

Groupe de travail
**« Contrôle de qualité spécifique en IRM : Développement et réalisation
d'un objet-test multimodal. Evaluation des séquences IRM »**

**CONTROLE DE QUALITE SPECIFIQUE EN IRM :
DEVELOPPEMENT ET REALISATION
D'UN OBJET-TEST MULTIMODAL**

RAPPORT SFPM N°23

Société française de physique médicale
Institut curie – 26, rue d'Ulm, 75248 Paris cedex 05
Site Internet : <http://www.sfpm.asso.fr>

Groupe de travail

**« Contrôle de qualité spécifique en IRM : Développement et réalisation
d'un objet-test multimodal. Evaluation des séquences IRM »**

**CONTROLE DE QUALITE SPECIFIQUE EN IRM :
DEVELOPPEMENT ET REALISATION
D'UN OBJET-TEST MULTIMODAL**

**Membres du groupe de travail « CQS en IRM : Développement et réalisation d'un
objet-test multimodal. Evaluation des séquences IRM » :**

Véronique DEDIEU (coordinatrice) : Centre Jean Perrin (Clermont-Ferrand).

Jacques BONNET : Institut Claudius Regaud (Toulouse).

Isabelle BUCHHEIT : Centre Alexis Vautrin (Nancy).

Sylviane CONFORT-GOUNY : CRMBM-UMR CNRS 6612 (Marseille).

Jacques de CERTAINES : Centre Eugène Marquis (Rennes).

Brigitte LACAZE : Centre Hospitalier de Cornouaille (Quimper).

Dominique VINCENSINI : ICMT-CNRS FR 144 (Toulouse).

Relecteurs :

Jean-Jacques Bard : Centre Jean Perrin (Clermont-Ferrand).

Francis Joffre : Service central de radiologie, CHRU Toulouse-Rangueil (Toulouse).

« **CONTROLE DE QUALITE SPECIFIQUE EN IRM : DEVELOPPEMENT ET REALISATION D'UN
OBJET-TEST MULTIMODAL. EVALUATION DES SEQUENCES IRM** »

TABLE DES MATIERES.

	Page n°
<u>INTRODUCTION</u>	
<u>CHAPITRE I. PRINCIPE, PARAMETRES D'ACQUISITION EN IRM ET ASPECTS TECHNIQUES.</u>	6
I-1 Expérience de RMN de base.	6
I-1-1 L'aimantation.	6
I-1-2 Phénomène de résonance.	8
I-1-3 Le signal de RMN.	9
I-1-4 Les phénomènes de relaxation.	10
I-1-5 Signal de résonance.	11
I-1-6 Formation de l'image.	14
I-1-6-1 Principe.	14
I-1-6-2 Réalisation pratique.	14
I-1-6-3 Séquences de base en IRM.	15
I-1-6-4 Les grandes familles de séquences.	16
I-2 Qualité de l'image.	17
I-2-1 Définitions.	18
I-2-1-1 Résolution spatiale.	18
I-2-1-2 Rapport signal sur bruit.	19
I-2-1-3 Contraste.	20
I-2-2- Contraste en IRM.	20
I-2-2-1- Contraste spontané - Influence des paramètres de séquence d'imagerie.	20
I-2-2-2 Optimisation du contraste en IRM en présence de produit de contraste.	24
I-3 Aspects techniques.	25
I-3-1 Le champ magnétique statique B_0 .	26
I-3-2 Les gradients de champ magnétique.	27
I-3-3 La chaîne de radiofréquence.	30
I-3-3-1 Emission RF.	30
I-3-3-2 Réception RF.	31
I-3-3-3 Antenne RF.	31
I-3-4 L'informatique.	33
I-4 Artéfacts et principaux défauts des imageurs par IRM.	34
I-4-1 Artéfacts liés au patient.	35
I-4-1-1 Artéfacts de mouvement.	35
I-4-1-2 Artéfacts métalliques.	37
I-4-2 Artéfacts liés au système d'imagerie.	38
I-4-2-1 Artéfacts de déplacement chimiques.	38
I-4-2-2 Artéfacts de susceptibilité magnétique.	39
I-4-2-3 Artéfacts de troncature (phénomène de Gibbs).	39
I-4-2-4 Artéfacts de repliement.	40
I-4-2-5 Artéfacts liés aux imperfections de l'appareil d'imagerie.	40

<u>CHAPITRE II. CONTROLE DE QUALITE.</u>	41
II-1 Aspects réglementaires.	41
II-2 Etat de l'art.	41
II-2-1 Objectifs des contrôles de qualité.	42
II-2-2 Modalités de l'assurance qualité.	42
II-2-3 Principaux paramètres de machines analysés au cours d'une procédure de contrôle de qualité d'acceptance ou périodique.	44
<u>CHAPITRE III. CONTROLE DE QUALITE SPECIFIQUE (C.Q.S) à l'usage du physicien médical.</u>	45
III-1 Paramètres du C.Q.S.	45
III-2 Caractéristiques de l'objet-test multimodal.	46
III-2-1 Caractéristiques géométriques de l'objet-test.	46
III-2-2 Caractéristiques relaxométriques.	49
III-3 Protocole de réalisation d'un CQS en imagerie multimodale.	49
III-3-1 Paramètres d'acquisition des images TDM.	50
III-3-2 Paramètres d'acquisition des images IRM.	50
III-3-3 Positionnement de l'objet-test dans l'imageur.	52
III-4 Analyse des différentes sources d'images sur site.	55
III-4-1 Evaluation de la qualité de la définition des volumes cibles.	55
III-4-1-1 Uniformité des images IRM..	55
III-4-1-2 Rapport contraste-sur-bruit des images IRM.	56
III-4-1-3 Position relative de la coupe.	58
III-4-1-4 Distorsions géométriques des images IRM.	60
III-4-2 Evaluation de la qualité du recalage spatial des différentes sources d'imagerie.	61
III-4-2-1 Evaluation de la qualité du recalage manuel.	62
III-4-2-2 Evaluation de la qualité du recalage réalisé au moyen d'une méthode automatique.	65
<u>CONCLUSION.</u>	66
<u>ANNEXES .</u>	67
A-Images quantitatives T1 et T2 de l'objet-test.	67
B- Principales séquences IRM utilisées pour la définition des volumes cibles.	68
C- Exemples d'images IRM de l'objet-test obtenues au moyen des différentes séquences indiquées en annexe B.	69
D- Exemples d'images IRM de l'objet-test obtenues au moyen de séquence de type « Echo planar ».	70
E- Tableau d'évaluation de l'uniformité des images IRM.	71
F- Tableau d'évaluation du contraste-sur-bruit des images IRM.	72
G- Tableau d'évaluation de la position de coupe des images IRM.	73
H- Tableau d'évaluation des distorsions géométriques des images IRM.	74
I- Résultats du recalage manuel des différentes images obtenues au moyen des différentes séquences indiquées dans l'annexe B.	75
<u>REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.</u>	76

INTRODUCTION.

L'utilisation de l'**imagerie multimodale** est recommandée, notamment par la commission DYNARAD¹, pour l'établissement des plans de traitement en radiothérapie de conformation de niveau 2 ou 3 qui permet d'atteindre un plus haut niveau de précision et ainsi d'améliorer l'efficacité thérapeutique. L'établissement des plans de traitement en radiothérapie repose actuellement pour une large part sur une évaluation dosimétrique basée sur l'analyse des images TDM de la région à traiter. Cependant l'imagerie TDM montre ses limites par rapport à l'imagerie IRM pour **la visualisation et la définition des volumes cibles et des organes critiques**, du fait de l'excellent contraste des images IRM²⁻³. De ce fait les modalités de contrôle des nouveaux plans de radiothérapie (en conditions stéréotaxiques, par planification inverse,...) font de plus en plus appel aux informations obtenues à partir d'images de RMN ; ce qui impose **de disposer de procédures de contrôle de qualité spécifique (CQS) des imageurs par IRM à l'usage du physicien médical**. Ce rapport présente les procédures proposées par le groupe de travail de la Société Française de Physique Médicale: « Contrôle de qualité spécifique en IRM : Développement et réalisation d'un objet-test multimodal. Evaluation des séquences IRM ».

Un objet-test multimodal IRM / TDM a été développé et des procédures de contrôle de qualité spécifique, validées sur différents sites d'imagerie en radiothérapie, ont été notamment proposées pour évaluer la précision de la définition des volumes cibles et du recalage des images IRM par comparaison avec les images TDM de référence dont le contrôle de qualité est considéré comme acquis⁴.

La première partie de ce rapport est un rappel du principe de fonctionnement d'un imageur IRM et des modalités d'acquisition des images IRM. La deuxième partie traite les différents types de contrôle de qualité en IRM et des aspects réglementaires. Dans la troisième partie, sont présentés les caractéristiques de l'objet-test multimodal développé, les paramètres du CQS et les procédures de contrôle.

Chapitre I.

Principe, paramètres d'acquisition en IRM et aspects techniques

I-1 Expérience de RMN de base.

La Résonance magnétique nucléaire (RMN) est une technique qui permet de mesurer l'aimantation des noyaux des atomes qui présentent un magnétisme nucléaire.

I-1-1 L'aimantation⁵⁻⁸.

Certains noyaux possèdent un nombre quantique de spin, **I**, qui caractérise la **rotation** du noyau sur lui-même. Sous l'effet de la rotation du noyau, sa charge électrique positive induit un **moment magnétique** proportionnel à I, $\mu = (\gamma/2\pi)hI$, où h est la constante de Planck ($6,62 \cdot 10^{-34}$ SI) et γ est le **rapport gyromagnétique, caractéristique du noyau**. Pour le noyau d'hydrogène (proton) utilisé en imagerie de résonance magnétique (IRM) le spin nucléaire a la valeur $I = 1/2$ et le rapport gyromagnétique γ est tel que $\gamma/2\pi = 42.58$ MHz/tesla.

En l'absence de champ magnétique externe, les moments magnétiques contenus dans un volume sont répartis aléatoirement dans l'espace et l'aimantation résultante est nulle.

Si on applique un **champ magnétique externe B_0** les moments magnétiques élémentaires s'orientent par rapport à B_0 selon $2I+1$ directions, conformément aux lois de la physique quantique, et acquièrent un mouvement de précession autour de B_0 à la **fréquence de Larmor, $f_0 = \gamma B_0/2\pi$, proportionnelle à B_0** . Dans le cas du proton ($I=1/2$), il existe deux orientations possibles (Fig.1), celle dirigée dans le sens de B_0 est la plus probable car de plus faible énergie d'interaction que celle opposée à B_0 et par suite le mouvement de précession de tous les moments magnétiques autour de B_0 crée **une aimantation résultante macroscopique M_0 , paramagnétique**, alignée avec B_0 .

L'apparition de l'aimantation induite M_0 n'est pas instantanée mais elle s'établit avec une constante de temps T_1 (Fig.2) appelée temps de relaxation longitudinale où temps de relaxation spin-réseau (spin-lattice relaxation time).

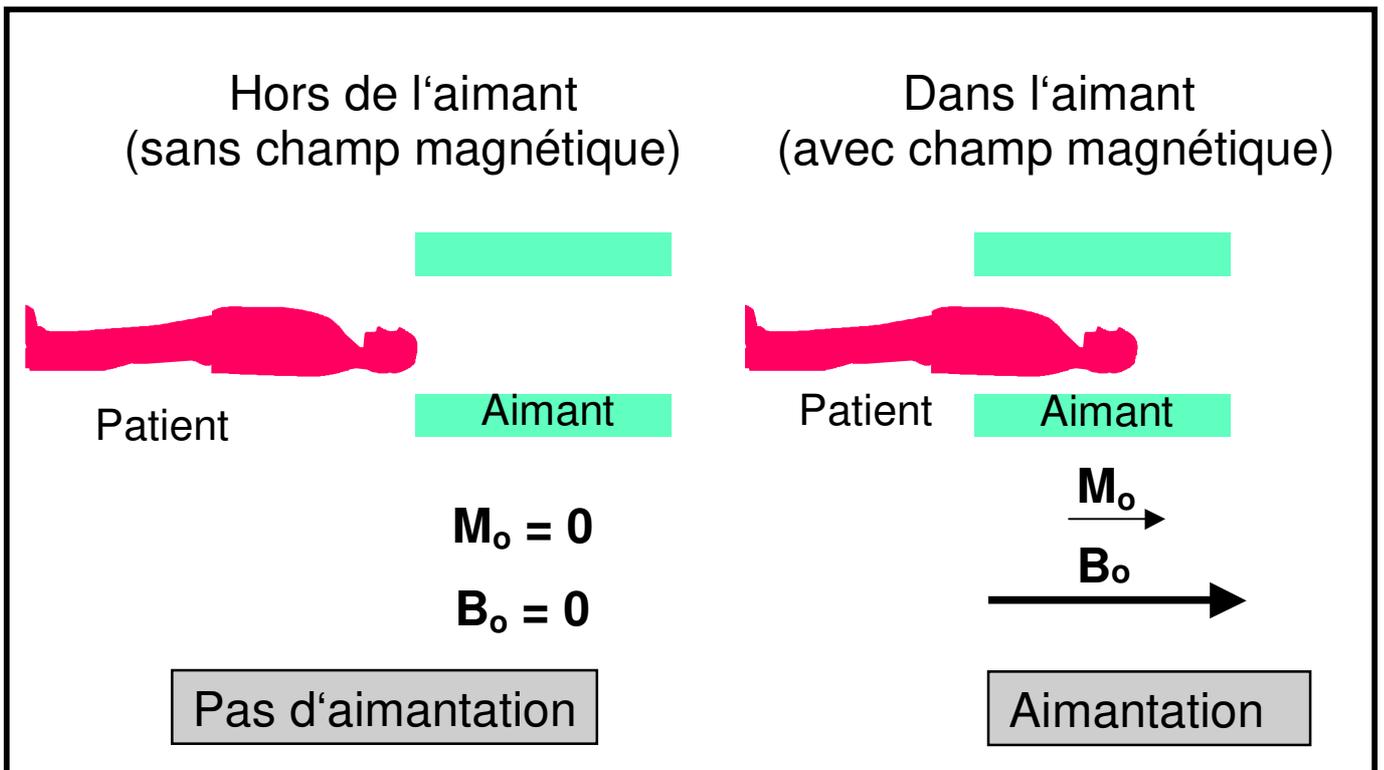
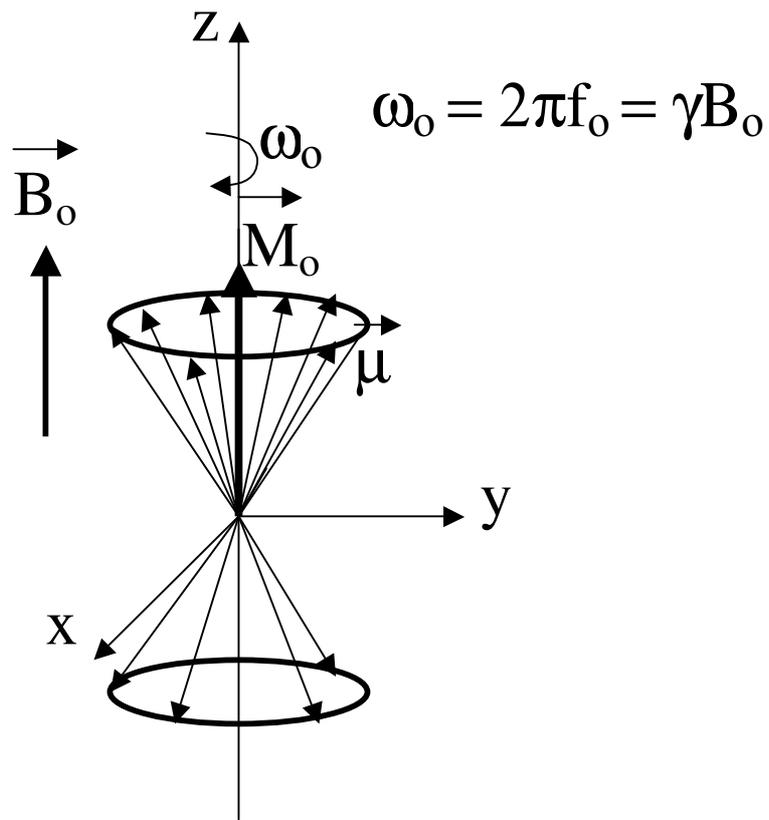


Figure 1. Action du champ magnétique B_0 sur un ensemble de spins.

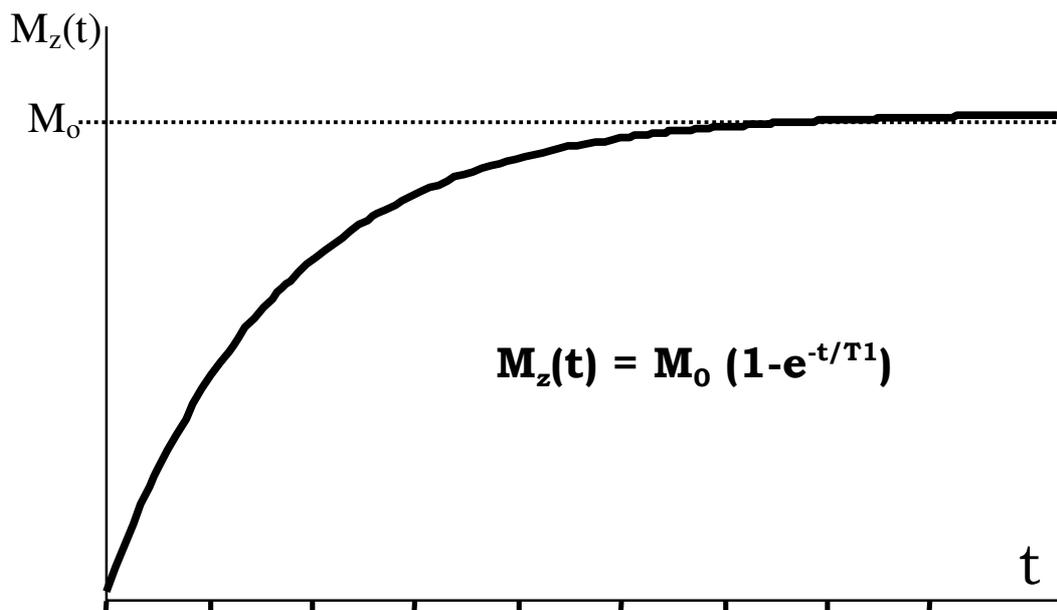


Figure 2. Evolution de l'aimantation longitudinale M_z : Relaxation longitudinale.

I-1-2 Perturbation de l'équilibre : Phénomène de résonance ⁶⁻⁸.

Pour mesurer la très faible aimantation M_0 induite par le champ magnétique B_0 , on utilise des méthodes dynamiques de résonance. Pour cela, on apporte de l'énergie au système de spins en le soumettant à une onde électromagnétique à la fréquence de précession de Larmor f_0 . Cette perturbation électromagnétique produit un champ magnétique tournant B_1 perpendiculaire à B_0 qui réalise une mise en phase du mouvement de précession des spins autour de B_0 . Dans le référentiel tournant lié à B_1 , tout se passe comme si, pendant la durée d'application de l'onde radiofréquence de résonance, M_0 ne précessait qu'autour de B_1 (Fig.3) avec la fréquence de précession $f_1 = \gamma B_1/2\pi$. Ainsi, pendant la durée d'application τ de la perturbation, l'aimantation M_0 bascule dans le plan vertical, perpendiculaire à B_1 , d'un angle $\theta = \gamma B_1 \tau$. L'angle de bascule dépend donc, pour une valeur donnée de B_1 , de la durée d'application de l'onde radiofréquence de résonance.

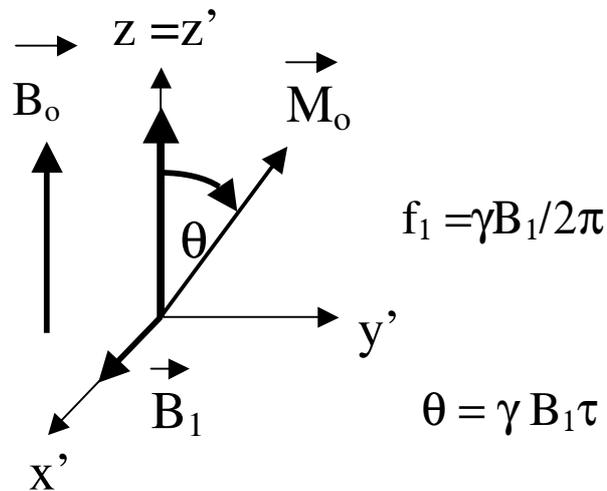


Figure 3 . Action d'un champ magnétique tournant lié à B_1 : Précession de l'aimantation macroscopique M_0 autour de B_1 .

I-1-3 Le signal de RMN ⁶⁻⁸ .

Après l'arrêt de l'impulsion radiofréquence l'aimantation cesse de précesser autour de B_1 et retrouve progressivement sa position d'équilibre selon B_0 . La composante longitudinale M_z retourne à la valeur d'équilibre M_0 avec la constante de temps T_1 (temps de relaxation longitudinale ou temps de relaxation spin-réseau) et la composante transversale M_{xy} , perpendiculaire à B_0 , s'annule avec la constante de temps T_2 , appelée temps de relaxation transversale ou temps de relaxation spin-spin. Une bobine radiofréquence d'axe perpendiculaire à B_0 (Fig. 4) détecte une variation de flux due à la précession de l'aimantation transversale M_{xy} et on obtient aux bornes de la bobine un signal électrique sinusoïdal exponentiellement amorti avec la constante de temps T_2 : c'est le signal de RMN ou signal de précession libre, ou signal de FID (free induction decay).

La transformée de Fourier (T.F.) du signal de FID représente dans le domaine fréquentiel la raie de résonance qui est centrée sur la fréquence de Larmor $f_0 = \gamma B_0 / 2\pi$ et dont la largeur à mi-hauteur est égale à $1/\pi T_2$.

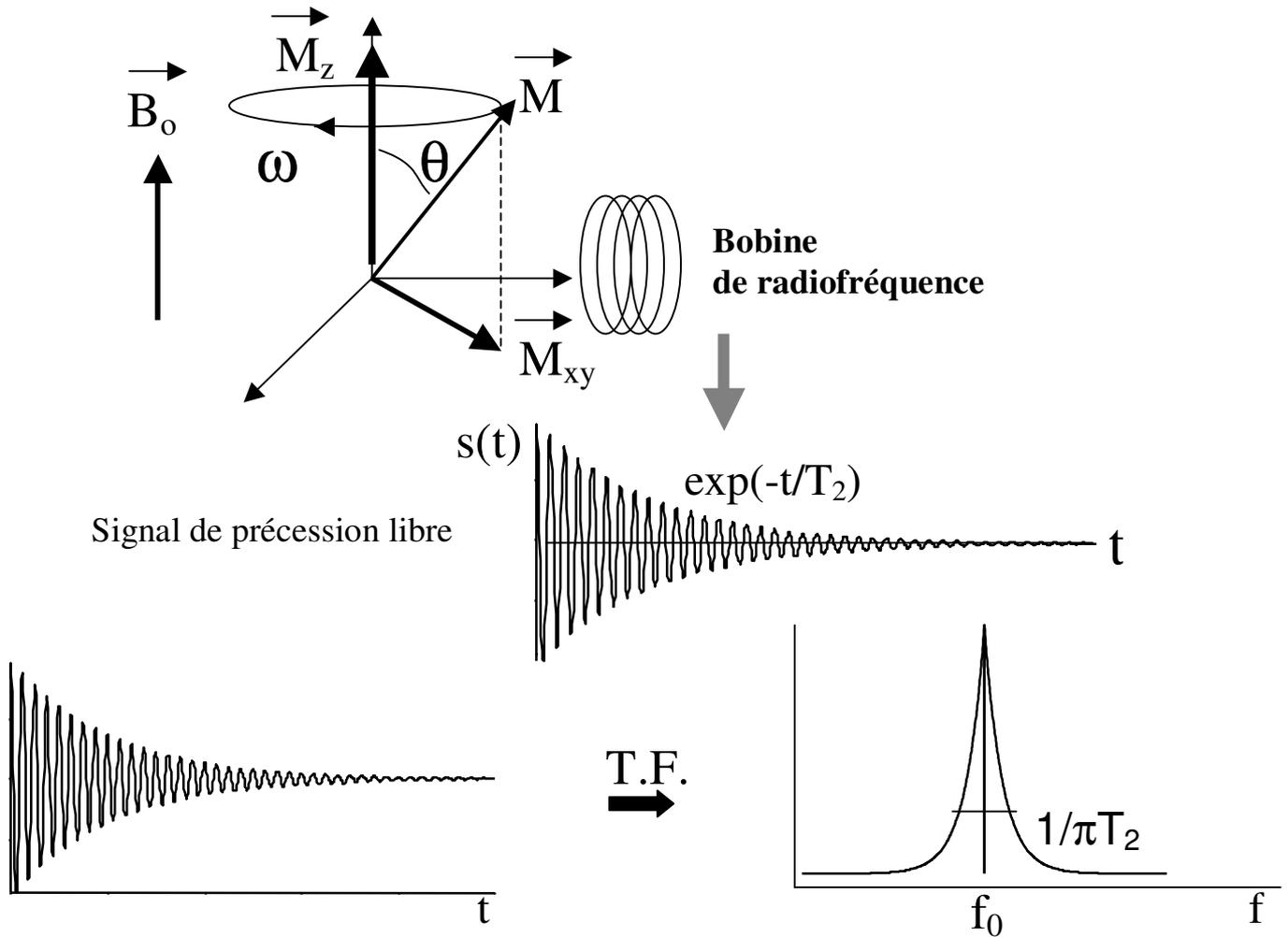


Figure 4. Signal de résonance et transformée de Fourier.

I-1-4 Les phénomènes de relaxation⁷⁻⁹.

Une impulsion radiofréquence à la fréquence de résonance de Larmor perturbe le système de spins et à l'arrêt de l'impulsion radiofréquence le retour à l'équilibre de l'aimantation induite M_0 est sous la dépendance de processus de relaxation qui sont de 2 types:

- **Relaxation longitudinale ou spin-réseau.** Ce phénomène correspond à un échange d'énergie entre le système de spins et son environnement moléculaire. Il agit sur l'aimantation longitudinale M_z , il lui correspond le **temps de relaxation longitudinale T_1** .

- Relaxation transversale ou spin-spin. Ce phénomène résulte d'interactions magnétiques entre les spins qui induisent un déphasage entre les spins et par suite une décroissance exponentielle de l'aimantation transversale M_{xy} à l'origine du signal de RMN.

Les phénomènes de relaxation dépendent de nombreux facteurs, en particulier de la viscosité du milieu qui contient les spins (état physico-chimique de l'eau tissulaire) et de la présence dans le milieu d'éléments paramagnétiques (utilisation des sels de Gadolinium comme agent de contraste en IRM). Concernant la relaxation transversale, le déphasage entre spins résulte d'une part des interactions entre les spins, auxquelles correspondent le temps de relaxation T_2 , mais également de l'hétérogénéité ΔB_0 du champ magnétique B_0 . L'ensemble de ces phénomènes est représenté par le temps de relaxation transversale résultant T_2^* tel que :

$$1/T_2^* = 1/T_2 + \gamma\Delta B_0 \quad (1)$$

En champ magnétique homogène $T_2^* = T_2$.

Ainsi l'hétérogénéité du champ magnétique principal est une imperfection de l'imageur qui contribue à diminuer l'intensité du signal de résonance. On peut aussi s'en affranchir en utilisant pour le recueil du signal des séquences d'imagerie particulières, de type "écho de spins".

I-1-5 Signal de résonance ^{8,10}.

Des raisons techniques, en particulier le temps de commutation de l'amplificateur RF qui est responsable de l'éblouissement de la bobine de détection du signal ainsi que la durée de commutation des gradients magnétiques nécessaires à la formation de l'image, imposent un délai d'attente entre la fin de l'impulsion RF et la lecture du signal.

Pendant ce délai le déphasage des spins entraîne une décroissance du signal de résonance avec la constante de temps T_2^* , qui peut-être partiellement compensée en refocalisant les spins au moyen de séquences d'imagerie qui sont de deux types, séquences d'écho de spin et séquences d'écho de gradient.

- Séquences d'écho de spin. $\theta-(TE/2-180^\circ-TE/2)_n$

Après l'arrêt de l'impulsion RF initiale ($\theta = 90^\circ$ par exemple) les spins se déphasent dans le plan transverse. A l'instant $TE/2$ après l'impulsion RF, une impulsion 180° inverse le mouvement des spins qui se déphasent et se refocalisent à l'instant $2TE/2$ en formant un écho. La "lecture" du signal s'effectue à l'instant TE (appelé temps d'écho) suivant l'impulsion initiale θ (Fig.5).

La séquence $(TE/2-180^\circ-TE/2)$ répétée n fois est appelée séquence multi-écho qui permet d'obtenir n échos aux instants successifs $TE, 2TE, \dots nTE$.

Cette méthode permet de compenser les hétérogénéités du champ magnétique statique et donc de limiter la décroissance du signal par rapport à la valeur que l'on obtiendrait au même instant TE en l'absence de l'impulsion 180° de refocalisation. La décroissance du signal s'effectue en effet avec la constante de temps T_2 dans le premier cas et avec la constante de temps $T_2^* < T_2$ dans le second.

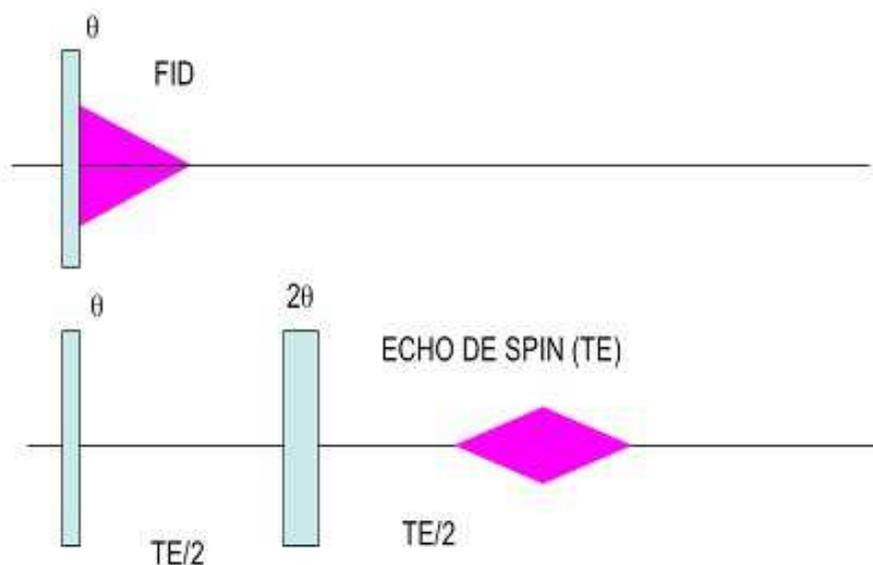


Figure 5. Séquences d'écho de spin ($\theta = 90^\circ, 2\theta = 180^\circ$).

Les séquences d'écho de spin sont très utilisées en imagerie car elles permettent d'obtenir un bon rapport signal sur bruit et de plus elles compensent les hétérogénéités du champ magnétique statique qui sont à l'origine d'artefacts de susceptibilité magnétique dans les images.

Elles présentent cependant certains inconvénients :

- Le temps d'acquisition des images est relativement long car le temps d'écho TE doit être supérieur au temps d'éblouissement de la bobine RF et à la durée de commutation des gradients (quelques millisecondes).

-Le dépôt d'énergie RF au patient pour des impulsions 180° de grande amplitude peut être important.

- L'inversion du système de spins par l'impulsion 180° ne permet pas de réaliser l'état d'équilibre dynamique (SSFP : steady state free precession) requis pour la réalisation des séquences d'imagerie rapides et ultra-rapides (ciné-IRM).

Pour pallier certains des inconvénients des séquences d'écho de spins, en particulier pour réduire la durée des examens d'IRM, d'autres méthodes sont utilisées dans lesquelles des gradients magnétiques remplacent les impulsions 180° de rephasage pour assurer la refocalisation des spins.

- Séquences d'écho de gradient.

Un gradient magnétique appliqué après l'impulsion RF initiale accélère le déphasage entre spins. Son inversion au temps $TE/2$ inverse le sens du déphasage et provoque à l'instant TE une refocalisation des spins. Le signal obtenu est appelé écho de gradient (Fig.6).

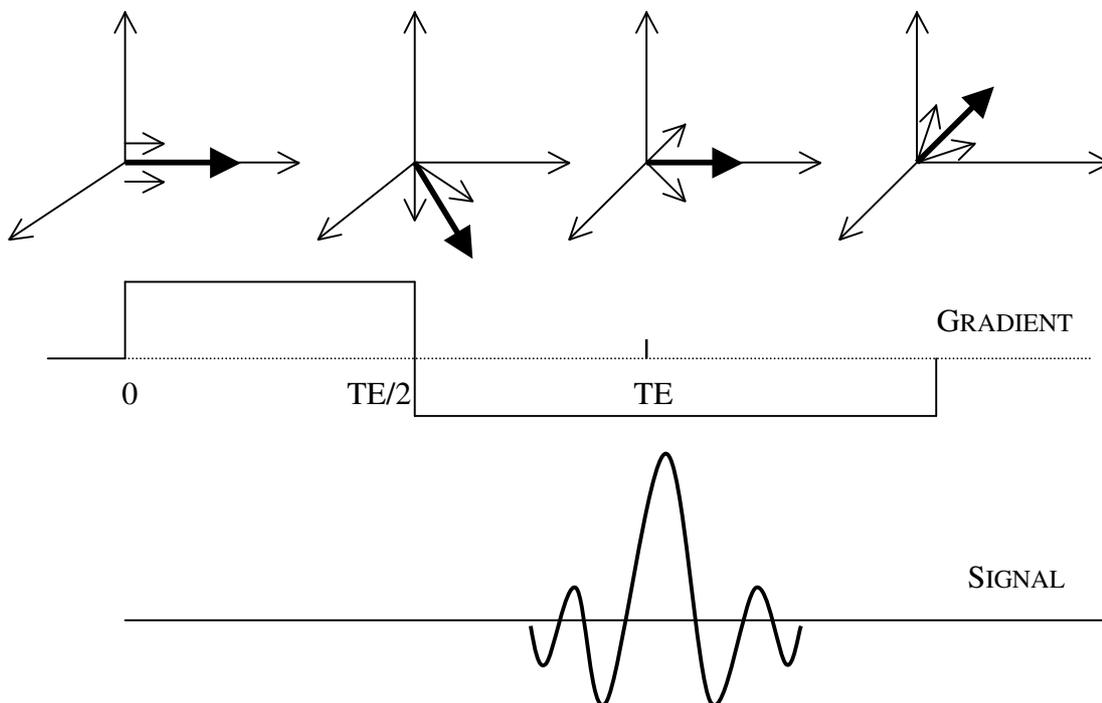


Figure 6 . Séquence d'écho de gradient.

Cette méthode permet d'utiliser des temps d'écho très courts d'autant plus que le gradient est plus intense. Les séquences d'écho de gradient sont de ce fait généralement utilisées dans les techniques d'imagerie rapide.

Cependant, elles ne permettent pas de compenser les hétérogénéités du champ magnétique statique et par suite le signal obtenu décroît avec la constante de temps T_2^* .

I-1-6 Formation de l'image⁶⁻¹⁰.

I-1-6-1 Principe.

L'image d'une distribution volumique de protons rapportée à un système d'axes de coordonnées rectangulaires Oxyz, est obtenue en superposant au champ magnétique B_0 3 gradients magnétiques dirigés selon les 3 directions de l'espace. L'un des gradients, G_z par exemple, définit un plan de coupe perpendiculaire à la direction Oz du gradient. Un second gradient G_x dirigé selon la direction Ox soumet les protons situés dans ce plan à un champ magnétique qui dépend de leur position x:

$$B_x = B_0 + G_x \cdot x$$

et par suite la fréquence angulaire de résonance dépend de la position x des protons :

$$\omega_x = \gamma (B_0 + G_x \cdot x). \quad (2)$$

Le gradient G_x réalise un "codage en fréquence" du plan de coupe.

L'analyse en fréquence du signal de résonance obtenu à partir d'une séquence d'écho de spin (Fig.5) ou d'écho de gradient (Fig.6) donne donc une projection du plan selon la direction Ox. En répétant cette séquence, avec un temps de répétition TR, pour N valeurs différentes du gradient G_y appliqué selon la direction Oy perpendiculaire à Ox, on obtient N lignes de ce plan et par suite son image bi-dimensionnelle.

L'image d'un volume est obtenue à partir de coupes successives réalisées pour différentes valeurs du gradient de coupe G_z .

I-1-6-2 Réalisation pratique.

Pour réaliser une image il faut donc tout d'abord sélectionner un plan de coupe à l'intérieur d'un volume donné au moyen d'un **premier gradient, G_z** , appelé **gradient de sélection de coupe**, en présence d'une **impulsion RF**. Le choix de la fréquence de l'impulsion permet d'exciter les spins dont la fréquence de Larmor correspond à la position choisie. On obtient alors une **aimantation transversale** ne correspondant qu'à la seule **coupe excitée**.

L'application d'un **deuxième gradient, G_y** , pendant la précession des spins va **coder la phase** des spins dans la coupe excitée. Ce gradient est appelé **gradient de codage de phase**.

Enfin, un **troisième gradient, G_x** , code pendant l'acquisition du signal la fréquence du signal. Pour le codage de phase, il est nécessaire d'incrémenter la phase et de réaliser N_ϕ expériences différentes pour coder N_ϕ lignes. Pour le codage en fréquence, il faut échantillonner avec N_f points le signal de précession libre pendant l'acquisition, on code ainsi N_f colonnes et on obtient alors **une image** de matrice $(N_\phi \times N_f)$ pixels. Pour construire l'image du plan il est nécessaire de localiser spatialement les spins ce qui est réalisé à partir de la **transformée de Fourier** bi-dimensionnelle, selon les axes O_x et O_y , du signal temporel recueilli aux bornes de la bobine de détection (Fig.7).

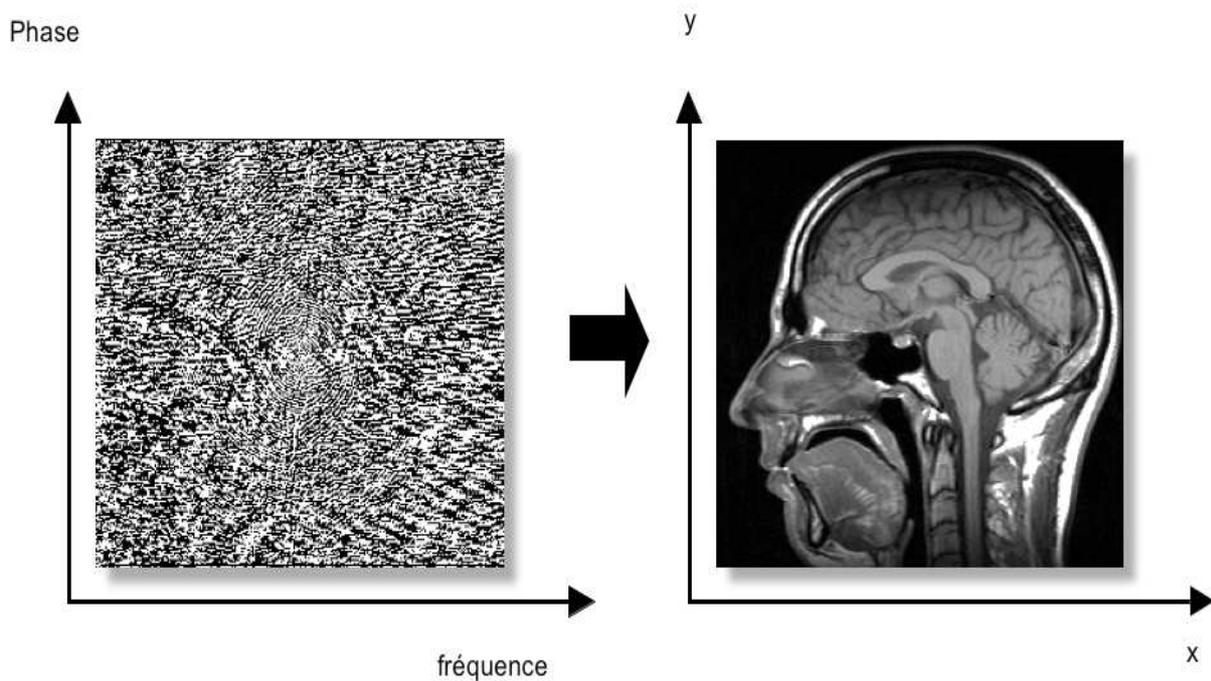


Figure. 7. Reconstruction d'une image IRM par transformée de Fourier bi-dimensionnelle.

I-1-6-3 Séquences de base en IRM.

Les séquences de base utilisées en IRM sont de deux types principaux, séquences d'écho de spins et séquences d'écho de gradient dont on a indiqué plus haut les avantages et inconvénients respectifs (§ I-1-5). Ces séquences sont représentées au moyen de diagrammes conventionnels qui résument la succession des étapes conduisant à la formation des images (Fig.8a,b,c).

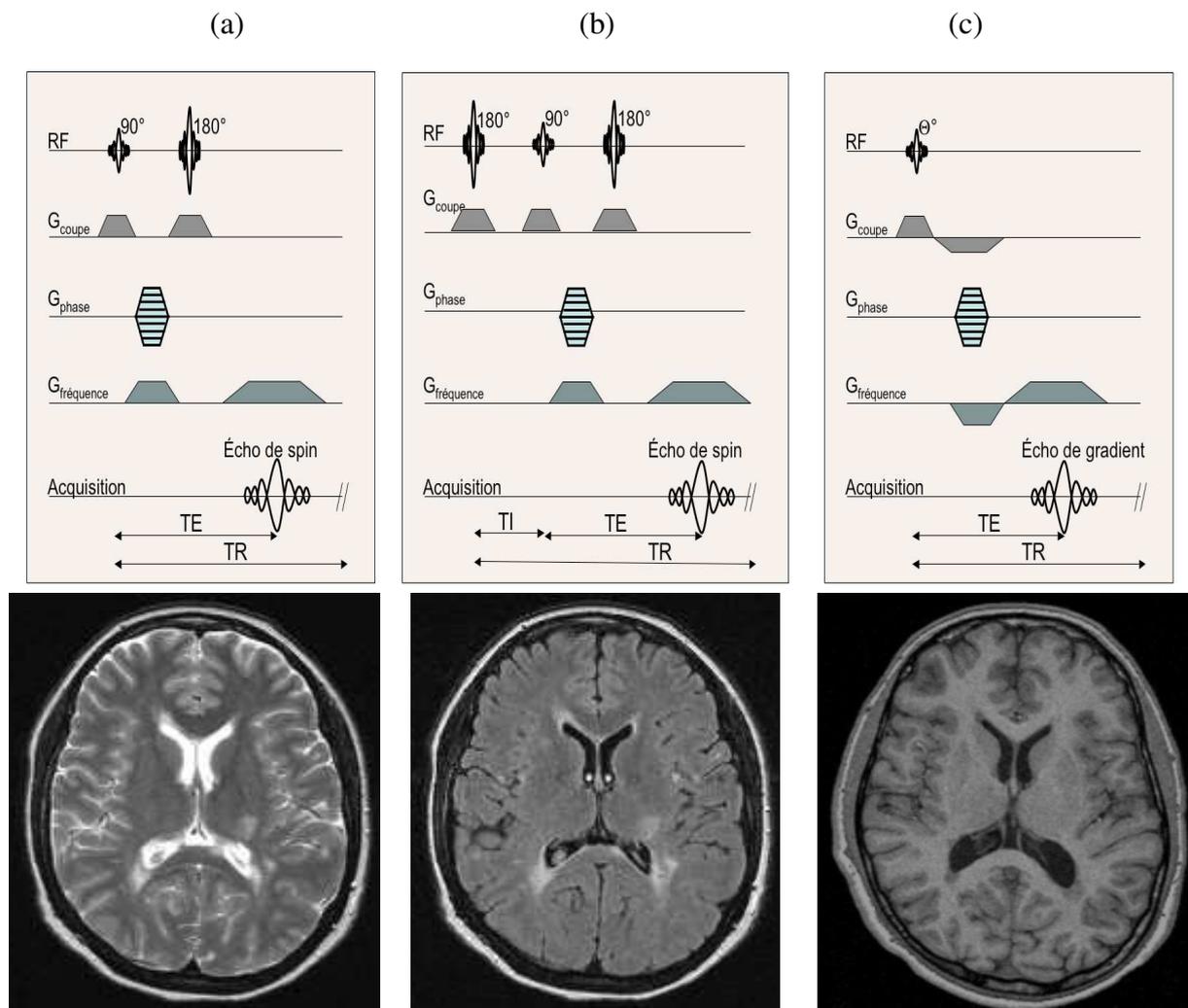


Figure. 8. Diagramme des principales séquences d'imagerie et images IRM correspondantes. Écho de spin (a), inversion récupération (b), écho de gradient (c).

I-1-6-4 Les grandes familles de séquences.

A partir de ces 2 séquences de base (séquences d'écho de spin et d'écho de gradient) de nombreuses séquences sont développées (Fig.9) dans le but d'optimiser la qualité de l'image en fonction du type d'examen et de la région anatomique à examiner.

	Séquences Spin-Echo	Séquences Gradient-Echo
Technique à un écho	CSE	GRE; FLASH, FISPDESS
Technique à un écho avec motif de préparation de l'aimantation	IR, IRM, STIR	TFL, TFE, MP-RAGE
Technique multi-échos	FSE, TSE, RARE	MEDIC, segmented EPI
Technique multi-échos avec motif de préparation de l'aimantation	TIR, TIRM, turboFLAIR	DW- segmented EPI
Technique single shot	HASTE, RARE	EPI
Technique single shot avec motif de préparation de l'aimantation	HASTIRM, IR-RARE	Diffusion weighted EPI

Figure 9 . Les grandes familles de séquences en IRM (liste non exhaustive).

I-2 Qualité de l'image.

La qualité d'une image IRM dépend des paramètres intrinsèques de la région explorée (densité de protons, ρ , et temps de relaxation, T_1 et T_2) mais également des paramètres d'acquisition de l'image (angle d'impulsion, θ , temps de répétition, TR, et temps d'écho, TE). Trois paramètres physiques permettent de l'évaluer :

- La résolution spatiale (taille de la ROI).
- Le rapport signal sur bruit (RSB).
- Le contraste.

Ces critères sont interdépendants et liés au temps d'acquisition TA de l'image d'un plan de coupe :

$$TA=N.TR.NEX. \quad (3)$$

où N est le nombre de lignes utilisées pour former l'image, TR le temps de répétition et NEX le nombre d'excitation des protons par la répétition de la même séquence d'imagerie.

Les contraintes de l'imagerie clinique imposent de ne pas accroître exagérément TA qui augmente avec le nombre de lignes N et le temps de répétition TR de la séquence d'imagerie. De même l'augmentation du nombre d'excitation, NEX, accroît le rapport signal sur bruit de la quantité $NEX^{1/2}$ mais allonge la durée totale de l'examen.

D'un point de vue général le rapport signal sur bruit est d'autant meilleur que le temps d'acquisition de l'image est plus long.

I-2-1 Définitions.

I-2-1-1 Résolution spatiale (RS) ^{8,10}.

La résolution spatiale dépend de la taille du voxel qui est égale à la taille du pixel multipliée par l'épaisseur de coupe (e).

Les dimensions du pixel dépendent:

- du champ de vue de l'image (F.O.V) : en IRM, les F.O.V (carrés ou rectangulaires) ont une dimension qui varie de 10 à 50 cm, leur dimension maximale est principalement limitée par les dispositifs d'antennes d'émission et de réception.
- de la taille de matrice image, donc du nombre de lignes utilisées pour former l'image. Pour un FOV donné, la résolution spatiale augmente avec la taille de la matrice, ce qui accroît la durée d'acquisition de l'image (relation 3).

D'après la relation (2), la plus petite dimension de pixel qu'il est possible de réaliser sur une image d'IRM est :

$$\Delta x = \frac{2\pi\Delta f}{\gamma G_x} \quad (4)$$

Δf est la largeur de bande de fréquence du signal qui est donnée par la relation (Fig.10) :

$$\Delta f = \frac{1}{\pi T_2^*} \quad (5)$$

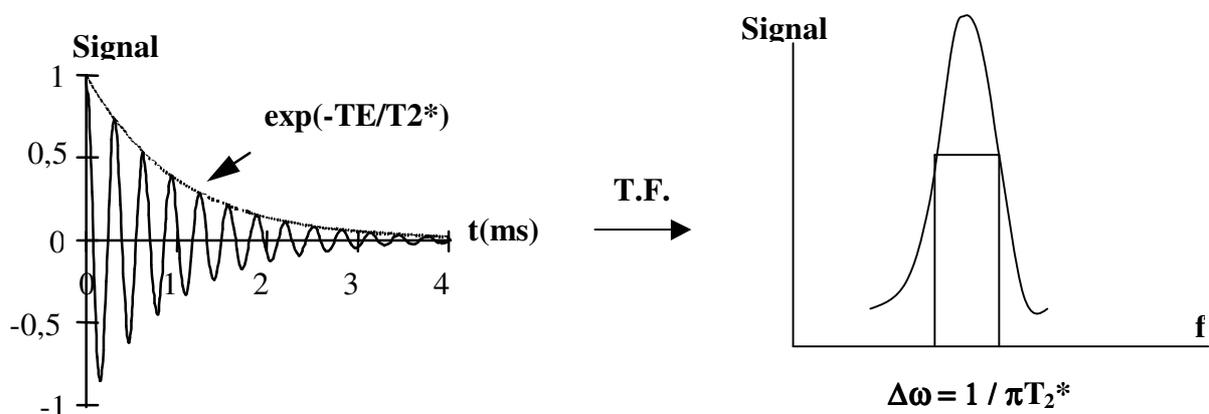


Figure 10. Signal de précession libre et sa transformée de Fourier.

La taille du pixel est donc limitée par l'hétérogénéité du champ magnétique (T_2^*) et l'emploi de forts gradients permet d'accroître la résolution de l'image.

Pour améliorer la RS il faut donc diminuer la taille du voxel, c'est-à-dire diminuer la taille du pixel et l'épaisseur (e) du plan de coupe, ce qui a pour conséquence de diminuer l'intensité du signal de résonance et par suite le rapport signal sur bruit (RSB).

I-2-1-2 Rapport signal sur bruit ¹¹⁻¹².

Par définition, pour un signal d'intensité S , le rapport signal sur bruit (RSB) est :

$$\text{RSB} = \frac{S}{(\text{Energie de bruit par largeur de bande de fréquence du signal})^{1/2}}$$

Pour une séquence d'imagerie de paramètres extrinsèques θ , TR, TE, l'expression générale du signal de résonance S est pour NEX acquisition ¹¹:

$$S = A \cdot \text{NEX} \cdot \rho \frac{1 - e^{-\text{TR}/T_1}}{1 - e^{-\text{TR}/T_1} \cos\theta} \sin\theta \cdot e^{-\text{TE}/T_2^*} \quad (6)$$

A est le gain de l'imageur, ρ , T_1 et T_2 sont les paramètres intrinsèques, respectivement la densité de proton et les temps de relaxation longitudinale et transversale du tissu analysé.

D'après la relation de Nyquist, l'énergie du bruit e_B , que l'on assimile à un bruit blanc identique pour toutes les séquences d'imagerie, est proportionnel à la largeur de la bande de fréquence occupée par le signal, Δf :

$$e_B = C \cdot \Delta f \quad (7)$$

où C est une constante.

On en déduit d'après la relation (5) la relation de proportionnalité :

$$\text{RSB} \propto S \cdot (\pi T_2^*)^{1/2}$$

Si NEX représente le nombre d'acquisition du signal, le rapport signal sur bruit augmente dans la proportion $\text{NEX}^{1/2}$ et dépend par suite, d'après la relation (3), du temps total d'acquisition de l'image, TA, et du temps de répétition de la séquence, TR.

Pour comparer entre elles les différentes séquences d'imagerie on détermine pour chacune d'elle le rapport signal sur bruit par unité de temps ¹² :

$$RSB \propto \frac{S \cdot (\pi T_2^*)^{1/2}}{TR^{1/2}} \quad (8)$$

Cette relation est importante car elle montre que les séquences d'écho de spin, pour lesquelles le signal dépend de T_2 , présentent un meilleur rapport signal-sur-bruit que les séquences d'écho de gradient pour lesquelles le signal dépend de T_2^* qui est inférieur à T_2 (relation 1).

Finalement, pour une séquence d'imagerie et des paramètres tissulaires donnés, l'augmentation du rapport signal-sur-bruit peut être obtenue:

- en augmentant l'intensité du signal S donc la taille du pixel et l'épaisseur (e) de la coupe, ce qui a pour conséquence de diminuer la résolution spatiale et de majorer les effets de volume partiel.
- en augmentant le nombre d'excitation NEX, ce qui a pour conséquence d'allonger le temps d'acquisition de l'image (relation 3).
- en diminuant la bande passante du signal de résonance (relation 6) ce qui a pour conséquence de diminuer la résolution spatiale (relations 4 et 5).

I-2-1-3 Contraste.

Un paramètre important de la qualité de l'image est le rapport contraste sur bruit entre deux voxels V et V' de paramètres intrinsèques respectifs (ρ, T_1, T_2, T_2^*) et $(\rho', T_1', T_2', T_2'^*)$, dont l'expression est, compte tenu de la relation (8) :

$$C = \frac{S(\rho, T_1, T_2, T_2^*) - S(\rho', T_1', T_2', T_2'^*)}{(TR)^{1/2}} \quad (9)$$

Le contraste dépend des paramètres de la séquence d'imagerie et en particulier des temps de répétition TR et d'écho TE.

I-2-2 Contraste en IRM ¹³⁻¹⁷.

I-2-2-1 Contraste spontané - Influence des paramètres de séquence d'imagerie .

Si on considère par exemple une séquence d'imagerie d'écho de spin, l'évolution du signal en fonction du temps de répétition TR après une impulsion radiofréquence est représenté sur les graphiques de la figure 11.

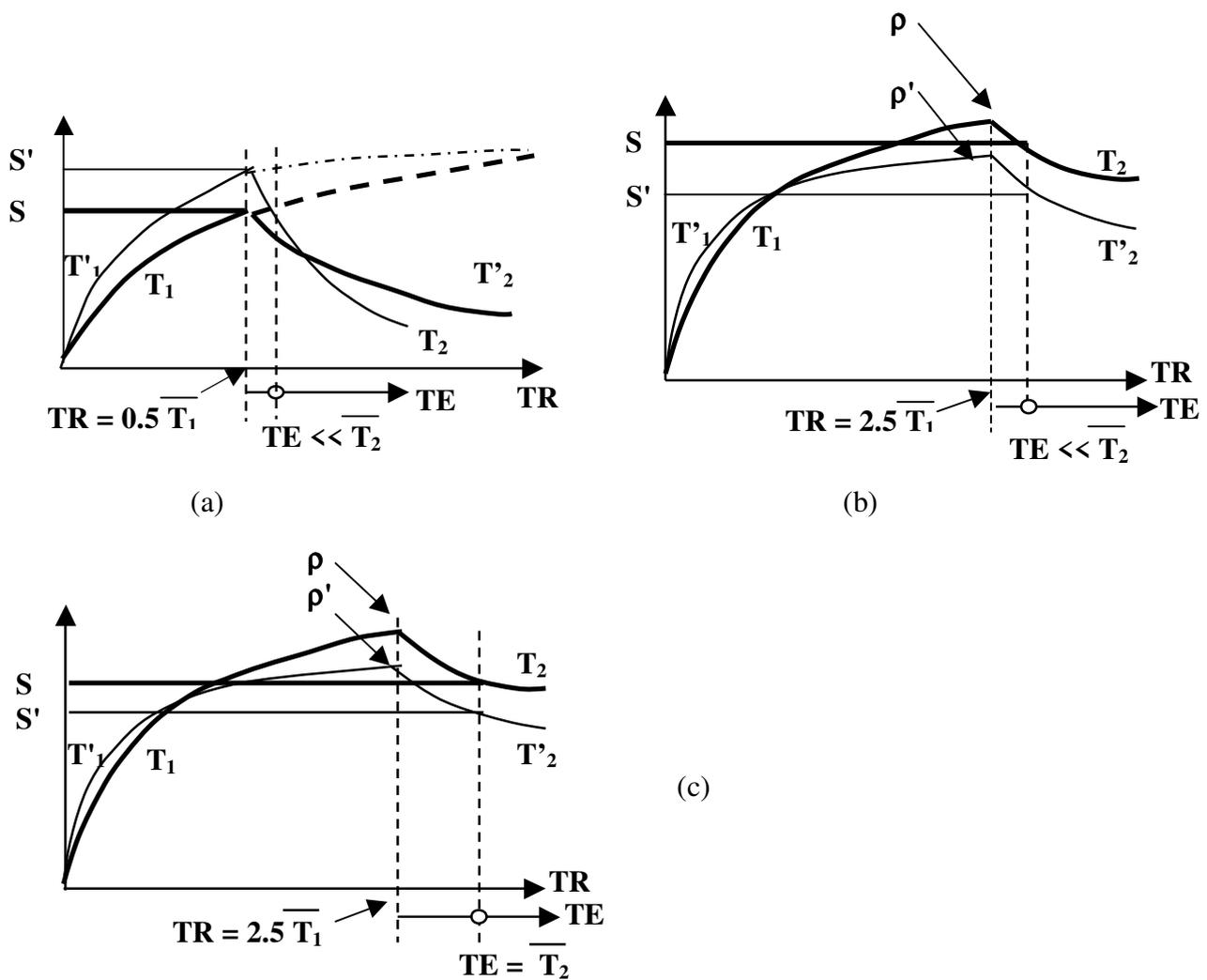


Figure 11. Contraste spontané de la séquence d'écho de spin.

- a- Pondération T_1 : $TR = 0,5 \cdot \overline{T_1}$, $TE \ll \overline{T_2}$.
- b- Pondération ρ : $TR = 2,5 \cdot \overline{T_1}$, $TE \ll \overline{T_2}$.
- c- Pondération ρ, T_2 : $TR = 2,5 \cdot \overline{T_1}$, $TE = \overline{T_2}$.

Pour des temps de répétition TR courts ($TR < \overline{T_1}$) et des temps d'écho courts ($TE < \overline{T_2}$) le contraste dépend principalement des différences de T_1 entre les voxels (Fig. 11a) et on obtient des images dites "pondérées T_1 ". Les quantités $\overline{T_1}$ et $\overline{T_2}$ sont les valeurs moyennes des temps de relaxation des deux voxels. Ainsi qu'on peut le déduire des relations 8 et 9 le contraste est maximum pour des valeurs TR de l'ordre de $0,5 \overline{T_1}$, soit $TR \sim 200-600ms$ pour les tissus biologiques. Si TE augmente il apparaît dans les images une "pondération T_2 " avec un contraste en T_2 qui est maximum pour $TE = \overline{T_2}$, soit $TE \sim 20-40ms$.

Pour des séquences de temps de répétition TR longs, $TR \sim 2,5 \overline{T_1}$, soit $TR \sim 2000-4000$ ms, le

contraste ne dépend plus de T_1 mais seulement de la différence de densité de proton. On obtient alors des images "pondérées en densité de proton, ρ " (Fig.11b) pour des valeurs de TE courtes, inférieures à $\overline{T_2}$. Pour des valeur de TE plus longues il apparaît une "pondération T_2 " qui est maximum pour $TE \sim \overline{T_2}$ (Fig. 11c).

Ainsi, pour des paramètres intrinsèques donnés, le contraste des images IRM dépend des valeurs des paramètres instrumentaux (TR et TE) choisies pour réaliser l'image, comme le montrent les exemples suivants correspondant aux deux types de séquence les plus utilisées en IRM, séquences d'écho de spin (SE) et d'écho de gradient (GE).

- Séquence d'écho de spin (ES).

Le signal de la séquence d'écho de spin (ES), est obtenu à partir de la relation 6 dans laquelle $\theta = 90^\circ$ et $T_2^* = T_2$. Les paramètres de séquence, $TR = 0,5 \overline{T_1}$ et $TE \ll \overline{T_2}$, conduisent à une image pondérée T_1 (figure 12a) dont le contraste est inversé par rapport à l'image pondérée T_2 (Figure 12b) acquise avec les paramètres de séquence, $TR = 2,5 \overline{T_1}$ et $TE = \overline{T_2}$. La figure 12c correspond à une image pondérée en densité de protons, ρ , avec les paramètres de séquence $TR = 2,5 \overline{T_1}$ et $TE \ll \overline{T_2}$.

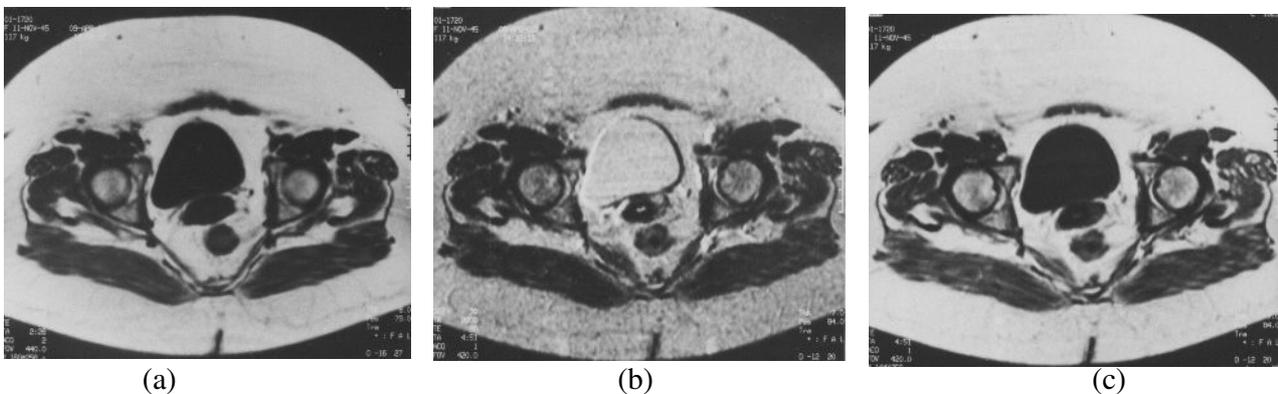


Figure 12. Contraste spontané de la séquence Spin Echo: Coupes transverses de pelvis

a- Pondération T_1 :TR = 447 ms ; TE = 15 ms.

b- Pondération T_2 :TR = 2000 ms ; TE = 90 ms

c-. Pondération ρ : TR = 2000 ms ; TE = 15 ms.

- Séquence Inversion Récupération (IR).

Cette séquence donne un excellent contraste en ρ et T_1 mais elle est moins employée en imagerie clinique que la séquence Spin-Echo car sa durée d'acquisition est longue. Elle est utilisée essentiellement en spectrométrie RMN et pour la mesure de T_1 . La séquence IR est composée d'une impulsion d'inversion 180° , suivie d'une impulsion 90° au temps TI, le signal d'écho étant obtenu au temps TE après une deuxième impulsion 180° .

L'expression du signal S est:

$$S(\text{IR}) = \rho [1 - 2e^{-\text{TI}/T_1} + e^{-\text{TR}/T_1}] e^{-\text{TE}/T_2} \quad (10)$$

TI (ms) est le temps d'inversion.

Le contraste dépend ici des 3 paramètres TR, TE et TI. A TI court, $\text{TI} \ll \overline{T_1}$, c'est-à-dire TI de l'ordre de 300 ms, le contraste est pondéré T_1 (Figure 13a).

Cependant l'image sera difficilement interprétable, d'une part en raison d'un faible rapport signal-sur-bruit et d'autre part du fait d'une possible inversion du contraste qui peuvent se produire pour de faible variation de T_1 entre les voxels pour $\text{TI} \sim 0,69 \overline{T_1}$ (figure 13b). Il n'est donc pas conseillé d'utiliser de telles valeurs de TI dans la pratique de l'imagerie. Par contre, des valeurs de TR et TI longues, $\text{TR} = 3,5 \overline{T_1}$ et $\text{TI} = 1,5 \overline{T_1}$, c'est-à-dire $\text{TR} \sim 2000-3000$ ms et $\text{TI} \sim 600-700$ ms, conduisent à des images fortement pondérées T_1 (figure 13c), plus facile à interpréter.

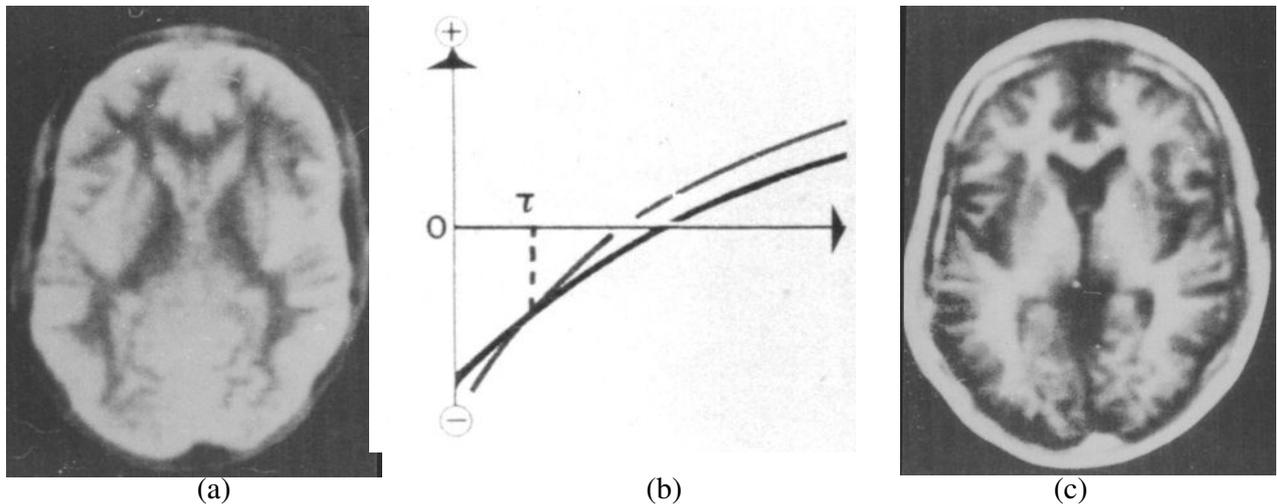


Figure 13 . Contraste spontané de la séquence Inversion Récupération.

Coupes transverses du crâne : a- TR = 2500 ms ; TI = 300 ms ; TE = 20 ms.

b- Variation du signal en fonction de TI.

c- TR = 2500 ms ; TI = 700 ms ; TE = 20 ms.

- Séquence d'écho de gradient (GE).

Dans ces séquences les spins sont refocalisés au moyen d'échos de gradient (Fig. 6) et non plus, comme précédemment, au moyen d'échos de spins. Elles permettent une acquisition rapide des images et sont donc utilisées avec des valeurs faibles du temps de répétition, $TR \ll \langle T_1 \rangle$, et du temps d'écho, $TE < 10ms$. Le signal est donc généralement faible et de plus il décroît rapidement, avec la constante de temps T^*_2 , car ces séquences sont sensibles aux hétérogénéités du champ magnétique de l'imageur. Pour optimiser l'intensité du signal (relation 6) on utilise en général des impulsions d'angle inférieur à 90° et le contraste dépend de TR et de l'angle d'impulsion θ .

Ainsi par exemple, pour une valeur donnée faible de TR ($\sim 100-200ms$), on obtient des images pondérées en densité de proton (figure 14a) pour des angles θ faibles ($\theta = 10-20^\circ$) et des images pondérées T_1 pour des valeurs de θ supérieures à 60° (figure 14b).

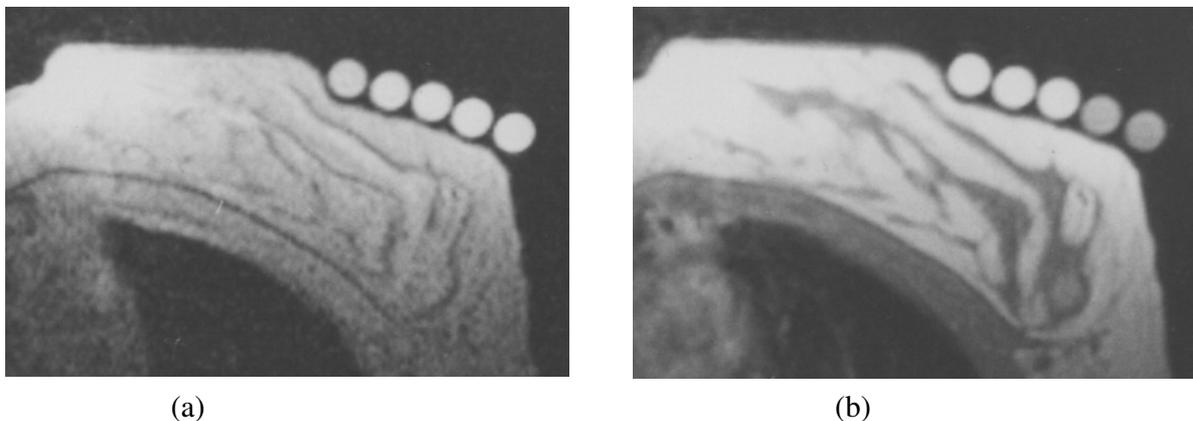


Figure 14. Contraste spontanée d'une séquence d'écho de gradient.

Coupes transverses de sein : a- Pondération ρ : $TR = 196 \text{ ms}$; $TE = 6 \text{ ms}$; $\theta = 10^\circ$.

b- Pondération T_1 : $TR = 196 \text{ ms}$; $TE = 6 \text{ ms}$; $\theta = 90^\circ$.

I-2-2-2 Optimisation du contraste en IRM en présence de produit de contraste :

L'utilisation d'agents de contraste comme modificateurs de la relaxation de l'eau tissulaire permet dans de nombreux cas d'accroître le contraste des images.

Les produits de contraste les plus utilisés sont des complexes paramagnétiques qui possèdent un moment magnétique permanent et qui augmentent les vitesses de relaxation R_i (l'inverse des temps de relaxation, $R_i = 1/T_i$) des noyaux d'hydrogène des molécules d'eau tissulaire proportionnellement à leur concentration dans le tissu selon la **relation effet-dose** ⁹:

$$R_i = R_{i0} + K_i D \quad (11)$$

R_{i0} (s^{-1}) et R_i sont respectivement les vitesses de relaxation longitudinale ($i = 1$) et transversale ($i = 2$) avant et après injection de produits de contraste, D ($mmol.kg^{-1}$) est la dose de produit de contraste injectée. Les coefficients K_i ($s^{-1}.mol^{-1}$) caractérisent l'agent de contraste et sa distribution du compartiment vasculaire vers les tissus étudiés.

L'effet d'un agent de contraste sur le contraste est difficile à prévoir. Il dépend de l'accroissement relatif des vitesses de relaxation longitudinale (ΔR_1) et transversale (ΔR_2) qu'il induit entre deux régions d'intérêt. Comme c'est le cas pour l'optimisation du contraste spontané, il existe des méthodes qui permettent d'optimiser la valeur du contraste en présence d'agent de contraste par un choix approprié des paramètres de la séquence d'imagerie¹⁷.

Ainsi, l'acquisition d'une image IRM nécessite d'optimiser les différents paramètres de la séquence d'imagerie qui influencent la qualité d'une image. Un choix approprié des paramètres de la séquence d'imagerie vise à réaliser le meilleur compromis pour obtenir, avec une durée d'examen raisonnable, des images présentant le rapport contraste-sur-bruit le plus élevé possible et une résolution spatiale adaptée à la région explorée et à la pathologie recherchée.

I-3 Aspects techniques^{8,10}.

Un système d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) Nucléaire est constitué principalement des éléments suivants (Fig. 15) :

- l'aimant qui crée le champ magnétique statique B_0 ,
- les bobines de gradients de champ magnétique statique qui produisent une variation de B_0 dans les trois directions de l'espace et permettent de coder spatialement le signal de RMN,
- les bobines de champ de radiofréquence (RF) qui génèrent un champ de radiofréquence B_1 tournant perpendiculaire et détectent le signal de RMN,
- le calculateur qui pilote les systèmes électroniques (i) d'émission et de réception des ondes de radiofréquence, (ii) de contrôle des impulsions des gradients, et qui gère les acquisitions, le traitement du signal et la reconstruction des images.

La qualité des images obtenues en routine clinique dépend de chacun des éléments de la chaîne de mesure et de leurs caractéristiques.

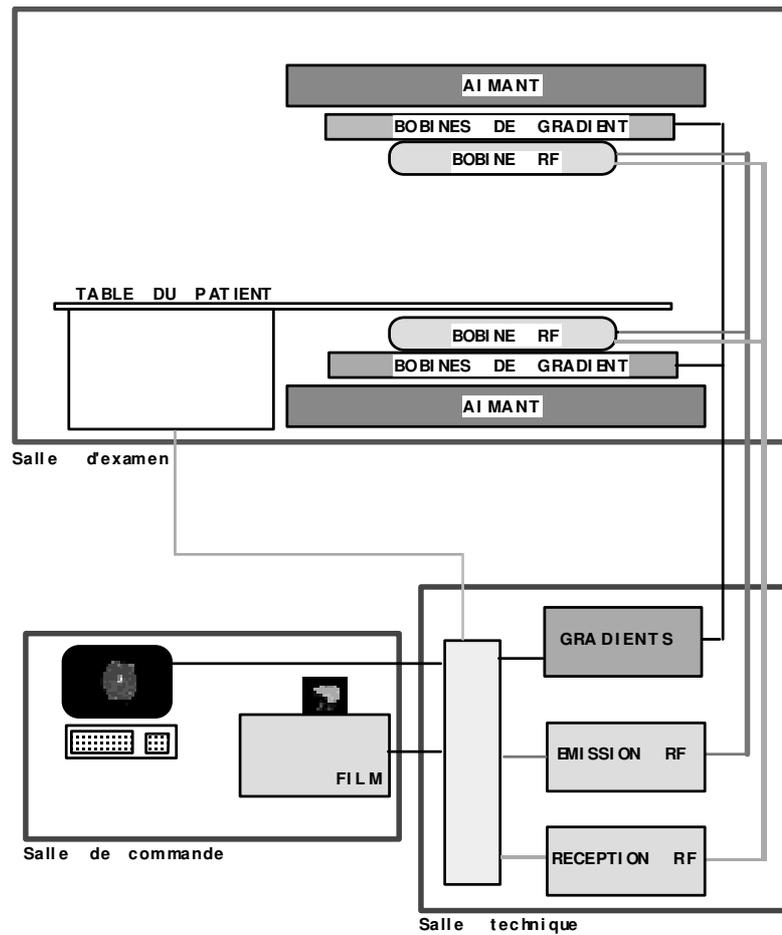


Figure 15. Configuration de base d'un imageur par résonance magnétique.

I-3-1 Le champ magnétique B_0 :

Les spécifications de l'aimant définissent la qualité du champ magnétique en termes de

- valeur du champ magnétique et stabilité
- type (résistif, supraconducteur, permanent) et " design "
- caractéristiques physiques (poids, taille, champ de fuite)
- homogénéité.

Les aimants utilisés en IRM créent des champs d'induction magnétique dont les valeurs varient de 0,1T à 3T. (1 Tesla = 10 000 Gauss (G). Le champ magnétique terrestre est de l'ordre de 0,5 G.

Les aimants permanents sont limités à 0,4T et les aimants résistifs (électro-aimants) à 0,15T, au-delà c'est le domaine des aimants supra-conducteurs.

Les aimants supra-conducteurs sont des électroaimants construits avec des fils supraconducteurs dont la résistance est proche de zéro quand ils sont refroidis à la température de l'hélium liquide (4,2 Kelvin soit -269°Celsius). Les pertes par effet Joule (échauffement) sont alors négligeables et il est possible de faire circuler dans les enroulements des courants intenses et d'obtenir des champs magnétiques élevés, supérieurs au Tesla, dans de grands volumes. Ces aimants sont construits sous forme de solénoïde à axe horizontal à l'intérieur duquel s'allonge le patient. Les aimants actuellement utilisés sur les imageurs corps entier ont un champ allant de 0,15T à 8T. En pratique hospitalière, les champs sont 1T, 1,5T ou 3T.

Les caractéristiques de l'aimant sont importantes en termes de dimension du site et de coût d'installation. Ceci dépend bien sûr de l'environnement et du type de l'aimant. Un aimant permanent est plus lourd qu'un aimant supra-conducteur, mais ces derniers devront être blindés pour réduire les champs de fuite. Actuellement, les aimants sont équipés d'un blindage actif qui a pour but de confiner les lignes de champ au voisinage de l'aimant et limiter ainsi les contraintes d'installation.

La stabilité du champ magnétique délivré par l'aimant est un facteur essentiel de la qualité de l'image. Les variations de champ dans le temps doivent être très inférieures aux temps d'acquisition des images d'IRM. Il est donc important de vérifier la stabilité de l'aimant en effectuant des mesures répétées du champ magnétique, par exemple en comparant le signal de séries d'échos de spin et d'échos de gradient sur plusieurs minutes.

L'homogénéité du champ magnétique est un facteur essentiel qui conditionne la qualité des images. Si le champ magnétique n'est pas homogène, la localisation sur l'image sera incorrecte, puisque le codage spatial est réalisé grâce à des variations contrôlées du champ magnétique, de plus l'uniformité du signal et l'épaisseur de coupe seront affectées par l'hétérogénéité du champ magnétique. L'homogénéité se mesure par la variation relative du champ magnétique dans l'espace et s'exprime en ppm (partie par million) sur un volume d'intérêt. Elle est améliorée par des ajustements mécaniques et/ou électriques et doit être inférieure au ppm sur la tête ou le corps du patient.

I-3-2 Les gradients de champ magnétique.

Les bobines de gradients sont utilisées pour faire varier linéairement le champ magnétique B_0 selon les trois directions de l'espace x, y, z (Figure 16):

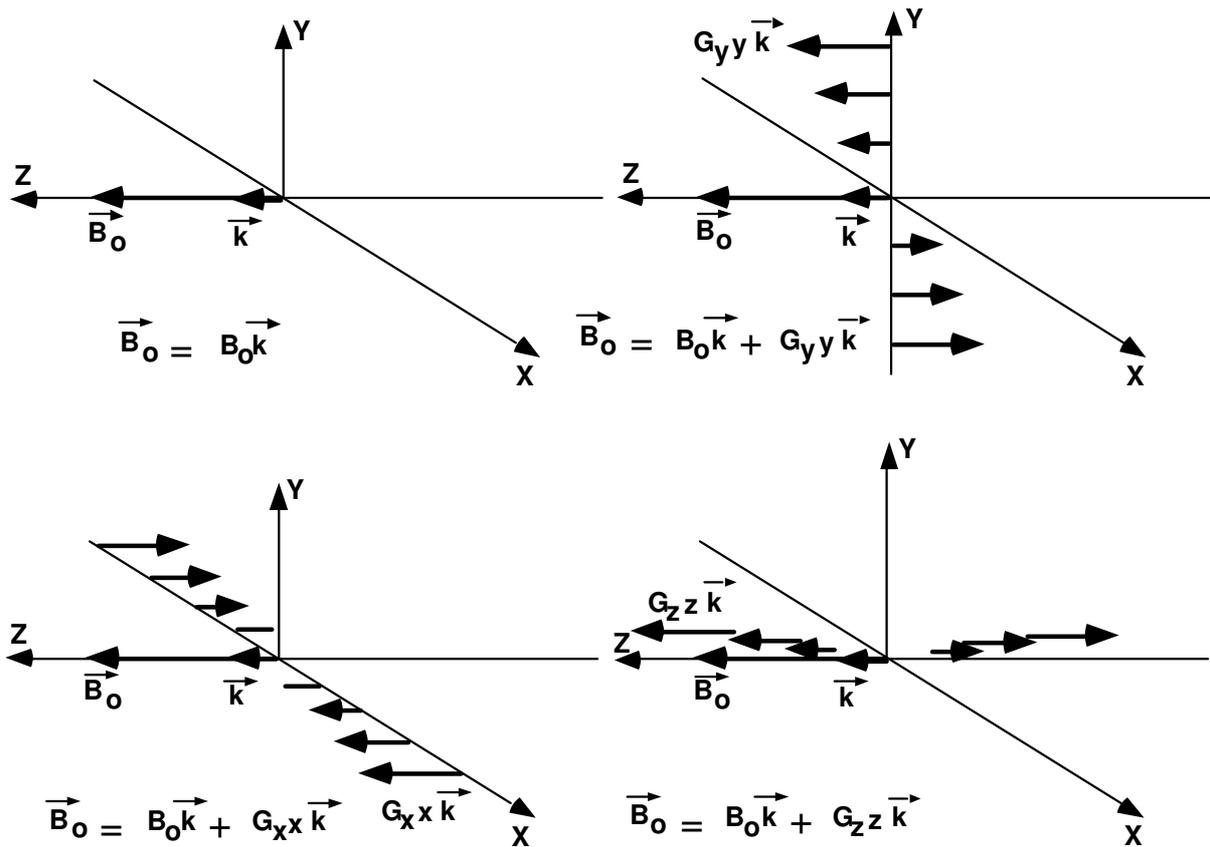


Figure 16. Champ magnétique B_0 et gradients de champ G_x , G_y et G_z colinéaires à B_0 .

Les gradients de champ sont produits par des courants appliqués aux trois ensembles de bobines de gradients pendant des périodes de durées finies et contrôlées. Les gradients de champ magnétique sont utilisés pour coder spatialement le signal, soit par un codage de la phase, soit par un codage de la fréquence, en association ou non avec les impulsions sélectives de radiofréquence. Ils créent des variations de champ magnétique en fonction des trois directions de l'espace, parallèles au champ statique principal. Ils sont caractérisés par leur intensité maximale exprimée en mT/m, leur temps de commutation minimum ou temps de montée (en ms) et le rapport amplitude maximale / temps de montée qui détermine la vitesse de commutation des gradients (en mT/m/sec).

Les commutations de courants dans les bobines de gradient sont à l'origine de vibrations mécaniques induisant des ondes sonores et le bruit caractéristique de fonctionnement d'une machine d'IRM.

Si l'aimant est supraconducteur, les bobines de gradient sont construites sur un cylindre coaxial à l'aimant, la bobine G_z est une bobine de type Helmholtz dont les deux bobinages sont parcourus par des courants de direction opposée, les bobines G_x et G_y sont construites avec des paires de bobines en huit (Figure 17).

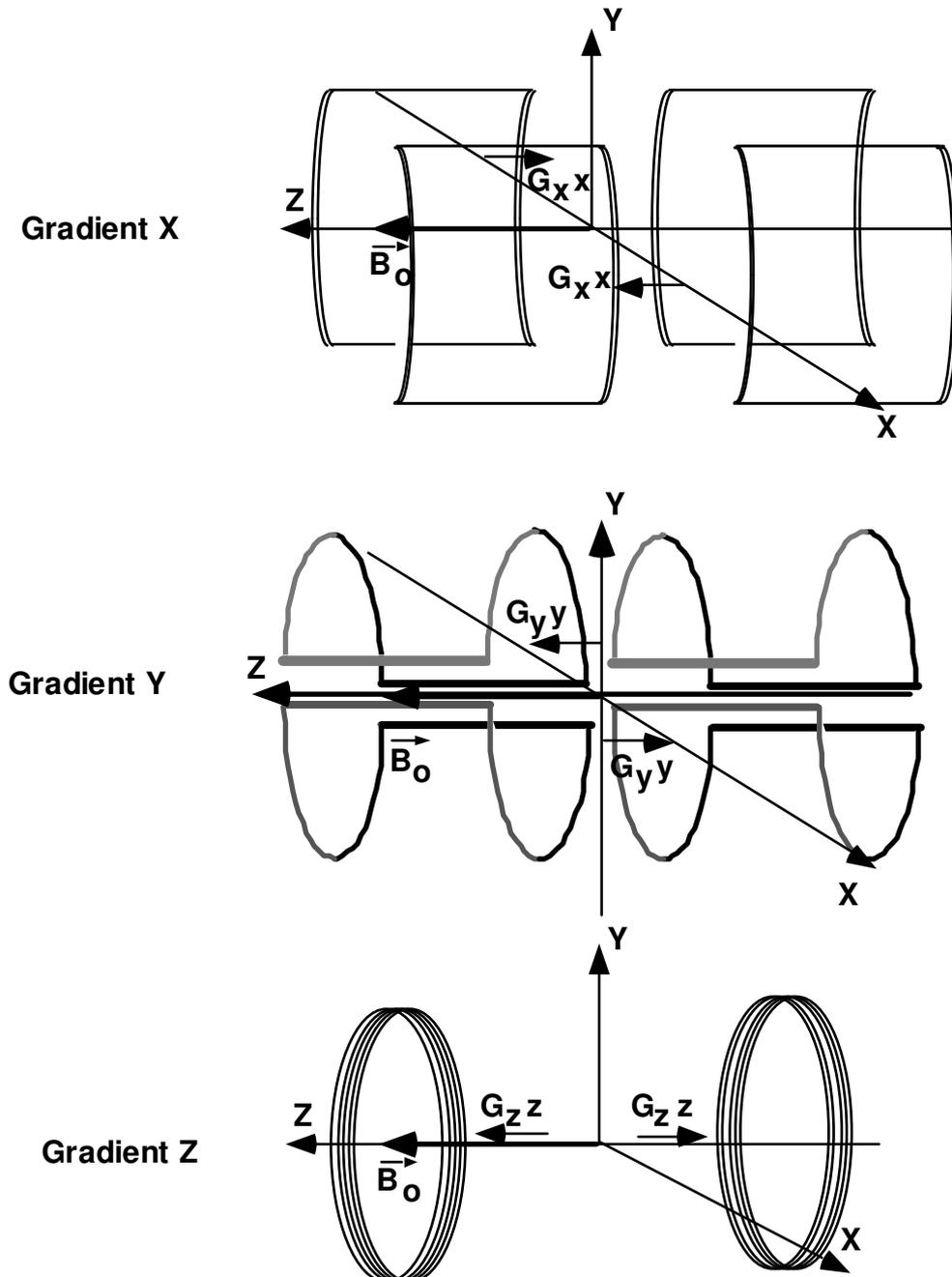


Figure 17. Bobines de gradients X, Y et Z pour un aimant supraconducteur.

Les commutations de courant dans les bobines de gradients entraînent des variations de champ magnétique qui induisent des courants de Foucault dans les structures métalliques du cryostat de l'aimant. Ces courants créent des champs magnétiques qui tendent à s'opposer au champ magnétique qui leur a donné naissance et entraînent ainsi des artefacts sur les mesures du signal. Une mise en forme des impulsions de courants dans les bobines de gradients permet de limiter ces perturbations. Actuellement, des bobines de blindage actif associées aux bobines de gradients suppriment les courants de Foucault en reproduisant leur configuration et en compensant leurs effets.

La qualité de l'image est liée à la linéarité spatiale des bobines de gradient, à la correction des courants de Foucault, à la stabilité des alimentations des bobinages, aux vitesses de commutation (valeur maximale / temps de commutation). Des gradients non linéaires provoquent des distorsions sur l'image et la rendent non uniforme.

I-3-3 La chaîne de radiofréquence.

Pour les valeurs du champ magnétique statique délivré par les aimants utilisés en pratique la fréquence des ondes de résonance ($\sim 42,6 \text{ MHz/T}$) appartient au domaine des radiofréquences (RF), ce qui justifie la terminologie employée.

La chaîne (RF) se compose d'une partie émettrice des impulsions de résonance et d'une partie réceptrice du signal de RMN. La bobine (ou antenne) d'émission génère le champ de radiofréquence tournant B_1 perpendiculairement à B_0 qui induit le phénomène de résonance. Réception du signal de RMN peut être assurée par la même antenne qui fonctionne alors en mode émetteur- récepteur, soit par une antenne différente. L'antenne est à l'interface entre le patient et l'aimant.

I-3-3-1 Emission RF.

La chaîne d'émission est constituée d'un synthétiseur de fréquence, suivi d'un modulateur d'amplitude, puis d'un émetteur de puissance RF.

La fréquence de l'onde RF doit être stable et parfaitement contrôlée et l'émetteur de puissance doit être linéaire quelque soit la puissance RF de sortie.

La puissance de crête de l'impulsion RF délivrée à l'antenne est de l'ordre de 1 kW à 20 kW.

La valeur correspondante du champ tournant B_1 de résonance est de l'ordre de 2 à 20 μT (microTesla) et la durée d'application est de l'ordre 0,1ms à 100ms selon le type de séquence d'imagerie. Les impulsions de radiofréquence sont calibrées pour chaque examen.

La calibration est propre à chaque antenne qui est caractérisée par son coefficient de surtension Q (ou facteur de qualité) en présence de l'échantillon ou du patient. Les antennes sont construites et optimisées pour obtenir le coefficient de surtension maximum et par suite le meilleur rapport signal-sur-bruit. Le coefficient de surtension Q de l'antenne est égal au rapport de l'énergie stockée dans la bobine à l'énergie perdue par cycle. En IRM, la valeur de Q dépend principalement de la puissance dissipée dans le sujet du fait de sa conductivité électrique plutôt qu'aux pertes dans la bobine elle-même. Ainsi lorsque le sujet est introduit dans l'imageur, il charge l'antenne et pour créer un champ B_1 donné, il faut un courant plus intense que celui qui est nécessaire pour le fonctionnement à vide.

I-3-3-2 Réception RF.

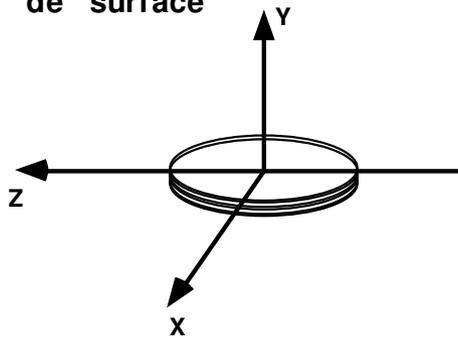
La chaîne de réception a pour point de départ l'antenne RF qui est accordée à la fréquence de résonance des spins. Le signal est pré-amplifié, démodulé, filtré, il est ensuite numérisé dans le convertisseur analogique numérique (CAN ou ADC analog digital converter) pour être traité.

I-3-3-3 Antenne RF.

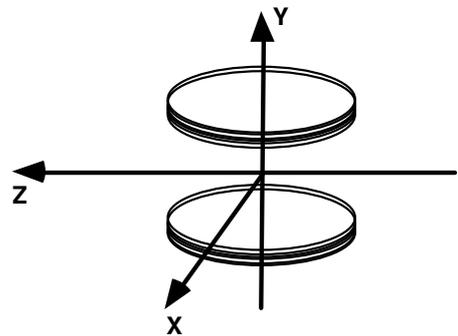
Pour obtenir le meilleur rapport signal-sur-bruit, l'antenne est adaptée à la nature de l'examen à réaliser. Le choix de l'antenne dépend de la zone anatomique étudiée, en particulier pour les antennes utilisées en réception, les dimensions de l'antenne doivent être ajustée à la zone étudiée afin d'optimiser son coefficient de remplissage qui correspond au rapport de l'énergie stockée dans l'échantillon à l'énergie totale stockée par la bobine. Le volume de l'antenne doit être le plus proche du volume observé.

Dans le cas des aimants supraconducteurs, on peut distinguer différentes familles d'antennes (figure 18):

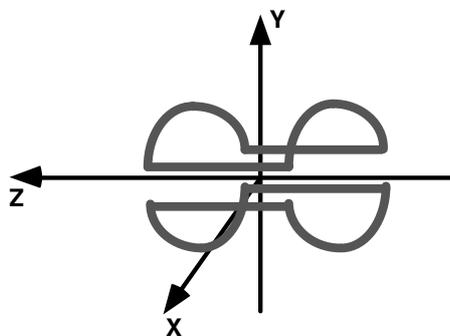
bobine de surface



bobine de Helmholtz



bobine selle de cheval



bobine cage d'oiseau

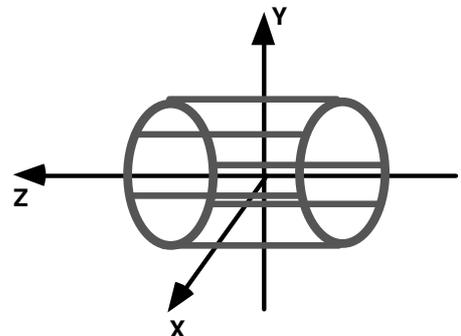


Figure 18. Différentes types de bobines RF.

L'antenne la plus simple est la bobine de surface qui est formée de spires circulaires ou rectangulaires placées au contact de la région étudiée mais leur sensibilité diminuant avec la profondeur, le champ tournant qu'elle génère est hétérogène.

Les bobines de Helmholtz (deux bobines de surface en vis à vis) peuvent être utilisées pour créer un champ plus homogène, l'adaptation géométrique à la forme cylindrique (requis pour les aimants supraconducteurs) conduit aux bobines en forme de selle de cheval (saddle coil). Ces antennes ne sont pas adaptées pour réaliser des images de qualité sur des volumes excentrés (les lignes de champ étant déviées en bordure d'antenne). Ce problème a été résolu avec les bobines en cage d'oiseau (bird cage).

Actuellement, les antennes utilisées en IRM sur de grands volumes sont de type cage d'oiseau, comme l'antenne corps fixée à demeure sur un cylindre accolé aux bobines de gradients.

L'antenne corps est intégrée dans la structure de l'imageur (aimant, bobines de gradients. Elle est utilisée en mode émission-réception ou en émission seule quand elle est associée à des antennes dédiées qui ne fonctionnent alors qu'en réception.

Des antennes adaptées à l'anatomie sont généralement disponibles, ce sont :

- des antennes de type cage d'oiseau, comme l'antenne tête, l'antenne genou, (en réception ou émission-réception),
- des antennes souples de type bobine de surface pour les hanches, les épaules qui se placent aisément autour de la région à étudier (en réception),
- des antennes en réseaux phasés (phased array coils) utilisées en réception qui sont en fait un ensemble d'éléments d'antenne indépendants (ayant chacune leur chaîne de réception) qui couvre ainsi une grande zone anatomique en optimisant de proche en proche le coefficient de remplissage, la recombinaison des images obtenues donne une image d'excellente qualité sur un grand champ de vue.

La qualité de l'antenne dépend de son coefficient de surtension (propre à l'antenne). La qualité du signal dépend du choix de l'antenne à l'émission (homogénéité du champ radiofréquence) et celui de l'antenne à la réception en optimisant son coefficient de remplissage. Enfin, l'optimisation du rapport signal sur bruit implique également le réglage du gain de la chaîne de réception.

Au cours d'un examen d'IRM, le patient reçoit par l'intermédiaire de l'antenne d'émission une quantité d'énergie radiofréquence qui est contrôlée pour éviter tout risque d'échauffement des tissus.

Le coefficient d'absorption spécifique (ou SAR: specific absorption rate) mesure la quantité d'énergie radiofréquence par unité de temps et par kilogramme de poids corporel et doit être inférieur aux valeurs suivantes :4W/kg pour tout le corps, 3W/kg pour la tête, 12W/kg pour les extrémités.

I-3-4 L' informatique.

L'imageur est piloté par un ordinateur qui joue le chef d'orchestre pour l'acquisition et le traitement des données. Il pilote la chaîne d'émission RF, les impulsions de gradients et la chaîne de réception et les algorithmes de reconstruction d'images.

Il doit être puissant et rapide et à cet effet il dispose très souvent de cartes informatiques dédiées propres à chaque constructeurs, en particulier pour l'exécution des transformées de Fourier rapides (FFT) nécessaires à la reconstruction des images.

Le contrôle de la qualité de l'image IRM doit permettre d'évaluer les paramètres suivants :

- résolution spatiale (dans toutes les directions),
- linéarité spatiale, épaisseur de coupe, profil de coupe, position de la coupe,
- rapport signal-sur-bruit et rapport contraste-sur-bruit,
- artefacts.

La qualité de l'image est largement dépendante des éléments techniques de l'IRM (aimant, gradient, antennes) mais également des outils informatiques disponibles (filtres digitaux, algorithmes de traitement et de reconstruction d'image, correction des distorsions,...).

I-4 Artefacts et principaux défauts des imageurs par IRM ¹⁸⁻²⁰.

La présence d'artefacts en IRM peut nuire à la qualité et l'interprétation des images. L'origine des artefacts doit être connue pour les éliminer et obtenir des images interprétables, ils peuvent être regroupés en deux catégories : les artefacts liés au patient et les artefacts inhérents au système d'acquisition.

Les principaux artefacts liés au patient sont les artefacts de mouvements volontaires ou physiologiques, ou à la présence de matériel métallique implanté ou externe.

Les artefacts liés au mode d'acquisition du signal d'IRM sont de plusieurs ordres: ceux propres à la technique d'IRM, artefacts de susceptibilité magnétique, de déplacement chimique, d'excitation croisée et ceux dus aux modalités de traitement du signal et de l'image, artefacts de troncature, les artefacts de repliement et d'erreur d'échantillonnage.

Pour chaque type d'artefacts, les causes, les effets sur l'image et les solutions quand elles existent sont détaillés ci-après.

I-4-1 Artefacts liés au patient.

I-4-1-1 Artefacts de mouvement.

Les causes : L'IRM est une méthode d'imagerie relativement longue et de ce fait très sensible à tous les mouvements volontaires ou involontaires du patient qui génèrent des perturbations d'autant plus importantes qu'elles sont dans le champ de vue de l'antenne :

- Respiration
- Battements cardiaques
- Circulation sanguine
- Mouvements oculaires
- Mouvements de déglutition
- Parole
- Agitation du patient

Les conséquences : L'acquisition totale de l'image n'est pas instantanée, elle nécessite un codage en fréquence (quelques ms) répété après chaque codage de phase (quelques dizaines de ms). Les mouvements perturbent principalement le codage de phase qui introduisent du flou dans l'image, et sont également responsables d'images fantômes et de traînées (Fig.19a).

Les solutions : Si les mouvements varient périodiquement lors de l'acquisition d'une ligne à la suivante (respiration, battements cardiaques) la synchronisation du mouvement (« gating », Fig.19b) permet de limiter leur effet mais le temps d'acquisition des images s'en trouve généralement augmenté.

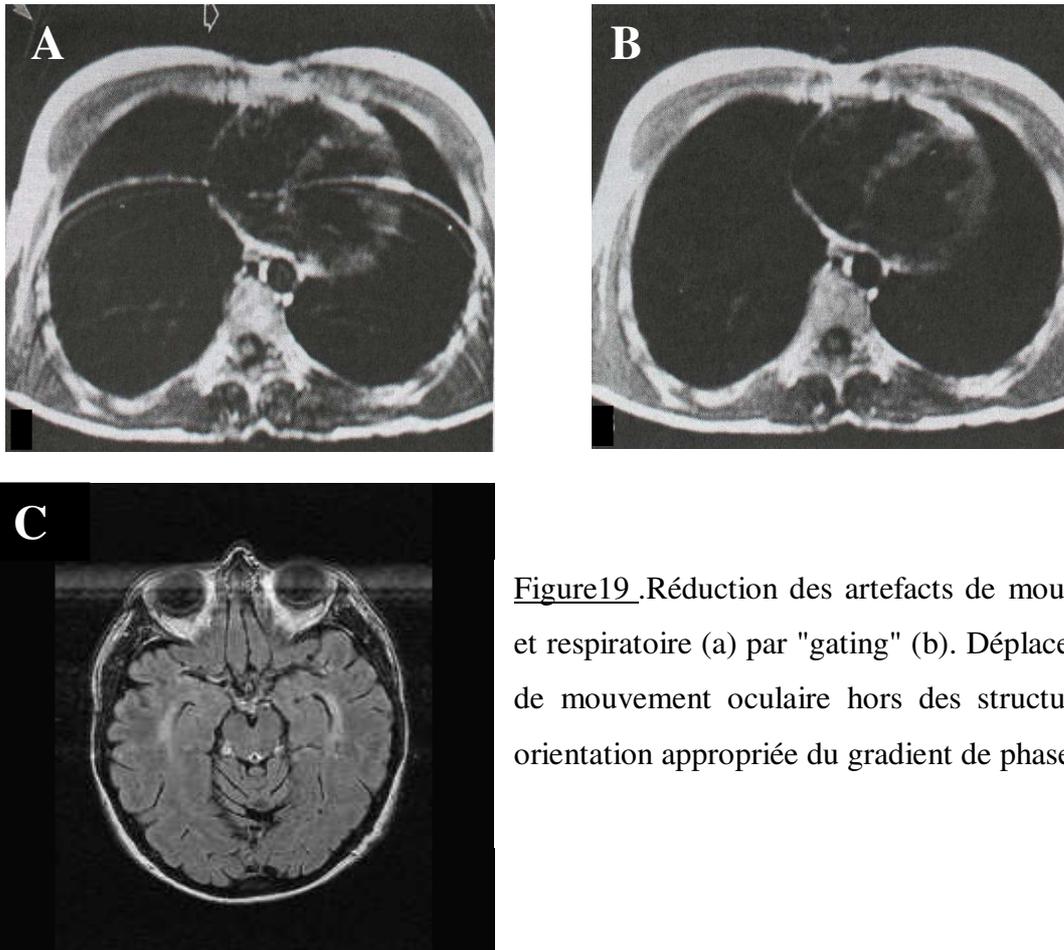


Figure 19. Réduction des artefacts de mouvements cardiaque et respiratoire (a) par "gating" (b). Déplacement des artefacts de mouvement oculaire hors des structures cérébrales par orientation appropriée du gradient de phase et de lecture (c).

On peut également utiliser des séquences rapides en apnée ou des séquences instantanées mais ici la rapidité d'acquisition dégrade le rapport signal-sur-bruit.

Si les mouvements ne sont pas périodiques (agitation, mouvements oculaires, flux sanguin) le codage est défectueux et des traînées continues apparaissent sur l'image dans le sens du codage de phase.

Une solution pour limiter les traînées gênantes sur une zone d'intérêt, est d'échanger les gradients de phase et de lecture pour basculer ainsi la traînée de 90 degrés, cette méthode (swap) est par exemple utilisée en imagerie cérébrale pour éviter les artefacts liés aux mouvements oculaires (Fig. 19c).

La réalisation de coupes de présaturation parallèle au plan de l'image permet aussi de limiter les artefacts de mouvement en saturant par exemple le signal du sang entrant dans le plan de l'image ou le signal issu de zones en mouvement de la paroi abdominale.

I-4-1-2 Artefacts métalliques.

Les causes : Tout corps ferromagnétique porté par le patient (bijoux, ceinture, piercing, patch, ceinture, fard à paupière, dentier, prothèse auditive, ...) ou implanté (prothèse dentaire, clips chirurgicaux, valve de dérivation, éclats métalliques, trace de métal suite à des forages chirurgicaux, prothèse implantée,..) entraîne des distorsions locales des lignes de champ magnétique.

Les conséquences : Les distorsions locales des lignes de champ entraînent des déformations de l'image, zone sombre sans signal ou moirée très caractéristiques (Fig. 20). Les distorsions locales des lignes de champ entraînent des déformations de l'image, zone sombre sans signal ou moirée très caractéristiques, d'autant plus importantes que le métal est dans le champ de vue de l'antenne. Ces distorsions peuvent même empêcher l'accord de l'antenne et donc le démarrage de la séquence. Elles sont d'autant plus importantes que le métal est dans le champ de vue de l'antenne.

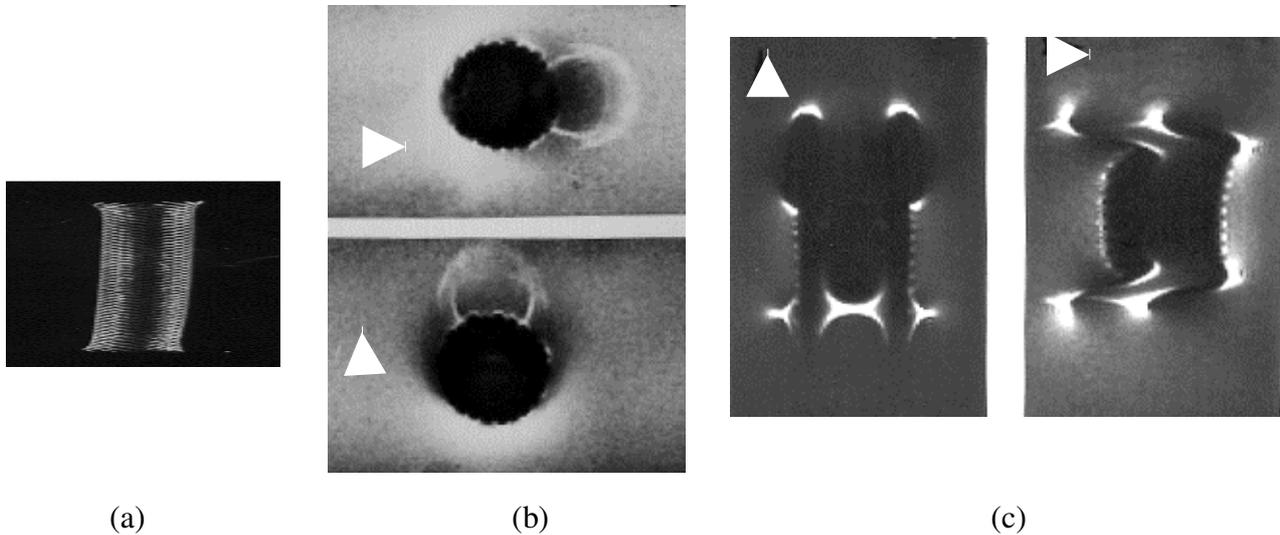
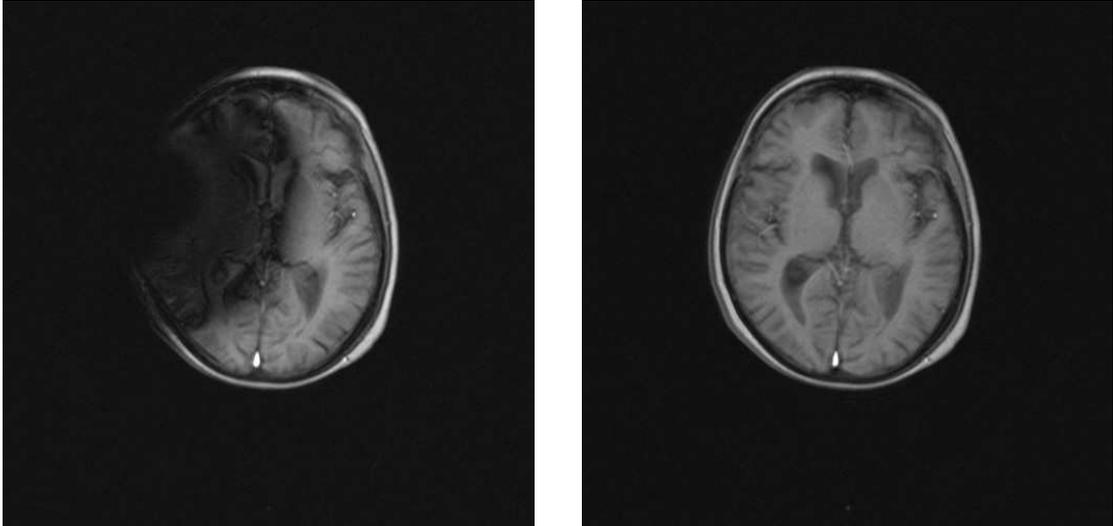


Figure 20. Image d'une endoprothèse vasculaire métallique type wallstend (a) en fonction de l'orientation du gradient de lecture (\blacktriangleright) et du plan de coupe: (b) coupes transverses, (c) coupes sagittales.



(a)

(b)

Figure 21. (a) : IRM cérébrale chez une patiente portant une épingle à cheveu, (b) même coupe IRM après retrait de l'épingle.

Les solutions : Les contre-indications à l'IRM pour le patient ayant été vérifiées, il est absolument nécessaire de retirer tout objet métallique porté par le patient (Fig.21). Si la présence de métal est inévitable mais compatible avec un examen d'IRM, on utilisera de préférence des séquences d'écho de spin moins sensibles aux hétérogénéités de champ que les séquences d'écho de gradient.

I-4-2 Artefacts liés au système d'imagerie.

I-4-2-1 Artefacts de déplacement chimiques.

Les causes : Ce type d'artefacts est dû à la différence de fréquence de résonance des protons de l'eau (4,7 ppm) et des protons des lipides (1,2 ppm). Cette différence entraîne une erreur de codage spatial du signal.

Les conséquences : L'image des protons de l'eau est décalée par rapport à l'image des protons des graisses, ce qui crée une interface eau/graisse d'autant plus visible sur les images que le champ magnétique de l'imageur est plus élevé, ainsi par exemple l'écart en fréquence entre les protons de l'eau et ceux des graisses est de 200 Hertz. à 1,5 Tesla.

Les solutions : Pour limiter ce décalage on utilise des séquences à bande passante élevée ce qui limite la variation de fréquence sur l'étendue du pixel (Hz/pixel) et par suite limite l'écart de fréquence entre les pixels correspondant à l'eau et à la graisse.

L'augmentation de la bande passante est obtenue en augmentant l'intensité des gradients mais s'accompagne d'une augmentation du niveau de bruit dans les images (relations 4,5,6).

On peut utiliser des séquences qui permettent de séparer les signaux correspondant aux protons de l'eau et à ceux des graisses (séquences fat-sat).

I-4-2-2 Artefacts de susceptibilité magnétique.

Les causes : La susceptibilité magnétique des tissus est différente et crée des gradients locaux de champ magnétique aux interfaces (eau/air/os). Les spins soumis à ces gradients précessent à des fréquences différentes et les signaux de RMN émis sont très faibles voire nuls. Cette perte de signal est plus importante avec les séquences d'écho de gradient qui, contrairement aux séquences d'écho de spin, ne compensent pas les hétérogénéités magnétiques.

Les conséquences : Des zones de signaux hypo-intenses apparaissent aux interfaces de changement de milieu de susceptibilité magnétique différentes.

Les solutions : Il est préférable d'utiliser des séquences d'écho de spin, de réduire le temps d'écho et d'augmenter la résolution spatiale.

I-4-2-3 Artefacts de troncature (ou phénomène de Gibbs)

Les causes : Tous les changements abrupts de signal entraînent un mauvais échantillonnage car il n'est pas possible d'échantillonner le signal avec un nombre infini de fréquences (bande passante infinie), les données issues des zones de transition brutale sont alors tronquées.

Les conséquences : Sur les images apparaissent des oscillations périodiques parallèles aux interfaces des tissus.

Les solutions : Ces artefacts sont atténués si on augmente la matrice d'acquisition (donc la résolution spatiale) mais cela entraîne une augmentation du temps d'examen. L'utilisation de filtres permet de réduire les oscillations des contours mais au détriment de la résolution.

I-4-2-4 Artefacts de repliement .

Les causes : La zone à observer est bien contenue dans le volume sensible de l'antenne mais le champ de vue sélectionné est inférieur à cette zone (Fig.22).

Les conséquences : Les signaux issus des parties extérieures au champ de vue détectés par l'antenne apparaissent sur l'image du côté opposé à leur position sur l'objet et il se superposent à l'image. L'image apparaît "repliée".

Les solutions : Il faut d'abord vérifier la taille du champ de vue dans les 2 directions. Soit on élargi le champ de vue, soit on utilise des techniques de sur-échantillonnage dans la direction du codage de la fréquence et dans la direction de codage de la phase sans modifier la taille du pixel afin d'analyser correctement toutes les fréquences contenues dans le signal capté par la bobine. Il est possible d'utiliser des bandes de présaturation pour supprimer le signal qui pourrait se replier dans l'image et qui n'a pas d'intérêt clinique.

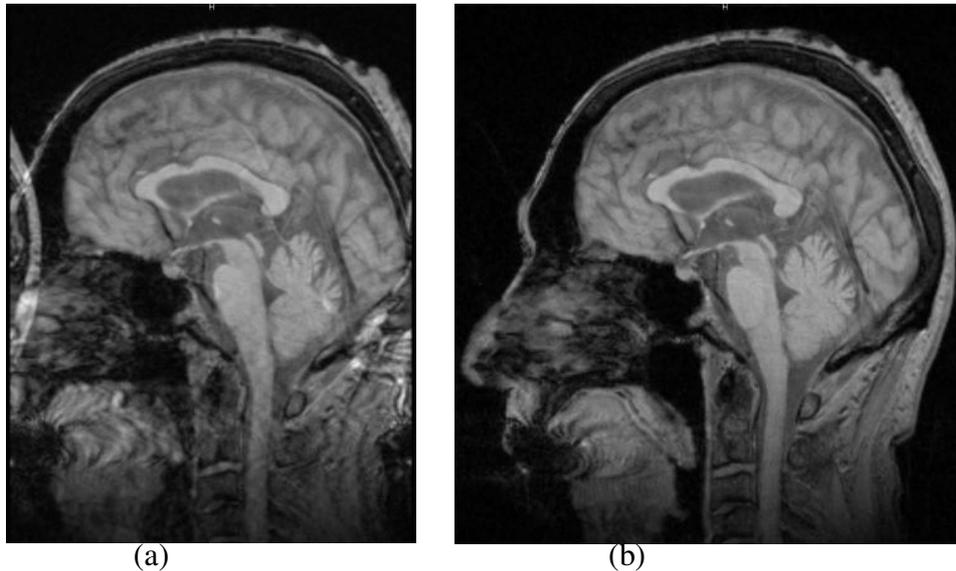


Figure 22 . (a): Artefact de repliement par mauvais choix du champ de vue.

(b) : Suppression de l'artefact par agrandissement du champ de vue.

I-4-2-5 Artefacts liés aux imperfections de l'appareil d'imagerie.

Des hétérogénéités magnétiques concernant le champ magnétique statique B_0 et le champ radiofréquence B_1 altèrent l'uniformité du signal au niveau de l'image. Il faut s'assurer du bon réglage de l'homogénéité de ces champs magnétiques et de la qualité de l'antenne. Enfin, pour s'affranchir des interférences radiofréquences qui provoquent sur l'image des lignes en hyper-signal, il faut s'assurer que la cage de Faraday qui entoure l'imager est conforme aux spécifications électromagnétiques.

Chapitre II. Contrôle de qualité.

II-1 Aspects réglementaires.

Dans le cadre de l'utilisation d'une imagerie multimodale pour l'établissement de plans de traitement en radiothérapie (IRM, TDM,...) le physicien médical peut être amené à consulter les registres de contrôle de qualité des dispositifs d'imagerie et à mettre en place des procédures de contrôle de qualité relatif à son domaine de compétence.

Les appareils d'imagerie par RMN sont « **des dispositifs médicaux** » dont la liste a été définie par **l'arrêté du 3 Mars 2003**. A ce titre ils sont soumis à différentes obligations (Fig.23) :

- obligation de disposer d'un **certificat attestant leurs performances** « établi par le fabricant lui-même ou par des organismes désignés par l'Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé » (**article L665-4** du code de la santé publique) qui impose à « **l'exploitant** » (**décret n°2001-1154** du 5 Décembre 2001) de connaître le niveau de performances de son appareil.
- obligation de signalement d'incidents dans le cadre d'une procédure de matériovigilance (**article L 665-7**).
- obligation faite à l'exploitant « **de maintenance et de contrôle de qualité des dispositifs médicaux** » prévus aux articles **L 665-5** et **L.5212-1** du code de la santé publique.

Le décret d'application n° 2001-1154 précise notamment que « les dispositifs médicaux nécessaires à la production et à l'interprétation des images radiodiagnostic » (cas des imageurs par RMN) sont soumis à l'obligation de :

- maintenance.
- « contrôle de qualité interne réalisé par l'exploitant ou sous sa responsabilité ».
- « contrôle de qualité externe réalisé par un organisme indépendant ».

L'ensemble de ces obligations impose la mise en place « d'un socle organisationnel minimum pour l'exploitant », en particulier la tenue d'un registre par dispositifs médicaux permettant de tracer les opérations de maintenance et de contrôle de qualité.

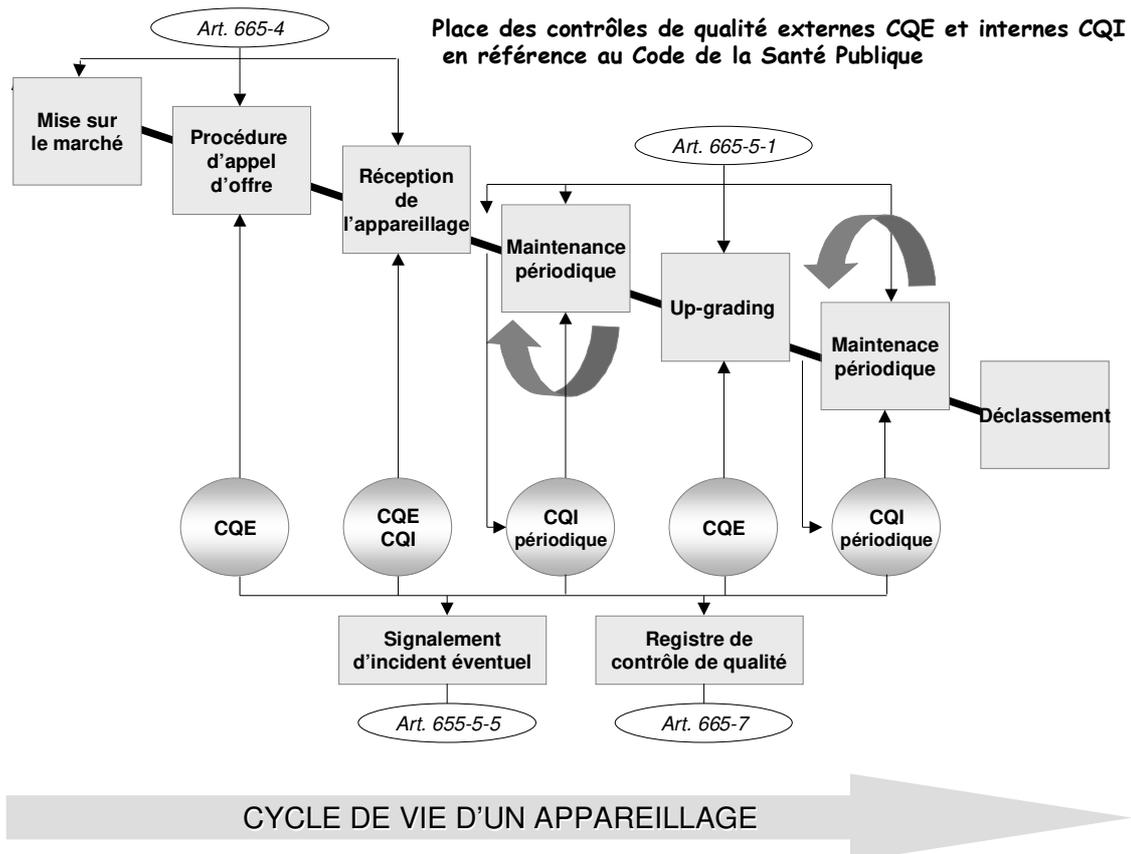


Figure 23. Place des contrôles de qualité externes (CQE) et internes (CQI) en référence au code de la santé publique.

II-2 Etat de l'art ²¹⁻⁴³

II-2-1 Objectifs des contrôles de qualité.

- Mise en place de procédures de tests.
- Détection des variations de performances des systèmes IRM par rapport aux spécifications de l'installation ("acceptance").
- Compréhension et correction des artéfacts.

II-2-2 Modalités de l'assurance qualité.

On distingue 2 types de procédures:

- **Procédure d'acceptance**: concerne le fabricant de l'IRM qui doit assurer la mise en œuvre de tests qui attestent que les performances de la machine sur site sont dans les spécifications d'installation.

- Contrôle de qualité périodique (CQP) : concerne le suivi des performances de l'appareil dans le cadre de l'utilisation. Il est réalisé, sous la responsabilité de l'utilisateur titulaire de l'autorisation (chef de service de radiologie, chef du service biomédical,...), par soit le constructeur (contrat de maintenance) soit par les services biomédical (maintenance partagé). Ce contrôle, autrefois réalisé au moyen d'objets-tests multi-compartimentaux (Fig. 24a), utilise actuellement des objets-tests homogènes propres à chaque constructeur (Fig. 24b). Une procédure écrite décrit le processus, les conditions d'acceptabilité du test et sa périodicité. Des exemples de résultats concernant le contrôle de qualité périodique réalisé au moyen du fantôme homogène sont présentés sur la figure 25.

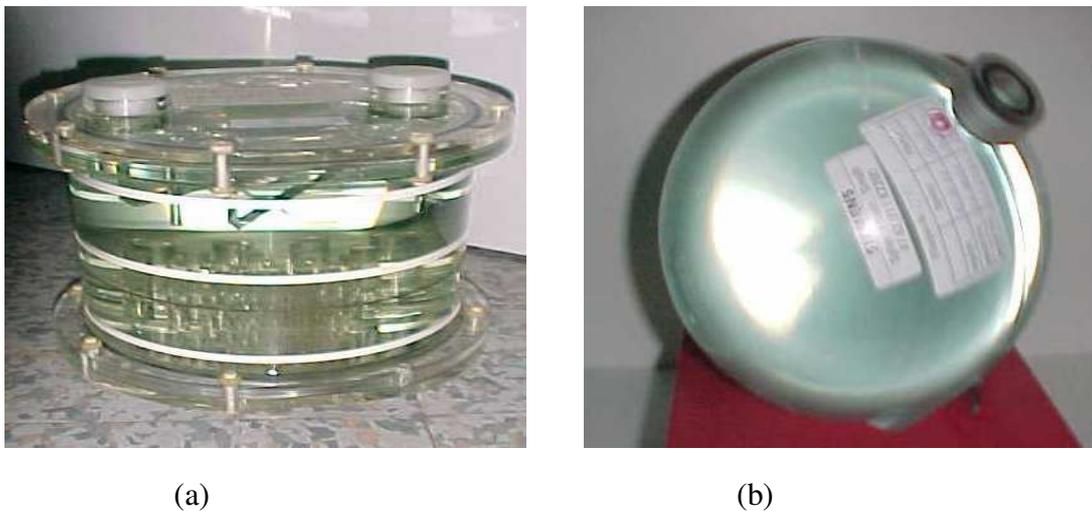


Figure 24. Fantômes utilisés pour les contrôles de qualité en IRM.

Fantômes multicompartimental (a) homogène (b).

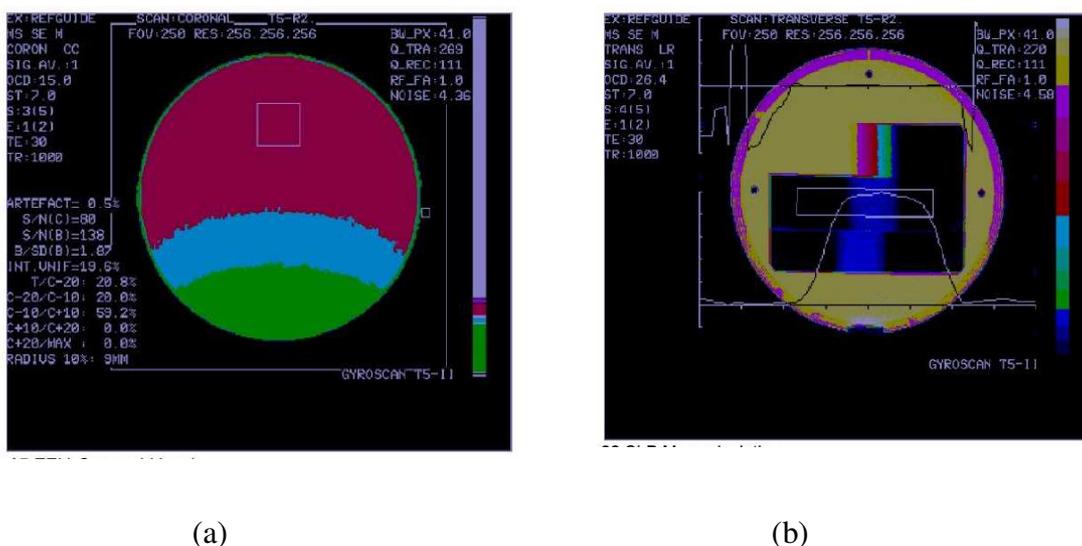


Figure 25. Exemple de résultats de CQP réalisé au moyen du fantôme homogène. Contrôle de l'homogénéité (a) et de l'épaisseur de coupe (b).

II-2-3 Principaux paramètres de machines analysés au cours d'une procédure de contrôle de qualité d'acceptance ou périodique.

- Champ magnétique statique (hétérogénéité, stabilité) :
 - Variation de la fréquence de résonance, $\omega_0 = \gamma B_0$ (Fig.1).
 - Perte du rapport signal sur bruit : effet T_2^* (Relation 1).
- Système de gradients (dysfonctionnement) :
 - Distorsions géométriques (défaut de linéarité des gradients).
 - Dégradation spatiale du rapport signal sur bruit (valeur maximum écrêtée, mauvaise correction des courants de Foucault).
- Chaîne radiofréquence (stabilité de l'électronique d'émission et de réception) :
 - Perte du rapport signal sur bruit (fréquence off résonance, bobine RF non accordée, hétérogénéité de l'antenne bobine RF, puissance RF 90° non calibrée),
 - Augmentation du bruit (dysfonctionnement de la chaîne RF, détection de fréquence parasite notamment par défaut d'étanchéité de la cage de Faraday surtout au niveau de la porte).
- Périodicité :

Le CQP, placé sous la responsabilité de l'utilisateur, impose des vérifications journalières (stabilité du champ magnétique et de la fréquence de résonance, rapport signal sur bruit (RSB), qualité de l'antenne) et hebdomadaires (homogénéité du champ magnétique statique, uniformité de l'image, stabilité de la phase).

Chapitre III

Contrôle de qualité spécifique (CQS) à l'usage du physicien médical.

Il n'est pas actuellement dans les attributions du physicien médical d'assurer le contrôle de qualité périodique (CQP) en IRM. Par contre, le physicien médical se doit de vérifier l'intégrité des images médicales utilisées pour la planification des traitements en radiothérapie et en particulier celles d'IRM par un contrôle de qualité spécifique (CQS). Ce CQS ne se substitue pas au CQP.

III-1 Paramètres du CQS.

Deux aspects principaux concernent le physicien médical :

- La qualité de la définition des volumes cibles.

Ce contrôle conduit à vérifier les paramètres d'images IRM suivants :

- Distorsions géométriques des images,
- Position relative des coupes,
- Uniformité des images et mesure du contraste sur bruit en IRM (CSB).

- La qualité du recalage spatial de l'information provenant des différentes sources d'images.

Ce point sera principalement vérifié, dans plusieurs plans de l'espace, par le contrôle de la position de cibles communes IRM/TDM en analysant la superposition des images IRM/TDM et la continuité des structures au moyens d'outils de visualisation appropriés (images fusionnées, loupes IRM, mosaïques, ...).

C'est dans le but de réaliser ces contrôles qu'il est apparu nécessaire de mettre au point un objet-test multimodal adapté et de préciser les procédures de réalisation du CQS.

III-2 Caractéristiques de l'objet-test multimodal.

III-2-1 Caractéristiques géométriques.

L'objet-test (Fig. 26) est constitué d'un cylindre de 16 cm \varnothing et de 23.5 cm de longueur contenant 7 tubes de 1cm de diamètre conformément aux schémas indiqués sur les figures 27 et 28. A partir des images IRM et TDM du fantôme on réalise les différents contrôles du CQS: mesure locale du rapport contraste sur bruit (CSB), évaluation des distorsions géométriques, contrôle de la position de la coupe.

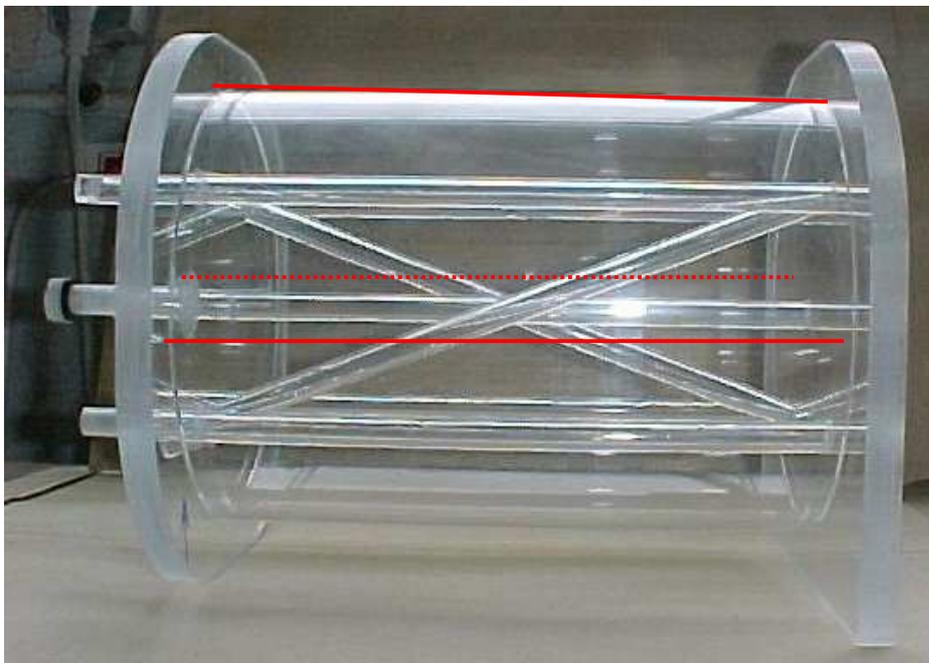


Figure 26. Objet-test multimodal. Deux sillons latéraux et un sillon supérieur (représentés en rouge sur la figure) ont été positionnés au moyen de lasers mobiles pour permettre le repérage de l'objet-test dans l'imageur.

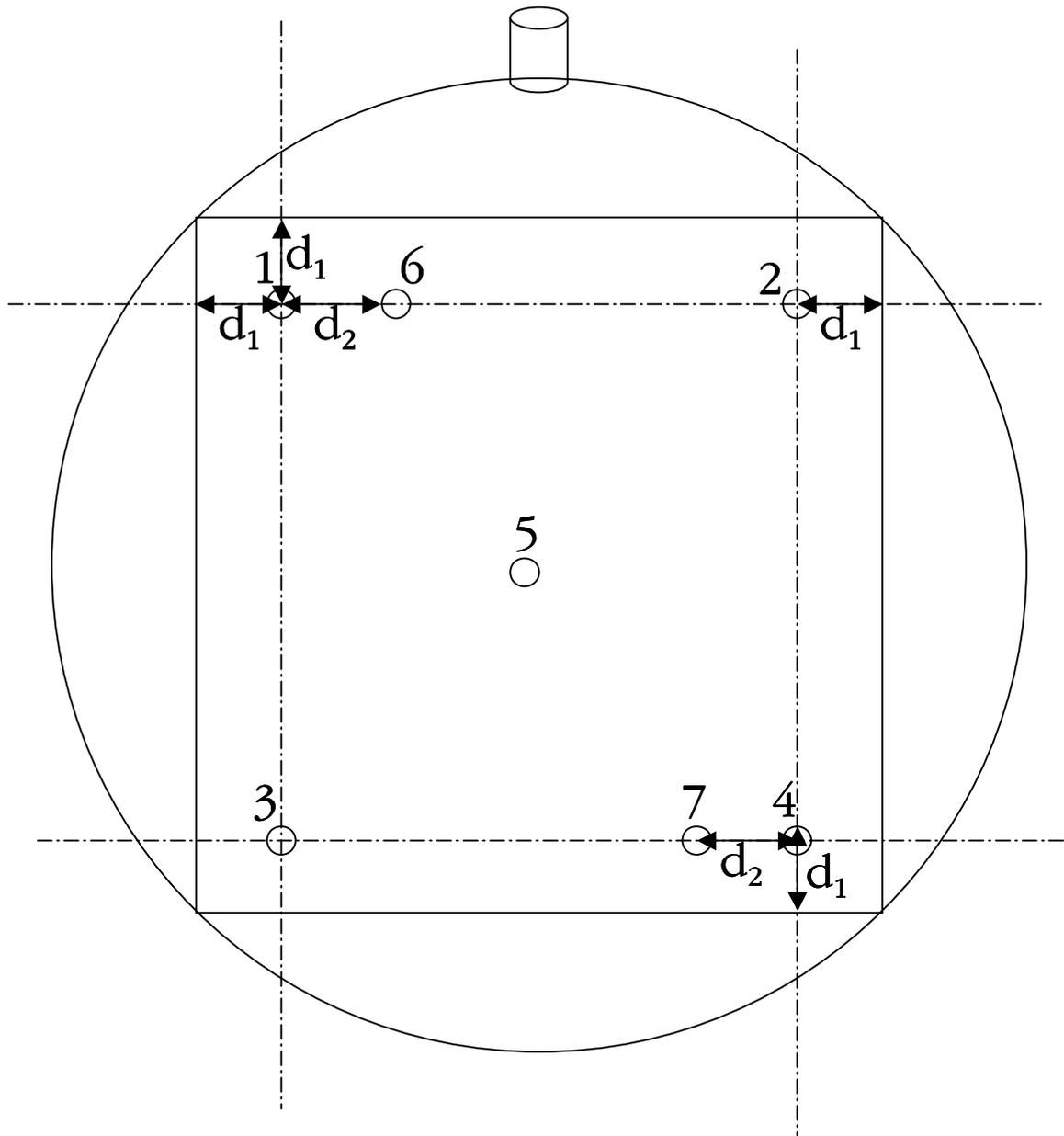


Figure 27. Coupe au niveau de la face antérieure de l'objet-test : diamètre du cylindre : 16cm, épaisseur de paroi : 0.3cm, $d_1 = 1,6$ cm, $d_2 = 2,1$ cm.

(1), (2), (3), (4), (5), (6) et (7) sont des tubes de plexiglass de 1cm de diamètre externe, épaisseur : 0.4 cm.

Les tubes de plexiglass, $\varnothing = 1$ cm, sont remplis de produit de contraste de composition et de concentration variable ; ce qui permet la vérification du CSB (IRM).

Les tubes (1), (2), (3) et (4) permettent de vérifier les distorsions géométriques.

Les tubes (5), (6) et (7) assurent la vérification du recalage des images IRM/TDM et de la position de la coupe.

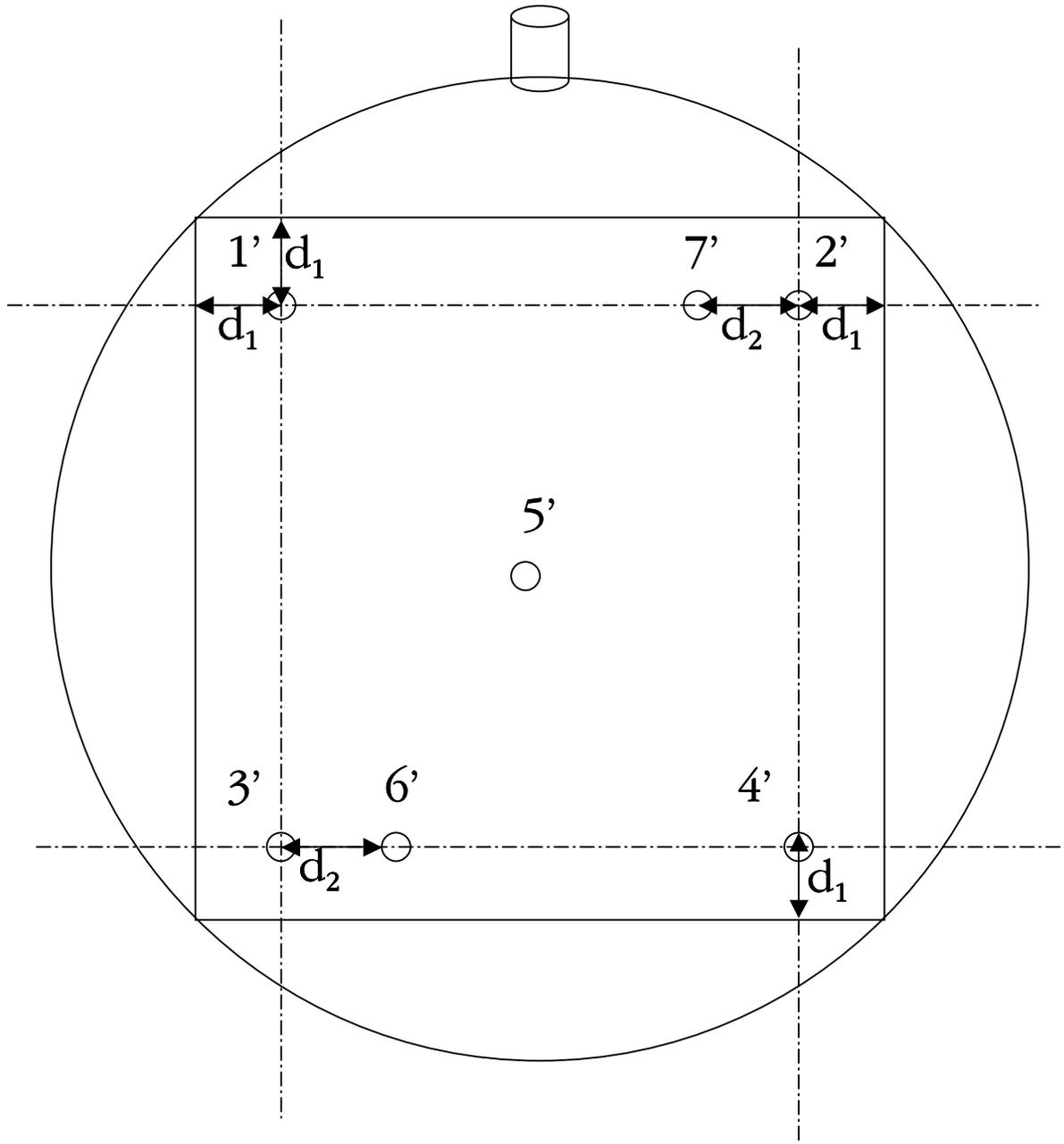


Figure 28. Coupe au niveau de la face postérieure de l'objet-test : $d_1 = 1,6$ cm, $d_2 = 2,1$ cm.
 (1'), (2'), (3'), (4'), (5'), (6') et (7') représentent la position des tubes sur la face postérieure.
 Les distances indiquées sur la figure 28 sont identiques à celles de la figure 27.

III-2-2 Caractéristiques relaxométriques.

Le cylindre constituant l'objet-test est rempli d'une solution aqueuse de produit de contraste TDM / IRM (iode/CuSO₄) qui fait apparaître le cylindre en hyposignal par rapport aux tubes sur les images IRM. La teneur en protons est de 100%, les temps de relaxation longitudinale et transversale sont respectivement de 1800 ms et 1600ms. Les tubes contenus dans le cylindre sont remplis d'un mélange de solution aqueuse d'iode, d'agent paramagnétique et d'eau lourde dont les proportions relatives ont été déterminées de manière à obtenir des images TDM et IRM nettement contrastées. Les images quantitatives de l'objet-test (annexe A) montrent que valeurs de T₁ et T₂ mesurées sur différents imageurs couvrent bien la gamme de celles observées dans les tissus biologiques et sont conformes aux valeurs de référence déterminées par mesures spectrométriques (tableau 2).

	Tube 1	Tube 2	Tube 3	Tube 4	Tube 5	Tube 6	Tube 7
T₁(ms) théorique	300	500	900	1200	2000	600	600
T₂(ms) théorique	50	89	189	292	845	111	111
Eau (%)	60	75	85	85	100	100	100
D₂O (%)	40	25	15	15	-----	-----	-----

Tableau 2. Caractéristiques relaxométriques des solutions constitutifs de l'objet-test (valeurs obtenues à 1,5 T.).

III-3 Protocole de réalisation d'un CQS en imagerie multimodale.

Les tests du CQS sont réalisés sur les images de l'objet-test multimodal. Il convient donc de définir les paramètres d'acquisition des images IRM et TDM et d'assurer un positionnement correct et reproductible de l'objet test dans les imageurs.

III-3-1 Paramètres d'acquisition des images TDM.

Les paramètres d'acquisition TDM sont de l'ordre de ceux généralement mis en œuvre pour l'acquisition des images TDM utilisés pour la planification des traitements (Tableau 3) :

Diamètre FOV	500 mm
Type	Hélice
Reconstruction, épaisseur de coupe	3 mm jointif
kV	120 kV ou 130 kV
mAs	Environ 200 mAs
Matrice de reconstruction	512*512
Filtre de reconstruction	Moyen

Tableau 3. Paramètres d'acquisition des images TDM.

III-3-2 Paramètres d'acquisition des images IRM.

Pour chaque procédure d'acquisition IRM, il est obligatoire d'utiliser les mêmes séquences que celles utilisés sur les patients avec les mêmes paramètres d'acquisition et la même antenne.

Les principales séquences utilisées pour la définition des volumes cibles en IRM sont présentées dans le tableau suivant (tableau 4) :

Séquence	TR (ms)	TE (ms)	TI (ms)	θ (°)	Epaisseur de coupe (mm)	FOV (mm)	Matrice	Nombre d'acquisition	Nombre de coupes
FLAIR Inversion- Récupération Dosi Flair	>8000	>80	>2000	150	4	280	256 ²	4	40
SE-T1 Echo de spin T1 Dosi T1	250	<5	_____	90	4	280	256 ²	2	40
SE-T2 Echo de spin T2 Dosi T2	>2000	20	_____	180	4	280	256 ²	1	20
SE-T2 Echo de spin T2 Dual Echo	>2000	30- 60	_____	180	4	280	256 ²	1	11
SE-T2 Echo de spin T2 16 Echo	2500	13- 208	_____	180	4	280			
GE/Flash Echo de gradient ρ	196	4.3	_____	10	6	300	249*512		19
GE/Flash Echo de gradient T1	196	4.3	_____	90	6	300	249*512		19

Tableau 4. Récapitulatif des différentes séquences IRM utilisées pour la définition des volumes cibles (liste non exhaustive).

Pour répondre aux exigences réglementaires de traçabilité, il est conseillé d'enregistrer l'examen sur la console de l'IRM afin de pouvoir réaliser le suivi des procédures de tests dans le temps. La procédure est la suivante:

Nom:	QTest	<i>(mettre la date de l'examen dans le nom)</i>
Study number	N°XX	<i>(n° de l'objet test et lieu)</i>
Date of birth	01/01/1960	<i>(pour être cohérent avec le poids)</i>
Sexe	Other	<i>(autre ou fantôme)</i>
Weight	60	<i>(pour éviter tout problème de SAR)</i>
Orientation	Head First /Supine	<i>(si l'antenne tête est utilisée, pour respecter la convention radiologique de référence)</i>

Il est recommandé de contrôler plus particulièrement les séquences IRM utilisées sur le site pour la planification des traitements établis au moyen de logiciels de planification de traitement (TPS). **Les paramètres d'acquisition des séquences IRM devront tenir compte des contraintes imposées par le logiciel de TPS concernant par exemple le nombre de coupes, la matrice d'acquisition,...**

Chaque site remplira la fiche proposée (Annexe B) pour sauvegarder les protocoles d'acquisition et assurer la reproductibilité des tests qui seront ainsi archivés.

III-3-3 Positionnement de l'objet-test dans l'imageur.

Le positionnement des coupes axiales TDM et IRM sur le fantôme multimodal se fait à partir de 3 repères d'alignement tracés sur l'objet-test comme indiqué sur la figure 29 :

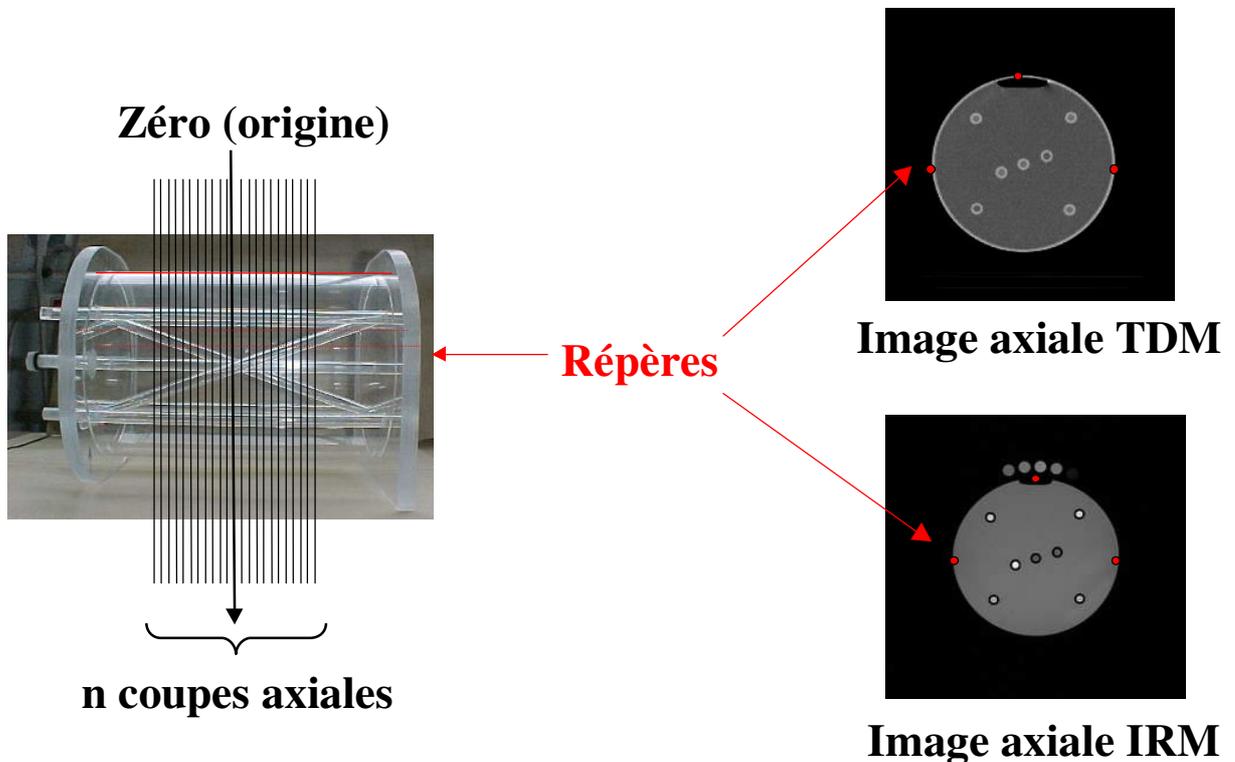


Figure 29. Réalisation des images axiales TDM et IRM: Positionnement du fantôme multimodal.

Pour la réalisation des images TDM, le positionnement de l'objet-test s'effectue selon les procédures classiques utilisées en scanographie.

Pour la réalisation des images IRM, le protocole de positionnement proposé est le suivant :

- L'acquisition des images sera faite avec la même antenne que celle utilisée pour la planification des traitements réalisés en radiothérapie.
- L'objet-test doit être disposé avec précision au centre de l'antenne (Fig. 30):
 - Respecter l'orientation de l'objet-test, (repérage "tête-pied").
 - Utiliser le centrage laser de l'IRM sur la croix gravée à la surface de l'objet-test.

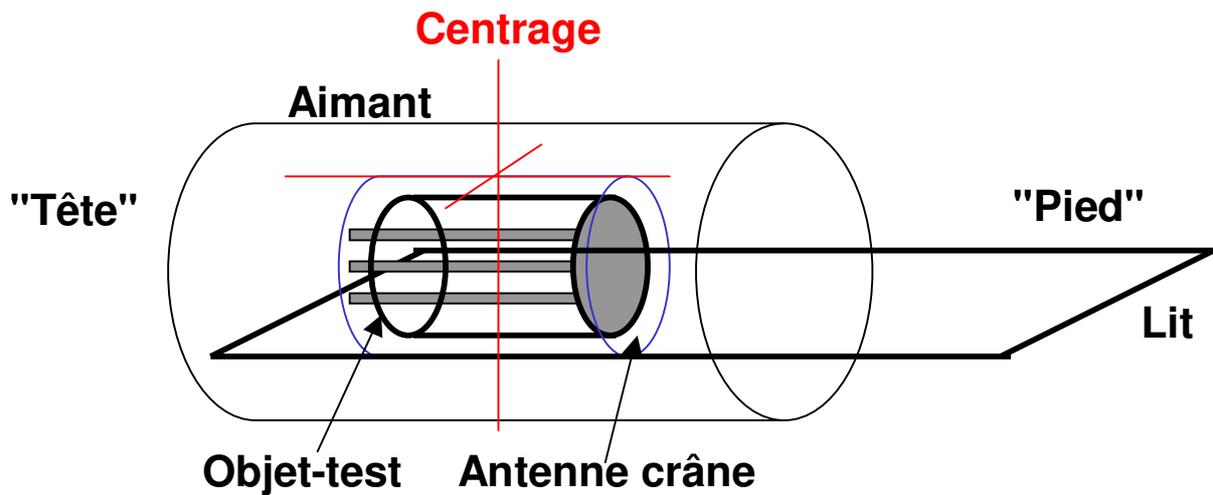
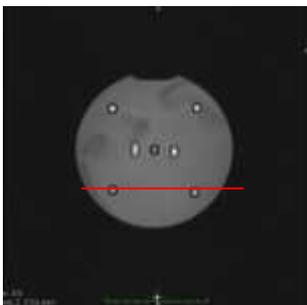
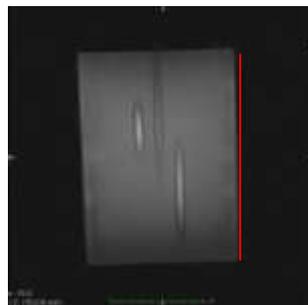


Figure 30. Positionnement de l'objet-test dans l'aimant.

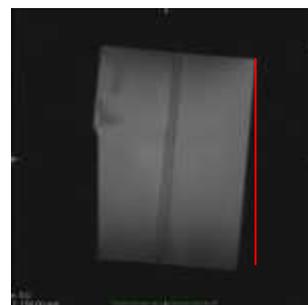
- Il est impératif de réaliser des coupes axiales perpendiculaires à l'axe du cylindre. Pour cela on vérifie positionnement de l'objet-test à partir de coupes de repérage axiales (a), coronales (b) et sagittales (c), obtenues au moyen du localiseur rapide (Fig.31). Le temps d'acquisition est de 30 secondes.



(a) coupe axiale



(b) coupe sagittale



(c) coupe frontale

Figure 31

Sur l'exemple présenté (Fig.31) on note que l'objet test n'a pas été installé strictement horizontalement.

- On réalise ensuite une coupe sagittale (Fig.32a) perpendiculaire à la coupe axiale précédente et passant par 2 tubes (temps d'acquisition 30 secondes).

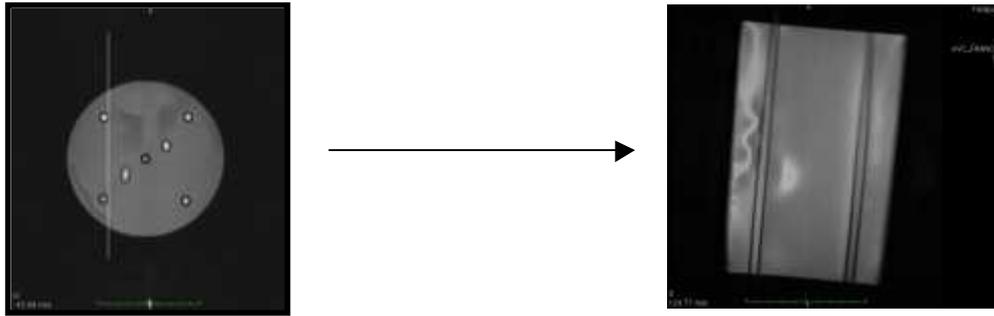


Figure 32 a

Sur la figure 32 a on note que les 2 tubes sont visibles sur toute leur longueur sur la coupe sagittale.

- Les coupes sagittales étant précisément identifiées, on repositionne les coupes axiales qui sont donc perpendiculaires au grand axe de l'objet test (Fig.32 b).

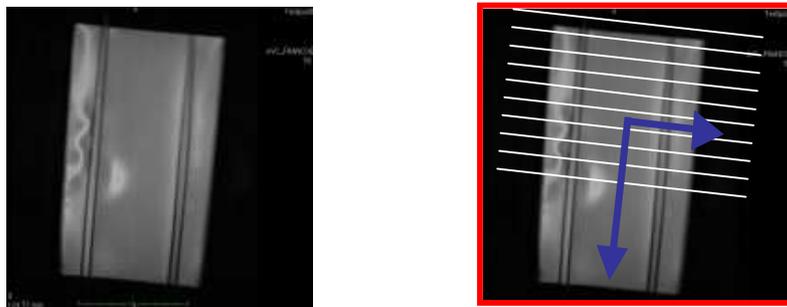


Figure 32 b

- Acquisition de coupes axiales (temps d'acquisition 30 secondes) dont l'orientation sera utilisée pour toutes les acquisitions de la procédure de contrôle qualité (Fig.33)



Figure 33

Coupes axiales perpendiculaires au grand axe de l'objet test

- Acquisition de coupes axiales (temps d'acquisition 30 secondes) dont l'orientation sera utilisée pour toutes les acquisitions de la procédure de contrôle qualité (Fig.33).

Des exemples d'images de l'objet test obtenues au moyen de différents types de séquences classiques indiquées en annexe B sont présentés en annexe C. Il est également présenté en annexe D une série d'images obtenues à partir de séquences de type "écho-planar" (ultra rapides) utilisées en imagerie fonctionnelle ou de diffusion et qui montrent l'existence d'importantes distorsions géométriques généralement observées avec ce type de séquence.

III-4 Analyse des différentes sources d'images sur site.

III-4-1 Evaluation de la qualité de la définition des volumes cibles.

III-4-1-1 Evaluation de l'uniformité des images IRM.

Les hétérogénéités de signal sont principalement dues à la combinaison des hétérogénéités du champ magnétique principal et des hétérogénéités du champ radiofréquence générés par les bobines d'émission et de réception.

Pour vérifier l'uniformité du signal on mesure sur des coupes axiales l'intensité du signal sur au moins 5 régions d'intérêt (ROI) de même surface (Fig.34).

.L'uniformité U du signal est :

$$U(\%) = \left(1 - \frac{(S_{\max} - S_{\min})}{(S_{\max} + S_{\min})}\right) * 100 \quad (12)$$

où Smax et Smin sont respectivement les valeurs extrêmes mesurées sur les 5 régions d'intérêt mesurées sur une même coupe.

Si U = 100% l'uniformité est parfaite. S'il est constaté un défaut d'uniformité, il faut en informer les responsables du contrôle de qualité périodique.

Ces mesures effectuées sur différents plans de coupes axiales sont consignées dans un tableau (annexe E).

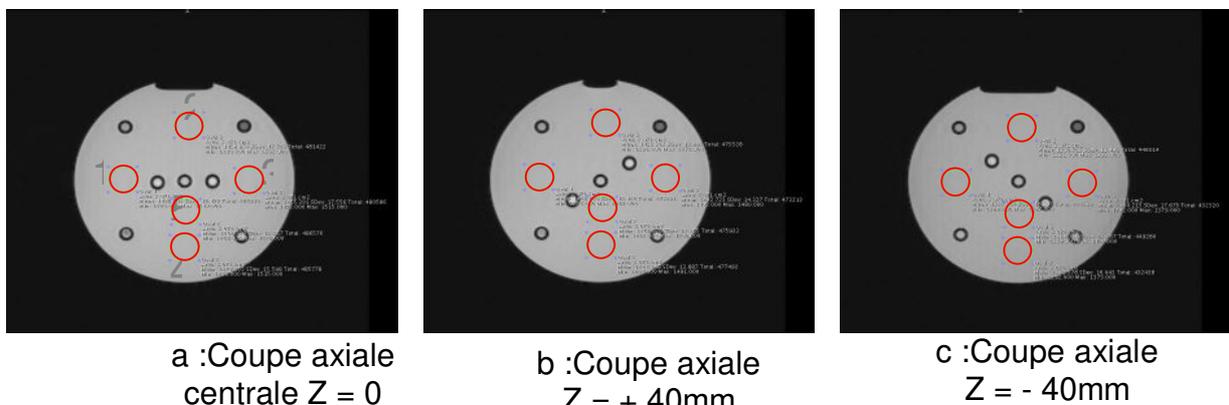


Figure 34. Evaluation de l'uniformité d'une image IRM : Choisir 3 coupes axiales : centrale (z=0) et 2 coupes symétriques (z= +40mm et z= -40mm) et sélectionner 5 régions d'intérêt sur la coupe centrale (figure34a) et les propager sur les 2 autres coupes (Fig.32b et 34c).

Exemple de valeurs obtenues pour la séquence Echo de spin T2 à 1,5 T (tableau 5).

zone d'intérêt	1	2	3	4	5	Smax	Smin	U (%)
image z=0	1488	1458	1465	1472	1501	1501	1458	98,5
image z= +40	1442	1432	1442	1446	1468	1468	1432	98,8
image z =-40	1347	1360	1330	1330	1369	1369	1330	98,6
Moyenne de U sur 3 coupes						1501	1330	94,0

Tableau 5. Mesure de l'uniformité d'une image IRM. Imager Siemens 1.5 T, séquence écho de spin T2, (SE -T2), TR/TE = 4000/14 ms.

III-4-1-2 Evaluation du rapport contraste-sur-bruit des images IRM.

Ce paramètre permet de juger de la qualité d'une séquence pour différencier des zones de l'image de contrastes différents.

Le rapport contraste-sur-bruit (relation 9) dépend des paramètres de la séquence d'imagerie (en particulier des temps de répétition, TR, et d'écho, TE) et des paramètres intrinsèques des tissus observés (T_1 , T_2 , densité de protons). Sa valeur est obtenue à partir de la mesure de l'intensité du signal mesuré sur des ROIs définies sur l'objet test (Fig. 35).

$$CSB = \frac{S_{\text{TubeX}} - S_{\text{TubeRef.}}}{TR^{0,5}}$$

S est l'intensité du signal et TR le temps de répétition de la séquence.

Cette expression permet de comparer, pour un niveau de bruit donné, le rapport contraste-sur-bruit obtenu au moyen de différentes séquences d'imagerie.

Les mesures seront faites pour les 7 tubes constituant l'objet-test de caractéristiques connues (tableau 2) sur la coupe axiale centrale en utilisant une région d'intérêt circulaire de taille inférieure au diamètre des tubes. Un "zoom" de l'image permet d'accroître la précision du positionnement de la zone d'intérêt (Fig. 35). Les résultats sont consignés dans le tableau indiqué en annexe F.

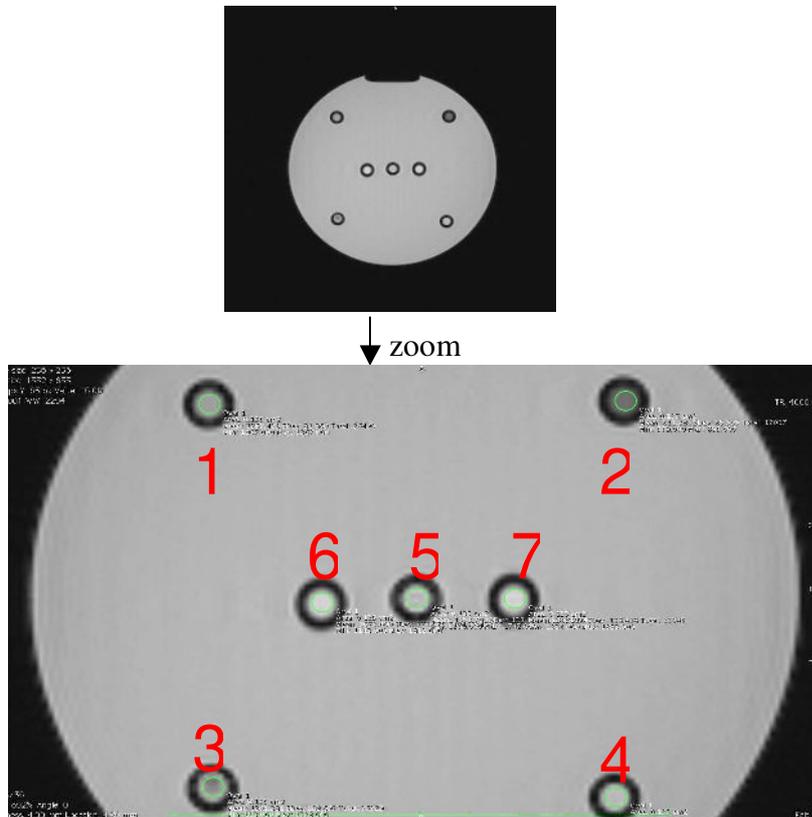


Figure 35. Evaluation du rapport contraste-sur-bruit d'une image IRM

On obtient par exemple pour l'imageur Siemens, 1,5 T, en choisissant le tube 7 pour référence les résultats indiqués dans le tableau suivant :

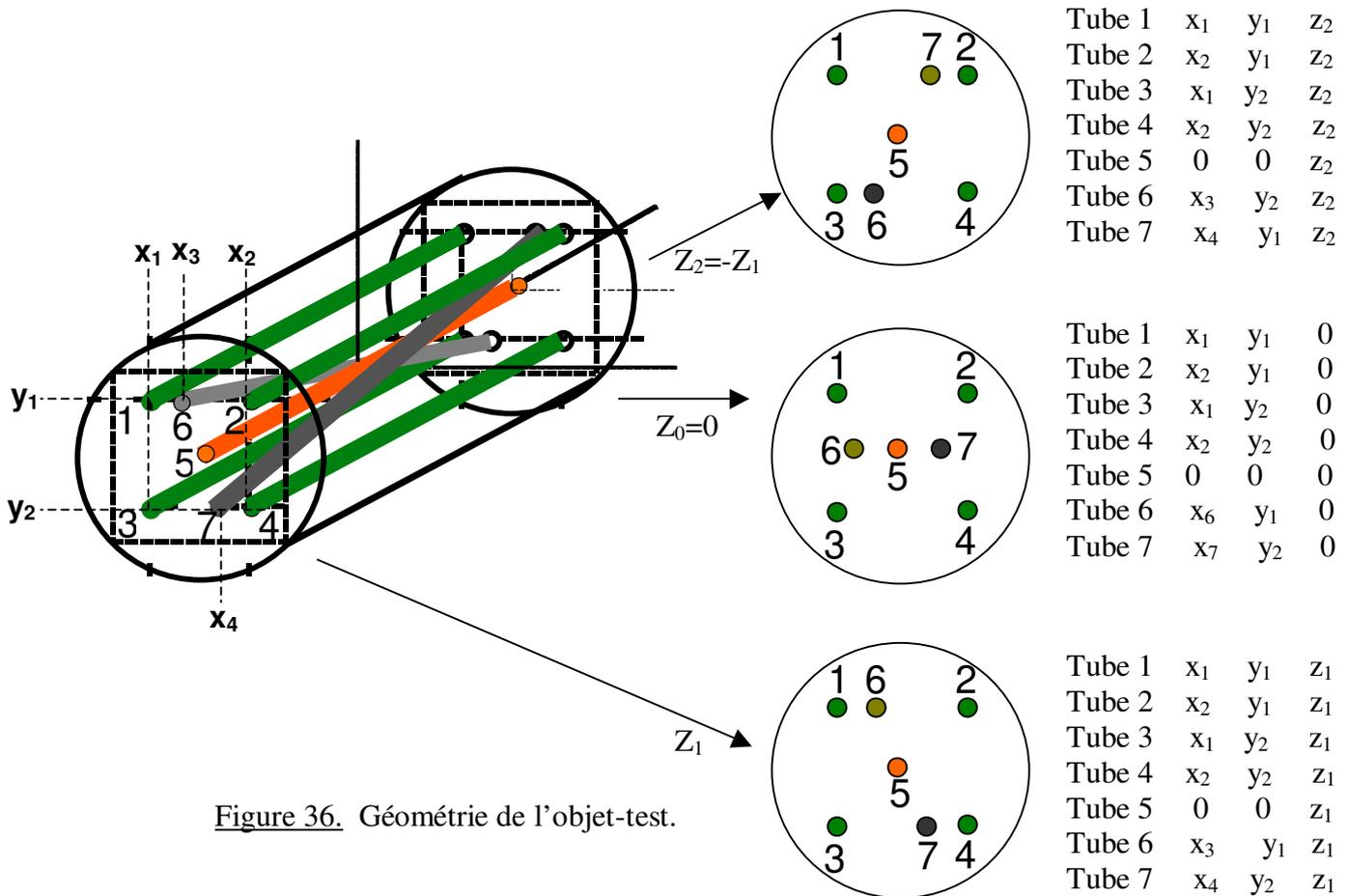
Séquence	TR (ms)	C(1 /7)	C(2 /7)	C(3 /7)	C(4 /7)	C(5 /7)	C(6 /7)	C(7 /7)
SE T2 TE 14ms	4400	6,6	13,1	7,3	3,0	3,7	0,1	0,0
SE T2TE 85ms	4400	4,7	9,7	-2,4	-2,7	-11,3	1,0	0,0
T1 SE	800	9,4	15,1	23,9	15,1	21,8	-2,3	0,0
T1 GE	450	7,2	10,5	48,2	19,3	35,6	0,7	0,0
FLAIR	8800	2,6	5,5	-3,7	-1,7	-1,6	0,5	0,0

Tableau 6 : Mesure du contraste-sur-bruit des différentes séquences IRM indiquées dans le tableau 4 : Résultats pour l'imageur Siemens, 1,5 T. C(1/7), ...C(6/7) correspondent respectivement au contraste calculé pour les tubes 1,2,3,4,5 et 6 par rapport au tube 7.

Il est recommandé de réaliser ces mesures pour les différentes séquences indiquées dans le tableau 4 (SE T1, SE T2, SE2 TE, FLAIR, GE T1).

III-4-1-3 Evaluation de la position relative de la coupe.

- Rappel de la géométrie de l'objet test (Fig.36).



Pour l'objet test réalisé les paramètres géométriques sont indiqués dans le tableau 7.

Côtes de l'objet-test	Valeurs (mm)
x_1	41
x_2	-41
y_1	41
y_2	-41
x_3	22
x_4	-22
z_1	105
z_2	-105

Tableau 7. Côtes de l'objet-test.

- Contrôle de la position relative de la coupe sur l'image IRM (Fig. 37 et 38).

Pour une coupe (i) de position (z_i), par rapport à la coupe centrale z_0 , on compare la valeur z_i indiquée par l'imageur avec la valeur z_c calculée à partir de l'image de la coupe (Fig.37).

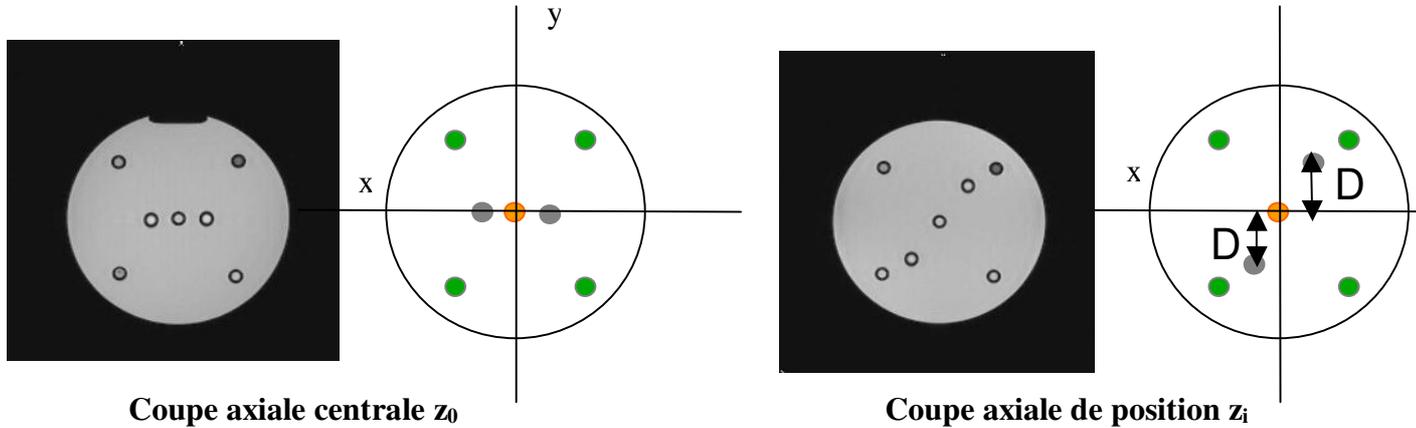


Figure 37. Mesure de la position relative de la coupe.

La valeur calculée z_c est (Fig. 38):

$$z_c = D \cdot \text{tg } \alpha$$

D est la distance mesurée sur l'image et $\text{tg } \alpha$ est connue d'après la géométrie de l'objet test ($\alpha = 21,3^\circ$).

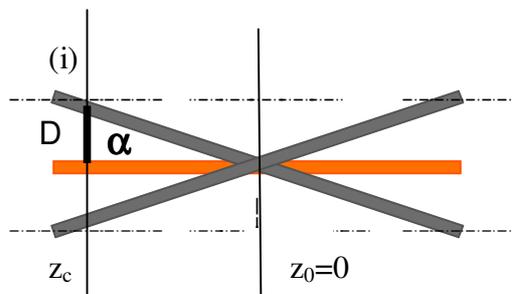


Figure 38. Calcul de la position de coupe (z_c) à partir de l'image axiale de la coupe (i)

Si la position de la coupe est exacte alors :

$$z_c = z_i$$

En pratique, l'écart Δz qui correspond à la différence entre la valeur indiquée par l'imageur z_i et la valeur calculée z_c ne doit pas excéder l'épaisseur de coupe (e).

Les résultats sont consignés dans le tableau de l'annexe G.

Les vérifications peuvent être réalisées sur toutes les coupes axiales et pour toutes les séquences IRM indiquées dans le tableau 4.

On obtient par exemple pour la séquence FLAIR à 1,5 T. les résultats indiqués dans le tableau suivant :

Séquence IRM : FLAIR/1.5T.	Epaisseur de coupe(mm) = 4			
Valeurs indiquées par l'imageur z_i (mm)	30	52,2	65,3	71,5
Valeurs calculée z_c (mm)	28	51,9	63,9	71,9
Δz (mm)	2	0,3	1,4	-0,5

Tableau 8. Evaluation de la position de la coupe. Résultats obtenus à avec l'imageur Siemens (1,5 T) pour la séquence FLAIR et différentes positions de coupes z_i .

III-4-1-4 Evaluation des distorsions géométriques des images IRM.

Ce contrôle consiste à comparer des distances mesurées sur les images aux distances connues correspondantes sur l'objet test.

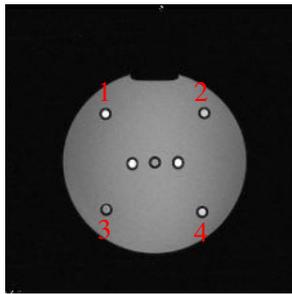
Les principaux facteurs de distorsion sont l'hétérogénéité du champ statique principal et la non linéarité des gradients de champ magnétique. Il faut donc réaliser ce contrôle pour une coupe donnée et pour des coupes distantes.

Le pourcentage de distorsions ($\Delta\%$) est défini selon la relation :

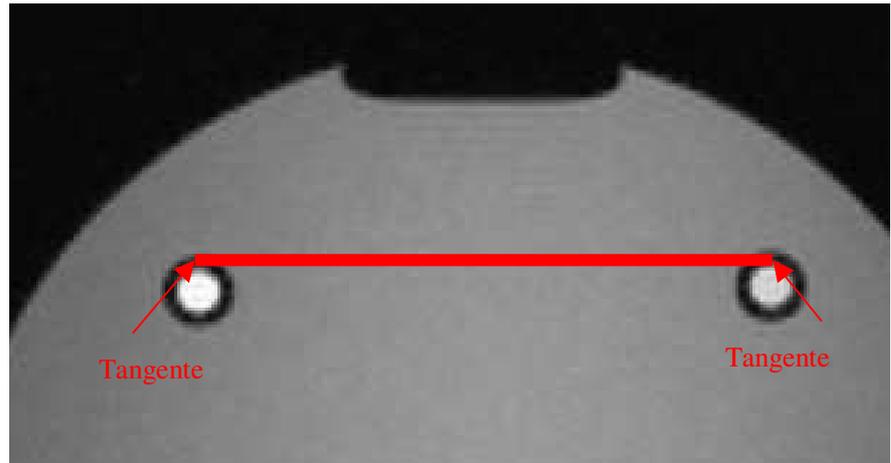
$$\Delta(\%) = \frac{D_r - D_m}{D_r} \quad (13)$$

où D_m est distance mesurée sur l'image et D_r e la distance réelle correspondante sur l'objet-test

Par exemple, pour la coupe axiale centrale (Fig. 39a) on mesure les distances inter-tubes, D_{1-2} , D_{2-4} , D_{3-4} et D_{1-3} . Pour une meilleure précision on réalise la mesure de distance sur des images « zoomées » (Fig.39b). Les résultats des mesures sont consignés dans le tableau de l'annexe H.



(a)



(b)

Figure 39. Evaluation des distorsions géométriques des images IRM

On obtient par exemple pour la séquence écho de spin T1 à 1,5 T (Siemens), les résultats indiqués dans le tableau suivant :

Séquence IRM : Echo de spin T1	Distance (1-2)	Distance (3-4)	Distance (1-3)	Distance (2-4)
Distance réelle connue sur l'image D_r (mm)	82	82	82	82
Distance mesurée sur l'image D_m (mm)	81,59	81,56	82,09	81,16
Δ (%)	0,5	0,5	-0,1	1,0

Tableau 9. Mesure des distorsions géométriques : Résultats obtenus à 1,5 T (Siemens) pour la séquence écho de spin T1 au niveau de la coupe centrale axiale.

III-4-2 Evaluation de la qualité du recalage spatial des différentes sources d'imagerie.

En imagerie multimodale, le recalage spatial consiste par une suite de transformations géométriques (translations, rotations,...) à placer chacune des séries d'images dans un référentiel 3D commun qui servira de référence pour l'étude dosimétrique. Ce recalage est réalisé :

- soit de façon manuelle par l'opérateur par ajustements successifs des paramètres de transformation et vérification visuelle par superposition des images.

- soit de façon automatique en 3D par voie logicielle en utilisant une méthode de segmentation fondée sur la mise en coïncidence de structures particulières isolées par le logiciel, ou en utilisant une méthode iconique fondée sur une analyse statistique de toute l'information acquise (méthode d'information mutuelle,...).

La qualité du recalage dépend de la répartition de l'information dans l'image et de la méthode de recalage utilisée. Dans tous les cas la qualité du recalage 3D doit être évaluée dans plusieurs plans de l'espace.

III-4-2-1 Evaluation de la qualité du recalage manuel.

La précision du recalage évaluée au moyen des logiciels de TPS. La méthode consiste à positionner un repère sur un point donné de l'image IRM à recaler et à vérifier que le logiciel de recalage positionne le repère correspondant sur le point homologue de l'image TDM de référence (Fig. 40). L'écart entre la position du repère sur l'image et le point sur lequel il devrait se positionner caractérise l'erreur de recalage.

Pour vérifier simplement la qualité du recalage en volume, on applique cette procédure pour deux coupes axiales symétriques par rapport à la coupe centrale. On pourra utiliser des coupes facilement identifiables de par la conception de l'objet test, par exemple les coupes sur lesquelles les tubes sont alignés.

Ainsi, lors du positionnement des points de référence, les niveaux de coupe peuvent être facilement vérifiés en s'assurant de l'alignement inverse de la rangée des 5 tubes sur les deux coupes symétriques (Fig. 40). On dispose ainsi de 14 points de référence pour vérifier le recalage des deux sources d'images TDM et IRM (7 sur une coupe axiale et 7 sur la coupe symétrique par rapport à la coupe centrale). L'évaluation de la qualité du recalage au moyen du logiciel de TPS peut être réalisée selon deux méthodes :

- une méthode qualitative qui consiste principalement à vérifier sur l'image recalée et fusionnée la continuité des structures constituant l'objet-test au moyen d'outils variables selon les TPS. Deux exemples de recalage manuel réussis obtenus au moyen des logiciels « Eclipse » et « Adac » sont présentés sur la figure 41. Un exemple d'échec de recalage manuel est présenté sur la figure 42.
- une méthode quantitative qui indique les valeurs des transformations de rotation et de translation réalisées ainsi que les erreurs moyenne et maximum observées après recalage. Des exemples de résultats obtenus au moyen du logiciel « Dosisoft » pour les différentes séquences d'IRM indiquées dans le tableau 4 sont présentés en annexe I.

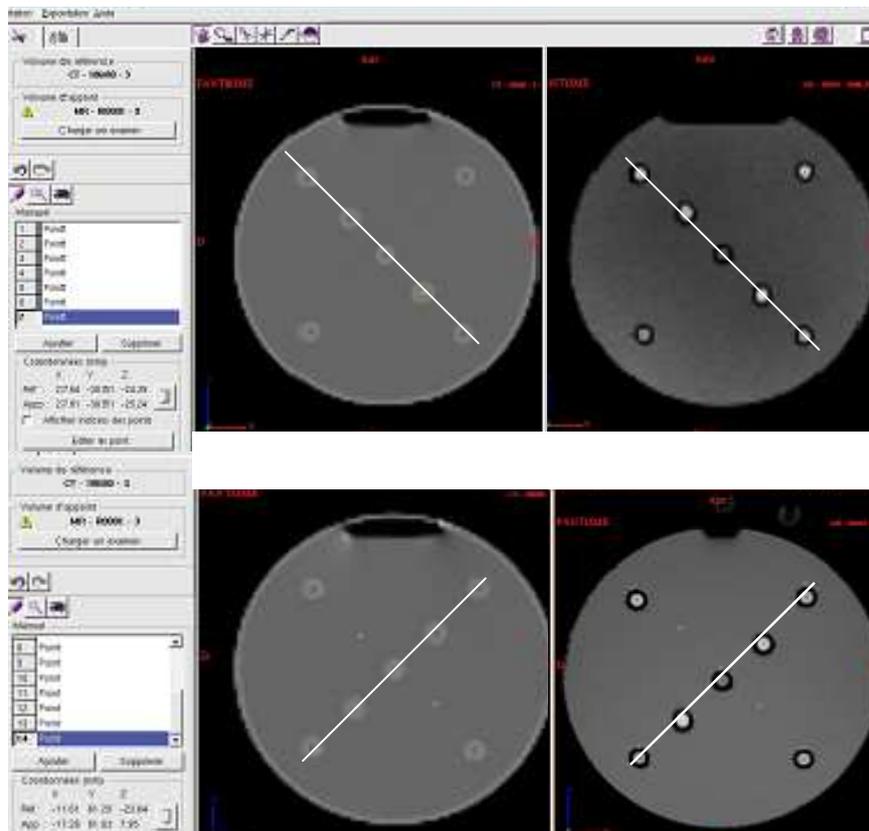


Figure 40. Positionnement de 14 points de référence sur les images IRM: 7 sur la coupe (a) et 7 sur la coupe symétrique (b). Images IRM à gauche. Images TDM à droite.

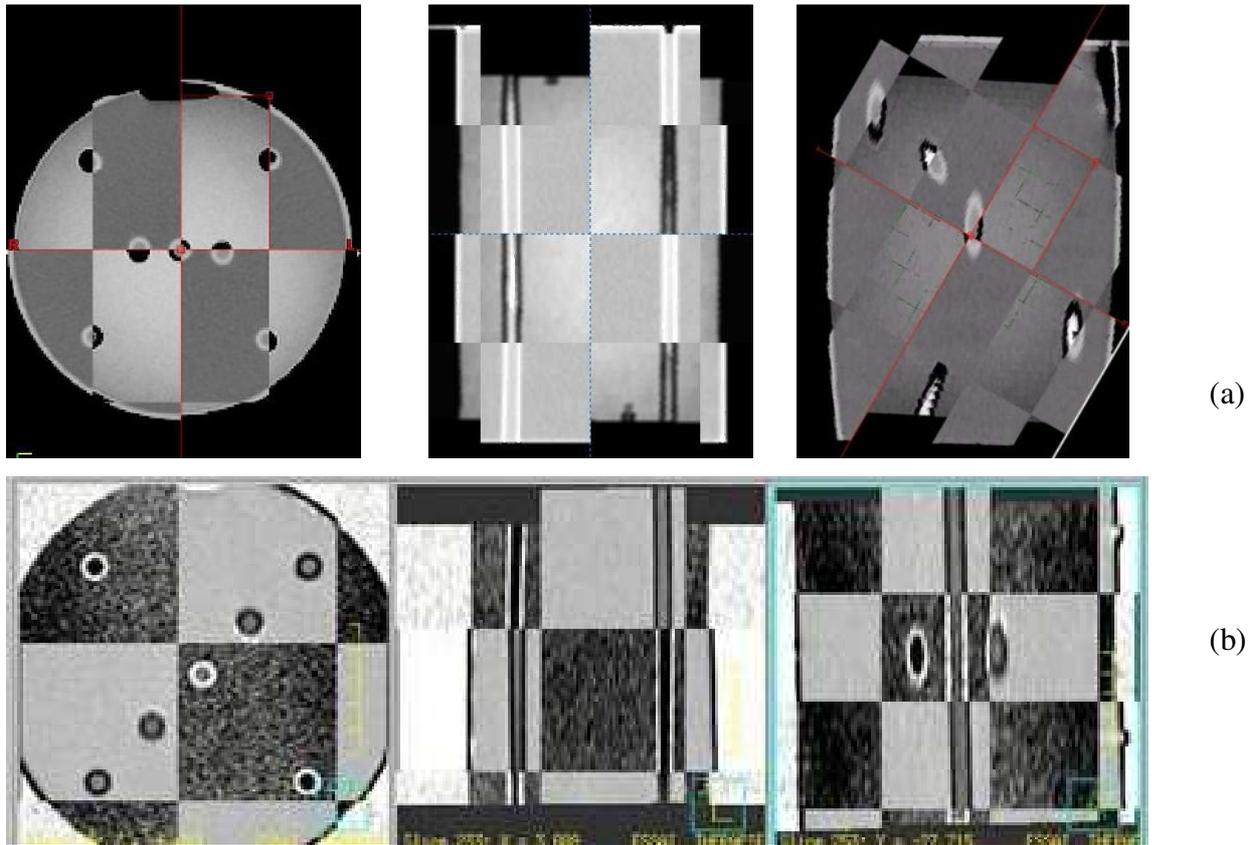


Figure 41. Evaluation qualitative sur une image fusionnée de la qualité du recalage manuel au moyen de différents outils disponibles sur les logiciels de TPS. logiciel Eclipse (a), logiciel Adac (b) . Cas d'un recalage réussi : continuité des structures constituant l'objet-test dans les plans transverse, sagittal et coronal sur l'image recalée et fusionnée.

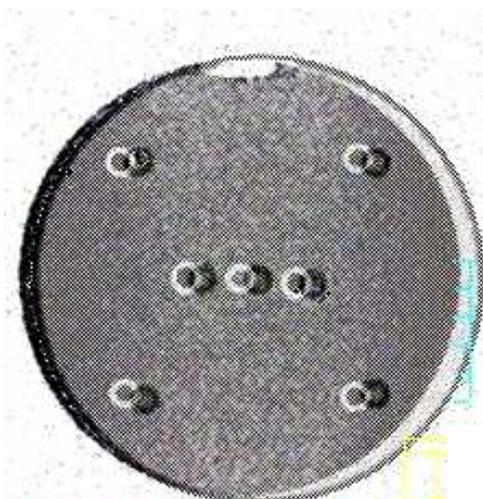


Figure 42.

Exemple d'un échec de recalage : Défaut de superposition des structures constituant l'objet-test sur une image transverse recalée et fusionnée

III-4-2-2 Evaluation de la qualité du recalage réalisé au moyen d'une méthode automatique.

Les méthodes de recalage automatique peuvent être évaluées au moyen de l'objet-test multimodal développé (Fig.43) :

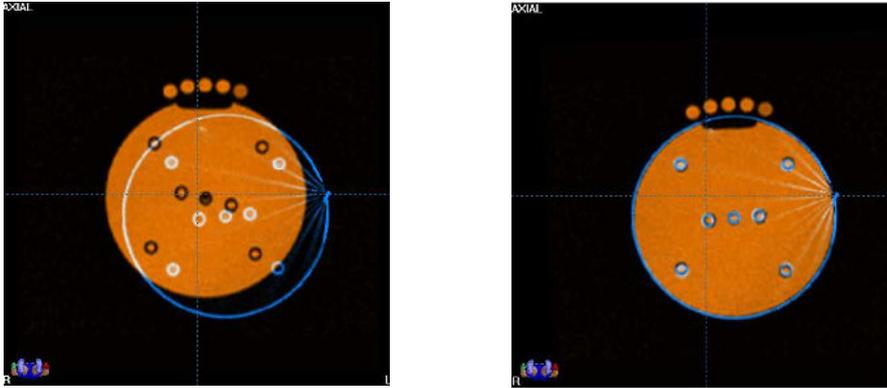


Figure 43. Recalage automatique des images TDM et IRM de l'objet-test multimodal (logiciel Brainscan).

L'évaluation de la qualité du recalage obtenu par une méthode automatique est réalisé en vérifiant la continuité des éléments constituant le fantôme multimodal (Fig.44).

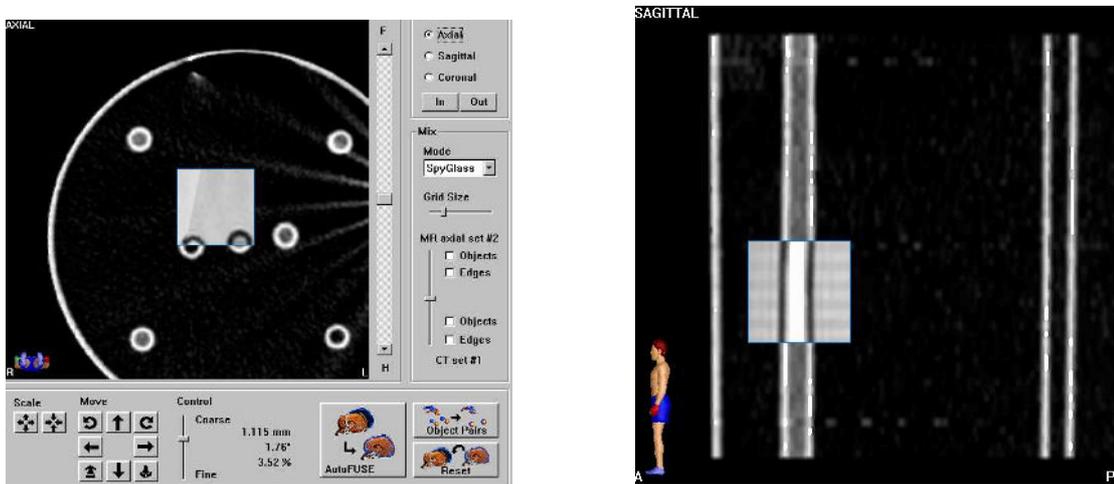


Figure 44. Evaluation de la qualité du recalage réalisé au moyen d'une méthode automatique (logiciel Brainscan).

CONCLUSION.

Les tests préliminaires effectués sur différents sites (Centre Hospitalier de Cornouaille (Quimper), Centre Alexis Vautrin (Nancy), Centre Jean Perrin (Clermont-Ferrand), CRMBM-UMR CNRS 6612 (Marseille), ICMT-CNRS FR 144 (Toulouse)) ont montré que l'objet-test multimodal réalisé est bien adapté pour le contrôle de qualité spécifique (CQS) des imageurs de résonance magnétique et du recalage des images IRM et TDM. Les autres types de contrôle, en particulier périodiques, ne sont pas du ressort du physicien médical, et sont en général réalisés sous la responsabilité de l'utilisateur au moyen d'objet-tests adaptés pour ce type de contrôle. L'objet-test présenté a donc été conçu pour permettre au physicien médical de mettre en œuvre des procédures de CQS simples et rapides, la durée moyenne d'un contrôle est de 30 minutes (20 minutes pour l'acquisition des images et 10 minutes pour leur analyse) pour le contrôle de qualité des images IRM et de 30 minutes (20 minutes pour l'acquisition des images et 10 minutes pour leur analyse) pour le contrôle de qualité du recalage des images IRM/TDM ; soit pour un CQS complet 40 minutes (20 minutes pour l'acquisition des images et 20 minutes pour leur analyse).

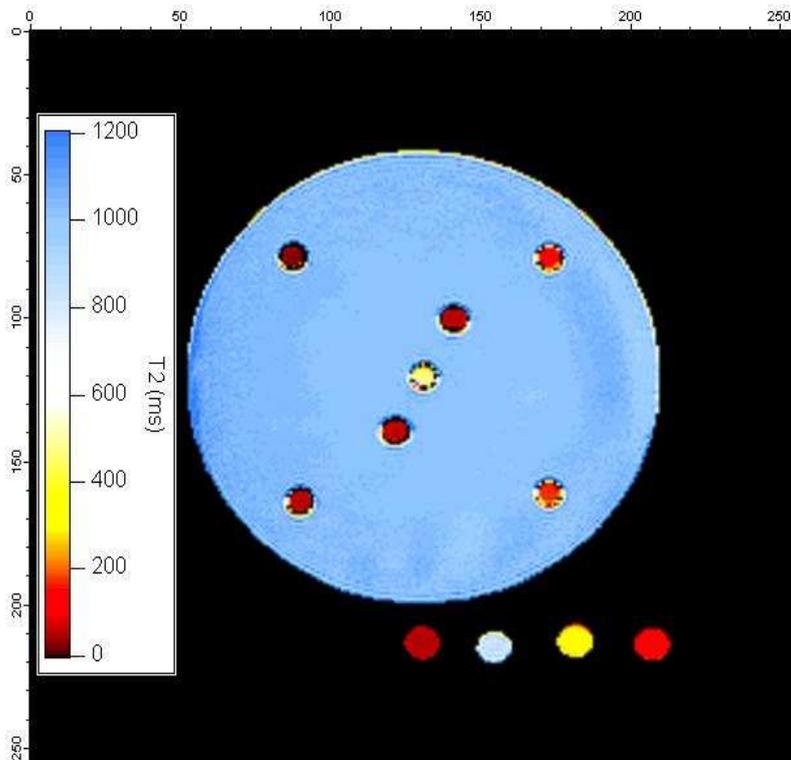
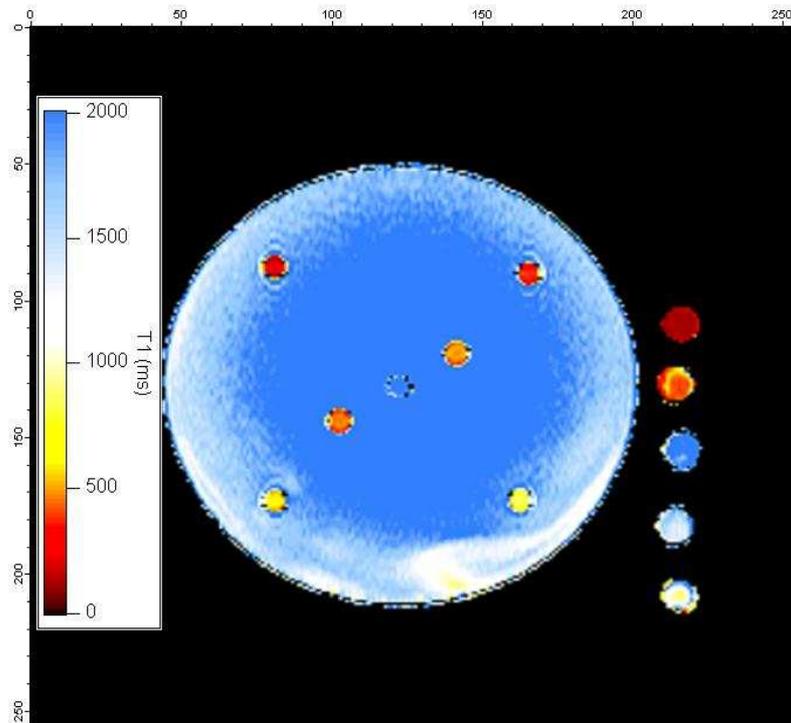
Concernant l'imagerie par IRM les premiers résultats obtenus au moyen de cet objet-test ont montré que la qualité des images dépend, pour un imageur donné, de la séquence d'imagerie utilisée pour acquérir l'image. Le physicien médical dispose ainsi d'un outil lui permettant d'évaluer les performances d'un imageur et de fixer, pour cet imageur, le choix de la séquence d'imagerie qui conduit à la meilleure précision pour la réalisation d'une planification de traitement. Les procédures de CQS proposées permettent également de s'assurer de la stabilité dans le temps des performances d'un imageur donné.

Pour ce qui concerne le contrôle de qualité du recalage des images IRM et TDM dans le cadre du CQS, l'objet-test multimodal permet d'évaluer simplement et rapidement d'éventuelles distorsions des images IRM par comparaison avec les images TDM de référence et de s'assurer que les écarts observés satisfont aux critères de tolérance établis par ailleurs⁴⁴⁻⁵¹ pour la définition des volumes cibles.

L'utilisation de cet objet-test pourrait par ailleurs être envisagée pour la réalisation d'études multicentriques dans la perspective d'homogénéiser les procédures de contrôle de qualité spécifique des plans de traitement en radiothérapie et pour l'établissement de normes qui pourraient faire l'objet de réunions de consensus.

ANNEXES.

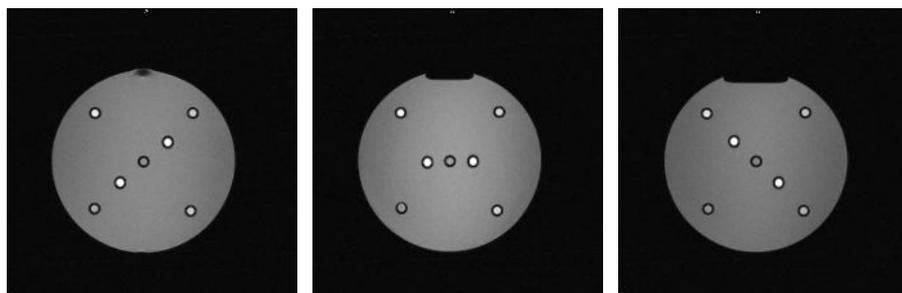
A-Images quantitatives T1 (a) et T2 (b) de l'objet-test :



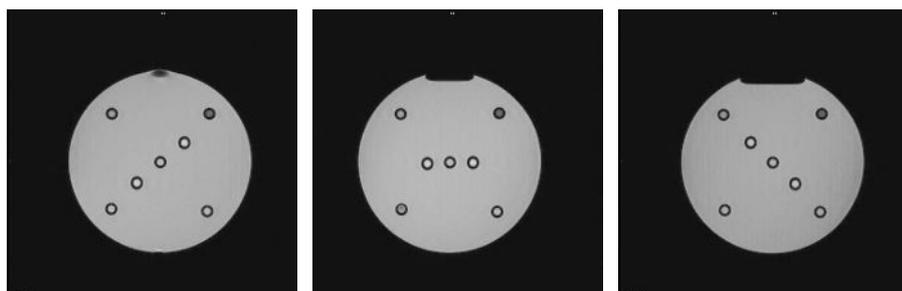
B-Récapitulatif des différentes séquences IRM utilisées pour la définition des volumes cibles :

Séquence	TR (ms)	TE (ms)	TI (ms)	θ (°)	Epaisseur de coupe (mm)	FOV (mm)	Matrice	Nombre d'acquisition	Nombre de coupes
Inversion-Récupération Dosi Flair									
Echo de spin T1 Dosi T1			-----						
Echo de spin T2 Dosi T2			-----						
Echo de spin T2 Dual Echo			-----						
Echo de spin T2 16 Echo			-----						
Echo de gradient ρ			-----						
Echo de gradient T1			-----						

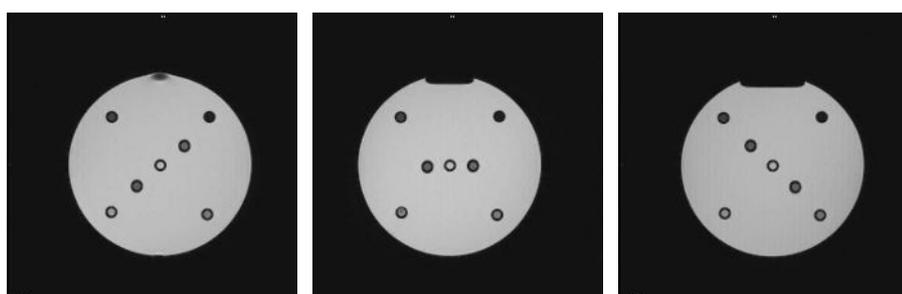
C- Exemples d'images IRM de l'objet-test obtenues au moyen des différentes séquences indiquées en annexe B (Imageur Siemens 1,5 T.).



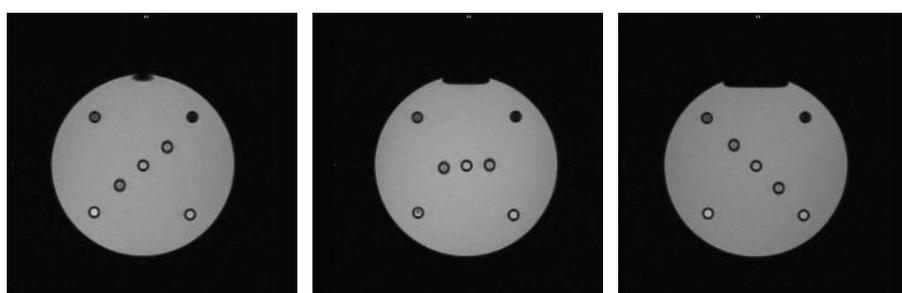
**T1-SE, TR = 800ms,
TE = 12ms**



**T2-SE, TR = 4000ms,
TE = 14ms**

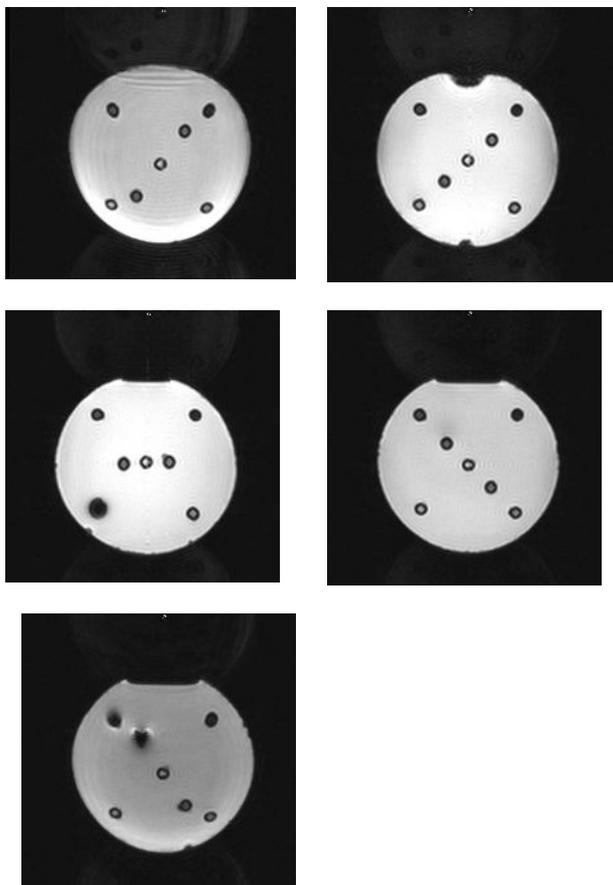


**T2-SE, TR = 4000ms,
TE = 85ms**



**FLAIR, TR = 8800ms,
TE = 110ms**

D- Exemples d'images IRM de l'objet-test obtenues au moyen de séquence de type « Echo planar » (Imageur Siemens 1,5 T).



E- Tableau d'évaluation de l'uniformité des images IRM.

Zone d'intérêt	1	2	3	4	5
image z=0					
image z= +40					
image z =-40					

F- Tableau d'évaluation du contraste-sur-bruit des images IRM.

Séquence	TR (ms)	TUBE 1	TUBE 2	TUBE 3	TUBE 4	TUBE 5	TUBE 6	TUBE 7
SE T2 TE 14ms	4400							
SE T2TE 85ms	4400							
T1 SE	800							
T1 GE	450							
FLAIR	8800							

G- Tableau d'évaluation de la position de coupe des images IRM.

Séquence IRM :	Epaisseur de la coupe (mm) :			
Valeurs mesurées sur l'image z_m (mm)				
Valeurs calculée z_c (mm)				
Δz (mm)				

H- Tableau d'évaluation des distorsions géométriques des images IRM.

Séquence IRM	Distance (1-2)	Distance (3-4)	Distance (1-3)	Distance (2-4)
Distance réelle sur l'image D_r (mm)				
Distance mesurée sur l'image D_m (mm)				
Δ (%)				

I-Résultats du recalage manuel des différentes images obtenues au moyen des différentes séquences indiquées dans le tableau 4 (logiciel Dosisoft) :

Séquence	Coordonnées (mm)			Transformation						Erreur après transformation (mm)		
	X	Y	Z	Rotation (°)			Translation (mm)			Erreur moyenne	Erreur max	
« Dosi Flair » FLAIR	Ref	-12.11	64.01	24.39	Xr	Yr	Zr	Xt	Yt	Zt	1.96	3.32
	App	-11.65	65.46	25.35	2.5	0.5	1.0	6.6	6.6	35.74		
« Dosi T1 Gado » Echo de spin T1	Ref	27.89	62.01	14.61	Xr	Yr	Zr	Xt	Yt	Zt	4.10	6.27
	App	27.70	65.04	11.82	2.5	0	1.0	7.1	9.0	36.07		
« Dosi T2 TRA » Echo de spin T2	Ref	27.89	-40.76	14.61	Xr	Yr	Zr	Xt	Yt	Zt	1.17	2.06
	App	27.57	-38.98	22.92	0	0.5	0	6.6	6.6	-35.74		
« T2 Mesure » Echo de spin T2	Ref	27.89	12.25	4.39	Xr	Yr	Zr	Xt	Yt	Zt	1.48	2.31
	App	27.75	13.47	6.35	2.5	0.5	1.0	8.2	-0.75	38.98		
« SE-mc16échosvd » Echo de spin 16 échos	Ref	-10.89	0.25	0.11	Xr	Yr	Zr	Xt	Yt	Zt	0.71	1.68
	App	-10.80	0.25	1.56	0.5	0.5	0	7.4	4.7	35.00		
« t1_fl2D90°512 » Echo de gradient	Ref	27.64	-38.51	24.39	Xr	Yr	Zr	Xt	Yt	Zt	0.73	1.78
	App	27.81	-38.51	25.24	0	0	0	7.8	7.2	-38.49		

Références bibliographiques :

1. Rosenwald JC, Gaboriaud G, Pontvert D. Quality assurance in conformal radiotherapy - La radiothérapie conformationnelle : principes et classification. *Cancer Radiother* 1999 ; 3:367-77.
2. Kantor G, Loiseau H. Analysis of target volumes for gliomas] *Cancer Radiother* 2005 Jun; 9(4):230-9. Review.
3. Rasch C, Steenbakkers R, van Herk M. Target definition in prostate, head, and neck. *Semin Radiat Oncol* 2005 Jul; 15(3):136-45. Review.
4. Evaluation des performances et contrôle de qualité des scanners. Commission « Imagerie numérique » de la Société Française des Physiciens d'Hôpital (SFPH)), Juin 1990.
5. Bloch F, Purcell M. Nuclear Induction. *Phys Rev* 1946 : 460-468.
6. Abragam A. Principles of nuclear magnetism. Clarendon, Oxford 1961.
7. Bottomley PA, Hardd CJ. A review of ¹H Nuclear Magnetic Resonance Relaxation in pathology: are T₁ and T₂ diagnostic? *Med Phys* 1987; 14, 1.
8. Martin ML, Delpuech JJ. Practical Nuclear Magnetic Resonance (NMR). Hyeden, London-Philadelphia 1980.
9. Dwek DA. Nuclear Magnetic Resonance (NMR) in biochemistry. Clarendon, Oxford 1973.
10. Kastler B. Comprendre l'IRM : Masson 2001.
11. Simmons A, Arridge SR, Barker GJ, Williams SC. Simulation of MRI clusters plots and application to neurological segmentation. *Magn Reson Imaging* 1996 ; 14:73-92.
12. Taylor DG, Bore CF. A review of the magnetic response of biological tissue and its applicability to the diagnosis of cancer by NMR radiology. *J Comput Assist Tom* 1981; 5:122-34.
13. Hendrick RE. Sampling time effects on signal-to-noise and contrast-to-noise in spin echo. *Magn Reson Imaging* 1987; 5:31-37.
14. D.Doyon, E.A. Cabanis, Imagerie par résonance magnétique, Masson 1997.
15. Lavayssiere R, Vannetzel JM. TDM et IRM en cancérologie de l'adulte. Vigot 1997.
16. Bradley WG, Brant-Zawadzki M. The raven MRI teaching file. Raven Press, New-York 1995.

17. Dedieu V, Fau P, Otal P, Renou JP, Emerit V, Joffre F, Vincensini D. Rapid relaxation times measurements by MRI : an application to contrast agent modelling for muscle fiber types. *Magn Reson Imaging* 2000; 18(10):1221-33.
18. Mirowitz SA, MR Imaging artifacts. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 1999; 7: 713-32.
19. Arena L, Morehouse HT, Safir J. MR imaging artifacts that simulate disease : how to recognize and eliminate them. *Radiographics* 1995; 15: 1373-1394.
20. Mirowitz DA (ed). *Pitfalls, variants, and artifacts in body MR imaging*. Mosby-year book. St Louis, Mosby 1996.
21. Price RR, Axel L, Morgan T, et al. Quality assurance methods and phantoms for Magnetic Resonance Imaging: report of AAPM Nuclear Magnetic Resonance Task Group n. 1 a . *Med Phys* 1990;17:287–295.
22. EEC Concerted Research Project: IV. Protocols and test objects for the assessment of MRI equipment. *Magn Reson Imaging* 1988; 6:195–99.
23. Lerski RA, Mc Robbie DW, Straughan K, Walker PM, De Certaines JD., Bernard AM. Multi-centre trial with protocols and prototype test objects for assessment of MRI equipment. *Magn Reson Imaging* 1988; 6:201–14.
24. Lerski RA, De Certaines JD. Performance assessment and quality control in MRI by Eurospin test objects and protocols. *Magn Reson Imaging* 1993; 11:817–33.
25. Lerski RA. Trial of modifications to Eurospin MRI test objects. *Magn Reson Imaging* 1993; 11:835–39.
26. Lerski RA. De Wild J. Et al Quality control in magnetic resonance imaging IPEM Report. York :IPEM, 1995.
27. NEMA standards publication n. MS1: Determination of signal to noise ratio (SNR) in diagnostic Magnetic Resonance Imaging, n. 286 – cat. N. 90401. National Electrical Manufacturers Association, 2101 1st Street, NW, Washington DC 20037, 1988 (R1994).
28. NEMA standards publication n. MS2: Determination of two dimensional geometric distortions in diagnostic Magnetic Resonance Imaging, n. 287 – cat. N. 90402. National Electrical Manufacturers Association, 2101 1 Street, NW, Washington DC 20037, 1989.
29. NEMA standards publication n. MS3: Determination of image uniformity in diagnostic Magnetic Resonance Imaging, n. 288 – cat. N. 90403. National Electrical Manufacturers Association, 2101 1 Street, NW, Washington DC 20037, 1989.

30. NEMA standards publication n. MS5: Determination of slice thickness in diagnostic Magnetic Resonance Imaging, n. 290 – cat. N. 90408. National Electrical Manufacturers Association, 2101 1 Street, NW, Washington DC 20037, 1991.
31. Och JG, Clarke GD, Wadslaw TS, Coleman WR, Seong KM. Acceptance testing of Magnetic Resonance Imaging systems: report of AAPM Nuclear Magnetic Resonance Task Group n. 6 a . Med Phys 1992; 19:217–229.
32. Eurospin test object manual. Livingston, Scotland : Diagnostic Sonar Ltd, 1992.
33. P do F, Orr JS, Schmidt KH, et al. Introduction, objectives, and activities. Magn Reson Imaging 1988; 6:175–178.
34. Purdy DE. Acceptance testing of magnetic resonance imagers: which test are worthwhile?. In Dixon RL, editor. MRI Acceptance Testing and Quality Control. NC: AAPM Symposium Winston-Salem, 1988.
35. Magnusson P, Olson LO. Image analysis methods for Assessing levels of image plane nonuniformity and stochastic noise in a magnetic resonance image of a homogeneous phantom. Med Phys 2000; 27(8):1980–1994.
36. Mascaro L, Stocchi S, Colombo P, Del Corona M, Baldassarri AM. Criteri per la definizione di un programma per l'assicurazione della qualità nella diagnostica per immagini con Risonanza Magnetica: studio multicentrico. Radiol Med 1999;97:389 – 397.
37. Berardi P, Bergamini C, Gavelli GP, et al. Messa a punto e applicazione di un protocollo di controllo di qualità in Risonanza Magnetica. Radiol Med 1995; 89:310 –318.
38. Edelstein WA. A signal-to-noise calibration procedure for NMR Imaging systems. Med Phys 1984; 11:180 –185.
39. Colombo P, Baldassarri A, Et al. Multicenter trial for the set-up of a MRI quality assurance programme. Magn Reson Imaging 2004; 6:93-101.
40. Firbank M.J, Harrison R.M. et al. Quality assurance for MRI : practical experience The British Journal of Rad. 2000 ; 73 :376-383.
41. Cirmiello A, Brunetti A. Et al Assessment of scanner performance and normalization of estimated relaxation rate values Magn Reson Imaging 2001; 19:123-128
42. Shellock F. Magnetic resonance safety update 2002 : Implants and devices Journal of Magn.Reson. Imag. 2002 ; 16 :485-496

43. De Certaines J Et al. Safety aspects and quality assessment in MRI and MRS : A challenge for health care systems in Europe. *Journal of Magn Reson Imag* 2001; 13 :632-638.
44. ICRU Report 50, Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy, 1993.
45. ICRU Report 62, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), 1999.
46. Bey P, Gaboriaud G, Pfeiffert D, Aletti P, Cosset JM. Standarts, options et recommandations pour une bonne pratique en radiothérapie externe et en curiethérapie en cancérologie. *Bull.Cancer* 1995; 82:811-822.
47. Standarts, options et recommandations 2002 pour la prise en charge des patients atteints de gliomes intracrâniens de l'adulte. FNLCC, standarts, options et recommandations. [Http://www.fnclcc.fr](http://www.fnclcc.fr), juin 2002.
48. Giraud P, Kantor G, Loiseau H, Rosenzweig. Target definition in the thorax and central nervous system. *Semin Radiat Oncol* 2005; 15(3):146-156.
49. Maingon P, Mammar V, Peignaux K, Truc G, Barillot I. Les contraintes aux organes à risques en radiothérapie par modulations d'intensité. *Cancer/Radiothérapie* 2004; 8:234-247.
50. Kantor G, Loiseau H. Volumes cibles anatomocliniques des tumeurs gliales. *Cancer/Radiothérapie* 2005; 9:230-239.
51. Amdur RJ, Gladstone D, Leopold KA, Harris RD. Prostate seed implant quality assessment using MR and CT fusion. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999; 43: 67-72.