



Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou
Faculté des sciences
Département de physique



HÔPITAL CHAHIDS MAHMOUDI

MÉMOIRE DE MASTER

SPÉCIALITÉ : Physique

OPTION : Physique Médicale

Présenté par :

HAMEDI Kamel

Optimisation des séquences d'acquisition des
images IRM pour la radiothérapie stéréotaxique

Soutenu le 27/07/2023, devant le jury composé de :

H.	BOUZAR	Professeur	UMMTO	Président
Z.E.A	CHAOUI	Professeur	UFAS	Examineur
S.	MAHMOUDI	Docteur	HCM	Examineur
B.	METCHAT	Physicien Médical	HCM	Encadrant

Table des matières

1	Bases physiques de l'imagerie par résonance magnétique	4
1.1	Résonance magnétique nucléaire	4
1.2	Relaxation de l'aimantation longitudinale	4
1.2.1	Relaxation longitudinale (T1)	4
1.2.2	Relaxation transversale (T2)	5
1.3	Séquences IRM de base	5
1.3.1	Séquence écho de spin	5
1.3.2	Séquence écho de gradient	6
1.4	Paramètres d'acquisition de base	6
1.4.1	Temps d'écho	6
1.4.2	Temps de répétition	6
1.4.3	Temps d'inversion	7
2	Utilisation des images IRM pour la radiothérapie stéréotaxique	8
2.1	l'IRM et la radiothérapie stéréotaxique	8
2.1.1	La radiothérapie stéréotaxique	8
2.1.2	Apport de l'IRM pour la radiothérapie stéréotaxique	8
2.1.3	Inconvénients de l'imagerie par résonance magnétique	9
2.2	Les protocoles d'acquisition d'images IRM	9
2.2.1	Paramètres influençant la qualité d'une image IRM	10
2.2.2	Optimisation des séquences d'acquisition d'images IRM	10
3	Matériel et méthodes	12
3.1	Matériel utilisé	13
3.1.1	Appareil d'IRM 3 Tesla	13
3.1.2	Scanner simulateur	13
3.1.3	Fantôme SNR	14
3.1.4	Fantôme en PMMA modifié	14
3.1.5	Fantôme SNR modifié	15
3.1.6	Fantôme résolution spatiale	16
3.1.7	Antenne tête à 8 éléments de réception	16
3.1.8	Antenne tête mono-canal	17
3.1.9	Logiciel d'analyse d'images ImageJ	17
3.1.10	Système de planification de traitement Eclipse	18
3.1.11	Logiciel BrainLab	18
3.2	Méthode utilisée	19
3.2.1	Séquences d'imagerie	19
3.2.2	Choix des séquences d'imagerie	21

3.2.3	Acquisition des images	21
3.2.4	Exploitation des images IRM obtenues	23
3.2.5	Recalage d'images et fusion avec Eclipse	25
3.2.6	Recalage d'images et fusion avec BrainLab	26
4	Résultats et discussion	28
4.1	Discussion des résultats	28
4.1.1	Rapport signal sur bruit	28
4.1.2	Résolution spatiale	32
4.1.3	Distorsion géométrique	34
4.1.4	Recalage d'images	38
4.2	Conclusion générale	40

Table des figures

1.1	Courbe décrivant la repousse de M_z et temps de relaxation T1. . . .	5
1.2	Courbe décrivant la décroissance de M_{xy} et le temps de relaxation T2. . . .	5
1.3	Séquence écho de spin.	6
1.4	Séquence écho de gradient.	6
1.5	Courbe de précession libre et temps d'écho.	7
1.6	Aimantation longitudinale et temps de répétition.	7
1.7	Impulsion RF 180° initiale d'inversion et temps d'inversion (TI). . . .	7
2.1	Distorsions présentes dans une acquisition IRM bidimensionnelle. A) Déformations en "tonneau". B) Déformation en "pomme de terre chips". C) Déformations en "nœud papillon".	9
2.2	Planification d'un examen IRM.	10
3.1	Appareil d'IRM 3.0T GE Discovery MR750w	13
3.2	Scanner simulateur	14
3.3	Fantôme "DQA HEAD SNR PHANTOM"	14
3.4	Fantôme cylindrique en PMMA modifié	15
3.5	Fantôme SNR modifié	15
3.6	Fantôme utilisé pour la mesure de la résolution	16
3.7	Antenne tête à 8 éléments de réception	16
3.8	Antenne tête monocanal	17
3.9	Logiciel d'analyse d'images ImageJ	17
3.10	Outil de contourage du TPS Eclipse	18
3.11	Logiciel BrainLab	19
3.12	Mise en place d'un fantôme sur l'appareil d'IRM	21
3.13	écran de choix du protocole	22
3.14	écran de planification des séquences	22
3.15	Région d'intérêt couvrant 80% de la surface du fantôme.	24
3.16	Région d'intérêt du fond de l'image	24
3.17	Schéma descriptif de la démarche suivie pour la mesure de la résolution spatiale	25
3.18	Outil de recalage d'images d'Eclipse.	26
3.19	Fusion d'images avec BrainLab	27
3.20	Fusion d'images avec BrainLab	27
4.1	Axiale FLAIR	34
4.2	Axiale CUBE	34
4.3	Sagittale CUBE	35
4.4	Axiale FSPGR BRAVO	35

4.5	Axiale FSPGR BRAVO	36
4.6	Sagittale CUBE	36
4.7	Axiale CUBE	37
4.8	Axiale FLAIR	37

Liste des tableaux

3.1	Paramètres d'acquisition CT du protocole de stéréotaxie	13
3.2	Tableau montrant les paramètres utilisés dans les séquences du protocole radiochirurgie de l'hôpital Chahids Mahmoudi	20
3.3	Tableau montrant les paramètres utilisés dans les séquences optimisées	20
4.1	Tableau récapitulatifs des résultats de la mesure du SNR avec le fantôme SNR avec les séquences non optimisées	28
4.2	Tableau récapitulatifs des résultats de la mesure du SNR avec le fantôme SNR avec les séquences non optimisées en utilisant l'algorithme de correction de la distorsion géométrique.	29
4.3	Tableau récapitulatifs des résultats de la mesure du SNR avec le fantôme SNR avec les séquences optimisées	29
4.4	Tableau récapitulatifs des résultats de la mesure du SNR avec le fantôme en PMMA modifié avec les séquences non optimisées	30
4.5	Tableau récapitulatifs des résultats de la mesure du SNR avec le fantôme CTDI modifié avec les séquences optimisées	30
4.6	Tableau récapitulatifs des résultats de la mesure du SNR avec le fantôme SNR modifié avec les paramètres non optimisés	31
4.7	Tableau récapitulatifs des résultats de la mesure du SNR avec le fantôme SNR modifié avec les paramètres optimisés	31
4.8	Tableau récapitulatif des valeurs obtenues pour la mesure de la résolution avec les paramètres non-optimisés	32
4.9	Tableau récapitulatif des valeurs obtenues pour la mesure de la résolution avec les paramètres optimisés	33
4.10	Tableau récapitulatif des résultats obtenus pour la mesure des diamètres des seringues du fantôme SNR modifié avec les paramètres non-optimisés	38
4.11	Tableau récapitulatif des résultats obtenus pour la mesure des diamètres des seringues du fantôme SNR modifié avec les paramètres optimisés	38
4.12	Tableau récapitulatif des valeurs obtenues avec le recalage d'Eclipse	39
4.13	Tableau récapitulatif des valeurs obtenues avec le recalage BrainLab	39

Remerciements

Ce travail a été réalisé à l'hôpital Chahids Mahmoudi de Tizi-Ouzou.

Tout d'abord, je tiens à remercier le Professeur H. BOUZAR qui a bien voulu présider ce jury.

Je remercie également le Professeur Z.E.A CHAOUI de l'université de Sétif 1 pour avoir accepté d'examiner ce modeste travail.

Je tiens aussi à remercier le Docteur S. MAHMOUDI de prendre le temps d'examiner mon travail.

Je tiens enfin à témoigner de mes plus vifs remerciements à mon encadrant, Monsieur Billal Metchat, Physicien Médical à l'hôpital Chahids Mahmoudi de Tizi-Ouzou, pour la confiance qu'il m'a accordée, sa disponibilité et ses conseils avisés.

Introduction Générale

La radiothérapie stéréotaxique (SRT) est une modalité de traitement qui consiste à administrer des doses élevées de rayonnement avec une précision inframillimétrique sur des lésions tumorales ou des cibles anatomiques spécifiques, tout en minimisant l'exposition des tissus sains environnants. La précision qu'exige cette technique de traitement demande un contournement rigoureux des volumes cibles à traiter et des organes à risques à préserver.

La délimitation des volumes cibles en SRS requiert l'utilisation d'une ou de plusieurs images de référence de la région intracrânienne qui doit être traitée. La visualisation des tumeurs à petit volume ($\leq 3\text{cm}$) ne peut être faite qu'avec l'imagerie par résonance magnétique (IRM) qui est la seule modalité d'imagerie pouvant fournir le contraste nécessaire au sein des tissus mous pour pouvoir contourner efficacement les volumes d'intérêt.

Les séquences d'IRM utilisées pour obtenir des images de ces régions anatomiques doivent faire l'objet d'une optimisation pour la SRS en se focalisant sur l'élimination des artefacts et des distorsions géométriques liées aux patients et au système d'imagerie et qui seraient susceptibles d'introduire une incertitude sur la position exacte de ces structures anatomiques.

Pour les traitements en SRS, on choisit généralement l'image tomodensitométrique (CT) comme image de référence pour le positionnement du patient et la planification de traitement et l'IRM sert d'image secondaire servant à la définition des volumes cibles on mets donc en correspondance ces deux images en réalisant une fusion entre ces deux modalités d'imagerie. Cependant, la qualité de ce recalage dépend d'un grand nombre de facteurs dont le plus important est la résolution spatiale. Il apparaît alors crucial de choisir les paramètres d'acquisition optimaux pour obtenir des images suffisamment précises pour être fusionnées.

Notre travail consistera à choisir des séquences d'imagerie IRM utilisée pour la SRS et à les optimiser de sorte à éliminer une grande partie des artefacts et des distorsions géométriques, on réalisera ensuite un recalage avec des images CT et on y évaluera la qualité du recalage.

Nous donnerons dans le premier chapitre, un aperçu global des bases physiques de l'IRM. Nous y parlerons du phénomène de résonance magnétique nucléaire, de la relaxation de l'aimantation et nous décriront brièvement les séquences IRM et les paramètres d'acquisition. Dans le second chapitre, nous discuteront de l'utilisation de l'IRM en SRS et citeront les avantages ainsi que les inconvénients de cette modalité d'imagerie. Le troisième chapitre sera consacré à la description du matériel utilisé dans le cadre de notre étude ainsi que de la méthodologie employée pour l'obtention de nos images, leur analyse et leur recalage. Enfin, le dernier chapitre servira à l'exposition de nos résultats et leur discussion.

Chapitre 1

Bases physiques de l'imagerie par résonance magnétique

1.1 Résonance magnétique nucléaire

L'IRM est basée sur l'exploitation du phénomène de résonance magnétique nucléaire (RMN) qui tire partie d'une propriété fondamentale des particules subatomiques qui est le moment cinétique intrinsèque, aussi appelé le spin. Elles génèrent, en tournant sur elles-mêmes, un moment magnétique de spin.[?]

La RMN, donc, est un phénomène d'absorption et d'émission d'énergie caractéristique de certains noyaux atomiques soumis à un champ magnétique statique B_0 et peut être décrite comme étant l'étude des changements qui s'opèrent sur l'aimantation de ces derniers lorsqu'ils sont mis en résonance avec un champ électromagnétique d'une fréquence spécifique appelée Onde radiofréquence (RF).[?]

Après l'application de l'onde RF à l'échantillon soumis à B_0 , on observe le phénomène de relaxation qui est le retour à l'équilibre de l'aimantation longitudinale.

1.2 Relaxation de l'aimantation longitudinale

La relaxation de l'aimantation longitudinale fait suite à l'application d'une onde RF appliquée perpendiculairement à B_0 . Ceci fait basculer l'aimantation sur le plan transversal (xy). On distingue ainsi deux temps de relaxation en IRM : le T1 et le T2.[?]

1.2.1 Relaxation longitudinale (T1)

La constante de temps T1 représente le temps nécessaire à l'aimantation longitudinale (après impulsion RF 90°) pour retrouver 63% de sa valeur initiale.[?]. On l'appelle aussi temps de relaxation spin-réseau. La repousse de M_z est un phénomène aléatoire qui dépend de la nature du tissu à imager ainsi que de l'intensité de B_0 .

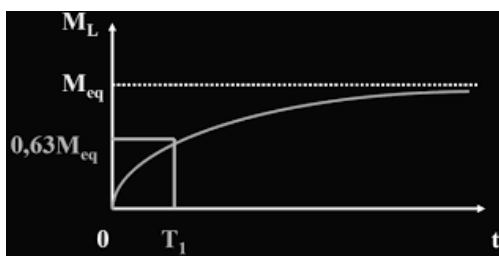


FIGURE 1.1 – Courbe décrivant la repousse de M_z et temps de relaxation T_1 .

1.2.2 Relaxation transversale (T2)

La constante de temps T_2 représente le temps nécessaire à l'aimantation transversale (après impulsion RF 90°) pour décroître à 37% de sa valeur initiale. [?]. On appelle le T_2 , le temps de relaxation spin-spin ou bien le temps de relaxation de M_{xy} . [?]

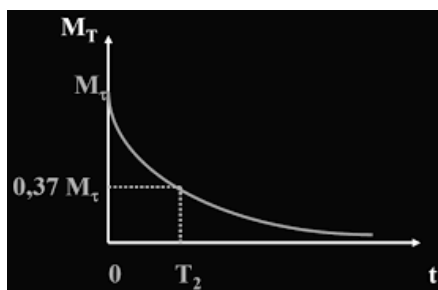


FIGURE 1.2 – Courbe décrivant la décroissance de M_{xy} et le temps de relaxation T_2 .

1.3 Séquences IRM de base

Les séquences IRM sont une suite de déphasages et de rephasages des aimantations transversales et sont élaborées de manière à obtenir des informations relatives aux temps de relaxation des différents échantillons tissulaires présents dans le corps du patient. [?] On compte deux grandes "familles" de séquences d'imagerie : Les séquences écho de spin et les séquences écho de gradient.

1.3.1 Séquence écho de spin

Après l'application d'une onde RF de 90° et la bascule de l'aimantation longitudinale sur le plan transversal, les spins des protons de l'échantillon vont commencer à subir des déphasages. [?] Une cohérence de phase des moments magnétiques est initialement établie, mais est perdue avec la relaxation. [?] On applique alors une impulsion RF 180° à l'instant $t = TE/2$ ce qui aura pour effet «d'inverser» le système de spins et de rétablir la cohérence de phase. L'écho est alors formé dans la direction opposée au vecteur aimantation transversal. [?]

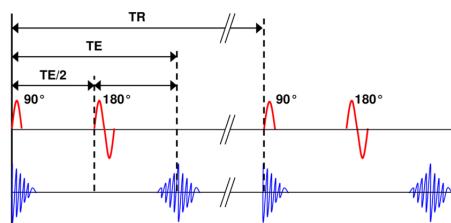


FIGURE 1.3 – Séquence écho de spin.

1.3.2 Séquence écho de gradient

La technique de l'écho de gradient utilise un gradient de champ magnétique qui va être appliqué dans la direction de codage en fréquence et qui sera ensuite inversé pour induire la formation d'un écho.[?] Toutefois, l'inconvénient principal de cette technique est la nature de sa décroissance qui amplifie considérablement les artéfacts de susceptibilité magnétique. Cependant, cette technique se démarque par le gain de temps d'acquisition considérable qu'elle permet du fait de la réduction extrême du temps de répétition (TR) et ce quelle que soit la pondération.[?]

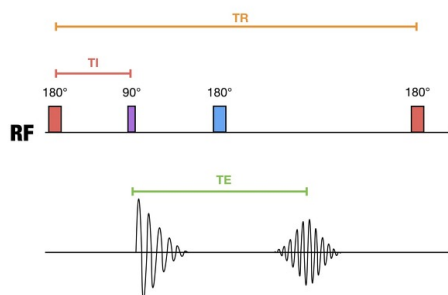


FIGURE 1.4 – Séquence écho de gradient.

1.4 Paramètres d'acquisition de base

1.4.1 Temps d'écho

Le temps d'écho TE est un paramètre indispensable qui permet entre-autres de choisir la "proportion de contraste T2" qui sera présente dans le signal.[?]. Le TE est l'intervalle de temps qui sépare l'application de l'impulsion RF sur l'échantillon et la survenue du pic d'intensité du signal.[?]

1.4.2 Temps de répétition

En IRM, nous allons devoir reproduire le cycle de déphasage et de rephasage plusieurs fois pour pouvoir créer notre image.[?] Cette répétition implique la mise

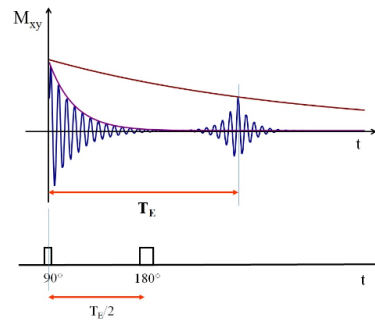


FIGURE 1.5 – Courbe de précession libre et temps d'écho.

en évidence d'un nouveau paramètre qui est le temps de répétition (TR). Ce paramètre est essentiel car il va influencer la proportion d'informations T1 présente dans le signal à partir du deuxième cycle de déphasage/rephasage.[?]

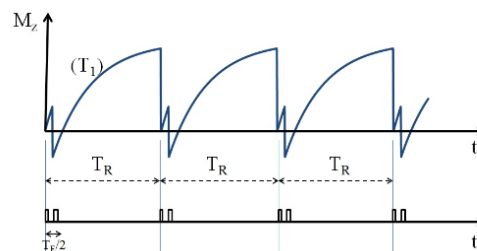
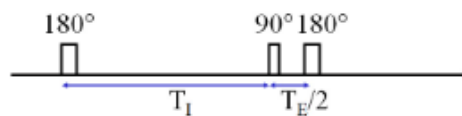


FIGURE 1.6 – Aimantation longitudinale et temps de répétition.

1.4.3 Temps d'inversion

Le temps qui sépare l'impulsion RF initiale d'inversion/excitation (180°) produisant la saturation maximale du tissu et l'impulsion 90° de début de cycle s'appelle le temps d'inversion (TI). Ce dernier influencera au même titre que le TR l'apport en contraste T1 dans l'image.[?]

FIGURE 1.7 – Impulsion RF 180° initiale d'inversion et temps d'inversion (TI).

Chapitre 2

Utilisation des images IRM pour la radiothérapie stéréotaxique

2.1 l'IRM et la radiothérapie stéréotaxique

La pratique des techniques de radiothérapie n'a pu se développer qu'au moyen de méthodes permettant une grande précision balistique et géométrique [?]. Les progrès constants de l'imagerie médicale et plus spécifiquement de l'imagerie par résonance magnétique ont permis de profonds gains qualitatifs en terme de précision dans l'estimation des contours des lésions et surtout dans la définition des organes et des structures anatomiques à risque.

2.1.1 La radiothérapie stéréotaxique

Le terme stéréotaxie signifie littéralement "ordonnance dans l'espace". la radiochirurgie stérotaxique SRS consiste en la délivrance de dose ablative aux tissus cibles tout en ayant un minimum de dose aux tissus sains en une fraction (SRS), ou 3 à 5 fractions et dans certain cas en étalement classique, on parlera alors de la radiothérapie stérotaxique (SRT). Avec cette technique, les structures anatomiques du corps du patient sont définies grâce à un repère orthonormé à trois dimensions ce qui permet de mieux les cerner dans l'espace.[?]

2.1.2 Apport de l'IRM pour la radiothérapie stéréotaxique

La tomodensitométrie (ou scanographie) est utilisé pour la fusion avec les images IRM, le contourage des volumes cibles et la planification de traitement en radiothérapie, mais elle présente certains désavantages auxquels il faudra palier, notamment le faible contraste entre les tissus mous, ce qui peut conduire à une imprécision dans la délinéation des volumes d'intérêt. [?] Un inconvénient supplémentaire de cette modalité d'imagerie est le fait qu'elle soit irradiante ce qui constitue un inconvénient surtout pour l'enfant.

L'IRM est susceptible de résoudre ces problèmes. En effet, c'est une modalité d'imagerie non-irradiante qui peut fournir une information morphologique sur le tissu imagé ainsi qu'un excellent contraste en niveaux de gris au sein des tissus

mous et une résolution spatiale supérieure à celle de l'imagerie CT ce qui permet un contourage plus précis des volumes d'intérêt et donc un meilleur ciblage tumoral. [?]

2.1.3 Inconvénients de l'imagerie par résonance magnétique

La précision géométrique de l'IRM a toujours été le maillon faible de cette modalité d'imagerie qui rend difficile son utilisation pour la planification de traitement en radiothérapie stéréotaxique vu les précisions qu'exige cette dernière.

En effet, le principal désavantage de l'imagerie par résonance magnétique est la distorsion géométrique qui a besoin d'être corrigée.

Les distorsions géométriques en imagerie par résonance magnétique peuvent être réparties en deux catégories :

- Celles liées au système d'imagerie : Principalement, l'inhomogénéité du champ magnétique principal [?] et la non-linéarité des gradients de codage spatial.
- Celles liées au patient : Qui incluent entre-autres, le phénomène de déplacement chimique et la susceptibilité magnétique des tissus. [?]

Ces deux catégories de distorsions géométriques dépendent fortement des paramètres d'acquisition utilisés, à savoir la séquence d'imagerie, l'orientation de l'acquisition, le champ de vue (FOV), la bande passante (BP) [?] et les algorithmes de correction de la distorsion géométrique utilisés par l'opérateur [?].

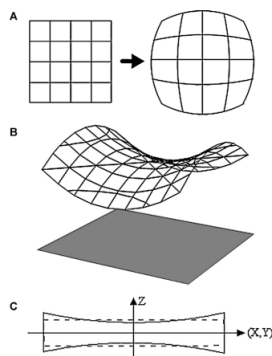


FIGURE 2.1 – Distorsions présentes dans une acquisition IRM bidimensionnelle. A) Déformations en "tonneau". B) Déformation en "pommes de terre chips". C) Déformations en "nœud papillon".

2.2 Les protocoles d'acquisition d'images IRM

Un protocole d'imagerie par résonance magnétique n'est rien d'autre qu'un ensemble de séquences qui vont chacune servir à recueillir une information particulière sur la structure anatomique que l'on veut étudier. [?]

Chaque protocole est spécifique à l'examen envisagé, à la partie du corps du patient que l'on doit étudier et aux objectifs cliniques recherchés.

Une multitude de protocoles sont prédéfinies sur la plupart des appareils d'IRM

modernes, mais il y a également la possibilité d'utiliser nos propres protocoles que l'on va personnaliser selon les caractéristiques de l'appareil et selon le besoin clinique.

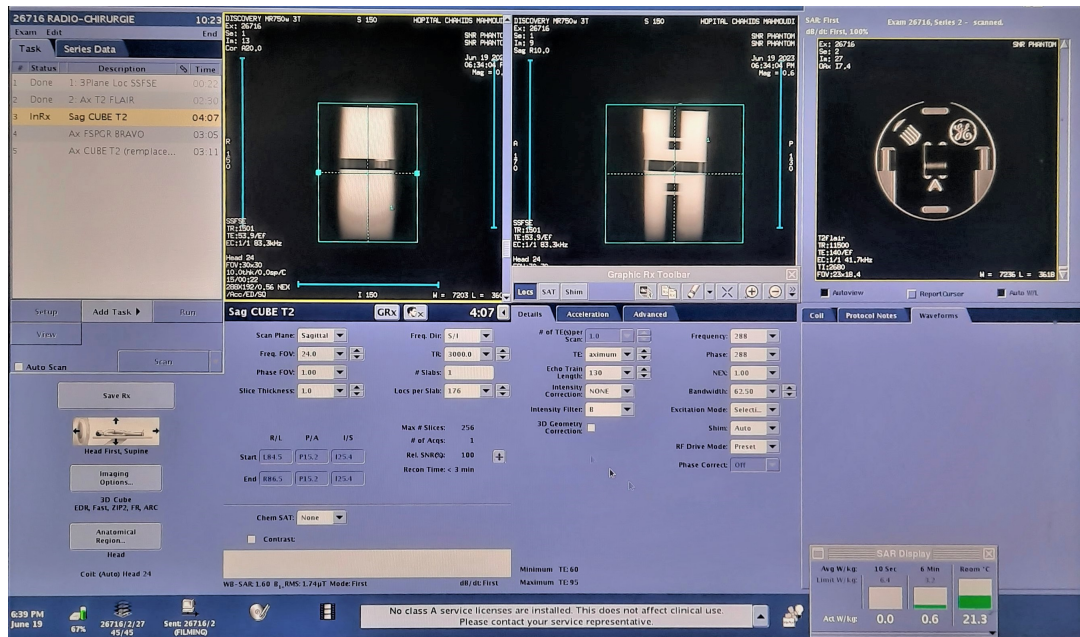


FIGURE 2.2 – Planification d'un examen IRM.

2.2.1 Paramètres influençant la qualité d'une image IRM

En IRM, la qualité de l'image est un élément primordial dans le rendement diagnostique. Elle dépend d'un grand nombre de paramètres dont certains (tel que l'appareillage) sont indépendants de l'opérateur. D'autres, en revanche, sont modifiables lors de la programmation de la séquence. [?]

Quoiqu'il en soit, l'image résultante est un compromis entre qualité et temps d'acquisition.

La qualité de l'image est difficile à apprécier objectivement, certaines mesures physiques permettent néanmoins de l'évaluer :

- **Le rapport signal sur bruit** : Qui est le rapport entre le signal produit par l'objet imagé et le bruit qui constitue l'ensemble des signaux indésirables dégradant la formation de l'image.[?]
- **Le contraste** : Qui quantifie la différence de l'intensité du signal entre deux structures anatomiques adjacentes.[?]
- **La résolution spatiale** : Qui détermine la taille du plus petit détail que l'on pourra distinguer sur les images.[?]

2.2.2 Optimisation des séquences d'acquisition d'images IRM

L'optimisation des séquences d'acquisition vise à obtenir des images IRM de haute qualité, c'est-à-dire des images avec une résolution spatiale élevée, un bon

contraste et un faible bruit. Cela peut être réalisé en ajustant les paramètres tels que le temps de répétition (TR), le temps d’écho (TE), le nombre de segments d’acquisition, la matrice d’acquisition et l’épaisseur de coupe. [?]

Les temps d’acquisition plus courts sont souhaitables pour plusieurs raisons, notamment pour réduire l’inconfort du patient et augmenter l’efficacité de l’appareil d’IRM. Pour atteindre cela, on peut utiliser des techniques telles que l’accélération parallèle (par exemple, l’imagerie parallèle avec accélération de sensibilité) ou l’acquisition d’images à faible résolution suivie d’une reconstruction itérative pour obtenir une image finale de haute résolution.

De nombreuses études ont été publiées pour suggérer des méthodes d’acquisition d’images IRM de meilleure qualité dans le but d’améliorer le contournage des volumes cibles en SRT.

Notamment celle de Taghizadeh et al. [?] qui propose différentes manières d’optimiser les séquences d’acquisition des images IRM pour une utilisation directe en SRT. Ils ont pour cela choisi des paramètres d’acquisition pour leurs séquences leur permettant de générer des images IRM avec une bonne résolution spatiale et peu de distorsions géométriques.

Chapitre 3

Matériel et méthodes

Introduction

La supériorité de l'IRM par rapport à l'imagerie CT en terme de contraste entre les tissus mous est indiscutable, surtout lorsqu'il s'agit de discerner entre les structures anatomiques fines qui ne sont pas ou peu visibles en tomodynamométrie. Cette supériorité est par ailleurs nettement plus prononcée dans le cas des structures cérébrales.

C'est pour cette raison que l'IRM est devenu un outil incontournable en radiothérapie stéréotaxique puisqu'elle permet d'améliorer grandement la délimitation des volumes cibles et par la même occasion la précision du traitement qui va être délivré.

Cette modalité d'imagerie présente néanmoins des inconvénients, notamment la présence de distorsions géométriques qui introduisent une incertitude sur la position exacte des structures anatomiques posant ainsi un problème de taille surtout dans la planification de traitement.

La réduction des distorsions géométriques est une tâche ardue qui demande des moyens matériels, physiques et techniques pour pouvoir être effectuée efficacement.

Il existe plusieurs moyens de pallier à ce défaut, mais nous avons choisis, dans le cadre de cette étude, d'utiliser 4 séquences d'acquisition utilisées pour obtenir des images IRM destinées à la planification de traitement en SRS de 4 fantômes différents que nous optimiseront afin d'obtenir des images présentant le moins de distorsions possible. Nous compareront ensuite entre les images générés par séquences optimisées et non optimisées en quantifiant dans chaque cas le taux de distorsion que l'on va retrouver.

Nous recalcreront par la suite les images IRM ainsi obtenues avec les images CT de ces mêmes fantômes et feront une étude comparative du taux de distorsions géométriques que l'on retrouve avec les images non-optimisées et optimisées sur différents logiciels d'analyse d'images.

3.1 Matériel utilisé

3.1.1 Appareil d'IRM 3 Tesla

Toutes les mesures que nous avons réalisées dans le cadre de ce travail ont été effectuées avec l'appareil d'imagerie par résonance magnétique du service de radiologie de l'hôpital Chahids Mahmoudi de Tizi-Ouzou.

Il s'agit du modèle "Discovery MR750w" de la marque General Electric (GE) Electronics.

Cet appareil comprend un aimant supraconducteur compact pouvant générer un champ magnétique d'une amplitude de 3 Tesla et qui a été élaboré de manière à assurer une bonne homogénéité même pour de larges champs de vue (FOV) allant jusqu'à 50cm.

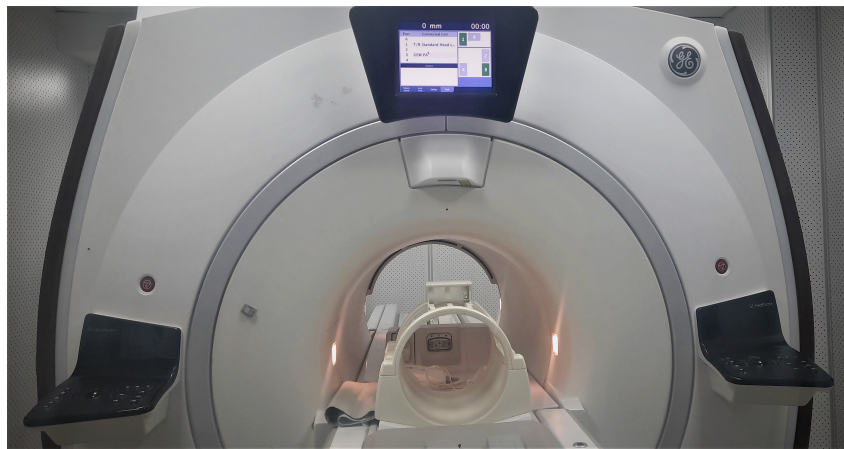


FIGURE 3.1 – Appareil d'IRM 3.0T GE Discovery MR750w

3.1.2 Scanner simulateur

Les acquisitions CT que nous avons faites pour nos différents fantômes ont été effectuées sur le scanner simulateur du service de radiothérapie de l'hôpital Chahids Mahmoudi. Il s'agit du modèle "OPTIMA CT 580 RT" de la marque General Electric (GE) Healthcare.

Le protocole que nous avons choisi est le protocole de stéréotaxie avec les paramètres d'acquisition suivants :

Nbr d'images	épaisseur de coupe(mm)	Intervalle(mm)	SFOV	kV	mA
254	1.25	1.25	Large Head	120	350

TABLE 3.1 – Paramètres d'acquisition CT du protocole de stéréotaxie



FIGURE 3.2 – Scanner simulateur

3.1.3 Fantôme SNR

Le fantôme SNR que nous avons utilisé dans le cadre de cette étude est le "DQA HEAD SNR PHANTOM" de la marque General Electric (GE) Healthcare et qui est fabriqué par la société Dielectric Corp™.

Il est de forme cylindrique, mesure 23cm de longueur pour 11.5cm de diamètre et pèse 7.99kg.

Ce fantôme contient différentes structures à base d'un matériau équivalent tissu et qui permettent de faire des estimations de différentes métriques dont la plus importante est le rapport signal sur bruit.

Ces structures baignent dans une solution de chlorure de Nickel $NiCl_2$ qui possède des propriétés magnétiques similaires à celles des tissus biologiques.



FIGURE 3.3 – Fantôme "DQA HEAD SNR PHANTOM"

3.1.4 Fantôme en PMMA modifié

Le second fantôme dont nous faisons usage pour l'estimation de la distorsion géométrique est un fantôme fait en PMMA qui est un matériau équivalent eau utilisé pour la mesure de l'indice de dose scanographique (IDS ou CTDI en anglais). Le PMMA étant dénué d'atomes d'hydrogène, il n'est pas possible d'exploiter le phénomène de RMN pour générer une image IRM de ce fantôme.

Ce dernier se présente sous forme d'un cylindre de 16cm de diamètre et de 15cm de longueur et est creusé par 5 cavités destinées à accueillir la chambre d'ionisation "crayon" utilisée pour la mesure du CTDI.

La modification que nous avons apportée à ce fantôme a consisté à introduire, à l'endroit des cavités, des seringues remplies d'un produit de contraste qui va être visible sur l'image IRM et qui va nous permettre de faire des mesures de distorsions géométriques.

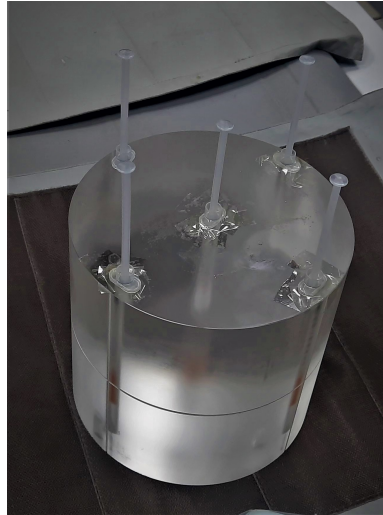


FIGURE 3.4 – Fantôme cylindrique en PMMA modifié

3.1.5 Fantôme SNR modifié

Ce fantôme n'est qu'une modification du fantôme SNR décrit précédemment. Nous lui avons accroché 4 seringues remplies d'eau ayant des diamètres de 3cm, 2cm, 1.3cm et 1cm respectivement.

Le but étant de réaliser une évaluation de nos différentes métriques et plus particulièrement de la distorsion géométrique à la périphérie de celui-ci en fonction de la géométrie et de la position des structures internes du fantôme.

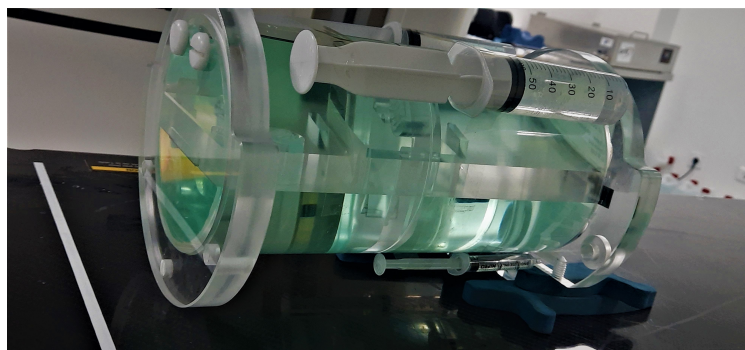


FIGURE 3.5 – Fantôme SNR modifié

3.1.6 Fantôme résolution spatiale

Le fantôme de résolution spatiale est un fantôme rempli d'eau de forme cylindrique et a un diamètre de 21.5cm, il dispose de structures sous formes d'arrangements successifs de petites barres de différentes tailles.

Sa principale utilité est d'estimer la résolution spatiale pour chaque séquence d'acquisition.

Le bloc dédié à la mesure de la résolution spatiale est composé de 8 structures qui font une taille de : 1.6mm, 1.3mm, 1.0mm, 0.8mm, 0.6mm et 0.5mm respectivement.



FIGURE 3.6 – Fantôme utilisé pour la mesure de la résolution

3.1.7 Antenne tête à 8 éléments de réception

Pour la réception du signal RMN provenant des fantômes, il nous faut utiliser une antenne de réception.

En ce qui concerne ce travail, nous avons opté pour l'antenne tête "GEM Head coil", qui est une antenne en réseau phasé équipée de 8 éléments de réception permettant à l'outil de capter et de traiter simultanément plusieurs signaux RMN provenant du fantôme imagé.



FIGURE 3.7 – Antenne tête à 8 éléments de réception

3.1.8 Antenne tête mono-canal

L'autre antenne que nous avons utilisée, est également une antenne tête, mais ne présente qu'un seul élément de réception. Nous avons utilisé cette antenne pour accommoder le fantôme de résolution spatiale qui était trop volumineux pour être placé dans l'antenne à 8 éléments.

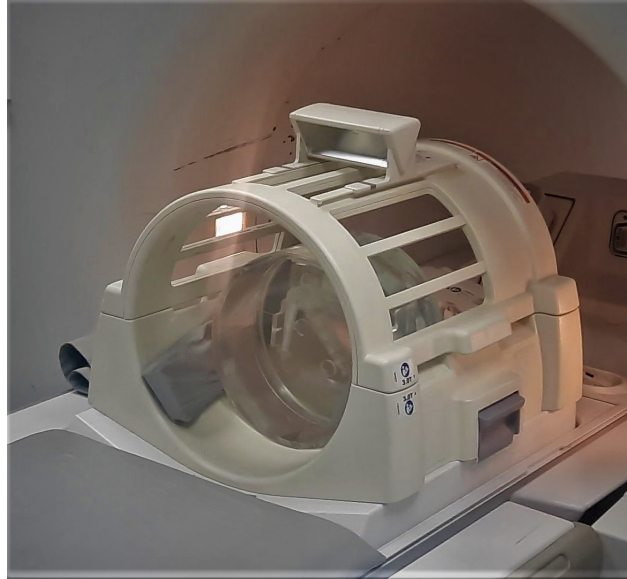


FIGURE 3.8 – Antenne tête monocanal

3.1.9 Logiciel d'analyse d'images ImageJ

Pour l'analyse des images obtenues au terme de nos acquisitions, nous avons utilisé le logiciel d'analyse d'images ImageJ qui est un logiciel développé par le National Institutes of Health (NIH) en 1997 avec le langage de programmation JAVA.

ImageJ permet de visualiser, éditer et traiter des images de différents formats et est muni de multiples outils permettant d'effectuer les opérations les plus courantes de traitement d'images, à savoir la visualisation des niveaux de gris des pixels, la correction de l'éclairage, la détection des contours le seuillage et les opérations logiques et arithmétiques entre images.

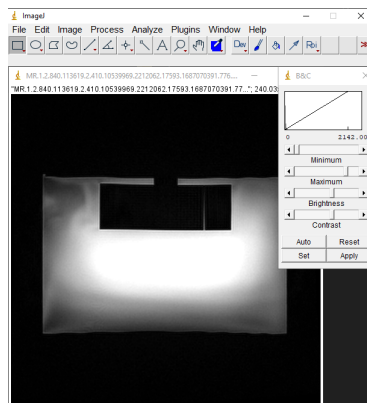


FIGURE 3.9 – Logiciel d'analyse d'images ImageJ

3.1.10 Système de planification de traitement Eclipse

Le système Eclipse propose de nombreux outils avancés pour aider à la planification de traitement en radiothérapie. Il propose entre-autres des moyens permettant le contournage et la délimitation des volumes cibles, la création et l'optimisation de plans de traitement de radiothérapie et le recalage d'images inter-modalités.

En ce qui nous concerne, nous nous sommes intéressés aux outils de contournage et de recalage d'images.

Dans un premier temps, nous avons complété l'étude de nos images en effectuant une analyse supplémentaire des différentes métriques de qualité d'images avec l'outil de contournage qui permet de mesurer les valeurs moyennes, minimales et maximales des niveaux de gris des pixels ainsi que les écarts-types correspondants.

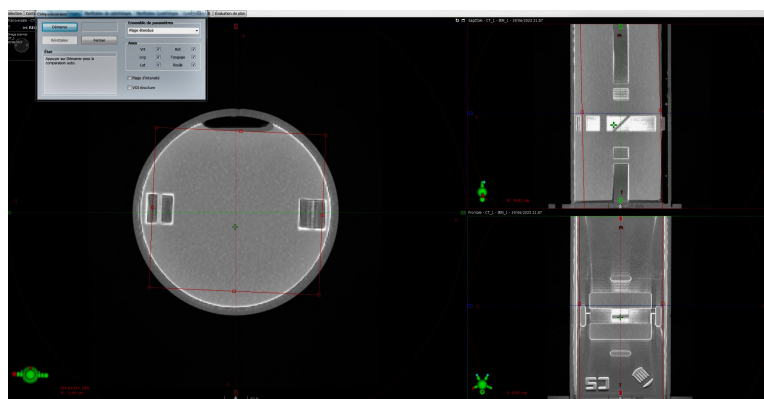


FIGURE 3.10 – Outil de contournage du TPS Eclipse

Dans un second temps, nous avons utilisé l'outil de recalage d'images afin de pouvoir fusionner les images IRM des fantômes précédemment cités que nous avons acquises avec les différentes séquences de l'appareil d'IRM et les images CT générées avec le scanner simulateur.

L'outil de recalage d'images d'Eclipse est un outil robuste qui permet de réaliser une mise en correspondance extrêmement précise en calculant, à partir de différents points de correspondance entre les deux modalités, la transformation nécessaire pour aligner et superposer l'image IRM sur l'image CT de référence.

Une fois le recalage effectué, l'outil réalise une fusion entre les deux modalités en une seule image composite. On obtient ainsi une image intégrée combinant les informations des deux images.

3.1.11 Logiciel BrainLab

Les images IRM que nous avons acquis ont fait l'objet d'une analyse supplémentaire avec le logiciel d'analyse d'images BrainLab qui a été conçu pour offrir une assistance avancée dans la planification et la réalisation de procédures médicales complexes, principalement dans le domaine de la neurochirurgie, de la radiothérapie et de la radiochirurgie. Le choix de BrainLab est également dû au fait que c'est le logiciel qu'utilisent les radiothérapeutes de l'hôpital Chahids

Mahmoudi pour réaliser le contournage des volumes cibles et c'est pour cela qu'on s'intéresse à l'évaluation de la distorsion géométrique avec ce logiciel. En ce qui nous concerne, nous avons utilisé ce logiciel pour compléter l'analyse de nos images et pour effectuer une fusion d'images avec les acquisitions CT que nous avons effectuées.

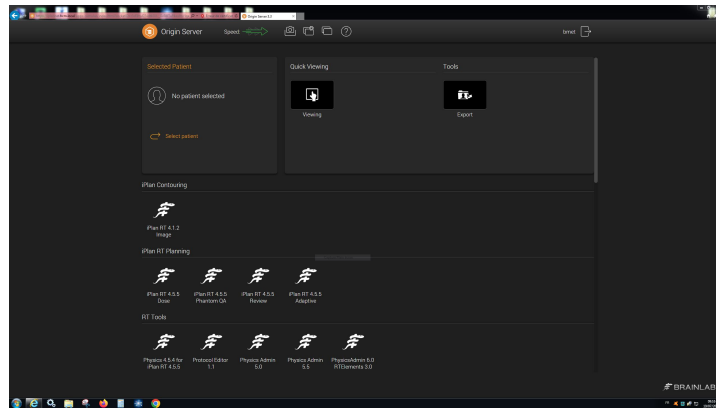


FIGURE 3.11 – Logiciel BrainLab

3.2 Méthode utilisée

Dans cette section, nous allons décrire de manière détaillée la procédure que nous avons suivie dans le cadre de notre étude.

Nous parlerons en premier lieu, des séquences d'acquisition que nous avons utilisées, de leur optimisation, et de l'utilisation de l'algorithme de correction de la distorsion géométrique.

Nous parlerons entre-autres de l'impact des paramètres d'acquisition de chaque séquence sur la qualité de l'image et sur le taux de distorsions géométriques.

Ensuite, nous détaillerons comment nous avons effectué nos acquisitions.

Ici nous parlerons de la mise en place des fantômes et des antennes utilisées pour les imager. Nous discuterons également de la programmation des séquences et de l'acquisition des images.

Après cela, nous exposeront la méthode que nous avons choisie pour faire l'analyse des images que nous avons obtenues et expliqueront comment on a fait le recalage d'images et la façon dont nous avons mesuré les distorsions géométriques.

3.2.1 Séquences d'imagerie

Afin de faire l'acquisition des images IRM de cette étude, nous avons choisi 4 séquences largement utilisées pour l'obtention d'images destinées à la planification de traitement en radiothérapie stéréotaxique. Ces séquences sont les suivantes :

- Séquence axiale CUBE pondérée en T2
- Séquence axiale FLAIR pondérée en T2
- Séquence sagittale CUBE pondérée en T2

— Séquence axiale FSPGR BRAVO pondérée en T1

Nous avons choisi d'optimiser le protocole de radiochirurgie utilisé à l'hôpital Chahids Mahmoudi de Tizi-Ouzou. C'est un protocole d'IRM qui est surtout utilisé pour obtenir des images cérébrales qui seront recalées par la suite à des images CT de référence.

Le tableau ?? montre les paramètres d'acquisition utilisés à l'hôpital Chahids Mahmoudi. Nous les utiliseront comme référence pour comparer avec nos paramètres optimisés.

Séquence	CUBE CAI	FSPGR BRAVO	CUBE	FLAIR
Plan de coupe	Axial	Axial	Sagittal	Axial
Pondération	T2	T1	T2	T2
FOV(cm)	18.5	24	24	23
Matrice	256x256	256x256	288x288	288x192
E.C(mm)	0.8	1.0	1.0	4.0
Distance inter-coupes(mm)	0.0	0.0	0.0	1.0
TR(ms)	1250	8.5	3000	11500
TE(ms)	90	3.3	Maximum	140
Bande passante (kHz)	41.67	31.25	62.50	41.67
Nex	1	1	1	1

TABLE 3.2 – Tableau montrant les paramètres utilisés dans les séquences du protocole radiochirurgie de l'hôpital Chahids Mahmoudi

Chaque paramètre influence plus ou moins la qualité de l'image finale obtenue. Le but étant de trouver le meilleur compromis entre qualité d'image et temps d'acquisition.

L'optimisation de ces séquences a consisté à trouver les paramètres d'acquisition qui nous donneront la meilleur qualité d'image, qui comporterait le moins de distorsions géométriques possible et pour un temps d'acquisition raisonnable.

Le tableau liste les paramètres que nous avons choisis pour faire nos acquisitions.

Séquence	CUBE CAI	FSPGR BRAVO	CUBE	FLAIR
Plan de coupe	Axial	Axial	Sagittal	Axial
Pondération	T2	T2	T2	T1
FOV(cm)	20	22	24	24
Matrice	256x256	256x256	288x288	288x192
E.C(mm)	0.8	1.0	1.0	3.0
Distance inter-coupes(mm)	0.0	0.0	0.0	1.0
TR(ms)	1400	9.2	7600	6000
TE(ms)	184	3.7	431	140
Bande passante(kHz)	88.32	31.25	62.50	31.25
Nex	1	1	1	1

TABLE 3.3 – Tableau montrant les paramètres utilisés dans les séquences optimisées

3.2.2 Choix des séquences d'imagerie

Le choix des paramètres de la séquence axiale CUBE CAI a été inspiré par l'article de Taghizadeh et al. [?] dont le travail a consisté à optimiser différentes séquences en vue d'obtenir un protocole qui permettrait de générer des images IRM qui seront utilisées à elles-seules pour faire de la planification de traitement radiochirurgicale.

La spécificité de cette séquence est sa bande passante élevée qui permet de réduire au maximum les effets de susceptibilité magnétique.

Les paramètres de la séquence FSPGR BRAVO ont été choisis en se référant à l'article de MacFadden et al. [?] dont le travail a porté sur l'optimisation de séquences IRM en vue de quantifier le taux de distorsions géométriques et de comparer la localisation des volumes cibles avec une IRM 1.5T et 3T.

Cette séquence est censée permettre une réduction significative des distorsions géométriques dues à la non-linéarité des gradients de codage spatial.

Quant aux paramètres de la séquence sagittale CUBE, c'est de l'article de Mengling et al. [?] que nous nous sommes inspirés. Ils ont élaboré un protocole utilisable pour visualiser différentes pathologies.

Nous avons choisis cet article car l'élaboration de leur séquence sagittale CUBE fait suite à leur implémentation d'un appareil d'IRM dédié à la radiothérapie.

3.2.3 Acquisition des images

Les acquisitions des images IRM que nous avons obtenues dans le cadre de ce travail ont toutes été réalisées sur l'appareil d'IRM 3 Tesla de l'hôpital Chahids Mahmoudi.

La procédure d'acquisition a consisté en trois étapes : La mise en place et le centrage du fantôme, la programmation et la planification des séquences, l'acquisition des images.

1 - Mise en place et centrage du fantôme

Pour la mise en place et le centrage du fantôme, une règle est à respecter : le centre d'intérêt doit être placé au centre de l'antenne réceptrice qui elle-même doit être positionnée au centre de l'aimant de l'appareil.



FIGURE 3.12 – Mise en place d'un fantôme sur l'appareil d'IRM

2 - Programmation et planification des séquences

On choisit, parmi les protocoles installés sur la console de commande, le protocole

de radiochirurgie que nous allons optimiser et on y sélectionne les séquences qui nous intéressent en incluant une séquence de repérage. Lors de la programmation, on choisit les positions, les angulations ainsi que les paramètres d'acquisition pour chaque séquence.

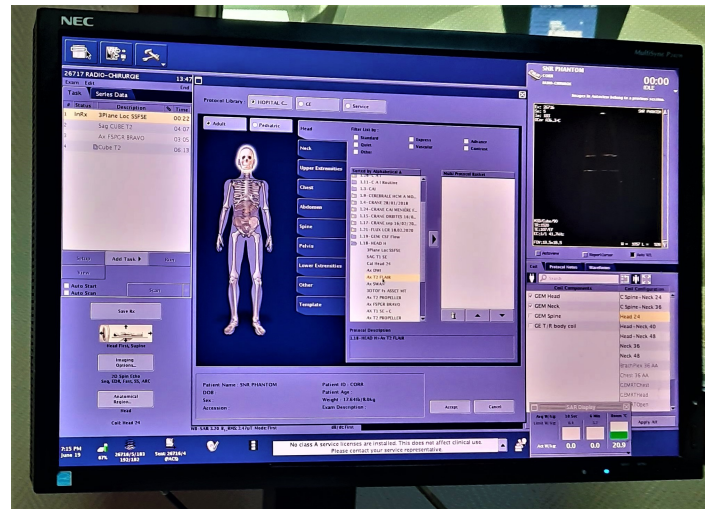


FIGURE 3.13 – écran de choix du protocole

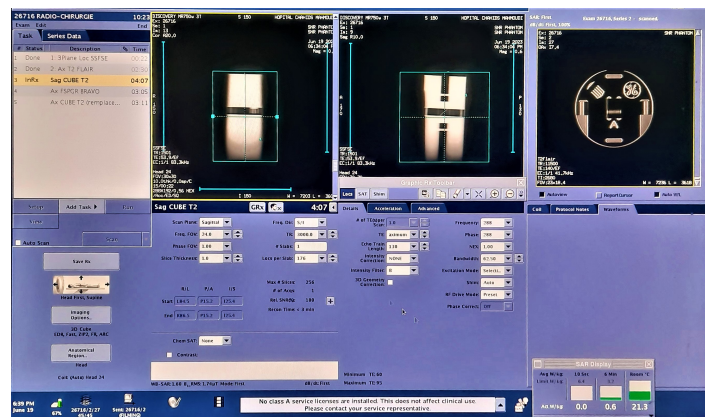


FIGURE 3.14 – écran de planification des séquences

3 - Acquisition des images

Finalement, une fois que la programmation est effectuée et que les bons paramètres sont choisis, nous lançons la séquence et les images sont produites. La précédente étape peut alors être répétée pour toutes les séquences du protocole. Cette fois-ci, au lieu de spécifier les positions et les angulations des coupes sur les images de localisation, nous pouvons utiliser les images obtenues grâce à la séquence précédente.

3.2.4 Exploitation des images IRM obtenues

Une fois que les images IRM ont été acquises, elles sont envoyées dans le système d'archivage et de communication (PACS) de l'hôpital.

De là, elles peuvent être transférées vers ARIA qui est le système réseau sur lequel sont connectées toutes les unités d'un service de radiothérapie.

Les images IRM ainsi obtenues sont dans le format standard DICOM (Digital Imaging and COmmunications in Medicine) qui est le format dans lequel sont stockées toutes les images médicales.

Viens ensuite l'étape de l'analyse que nous avons effectué avec les logiciels d'analyse que nous avons cités plus haut.

Rapport signal sur bruit

Le SNR est certainement le facteur qui conditionne le plus la qualité de l'image de résonance magnétique. L'intérêt de mesurer ce paramètre en particulier est qu'il permet de directement évaluer la performance relative d'une technique d'imagerie et de pouvoir par la suite la comparer avec une autre [?].

La première partie de notre analyse a porté sur la mesure du SNR pour les différentes images de fantômes acquises avec les séquences non-optimisées et optimisées.

L'American College of Radiology (ACR) propose deux méthodes pour l'estimation du SNR : la méthode du fond de l'image et la méthode de la différence d'image. [?] qui se distinguent principalement par la méthode utilisée pour la mesure du bruit.

Nous avons opté, dans le cadre de notre étude, pour la méthode du fond de l'image.

Cette méthode se présente de la manière suivante :

D'abord on choisit une image décrivant le centre du fantôme et suivant son axe central. Cette image doit être uniforme et ne doit pas présenter de structures internes.

Suite à cela, on trace une région d'intérêt dont la surface couvre la plus grande partie du fantôme possible. [?] Ceci permet de s'affranchir des effets de bord potentiels et ainsi réduire les erreurs sur l'estimation de la valeur du signal.

Le bruit est estimé au moyen d'une ROI placée dans une partie du fond de l'image. L'écart-type au sein de cette région nous donne une bonne approximation du niveau de bruit réel.

Plusieurs ROI peuvent être créés pour mieux estimer le bruit. Leur écart-type total se calcule par :

$$\sigma_{total} = \sqrt{(\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 + \dots + \sigma_n^2)/n} \quad (3.1)$$



FIGURE 3.15 – Région d'intérêt couvrant 80% de la surface du fantôme.

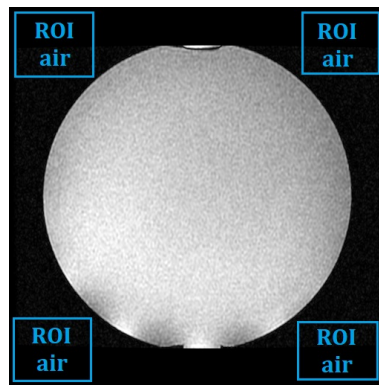


FIGURE 3.16 – Région d'intérêt du fond de l'image

Une fois les valeurs moyennes des pixels obtenues dans la région d'intérêt à l'intérieur du fantôme et dans le fond de l'image, nous pouvons calculer le SNR simplement en utilisant la formule :

$$SNR_{ACR} = \frac{\bar{S}}{\sigma_{air}} \quad (3.2)$$

où \bar{S} désigne la valeur moyenne des pixels de la ROI centrale et σ_{air} la déviation standard au sein de la ROI du fond de l'image.

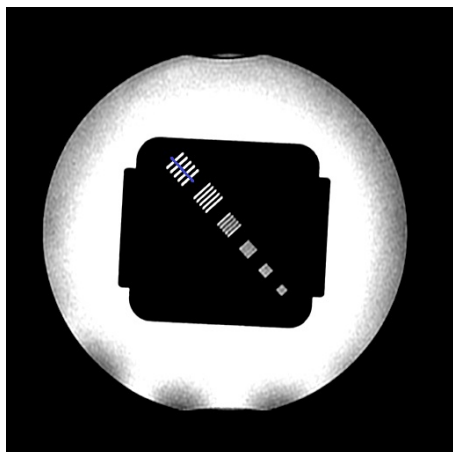
Résolution spatiale

La résolution spatiale désigne la capacité du scanner IRM à "résoudre" ou à distinguer les structures présentes dans les images. Afin de mesurer la résolution spatiale pour nos différentes séquences, nous avons utilisé le fantôme de résolution spatiale que nous avons décrit précédemment.

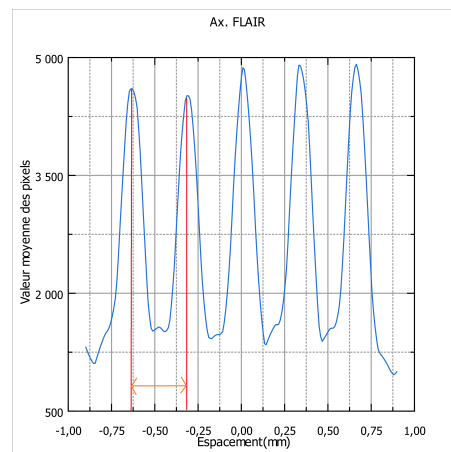
Les barres de résolution utilisées pour l'estimation de la résolution spatiale apparaissent en hypersignal sur l'image IRM et sont nécessairement espacées par des zones d'hyposignal de tailles équivalentes.

La démarche que nous avons suivie pour l'estimation de la résolution spatiale a consisté à analyser le profil de ligne issu de cette succession de régions d'hypersignal puis d'hyposignal.

La résolution spatiale est obtenue en mesurant la distance séparant deux pics de signal sur le profil de ligne. [?]



(a) Tracé du profil de ligne sur l'image IRM



(b) Mesure de la distance séparant de pics de signal

FIGURE 3.17 – Schéma descriptif de la démarche suivie pour la mesure de la résolution spatiale

Distorsion géométrique

La distorsion géométrique peut se présenter sous forme de déplacements de points dans l'image par rapport à leur position réelle, mais également à un changement d'échelle de la distance entre deux points n'importe où dans l'image ou bien à une combinaison de ces deux événements.[?]

Pour estimer la précision géométrique des images obtenues grâce à nos différentes séquences, nous avons opté pour une comparaison des dimensions relevées sur les images IRM avec les dimensions réelles connues de nos fantômes.

Nous procédons donc à une série de mesure suivant les axes centraux de nos différents fantômes comme le préconise l'ACR. [?].

Le pourcentage de distorsion géométrique sera alors donné par la formule suivante :

$$\%D = \frac{|D_{reelle} - D_{mesuree}|}{D_{reelle}} \times 100 \quad (3.3)$$

3.2.5 Recalage d'images et fusion avec Eclipse

Une fois que nous avons estimé le taux de distorsions géométriques pour la totalité des images IRM, nous leur avons appliqué une fusion d'image avec les images CT acquises sur le scanner simulateur.

Le recalage des images IRM avec les images CT consiste à mettre en correspondance les deux images obtenues dans les deux modalités pour combiner leur informations respectives.

Pour ce faire, on applique une transformation sur un jeu d'images, appelé images

flottantes afin qu'il corresponde à un second jeu dit de référence.

Chaque transformation est caractérisée par un nombre de paramètres variables suivant sa complexité. La transformation peut être rigide, affine, ou élastique selon le nombre de degrés de liberté.

En ce qui nous concerne, nous nous contenterons d'effectuer un recalage rigide à l'aide de l'outil de recalage d'images du TPS ECLIPSE.

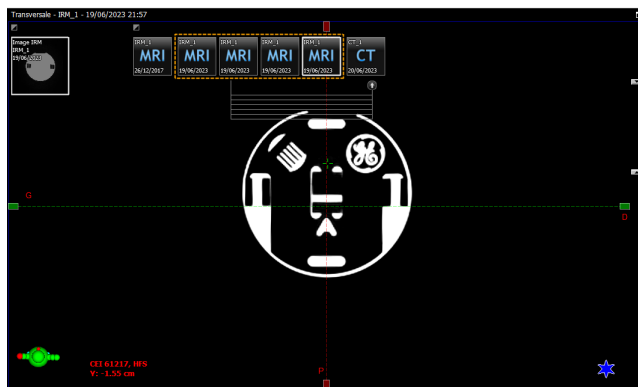


FIGURE 3.18 – Outil de recalage d'images d'Eclipse.

Il ne nous restera plus qu'à mesurer l'écart qu'il y a entre les dimensions des structures de nos différents fantômes sur les images CT qui ne présentent pas de fortes distorsions et sur les images IRM acquises avec les séquences non-optimisées et optimisées.

3.2.6 Recalage d'images et fusion avec BrainLab

Le même travail a été effectué avec BrainLab afin de comparer la qualité du recalage avec les deux logiciels et d'estimer la distorsion géométrique dans les deux cas.

Nous avons pour cela utilisé la procédure SRS Planning Cranial du logiciel pour réaliser un recalage rigide et une fusion entre les images IRM de nos fantômes et les acquisitions CT correspondantes.

Pour évaluer la qualité des recalages, il suffit de mesurer la taille des structures sur les images CT qui sont prises comme référence puis sur les images IRM optimisées et non optimisées et de mesurer l'écart qu'il y a entre les images des deux modalités.

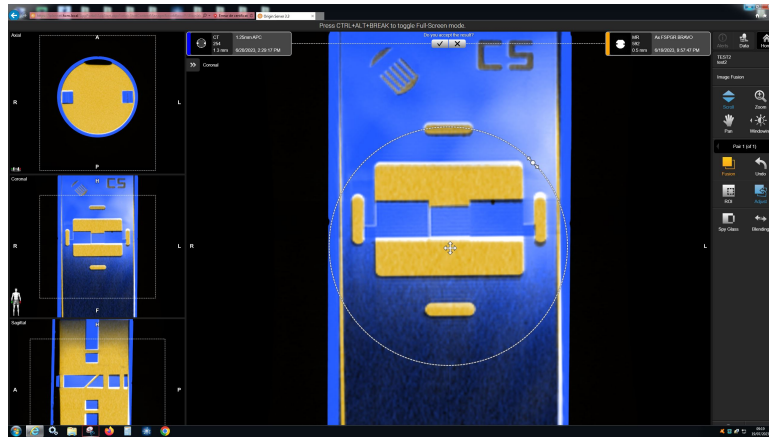


FIGURE 3.19 – Fusion d'images avec BrainLab

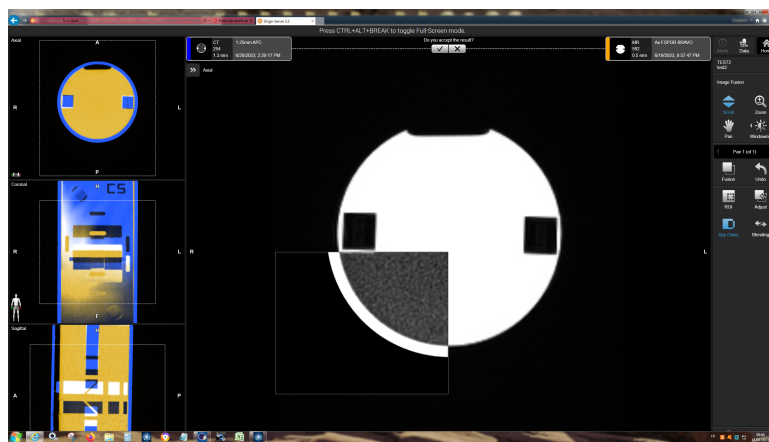


FIGURE 3.20 – Fusion d'images avec BrainLab

Chapitre 4

Résultats et discussion

4.1 Discussion des résultats

Avant d'exposer les résultats que nous avons obtenus, nous allons commencer par définir le coefficient de variation qui est une mesure relative de la dispersion des données autour de la moyenne.

Le coefficient de variation se calcule comme le ratio de l'écart-type rapporté à la moyenne, et s'exprime en pourcentage. Il permet de comparer le degré de variation d'un échantillon à un autre, même si les moyennes sont différentes.

La mesure du coefficient de variation se fait avec la formule suivante :

$$CV_{\%} = \left(\frac{\sigma}{\bar{S}}\right) \times 100 \quad (4.1)$$

4.1.1 Rapport signal sur bruit

Fantôme SNR

Les résultats obtenus pour les mesures du SNR avec le fantôme SNR sont exposées dans les tableaux ??, ?? et ??

Séquence	Ax. FLAIR T2	Ax. CUBE T2	Sag. CUBE T2	Ax. FSPGR BRAVO T1
<i>Bruit_{fond}</i>	99.84	102.35	17.34	454.98
<i>Signal_{ROI}</i>	2393.61	2351.31	196.20	32734.20
σ_{fond}	20.49	20.40	5.46	123.90
σ_{ROI}	358.03	270.05	61.54	67.53
<i>SNR</i>	116.87	115.26	35.93	264.20
CV_{Bruit}	20.55	19.93	31.49	27.23
CV_{ROI}	14.96	11.49	31.38	0.21

TABLE 4.1 – Tableau récapitulatifs des résultats de la mesure du SNR avec le fantôme SNR avec les séquences non optimisées

Séquence	Ax. FLAIR T2	Ax. CUBE T2	Sag. CUBE T2	Ax. FSPGR BRAVO T1
$Bruit_{fond}$	95.61	92.51	15.80	326.83
$Signal_{ROI}$	2573.92	2393.04	209.13	32741.48
σ_{fond}	21.27	18.98	4.77	85.40
σ_{ROI}	402.28	249.28	58.50	34.73
SNR	121.01	126.08	43.84	383.39
CV_{Bruit}	22.25	19.67	30.19	26.13
CV_{ROI}	15.64	10.42	27.97	0.10

TABLE 4.2 – Tableau récapitulatifs des résultats de la mesure du SNR avec le fantôme SNR avec les séquences non optimisées en utilisant l’algorithme de correction de la distorsion géométrique.

Séquence	Ax. FLAIR T2	Ax. CUBE T2	Sag. CUBE T2	Ax. FSPGR BRAVO T1
$Bruit_{fond}$	120.45	117.01	23.97	410.12
$Signal_{ROI}$	2042.72	2352.50	370.31	32717.60
σ_{fond}	16.14	18.01	6.17	90.97
σ_{ROI}	179.56	66.33	95.35	20.96
SNR	104.31	130.62	60.02	359.65
CV_{Bruit}	19.28	15.39	25.74	22.18
CV_{ROI}	4.77	6.61	20.78	0.64

TABLE 4.3 – Tableau récapitulatifs des résultats de la mesure du SNR avec le fantôme SNR avec les séquences optimisées

Discussion des résultats obtenus

On remarque dans un premier temps que la séquence axiale FSPGR BRAVO T1 est la séquence qui produit le SNR le plus élevé. Ceci est dû à sa bande passante étroite qui empêche les signaux indésirables causées par le bruit de passer. Ceci peut aussi être dû au temps d’écho très court utilisé pour cette séquence qui réduit grandement le temps de déphasage des protons ce qui leur permet de conserver davantage leur signal.

On note également que le fait d’utiliser l’algorithme de correction de la distorsion géométrique intégré de l’appareil permet d’acquérir des images avec un SNR plus élevé. Ceci s’explique par le fait que la présence de distorsions géométrique a tendance à altérer la géométrie des structures présentes dans le fantôme réduisant ainsi l’apport en signal provenant de celles-ci. La correction de la distorsion permet de recouvrer ce signal et d’augmenter ainsi le SNR. On constate enfin, que le fait d’optimiser les paramètres d’acquisition permet un gain considérable de SNR. En effet, le fait d’augmenter le temps de répétition permet d’augmenter le SNR en parallèle. Une proportionnalité qui s’explique par le fait qu’un TR plus long va permettre à plus de spins de regagner leur état d’équilibre et d’obtenir ainsi un signal plus fort.

Nous pouvons en conclure que le fait d’utiliser l’algorithme de correction de la distorsion géométrique permet de générer des images avec un plus grand SNR et

est recommandé si l'on veut obtenir de meilleures images IRM. On conclut également que l'optimisation des paramètres d'acquisition permet d'obtenir des images avec un SNR plus élevé et de meilleure qualité.

Fantôme en PMMA modifié

Les résultats obtenus pour les mesures du SNR avec le fantôme en PMMA modifié sont exposés dans les tableaux suivants :

Séquence	Ax. FLAIR T2	Ax. CUBE T2	Sag. CUBE T2	Ax. FSPGR BRAVO T1
$Bruit_{fond}$	127.21	126.32	17.73	332.06
$Signal_{ROI}$	33.41	36.5	251.53	1646.87
σ_{fond}	14.85	14.37	4.46	36.28
σ_{ROI}	767.55	676.69	43.40	467.29
SNR	2.25	2.54	56.37	45.39
CV_{Bruit}	11.67	11.38	25.16	10.93
CV_{ROI}	44.49	39.39	18.01	28.37

TABLE 4.4 – Tableau récapitulatifs des résultats de la mesure du SNR avec le fantôme en PMMA modifié avec les séquences non optimisées

Séquence	Ax. FLAIR T2	Ax. CUBE T2	Sag. CUBE T2	Ax. FSPGR BRAVO T1
$Bruit_{fond}$	29.96	31.66	18.08	79.58
$Signal_{ROI}$	1058.25	949.20	891.57	687.59
σ_{fond}	13.58	14.31	9.35	32.81
σ_{ROI}	215.46	174.31	28.39	91.39
SNR	77.93	155.91	57.96	139.59
CV_{Bruit}	23.47	26.36	21.49	61.61
CV_{ROI}	39.54	26.08	9.09	13.19

TABLE 4.5 – Tableau récapitulatifs des résultats de la mesure du SNR avec le fantôme CTDI modifié avec les séquences optimisées

Discussion des résultats obtenus

On remarque dans un premier temps que le SNR obtenu pour ce fantôme est très faible quelque soit la séquence utilisée et ce quelque soit la séquence d'acquisition. Ceci s'explique notamment par le fait que le fantôme en PMMA que nous avons modifié ne génère de signal que sur les seringues qu'on y a inséré. Le PMMA étant dénué d'atomes d'hydrogène et ne produisant donc pas de signal.

On relève néanmoins une nette amélioration du SNR avec les paramètres optimisés du fait de l'utilisation de TR plus longs, de TE plus courts et de bandes passantes plus larges qui permettent d'accentuer l'apport en signal provenant des seringues remplies de produit de contraste réduisant les distorsions géométriques et améliorant par la même occasion le SNR.

L'augmentation des coefficients de variation obtenus pour les séquences optimisées peut s'expliquer par le fait que l'augmentation du TR, mais également le choix d'une bande passante plus large tend à accentuer les artéfacts de susceptibilité magnétique et donc à augmenter le bruit de l'image.

Fantôme SNR modifié

Les résultats obtenus pour les mesures du SNR avec le fantôme SNR modifié sont exposées dans les tableaux suivants :

Séquence	Ax. FLAIR T2	Ax. CUBE T2	Sag. CUBE T2	Ax. FSPGR BRAVO T1
$Bruit_{fond}$	125.00	20.83	7.42	91.90
$Signal_{ROI}$	1653.81	855.96	2031.63	7903.43
σ_{fond}	29.34	5.49	4.04	56.62
σ_{ROI}	653.99	223.25	1897.47	1043.17
SNR	83.25	112.18	42.41	336.98
CV_{Bruit}	24.27	21.35	54.88	21.02
CV_{ROI}	5.81	6.57	11.58	9.79

TABLE 4.6 – Tableau récapitulatifs des résultats de la mesure du SNR avec le fantôme SNR modifié avec les paramètres non optimisés

Séquence	Ax. FLAIR T2	Ax. CUBE T2	Sag. CUBE T2	Ax. FSPGR BRAVO T1
$Bruit_{fond}$	98.38	32.92	10.17	92.180
$Signal_{ROI}$	1936.81	993.96	2280.25	8453.73
σ_{fond}	30.32	15.29	8.55	62.71
σ_{ROI}	548.34	197.75	1097.15	820.07
SNR	127.39	181.98	102.70	409.18
CV_{Bruit}	25.28	31.36	44.78	20.22
CV_{ROI}	4.71	5.46	10.47	8.61

TABLE 4.7 – Tableau récapitulatifs des résultats de la mesure du SNR avec le fantôme SNR modifié avec les paramètres optimisés

Discussion des résultats obtenus

Pour ce fantôme on note des SNR beaucoup plus élevés que pour le fantôme SNR non-modifié avec les séquences non-optimisées. ceci est dû à l'ajout des seringues remplies d'eau qui augmentent l'apport en signal.

On note également une nette hausse du SNR avec les paramètres optimisés sans que cela n'affecte de manière significative les coefficients de variation au sein de la ROI et dans l'air.

Conclusion

Nous avons mesuré le SNR pour nos différents fantômes à l'aide de 4 différentes séquences utilisées pour l'obtention d'images de planification de traitement en SRS. Nous avons noté que les acquisitions faites avec l'algorithme de correction de la distorsion géométrique tendaient générer des images avec un meilleur SNR.

On a également constaté que le fait d'optimiser les paramètres d'acquisition d'une séquence permettait d'obtenir des images avec un SNR plus élevé. Nous pouvons ainsi conclure que l'utilisation de l'algorithme de correction de la distorsion géométrique ainsi que l'optimisation des paramètres d'acquisition serait un apport certain pour l'obtention de meilleures images IRM destinées à la planification de traitement en SRS.

4.1.2 Résolution spatiale

	Bloc	Espacement moyen (mm)	Résolution moyenne (mm)	Résolution réelle (mm)
Ax. FLAIR	1	3.03	0.33	0.30
	2	2.27	0.44	0.40
	3	1.92	0.52	0.50
	4	1.75	0.57	0.60
	5	1.08	0.93	0.90
	6	0.96	1.04	1.00
Ax. CUBE CAI	1	3.03	0.33	0.30
	2	2.32	0.43	0.40
	3	2.04	0.49	0.50
	4	1.82	0.55	0.60
	5	1.09	0.92	0.90
	6	0.97	1.03	1.00
Sag. CUBE	1	2.94	0.34	0.30
	2	2.38	0.42	0.40
	3	2.04	0.49	0.50
	4	1.72	0.58	0.60
	5	1.05	0.95	0.90
	6	0.94	1.06	1.00
Ax. FSPGR BRAVO	1	3.23	0.31	0.30
	2	2.44	0.41	0.40
	3	2.08	0.48	0.50
	4	1.67	0.60	0.60
	5	1.04	0.96	0.90
	6	0.98	1.03	1.00

TABLE 4.8 – Tableau récapitulatif des valeurs obtenues pour la mesure de la résolution avec les paramètres non-optimisés

	Bloc	Espacement moyen (mm)	Résolution moyenne (mm)	Résolution réelle (mm)
Ax. FLAIR	1	3.02	0.33	0.30
	2	2.35	0.43	0.40
	3	1.98	0.51	0.50
	4	1.68	0.59	0.60
	5	1.08	0.93	0.90
	6	0.98	1.02	1.00
Ax. CUBE CAI	1	3.04	0.33	0.30
	2	2.29	0.44	0.40
	3	2.07	0.48	0.50
	4	1.80	0.56	0.60
	5	1.10	0.91	0.90
	6	0.98	1.02	1.00
Sag. CUBE	1	3.08	0.32	0.30
	2	2.47	0.40	0.40
	3	2.10	0.48	0.50
	4	1.81	0.55	0.60
	5	1.11	0.90	0.90
	6	0.94	1.06	1.00
Ax. FSPGR BRAVO	1	3.24	0.31	0.30
	2	2.51	0.40	0.40
	3	2.10	0.48	0.50
	4	1.72	0.58	0.60
	5	1.08	0.93	0.90
	6	1.02	0.98	1.00

TABLE 4.9 – Tableau récapitulatif des valeurs obtenues pour la mesure de la résolution avec les paramètres optimisés

Discussion des résultats obtenus

On note une légère amélioration de la résolution spatiale en utilisant les paramètres d'acquisition optimisés. Ceci peut s'expliquer par l'utilisation de FOV plus petits et de matrices d'acquisition plus grande, réduisant ainsi la taille du pixel obtenu et améliorant par la même occasion la résolution spatiale.

Conclusion

Nous avons procédé à la mesure de la résolution spatiale avec nos différentes séquences d'acquisition (optimisées et non optimisées) nous y avons noté une légère amélioration de la résolution spatiale du fait de l'utilisation d'un FOV plus petit et d'une matrice d'acquisition plus grande permettant de réduire la taille du pixel et d'améliorer la résolution spatiale.

On en conclut que l'utilisation de nos paramètres d'acquisition permet de générer des images avec une bonne résolution spatiale permettant d'y distinguer des détails plus fins.

4.1.3 Distorsion géométrique

Ici, nous discuterons des résultats obtenus pour la mesure de la distorsion géométrique avec les séquences optimisées et non-optimisées.

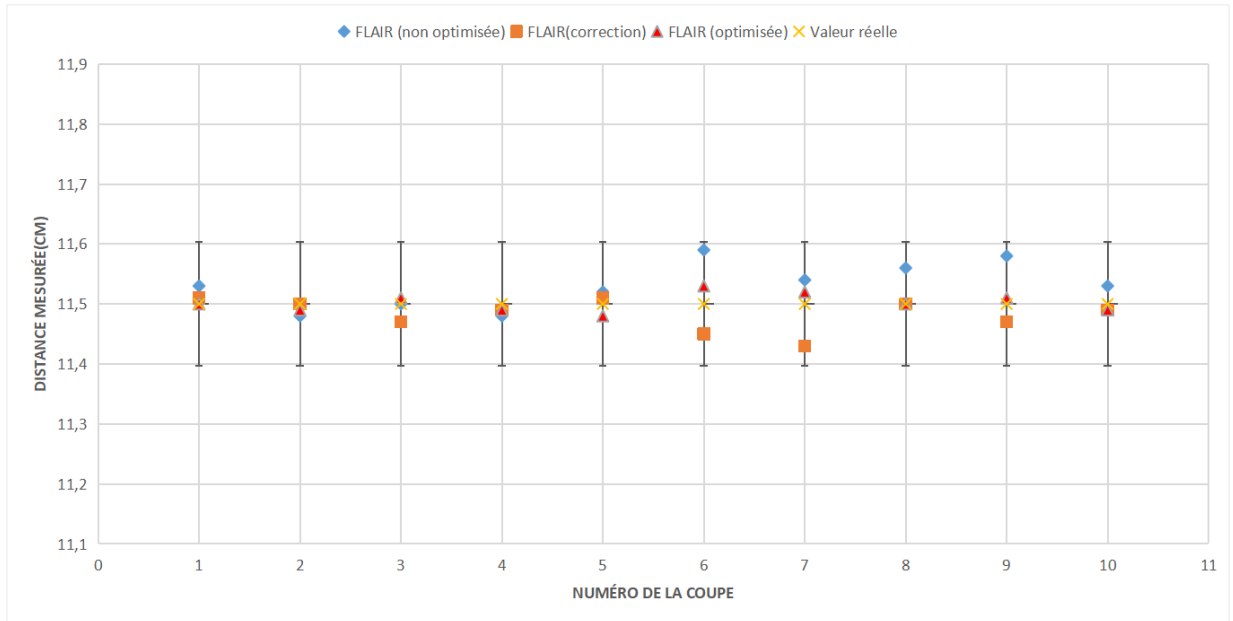


FIGURE 4.1 – Axiale FLAIR

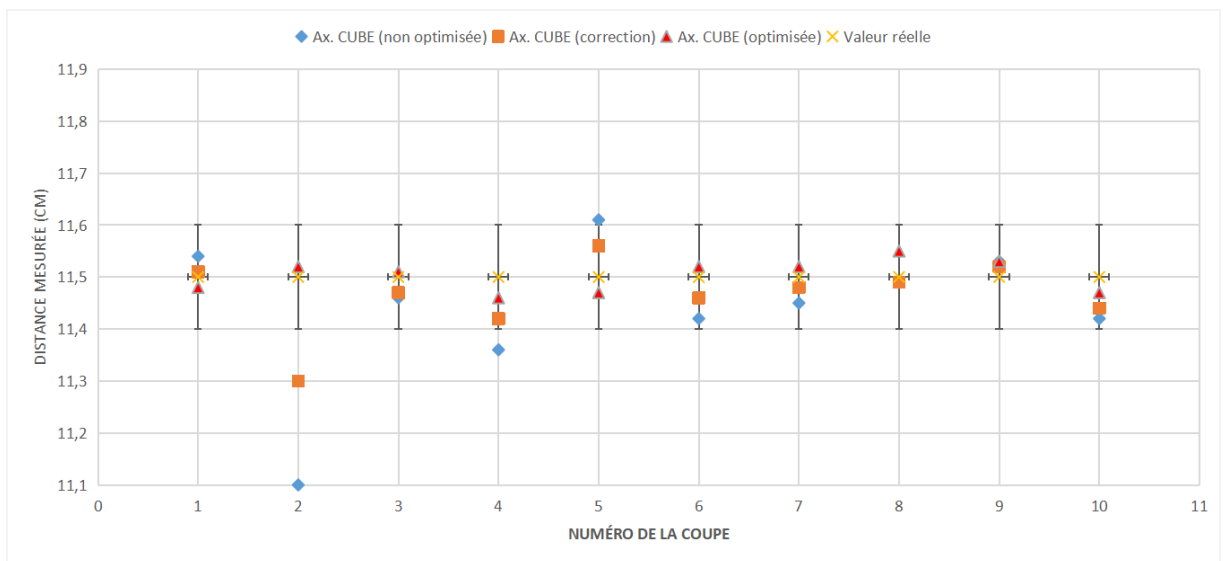


FIGURE 4.2 – Axiale CUBE

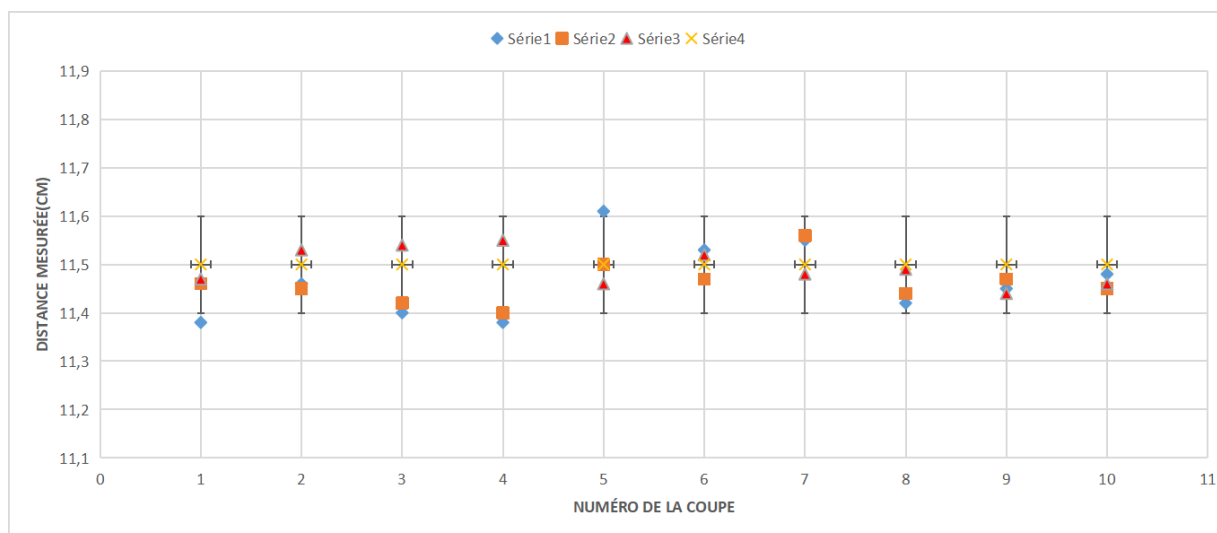


FIGURE 4.3 – Sagittale CUBE

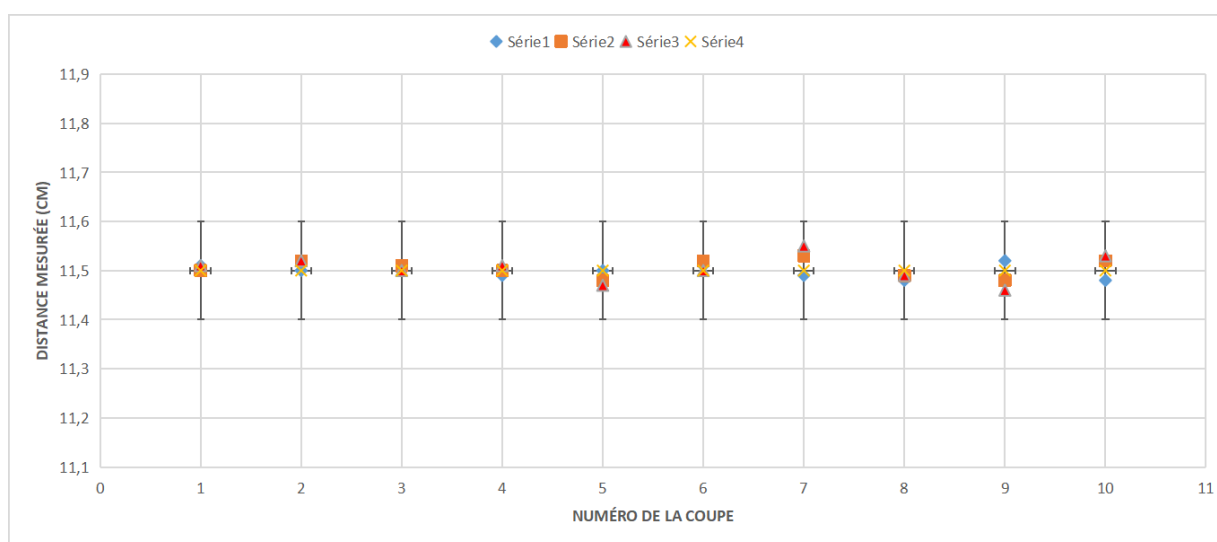


FIGURE 4.4 – Axiale FSPGR BRAVO

Discussion des résultats obtenus

Nous remarquons d'abord que le taux de distorsions géométriques tend à augmenter à mesure que l'on s'éloigne des coupes centrales. ceci est dû au fait que l'homogénéité du champ magnétique principale est perdue au fur et à mesure que l'on s'éloigne de l'isocentre de l'aimant de l'appareil.

Nous constatons ensuite que l'utilisation de l'algorithme de correction de la distorsion géométrique permet de générer des images avec peu de distorsions résiduelles ce qui témoigne de l'efficacité de ce dernier dans l'élimination des distorsions géométriques des images.

Nous notons également que l'utilisation des paramètres optimisés a produit les images avec le moins de distorsions résiduelles avec à chaque fois des écarts par rapport à la valeur réelle de l'ordre du millimètre.

Nous notons enfin que la séquence axiale FSPGR BRAVO du fait de son temps

d'écho extrêmement court produit des images dont le taux de distorsions est inférieur à 1mm et ce quelque soit la séquence utilisée.

Fantôme CTDI modifié

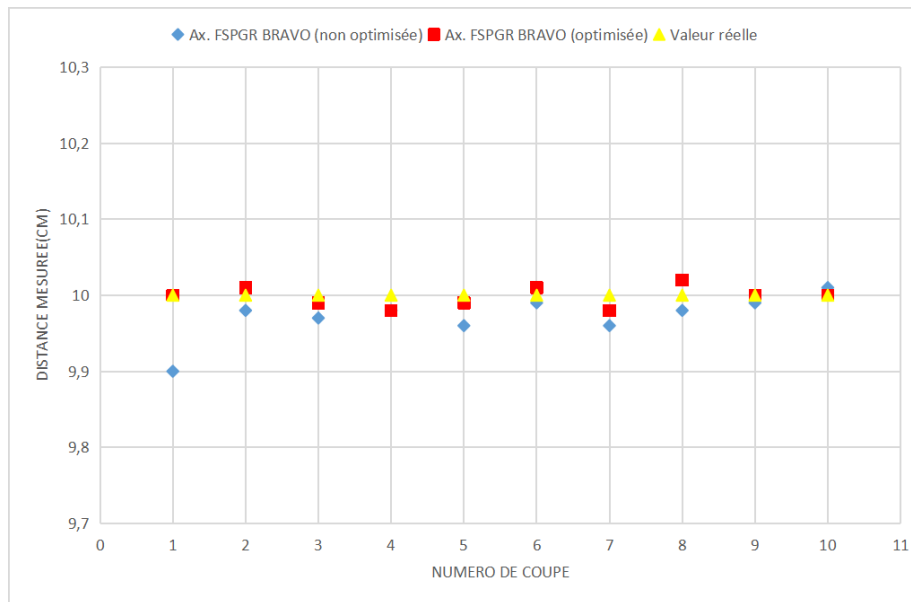


FIGURE 4.5 – Axiale FSPGR BRAVO

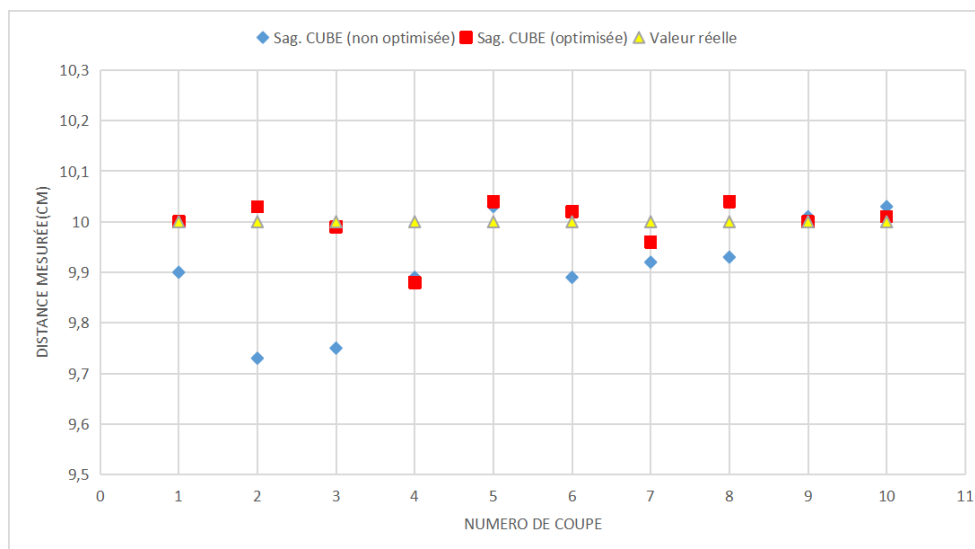


FIGURE 4.6 – Sagittale CUBE

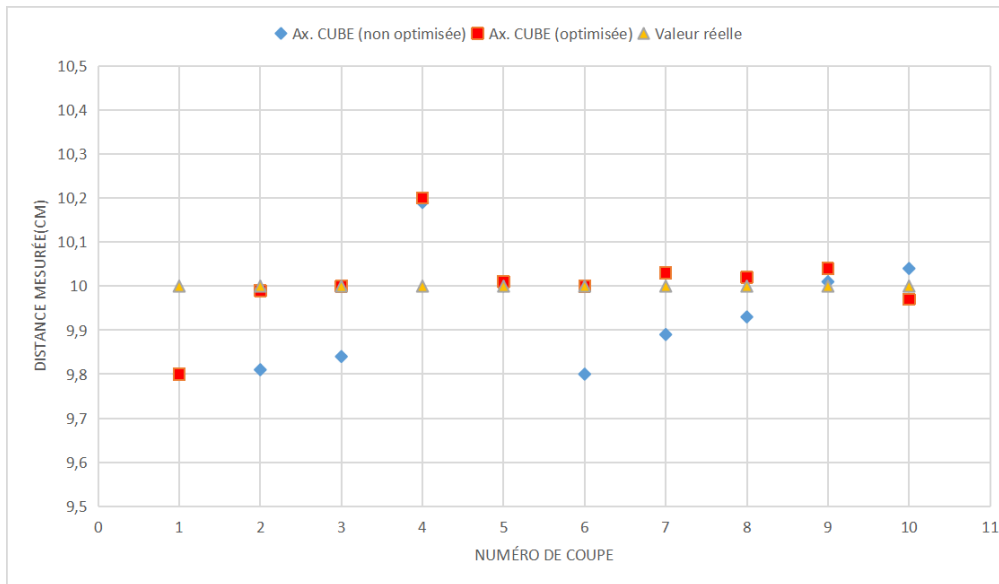


FIGURE 4.7 – Axiale CUBE

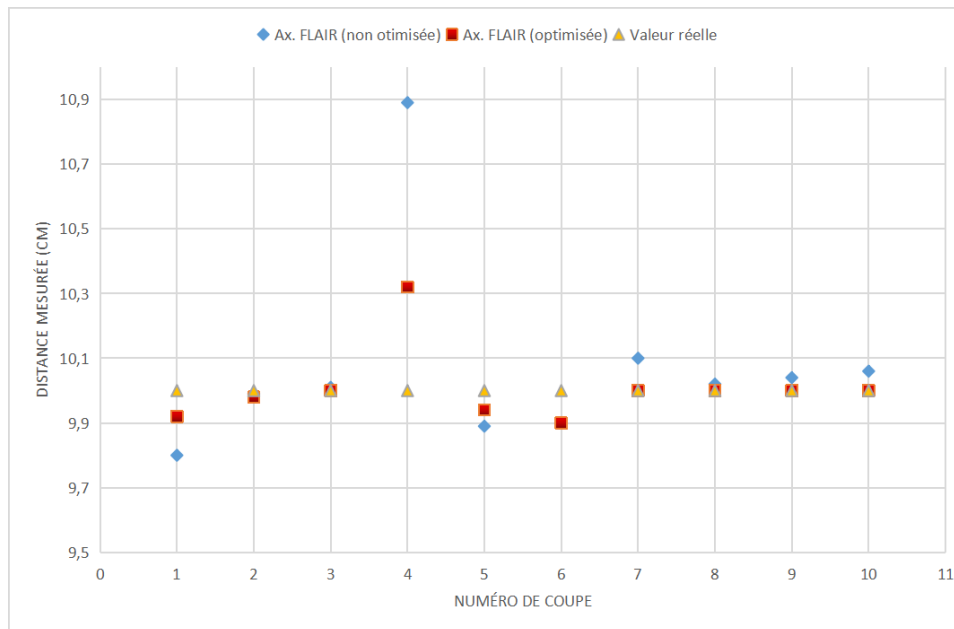


FIGURE 4.8 – Axiale FLAIR

Discussion des résultats obtenus

On note, comme dans le cas du fantôme SNR que l'utilisation des paramètres optimisés a permis de générer des images avec un taux de distorsions géométriques réduit comparée à celles des séquences non-optimisées avec des écarts entre la distance mesurée et réelle allant de 2mm à 3mm pour les séquences optimisées et de 1mm à 2mm pour les séquences optimisées.

Fantôme SNR modifié

	Seringue 1	Seringue 2	Seringue 3	Seringue 4
Diamètre réel	3	2	1.3	1
Diamètre mesuré	2.97	2.02	1.1	0.8
Ecart	0.03	0.02	0.2	0.2

TABLE 4.10 – Tableau récapitulatif des résultats obtenus pour la mesure des diamètres des seringues du fantôme SNR modifié avec les paramètres non-optimisés

	Seringue 1	Seringue 2	Seringue 3	Seringue 4
Diamètre réel	3	2	1.3	1
Diamètre mesuré	2.99	2.00	1.29	0.97
Ecart	0.01	0.00	0.01	0.03

TABLE 4.11 – Tableau récapitulatif des résultats obtenus pour la mesure des diamètres des seringues du fantôme SNR modifié avec les paramètres optimisés

Discussion des résultats obtenus

Nous remarquons que la mesure des diamètres des seringues sur les images IRM obtenues avec les séquences optimisées fournit des résultats plus proches des valeurs réelles que pour les séquences non optimisées.

Conclusion

Nos mesures confirment dans un premier temps l'efficacité de l'algorithme de correction de la distorsion géométrique qui a permis de générer des images avec peu de distorsions résiduelles.

Nous avons également constaté que nos paramètres d'acquisition optimisés permettaient de générer des images IRM avec des distorsions géométriques de l'ordre du millimètre ce qui en font des images adaptées à la planification de traitement en SRS.

4.1.4 Recalage d'images

Ici nous discuterons des résultats obtenus pour le recalage des images IRM et CT que nous avons effectués avec le logiciel Eclipse et BrainLab.

Discussion des résultats obtenus

Nous remarquons que les images IRM que nous avons obtenues avec nos paramètres optimisées ont permis d'obtenir d'excellents recalages avec les images CT avec à chaque fois, des écarts inférieurs à 1mm et des taux de distorsions n'excédant pas 18% pour les structures internes de notre fantôme.

Image IRM(cm)	Image CT(cm)	Écart IRM/CT(cm)	Distance réelle(cm)	Écart réel(cm)	Distorsion(%)
11.50	11.49	0.01	11.5	0.01	0
11.50	11.51	0.01	11.5	0	0
11.49	11.50	0.01	11.5	0.01	0.087
11.51	11.50	0.01	11.5	0.01	0.087
2.45	2.50	0.05	2.5	0.05	2
0.55	0.51	0.04	0.5	0.05	10
2.48	2.50	0.02	2.5	0.02	0.8
0.59	0.52	0.07	0.5	0.09	18

TABLE 4.12 – Tableau récapitulatif des valeurs obtenues avec le recalage d’Eclipse

Image IRM(cm)	Image CT(cm)	Écart IRM/CT(cm)	Distance réelle(cm)	Écart réel(cm)	Distorsion(%)
11.46	11.48	0.02	11.50	0.04	0.35
11.50	11.51	0.01	11.50	0.01	0
11.48	11.50	0.02	11.50	0.02	0.17
11.51	11.50	0.01	11.50	0.01	0.09
2.48	2.50	0.02	2.50	0.02	0.8
0.53	0.51	0.02	0.50	0.03	6
2.48	2.50	0.02	2.50	0.02	0.8
0.51	0.52	0.01	0.50	0.01	2

TABLE 4.13 – Tableau récapitulatif des valeurs obtenues avec le recalage BrainLab

Nous remarquons également que le recalage avec le logiciel BrainLab a permis d’obtenir une meilleure correspondance entre les deux modalités qu’avec le recalage Eclipse.

Conclusion

Nous pouvons conclure à partir de ces résultats que les paramètres d’acquisition optimisés que nous avons utilisés sont exploitables dans le cadre d’un recalage d’images avec des images CT pour la planification de traitement en SRS.

4.2 Conclusion générale

L'IRM, du fait de son indiscutable supériorité en terme de contraste entre les tissus mous, est la modalité de choix pour le contourage des volumes cibles en radiothérapie stéréotaxique. Cependant, la propension de cette modalité d'imagerie pour les distorsions géométriques est un obstacle majeure empêchant son utilisation optimale en SRS.

Dans ce travail nous avons choisis 4 séquences d'acquisition IRM utilisées pour générer des images destinées à la planification de traitement en radiothérapie stéréotaxique et nous les avons optimisées de manière à obtenir des images ayant le moins de distorsions géométriques possibles tout en offrant une bonne résolution spatiale et un bon rapport signal sur bruit.

Nous avons dans un premier temps choisis de comparer les SNR obtenus pour nos différentes images et nous y avons notés que l'utilisation de l'algorithme de correction de la distorsion géométrique permettait un gain considérable en terme de SNR. Nous avons également conclu que l'utilisation de nos paramètres optimisés permettait de générer des images avec davantage de SNR.

Ensuite, nous nous sommes intéressés à la résolution spatiale des images obtenues et nous en sommes arrivés à la conclusion que nos paramètres d'acquisition permettait, en plus du SNR élevé, de générer des images avec une bonne résolution spatiale.

Après cela, nous avons évalué le taux de distorsions géométriques pour les images obtenues à partir des séquences optimisées et non optimisées en comparant les dimensions du fantôme et des structures qui s'y trouvent relevées sur les images IRM avec leurs dimensions réelles. Nous y avons constaté une nette réduction du taux de distorsions géométriques sur les images IRM générées par les séquences optimisées et sur celles où on avait utilisé l'algorithme de correction de la distorsion géométrique.

Enfin, nous avons conclu ce travail en réalisant un recalage d'image d'un de nos fantômes avec le logiciel Eclipse et avec le logiciel BrainLab et nous y avons comparé la qualité du recalage d'images. Nous avons conclu que les images IRM que permettait de produire nos séquences optimisées était adaptées pour un recalage d'image avec une image tomodensitométrie à des fins de planification de traitement.

Bibliographie

- [1] J. T. Bushberg, *The essential physics of medical imaging*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [2] B. Kastler and D. Vetter, *Comprendre L'irm, Manuel D'auto-apprentissage*. Educa Books, 2011.
- [3] S. L. Hanvey, *Magnetic Resonance Imaging to Improve Structural Localisation in Radiotherapy Planning*. PhD thesis, University of Glasgow, 2013.
- [4] J.-P. Dillenseger, E. Moerschel, and C. Zorn, *Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie Quand la théorie éclaire la pratique*. MASSON.
- [5] R. W. Brown, Y. C. N. Cheng, E. M. Haacke, M. R. Thompson, and R. Venkatesan, *Magnetic Resonance Imaging Physical Principles and Sequence Design*. Wiley & Sons, Limited, John, 2014.
- [6] J.-A. Lotterie, P. Duthil, A.-C. Januel, A. Redon, D. Menegalli, S. Blond, and I. Latorzeff, "Imagerie stéréotaxique et diagnostique en radiochirurgie," *Cancer/Radiothérapie*, vol. 16, pp. S10–S25, jun 2012.
- [7] A. Largent, J.-C. Nunes, C. Lafond, N. Périchon, J. Castelli, Y. Rolland, O. Acosta, and R. de Crevoisier, "Planification à partir d'imagerie par résonance magnétique en radiothérapie," *Cancer/Radiothérapie*, vol. 21, pp. 788–798, dec 2017.
- [8] S. A. Reinsberg, S. J. Doran, E. M. Charles-Edwards, and M. O. Leach, "A complete distortion correction for MR images : II. rectification of static-field inhomogeneities by similarity-based profile mapping," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 50, pp. 2651–2661, may 2005.
- [9] Y. Watanabe, C. K. Lee, and B. J. Gerbi, "Geometrical accuracy of a 3-tesla magnetic resonance imaging unit in gamma knife surgery," *Journal of Neurosurgery*, vol. 105, pp. 190–193, dec 2006.
- [10] A. Fransson, P. Andreo, and R. Pötter, "Aspects of MR image distortions in radiotherapy treatment planning," *Strahlentherapie und Onkologie*, vol. 177, pp. 59–73, jan 2001.
- [11] S. F. Tanner, D. J. Finnigan, V. S. Khoo, P. Mayles, D. P. Dearnaley, and M. O. Leach, "Radiotherapy planning of the pelvis using distortion corrected MR images : the removal of system distortions," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 45, pp. 2117–2132, jul 2000.
- [12] S. Taghizadeh, C. Labuda, C. C. Yang, B. Morris, M. R. Kanakamedala, S. Vijayakumar, R. Rey-Dios, W. N. Duggar, E. Florez, and A. Fatemi, "Optimizing MRI sequences and images for MRI-based stereotactic

- radiosurgery treatment planning,” *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, vol. 24, pp. 12–19, jan 2019.
- [13] D. MacFadden, B. Zhang, K. K. Brock, M. Hodaie, N. Laperriere, M. Schwartz, M. Tsao, J. Stainsby, G. Lockwood, D. Mikulis, and C. Ménard, “Clinical evaluation of stereotactic target localization using 3-tesla MRI for radiosurgery planning,” *International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics*, vol. 76, pp. 1472–1479, apr 2010.
- [14] V. Mengling, C. Bert, R. Perrin, S. Masitho, T. Weissmann, S. Mansoorian, H. Siavooshhaghghi, R. Janka, S. Doussin, M. Habatsch, R. Fietkau, and F. Putz, “Implementation of a dedicated 1.5t MR scanner for radiotherapy treatment planning featuring a novel high-channel coil setup for brain imaging in treatment position,” *Strahlentherapie und Onkologie*, vol. 197, pp. 246–256, oct 2020.
- [15] L. Kaufman, D. M. Kramer, L. E. Crooks, and D. A. Ortendahl, “Measuring signal-to-noise ratios in MR imaging.,” *Radiology*, vol. 173, pp. 265–267, oct 1989.
- [16] ACR, *Magnetic Resonance Imaging Quality Control Manual*. American College of Radiology, 2015.
- [17] A. Senowu, *Développements Méthodologiques et Techniques pour le Contrôle Qualité en Imagerie par Résonance Magnétique*. PhD thesis, Université de Lorraine, 2014.