volume ont été calculés à partir de la balistique du traitement, aussi bien pour le PTV que pour l'iPTV (voir Figure 4.8). Le pourcentage de l'iPTV recevant moins de 80 % de la dose prescrite a été déduit de l'histogramme dose-volume correspondant. Ce pourcentage peut être considéré comme le pourcentage maximum de volume ne permettant pas une couverture correcte du traitement à cause des distorsions.

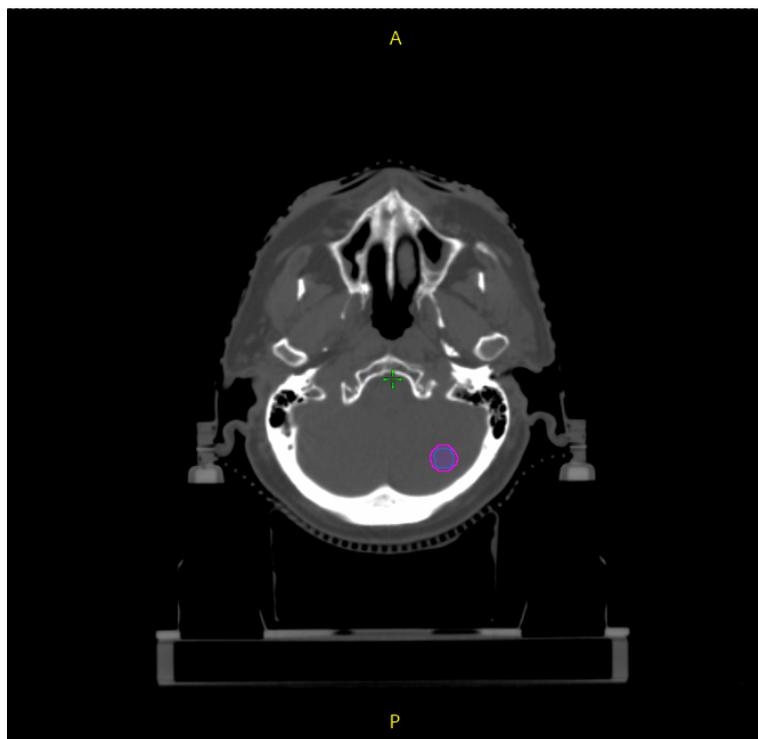


FIGURE 4.7 – Exemple de TDM de planification avec les volumes PTV (bleu) et iPTV (rose). iPTV : Volume correspondant à une certitude de présence du PTV.

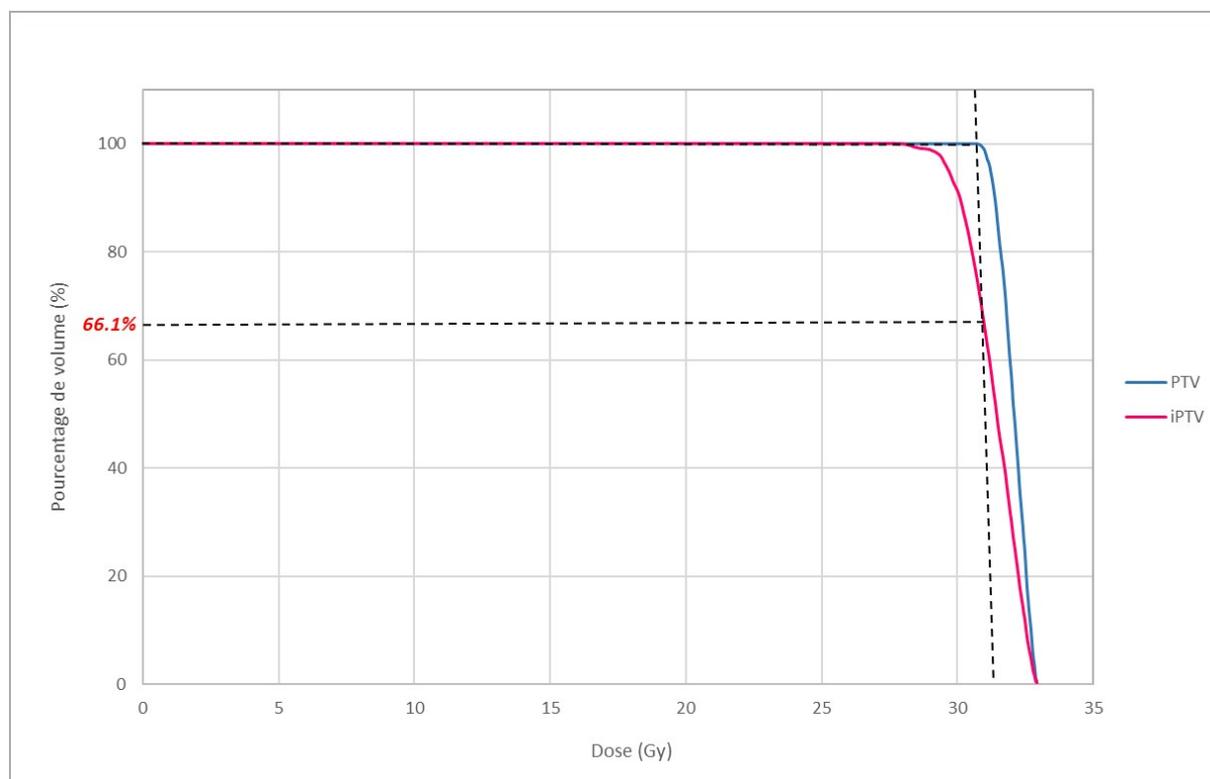


FIGURE 4.8 – Exemple d'histogrammes dose-volume pour le PTV et l'iPTV. Pourcentage de l'iPTV recevant moins de 80 % de la dose prescrite (traits noirs pointillés), soit 66,1 % dans notre exemple.

4.5.3 Résultats

4.5.3.1 Etude des structures déformées par l'appareil d'IRM et de son impact sur les données dosimétriques

4.5.3.1.1 Déformations du PTV

La Figure 4.9 présente les résultats du module Dicom RTstruct sous 3D Slicer. Il est possible de visualiser le TDM de planification avec le PTV initial et le PTV déformé sur les 3 plans de coupes ainsi qu'en 3D. L'image en haut à gauche correspond à la coupe axiale, on note que la forme du PTV a légèrement changé et qu'il y a une translation dans la direction droite-gauche nettement visible.

Le Tableau 4.4 présente les résultats de l'indice de similarité de DICE et les distances d'Hausdorff maximum (Hmax) et moyenne (Hmoy) relatives à la correspondance entre le volume du PTV initial et celui du PTV déformé. Ces résultats sont obtenus pour des déformations incluant la correction des hétérogénéités du champ statique B_0 et la correction de non linéarité des gradients (GradWarp - GEMS).

On constate que l'indice de DICE, dont la valeur moyenne est de 0,96, varie très peu. L'indice de DICE le plus faible obtenu est de 0,88. Rappelons que la valeur de l'indice de DICE varie entre 0 et 1 et que la valeur 1 indique une correspondance parfaite entre deux volumes. Concernant les distances d'Hausdorff, la distance maximum moyenne est de 1,5 mm avec des valeurs allant jusqu'à 7,56 mm. La distance d'Hausdorff maximale est la métrique pour laquelle la variabilité est la plus importante sur les 26 lésions étudiées.

Sans correction de gradients, les distorsions sont importantes pour les volumes situés à distance de l'isocentre. Cela se traduit par un indice de DICE moyen de 0,5 et une dégradation moyenne de l'isodose de couverture de 60 %. L'activation de la correction GradWarp permet une amélioration sensible des résultats, l'indice de DICE moyen atteint 0,94 sans correction du B_0 et passe à 0,96 avec correction de l'hétérogénéité du champs statique B_0 .

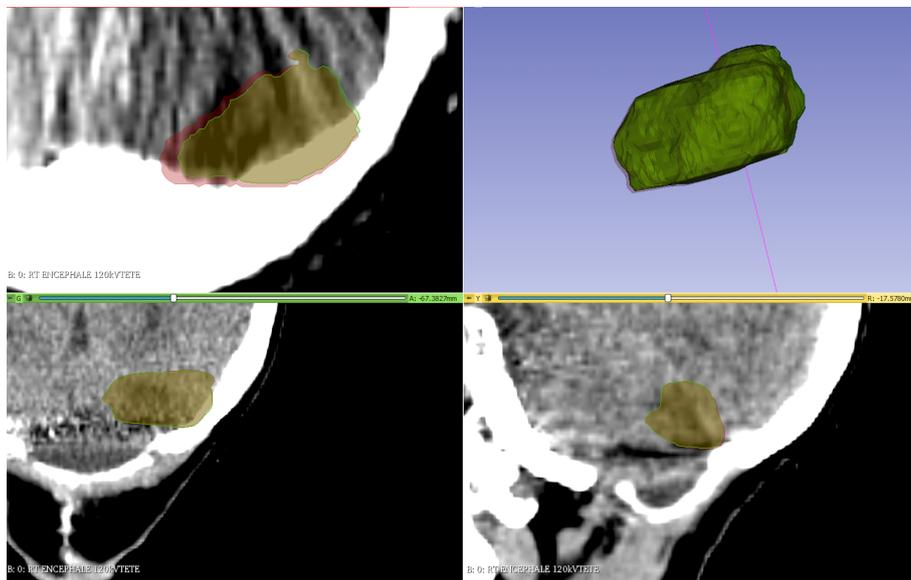


FIGURE 4.9 – Exemple de résultats du module Dicom RTstruct avec le PTV initial (rose) et le PTV déformé (vert) dans les 3 plans de coupes et en 3D.

	<i>DICE</i>	<i>Hmax</i>	<i>Hmoy</i>
Intervalle	[0,88;0,99]	[0,97;7,56]	[0,08;0,89]
Moyenne	0,96	1,50	0,26
Ecart interquartile	0,02	0,33	0,13

TABEAU 4.4 – Résultats des valeurs de l'indice de DICE et des distances d'Hausdorff moyenne et maximum relatives au PTV initial et PTV déformé pour les 26 lésions étudiées avec application des corrections d'hétérogénéité constructeurs.

4.5.3.1.2 Impact sur les données dosimétriques

La Figure 4.10 présente les diagrammes en boîte des écarts de doses, Dmin et D98%, reçues par le PTV initial et le PTV déformé. Les écarts en termes de dose moyenne étant égaux à 0 pour l'ensemble des lésions, ils ne sont pas représentés sur cette figure. Dans le Tableau 4.5 sont indiqués les résultats numériques associés à ces diagrammes. L'écart moyen au niveau de la dose minimum reçue par le PTV est de 1,5 % pour les 26 lésions étudiées, en tenant compte des cas de sous-dosage (valeurs positives) et de sur-dosage (valeurs négatives) du PTV déformé. L'écart relatif de dose étant calculé à partir de la valeur de dose reçue par le PTV initial. Ces écarts sont moins importants concernant la dose reçue par 98 % du PTV. Ils sont inférieurs à 2 % (voir Figure 4.10).

Cependant, on note qu'il y a 4 lésions pour lesquelles cet écart, au niveau de la dose minimum reçue par le PTV, dépasse 5 %. Ils s'élèvent à 5,36 %, 9,05 %, 9,8 % et 10,53 %. Pour chacune, cet écart traduit un sous-dosage du PTV déformé.

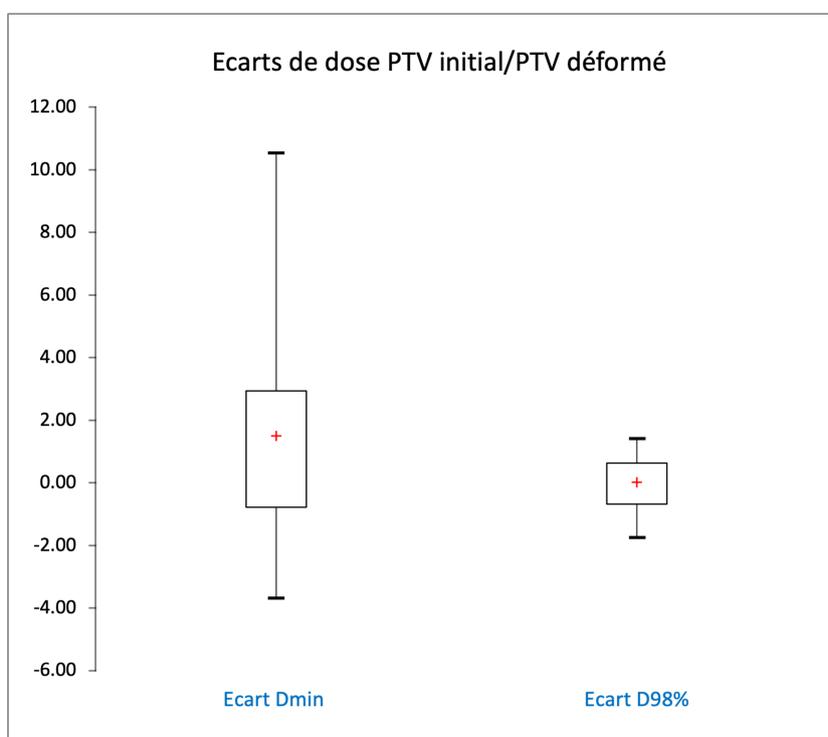


FIGURE 4.10 – Diagrammes en boîte représentant les écarts de doses Dmin et D98% entre le PTV initial et le PTV déformé sur l'ensemble de la cohorte (n=26 lésions).

	<i>Ecart Dmin</i>	<i>Ecart D98%</i>
Intervalle	[-3,69;10,53]	[-1,76;1,41]
Moyenne	1,50	0,02
Ecart interquartile	3,73	1,30

TABLEAU 4.5 – Résultats des écarts de Dmin et D98% relatives entre le PTV initial et le PTV déformé pour les 26 lésions étudiées.

4.5.3.2 Etude des distorsions géométriques globales et de leur impact sur la couverture du traitement

4.5.3.2.1 Distorsions géométriques globales

La Figure 4.11 présente le graphique des distorsions globales obtenues pour chacune des 26 lésions étudiées en fonction de leur distance radiale depuis l'isocentre et pour chaque bande passante. Le Tableau 4.6, les statistiques descriptives correspondantes.

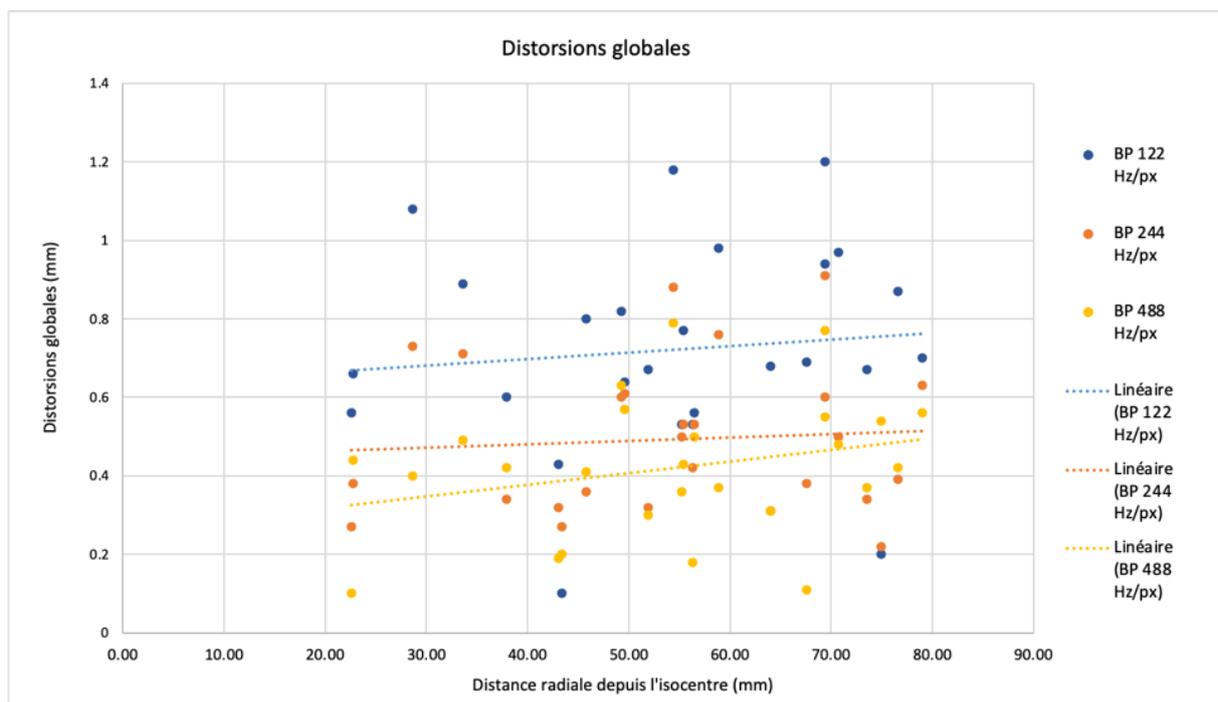


FIGURE 4.11 – Graphique représentant les distorsions géométriques globales pour chaque lésion, et pour les 3 bandes passantes, en fonction de leur distance radiale depuis l'isocentre.

On constate que la majorité des distorsions obtenues se trouvent entre 0,2 mm et 0,8 mm, quelle que soit la bande passante. De la même manière que pour le graphique présenté Figure 4.4, on note une diminution des distorsions suivant la valeur de la bande passante, notamment en termes de distorsions maximum. Pour la bande passante utilisée lors de l'acquisition des données patients, celle de 244 Hz/px, quasiment 1/3 des dis-

4.5. IMPACT DES DISTORSIONS SUR LE PLAN DE TRAITEMENT DE RADIOTHÉRAPIE

	<i>Minimum (mm)</i>	<i>Médiane (mm)</i>	<i>Moyenne (mm)</i>	<i>Maximum (mm)</i>	<i>Ecart-type (mm)</i>
BP 122 Hz/px	0,1	0,69	0,72	1,2	0,26
BP 244 Hz/px	0,22	0,46	0,49	0,91	0,19
BP 488 Hz/px	0,1	0,42	0,42	0,79	0,18

TABLEAU 4.6 – Résultats de l'analyse statistique descriptive des distorsions géométriques globales pour les 3 bandes passantes pour l'ensemble des 26 lésions.

torsions géométriques globales sont de l'ordre de 0,3 mm. Enfin, on peut également noter que les distorsions globales les plus importantes ne sont pas systématiquement les plus éloignées de l'isocentre. Au regard des résultats présentés sur la Figure 4.4, on peut voir que l'augmentation des distorsions globales en fonction de la distance lésion-isocentre est moins marquée que pour les distorsions induites par le système. C'est pour ces dernières que la position de la lésion dans la machine vont avoir le plus d'impact.

4.5.3.2.2 Impact sur la couverture du traitement

Les volumes des iPTV créés varient entre 0,8 cm³ et 42,2 cm³, pour un iPTV moyen de 13,7 cm³. Rappelons que le volume du PTV le plus petit était de 0,3 cm³, le plus grand était de 33,8 cm³ et le PTV moyen était de 10,1 cm³.

La Figure 4.12 présente le pourcentage des volumes des iPTV recevant moins de 80% de la dose prescrite. Comme on pouvait le prévoir, ces pourcentages sont d'autant plus faibles que la lésion est volumineuse. Il varie entre 6 et 34 % pour notre cohorte. En moyenne, il est de 16,5 %. Pour 7 lésions exactement, le pourcentage de volume du iPTV recevant moins de 80% de la dose prescrite est supérieure à 20 %. Ces lésions correspondent en partie aux plus petits volumes.

4.5.4 Discussion

Dans cette partie, nous avons évalué dans un 1er temps les distorsions dues à l'appareil d'IRM et leur impact sur la déformation du PTV et sur les données dosimétriques du traitement. Dans un 2ème temps, les distorsions globales et leur impact sur la couverture du PTV ont été étudiés.

On note qu'il y a 4 lésions de notre base de données (soit 15 % des lésions), pour lesquelles il existe un sous-dosage de la dose minimum reçue par le PTV, dépassant les 5

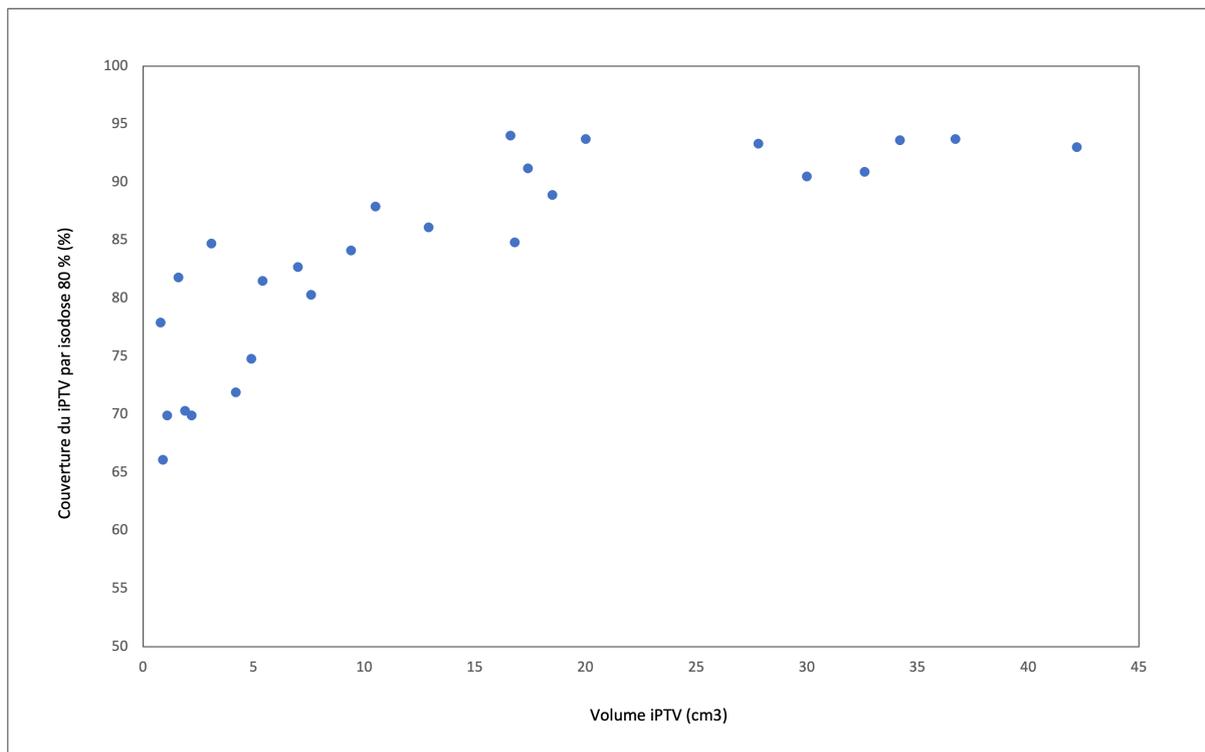


FIGURE 4.12 – Graphique représentant le pourcentage des volumes des iPTV recevant moins que 80 % de la dose prescrite (n=26 lésions).

%. Ce sous-dosage s'élève respectivement à 5,36 %, 9,05 %, 9,8 % et 10,53 %. Une étude similaire a été réalisée par [Adjeiwaah et al. 2019]. Des différences de dose, au niveau de la D_{\min} reçue par le PTV du TDM initial et par le PTV du TDM déformé, allant jusqu'à 2 % ont été obtenues. Ces écarts sont petits mais contrairement à notre travail, cette étude portait sur des tumeurs ORL pour lesquelles les volumes traités sont plus importants et les contraintes de précisions sont moins fortes que dans le cas de la radiothérapie stéréotaxique.

Rappelons, que notre étude a porté sur une séquence IRM dédiée à la planification du traitement par radiothérapie. Il s'agit donc d'une séquence que nous avons optimisée, notamment la bande passante, afin de réduire le plus possible les distorsions géométriques aussi bien celles liées au système que celles induites par le patient. Par ailleurs, il est nécessaire de se renseigner auprès du constructeur pour connaître dans quelles conditions sont appliquées les corrections. Dans notre cas, la correction GradWrap pour la non-linéarité des gradients ne peut être appliquée qu'en axial strictement.

Ces résultats montrent l'importance de l'optimisation des séquences et de l'application des corrections d'hétérogénéité constructeurs, au risque de ne pas atteindre correcte-

4.5. IMPACT DES DISTORSIONS SUR LE PLAN DE TRAITEMENT DE RADIOTHÉRAPIE

ment la cible tumorale (sur-dosage des tissus sains et sous-dosage de la lésion). A cet effet, l'outil développé avec la Société ALARA Expertise est de première importance, car il permet à chaque équipe d'évaluer globalement, *a posteriori*, l'impact des distorsions machine sur la qualité du traitement, mais également pour un patient donné, en cas de doute, d'évaluer en cours de planification du traitement, la déformation du PTV et les conséquences sur la qualité de l'irradiation de la lésion. Cette étude systématique lors de la planification clinique du traitement serait intéressante à développer à terme, mais elle se heurte encore à des obstacles de développement logiciel et de fluidité du processus.

Dans l'étude sur l'impact des distorsions globales, nous avons pu noter pour les bandes passantes de 122 et 244 Hz/px, que les distorsions dépassent, pour certaines lésions, la limite de 1 mm mentionnée par différentes études pour la radiothérapie stéréotaxique [Putz et al. 2020]. Nos résultats sont en accord avec ceux donnés dans la littérature dans des conditions voisines (lésions cérébrales) [Jursinic et al. 2005, Pappas et al. 2017, Karaiskos et al. 2014].

Nous avons évalué l'impact de ces distorsions sur la zone réelle de traitement. Dans la pratique, l'objectif de dose est que 100 % du PTV reçoivent au moins une dose absorbée correspondant à 80 % de la dose prescrite. Comme la définition du PTV est réalisée sur une image présentant des distorsions, cet objectif peut ne pas être atteint. Afin d'évaluer la possible erreur sur le positionnement du PTV, nous avons défini un nouveau volume, l'iPTV, en effectuant une dilatation systématique de 1 mm du PTV. Le but, purement académique, était de définir un volume correspondant à la certitude de présence de l'ensemble du PTV et le pourcentage de ce volume qui respecte bien un objectif de délivrance de 80 % de la dose prescrite. Malgré cette dilatation, on constate pour la plus petite lésion, que dans 34 % du volume de l'iPTV, cet objectif de dose n'est pas respecté.

On peut faire plusieurs critiques sur la méthodologie utilisée. Les distorsions prises en compte correspondent à l'addition des 2 types de distorsions, alors que dans la pratique cela n'est pas nécessairement le cas. La dilatation est isotrope, alors que les distorsions ne le sont pas. De ce fait, il convient de prendre le résultat précédent avec précaution. En effet, cela ne signifie pas que dans la réalité pour le traitement considéré, 34 % du volume tumoral était sous dosé, mais que selon les distorsions (sens, direction, amplitude), une

partie de la lésion, voire la totalité peut se situer dans une zone correspondant à une sous exposition. Pour les lésions plus importantes, le risque d'erreur de couverture de 100 % du PTV par l'iosodose 80 % est beaucoup moins important. Ces résultats sont en accord avec ceux présentés par [Pappas et al. 2017].

Par ailleurs, le choix de 1 mm de dilatation pour définir l'iPTV a été dicté par des contraintes techniques de notre TPS. En radiothérapie, l'une des méthodes pour garantir une bonne couverture du traitement malgré divers incertitudes (positionnement, mouvement de la lésion, distorsions d'images, etc...) est d'appliquer des marges isotropiques (voir Chapitre 1 § 1.1.3.2). De ce fait, il pourrait être envisagé d'appliquer une dilatation systématique supplémentaire de 1 mm pour définir le PTV, mais cette approche très maximaliste se ferait au détriment de la préservation des tissus sains, dans le contexte d'un traitement de lésions cérébrales dans des conditions stéréotaxiques. L'amélioration du traitement doit passer par une meilleure personnalisation de la prise en compte des distorsions dans la planification du traitement.

4.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons évalué l'impact des distorsions géométriques sur la planification du traitement par radiothérapie. Ce travail a porté sur une cohorte de 20 patients traités pour des lésions cérébrales par radiothérapie stéréotaxique hypofractionnée. Sur l'ensemble des 26 lésions, le PTV moyen était de 10,4 cm³ et la distance moyenne lésion-isocentre de l'IRM 54,2 mm.

Dans un 1er temps, ce travail a porté sur la détermination de la distorsion géométrique résiduelle induite par le système pour chaque lésion. Elles ont été déterminées à partir du travail réalisé au préalable lors du Chapitre 2. Sur l'ensemble des lésions, la valeur moyenne de la distorsion géométrique résiduelle est de 0,38 mm pour une bande passante de 244 Hz/px. Il est à noter que pour certaines lésions, ce type de distorsions peut atteindre jusqu'à 0,94 mm. Ce sont pour ces distorsions que la distance lésion-isocentre est la plus impactante. Nous avons constaté que quelle que soit la bande passante, les distorsions résiduelles au niveau des lésions augmentent avec leur distance radiale depuis

l'isocentre.

Un travail similaire a été effectué pour les distorsions de susceptibilité induites par le patient. Sur l'ensemble de la cohorte, ces distorsions peuvent atteindre jusqu'à 0,3 mm pour une bande passante de 244 Hz/px. Nous avons également noté que la bande passante a une forte influence. Les distorsions de susceptibilité magnétique diminuent d'un facteur 2 lorsque la valeur de la bande passante est doublée.

Nous avons développé une méthode permettant d'évaluer l'impact des distorsions liées au système sur les données dosimétriques. Un champ de déformation a été créé puis utilisé pour déformer les structures destinées à la planification du traitement. Nous avons ensuite comparé la dose reçue par le PTV initial et le PTV déformé pour les 26 lésions intracrâniennes. Pour ces lésions, la différence moyenne au niveau de la dose minimum reçue par 100 % du volume est de 1,5 %. Malgré cette faible différence, nous avons observé le cas de 4 lésions, soient 15 % des lésions, pour lesquelles le sous-dosage du PTV déformé atteignaient plus de 5 % pour atteindre 10,5 % au niveau de la dose minimum reçue par 100 % du PTV. Le travail réalisé est à poursuivre en incluant, au module de déformation développé, les distorsions induites par le patient.

Nous avons également évalué l'impact des distorsions matériel et patient sur la couverture du PTV par l'isodose de prescription. Pour cela, nous avons choisi de définir un nouveau volume, l'iPTV, correspondant à une extension de 1 mm du PTV. Il correspond à une zone de certitude de présence du PTV. Nos résultats montrent qu'en moyenne, sur l'ensemble des volumes étudiés, 16,5 % du volume de l'iPTV n'est pas couvert par l'isodose de prescription. Cette valeur est d'autant plus grande lorsque le volume cible diminue. Bien que nous ne pouvons pas affirmer un sous-dosage du volume tumoral, il est possible, dues aux distorsions, qu'une partie du volume soit sous-exposée.

Ces travaux montrent qu'il est indispensable d'optimiser les séquences IRM à usage de la radiothérapie, d'évaluer les distorsions générées par l'IRM et par le patient et d'évaluer leur impact sur la qualité de la planification du traitement et de confronter cette qualité aux exigences thérapeutiques. Dans ce cadre, des améliorations sont à développer et à valider pour permettre leur mise en place clinique, dans une stratégie d'amélioration du traitement. Ces développements pourraient couvrir des outils logiciels de correction des

hétérogénéités machines et patients, des outils de simulations permettant d'obtenir facilement le PTV initial et déformé et de les comparer, des outils de définition de marges anisotropes définis en fonction de la susceptibilité interne des tissus.

Conclusion et perspectives

Au cours de nos travaux, nous avons étudié les problématiques liées à l'intégration de l'IRM dans le processus d'imagerie trimodalité TEP/TDM-IRM à visée de radiothérapie externe, ainsi que les incertitudes de positionnement du patient relatives à ce processus et l'impact sur la qualité du traitement.

L'IRM est la modalité d'imagerie qui pose le plus de difficultés dans la mise en place de la trimodalité. L'une des premières améliorations porte sur le développement d'antennes dédiées. Ce processus est complexe car il doit avoir lieu pour toutes les localisations thérapeutiques. Actuellement, les antennes dédiées correspondent à des associations d'antennes pour couvrir la zone à traiter. Dans un premier temps (Chapitre 2), nous avons optimisé les séquences d'acquisition IRM pour deux configurations d'antennes dédiées adaptées à la radiothérapie de la sphère ORL et aux lésions intracrâniennes.

Cette étape est indispensable afin d'obtenir le meilleur compromis entre la qualité de l'image et le temps d'acquisition. Nous avons pu constater que l'uniformité du signal sur le volume étudié était très dégradé en IRM. L'uniformité globale pouvait s'effondrer pour atteindre simplement 16 % dans certains cas (voir Tableau 2.10) par rapport à une valeur parfaite de 100%. Bien que l'on soit en présence d'une très forte hétérogénéité du signal, nous n'avons pas cherché à optimiser ce paramètre de la qualité image, car il n'est pas un élément majeur en radiothérapie. Dans le cadre de la planification du traitement, les 2 paramètres de qualité image que nous avons particulièrement cherché à optimiser sont le rapport S/B à visée de segmentation du volume tumoral, mais surtout la limitation des distorsions géométriques pouvant conduire au non respect d'objectifs de dose.

Nous avons observé que ces deux facteurs (rapport S/B et distorsions géométriques) sont largement influencés par la valeur de la bande passante. Les distorsions géomé-

triques évoluent proportionnellement à sa valeur et le rapport S/B de manière inversement proportionnel. Le choix de ce paramètre d'acquisition est donc essentiel dans le cadre de l'optimisation de séquences destinées au contournage des volumes cibles. Avec les 2 associations d'antennes dédiées à la RT et l'appareil IRM à notre disposition, le meilleur compromis de bande passante a été celle de 244 Hz/px, par rapport à celles de 122 et 488 Hz/px.

Le principal problème que l'on rencontre en IRM est la présence de distorsions géométriques qui peuvent être responsable d'un défaut d'atteinte de cible tumorale et dont l'origine est le système d'imagerie lui-même, mais également le patient. Les distorsions induites par le système (hétérogénéité du champ B_0 , non-linéarité des gradients) peuvent varier dans le temps, elles sont dépendantes du type de séquence et des paramètres d'acquisition. Les distorsions de susceptibilité magnétique sont propres au patient, nécessitant une correction personnalisée. De ce fait, les méthodes de corrections sont complexes. En diagnostic, ces distorsions n'ont pas d'impact, ce qui n'est pas le cas en radiothérapie en raison de la précision que l'on doit avoir dans la segmentation du volume tumoral et la balistique du traitement (< 1 mm en radiothérapie stéréotaxique intracrânienne), ce d'autant que le radiothérapeute n'a pas de moyens visuels pour se rendre compte de la présence de distorsions, ni de leur amplitude dans l'espace.

Malgré la recherche d'optimisation des séquences et l'utilisation du logiciel de correction des distorsions venant du système d'imagerie fourni par le constructeur, des distorsions résiduelles persistent. A l'aide d'un fantôme dédié, nous avons pu estimer qu'elles pouvaient atteindre jusqu'à 1,5 mm (voir Tableau 2.12) dans le cadre de séquences optimisées. Elles sont d'autant plus importantes que l'on s'éloigne de l'isocentre de la machine et évoluent d'autant plus rapidement dans la direction z du champ B_0 .

Ces travaux montrent qu'il y a une grande marge de progression possible dans le développement d'antennes dédiées à la radiothérapie afin de diminuer autant que possible les distorsions géométriques tout en améliorant le rapport S/B et l'uniformité du signal.

Le Chapitre 3 a été consacré à l'évaluation des incertitudes de positionnement de 2 configurations d'imagerie trimodalité TEP/TDM-IRM destinées à une utilisation pour la planification du traitement par radiothérapie des tumeurs ORL. Dans le cadre de la pla-

nification du traitement par radiothérapie, des erreurs dans le positionnement du patient entre les différentes acquisitions et le recalage peuvent être responsables d'une augmentation du volume tumoral segmenté et une diminution de la préservation des tissus sains. En général, le patient est positionné entre les 2 modalités d'imagerie, mais nous avons évalué la possibilité d'utiliser un système de transfert du patient compatible avec les appareils d'imagerie TEP/TDM et IRM. La première configuration évaluée, C1, consiste à utiliser le système de transfert permettant de ne pas relever le patient entre les 2 acquisitions. Au contraire, pour la seconde configuration, C2, le patient se lève et est repositionné de manière identique pour chaque acquisition.

Le système de transfert utilisé est tout à fait adapté à l'imagerie trimodalité diagnostique. Par contre, il doit *a minima* présenter des incertitudes de positionnement du patient qui soient au moins égales, voir inférieures à celles que l'on rencontre lorsque l'on replace le patient entre les 2 appareils d'imagerie, ce qui n'a pas été le cas dans ce travail. En effet, par exemple, dans le cas de la translation en antéro-postérieur pour la configuration C1, il existe une erreur moyenne de 4 mm. Cette erreur est inférieure à 1 mm avec la configuration C2. Dans ce cadre, des améliorations sont possibles. La première serait de garantir une meilleure reproductibilité de positionnement du lit de transfert sur chaque imageur en ayant un système d'indexation plus fiable. Il pourrait être envisageable d'avoir des repères communs au lit de transfert et aux tables d'examens permettant d'éviter toute variabilité de positionnement. Ensuite, s'agissant d'un examen très long, il serait nécessaire d'optimiser le processus d'acquisition des images car il est difficile pour le patient de rester 45 minutes à 1 heure dans la même position. Cette diminution de la durée d'acquisition peut se faire aussi bien sur les séquences IRM que sur l'amélioration de la sensibilité des détecteurs TEP.

Nous avons évalué la précision de l'algorithme de recalage entre les données IRM et les données TDM/TEP. Nous avons constaté qu'il constitue une source d'incertitudes. Nous avons obtenu une erreur de l'ordre du millimètre en translation et inférieure à $0,6^\circ$ en rotation. Bien qu'il ne s'agisse pas de la principale source d'incertitudes, il est essentiel en radiothérapie de l'évaluer afin d'avoir son ordre de grandeur qui est logiciel dépendant.

Tout au long de ce travail, nous avons pu constater la présence de distorsions géo-

métriques résiduelles en IRM. Le Chapitre 4 a donc eu pour objet d'évaluer l'impact de telles distorsions sur la qualité du traitement. Cette étude a été réalisée sur une cohorte rétrospective de 20 patients traités pour des lésions cérébrales par radiothérapie stéréotaxique hypofractionnée. Sur l'ensemble des 26 lésions, le PTV moyen était de 10,4 cm³ et la distance moyenne lésion-isocentre de l'IRM 54,2 mm. En utilisant le travail réalisé au préalable au Chapitre 2, nous avons pu déterminer la distorsion géométrique résiduelle induite par le système pour chaque lésion. La valeur moyenne de cette dernière est de 0,38 mm pour une bande passante de 244 Hz/px. Cependant, pour certaines lésions cette distorsion atteint 1 mm. Par la suite, le même travail a été effectué pour les distorsions de susceptibilité induites par le patient. Sur l'ensemble de la cohorte, ces distorsions peuvent atteindre jusqu'à 0,3 mm pour une bande passante de 244 Hz/px. Pour ce type de distorsions nous avons également noté une forte influence de la bande passante. Elles diminuent d'un facteur 2 lorsque la valeur de la bande passante est doublée.

Nous avons développé une méthode permettant d'évaluer l'impact des distorsions liées au système sur les données dosimétriques. Un champ de déformation a été créé puis utilisé pour déformer les structures destinées à la planification du traitement. Nous avons ensuite comparé la dose reçue par le PTV initial et le PTV déformé pour les 26 lésions intracrâniennes. Pour ces lésions, la différence moyenne au niveau de la dose minimum reçue par 100 % du volume est de 1,5 %. Malgré cette faible différence, nous avons observé le cas de 4 lésions, soit 15 % des lésions, pour lesquelles le sous-dosage du PTV déformé atteignait plus de 5 % pour atteindre 10,5 % au niveau de la dose minimum reçue par 100 % du PTV. Ces écarts sont obtenus dans le cadre d'une séquence IRM dédiée et optimisée pour la planification du traitement par radiothérapie, alors que cela n'est pas toujours le cas. Les écarts de dose pourraient être bien plus importants si un travail d'optimisation des séquences IRM n'est pas réalisé en amont.

Nous avons également évalué l'impact des distorsions matériel et patient sur la couverture du PTV par l'isodose de prescription. Pour cela, nous avons choisi de définir un nouveau volume académique, l'iPTV, correspondant à une extension de 1 mm du PTV. Malgré cet extension, nos résultats montrent qu'en moyenne, sur l'ensemble des volumes étudiés, 16,5 % du volume de l'iPTV n'est pas couvert par l'isodose de prescription. Cette

valeur est d'autant plus grande lorsque le volume cible diminue. Bien que nous ne pouvons pas affirmer un sous-dosage du volume tumoral, ce résultat tend à montrer le risque de sous-dosage d'une partie du volume en raison de la présence de distorsions.

L'intérêt de l'imagerie trimodalité TEP-TDM-IRM dans la prise en charge des cancers par radiothérapie externe n'est plus à prouver. Elle permet d'améliorer la définition des volumes cibles, en intégrant des volumes jugés à tort avec une seule modalité d'imagerie, comme n'appartenant pas à la lésion, ou bien en retirant des volumes jugés à tort comme tumoraux. L'IRM est la modalité d'imagerie qui pose le plus de difficultés dans la mise en place de la trimodalité à visée de radiothérapie en routine clinique. Sa principale utilisation est diagnostique et les appareils existants sont peu adaptés à la radiothérapie. Néanmoins, il y a une forte marge de progression des industriels dans cette adaptation, qui laisse entrevoir d'importantes améliorations dans les années à venir.

Ces travaux montrent qu'il est indispensable d'optimiser les séquences IRM à usage de radiothérapie, d'évaluer les distorsions générées par l'IRM et par le patient, mais également d'évaluer leur impact sur la qualité de la planification du traitement et de confronter cette qualité aux exigences thérapeutiques. Dans ce cadre, des améliorations sont à développer et à valider pour permettre leur mise en place clinique, dans une stratégie d'amélioration du traitement. Ces développements pourraient porter sur des antennes dédiées, des outils logiciels de correction des hétérogénéités machines et patients, des outils de simulation permettant d'obtenir facilement le PTV initial et déformé et de les comparer, ainsi que des outils de définition de marges anisotropes définis en fonction de la susceptibilité interne des tissus permet de prendre en compte des déformations de l'image IRM.

Bibliographie personnelle sur le sujet

Articles

Hinault P, Gardin I, Gouel P, Decazes P, Thureau S, Veresezan O, Souchay H, Vera P, Gensanne D. Characterization of positioning uncertainties in PET-CT-MR trimodality solutions for radiotherapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2022.

Decazes P, **Hinault P**, Veresezan O, Thureau S, Gouel P, Vera P.I. Trimodality PET/CT/MRI and Radiotherapy : a mini-review. *Frontiers in Oncology*, 2021.

Gouel P, Hapdey S, Dumouchel A, Gardin I, Torfeh E, **Hinault P**, Vera P, Thureau S, Gensanne D. Synthetic MRI for Radiotherapy Planning for Brain and Prostate Cancers : Phantom Validation and Patient Evaluation. *Frontiers in Oncology*, 2022.

Présentations à des conférences nationales

Hinault P, Gardin I, Wiesinger F, Cozzini C, Gouel P, Poujol J, Vera P, Gensanne D. Analyse des caractéristiques d'une antenne tête et cou dédiée pour l'acquisition d'images en position de traitement de radiothérapie . SFPM 2019, 58e Journées scientifiques (Angers, Juin 2019).

Puiseux T, **Hinault P**, Moreno R, Gensanne D. Méthode de corrections des contours RTStructs pour évaluer l'impact dosimétrique causé par les distorsions géométriques en IRM. SFPM 2022, 60e Journées scientifiques (Avignon, Juin 2022).

Présentations affichées à des conférences internationales

Hinault P, Gardin I, Gouel P, Decazes P, Souchay H, Vera P, Gensanne D. Multimodalities imaging PET/CT-MR for radiotherapy : study of positioning uncertainties. ESTRO 2020 (Online congress, Novembre 2020).

Hinault P, Puiseux T, Sewonu A, Gardin I, Gouel P, Souchay H, Moreno R, Gensanne D. Proposal of an imaging PTV in stereotactic planning to take into account MRI geometric distortions. ESTRO 2021 (Madrid, Spain, Août 2021).

Annexe A

Caractérisation des antennes dédiées radiothérapie

A.1 Comparaison coupes centrales, intermédiaires et à l'extrémité

Dans cette partie sont compilés des résultats complémentaires au Chapitre 2 permettant de caractériser les antennes dédiées radiothérapie permettant de faire la comparaison de la qualité de ces antennes entre les coupes centrales, intermédiaires et aux extrémités du fantôme.

A.1.1 Rapport S/B

A.1.1.1 Séquence 3D FSPGR

Dans le Tableau [A.1](#) sont présentés les résultats comparant les rapports S/B pour les trois plans de coupes étudiées (axial, coronal et sagittal) avec la bande passante de 244 Hz/px à 3 niveaux du fantôme sphérique (coupes centrale, intermédiaire et à l'extrémité). Quel que soit le type d'antenne utilisée ou le plan d'acquisition, il y a une différence d'intensité du signal pour les différentes coupes étudiées. L'étude de ces variations fera l'objet de l'étude de l'uniformité du signal (cf. § [2.2.3.2](#)).

	<i>AXIAL</i>			<i>SAGITTAL</i>			<i>CORONAL</i>		
	HNU	GEM RT Head	BODY	HNU	GEM RT Head	BODY	HNU	GEM RT Head	BODY
Coupe centrale	76,6	60,8 (1,3)	12,8 (6,0)	52,3	37,2 (1,4)	9,9 (5,3)	90,2	64,7 (1,4)	15,5 (5,8)
Coupe intermédiaire	98,7	72,8 (1,4)	21,6 (4,6)	111,9	64,8 (1,7)	19,7 (5,7)	97,1	42,7 (2,3)	26,2 (3,7)
Coupe extrémité	107,1	46,2 (2,3)	21,2 (5,1)	123,9	89,1 (1,4)	16,6 (7,5)	117,9	39,5 (3,0)	23,9 (4,9)

TABLEAU A.1 – Valeurs du rapport S/B pour les coupes centrale, intermédiaire et à l’extrémité du fantôme sphérique dans chaque plan d’acquisition de la séquence 3D FSPGR et la bande passante de 244 Hz/px. Entre parenthèses, rapport entre le rapport S/B de l’antenne HNU et les autres antennes.

	<i>AXIAL</i>		<i>SAGITTAL</i>		<i>CORONAL</i>	
	HNU	GEM RT HNS	HNU	GEM RT HNS	HNU	GEM RT HNS
Coupe centrale	458,3	305,2 (1,5)	409,4	702,2 (0,58)	703,9	423,6 (1,7)
Coupe intermédiaire	479,5	423,2 (1,1)	316,4	723 (0,44)	297,7	499,7 (0,59)
Coupe extrémité	305,9	477,1 (0,6)	219,3	398,7 (0,55)	220,6	517,5 (0,43)

TABLEAU A.2 – Valeurs du rapport S/B pour les coupes centrale, intermédiaire et à l’extrémité du fantôme cylindrique dans chaque plan d’acquisition de la séquence 3D CUBE et la bande passante de 244 Hz/px. Entre parenthèses, rapport entre le rapport S/B de l’antenne HNU et l’antenne GEM RT HNS.

A.1.1.2 Séquence 3D CUBE

Dans le Tableau A.2 sont présentés les résultats du rapport S/B pour les trois coupes étudiées (centrale, intermédiaire et à l’extrémité du fantôme cylindrique) dans les plans axial, coronal et sagittal avec la bande passante de 244 Hz/px. Quel que soit le type d’antenne utilisée ou le plan d’acquisition, il y a une différence d’intensité du signal pour les différentes coupes étudiées.

A.1.2 Uniformité du signal

A.1.2.1 Séquence 3D FSPGR

Dans le Tableau A.3 sont présentés les résultats du pourcentage d’uniformité pour les trois coupes étudiées (centrale, intermédiaire et à l’extrémité du fantôme sphérique) dans les plans axial, sagittal et coronal avec la bande passante de 244 Hz/px. L’antenne HNU donne de bons résultats globaux allant de 95 % à 85 %. Les résultats sont très étendus pour l’antenne BODY avec une uniformité variant entre 81 % et 45,5 %. La configuration GEM RT Head donne des résultats assez mitigés avec une gamme d’uniformité s’étendant entre 73 % et 46 %.

Les Figures A.1, A.2 et A.3 correspondent aux profils d’intensité du signal, en horizon-

A.1. COMPARAISON COUPES CENTRALES, INTERMÉDIAIRES ET À L'EXTRIMITÉ

	AXIAL			SAGITTAL			CORONAL		
	HNU	GEM RT Head	BODY	HNU	GEM RT Head	BODY	HNU	GEM RT Head	BODY
Coupe centrale	88,2 %	71,1 %	68,9 %	85,4 %	58,7 %	45,4 %	89,7 %	46,1 %	63,2 %
Coupe intermédiaire	92,7 %	66,1 %	77,2 %	92,2 %	62,9 %	76,8 %	92,4 %	55,2 %	80,1 %
Coupe extrémité	90,6 %	57,6 %	78,9 %	95,2 %	66,9 %	76,8 %	91,6 %	73,1 %	81,5 %

TABLEAU A.3 – Valeurs d'uniformité pour les coupes centrale, intermédiaire et à l'extrémité du fantôme sphérique dans chaque plan d'acquisition de la séquence 3D FSPGR et une bande passante de 244 Hz/px.

	AXIAL		SAGITTAL		CORONAL	
	HNU	GEM RT HNS	HNU	GEM RT HNS	HNU	GEM RT HNS
Coupe centrale	87,4 %	86,8 %	59,2 %	68,4 %	60,5 %	71,7 %
Coupe intermédiaire	92,7 %	90,8 %	62,7 %	67,2 %	65,1 %	73 %
Coupe extrémité	91,9 %	91,3 %	62,9 %	67,4 %	66,7 %	74,2 %

TABLEAU A.4 – Valeurs d'uniformité pour les coupes centrale, intermédiaire et à l'extrémité du fantôme cylindrique dans chaque plan d'acquisition de la séquence 3D CUBE et une bande passante de 244 Hz/px.

tal et vertical, du fantôme sphérique, pour les acquisitions axiales (Figure A.1), sagittales (Figure A.2) et coronales (Figure A.3) suivant les différentes coupes étudiées avec les trois types d'antennes et la bande passante de 244 Hz/px. Globalement, on retrouve la même tendance que sur les profils horizontaux et verticaux décrits précédemment.

Sur le profil vertical, de la coupe à l'extrémité du fantôme, en sagittal (Figure A.2.c), on constate une importante augmentation du signal lors du passage de la partie supérieure vers la partie inférieure du fantôme. En coronal (Figure A.3), on constate que la configuration GEM RT HNS fournit un moins bon signal que les deux autres antennes sur les profils horizontaux et verticaux des coupes intermédiaire ((Figure A.3.b) et à l'extrémité du fantôme (Figure A.3.c).

A.1.2.2 Séquence 3D CUBE

Dans le Tableau A.4 sont présentés les résultats du pourcentage d'uniformité pour les trois coupes étudiées (centrale, intermédiaire et à l'extrémité du fantôme cylindrique) dans les plans axial, sagittal et coronal avec une bande passante de 244 Hz/px.

Les Figures A.4, A.5 et A.6 correspondent aux profils d'intensité du signal, en horizontal et vertical, du fantôme cylindrique, pour les acquisitions axiales (Figure A.4), sagittales (Figure A.5) et coronales (Figure A.6) suivant les différentes coupes étudiées avec les deux types d'antennes et la bande passante de 244 Hz/px.

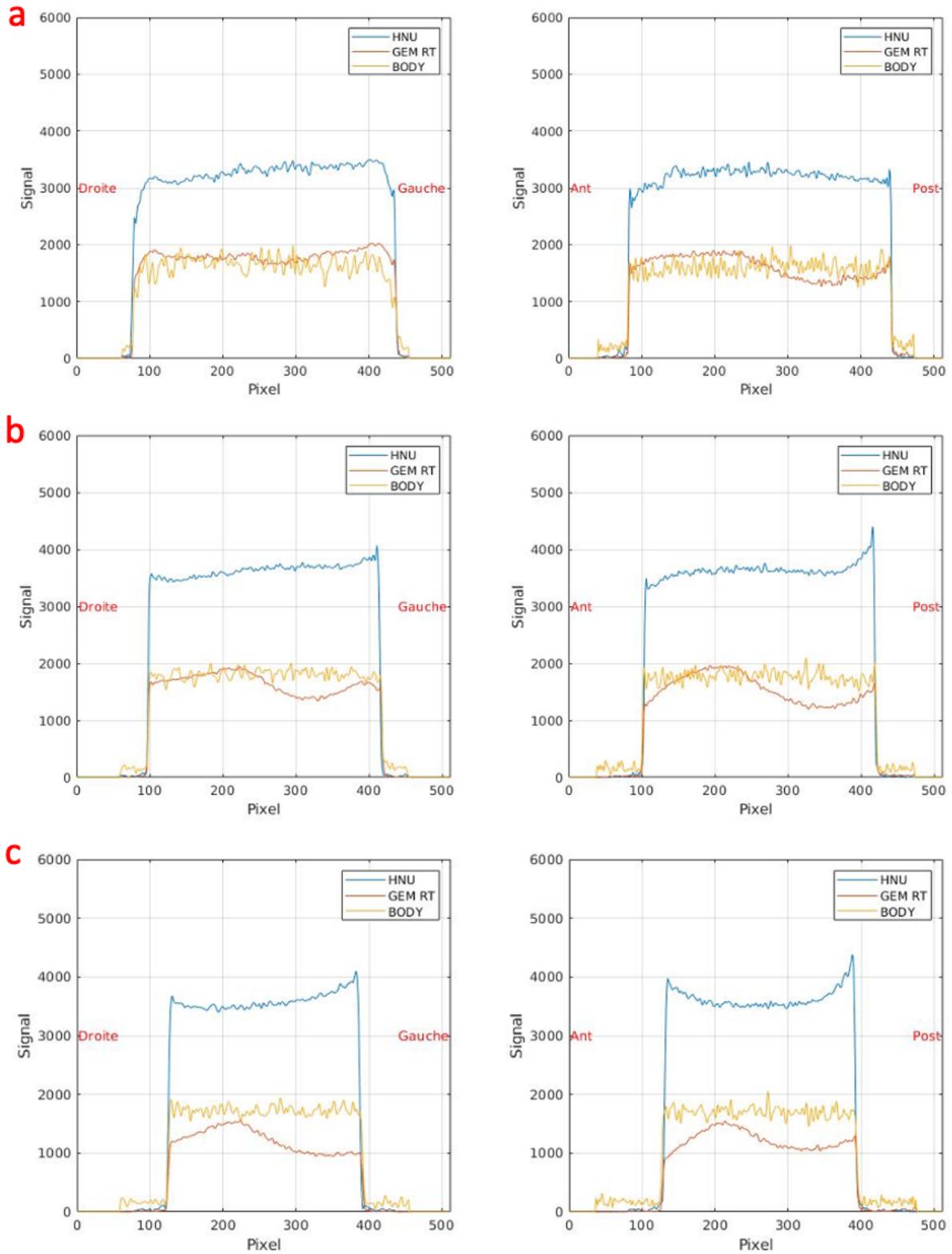


FIGURE A.1 – Profils, horizontaux (gauche) et verticaux (droite), du signal des coupes centrale, intermédiaire et à l’extrémité en axial, du fantôme sphérique avec la séquence 3D FSPGR et les différentes antennes pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe centrale. b) Coupe intermédiaire. c) Coupe extrémité

A.1. COMPARAISON COUPES CENTRALES, INTERMÉDIAIRES ET À L'EXTRIMITÉ

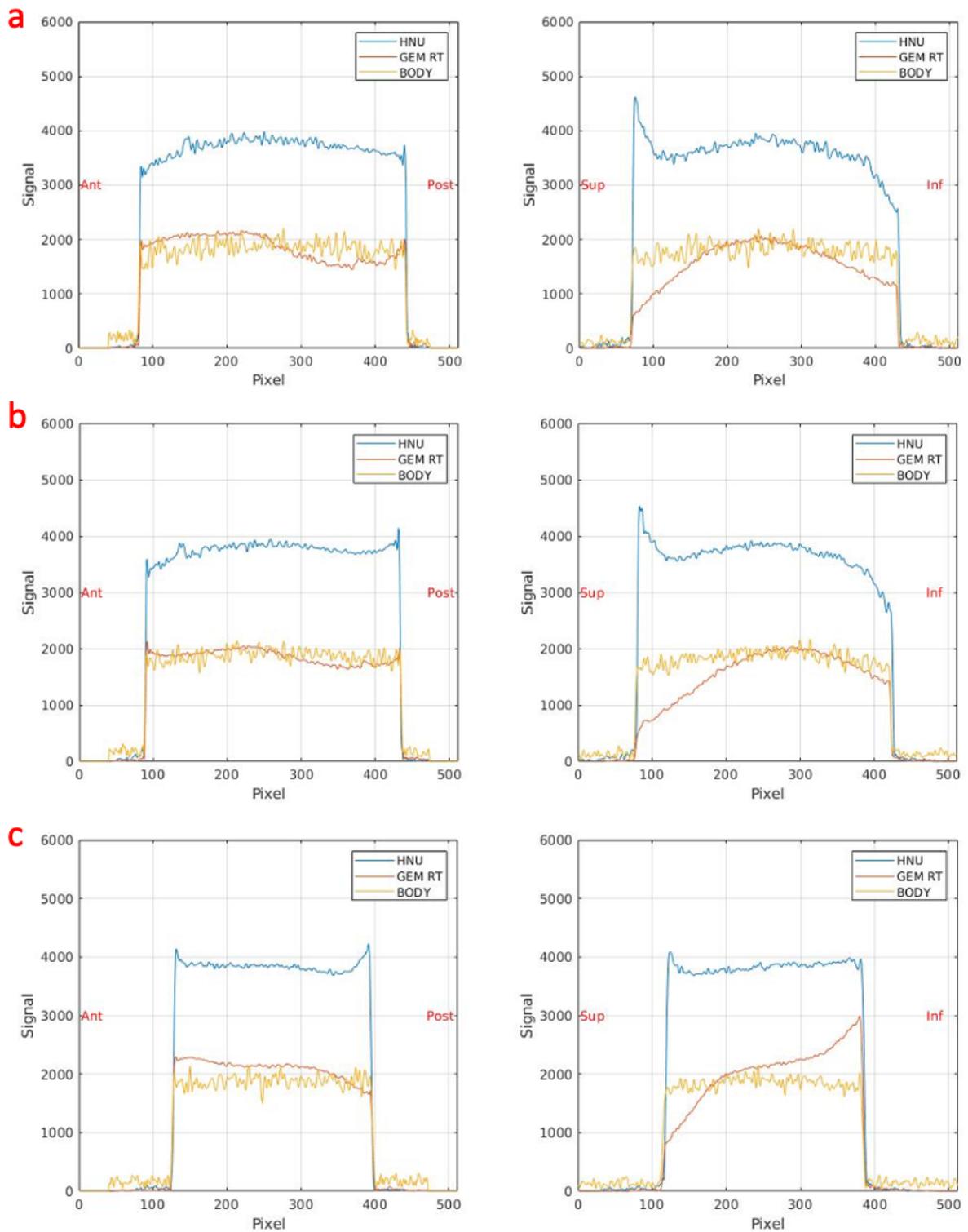


FIGURE A.2 – Profils, horizontaux (gauche) et verticaux (droite), du signal des coupes centrale, intermédiaire et à l'extrémité en sagittal, du fantôme sphérique avec la séquence 3D FSPGR et les différentes antennes pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe centrale. b) Coupe intermédiaire. c) Coupe extrémité

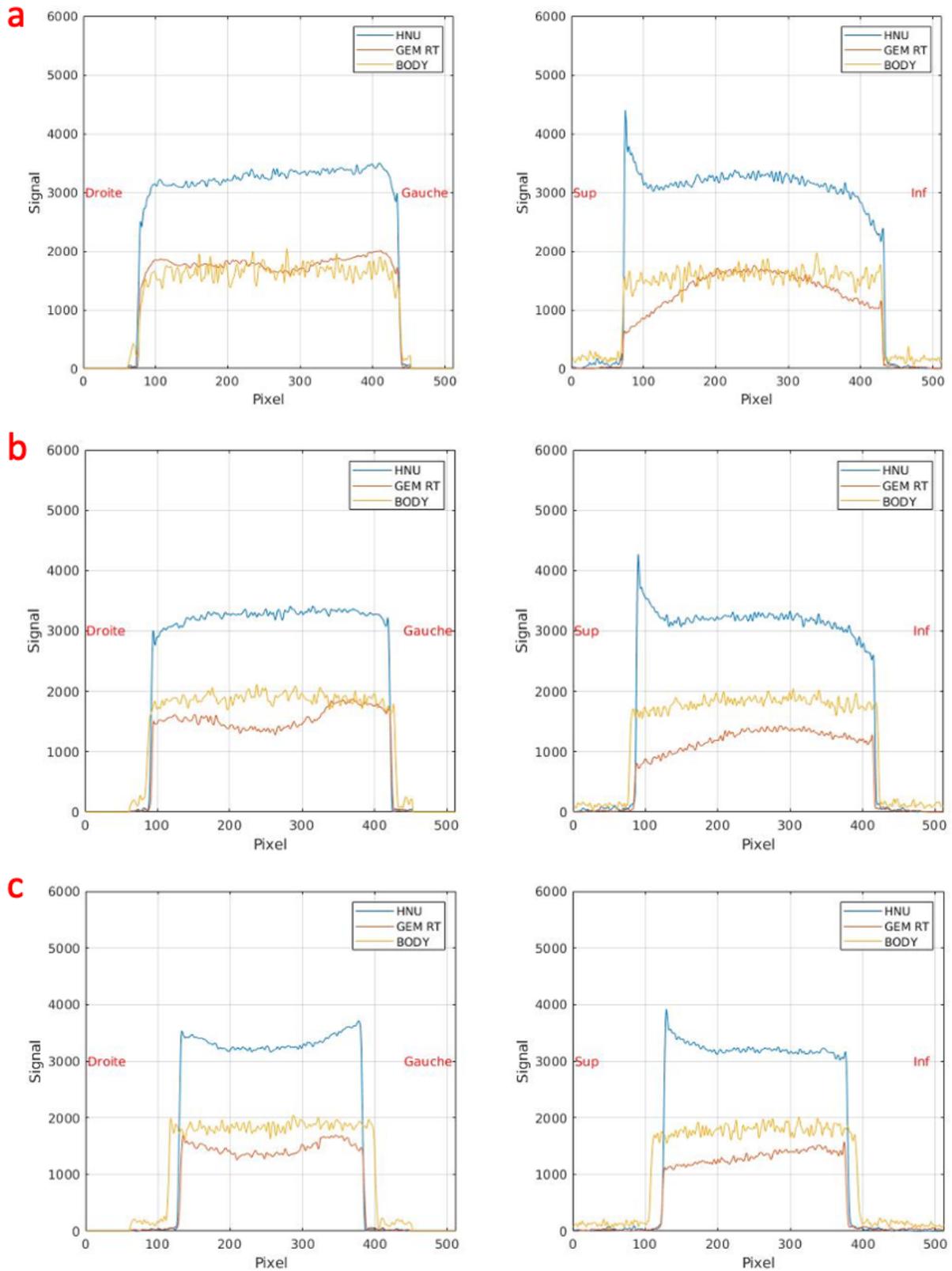


FIGURE A.3 – Profils, horizontaux (gauche) et verticaux (droite), du signal des coupes centrale, intermédiaire et à l'extrémité en coronal, du fantôme sphérique avec la séquence 3D FSPGR et les différentes antennes pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe centrale. b) Coupe intermédiaire. c) Coupe extrémité

A.1. COMPARAISON COUPES CENTRALES, INTERMÉDIAIRES ET À L'EXTRIMITÉ

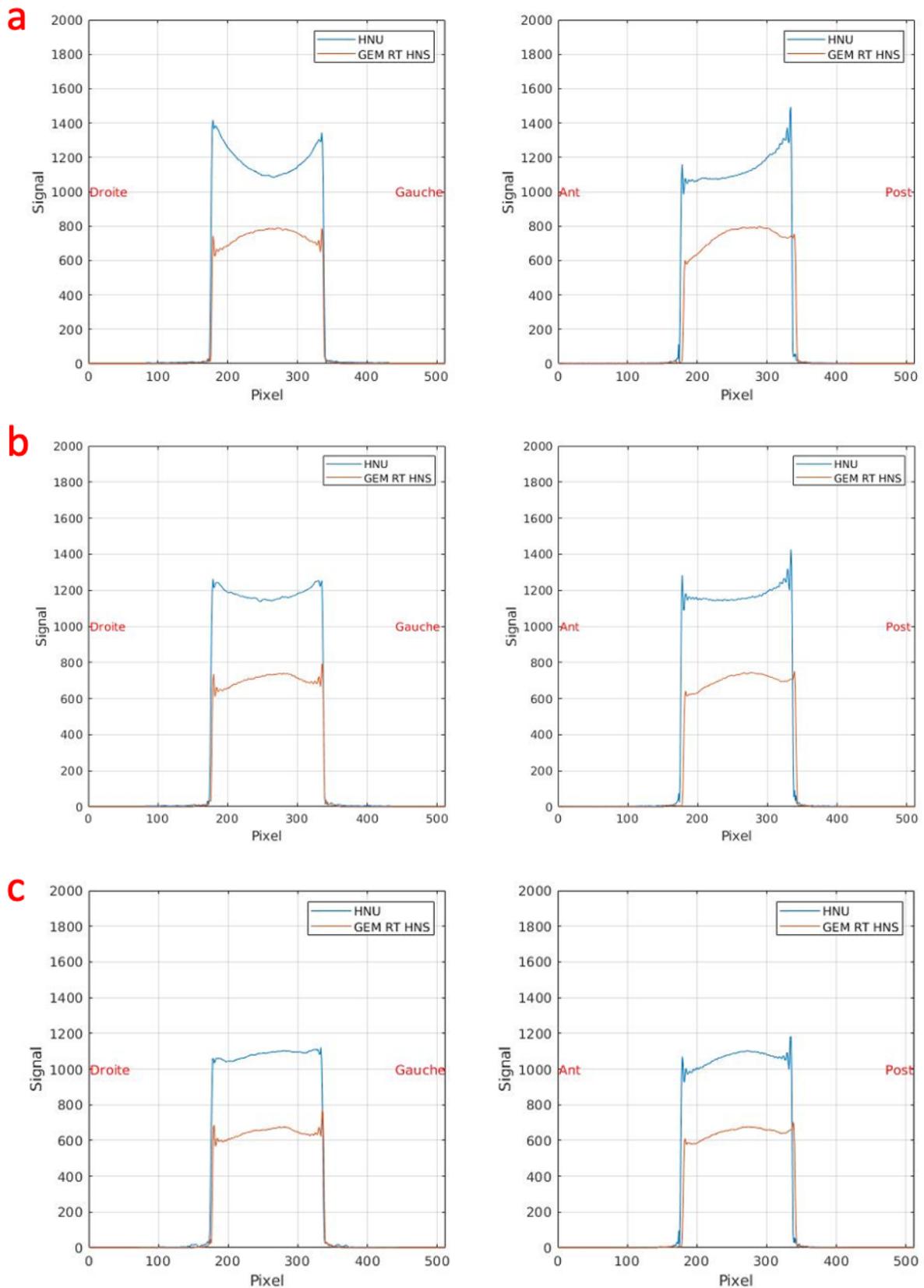


FIGURE A.4 – Profils horizontaux (gauche) et verticaux (droite) du signal des coupes centrale, intermédiaire et à l'extrémité en axial, du fantôme cylindrique avec la séquence 3D CUBE et les différentes antennes pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe centrale. b) Coupe intermédiaire. c) Coupe extrémité

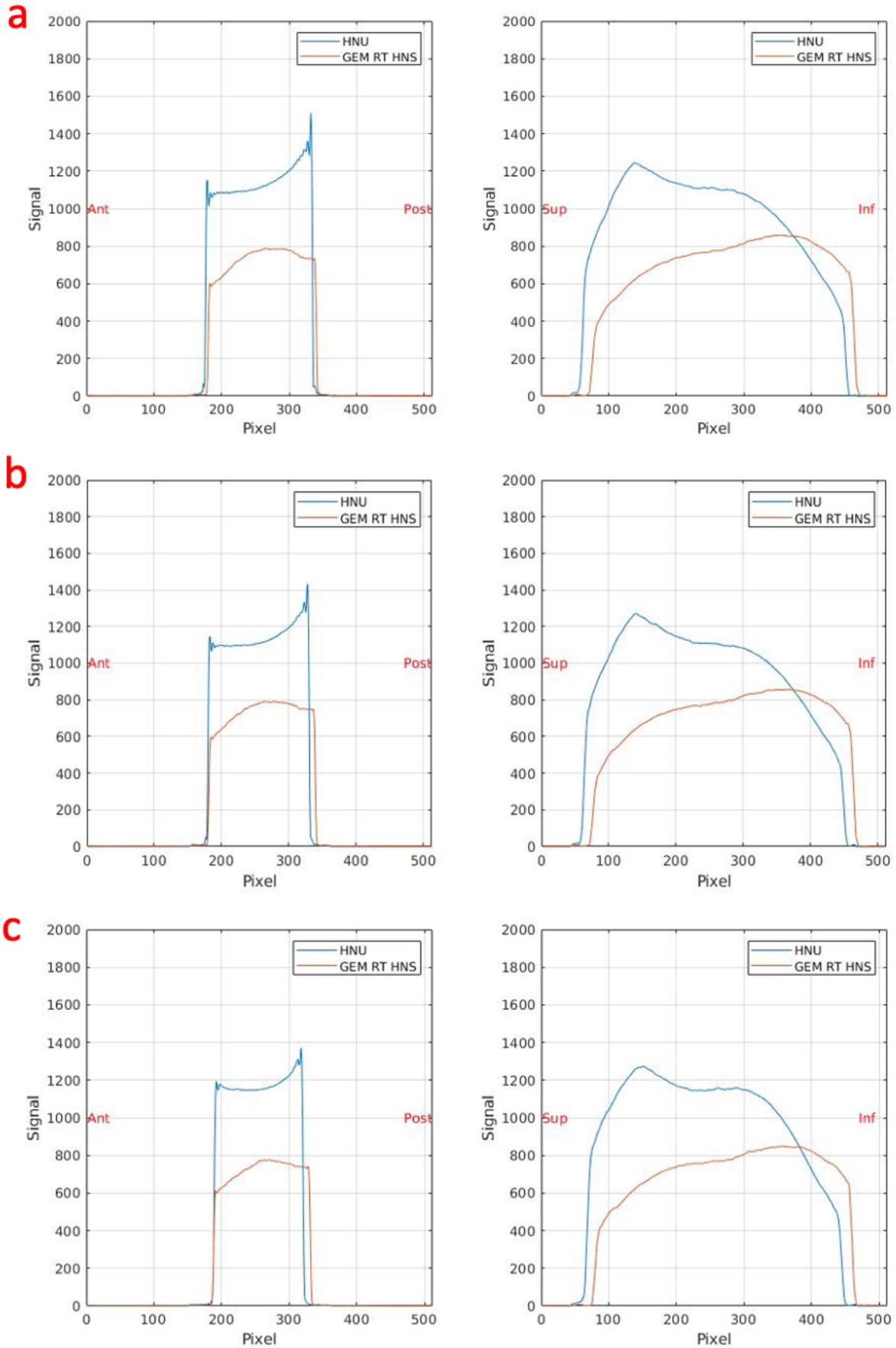


FIGURE A.5 – Profils horizontaux (gauche) et verticaux (droite) du signal des coupes centrale, intermédiaire et à l'extrémité en sagittal, du fantôme sphérique avec la séquence 3D CUBE et les différentes antennes pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe centrale. b) Coupe intermédiaire. c) Coupe extrémité

A.1. COMPARAISON COUPES CENTRALES, INTERMÉDIAIRES ET À L'EXTRIMITÉ

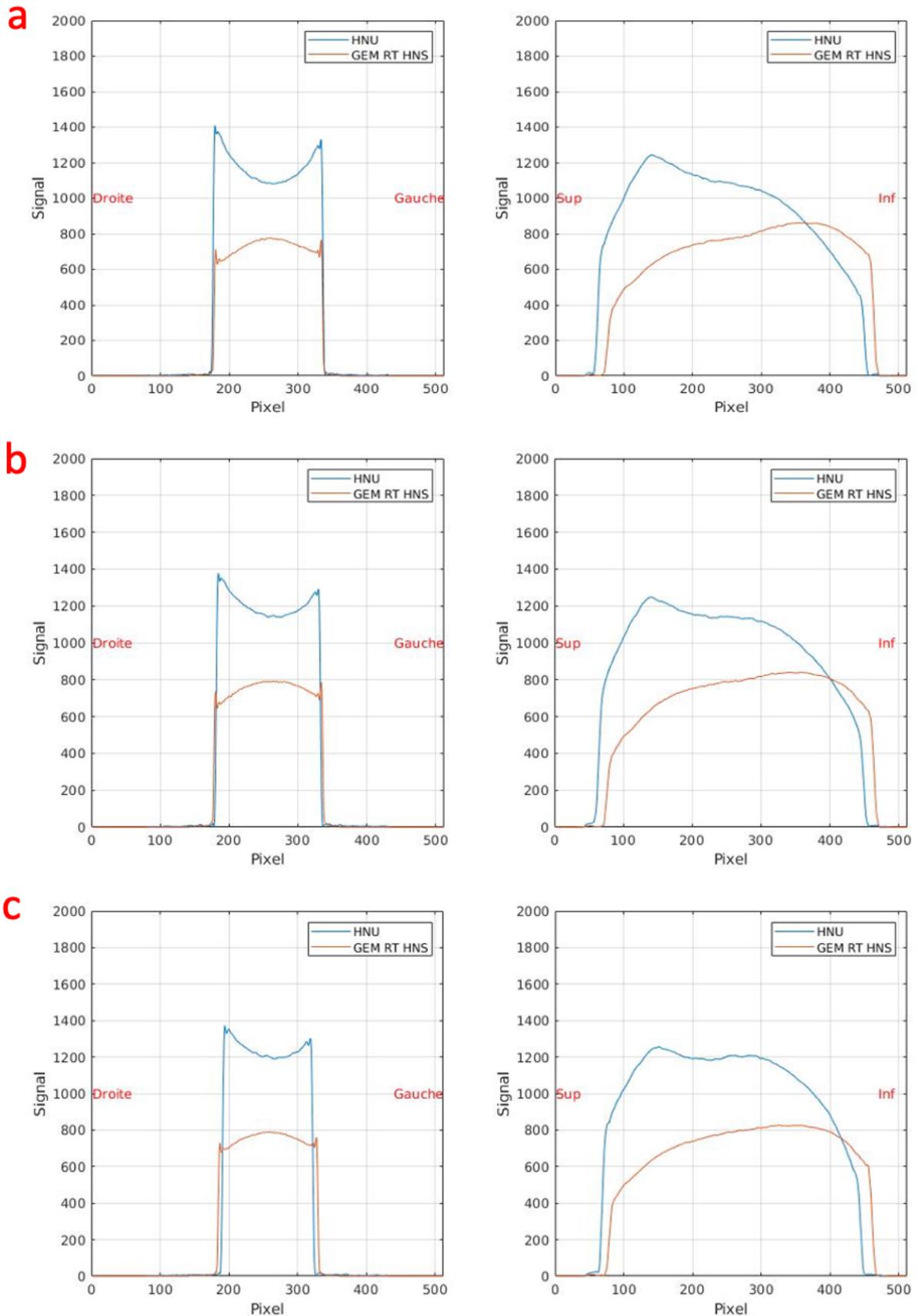


FIGURE A.6 – Profils horizontaux (gauche) et verticaux (droite) du signal des coupes centrale, intermédiaire et à l'extrémité en coronal, du fantôme sphérique avec la séquence 3D CUBE et les différentes antennes pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe centrale. b) Coupe intermédiaire. c) Coupe extrémité

Bibliographie

- Adjeiwaah M, Bylund M, Lundman J A, et al. Dosimetric Impact of MRI Distortions : A Study on Head and Neck Cancers. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 2019;103(4) :994–1003. doi :10.1016/j.ijrobp.2018.11.037. [130](#), [150](#)
- Al-Ibraheem A, Buck A, Krause B J, et al. Clinical applications of FDG PET and PET/CT in head and neck cancer. *Journal of Oncology*, 2009;2009. doi :10.1155/2009/208725. [28](#)
- Alzahrani M, Broadbent D A, Chuter R, et al. Audit feasibility for geometric distortion in magnetic resonance imaging for radiotherapy. *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, 2020;15(February) :80–84. doi :10.1016/j.phro.2020.07.004. [99](#), [136](#)
- Bailey D L, Karp J S, and Surti S. Physics and instrumentation in PET. In *Positron emission tomography*, pages 13–39. Springer, 2005;. [26](#)
- Beister M, Kolditz D, and Kalender W A. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Physica Medica*, 2012;28(2) :94–108. doi :https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2012.01.003. [22](#)
- Bird D, Scarsbrook A F, Sykes J, et al. Multimodality imaging with CT, MR and FDG-PET for radiotherapy target volume delineation in oropharyngeal squamous cell carcinoma. *BMC Cancer*, 2015;15(1) :1–10. doi :10.1186/s12885-015-1867-8. [2](#)
- Bostel T, Pfaffenberger A, Delorme S, et al. Prospective feasibility analysis of a novel off-line approach for MR-guided radiotherapy. *Strahlentherapie und Onkologie*, 2018; 194(5) :425–434. doi :10.1007/s00066-017-1258-y. [123](#)
- Bourbonne V, Jaouen V, Hognon C, et al. Dosimetric Validation of a GAN-Based Pseudo-CT Generation for MRI-Only Stereotactic Brain Radiotherapy. *Cancers*, 2021; 13(5) :1082. [51](#)
- Brianzoni E, Rossi G, Ancidei S, et al. Radiotherapy planning : PET/CT scanner performances in the definition of gross tumour volume and clinical target volume. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 2005;32(12) :1392–1399. doi : 10.1007/s00259-005-1845-5. [2](#)
- Buzug T M. *Computed Tomography*, pages 311–342. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2011 ;doi :10.1007/978-3-540-74658-4_16. [21](#)
- Chavaudra J and Bridier A. Definition of volumes in external radiotherapy : ICRU reports 50 and 62. *Cancer/Radiotherapie*, 2001;5(5) :472–478. doi :10.1016/S1278-3218(01) 00117-2. [12](#)

- Ciernik I, Dizendorf E, Baumert B G, et al. Radiation treatment planning with an integrated positron emission and computer tomography (pet/ct) : a feasibility study. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*, 2003;57(3) :853–863. doi : [https://doi.org/10.1016/S0360-3016\(03\)00346-8](https://doi.org/10.1016/S0360-3016(03)00346-8). 29
- Cliffe H, Patel C, Prestwich R, et al. Radiotherapy response evaluation using FDG PET-CT—established and emerging applications. *The British journal of radiology*, 2017; 90(1071) :20160764. 28
- Daisne J F, Duprez T, Weynand B, et al. Tumor volume in pharyngolaryngeal squamous cell carcinoma : comparison at CT, MR imaging, and FDG PET and validation with surgical specimen. *Radiology*, 2004;233(1) :93–100. 29
- Daisne J F, Sibomana M, Bol A, et al. Evaluation of a multimodality image (CT, MRI and PET) coregistration procedure on phantom and head and neck cancer patients : accuracy, reproducibility and consistency. *Radiotherapy and Oncology*, 2003;69(3) :237–245. 3, 55
- Datta N R, David R, Gupta R K, et al. Implications of contrast-enhanced CT-based and MRI-based target volume delineations in radiotherapy treatment planning for brain tumors. *Journal of cancer research and therapeutics*, 2008;4(1) :9. 44
- Deantonio L, Beldi D, Gambaro G, et al. FDG-PET/CT imaging for staging and radiotherapy treatment planning of head and neck carcinoma. *Radiation Oncology*, 2008; 3(1) :1–6. doi :10.1186/1748-717X-3-29. 14
- Decazes P, Hinault P, Veresezan O, et al. Trimodality PET/CT/MRI and radiotherapy : a mini-review. *Frontiers in Oncology*, 2021;10 :3392. 48, 50
- Decazes P, Thureau S, Dubray B, et al. How to use PET/CT in the evaluation of response to radiotherapy. *The Quarterly Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging : Official Publication of the Italian Association of Nuclear Medicine (AIMN)[and] the International Association of Radiopharmacology (IAR),[and] Section of the Society of*, 2017; 62(2) :152–164. 28
- Defrise M, Kinahan P E, and Michel C J. Image reconstruction algorithms in PET. In *Positron Emission Tomography*, pages 63–91. Springer, 2005;. 26
- Demol B, Boydev C, Korhonen J, et al. Dosimetric characterization of MRI-only treatment planning for brain tumors in atlas-based pseudo-CT images generated from standard T1-weighted MR images. *Medical physics*, 2016;43(12) :6557–6568. 51
- Duyn J H and Schenck J. Contributions to magnetic susceptibility of brain tissue. *NMR in Biomedicine*, 2017;30(4) :e3546. 41
- El-Bassiouni M, Ciernik I F, Davis J B, et al. [18FDG] PET-CT-Based Intensity-Modulated Radiotherapy Treatment Planning of Head and Neck Cancer. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 2007;69(1) :286–293. doi :10.1016/j.ijrobp.2007.04.053. 29
- Ellingson B M, Bendszus M, Boxerman J, et al. Consensus recommendations for a standardized Brain Tumor Imaging Protocol in clinical trials. *Neuro-Oncology*, 2015; 17(9) :1188–1198. doi :10.1093/neuonc/nov095. 58, 79

- Emani B, Sethi A, and Petruzzelli G. Influence of MRI on target volume delineation and IMRT planning in nasopharyngeal carcinoma [J]. *Radiat Oncol Biol Phys*, 2003; 57(2) :481–488. [2](#), [44](#)
- Fahrig A, Ganslandt O, Lambrecht U, et al. Hypofractionated stereotactic radiotherapy for brain metastases : Results from three different dose concepts. *Strahlentherapie und Onkologie*, 2007;183(11) :625–630. doi :10.1007/s00066-007-1714-1. [1](#)
- Farace P, Giri M, Meliado G, et al. Clinical target volume delineation in glioblastomas : pre-operative versus post-operative/pre-radiotherapy MRI. *The British journal of radiology*, 2011;84(999) :271–278. [44](#)
- Farina E, Ferioli M, Castellucci P, et al. 18F-FDG-PET-guided Planning and Re-Planning (Adaptive) Radiotherapy in Head and Neck Cancer : Current state of art. *Anticancer Research*, 2017;37(12) :6523–6532. doi :10.21873/anticancer.12108. [2](#)
- Ford E C, Herman J, Yorke E, et al. 18F-FDG PET/CT for image-guided and intensity-modulated radiotherapy. *Journal of Nuclear Medicine*, 2009;50(10) :1655–1665. doi : 10.2967/jnumed.108.055780. [14](#)
- Gholamiankhah F, Mostafapour S, and Arabi H. Deep learning-based synthetic ct generation from mr images : comparison of generative adversarial and residual neural networks. *arXiv preprint arXiv :210301609*, 2021;. [51](#)
- Glide-Hurst C K, Paulson E S, McGee K, et al. Task group 284 report : magnetic resonance imaging simulation in radiotherapy : considerations for clinical implementation, optimization, and quality assurance. *Medical physics*, 2021;48(7) :e636–e670. [45](#)
- Goerner F L, Duong T, Stafford R J, et al. A comparison of five standard methods for evaluating image intensity uniformity in partially parallel imaging MRI. *Medical Physics*, 2013;40(8) :082302. [85](#)
- Greffier J, Hamard A, Pereira F, et al. Image quality and dose reduction opportunity of deep learning image reconstruction algorithm for CT : a phantom study. *European Radiology*, 2020;30(7) :3951–3959. doi :10.1007/s00330-020-06724-w. [22](#)
- Guarnaschelli J N, Vagal A S, McKenzie J T, et al. Target definition for malignant gliomas : No difference in radiation treatment volumes between 1.5 T and 3T magnetic resonance imaging. *Practical radiation oncology*, 2014;4(5) :e195–e201. [47](#)
- Guckenberger M, Baus W W, Blanck O, et al. Definition and quality requirements for stereotactic radiotherapy : consensus statement from the DEGRO/DGMP Working Group Stereotactic Radiotherapy and Radiosurgery. *Strahlentherapie und Onkologie*, 2020; 196(5) :417–420. doi :10.1007/s00066-020-01603-1. [14](#)
- Guo L, Shen S, Harris E, et al. A Tri-Modality Image Fusion Method for Target Delineation of Brain Tumors in Radiotherapy. *PLOS ONE*, 2014;9(11) :1–9. doi :10.1371/journal.pone.0112187. [2](#), [48](#), [53](#)
- Han X. Mr-based synthetic ct generation using a deep convolutional neural network method. *Medical physics*, 2017;44(4) :1408–1419. [51](#)
- Hill D L, Batchelor P G, Holden M, et al. Medical image registration. *Physics in medicine & biology*, 2001;46(3) :R1. [53](#), [54](#)

- Hopkins J A and Wehrli F W. Magnetic susceptibility measurement of insoluble solids by NMR : Magnetic susceptibility of bone. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1997; 37(4) :494–500. doi :10.1002/mrm.1910370404. [137](#)
- Hsieh J, Liu E, Nett B, et al. A new era of image reconstruction : TrueFidelity™ Technical white paper on deep learning image reconstruction. *White Paper (JB68676XX)*, 2019;. [22](#)
- Hsu S H, Cao Y, Huang K, et al. Investigation of a method for generating synthetic CT models from MRI scans of the head and neck for radiation therapy. *Physics in Medicine & Biology*, 2013;58(23) :8419. [51](#)
- Huglo D. Quantification of fluoro-deoxyglucose tumor uptake. *Medecine Nucleaire Imagerie Fonctionnelle et Metabolique*, 2002;26(4) :175–188. [27](#)
- Huttenlocher D P, Klanderman G A, and Rucklidge W J. Comparing images using the hausdorff distance. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 1993; 15(9) :850–863. [142](#)
- Jager E A, Ligtenberg H, Caldas-Magalhaes J, et al. Validated guidelines for tumor delineation on magnetic resonance imaging for laryngeal and hypopharyngeal cancer. *Acta Oncologica*, 2016;55(11) :1305–1312. [44](#)
- Jansen E P, Dewit L G, van Herk M, et al. Target volumes in radiotherapy for high-grade malignant glioma of the brain. *Radiotherapy and Oncology*, 2000;56(2) :151–156. doi : [https://doi.org/10.1016/S0167-8140\(00\)00216-4](https://doi.org/10.1016/S0167-8140(00)00216-4). [44](#)
- Johansen J, Buus S, Loft A, et al. Prospective study of 18FDG-PET in the detection and management of patients with lymph node metastases to the neck from an unknown primary tumor. Results from the DAHANCA-13 study. *Head & Neck : Journal for the Sciences and Specialties of the Head and Neck*, 2008;30(4) :471–478. [28](#)
- Jursinic P A, Rickert K, Gennarelli T A, et al. Effect of image uncertainty on the dosimetry of trigeminal neuralgia irradiation. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 2005;62(5) :1559–1567. doi :10.1016/j.ijrobp.2005.01.059. [129](#), [151](#)
- Karaiskos P, Moutsatsos A, Pappas E, et al. A simple and efficient methodology to improve geometric accuracy in gamma knife radiation surgery : Implementation in multiple brain metastases. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 2014;90(5) :1234–1241. doi :10.1016/j.ijrobp.2014.08.349. [129](#), [151](#)
- Karger C P, Höss A, Bendl R, et al. Accuracy of device-specific 2D and 3D image distortion correction algorithms for magnetic resonance imaging of the head provided by a manufacturer. *Physics in Medicine & Biology*, 2006;51(12) :N253. [47](#), [97](#)
- Kastler B, Pousse A, Parmentier M, et al. Images T1, T2 et densité protonique. *EMC - Radiologie et imagerie médicale - Principes et techniques - Radioprotection*, 2006;1(1) :1–9. doi :10.1016/s1879-8497(06)74736-7. [39](#), [185](#)
- Kastler B and Vetter D. *Comprendre l'IRM : manuel d'auto-apprentissage*. Elsevier Health Sciences, 2018. [35](#)

- Kazemifar S, McGuire S, Timmerman R, et al. MRI-only brain radiotherapy : Assessing the dosimetric accuracy of synthetic CT images generated using a deep learning approach. *Radiotherapy and Oncology*, 2019;136 :56–63. [51](#)
- Khoo V S, Adams E J, Saran F, et al. A comparison of clinical target volumes determined by ct and mri for the radiotherapy planning of base of skull meningiomas. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 2000;46(5) :1309–1317. doi :[https://doi.org/10.1016/S0360-3016\(99\)00541-6](https://doi.org/10.1016/S0360-3016(99)00541-6). [44](#)
- Khoo V S, Dearnaley D P, Finnigan D J, et al. Magnetic resonance imaging (MRI) : considerations and applications in radiotherapy treatment planning. *Radiotherapy and Oncology*, 1997;42(1) :1–15. [44](#)
- Lafond C, Jouyaux F, Bellec J, et al. Which IMRT? From " step and shoot" to VMAT : Physicist point of view. *Cancer radiotherapie : journal de la Societe francaise de radiotherapie oncologique*, 2010;14(6-7) :539–53949. doi :[10.1016/j.canrad.2010.06.012](https://doi.org/10.1016/j.canrad.2010.06.012). [10](#)
- Lammering G, De Ruyscher D, Van Baardwijk A, et al. The use of FDG-PET to target tumors by radiotherapy. *Strahlentherapie und Onkologie*, 2010;186(9) :471–481. doi :[10.1007/s00066-010-2150-1](https://doi.org/10.1007/s00066-010-2150-1). [30](#)
- Landberg T, Chavaudra J, Dobbs J, et al. Report 62. *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*, 2016;os32(1) :NP–NP. doi :[10.1093/jicru/os32.1.Report62](https://doi.org/10.1093/jicru/os32.1.Report62). [11](#), [13](#), [185](#)
- Largent A, Barateau A, Nunes J C, et al. Pseudo-ct generation for mri-only radiation therapy treatment planning : comparison among patch-based, atlas-based, and bulk density methods. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 2019;103(2) :479–490. [51](#)
- Liney G P, Owen S C, Beaumont A K, et al. Commissioning of a new wide-bore MRI scanner for radiotherapy planning of head and neck cancer. *British Journal of Radiology*, 2013;86(1027). doi :[10.1259/bjr.20130150](https://doi.org/10.1259/bjr.20130150). [79](#)
- Ling C C, Humm J, Larson S, et al. Towards multidimensional radiotherapy (MD-CRT) : biological imaging and biological conformality. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 2000;47(3) :551–560. [29](#)
- Lotterie J, Duthil P, Januel A, et al. Stereotactic and diagnostic imaging in radiosurgery. *Cancer radiotherapie : journal de la Societe francaise de radiotherapie oncologique*, 2012;16 :S10–25. [53](#)
- Lundman J A, Bylund M, Garpebring A, et al. Patient-induced susceptibility effects simulation in magnetic resonance imaging. *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, 2017;1 :41–45. doi :[10.1016/j.phro.2017.02.004](https://doi.org/10.1016/j.phro.2017.02.004). [130](#), [137](#), [138](#), [189](#)
- Marchesi V, Dedieu V, Lacornerie T, et al. Appareillage et technologies de repositionnement en radiothérapie stéréotaxique extracrânienne. *Cancer/Radiotherapie*, 2014;18(4) :253–257. doi :[10.1016/j.canrad.2014.03.012](https://doi.org/10.1016/j.canrad.2014.03.012). [11](#)
- Marta G N, Hanna S A, Sa De Camargo Etchebehere E C, et al. The value of positron-emission tomography/computed tomography for radiotherapy treatment planning : A single institutional series. *Nuclear Medicine Communications*, 2011;32(10) :903–907. doi :[10.1097/MNM.0b013e32834a719a](https://doi.org/10.1097/MNM.0b013e32834a719a). [28](#)

- Mcjury M, Lawson M, Page W, et al. Assessing the image quality of pelvic MR images acquired with a flat couch for radiotherapy treatment planning. *The British Journal of Radiology*, 2011;84(August) :750–755. doi :10.1259/bjr/27295679. [80](#)
- Moore C S, Liney G P, and Beavis A W. Quality assurance of registration of CT and MRI data sets for treatment planning of radiotherapy for head and neck cancers. *Journal of applied clinical medical physics*, 2004;5(1) :25–35. [55](#)
- Muzic Jr R F and DiFilippo F P. PET/MRI–technical review. In *Seminars in roentgenology*, volume 49. NIH Public Access, 2014; page 242. [50](#)
- NEMA. Determination of signal-to-noise ratio (SNR) in diagnostic magnetic resonance imaging. *NEMA Standards Publication MS 1-2001*, 2001;. [63](#)
- Newbold K and Powell C. PET/CT in Radiotherapy Planning for Head and Neck Cancer. *Frontiers in Oncology*, 2012;2(December) :1–7. doi :10.3389/fonc.2012.00189. [29](#)
- Nousiainen K, Mäkelä T, and Peltonen J I. Characterizing geometric distortions of 3d sequences in clinical head mri. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 2022;pages 1–13. [94](#)
- Nutting C, Dearnaley D P, and Webb S. Intensity modulated radiation therapy : A clinical review. *British Journal of Radiology*, 2000;73(869) :459–469. doi :10.1259/bjr.73.869.10884741. [10](#)
- Nyberg E, Sandhu G, Jesberger J, et al. Comparison of brain MR images at 1.5 T using BLADE and rectilinear techniques for patients who move during data acquisition. *American journal of neuroradiology*, 2012;33(1) :77–82. [43](#), [185](#)
- Oliveira F P and Tavares J M R. Medical image registration : a review. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 2014;17(2) :73–93. [53](#)
- Owraangi A M, Greer P B, and Glide-Hurst C K. MRI-only treatment planning : benefits and challenges. *Physics in Medicine & Biology*, 2018;63(5) :05TR01. [51](#)
- Pappas E P, Alshantqity M, Moutsatsos A, et al. MRI-Related Geometric Distortions in Stereotactic Radiotherapy Treatment Planning : Evaluation and Dosimetric Impact. *Technology in Cancer Research and Treatment*, 2017;16(6) :1120–1129. doi :10.1177/1533034617735454. [98](#), [129](#), [136](#), [151](#), [152](#)
- Paulson E S, Crijns S P, Keller B M, et al. Consensus opinion on mri simulation for external beam radiation treatment planning. *Radiotherapy and Oncology*, 2016;121(2) :187–192. [45](#)
- Paulus D H, Thorwath D, Schmidt H, et al. Towards integration of PET/MR hybrid imaging into radiation therapy treatment planning. *Medical physics*, 2014;41(7) :072505. [51](#)
- Prestwich R, Sykes J, Carey B, et al. Improving target definition for head and neck radiotherapy : a place for magnetic resonance imaging and 18-fluoride fluorodeoxyglucose positron emission tomography? *Clinical Oncology*, 2012;24(8) :577–589. [2](#)
- Purdy J A. Current ICRU Definitions of Volumes : Limitations and Future Directions. *Seminars in Radiation Oncology*, 2004;14(1) :27–40. doi :10.1053/j.semradonc.2003.12.002. [12](#)

- Putz F, Mengling V, Perrin R, et al. Magnetic resonance imaging for brain stereotactic radiotherapy. *Strahlentherapie und Onkologie*, 2020;196(5) :444–456. [45](#), [55](#), [129](#), [151](#)
- Rasch C, Keus R, Pameijer F A, et al. The potential impact of CT-MRI matching on tumor volume delineation in advanced head and neck cancer. *International journal of radiation oncology, biology, physics*, 1997;39(4) :841–848. [2](#), [14](#), [44](#)
- Rasch C R, Steenbakkers R J, Fitton I, et al. Decreased 3D observer variation with matched CT-MRI, for target delineation in Nasopharynx cancer. *Radiation oncology*, 2010; 5(1) :1–8. [44](#)
- Reynaud T, Bertaut A, Farah W, et al. Hypofractionated stereotactic radiotherapy as a salvage therapy for recurrent high-grade gliomas : Single-center experience. *Technology in cancer research & treatment*, 2018;17 :1533033818806498. [44](#)
- Riegel A C, Berson A M, Destian S, et al. Variability of gross tumor volume delineation in head-and-neck cancer using CT and PET/CT fusion. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 2006;65(3) :726–732. doi :10.1016/j.ijrobp.2006.01.014. [29](#)
- Roh J L, Yeo N K, Kim J S, et al. Utility of 2-[18F] fluoro-2-deoxy-d-glucose positron emission tomography and positron emission tomography/computed tomography imaging in the preoperative staging of head and neck squamous cell carcinoma. *Oral Oncology*, 2007;43(9) :887–893. doi :https://doi.org/10.1016/j.oraloncology.2006.10.011. [28](#)
- Rossier C, Dunet V, Matzinger O, et al. TEP/TDM en radiothérapie : indications et perspectives. *Cancer/Radiothérapie*, 2012;16(2) :152–163. [28](#)
- Saha G B, MacIntyre W J, and Go R T. Radiopharmaceuticals for brain imaging. *Seminars in Nuclear Medicine*, 1994;24(4) :324–349. doi :https://doi.org/10.1016/S0001-2998(05) 80022-4. Correlative Imaging : Part II. [25](#)
- Samarin A, Kuhn F P, Brandsberg F, et al. Image registration accuracy of an in-house developed patient transport system for PET/CT+ MR and SPECT+ CT imaging. *Nuclear medicine communications*, 2015;36(2) :194–200. [123](#)
- Schenck J F. The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging : MRI magnetic compatibility of the first and second kinds. *Medical physics*, 1996;23(6) :815–850. [137](#)
- Schwartz D L, Ford E C, Rajendran J, et al. FDG-PET/CT-guided intensity modulated head and neck radiotherapy : A pilot investigation. *Head & Neck : Journal for the Sciences and Specialties of the Head and Neck*, 2005;27(6) :478–487. [29](#)
- Seibert T, White N, Kim G, et al. Distortion Inherent to Magnetic Resonance Imaging (MRI) Can Lead to Geometric Miss in Radiosurgery Planning. *International Journal of Radiation Oncology*Biological*Physics*, 2014;90(1) :S97. doi :10.1016/j.ijrobp.2014.05.500. [2](#)
- Sellem D B, Romdhane H, and Soli K. *Reconstruction tomographique des images tomodensitométriques*. Éditions universitaires européennes, 2017. [22](#)
- Slagowski J M, Ding Y, Aima M, et al. A modular phantom and software to characterize 3D geometric distortion in MRI. *Physics in Medicine and Biology*, 2020;65(19) :0–14. doi :10.1088/1361-6560/ab9c64. [97](#)

- Stanescu T, Wachowicz K, and Jaffray D A. Characterization of tissue magnetic susceptibility-induced distortions for MRIgRT. *Medical Physics*, 2012;39(12) :7185–7193. doi :10.1118/1.4764481. 130
- Tao S, Trzasko J D, Shu Y, et al. Integrated image reconstruction and gradient nonlinearity correction. *Magnetic resonance in medicine*, 2015;74(4) :1019–1031. 46
- Ten Haken R K, Thornton A F, Sandler H M, et al. A quantitative assessment of the addition of MRI to CT-based, 3-D treatment planning of brain tumors. *Radiotherapy and Oncology*, 1992;25(2) :121–133. doi :https://doi.org/10.1016/0167-8140(92)90018-P. 14
- Thariat J, Marcy P Y, Lacout A, et al. Radiothérapie et radiologie pour la qualité des traitements et l'harmonisation des pratiques. *Journal de Radiologie Diagnostique et Interventionnelle*, 2012;93(5) :368–376. doi :https://doi.org/10.1016/j.jradio.2012.02.001. 15
- Thorwarth D, Eschmann S M, Paulsen F, et al. Hypoxia dose painting by numbers : a planning study. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 2007; 68(1) :291–300. 29
- Torfeh T, Hammoud R, Perkins G, et al. Characterization of 3D geometric distortion of magnetic resonance imaging scanners commissioned for radiation therapy planning. *Magnetic Resonance Imaging*, 2016;34(5) :645–653. doi :10.1016/j.mri.2016.01.001. 91
- Touska P and Connor S E. Recent advances in MRI of the head and neck, skull base and cranial nerves : New and evolving sequences, analyses and clinical applications. *British Journal of Radiology*, 2019;92(1104). doi :10.1259/bjr.20190513. 58, 79
- Tustison N J, Avants B B, Cook P A, et al. N4ITK : improved N3 bias correction. *IEEE transactions on medical imaging*, 2010;29(6) :1310–1320. 80
- Tylski P, Stute S, Grotus N, et al. Comparative assessment of methods for estimating tumor volume and standardized uptake value in 18F-FDG PET. *Journal of nuclear medicine*, 2010;51(2) :268–276. 27
- van der Heide U A, Frantzen-Steneker M, Astreinidou E, et al. Mri basics for radiation oncologists. *Clinical and translational radiation oncology*, 2019;18 :74–79. 45
- Veit-Haibach P, Kuhn F P, Wiesinger F, et al. PET-MR imaging using a tri-modality PET/CT-MR system with a dedicated shuttle in clinical routine. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 2013;26(1) :25–35. 50
- Veninga T, Huisman H, van der Maazen R W, et al. Clinical validation of the normalized mutual information method for registration of CT and MR images in radiotherapy of brain tumors. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2004;5(3) :66–79. 55
- Viergever M A, Maintz J A, Klein S, et al. A survey of medical image registration—under review. 2016. 53
- Wachowicz K, Stanescu T, Thomas S D, et al. Implications of tissue magnetic susceptibility-related distortion on the rotating magnet in an MR-linac design. *Medical Physics*, 2010;37(4) :1714–1721. doi :10.1118/1.3355856. 130

- Walker A, Liney G, Metcalfe P, et al. MRI distortion : Considerations for MRI based radiotherapy treatment planning. *Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 2014;37(1) :103–113. doi :10.1007/s13246-014-0252-2. [97](#)
- Wang D, Schultz C J, Jursinic P A, et al. Initial experience of fdg-pet/ct guided imrt of head-and-neck carcinoma. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*, 2006;65(1) :143–151. doi :<https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2005.11.048>. [29](#)
- Wang D, Strugnell W, Cowin G, et al. Geometric distortion in clinical MRI systems : Part I : evaluation using a 3D phantom. *Magnetic resonance imaging*, 2004;22(9) :1211–1221. [47](#), [91](#), [98](#)
- Wang X, Li L, Hu C, et al. A comparative study of three CT and MRI registration algorithms in nasopharyngeal carcinoma. *Journal of applied clinical medical physics*, 2009; 10(2) :3–10. [55](#)
- Weber D C, Zilli T, Buchegger F, et al. [(18) F] Fluoroethyltyrosine-positron emission tomography-guided radiotherapy for high-grade glioma. *Radiation Oncology*, 2008; 3(1) :1–11. [30](#)
- Weltens C, Menten J, Feron M, et al. Interobserver variations in gross tumor volume delineation of brain tumors on computed tomography and impact of magnetic resonance imaging. *Radiotherapy and Oncology*, 2001;60(1) :49–59. doi :[https://doi.org/10.1016/S0167-8140\(01\)00371-1](https://doi.org/10.1016/S0167-8140(01)00371-1). [14](#)
- Weygand J, Fuller C D, Ibbott G S, et al. Spatial precision in magnetic resonance imaging-guided radiation therapy : the role of geometric distortion. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 2016;95(4) :1304–1316. [47](#), [55](#)
- Wiesinger F, Bylund M, Yang J, et al. Zero TE-based pseudo-CT image conversion in the head and its application in PET/MR attenuation correction and MR-guided radiation therapy planning. *Magnetic resonance in medicine*, 2018;80(4) :1440–1451. [51](#)
- Winkel D, Bol G H, Kroon P S, et al. Adaptive radiotherapy : the Elekta Unity MR-linac concept. *Clinical and translational radiation oncology*, 2019;18 :54–59. [44](#)
- Winter R M, Leibfarth S, Schmidt H, et al. Assessment of image quality of a radiotherapy-specific hardware solution for PET/MRI in head and neck cancer patients. *Radiotherapy and Oncology*, 2018;128(3) :485–491. [51](#)
- Yu C X. Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation : an alternative to tomotherapy. *Physics in Medicine and Biology*, 1995;40(9) :1435–1449. doi : 10.1088/0031-9155/40/9/004. [10](#)

Liste des figures

1.1	Limites des volumes définis par le rapport 62 de l'ICRU [Landberg et al. 2016]	13
1.2	Schéma de la réaction d'annihilation entre le positon obtenu par émission β^+ et un électron e^- du milieu donnant naissance à deux photons γ , de 511 keV, émis dans la même direction et dans un sens opposé à 180° . Le paramètre d représente la distance effective moyenne parcourue par le positon et le paramètre α , l'angle de déviation qui traduit la non-colinéarité des deux photons.	25
1.3	Schéma du cycle de Krebs	25
1.4	Répartition des spins autour de B_0 suivant un cône de révolution d'angle θ	31
1.5	Répartition des spins sur deux niveaux d'énergie : état stable α et état instable β . Création de l'aimantation résultante M_0 dans la même direction que B_0 .	32
1.6	Bascule de l'aimantation principale dans le plan transversal et décomposition en une aimantation longitudinale M_z et une aimantation transversale M_{xy}	33
1.7	Courbes de l'évolution de l'aimantation longitudinale M_z caractérisée par le temps T_1 et de l'aimantation transversale M_{xy} caractérisée par le temps T_2	34
1.8	Processus de sélection de coupe pour une onde RF de fréquence ω_r . Seuls les protons ayant une fréquence de rotation $= \omega_0$ entrent en résonance avec la RF et contribuent à réaliser l'image IRM	35
1.9	Comparaison d'images du cerveau pondérées T_1 (gauche) et T_2 (droite). Extrait et adapté de [Kastler et al. 2006].	39
1.10	(a) Artéfact de susceptibilité magnétique (<i>Case courtesy of Dr Prashant Mudgal, Radiopaedia.org, rID : 26952</i>), (b) Artéfact de déplacement chimique (<i>Case courtesy of Assoc Prof Frank Gaillard, Radiopaedia.org, rID : 5347</i>), (c) Artéfact de repliement (<i>Case courtesy of Dr Usman Bashir, Radiopaedia.org, rID : 16491</i>), (d) Artéfact de troncature (<i>Case courtesy of Dr Prashant Mudgal, Radiopaedia.org, rID : 27302</i>), (e) Artéfact de mouvement [Nyberg et al. 2012]	43
1.11	Concordance des référentiels d'un appareil d'imagerie dans le cas idéal. Exemple de l'IRM	53
2.1	Antenne diagnostique GEM Head and Neck Unit (HNU)	60
2.2	Configuration d'antennes dédiées radiothérapie. a) Antenne RT Open array . b) Antennes 6 channel Flex. c) Antenne Large GEM Suite Flex. d) Configuration d'antennes GEM RT Open Head & Neck Suite.	61
2.3	Schéma des plans d'acquisitions : axial en rouge, sagittal en vert et coronal en bleu.	63

2.4	Vue de profil des fantômes sphérique et cylindrique avec les positions de la coupe centrale (rouge), la coupe intermédiaire (bleue) et la coupe proche de l'extrémité (jaune).	64
2.5	a) Image du signal du fantôme sphérique avec la ROI permettant le calcul du signal. b) Image du signal du fantôme cylindrique avec la ROI permettant le calcul du signal. c) Résultat de la soustraction d'images pour le fantôme sphérique avec la ROI permettant le calcul du bruit. d) Résultat de la soustraction d'images pour le fantôme cylindrique.	65
2.6	Lignes de profils d'intensité verticales et horizontales. a) Sur le fantôme sphérique. b) Sur le fantôme cylindrique.	65
2.7	Cartographie du signal obtenu avec la séquence 3D FSPGR pour la coupe centrale axiale (a, b, c), sagittale (d, e, f) et coronale (g, h, i) du fantôme sphérique avec la bande passante de 244 Hz/px pour de gauche à droite les antennes HNU, GEM RT Head et BODY	68
2.8	Profils, horizontaux (gauche) et verticaux (droite), du signal de la coupe centrale du fantôme sphérique avec la séquence 3D FSPGR et les différentes antennes pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Axial. b) Sagittal. c) Coronal	70
2.9	Profils, horizontaux (gauche) et verticaux (droite), du signal de la coupe centrale, avec et sans la correction PURE pour la séquence 3D FSPGR, du fantôme sphérique avec l'antenne HNU pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe axiale. b) Coupe sagittale. c) Coupe coronale	72
2.10	Profils, horizontaux (gauche) et verticaux (droite), du signal de la coupe centrale, avec et sans la correction PURE pour la séquence 3D FSPGR, du fantôme sphérique avec la configuration GEM RT Head pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe axiale. b) Coupe sagittale. c) Coupe coronale	73
2.11	Cartographie du signal obtenue avec la séquence 3D CUBE pour la coupe centrale axiale (a, b), sagittale (d, e) et coronale (g, h) du fantôme cylindrique avec la bande passante de 244 Hz/px pour les antennes HNU (gauche) et GEM RT HNS (droite)	74
2.12	Profils horizontaux (gauche) et verticaux (droite), du signal de la coupe centrale du fantôme cylindrique avec la séquence 3D CUBE et les différentes antennes pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Axial. b) Sagittal. c) Coronal	76
2.13	Profils horizontaux (gauche) et verticaux (droite) du signal de la coupe centrale, avec et sans la correction PURE, du fantôme cylindrique avec la séquence 3D CUBE et l'antenne HNU pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe axiale. b) Coupe sagittale. c) Coupe coronale	77
2.14	Profils horizontaux (gauche) et verticaux (droite) du signal de la coupe centrale, avec et sans la correction PURE, du fantôme cylindrique pour la séquence 3D CUBE avec l'antenne GEM RT HNS pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe axiale. b) Coupe sagittale. c) Coupe coronale	78
2.15	Fantôme Magphan SMR 170 (The Phantom Laboratory)	82
2.16	ROI permettant de déterminer le rapport S/B à l'aide du logiciel ARTiScan	84
2.17	Diamètres permettant de calculer le taux de distorsion géométrique, Dia-Dist, à partir du logiciel ARTiScan	85
2.18	Coupe du Magphan des 11 mirettes permettant de déterminer la résolution spatiale	86
2.19	Courbe donnant l'écart-type du signal en fonction de la taille réelle des motifs d'après la documentation d'ARTiScan	86

2.20	Fantôme 3D CARTESIAN (ALARA Expertise) (gauche et milieu) et image IRM axiale (plan xy) du fantôme (droite).	91
2.21	a) Barycentre des sphères segmentées. b) Grille déformée avec les vecteurs de base orthogonaux (flèches bleues) et superposée à la grille de référence. Pour calculer la base orthogonale, trois rangées concentriques de CP sont sélectionnées autour de x_0 . La première rangée est définie comme les 8 (14 en 3D) CP remplis de gris et est composée de 4 (6 en 3D) points directs et de 4 (8 en 3D) points diagonaux. De même, les sphères remplies de noir représentent la deuxième rangée de CP	92
2.22	Evolution des distorsions géométriques en fonction de la distance radiale à l'isocentre pour des acquisitions avec et sans la correction géométrique 3D. Ces données sont celles obtenues avec la bande passante de 244 Hz/px (séquence 3D FSPGR).	93
2.23	Distorsions géométriques résiduelles en fonction de la distance radiale depuis l'isocentre pour les 3 bandes passantes, lorsque la correction est activée (séquence 3D FSPGR).	94
2.24	Distorsion géométrique résiduelle moyenne dans le plan (xy) et à travers le plan (z) en fonction de la distance à l'isocentre pour des acquisitions axiales. Ces données sont celles obtenues avec la bande passante de 244 Hz/px (séquence 3D FSPGR).	95
2.25	Evolution des distorsions géométriques résiduelles en fonction de la distance radiale à l'isocentre pour deux directions de codage de lecture. Ces données sont celles obtenues avec la bande passante de 244 Hz/px (séquence 3D FSPGR).	96
2.26	Evolution des distorsions géométriques résiduelles en fonction de la distance radiale à l'isocentre pour des acquisitions axiales obtenues à partir de 3 plans de coupes. Ces données sont celles obtenues avec la bande passante de 244 Hz/px (séquence 3D FSPGR).	97
3.1	Fantôme avec masque thermoformé positionné sur le plateau rigide avec lasers de centrage visibles sur le côté (lignes rouges sur le masque du fantôme)	104
3.2	Configuration avec système de transfert (C1)	105
3.3	Coupe axiale IRM du fantôme crâne maison	107
3.4	Représentation des différents axes de translations et angles de rotations utilisés lors du recalage rigide	108
3.5	Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en mm (n=10) entre les translations induites en x sur le fantôme numérique et les translations opérées par le logiciel de recalage	110
3.6	Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en mm (n=10) entre les translations induites en y sur le fantôme numérique et les translations opérées par le logiciel de recalage	110
3.7	Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en mm (n=10) entre les translations induites en z sur le fantôme numérique et les translations opérées par le logiciel de recalage	110
3.8	Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en degré (n=10) entre les rotations induites autour de x (tangage) sur le fantôme numérique et les rotations opérées par le logiciel de recalage	111

3.9	Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en degré (n=10) entre les rotations induites autour de y (roulis) sur le fantôme numérique et les rotations opérées par le logiciel de recalage	111
3.10	Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en degré (n=10) entre les rotations induites autour de z (lacet) sur le fantôme numérique et les rotations opérées par le logiciel de recalage	111
3.11	Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en mm (n=10) entre les translations induites en x sur l'IRM du patient et les translations opérées par le logiciel de recalage	112
3.12	Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en mm (n=10) entre les translations induites en y sur l'IRM du patient et les translations opérées par le logiciel de recalage	113
3.13	Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en mm (n=10) entre les translations induites en z sur l'IRM du patient et les translations opérées par le logiciel de recalage	113
3.14	Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en degré (n=10) entre les rotations induites autour de x (tangage) sur l'IRM du patient et les rotations opérées par le logiciel de recalage	113
3.15	Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en degré (n=10) entre les rotations induites autour de y (roulis) sur l'IRM du patient et les rotations opérées par le logiciel de recalage	114
3.16	Graphique de Bland-Altman représentant la moyenne des différences et l'écart-type en degré (n=10) entre les rotations induites autour de z (lacet) sur l'IRM du patient et les rotations opérées par le logiciel de recalage	114
3.17	Diagrammes en boîte représentant les translations (mm) effectuées sur les images TDM-IRM du fantôme physique par l'algorithme de recalage, à gauche avec C1 et à droite avec C2. Moyenne (Croix rouge), écart interquatile, intervalle des décalages (Barre verticale) (n=10, * valeur p <0,05).	119
3.18	Diagrammes en boîte représentant les rotations (°) effectuées sur les images TDM-IRM du fantôme physique par l'algorithme de recalage à gauche avec C1 et à droite avec C2. Moyenne (Croix rouge), écart interquatile, intervalle des décalages (Barre verticale) (n=10, * valeur p <0,05).	120
3.19	Diagrammes en boîte représentant les translations (mm) effectuées sur les images TDM-IRM des données patients par l'algorithme d'enregistrement, à gauche avec C1 et à droite avec C2. Moyenne (Croix rouge), écart interquatile, intervalle des décalages (Barre verticale) (n=15, * valeur p <0,05).	121
3.20	Diagrammes en boîte représentant les rotations (°) effectuées sur les images TDM-IRM des données du patient par l'algorithme d'enregistrement, à gauche avec C1 et à droite avec C2. Moyenne (Croix rouge), écart interquatile, intervalle des décalages (Barre verticale) (n=15, * valeur p <0,05).	121
3.21	Degrés de liberté du plateau de radiothérapie à l'IRM	124
4.1	Masque bivale, système non invasif type Brainlab ExacTrac Dynamic 4Pi . .	132
4.2	Graphique de la distribution du volume des PTV en fonction de la position du centre de masse de la lésion par rapport à l'isocentre du système d'imagerie	134
4.3	Schéma caractérisant la distance entre le centre de masse des lésions (rouge et vert) et l'isocentre, qui est le centre du repère.	135

4.4	Graphique représentant les distorsions géométriques résiduelles induites par le système d'imagerie pour chaque lésion, et pour les 3 bandes passantes, en fonction de la distance radiale depuis l'isocentre.	136
4.5	Schéma du processus implémenté dans MICE Toolkit permettant d'obtenir les distorsions de susceptibilité induites par le patient d'après [Lundman et al. 2017]. A gauche, coupe IRM cérébrale transformée en UH. A droite, cartographie des susceptibilités magnétiques correspondantes.	138
4.6	Processus réalisé sur MICE Toolkit permettant d'obtenir la cartographie des distorsions de susceptibilité magnétique. a) IRM du patient. b) IRM déformée dues aux distorsions de susceptibilité. c) Cartographie des susceptibilités magnétiques des tissus. d) Cartographie des distorsions dues aux effets de susceptibilité magnétique.	139
4.7	Exemple de TDM de planification avec les volumes PTV (bleu) et iPTV (rose). iPTV : Volume correspondant à une certitude de présence du PTV.	144
4.8	Exemple d'histogrammes dose-volume pour le PTV et l'iPTV. Pourcentage de l'iPTV recevant moins de 80 % de la dose prescrite (traits noirs pointillés), soit 66,1 % dans notre exemple.	144
4.9	Exemple de résultats du module Dicom RTstruct avec le PTV initial (rose) et le PTV déformé (vert) dans les 3 plans de coupes et en 3D.	146
4.10	Diagrammes en boîte représentant les écarts de doses Dmin et D98% entre le PTV initial et le PTV déformé sur l'ensemble de la cohorte (n=26 lésions).	147
4.11	Graphique représentant les distorsions géométriques globales pour chaque lésion, et pour les 3 bandes passantes, en fonction de leur distance radiale depuis l'isocentre.	148
4.12	Graphique représentant le pourcentage des volumes des iPTV recevant moins que 80 % de la dose prescrite (n=26 lésions).	150
A.1	Profils, horizontaux (gauche) et verticaux (droite), du signal des coupes centrale, intermédiaire et à l'extrémité en axial, du fantôme sphérique avec la séquence 3D FSPGR et les différentes antennes pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe centrale. b) Coupe intermédiaire. c) Coupe extrémité	168
A.2	Profils, horizontaux (gauche) et verticaux (droite), du signal des coupes centrale, intermédiaire et à l'extrémité en sagittal, du fantôme sphérique avec la séquence 3D FSPGR et les différentes antennes pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe centrale. b) Coupe intermédiaire. c) Coupe extrémité	169
A.3	Profils, horizontaux (gauche) et verticaux (droite), du signal des coupes centrale, intermédiaire et à l'extrémité en coronal, du fantôme sphérique avec la séquence 3D FSPGR et les différentes antennes pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe centrale. b) Coupe intermédiaire. c) Coupe extrémité	170
A.4	Profils horizontaux (gauche) et verticaux (droite) du signal des coupes centrale, intermédiaire et à l'extrémité en axial, du fantôme cylindrique avec la séquence 3D CUBE et les différentes antennes pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe centrale. b) Coupe intermédiaire. c) Coupe extrémité	171
A.5	Profils horizontaux (gauche) et verticaux (droite) du signal des coupes centrale, intermédiaire et à l'extrémité en sagittal, du fantôme sphérique avec la séquence 3D CUBE et les différentes antennes pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe centrale. b) Coupe intermédiaire. c) Coupe extrémité	172

- A.6 Profils horizontaux (gauche) et verticaux (droite) du signal des coupes centrale, intermédiaire et à l'extrémité en coronal, du fantôme sphérique avec la séquence 3D CUBE et les différentes antennes pour la bande passante de 244 Hz/px. a) Coupe centrale. b) Coupe intermédiaire. c) Coupe extrémité . 173

Liste des tableaux

1.1	Tableau de valeurs de paramètres intrinsèques T_1 et T_2 dans le cerveau. SB : Substance Blanche, SG : Substance Grise, LCR : Liquide-Céphalo-Rachidien.	38
1.2	Tableau résumant les propriétés de chacune des modalités d'imagerie . . .	49
2.1	Tableau de l'ensemble des données expérimentales	62
2.2	Valeurs du rapport S/B pour la coupe centrale axiale, sagittale et coronale de la séquence 3D FSPGR du fantôme sphérique avec les différentes antennes pour 3 bandes passantes. Entre parenthèses, rapport entre le rapport S/B de l'antenne HNU et les autres antennes.	66
2.3	Valeurs du rapport S/B pour la coupe centrale axiale, sagittale et coronale de la séquence 3D CUBE du fantôme cylindrique pour les différentes antennes pour 3 bandes passantes. Entre parenthèses, rapport entre le rapport S/B de l'antenne HNU et l'antenne GEM RT HNS.	67
2.4	Valeurs d'uniformité pour la coupe centrale du fantôme sphérique dans chaque plan d'acquisition de la séquence 3D FSPGR, pour les 3 antennes et les 3 bandes passantes.	69
2.5	Valeurs d'uniformité pour la coupe centrale avec et sans la correction PURE du fantôme sphérique dans chaque plan d'acquisition, pour les antennes HNU et GEM RT Head et la bande passante de 244 Hz/px.	71
2.6	Valeurs d'uniformité pour la coupe centrale du fantôme cylindrique dans chaque plan d'acquisition de la séquence 3D CUBE, pour les 2 antennes et les 3 bandes passantes.	71
2.7	Valeurs d'uniformité pour la coupe centrale avec et sans la correction PURE du fantôme cylindrique pour la séquence 3D CUBE dans chaque plan d'acquisition, pour les antennes HNU et GEM RT HNS et une bande passante de 244 Hz/px.	75
2.8	Tableau des paramètres d'acquisition de la séquence 3D FSPGR et des 8 possibilités d'optimisation. En vert, paramètres qui n'ont pas été modifiés sur aucune des optimisations	82
2.9	Tableau des paramètres d'acquisition de la séquence 3D CUBE et des 8 possibilités d'optimisation. En vert, paramètres qui n'ont pas été modifiés sur aucune des optimisations	83
2.10	Résultats des paramètres de qualité de la séquence 3D FSPGR pour 8 possibilités d'optimisation. En vert, valeur du paramètre de qualité la plus favorable et en rouge la plus défavorable	87
2.11	Résultats des paramètres de qualité de la séquence 3D CUBE pour 8 possibilités d'optimisation. En vert, valeur du paramètre de qualité la plus favorable et en rouge la plus défavorable	88

2.12	Distorsions géométriques obtenues avec ou sans correction géométrique 3D pour les 3 bandes passantes (séquence 3D FSPGR).	94
2.13	Distorsions géométriques obtenues avec correction géométrique 3D pour les 2 directions de codage de lecture pour une bande passante de 244 Hz/px (séquence 3D FSPGR).	95
2.14	Distorsions géométriques obtenues avec correction géométrique 3D pour les données axiales acquises dans les 3 plans de coupes avec une bande passante de 244 Hz/px. (séquence 3D FSPGR).	96
3.1	Résultats de l'analyse de Bland-Altman associés à la précision de l'algorithme de recalage des images	109
3.2	Résultats de l'analyse de Bland-Altman associés à la précision de l'algorithme de recalage des images. Données cliniques TDM-IRM	114
3.3	Liste des caractéristiques cliniques issues du dossier médical des patients atteints d'un cancer ORL inclus dans le protocole de recherche TRIMODAL.	117
3.4	Résultats de l'analyse statistique descriptive des erreurs en translation de positionnement du fantôme entre les acquisitions TDM et IRM selon la configuration utilisée (C1 ou C2).	119
3.5	Résultats de l'analyse statistique descriptive des erreurs en rotation de positionnement du fantôme entre les acquisitions TDM et IRM selon la configuration utilisée (C1 ou C2).	120
3.6	Résultats de l'analyse statistique descriptive des erreurs en translation de positionnement des patients entre les acquisitions TDM et IRM selon la configuration utilisée (C1 ou C2).	121
3.7	Résultats de l'analyse statistique descriptive des erreurs en rotation de positionnement des patients entre les acquisitions TDM et IRM selon la configuration utilisée (C1 ou C2).	121
4.1	Caractéristiques cliniques issues du dossier médical des patients atteints d'une lésion cérébrale.	131
4.2	Résultats de l'analyse statistique descriptive des distorsions géométriques résiduelles induites par le système d'imagerie pour les 3 bandes passantes sur 26 lésions.	135
4.3	Résultats de l'analyse statistique descriptive des distorsions géométriques induites par le patient pour les 3 bandes passantes pour l'ensemble des 26 lésions.	140
4.4	Résultats des valeurs de l'indice de DICE et des distances d'Hausdorff moyenne et maximum relatives au PTV initial et PTV déformé pour les 26 lésions étudiées avec application des corrections d'hétérogénéité constructeurs.	146
4.5	Résultats des écarts de Dmin et D98% relatives entre le PTV initial et le PTV déformé pour les 26 lésions étudiées.	148
4.6	Résultats de l'analyse statistique descriptive des distorsions géométriques globales pour les 3 bandes passantes pour l'ensemble des 26 lésions.	149
A.1	Valeurs du rapport S/B pour les coupes centrale, intermédiaire et à l'extrémité du fantôme sphérique dans chaque plan d'acquisition de la séquence 3D FSPGR et la bande passante de 244 Hz/px. Entre parenthèses, rapport entre le rapport S/B de l'antenne HNU et les autres antennes.	166

A.2	Valeurs du rapport S/B pour les coupes centrale, intermédiaire et à l'extrémité du fantôme cylindrique dans chaque plan d'acquisition de la séquence 3D CUBE et la bande passante de 244 Hz/px. Entre parenthèses, rapport entre le rapport S/B de l'antenne HNU et l'antenne GEM RT HNS.	166
A.3	Valeurs d'uniformité pour les coupes centrale, intermédiaire et à l'extrémité du fantôme sphérique dans chaque plan d'acquisition de la séquence 3D FSPGR et une bande passante de 244 Hz/px.	167
A.4	Valeurs d'uniformité pour les coupes centrale, intermédiaire et à l'extrémité du fantôme cylindrique dans chaque plan d'acquisition de la séquence 3D CUBE et une bande passante de 244 Hz/px.	167

Glossaire

- CTV** "*Clinical Target Volume*". 2, 12, 29, 44
- FDG** 2-[18]-Fluoro-2-désoxy-D-glucose. 1, 2, 24, 27–29
- FOV** *Field of View*. 42
- GTV** "*Gross Tumor Volume*". 2, 12, 29, 44, 48, 133, 138
- HDV** "*Histogramme Dose Volume*". 142
- ICRU** *International Commission on Radiations Units*. 11
- IRM** *Imagerie par Résonance Magnétique*. 1–4, 14, 15, 17, 20, 28, 29, 31, 34, 38, 42, 44–51, 53–56, 129–133, 138, 141, 142, 145, 149, 150, 152, 153, 157, 160, 161
- ITV** "*Internal Target Volume*". 12
- MLC** *collimateur multi-lames*. 10, 11, 13
- OAR** *organes à risques*. 1, 11, 13, 48
- ORL** *Oto-rhino-laryngologie*. 1, 2, 4, 11, 14, 28, 29, 44, 130, 150
- PTV** "*Planning Target Volume*". III, 2, 12, 13, 29, 44, 56, 133, 134, 141–145, 147, 149–154, 160, 188, 189
- RCMI** *radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité*. 10
- ROI** *Region d'Intérêt*. 63, 65, 186
- SUV** "*Standardized Uptake Value*". 27
- TDM** *TomoDensitoMétrie*. 1–4, 11, 13–15, 17, 20, 21, 23, 26–30, 42, 44, 46, 48, 50, 51, 54–56, 130, 132, 133, 137, 142, 144, 150, 161, 189
- TEP** *Tomographie par Émission de Positons*. 1–4, 14, 15, 17, 20, 24, 26–30, 48–51, 54–56, 161
- TPS** "*Treatment Planning System ou Système de Planification du Traitement*". 12, 13, 31, 152