



UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE - LILLE 2
FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG

Année : 2017

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN MEDECINE

**PRINCIPES ET APPORTS DE L'IMAGERIE DE DEPLACEMENT
CHIMIQUE EN PATHOLOGIE MUSCULOSQUELETTIQUE : REVUE
DE LA LITTERATURE**

Présentée et soutenue publiquement le 29 juin 2017 à 14h
au Pôle Recherche

Par Sébastien PESCH

JURY

Président :

Madame le Professeur COTTEN

Assesseurs :

Monsieur le Professeur DEMONDION

Monsieur le Professeur ERNST

Monsieur le Docteur LEFEBVRE

Directeur de Thèse :

Monsieur le Docteur LEFEBVRE

AVERTISSEMENT

La faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs.

LISTE DES ABREVIATION

B0 : Champ magnétique statique

B1 : Onde de radiofréquence

CS : Chemical shift

CSI : Chemical Shift Imaging

DP : Densité de proton

EG : Echo de Gradient (GRE)

FA : Flip Angle

FFE : Fast Field Echo

FS : Fat Sat

FSE : Fast Spin Echo

Hz : Hertz

IDEAL : Iterative Decomposition of water and fat with Least-square Estimation

IP : In Phase (phase)

IRM : Imagerie par résonance magnétique

LAVA : Liver Acquisition with Volume Acceleration

LCR : Liquide céphalo rachidien

OP : Out of Phase (opposition de phase)

Ppm : Parties par millions

ROI : Region of Interest

Se : Sensibilité

SE : Spin Echo

SIR : Signal Index Ratio

Sp : Spécificité

SPGR : SPoiled Gradient Recalled Acquisition in Steady State

STIR : Short TI Inversion Recovery

T : TESLA

T1 : temps de relaxation longitudinal

T2 : temps de relaxation transversal

TDM : Tomodensitométrie

TE : Temps d'Echo

TFE : Turbo Field Echo

TR : Temps de répétition

TSE : Turbo Spin Echo

WFOP : Water/Fat Opposed

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	1
I.PRINCIPES DE L'IMAGERIE DE DEPLACEMENT CHIMIQUE	2
1. Principes physiques de l'imagerie de déplacement chimique	2
1.1. Prérequis	2
1.2. Fréquence de Larmor	3
1.3. Champ magnétique local B et statique externe B_0	3
1.4. Calcul de la différence de fréquence eau-graisse : Exemple à 3T et 1.5T	3
1.5. Différence de fréquence et différence de phase	4
1.6. Modélisation du signal en phase et opposition de phase	5
2. Modalités d'acquisitions de l'imagerie de déplacement chimique	6
2.1. Séquences T1 EG en double écho (IP / OP)	6
2.2. Séquences de séparation eau-graisse	7
2.2.1. Méthode Dixon originale	9
2.2.1.1. Modélisation du signal	9
2.2.1.2. Technique « 2 points » Dixon originale	10
2.2.2. Evolution de la méthode Dixon originale	11
2.2.2.1. Passage au « 3 points » Dixon	11
2.2.2.2. Retour au « 2 points » Dixon	12
2.2.2.2.1. Méthode mDixon	12
2.2.2.2.2. Méthode FLEX	12
2.2.2.3. Méthode IDEAL	12
3. Paramètres techniques à considérer en écho de gradient	13
3.1. Décroissance $T2^*$ et choix des TE	13
3.1.1. Définition de la décroissance $T2^*$	13
3.1.2. Influence du $T2^*$ en fonction des TE	14
3.1.3. Solutions proposées	15

3.2.	Effet T1 « parasite »	15
3.3.	Ambiguïté eau-graisse	15
4.	Spécificités des contrastes IP/OP reconstruits à partir des séquences de séparation eau-graisse en Turbo Spin Echo	16
5.	Interprétation en imagerie de déplacement chimique	18
5.1.	Artéfact de déplacement chimique	18
5.1.1.	1 ^{er} ordre	18
5.1.2.	2 ^{ème} ordre ou « Indian ink artefact »	18
5.2.	Lecture qualitative et quantitative en imagerie de déplacement chimique	19
5.2.1.	Lecture qualitative	19
5.2.2.	Lecture quantitative	20
5.3.	Biochimie musculosquelettique et variation du signal en opposition de phase	21
II.	APPORTS EN PATHOLOGIES MUSCULOSQUELETTIQUES	24
1.	Pathologies de la moelle osseuse	24
1.1.	Rappels histo-pathologiques	24
1.1.1.	Tissu osseux normale	24
1.1.2.	Moelle osseuse normale	24
1.1.3.	Reconversion médullaire	25
1.1.4.	Déplétion médullaire	25
1.1.5.	Maladies prolifératives malignes de la moelle osseuse	26
1.1.6.	Œdème de la moelle osseuse	26
1.1.7.	Remplacement médullaire	26
1.1.8.	Ischémie de la moelle osseuse	27
1.2.	Aspect IRM de la moelle osseuse normale et pathologique	27
1.2.1.	Aspect IRM de la moelle osseuse normale	27
1.2.2.	Aspect IRM de la moelle osseuse pathologique	29
1.3.	Intérêt de l'imagerie de déplacement chimique : Etat de l'art	31
1.3.1.	Remplacement médullaire versus œdème et foyer de moelle rouge	31

1.3.2.	Fractures vertébrales : Bénignes ou malignes ? _____	38
1.3.3.	Evaluation du degré d'infiltration de la médullaire osseuse dans les hémopathies _	42
1.3.3.1.	Myélome _____	43
1.3.3.2.	Lymphome et leucémie _____	45
1.3.4.	Moelle régénérative ou hémopathies prolifératives ? _____	45
1.3.5.	Détection des ostéomes ostéoides _____	45
1.3.6.	Détermination de l'extension des tumeurs osseuses _____	47
1.3.7.	Détection des lésions de remplacement médullaire en cas de moelle rouge abondante _____	49
2.	Applications aux parties molles et articulaires _____	49
2.1.	Applications quantitatives de l'imagerie de déplacement chimique _____	49
2.1.1.	Quantifier et évaluer la dégénérescence graisseuse musculaire _____	49
2.2.	Intérêt du contraste d'opposition de phase _____	51
2.2.1.	Etude articulaire et délimitation des érosions _____	51
2.2.2.	Délimitation des processus expansifs _____	54
III.	PIEGES ET ERREURS _____	54
1.	Pièges et erreurs dans l'étude de la moelle osseuse _____	54
1.1.	Faux positifs : SIR > 0.8 _____	54
1.1.1.	Fractures vertébrales sévères _____	54
1.1.2.	Fibrose médullaire _____	54
1.1.3.	Antécédents de radiothérapie _____	55
1.1.4.	Lésions de remplacement médullaire bénignes _____	55
1.2.	Faux négatifs : SIR < 0.8 _____	57
1.2.1.	Hémopathie maligne avec infiltration médullaire de bas grade _____	57
1.2.2.	Lésions ostéocondensantes _____	57
1.2.3.	IRM post thérapeutique : Chimiothérapie / Radiothérapie _____	59
1.3.	Aspect de pseudo fracture _____	62
1.4.	Temps d'écho non adaptés _____	63

1.5. Injection de gadolinium _____	64
2. Erreurs dans la quantification de la fraction grasseuse musculaire_____	64
IV.CONCLUSION _____	65
TABLEAU DE SYNTHESE _____	67
BIBLIOGRAPHIE _____	68

INTRODUCTION

Dans le domaine musculosquelettique, l'imagerie de déplacement chimique IP/OP a montré un intérêt grandissant ces dernières années pour l'étude de la moelle osseuse et des parties molles. Basée sur le même principe qui permet de caractériser un adénome surrénalien ou de mesurer une stéatose hépatique, l'imagerie de déplacement chimique permet de détecter et de quantifier de petites quantités de graisse microscopique d'une région d'intérêt en comparant le signal entre deux images acquises en phase et en opposition de phase. Elle semble être considérée comme une méthode efficace pour différencier un foyer de remplacement médullaire d'un foyer d'œdème ou de moelle rouge ou quantifier le pourcentage de graisse intra musculaire.

Depuis quelques années, l'offre des constructeurs s'est multipliée, proposant différentes méthodes de séparation de l'eau et de la graisse (DIXON, mDIXON, IDEAL, FLEX...) basées sur le principe de déplacement chimique et permettant d'obtenir quatre contrastes (phase/opposition de phase/eau/graisse) en une seule acquisition et pouvant être appliquées à de nombreuses séquences en EG, SE ou TSE.

A l'état de la littérature trois constats ont été relevés :

- Il n'existe aucune mise au point complète sur le sujet.
- L'ensemble de la littérature est basée sur une imagerie de type T1 EG.
- Aucun auteur n'a exposé la place ou proposé une iconographie à partir des séquences de séparation eau-graisse acquises en TSE.

L'objectif de ce travail était donc de réaliser une revue de la littérature de l'imagerie de déplacement chimique IP/OP en pathologie musculosquelettique en rappelant les principes techniques à maîtriser, les modalités d'acquisitions, les applications, les limites et pièges à éviter. Mais aussi de réfléchir à la place des contrastes IP/OP issus des séquences de séparation eau-graisse TSE.

I. PRINCIPES DE L'IMAGERIE DE DEPLACEMENT CHIMIQUE

1. Principes physiques de l'imagerie de déplacement chimique

1.1. Prérequis

L'imagerie de déplacement chimique assume l'idée que l'eau et la graisse soient les deux seules espèces chimiques contribuant au signal d'un pixel.

Elle implique une différence de fréquence de résonance (ou fréquence Larmor) entre les protons de l'eau et les protons de la graisse de l'ordre de 3.5 ppm (les protons de l'eau tournant plus vite que les protons de la graisse)(1).

Nb : Le modèle qui consiste à affirmer que la différence de fréquence de résonance de l'eau et de la graisse est de 3.5 ppm est simplifié car il considère que l'eau et la graisse ne possèdent qu'un seul pic spectral. Ce qui est relativement vrai pour l'eau mais pas pour la graisse qui en possède plusieurs. Le choix de retenir 3.5 ppm est basé sur le fait que le principal contributeur au spectre des graisses a été identifié comme le méthylène avec une fréquence de résonance 3,5 ppm devant la fréquence de résonance de l'eau.

1.2. Fréquence de Larmor

La Fréquence de Larmor (f_0) est donnée par la formule (2):

$$f_0 = \gamma \frac{B_0}{2\pi}$$

- f_0 = Fréquence de Larmor (Hz)
- γ = constante gyromagnétique ($\gamma = 2,6751987.108 \text{ rad. T}^{-1}.\text{s}^{-1}$)
spécifique à chaque noyau
- B_0 = Champ magnétique statique externe

1.3. Champ magnétique local B et statique externe B_0

Le champ magnétique local B correspond au champ magnétique de l'IRM (B_0)

diminué d'une constante d'écran liée à chaque molécule (3) :

- $B = B_0 - \sigma B_0$
- σ : constante d'écran qui dépend de chaque structure
- $\sigma_{\text{graisse}} > \sigma_{\text{eau}}$

1.4. Calcul de la différence de fréquence eau-graisse : Exemple à 3T et

1.5T

Comme $\sigma_{\text{graisse}} > \sigma_{\text{eau}}$:

- $B_{\text{eau}} > B_{\text{graisse}}$
- $f_{0 \text{ eau}} > f_{0 \text{ graisse}} \quad \leftrightarrow \quad CS_{\text{eau-graisse}} \approx 3.5\text{ppm}$
- $\Delta f_{0 \text{ eau-graisse } 3\text{T}} (\text{Hz}) = f_0 \cdot CS_{\text{eau-graisse}} \approx (\gamma (3/ 2\pi)) \cdot (3.5/10^6) \approx 448 \text{ Hz}$
- $\Delta f_{0 \text{ eau-graisse } 1.5\text{T}} (\text{Hz}) \approx f_0 \cdot CS_{\text{eau-graisse}} \approx (\gamma (1.5/ 2\pi)) \cdot (3.5/10^6) \approx 224 \text{ Hz}$

1.5. Différence de fréquence et différence de phase

La différence de fréquence de rotation qui existe entre les protons de l'eau et les protons de la graisse a pour conséquence une variation de leur phase dans le temps. Pour comprendre, il faut imaginer que les protons de l'eau et de la graisse tournent à des vitesses différentes. Ils se retrouvent donc périodiquement en phase (0°) et opposition de phase (180°). Etant donné que l'on sait calculer la différence de fréquence de rotation (f_0) des protons de l'eau et de la graisse en fonction du champ magnétique utilisé, il est donc possible de connaître les « moments (T) » où les protons seront en phase et en opposition de phase. En nomenclature IRM, ces « moments (T) » correspondent aux temps d'écho (TE).

A TE = 0, l'onde de radiofréquence B1 a fait basculer les spins dans le plan transversal. Les protons sont nécessairement en phase.

A TE = n, il existe un déphasage progressif des spins protoniques eau et graisse à des vitesses différentes, de sorte que les « moments TE » de phase et d'opposition de phase sont donnés par (4) :

$$TE_n = \frac{n}{2 \cdot CS_{eau-lipides} \cdot f_0}$$

Avec : TE₁ = protons en opposition de phase

TE₂ = protons en phase

...

Pour exemple, sur une IRM à 3T :

$$TE_1 = (1 / (2 \times 448)) \approx 1.1 \text{ ms}$$

$$TE_2 = (2 / (2 \times 448)) \approx 2.2 \text{ ms}$$

....

1.6. Modélisation du signal en phase et opposition de phase

Le signal de l'eau et de la graisse peut être représenté comme des vecteurs d'aimantations orientés dans la même direction lorsque les protons sont en phase (0°) et dans une direction opposée lorsqu'ils sont en opposition de phase (180°) (fig.1).

La valeur du signal s'exprime en valeur absolue et correspond en phase à la somme du signal de l'eau et de la graisse et en opposition de phase, au signal de l'eau moins le signal de la graisse :

- Signal en phase = $|S_{\text{eau}} + S_{\text{graisse}}|$
- Signal en opposition de phase = $|S_{\text{eau}} - S_{\text{graisse}}|$

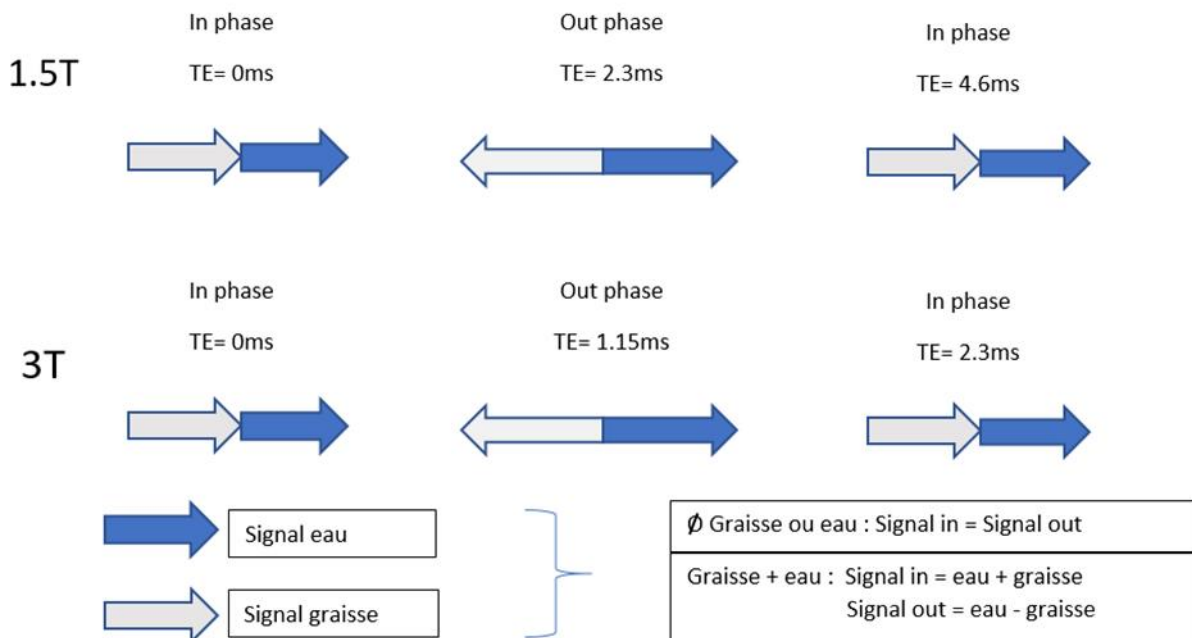


Figure 1 : Orientation des vecteurs d'aimantations du signal de la graisse et de l'eau en fonction du TE à 1.5T et 3T

2. Modalités d'acquisitions de l'imagerie de déplacement chimique

2.1. Séquences T1 EG en double écho (IP / OP)

Il s'agit d'une acquisition en écho de gradient utilisant deux échos différents pendant le même TR. L'un choisi en phase et l'autre en opposition de phase (5) (Tab.1). La séquence IP/OP « dual écho » permet ainsi d'obtenir en une acquisition de courte durée, une image en phase et une image en opposition de phase sans problème de décalage de coupe entre deux acquisitions.

Tableau 1 : Acronymes des séquences d'écho de gradient utilisables en imagerie de déplacement chimique par constructeurs

	Séquences EG classique	Séquences EG « spoiled »	Ultra fast EG
Philips	FFE	T1-FFE	T1-TFE
GE	GRE	SPGR	LAVA DE
Siemens	GRE	FLASH	TurboFLASH

2.2. Séquences de séparation eau-graisse

Les séquences de séparation eau-graisse (Tab.2) sont toutes basées sur la méthode Dixon qui utilise le principe de déplacement chimique entre l'eau et la graisse afin de séparer leur signal. Ces séquences peuvent être obtenues en écho de gradient, spin écho ou turbo spin écho et permettent ainsi d'obtenir l'image souhaitée en 4 contrastes (IP/OP/FAT/WATER) (fig. 2). Au fil des années la méthode Dixon n'a cessé d'être améliorée et modifiée (6).

Tableau 2 : Acronymes des séquences de séparation eau-graisse par constructeurs

	Séquences
Philips	Dixon, mDixon, XD Dixon
GE	IDEAL, Flex
Siemens	Dixon
Toshiba	WFOP
Hitachi	Fatsep

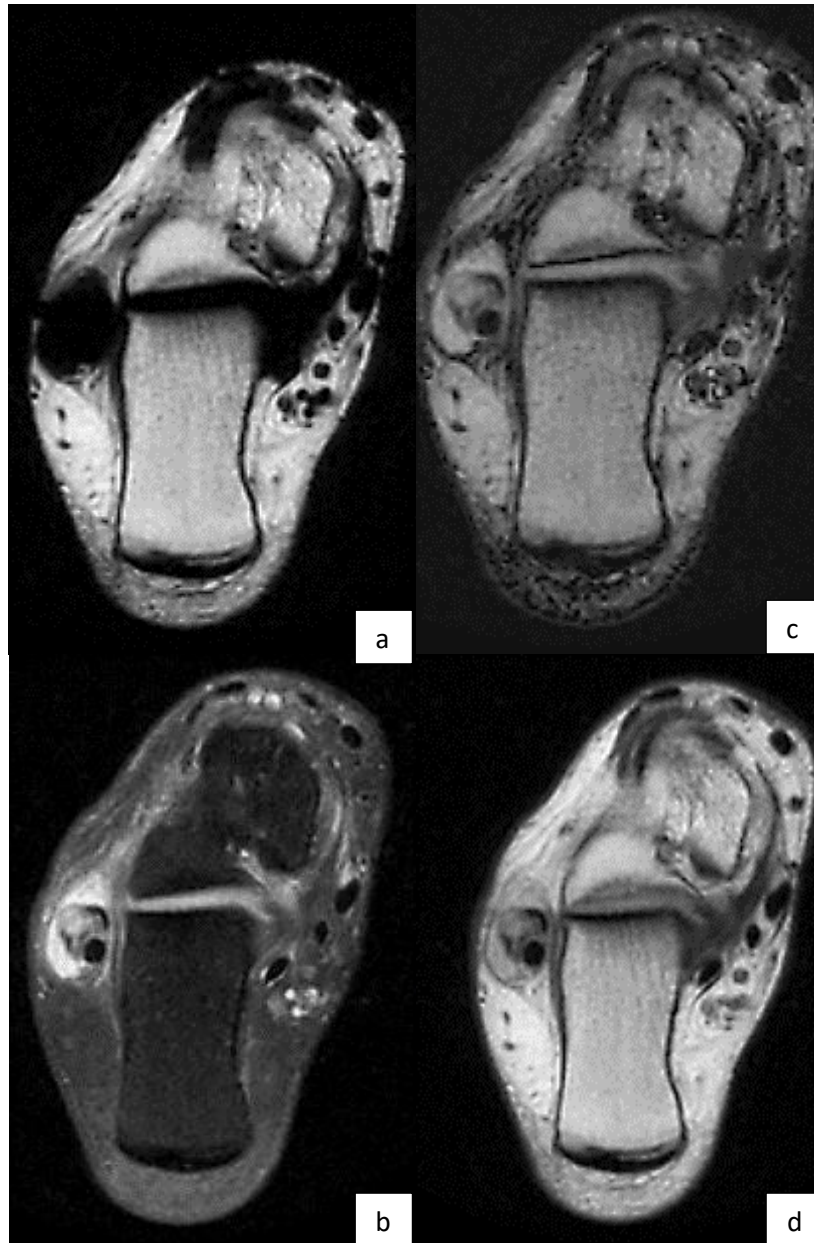


Figure 2 : IRM de cheville droite en vue axiale : Séquence T1 IDEAL FSE post injection

- a) Contraste « Fat » correspondant au signal exclusif de la graisse
- b) Contraste « Water » correspond au signal exclusif de l'eau.
- c) Contraste d'opposition de phase.
- d) Contraste de phase

2.2.1. Méthode Dixon originale

En 1984, Dixon propose une méthode de suppression du signal de la graisse basée sur la différence de phase des protons de la graisse et de l'eau (7). Dans sa technique, deux « sets » de spin écho sont recueillis avec une différence de TE correspondant pour le premier à un signal en phase au centre de l'écho et pour le second à un signal en opposition de phase par décalage de quelques millisecondes du gradient de lecture de l'écho.

2.2.1.1. Modélisation du signal (fig.3)

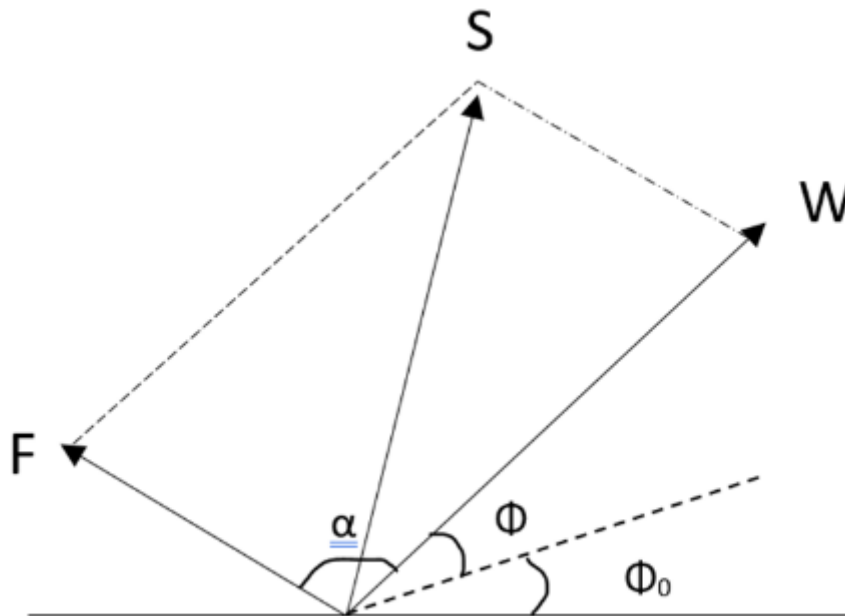


Figure 3 : Représentation vectorielle du signal S donné par le signal F de la graisse et le signal W de l'eau au sein d'un pixel (8)

Le complexe signal graisse (F) et eau (W) obtenu après la transformée de Fourier de l'acquisition peut être exprimée comme :

$$S(x, y) = [W(x, y) + F(x, y) \cdot e^{i\alpha}] \cdot e^{i\phi(x, y)} \cdot e^{i\phi_0(x, y)} \quad (8)$$

Avec :

- x, y représentent les coordonnées spatiales des pixels.
- F et W représentent la magnitude de magnétisation d'un pixel respectivement pour la graisse et l'eau.
- α représente l'angle de phase entre les vecteurs F et W du signal.
- ϕ représente l'erreur de phase liée aux inhomogénéités du champ magnétique.
- ϕ_0 représente d'autres erreurs de phase liées à d'autres imperfections du système.

Dans une acquisition de type Dixon, Δt représente les changements de temps d'écho (TE) en écho de gradient ou le « time shift » en spin écho.

2.2.1.2. Technique « 2 points » Dixon originale

La méthode Dixon originale de type « 2 points » permet donc de déterminer W et F à partir de l'acquisition d'une image en phase (S_0) et d'une image en opposition de phase (S_1) (8) :

$$S_0 = (W + F) \cdot e^{i\phi_0}$$

$$S_1 = (W - F) \cdot e^{i\phi} \cdot e^{i\phi_0}$$

Dans sa méthode, Dixon simplifie l'équation sus décrite du signal en ne considérant pas de variations spatial (x,y) de W , F , ϕ et ϕ_0 et considère $\phi = 0$ et obtient donc :

$$W = 0.5 \cdot |S_0 + S_1|$$

$$F = 0.5 \cdot |S_0 - S_1|$$

Le problème est que dans la réalité ϕ n'est pas égal à 0. Cette approximation est donc responsable d'erreur de calcul de W et F.

2.2.2. Evolution de la méthode Dixon originale

Depuis une vingtaine d'années la méthode Dixon originale n'a cessé d'être perfectionnée. De nombreuses stratégies d'échantillonnage et de post traitement ont été proposées afin de réduire les temps d'acquisitions et d'optimiser la qualité de la séparation eau-graisse.

2.2.2.1. Passage au « 3 points » Dixon

Afin de répondre à ce problème d'erreur de phase ϕ , plusieurs auteurs montrent l'intérêt d'ajouter un troisième écho en phase ou en opposition de phase pour calculer ϕ . Une fois l'erreur de phase ϕ déterminée par équations, celle-ci peut ensuite être retirée de l'équation du signal, et W et F peuvent être déterminées comme dans la méthode originale Dixon (9–11). Les images d'opposition de phase, de graisse et d'eau sont ainsi reconstruites avec correction des erreurs de phase liées aux hétérogénéités de B0.

Hardy a été le premier à appliquer cette méthode à des séquence TSE en réalisant l'acquisition de trois images : avec la lecture de l'écho au centre de l'écho de spin pour la première, et symétriquement décalée de quelques millisecondes avant et après le centre de l'écho pour obtenir deux autres images en opposition de phase de 180° et -180° (12) .

2.2.2.2. Retour au « 2 points » Dixon

2.2.2.2.1. Méthode mDixon

La méthode mDixon peut être appliquée aux séquences 3D FFE et 2D TSE pondérées T1, T2, DP. Il s'agit d'une méthode 2 points Dixon, basée sur l'utilisation « d'écho semi flexible » et utilisant de nouveaux algorithmes de reconstructions (13,14) permettant d'obtenir une excellente correction des erreurs de phase sans la nécessité d'ajouter un troisième écho. Cette méthode permet ainsi d'améliorer la vitesse d'acquisition et offre plus de flexibilité dans la sélection des TE et des « time shifts ». Une fois le signal de l'eau et de la graisse déduit il est possible de reconstruire les 4 contrastes souhaités (eau/graisse/phase/opposition de phase).

2.2.2.2.2. Méthode FLEX

La méthode FLEX est utilisable en EG et permet tout comme une méthode « 2 points » Dixon classique, d'obtenir les images IP/OP classiques acquises sur le même TR, ainsi que les images reconstruites d'eau et de graisse grâce à des algorithmes de reconstruction spécifiques (15).

2.2.2.3. Méthode IDEAL

La méthode IDEAL pour « Iterative Decomposition of water and fat with Least-square Estimation » peut être appliquée aux séquences 2D FSE pondérées T1, T2 et DP (16) ainsi qu'aux séquences 3D SPGR T1(17). Contrairement à la technique Dixon « 3 points » classique qui utilise des écho avec un décalage de phase symétrique ($-\pi$; 0 ; π), la technique IDEAL est basée sur l'acquisition de 3 échos asymétriques théoriquement sélectionnées pour générer le maximum de rapport signal sur bruit ($-2\pi/6$; $\pi/2$; $7\pi/6$) (18). Une méthode itérative de décomposition est utilisée pour estimer la carte d'hétérogénéité de B_0 qui peut être soustraite au signal

des images sources acquises. Le signal de ces images est ensuite décomposé par différentes méthodes matricielles permettant de séparer le signal de l'eau et le signal de la graisse. Enfin les images d'eau et de graisse sont recombinaées en image de phase et d'opposition de phase.

3. Paramètres techniques à considérer en écho de gradient

3.1. Décroissance T2* et choix des TE

3.1.1. Définition de la décroissance T2*

En écho de gradient en raison de l'absence d'impulsion de rephasage de 180° et des inhomogénéités du champ magnétique, l'aimantation transversale des protons de l'eau et des lipides décroît toujours dans le temps selon une courbe exponentielle décroissante T2* propre à chaque tissu(19) (fig 4).

Le T2* se raccourcit à mesure que le champ magnétique B0 augmente ou que l'environnement devient hétérogène (exemple : foie hémochromatosique), de sorte que la décroissance du signal entre TE_n et TE_{n+1} augmente.

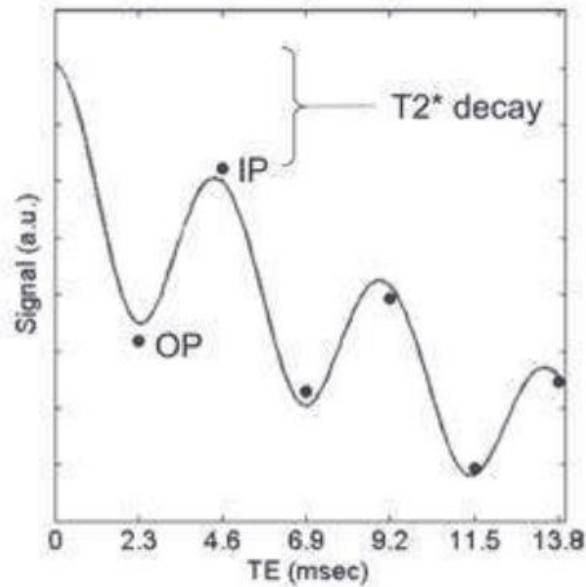


Figure 4 : Représentation de la décroissance du signal dû à la décroissance T2* à 1.5T par Cassidy et al. (20)

3.1.2. Influence du T2* en fonction des TE

En application pratique hépatique, il est bien connu que l'effet T2* peut être responsable d'erreurs de quantification du pourcentage de stéatose hépatique. En choisissant un $TE_{op} > TE_{in}$, la chute de signal liée simplement à l'effet T2* peut entraîner une surestimation du degré d'infiltration stéatosique hépatique. A l'inverse en choisissant un $TE_{in} \gg TE_{op}$, la perte de signal par effet T2* sur l'image en phase aura tendance à faire sous-estimer la quantité de stéatose hépatique (21).

En application pratique musculosquelettique, F. Del Grande et al montrent que la sensibilité et spécificité pour caractériser quantitativement une lésion de remplacement médullaire est diminuée si $TE_{in} < TE_{op}$ (22).

3.1.3. Solutions proposées

La décroissance $T2^*$, inéluctable en écho de gradient entre TE_{in} et TE_{op} est donc un biais technique qui peut et doit être limité par (22,23) :

- Le choix d'un $TE_{op} < TE_{in}$
- Le choix d'un ΔTE le plus court possible

Il est possible d'estimer la décroissance $T2^*$ à partir d'une acquisition triple écho (24) mais cette méthodologie n'est pas décrite en imagerie musculosquelettique ou à partir des nouvelles séquences de type Dixon qui peuvent apporter une correction de la décroissance $T2^*$ dans les reconstruction(25).

3.2. Effet T1 « parasite »

L'effet T1 « parasite » est la conséquence de la repousse longitudinale du signal entre chaque temps d'écho (TE_{IP} et TE_{OP}) à des vitesses différentes pour chaque tissu en fonction de son propre T1. Il est d'autant plus important que la différence de T1 entre les tissus considérés est importante. Etant donné qu'il existe une importante différence de T1 entre le muscle (environ 850 ms à 1.5T et 900 ms à 3T) et la graisse (environ 340 ms à 1.5T et 390 ms à 3T)(26), on peut considérer que l'effet T1 « parasite » n'est pas négligeable pour la quantification de la fraction grasseuse intra musculaire et participe donc avec la décroissance $T2^*$ et la présence ou non de graisse, à la variation du signal entre la phase et l'opposition de phase.

L'effet T1 « parasite » peut être simplement limité en utilisant un angle de bascule de 20° qui dépend de la séquence en T1 au prix d'une perte de signal(27).

3.3. Ambiguïté eau-graisse

Pour définir le principe d'ambiguïté, il faut comprendre qu'en IRM le recueil du signal s'effectue en magnitude et correspond en opposition de phase à la valeur absolue du signal des protons de l'eau moins le signal des protons des lipides ($|S_w - S_f|$).

Ainsi, une charge lipidique de 33 %, donnera le même signal qu'une charge de 67 %, créant ainsi une ambiguïté dans l'interprétation de la charge lipidique.

Pour pallier à cette ambiguïté, il existe une méthode (4) basée sur « l'effet T1 parasite » consistant à acquérir l'image avec deux angles de basculement différents (20° et 70°) et à calculer le pourcentage de graisse sur les deux séquences(27) :

- Pourcentage de graisse avec angle de bascule faible = $((S_{in} - S_{op}) / 2 S_{in}) \times 100$
- Pourcentage de graisse avec angle de bascule élevé = $((S_{in} - S_{op}) / 2 S_{in}) \times 100$

Si le pourcentage de graisse calculé avec l'angle de bascule faible est inférieur à celui calculé avec l'angle de bascule élevé alors le pourcentage de graisse vaut la valeur calculée avec l'angle de bascule faible. Sinon le pourcentage de graisse vaut 100 moins le pourcentage de graisse calculé avec l'angle de bascule faible.

4. Spécificités des contrastes IP/OP reconstruits à partir des séquences de séparation eau-graisse en Turbo Spin Echo

Les considérations techniques sus-décrites relatives au choix des TE et à la décroissance T2* n'ont pas d'intérêt lors de l'utilisation des contrastes IP/OP reconstruits à partir des séquences de séparation eau-graisse en TSE.

Les images IP/OP TSE mDixon et IDEAL sont reconstruites avec une correction des erreurs de phase liées aux hétérogénéités du champ magnétique. De ce fait la

variation de signal entre la phase et l'opposition de phase est uniquement liée au phénomène de déplacement chimique eau-graisse contrairement à une séquence T1 EG conventionnelle où le signal est influencé par les erreurs de phase et la décroissance T2*.

Lorsque l'on mesure le signal du LCR sur l'image en phase et en opposition de phase en TSE, on retrouve une perte de signal quasi nul à 1.5T et de moins de 5% à 3T (fig. 5).

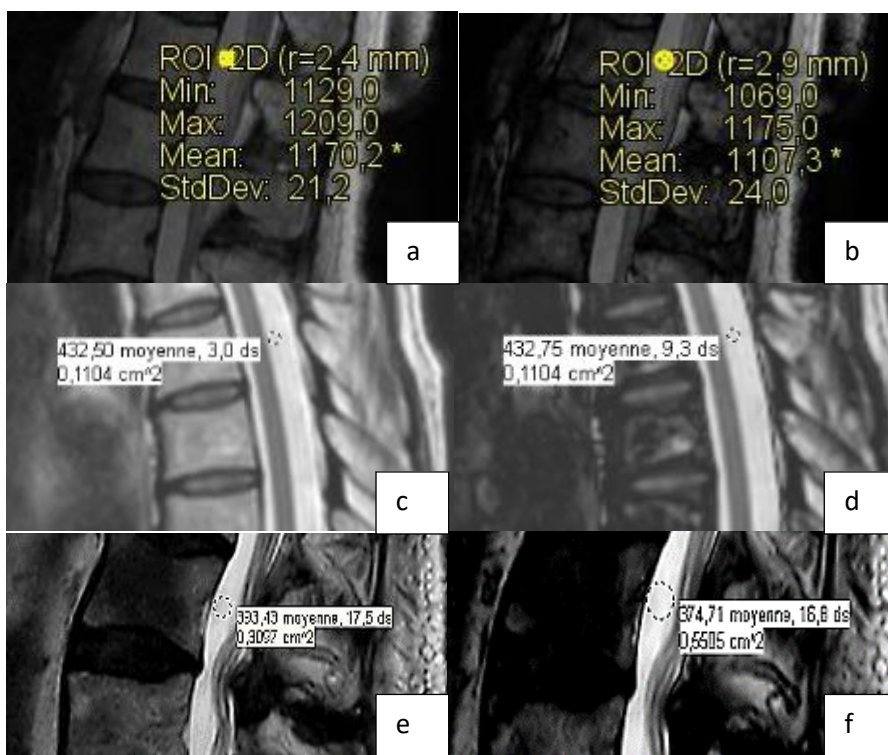


Figure 5 : Evaluation de la perte de signal non liée au déplacement chimique entre la phase et l'opposition de phase en mDixon et IDEAL T2 TSE à 1.5 T et 3T par mesure du signal dans le LCR

Séquences T2 FSE IDEAL à 3T (a-b), T2 mDixon TSE à 3T(e-f) et 1.5T (c-d) en phase (a-c-e) et opposition de phase (b-d-f) montrant une perte de signal sur l'opposition de phase d'environ 5% sur les séquences à 3T et nulle à 1.5T.

Bien que la perte de signal non liée au déplacement chimique entre la phase et l'opposition de phase semble mineure, elle apparaît toujours sur l'opposition de phase étant donné que les éventuelles erreurs de séparation eau-graisse peuvent contaminer chaque ces images (exemple : Si il existe un signal Fat dans une zone purement liquidienne, celui-ci sera soustrait au signal de l'eau et donc il existera une perte de signal en OP qui ne sera pas dû au déplacement chimique).

Récemment, certains auteurs ont montré la faisabilité de l'utilisation quantitative de l'image reconstruite de graisse des séquences Dixon pour différencier les fractures vertébrales malignes et bénignes (28,29) . Cela vient appuyer la faisabilité de l'utilisation des images IP/OP reconstruites.

5. Interprétation en imagerie de déplacement chimique

5.1. Artéfact de déplacement chimique

5.1.1. 1^{er} ordre

L'artéfact de déplacement chimique de 1^{er} ordre correspond à une erreur de codage spatial dans le sens du codage de fréquence. Dans ce cas, la ligne noire en bordure des organes n'est observée que dans le sens du codage de fréquence, et seulement d'un côté. De l'autre côté, il existe une ligne blanche en bordure(30).

5.1.2. 2^{ème} ordre ou « Indian ink artefact »

Pour reconnaître l'image d'opposition de phase, il suffit de rechercher « l'indian ink artefact » (fig.6) aussi appelé artéfact d'encre de chine qui correspond au contourage des organes, structures anatomiques musculaires ou autres lésions par une ligne en hypo signal ou vide de signal. Cet artéfact correspond à l'annulation

totale du signal des voxels contenant 50 % de lipides et 50 % d'eau(30,31).

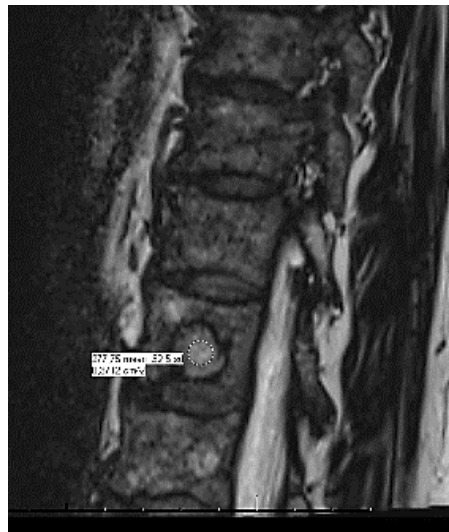


Figure 6 : « Indian ink artefact » contournant une lésion secondaire du corps vertébral de L2, visible en opposition de phase T2 mDixon TSE (flèche)

5.2. Lecture qualitative et quantitative en imagerie de déplacement chimique

Le principe même de l'imagerie de déplacement chimique repose surtout sur une analyse comparative des images en phase et en opposition de phase qui peut se faire de manière qualitative ou quantitative. L'objectif est de détecter ou quantifier la présence de graisse microscopique dans un volume exploré.

5.2.1. Lecture qualitative

La lecture qualitative consiste à évaluer visuellement s'il existe ou non une chute de signal entre l'image en phase et l'image en opposition de phase. Cette méthodologie présente l'avantage d'être rapide et simple mais peut être source d'erreur d'interprétation notamment pas effet contraste (fig.7). Par exemple, en cas d'œdème au sein d'une moelle osseuse complètement régénérative, l'œdème apparaîtra sur l'opposition de phase en hyper signal relatif par rapport à la moelle rouge et pourra faire conclure à tort une absence de chute de signal à ce niveau.

Pour illustrer cet exemple, prenons le cas d'une moelle osseuse riche en moelle rouge contenant environ 40% eau et 40% de graisse. Au regard de l'équilibre eau-graisse du milieu, il existera une importante perte de signal sur l'opposition de phase. Si maintenant il existe un œdème médullaire surajouté, La composition en eau va augmenter de sorte qu'il existera encore une coexistence eau-graisse mais dans des proportions moins équilibrées. La résultante sera qu'il existera bien une perte de signal en opposition de phase au niveau de l'œdème médullaire mais qu'elle apparaîtra moindre par rapport à celle de la moelle rouge adjacente et donc en hyper signal relatif.

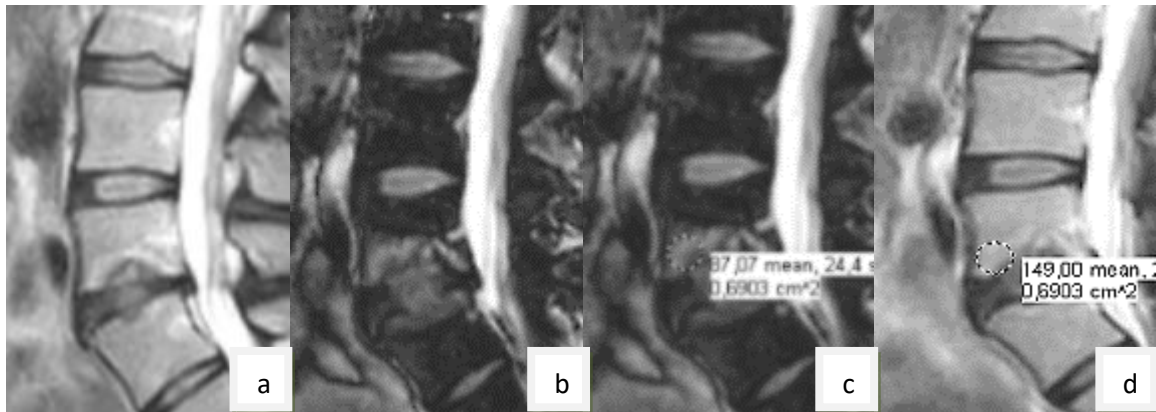


Figure 7 : Discopathie L4-L5 inflammatoire de type MODIC 1

Séquence sagittale T2 mDixon TSE en phase (a-d) et en opposition de phase (b-c). L'analyse visuelle ne montre pas de chute de signal des plateaux vertébraux entre la phase et l'opposition de phase. Il existe paradoxalement un hyper signal des plateaux en opposition de phase par rapport aux autres corps vertébraux en franc hypo signal. L'analyse quantitative retrouve cependant bien une chute de signal sur l'opposition de phase avec un SIR calculé à 0.6 témoignant d'un œdème médullaire et non d'un remplacement médullaire.

5.2.2. Lecture quantitative

La lecture quantitative consiste à comparer le signal entre la phase et l'opposition de phase de manière numérique.

Le signal est mesuré au sein d'une région d'intérêt à l'aide d'un ROI placé à l'identique sur la phase et l'opposition de phase (Fig.8).

Ces mesures permettent de calculer un « signal indes ratio » (SIR) pouvant être exprimé en valeur absolue comme le rapport du signal en opposition de phase sur le signal en phase (S_{lop} / S_{lin}) ou en pourcentage $((S_{lin} - S_{lop}) / S_{lin} \times 100)$ (32).



Figure 8 : Moelle rouge de la métaphyse proximale du fémur

Un ROI est placé au sein de la zone à mesurer de manière identique sur l'image en phase (a) et sur l'image en opposition de phase (b). Le signal en phase est mesuré à 87,6 et celui en opposition de phase à 38,6. Ces mesures permettent de calculer le

SIR à 0.43.

5.3. Biochimie musculosquelettique et variation du signal en opposition de phase

La chute de signal en opposition de phase augmente à hauteur que les composants eau-graisse sont présents en quantités équivalentes (33) et dépend

donc de la composition biochimique de chaque tissu (Tableaux 3-4)(34–37).

L'absence d'eau ou de graisse se traduit par un signal identique en phase et en opposition de phase.

Tableau 3 : Compositions biochimiques des principales structures musculosquelettiques (34–37)

	Eau (%)	Graisse (%)	Autres (%)
Moelle rouge	40	40	20 (protéines)
Moelle jaune	15	80	5 (protéines)
Muscle	75	+ - selon dégénérescence	25 (protéines)
Tendon	68	0	32 (collagènes)
Disque	90 (nucléus) 70 (anneau)	0 0	10 (collagènes) 30 (collagènes)
Nerfs	0	70	30 (protéines)

Tableau 4 : Variation du signal entre la phase et l'opposition de phase dans les principales structures musculosquelettiques à l'état normal

Structures	Moelle Jaune	Moelle Rouge	Muscle ^[1]	Tendon	Nerf	Disque
Chute du signal en opposition de phase	+	+++	+-	0	0	0

¹ La variation de signal du muscle dépend directement du degré de dégénérescence graisseuse

II. APPORTS EN PATHOLOGIES MUSCULOSQUELETTIQUES

1. Pathologies de la moelle osseuse

1.1. Rappels histo-pathologiques

1.1.1. **Tissu osseux normale**

Organisation architecturale(38) :

-Os cortical (ou compact) représentant environ 80% du squelette.

-Os trabéculaire (ou spongieux) représentant 20% du squelette adulte.

La composition osseuse est principalement formée d'une matrice de fibres de collagène, protéines non collagéniques et fraction minérale et de quelques cellules.

1.1.2. **Moelle osseuse normale**

Composante non minéralisée de la cavité médullaire, la moelle osseuse peut être grasseuse, dite « jaune » ou hématopoïétique, dite « rouge ». Leurs répartitions présentent de nombreuses variations inter individus mais aussi chez un même individu en fonction de son âge et de la modification de son mode de vie (tabagisme, altitude, sportif, traitement...) (39).

A la naissance la moelle rouge prédomine nettement puis tend à diminuer au cours des trente premières années pour être remplacée par de la moelle jaune « grasseuse ».Au final, elle se retrouve souvent limitée au squelette axial et aux métaphyses humérales et fémorales (40).

1.1.3. Reconversion médullaire

La reconversion médullaire s'oppose à la conversion graisseuse et se caractérise par le remplacement de la moelle jaune par de la moelle rouge contenant les cellules hématopoïétiques. Elle apparaît d'abord dans les métaphyses proximales, puis distales, puis dans la diaphyse. Elle atteint les épiphyses et apophyses seulement en cas de fort besoin hématopoïétique.

Les causes de reconversion médullaire hématopoïétiques sont (41):

- Les anémies chroniques sévères
- Les traitements par GM-CSF pendant les chimiothérapies, prises d'EPO
- L'augmentation des besoins en oxygène comme l'altitude, le sport intensif.

1.1.4. Déplétion médullaire

La déplétion médullaire correspond à un phénomène de remplacement de la moelle rouge par de la moelle jaune.

Les causes de déplétion médullaire sont (41):

- La Radiothérapie (après environ 3 mois.)
- Les Chimiothérapies
- Certaines infections virales

1.1.5. Maladies prolifératives malignes de la moelle osseuse

Il s'agit des hémopathies malignes qui correspondent à une prolifération anormale de cellules hématopoïétiques (gammopathies monoclonales malignes et leucémies) (42).

1.1.6. Œdème de la moelle osseuse

L'œdème de la moelle osseuse est la conséquence d'une augmentation du volume de l'eau extracellulaire liée à une fuite capillaire soit par augmentation de la pression intra vasculaire par hyperhémie ou congestion veineuse, soit par lésion vasculaire. L'œdème de la moelle osseuse peut se voir dans de nombreuses étiologies (Traumatiques, Inflammatoires, Infectieuses, Dégénératives, Algodystrophies, Ischémiques ...)(43).

1.1.7. Remplacement médullaire

Le remplacement médullaire correspond au remplacement de la moelle osseuse par des cellules ou du tissu non présent à l'état physiologique dans la moelle osseuse. Il peut être la conséquence d'un processus tumoral malin (primitif osseux, métastases osseuses, lymphome) ou bénin (enchondrome, ostéome ostéoïde, chondroblastome...)(44). D'autres lésions non néoplasiques peuvent remplacer la moelle osseuse normale : dysplasie fibreuse, les abcès, les lipomes ou kystes osseux, maladie de Paget dans sa phase tardive fibro-vasculaire, pathologie de surcharge (Gaucher), transformation gélatineuse de la moelle(45)

1.1.8. Ischémie de la moelle osseuse

L'ischémie osseuse affecte classiquement les régions les moins vascularisées : épiphyses et régions métaphyso-diaphysaires. En cas d'atteinte épiphysaire on parle d'ostéonécrose alors qu'en cas d'atteinte métaphyso-diaphysaire on parle d'infarctus osseux. Les causes sont soit systémiques (collagénoses, alcoolisme, corticoïdes, barotraumatisme, drépanocytose...) soit locales et traumatiques(46).

1.2. Aspects IRM de la moelle osseuse normale et pathologique (47–52)

1.2.1. Aspect IRM de la moelle osseuse normale (fig. 9)

Le signal de la moelle osseuse est établi en comparaison au signal du muscle ou du disque intervertébral.

La moelle jaune, principalement graisseuse, apparaît en hypersignal T1 et T2, sans prise de contraste visible après injection de produit de contraste. Sur les séquences T2 avec saturation de la graisse, le signal de la moelle jaune est effacé.

Comparativement à la moelle jaune, la moelle rouge, beaucoup plus cellulaire, apparaît en hyposignal intermédiaire T1, hypersignal intermédiaire sur les séquences T2 avec saturation de la graisse et se rehausse modérément et de façon homogène après injection de produit de contraste. Son signal doit toujours rester supérieur au signal du disque intervertébral ou du muscle.

La moelle osseuse normale d'un individu contient une proportion variable de moelle rouge et de moelle jaune responsable du signal IRM observé. En fonction des zones anatomiques le signal T1 ou T2 sera plus ou moins intense.

En imagerie de déplacement chimique, le signal de la moelle osseuse normale chute sur l'opposition de phase. Les territoires contenant principalement de la moelle rouge présentent une chute de signal très marquée sur le contraste d'opposition de phase.

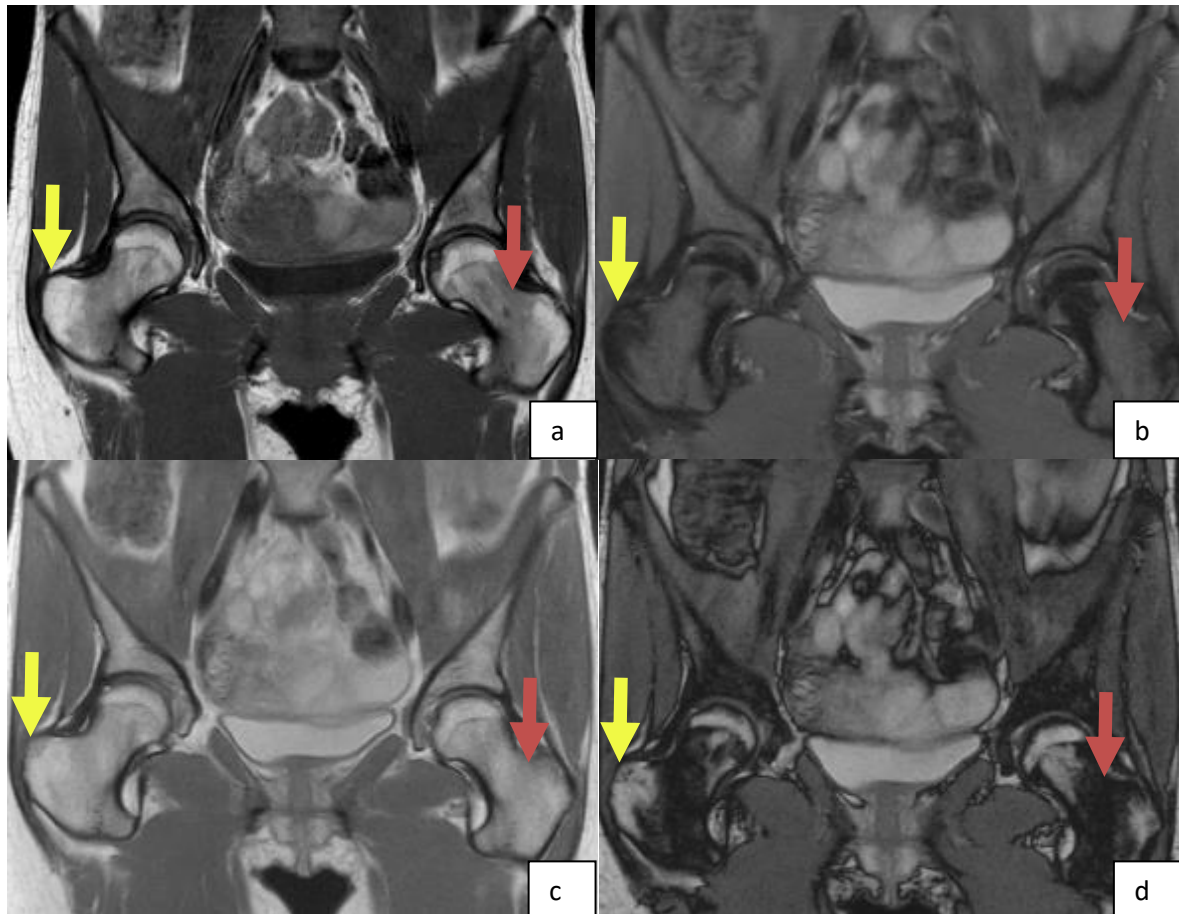


Figure 9 : IRM du bassin en vue coronale illustrant le signal de la moelle osseuse normal et la distribution habituelle de la moelle rouge chez l'adulte

Séquence T1 TSE sans saturation de la graisse (a) et T2 mDixon TSE en contraste d' « eau » (b), de phase (c) et d'opposition de phase (d)

La flèche jaune montre une zone de moelle jaune au niveau du grand trochanter, en hypersignal T1, hyposignal T2 après saturation de la graisse et présentant une légère perte de signal sur l'opposition de phase par rapport à la phase (Cette chute de signal serait plus facilement mise en évidence par une lecture quantitative).

La flèche rouge montre une zone de moelle rouge de distribution habituelle en région métaphyso-diaphysaire fémorale proximale, en hyposignal T1 intermédiaire, hypersignal T2 intermédiaire après saturation de la graisse présentant une importante chute de signal sur le contraste en opposition de phase

1.2.2. Aspect IRM de la moelle osseuse pathologique

En cas de pathologie de la moelle osseuse, la modification du signal IRM par rapport à la moelle adjacente sur les séquences conventionnelles T1, T2 après saturation de la graisse et T1 post injection de produit de contraste dépendra de l'anomalie en cause (44):

- Une lésion de remplacement médullaire se traduira par un hyposignal T1 marqué (signal inférieur à celui du muscle ou du disque intervertébral) associé à un signal T2 variable en fonction de la nature de la lésion.
- Les pathologies myéloprolifératives, entraînent une atteinte diffuse de la moelle osseuse apparaissant souvent en franc hyposignal T1, mais différents patterns de signal peuvent être observés notamment dans le myélome (53,54).
- Les proliférations médullaires réactionnelles ou reconversion médullaire entraînent une modification diffuse du signal de la moelle osseuse qui prendra le signal de la moelle rouge en hyposignal T1 intermédiaire restant supérieur au signal du muscle.
- L'œdème médullaire se traduit par un hyposignal T1 intermédiaire, hypersignal T2 intense après saturation de la graisse et un

rehaussement après injection de produit de contraste, aux limites floues en rapport avec l'infiltration hydrique de la moelle osseuse.

- La déplétion médullaire correspond à l'absence de moelle rouge et donnera le même signal que la graisse.
- L'infarctus osseux au stade initial présente des anomalies de signal de type œdémateuses non spécifiques, puis présente au stade chronique un aspect caractéristique sous forme d'un liseré serpiginieux en hyposignaux T1 et T2 venant circonscrire l'os nécrosé de signal graisseux.

En imagerie de déplacement chimique, le critère déterminant la chute ou l'absence de chute du signal sur l'opposition de phase sera la persistance (œdème médullaire, reconversion médullaire, prolifération ou reconversion médullaire) ou la disparition totale de graisse (remplacement médullaire) dans la lésion (Tab. 5).

Tableau 5 : Comparaison du signal IRM de la moelle rouge, de l'œdème et du remplacement médullaire en séquences conventionnelles et IP/OP

Séquences	Moelle rouge	Œdème médullaire	Remplacement médullaire
T1	Hyposignal*	Hyposignal*	Hyposignal**
T2 Fat Sat	Hypersignal modéré	Hypersignal intense	Hypersignal variable
T1 GADO FS	Rehaussement modéré	Rehaussement variable	Rehaussement variable et hétérogène
IP/OP	Chute de signal en opposition de phase	Chute de signal en opposition de phase	Absence de chute de signal en opposition de phase

* Le signal reste supérieur au signal musculaire ou discal

**Le signal est inférieur au signal musculaire ou discal

1.3. Intérêt de l'imagerie de déplacement chimique : Etat de l'art

1.3.1. Remplacement médullaire versus œdème et foyer de moelle rouge

La découverte d'une anomalie de signal de la moelle osseuse en hypo signal T1 ou hyper signal T2 est pratique courante en imagerie musculosquelettique.

En 1997, Disler montre qu'en imagerie de déplacement chimique, un SIR > 0.81 permet de définir une lésion de la moelle osseuse comme néoplasique (remplacement médullaire) avec une sensibilité et une spécificité de 95%. (55)

Par la suite, de nombreux auteurs ont tenté d'utiliser l'imagerie de déplacement chimique pour différencier les lésions bénignes et malignes de la moelle osseuse mais avec des spécificités très variables et dépendantes du nombre de lésions de remplacement médullaire bénignes incluses (56–62) (Tab. 6).

En conclusion, on peut retenir que :

Un SIR < 0.8 est en faveur d'une anomalie de signal non tumorale à type d'œdème médullaire ou de moelle rouge (fig. 8-11-12).

Un SIR > 0.8 est en faveur d'une lésion de remplacement médullaire sans pouvoir faire de distinction entre une lésion bénigne ou maligne (fig.9 et 10).

**Tableau 6 : Anomalies de signal de la moelle osseuse : bénin versus malin :
Revue des paramètres techniques, seuil de SIR et performances diagnostiques
par auteurs**

	B0	SIR	TEin(ms)	TEop(ms)	FA (°)	Se/Sp (%)
Zampa	0.5T	1.2	10 (spin écho)	7	90	88.8/80.4
Zajick	1.5T	0.8	4.2	2.1	30	?
Martel Villagran	1.5T	0.83	4.2	2	30	97/80.1
Kohl	1.5T	0.8	?	?	?	100/61
Kenneally¹	1.5T	0.8	4.6 (Dixon)	2.3 (Dixon)	30	90/58.8
Sundareswara	1.5T	0.8	4.6-4.8	2.4- 2.6/7.2	?	100/89.5
Douis	3T	0.8	2.46	1.23	70	91.7/73.3

¹ Sensibilité et spécificité calculées rétrospectivement à partir des résultats

Se et Sp sont définies pour un SIR > aux seuils de SIR

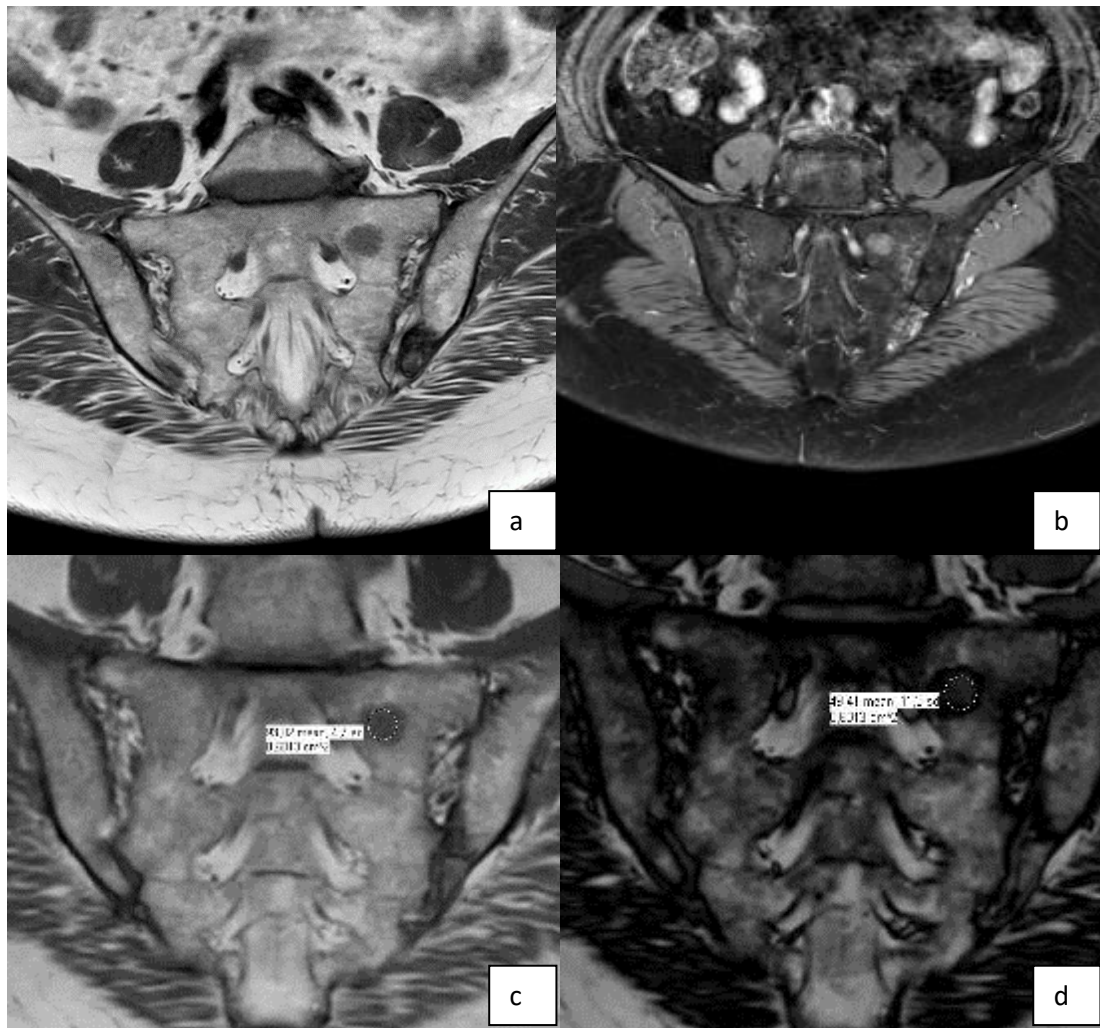


Figure 8 : Lésion nodulaire hypo-intense en T1 TSE et hyper intense en T2 « Water » de l'hémi sacrum gauche, non évolutive à 1 an (probable îlot de moelle rouge).

Séquence coronale T1 TSE (a) et T2 mDixon TSE en contraste « d'eau » (b), en phase (c) et en opposition de phase (d). En comparant la phase et l'opposition de phase sur la séquence T2 mDixon, la lésion présente une chute de signal intense sur l'opposition de phase avec un SIR calculé à 0.55 en faveur de l'absence de processus de remplacement médullaire.

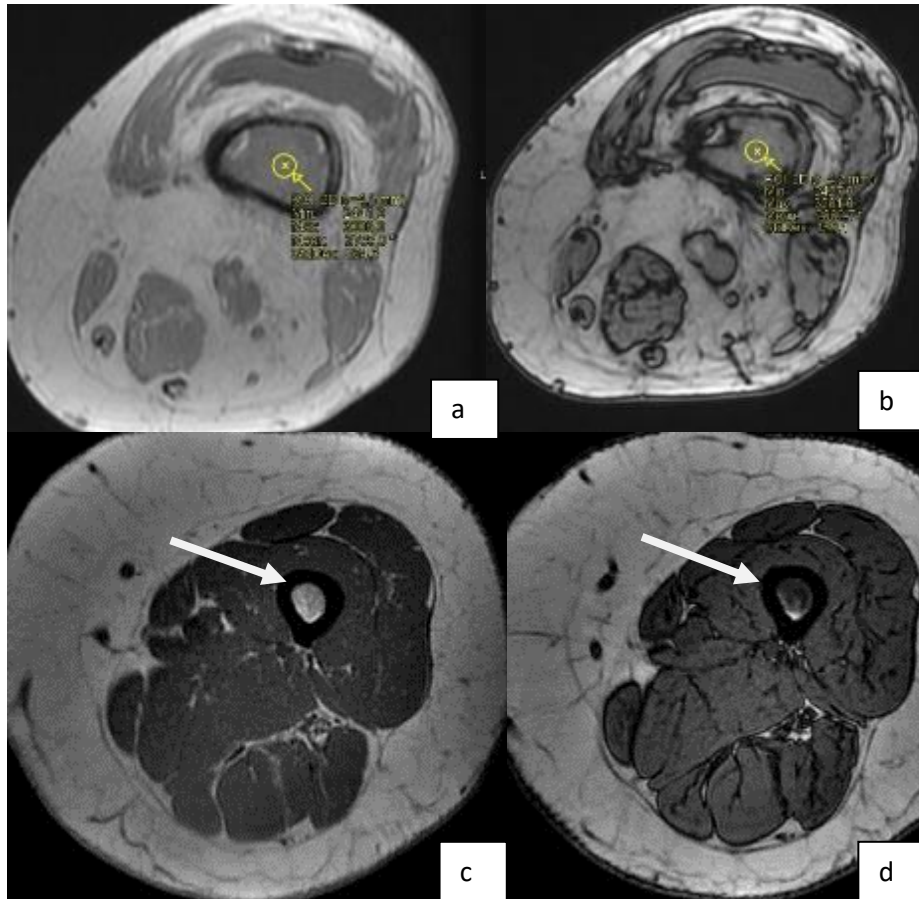


Figure 9 : Ostéosarcome de l'extrémité distale du fémur (Remerciement au service de radiologie du centre Oscar Lambret (Dr L. Ceugnart))

Séquence axiale centrée sur l'extrémité distale du fémur de type T1 Lava Flex en phase (a) et en opposition de phase (b) montrant la lésion de remplacement médullaire en hypo signal T1 phase et ne présentant pas de chute de signal sur l'opposition de phase avec un SIR > 1.

Quelques coupes plus hautes sur la même séquence, il existait des anomalies médullaires (flèche) en hypo signal T1 sur la phase (c) qui correspondaient en fait à un foyer de moelle rouge caractérisé par une importante perte de signal sur l'opposition de phase (d).

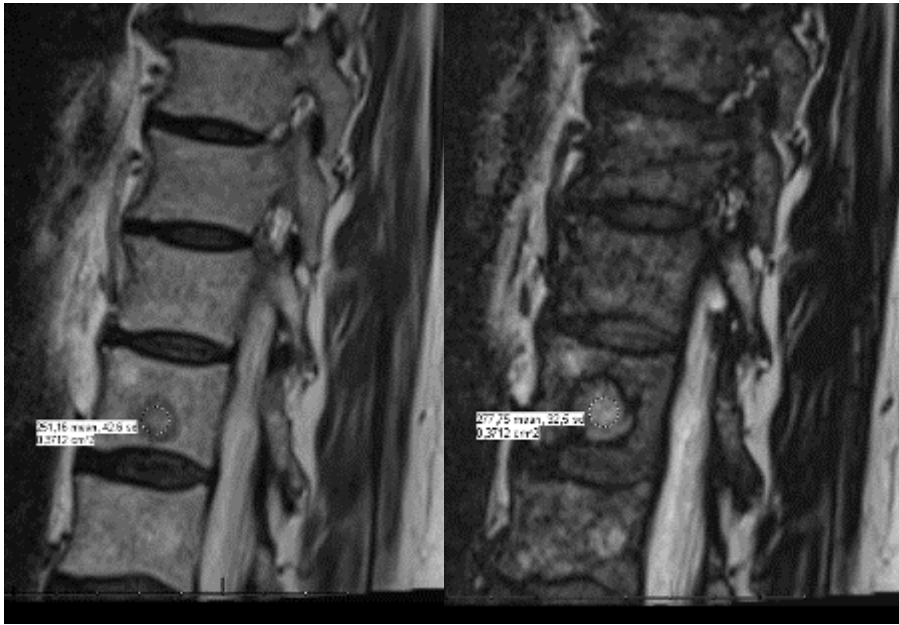


Figure 10 : Lésion de remplacement médullaire focale du corps vertébral de

T11

Séquence sagittale T2 mDixon TSE en phase (a) et en opposition de phase (b)

Absence de perte de signal de la lésion sur l'opposition de phase qui apparaît en

hyper signal. SIR > 0.8 (1.1).

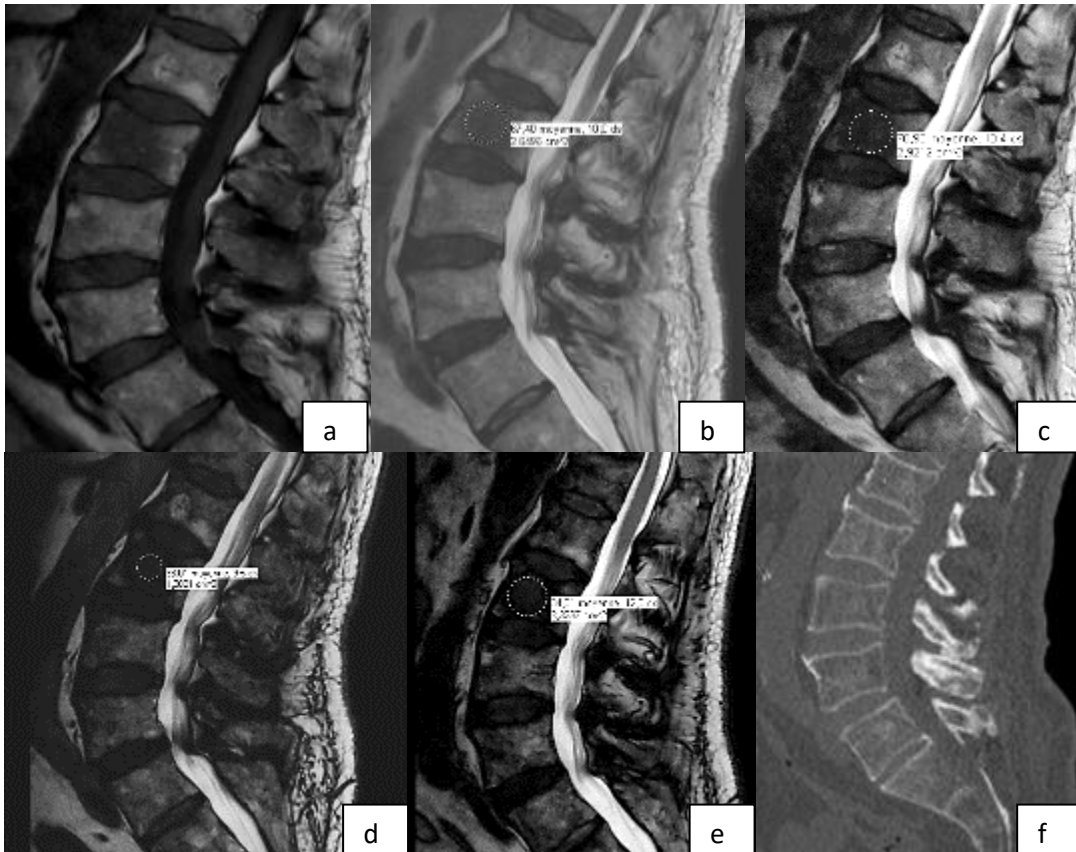


Figure 11 : Anomalie de signal du corps vertébral de L2 de découverte fortuite et hyperfixante à la TEP : Biopsies négatives

a) Séquence sagittale T1 TSE montrant une lésion pseudo nodulaire en hyposignal

T1 du corps vertébral de L2 évoquant une lésion de remplacement médullaire

b-d) Séquence sagittale T2 mDixon TSE en contraste de phase (b) et d'opposition de

phase (d) montrant une chute de signal de cette lésion sur l'opposition de phase

avec un SIR d'environ 0.5

c-e) Séquence sagittale T2 mDixon TSE en phase (c) et opposition de phase (d)

deux ans plus tard, retrouvant toujours une chute de signal sur l'opposition de

phase avec un SIR à 0.5

f) TDM du rachis lombaire en fenêtre osseuse ne montrant aucune lésion lytique ou

condensante

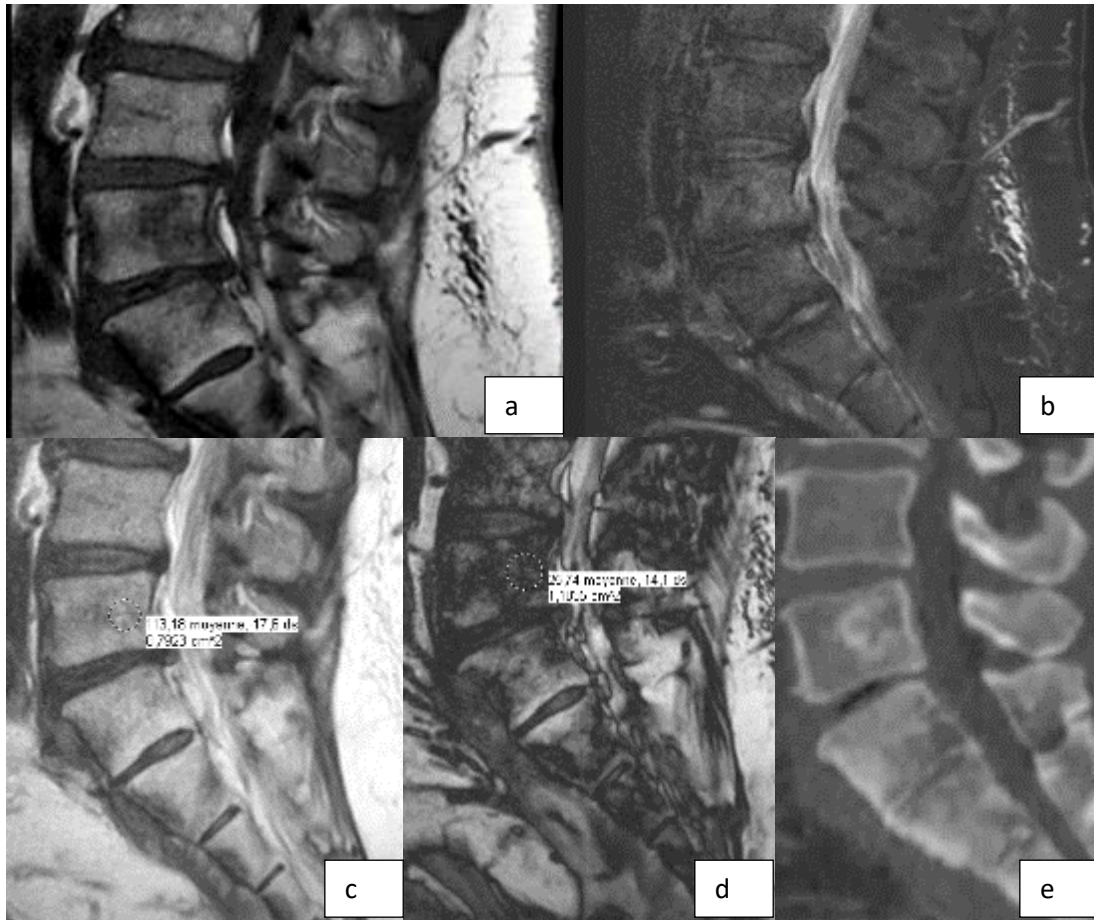


Figure 12 : Lésion du corps vertébral de L5 présente depuis 3 ans dans un contexte d'antécédent de néoplasie colique

a-b) Séquences sagittale T1 TSE (a) et T2 TSE après saturation de la graisse (b) montrant une lésion de remplacement médullaire en hyposignal T1 et hypersignal T2 modéré, mal limitée du corps vertébral de L5

c-d) Séquence sagittale T2 mDIXON TSE en contraste de phase (c) et d'opposition de phase (d) montrant une nette chute de signal de cette lésion sur l'opposition de phase avec un SIR mesuré à environ 0.22 en faveur de l'absence de remplacement médullaire

e) TDM du rachis lombaire en vue sagittale montrant une lésion lytique avec sclérose périphérique du corps vertébral de L5. La lésion a été biopsiée en faveur de l'absence de malignité (tissu inflammatoire non spécifique).

1.3.2. Fractures vertébrales : Bénignes ou malignes ?

La découverte d'une fracture vertébrale dans un contexte oncologique, ostéopénique, avec ou sans notion de traumatisme peut dans certains cas poser de véritables problèmes quant à la différenciation du caractère primaire ou secondaire de la fracture. De nombreux signes sémiologiques ont été décrits depuis plusieurs années avec des performances diagnostiques variables que ce soit en radiographie, scanner ou IRM(63). Une méta-analyse réalisée par Thawait et Al. comparant les valeurs diagnostiques des signes IRM morphologiques de bénignités ou malignités avec les séquences morphologiques et quantitatives (31 études dont 3 sur le CSI) montrait que l'imagerie de déplacement chimique présentait le plus haut Odds Ratio et les meilleurs paramètres intrinsèques(64).

De nombreux auteurs ont tenté de définir des valeurs seuils de SIR permettant d'obtenir les meilleurs performances diagnostiques, de sorte qu'un SIR inférieur au seuil définisse le caractère bénin (fig.13) et qu'un SIR supérieur au seuil définisse le caractère malin (fig. 14 et 15) (65–73) (Tab. 7).

Nb : Ogura utilise une méthode originale en combinant une mesure quantitative en CSI et en STIR (70) où il mesure un SIR en CSI et un SIR en STIR . Le SIR_{STIR} correspond au signal de la moelle osseuse au niveau de la fracture sur le signal de la moelle osseuse normale sus ou sous-jacente. En déterminant un SIR(In/Op) > 1 associé à un SIR (STIR) < 2 il obtient une sensibilité et une spécificité de 100% pour différencier les fractures vertébrales bénignes et malignes.

Tableau 7 : Fractures vertébrales bénignes versus malignes : Revue des paramètres techniques, seuil de SIR et performances diagnostiques par auteurs

Références	Seuil (SIR)	BO	TE in (ms)	TE op (ms)	FA (°)	Se/Sp (%)
EITO (2004)	1	1.5T	4.7	2.3	90	?
ERLY (2006)	0.8	1.5T	4.7	2.4/6.5	90	95/89
RAGAB (2008)	0.65	1.5T	4.2	2.1	30	95/100
OGURA (2012)	1	1.5T	4.6	2.3	75	100/87 100/100 (STIR+CSI)
GEITH (2012)	0.98	1.5T	4.76	2.38	70	50/88.5
ZIDAN (2014)	0.91	1.5T	4.6	2.3	15	93/82
TADROS (2016)	0.94	1.5T	4.6	2.3	15	94/71
OVALI (2016)	0.96	1.5T	4.2	2.1	30	100/86
MITTAL (2016)	0.95	1.5T	4.6	2.4	90	90/94.4

Se et Sp sont définies pour un SIR > aux seuils de SIR

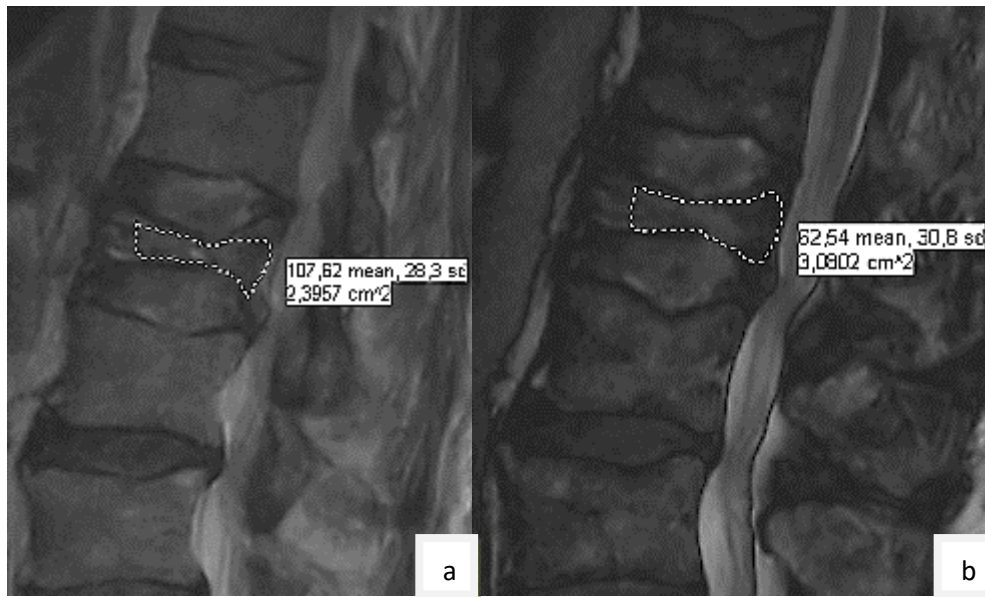


Figure 13 : Fracture vertébrale bénigne d'origine ostéoporotique

Séquence sagittale T2 mDixon TSE en phase (a) et en opposition de phase (b).

Il semble exister visuellement une perte de signal homogène en opposition de phase de la moelle osseuse du corps vertébral tassé. Cette perte de signal est confirmée par la mesure du SIR qui est de 0.58. Le $SIR < 0.8$ est en faveur de l'absence de processus de remplacement médullaire et donc du caractère bénin de la fracture.



Figure 14 : Fracture vertébrale secondaire de T2 d'une néoplasie mammaire

(Remerciement au service de radiologie du centre Oscar Lambret (Dr L. Ceugnart))

a) Séquence sagittale T1 FSE ; b-c) Séquence sagittale T1 Dual écho FSPGR en phase (b) et en opposition de phase (c).

L'exemple montre une fracture vertébrale de T2 sur une lésion de remplacement médullaire en hypo signal T1 (a) sans chute de signal entre la phase (c) et l'opposition de phase (b) (SIR > 1 en faveur du remplacement médullaire), comparativement aux autres pièces osseuses qui présentent une importante perte de signal en opposition de phase.

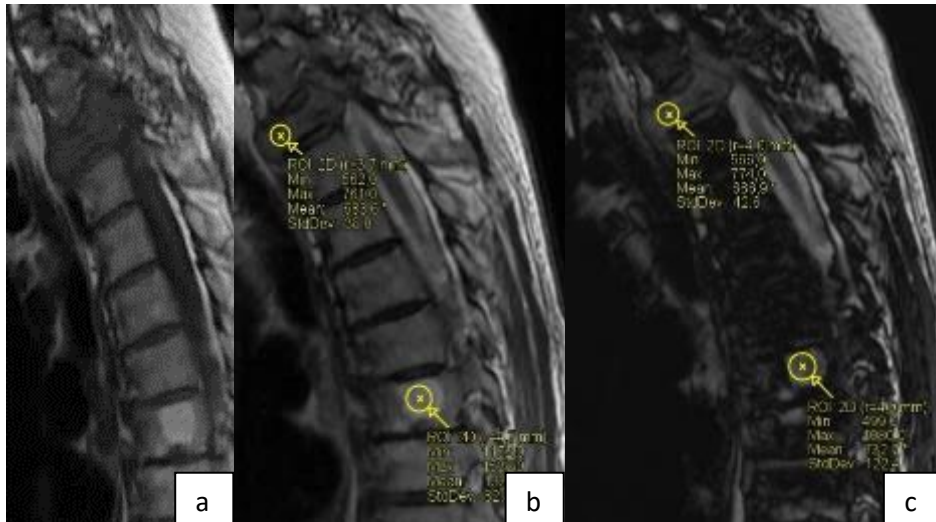


Figure 15 : Fracture vertébrale secondaire de T2 (même patient que Fig. 14)

(Remerciement au service de radiologie du centre Oscar Lambret (Dr L. Ceugnart))

a) Séquence sagittale T1 FSE b-c) Séquence sagittale T2 IDEAL FSE en phase (b)

et en opposition de phase (c)

Absence de chute de signal entre la phase (b) et l'opposition de phase (c) : $SIR > 1$

en faveur du remplacement médullaire.

Angiome vertébral en hyper signal T1 du corps vertébral de T7 : $SIR < 0.8$ (0.55)

1.3.3. Evaluation du degré d'infiltration de la médullaire osseuse dans les hémopathies

Les hémopathies malignes comme le lymphome, la leucémie, le myélome sont responsables d'une infiltration de la moelle osseuse par des cellules tumorales à des degrés divers. De ce fait, la moelle osseuse peut être infiltrée sans être totalement remplacée et être source de faux négatifs en imagerie de déplacement chimique.

1.3.3.1. Myélome

Le myélome multiple est caractérisé par une infiltration cellulaire monoclonale de la moelle osseuse. L'atteinte médullaire peut s'organiser comme une infiltration diffuse avec un degré d'infiltration plus ou moins important diminuant proportionnellement la quantité locale de moelle hématopoïétique et de graisse, ou en foyers focaux de cellules tumorales ne contenant ni moelle hématopoïétique, ni graisse.

Une particularité du myélome étant qu'en cas de faible degré d'infiltration médullaire les cellules plasmocytes monoclonales se déforment et il n'existe pas de remplacement ou déplacement des cellules graisseuses. De plus, les cellules tumorales plasmocytaires produiraient des facteurs d'inhibition de l'hématopoïèse et de croissance du compartiment graisseux responsables paradoxalement d'une légère augmentation de la graisse médullaire (74).

Cinq patterns IRM d'atteinte de la moelle osseuse ont été décrit (47):

- Signal de la médullaire osseuse normal
- Infiltration médullaire diffuse en hypo signal T1
- Infiltration médullaire focale en hypo signal T1
- Infiltration médullaire diffuse et focale en hypo signal T1
- Infiltration médullaire avec aspect poivre et sel en hypo et hyper signal T1

L'utilisation d'une séquence d'opposition de phase pondérée T1 GRE, associée à la lecture d'une séquence T1 SE a permis de définir de manière qualitative et

quantitative des grades (bas, intermédiaire et haut) d'infiltration médullaire selon les différents patterns. Une véritable corrélation était retrouvée avec le grade histologique d'infiltration, le grade clinique et le taux de survie (74).

Histologiquement un bas grade correspondait à 5-19 %, un grade intermédiaire correspondait à 20-50% et un grade élevé à plus de 50% d'infiltration médullaire.

En IRM (Tab .8) :

- Le pattern « signal médullaire normal » correspond à un bas degré d'infiltration médullaire. Il existe une chute de signal normale sur l'opposition de phase.
- Le pattern « infiltration diffuse » se présente en hypo signal T1 avec chute de signal normale en opposition de phase pour le bas grade d'infiltration alors que les grades intermédiaire et élevé correspondent à un hypo signal T1 et à un signal élevé sur l'opposition de phase.
- Le pattern « infiltration focale » se présente en hypo signal T1 et avec une augmentation du signal de la lésion par rapport à la médullaire adjacente sur l'opposition de phase.
- Le pattern « Diffus et focal » se présente de la même manière avec un signal plus élevé des lésions focales en opposition de phase.
- Le pattern « aspect poivre et sel » se présente avec des zones en hyper signal et d'autres en hypo signal sur le T1 et l'opposition de phase. Les zones en hyper signal correspondent à des foyers de

graisse médullaire et les zones en hypo signal correspondent à des foyers hématopoïétiques avec un bas grade d'infiltration.

Tableau 8 : Variations du signal entre la phase et l'opposition de phase en fonction du degré d'infiltration de la médullaire osseuse dans le myélome

	Bas degré d'infiltration	Degré d'infiltration intermédiaire	Haut degré d'infiltration
Signal	↓	↑	↑

1.3.3.2. Lymphome et leucémie

Aucune étude ne s'est intéressée spécifiquement à l'application de l'imagerie de déplacement chimique dans le lymphome ou les leucémies.

1.3.4. Moelle régénérative ou hémopathies prolifératives ?

L'imagerie de déplacement chimique peut être un élément rassurant permettant d'éliminer un remplacement médullaire diffus mais ne permet pas de confirmer le diagnostic de reconversion médullaire au risque d'être pris à défaut par l'ensemble des processus myéloprolifératifs de bas grades (Tab.8) qui infiltrent la moelle osseuse avant de la remplacer.

1.3.5. Détection des ostéomes ostéoides

F. Costa et Al ont mené une étude préliminaire sur 17 patients présentant un ostéome ostéoïde prouvé histologiquement. L'imagerie de déplacement chimique

permettait de détecter 17 ostéomes ostéoïdes sur 18 alors que les séquences conventionnelles (T1 et T2 spin écho, STIR et T1 FS avant et après injection de gadolinium) n'en détectaient que 11/18(75)

L'aspect IRM in/out phase de l'ostéome ostéoïdes est caractérisé par un signal élevé du nidus situé au sein d'une plage d'œdème inflammatoire en franc hypo signal par rapport à la moelle osseuse normale (fig.16).

Une étude plus conséquente est en cours.

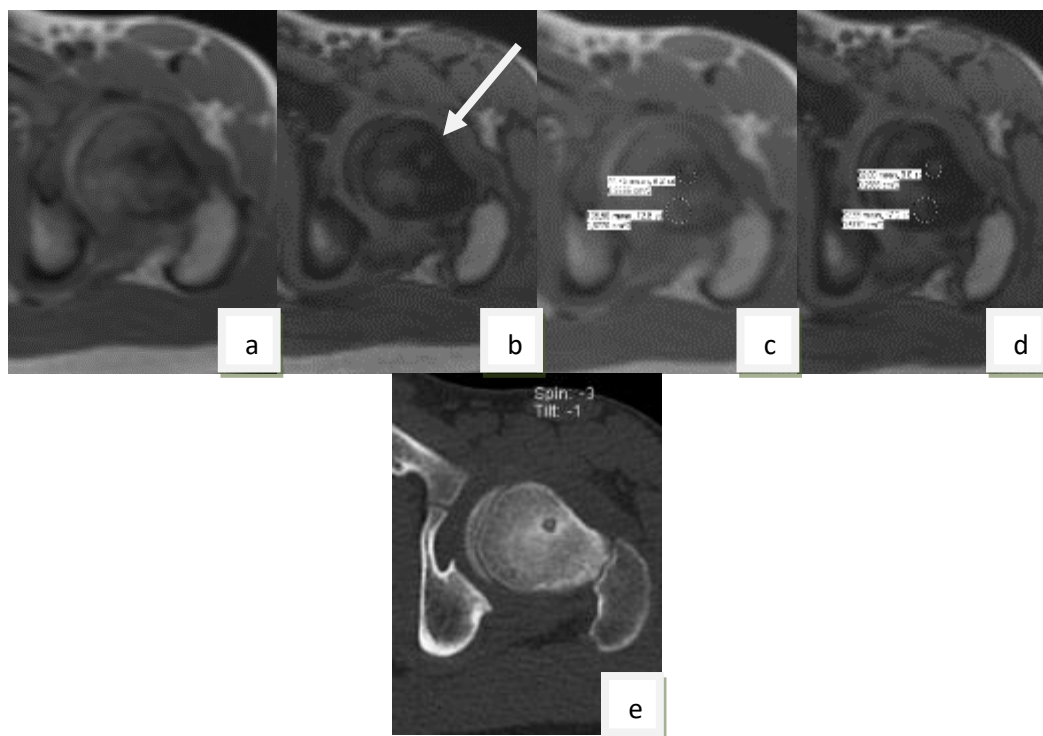


Figure 16 : Ostéome ostéoïde du col fémoral gauche (Remerciement au Pr N. Boutry)

Séquence axiale T1 GRE passant par le col fémoral gauche en phase (a-c) et opposition de phase (b-d) montrant parfaitement le nidus sur le contraste d'opposition de phase comme une lésion de remplacement médullaire (flèche) ($SIR > 1$) cerclé par l'œdème médullaire en franc hyposignal ($SIR = 0.58$). Le diagnostic est

confirmé sur ce TDM en fenêtre osseuse montrant le nidus avec la calcification centrale typique.

1.3.6. Détermination de l'extension des tumeurs osseuses

La détermination précise de l'extension osseuse des lésions tumorales est un enjeu pré thérapeutique pour lequel l'IRM semble tout à fait adaptée compte tenu de son excellente résolution en contraste.

En routine clinique, la séquence d'opposition de phase permet de délimiter les lésions de remplacement médullaire avec une précision équivalente au T1 SE de référence. Elle apparaît cependant supérieure au T1 SE en cas d'abondance de moelle hématopoïétiques, en permettant de créer un contraste marqué (Hyper / Hypo). Dans ce sens, Delgrande(76) a montré en comparant les deux séquences d'importantes différences de mesures proportionnelles aux taux de moelle rouge contenu dans l'os pouvant aller jusqu'à 5.1 cm de différence. Il reste cependant important de valider la supériorité de l'opposition de phase dans cette application en comparant les différences de mesures avec les mesures anatomopathologiques des coupes de résections.

La séquence d'opposition de phase apparaît donc comme une bonne alternative en l'absence d'injection de produit de contraste pour déterminer les limites du processus de remplacement médullaire par rapport à l'infiltration œdémateuse péri lésionnelle ou en cas de moelle rouge abondante (fig17).



Figure 17 : Ostéosarcome de l'extrémité proximale du tibia (Remerciement au Pr N. Boutry)

a) Séquence sagittale T1 TSE

b) Séquence sagittale T1 mDixon FFE en opposition de phase

La séquence d'opposition de phase (b) offre un meilleur contraste que la séquence conventionnelle T1 TSE (a) pour délimiter l'extension épiphysaire du remplacement médullaire par rapport à l'œdème médullaire. En opposition de phase le contraste s'accroît entre l'œdème médullaire qui voit son signal chuter et la lésion de remplacement médullaire qui apparaît ainsi comparativement en hyper signal.

1.3.7. Détection des lésions de remplacement médullaire en cas de moelle rouge abondante

L'image d'opposition de phase offre un contraste intéressant permettant de mieux détecter les lésions de remplacement médullaire en cas de moelle rouge abondante comme souvent rencontrée dans les populations pédiatriques ainsi que dans certaines circonstances physiologiques ou pathologiques responsables de phénomènes de régénération médullaire.(77)

En pédiatrie elle apparaît donc comme une séquence intéressante notamment pour aider à la détection et confirmation des skips métastases.

2. Applications aux parties molles et articulaires

2.1. Applications quantitatives de l'imagerie de déplacement chimique

2.1.1. Quantifier et évaluer la dégénérescence graisseuse musculaire

L'évaluation de la dégénérescence graisseuse musculaire est une donnée que le radiologue doit fournir dans de nombreuses situations telles que les bilans de lésions tendineuses de la coiffe des rotateurs, de dénervation musculaire ou de myopathies... Pour répondre à cette question, l'IRM reste l'examen de choix. Cependant, l'évaluation reste souvent visuelle et subjective, source de variabilité inter et intra observateur(78).La composante intra cellulaire des graisses n'est pas quantifiable par les séquences conventionnelles. La spectroscopie a été utilisée avec succès pour mesurer l'infiltration graisseuse des muscles mais la méthodologie complexe et les temps d'acquisition en font une technique peu répandue en pratique courante. En réponse, plusieurs auteurs ont tenté de montrer la faisabilité de

l'imagerie de déplacement chimique pour quantifier l'infiltration graisseuse intra musculaire :

- Gokalp et Al montrent une relation significative entre le SIR mesuré sur une séquence IP/OP et la gravité des lésions tendineuses de la coiffe des rotateurs(79).
- Paalanne et Al. et Yanik et Al. utilisent la séquence IP/OP pour évaluer l'infiltration graisseuse des muscles paraspinaux chez des patients lombalgiques(80,81).
- Gaeta et Al. utilisent la séquence IP/OP pour détecter l'infiltration graisseuse intra cellulaire chez un patient suivi pour une maladie de Chanarin–Dorfman(82).
- Gaeta et Al. montrent que la séquence IP/OP permet de quantifier rapidement et simplement la quantité de graisse intramusculaire avec précision comparativement aux biopsies(83). Le Pourcentage de graisse est égal à $(Sp - Sop) / 2 Sp$.

Au tour d'horizon de la littérature, il apparaît donc que :

- En pathologie neurodégénérative ou dans le suivi des myopathies, l'évaluation de l'infiltration graisseuse du muscle par imagerie de déplacement chimique peut être un outil simple et reproductible pour le diagnostic et le suivi pronostique des patients.
- En pathologie traumatique notamment dans le cadre des lésions tendineuses de la coiffe des rotateurs, l'évaluation de l'infiltration graisseuse par imagerie de déplacement est réalisable et peut venir appuyer la classification usuelle de Goutallier(84), mais elle n'est

pas reconnue en soit comme utile à la prise de décision thérapeutique. Il serait donc intéressant de proposer une classification quantitative basée sur le pourcentage d'infiltration du muscle. Cette méthodologie pourrait ainsi permettre de suivre et évaluer les réponses post thérapeutiques plus précisément.

2.2. Intérêt du contraste d'opposition de phase

2.2.1. Etude articulaire et délimitation des érosions

L'image d'opposition de phase apporte un contraste original entre la moelle osseuse sous chondrale et l'interligne articulaire. L'artéfact d'encre de chine vient parfaitement souligner la lame osseuse sous chondrale offrant un contraste à la frontière entre l'image de saturation de la graisse et l'image anatomique sans saturation de la graisse (fig.18).

Cette spécificité permet une meilleure détection et délimitation des lésions érosives articulaires ou para articulaires (85) (fig.19 et 20)

Ozgen et Al. montrent que la séquence T2 TSE Dixon est supérieure aux autres séquences conventionnelles (T1, T2 FS et T1 FS post injection) dans la recherche des signes diagnostiques de sacro-iléites actives ou chroniques. Le contraste d'opposition de phase apporte notamment un meilleur rapport contraste sur bruit (CNR) que toutes les autres séquences pour évaluer les zones de reconversion graisseuse péri articulaires (86) visibles dans les sacro-iliites chroniques.

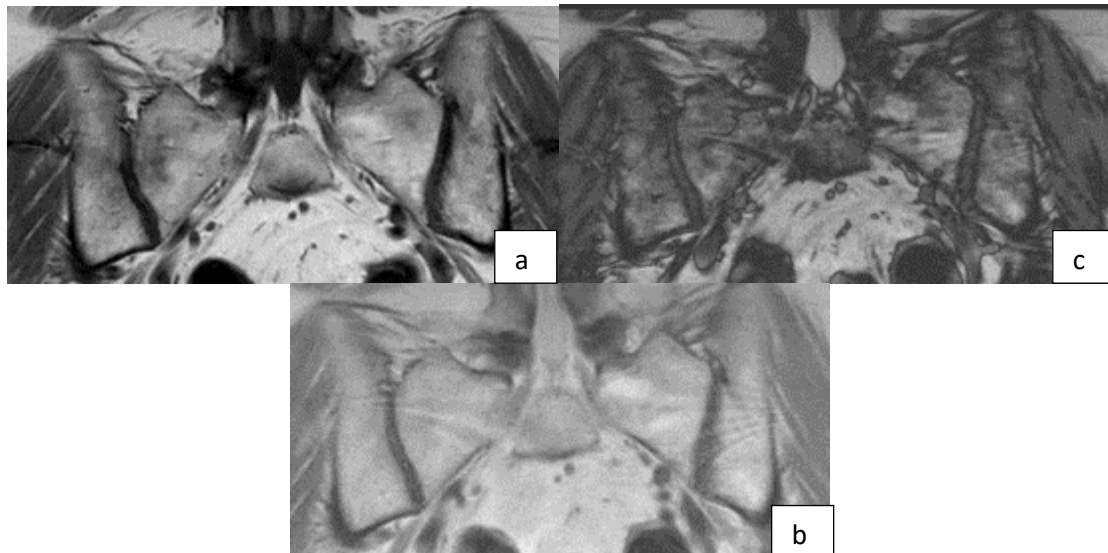


Figure 18 : IRM du bassin en vue coronale passant par les articulations sacro-iliaques

a) Séquence coronale T1 TSE

b-c) Séquence T2 mDixon TSE en contraste de phase (b) et d'opposition de phase

(c). Le contraste entre l'articulation et la lame sous chondral est plus net sur l'opposition de phase.

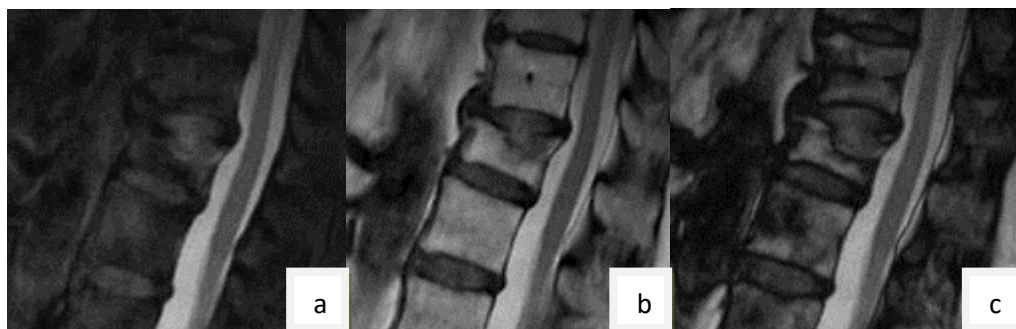


Figure 19 : Hernie intra spongieuse du plateau supérieur de T12

Séquence sagittale T2 mDixon TSE en contraste « d'eau » (a), de phase (b) et d'opposition de phase (c). L'aspect en T2 après saturation de la graisse peut paraître inquiétant mais l'image d'opposition de phase permet parfaitement de définir et visualiser la hernie intra spongieuse.



Figure 20 : Suspicion de rhumatisme inflammatoire chez une femme de 40 ans

Séquence coronale T1 IDEAL post injection de gadolinium(a-b-c) montrant une érosion marginale du bord radial de la base de la 1^{ère} phalange du 3^{ème} rayon de la main droite parfaitement visible sur le contraste d'opposition de phase (b) alors qu'elle reste douteuse sur les contrastes en phase (a), de saturation de la graisse (c) ainsi que sur la radiographie de face (d)

2.2.2. Délimitation des processus expansifs

L'opposition de phase peut parfois aider et permet une meilleure délimitation des lésions des parties molles par rapport au plan graisseux et aux petites structures vasculaires. Cependant elle reste inférieure aux séquences T2 morphologiques dans la délimitation des lésions intra musculaires(87).

III. PIEGES ET ERREURS

Divers paramètres techniques mentionnés liés à la séquence elle-même ou aux propriétés intrinsèques de la lésion peuvent être responsables de biais d'interprétation quantitatif ou qualitatif lorsque l'on utilise l'imagerie de déplacement chimique.

1. Pièges et erreurs dans l'étude de la moelle osseuse

1.1. Faux positifs : SIR > 0.8 (Tab.9)

1.1.1. **Fractures vertébrales sévères**

Les performances diagnostiques sont diminuées avec la sévérité du tassement vertébral dans les fractures vertébrales (88)

1.1.2. **Fibrose médullaire**

Les lésions de fibroses correspondent histologiquement à des zones de remplacement médullaire (89). Elles peuvent être diffuses comme dans la myélofibrose primitive ou secondaire ou focales comme dans la maladie de Paget dans sa phase tardive, la dysplasie fibreuse, les lésions de Modic 3.

1.1.3. Antécédents de radiothérapie

La radiothérapie est responsable d'altération de la médullaire osseuse aboutissant à terme à un phénomène de reconversion graisseuse de la moelle osseuse irradiée (fig.21).



Figure 21 : Déplétion médullaire post radique des pièces osseuses lombaires et sacrées

Séquence sagittale T2 mDixon TSE en contraste « d'eau » (a), de phase (b) et d'opposition de phase (c) montrant l'absence de perte de signal sur l'opposition de phase (c) comparativement à la phase (b).

1.1.4. Lésions de remplacement médullaire bénignes

Une lésion graisseuse pure comme un lipome par exemple ne contiendra pas d'eau et donc ne verra pas son signal chuter entre la phase et l'opposition de phase.

De même, une lésion à contenu hydrique pure comme un kyste ou un abcès par exemple ne présentera pas de chute de signal entre la phase et l'opposition de phase.

D'autres lésions néoplasiques ou non néoplasiques ostéo-médullaire bénignes peuvent être sources de faux positifs comme les tumeurs cartilagineuses, le nidus de l'ostéome ostéoïde, certaines pathologies de surcharges(90), la gélification médullaire...(fig.22 et 23)

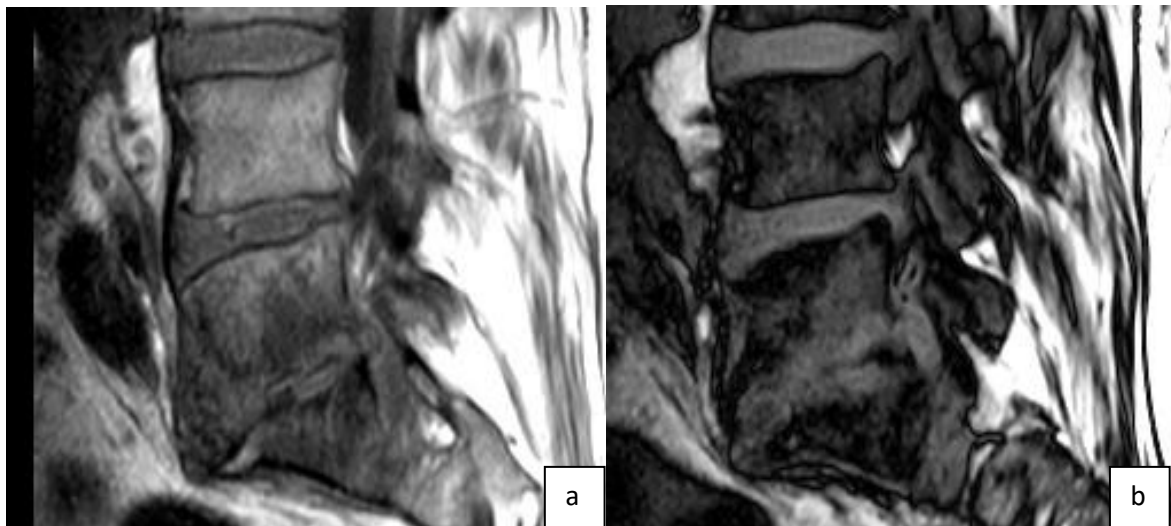


Figure 22 : Spondylodiscite infectieuse L5-S1

Séquence sagittale T1 mDixon TSE en phase (a) et en opposition de phase (b) montrant l'hypo signal T1 marqué en miroir des plateaux vertébraux L5-S1 sans chute de signal sur l'opposition de phase comparativement à la moelle osseuse normale en L4 qui présente une importante perte de signal en opposition de phase.

L'absence de perte de signal peut être en rapport avec un phénomène de suppuration de la moelle osseuse probablement en voie de collection.

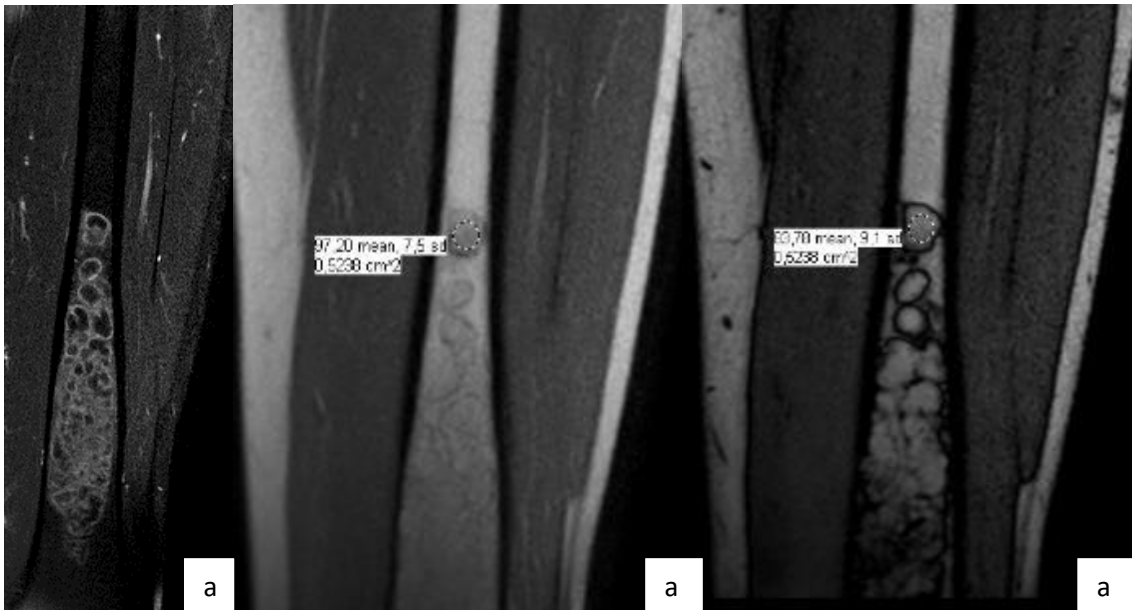


Figure 23 : Enchondrome de l'extrémité distal du fémur

Séquence coronale T2 mDixon TSE en contraste « d'eau » (a), de phase (b) et d'opposition de phase (c) montrant l'absence de perte de signal en opposition de phase de cette lésion avec un SIR >0.8. Ce cas, illustre l'absence de spécificité de l'imagerie de déplacement chimique pour différencier une lésion de remplacement médullaire bénigne et maligne.

1.2. Faux négatifs : SIR < 0.8 (Tab.9)

1.2.1. **Hémopathie maligne avec infiltration médullaire de bas grade**

Seules les lésions de myélome de bas grade présentent une chute de signal en opposition de phase. Les grades intermédiaires et élevés se comportent comme des lésions malignes en opposition de phase.

1.2.2. **Lésions ostéocondensantes**

En cas d'ostéocondensation, la décroissance T2* du signal est plus importante par raccourcissement de ce dernier et source d'une chute du signal entre la phase et l'opposition de phase non liée à la présence de graisse. Ainsi, si l'opposition de

phase est choisie après la phase on peut obtenir un SIR bas bien qu'il s'agisse d'une lésion maligne sans graisse. A l'inverse, si la phase est choisie après l'opposition de phase, on peut imaginer qu'une lésion condensante bénigne comme une énostose peut présenter un SIR > 1.

En TSE, bien que les images IP/OP soient reconstruites, on observe aussi se phénomène : Erreur de séparation eau-graisse liée à augmentation des hétérogénéités local (fig.24).



Figure 24 : Métastase ostéo condensante du corps vertébral de L1 d'une néoplasie mammaire

(Remerciement au service de radiologie du centre Oscar Lambret (Dr L. Ceugnart))

- a) TDM coupe sagittale du rachis dorso-lombaire montrant une lésion ostéocondensante focale de la partie antérieure du corps vertébral de L1.
- b) Séquence sagittale T1 FSE montrant une lésion de remplacement médullaire en franc hypo signal T1 du corps vertébral de L1.
- c-d) Séquence Sagittale T2 IDEAL FSE en phase (c) et en opposition de phase (d) montrant une chute de signal significative sur l'opposition de phase avec un SIR < 0.8.

1.2.3. IRM post thérapeutique : Chimiothérapie / Radiothérapie

L'apparition de graisse au sein de la lésion peut témoigner d'une réponse thérapeutique et être source d'une chute de signal en opposition de phase. Erly et al notent un cas de faux négatif où il s'agissait d'une lésion lymphomateuse traitée par radiothérapie. Sur les premiers examens avant radiothérapie elle présentait un SIR en faveur d'une lésion maligne mais sur le second examen après radiothérapie le SIR était en faveur d'une lésion bénigne (71). Il est cependant absolument nécessaire de travailler avec un $TE_{op} < TE_{in}$ afin d'éviter que la perte de signal obtenue par décroissance $T2^*$ n'influence le SIR. En TSE, l'absence de décroissance $T2^*$ semble être un avantage.

La condensation des lésions reste aussi une véritable problématique :

Est illustré ici (fig.25) en IRM 3T, le cas d'un patient présentant une lésion métastatique du corps vertébral de L3 dont l'étude du signal IP/OP est réalisée avant et après radiothérapie à partir d'une séquence T2 mDixon TSE. Avant radiothérapie le SIR est >0.8 comme attendu. Après radiothérapie le SIR est <0.8 mais la perte de signal réel est seulement de 14 (signal en phase 43/ Signal en opposition de phase

29). Or cette lésion est probablement condensée vu le faible niveau de signal T2 et la perte de signal peut correspondre à une simple variation du signal liée aux reconstructions.

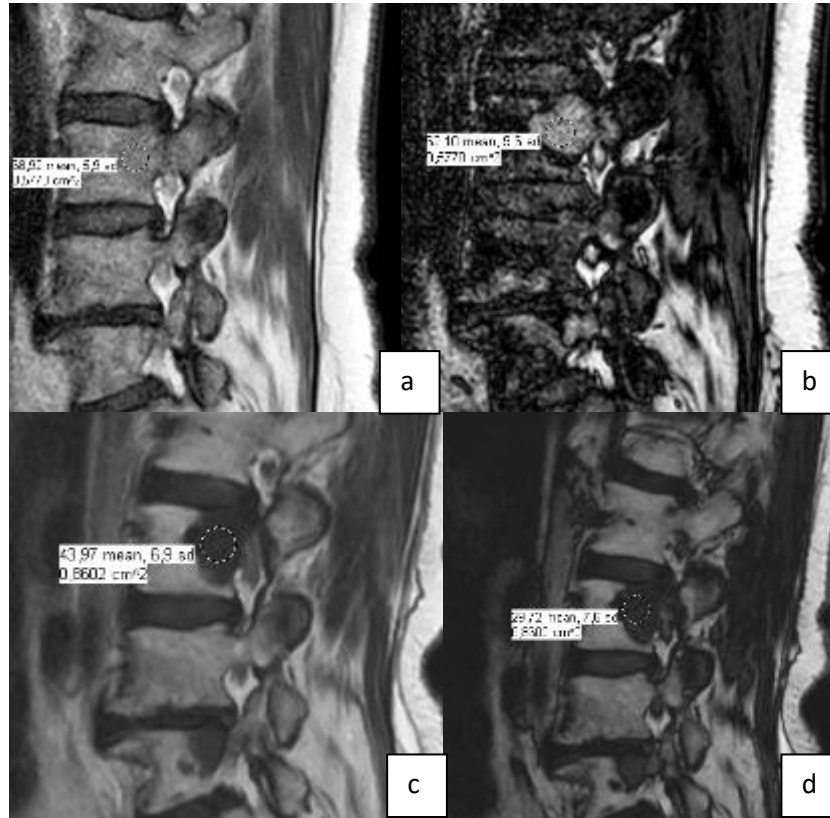


Figure 25 : Métastase du corps vertébral de L3 avant et après traitement par radiothérapie en IRM 3T

a-b) Séquence sagittale T2 mDixon TSE en phase (a) et en opposition de phase (b) avant traitement par radiothérapie montrant l'absence de chute de signal en opposition de phase de la lésion de remplacement médullaire métastatique du corps vertébral de L3 avec un SIR > 0.8.

c-d) Séquence sagittale T2 Dixon TSE en phase (c) et en opposition de phase (d) après traitement par radiothérapie retrouvant un SIR < 0.8 au sein de la lésion métastatique. A noter, l'absence de perte de signal en opposition de phase des

autres pièces osseuses en rapport avec un phénomène de reconversion graisseuse médullaire post radiothérapie.

Tableau 9 : Différenciation des lésions bénignes et malignes de la moelle osseuse en imagerie de déplacement chimique : revue de la littérature des causes de faux positifs et faux négatifs

Références	Faux positifs	Faux négatifs
Disler	Dysplasie fibreuse	Aucun
Zampa	Fractures vertébrales aiguës Spondylodiscites/ spondylite	Lymphome Myélome Lésions condensantes
Zajick	MODIC 2 Hémangiomes	Lésions condensantes
Sundareswara	Spondylodiscite BK	Aucun
Kohl	Fibrose	Aucun
Kenneally	Ostéome Ostéoïde Hémangiome Fractures vertébrales aiguës	Extension osseuse d'un sarcome des parties molles
Eito	Fractures Vertébrales sévères	Aucun
Erly	<i>Non cités</i>	Radiothérapie
Ogura	Fractures vertébrales aiguës	Aucune
Zidan	Fractures vertébrales traumatiques aiguës Radiothérapie	Métastase condensante (sein)
Tadros	Mal de pott Spondylodiscites à pyogènes	Métastase condensante
Douis	Ostéomyélites Myélofibrose	Métastase sclérosante d'un carcinome thyroïdien

Faux positifs : lésions bénignes sans chute de signal en opposition de phase ou avec SIR > Seuil

Faux négatifs : lésions malignes avec chute de signal en opposition de phase ou avec SIR < Seuil

1.3. Aspect de pseudo fracture

L'artéfact d'encre de chine peut être un élément sémiologique utile comme sus décrit, cependant en cas d'œdème ostéo-médullaire mal limité, ce dernier peut être responsable d'un pseudo aspect de lignes de fractures.

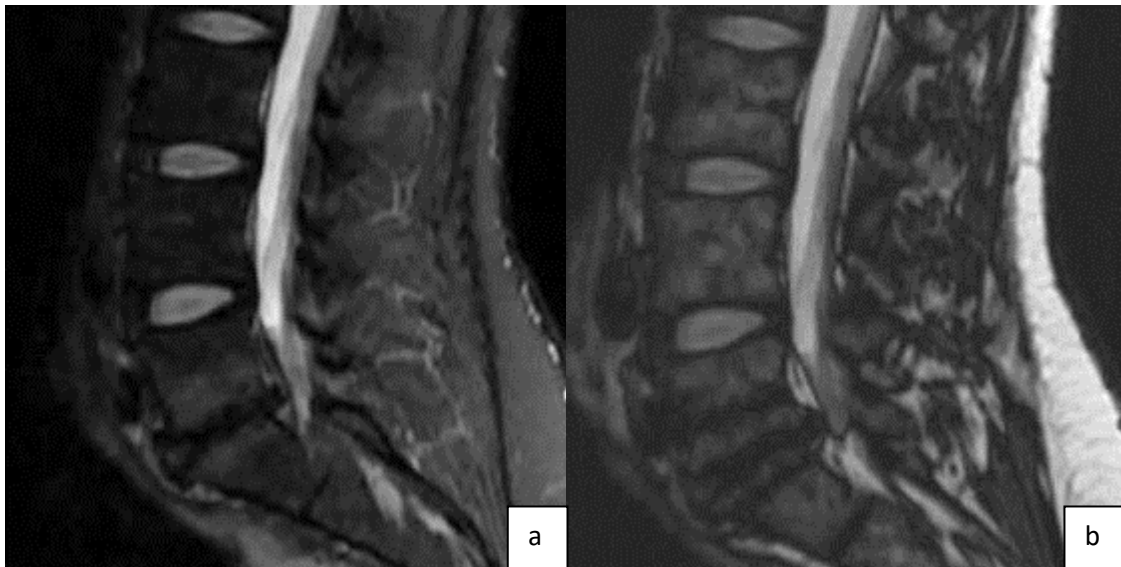


Figure 26 : Discopathie L4-L5 inflammatoire de type MODIC 1

Séquence sagittale du rachis lombaire T2 mDixon TSE en contraste « d'eau » (a) et d'opposition de phase (b) montrant un œdème en miroir des plateaux vertébraux L5-S1 sur le contraste « d'eau ». En opposition de phase, on visualise le front de l'œdème délimité par l'artéfact d'encre de chine, qui peut donner la fausse impression d'une ligne de fracture en hypo signal.

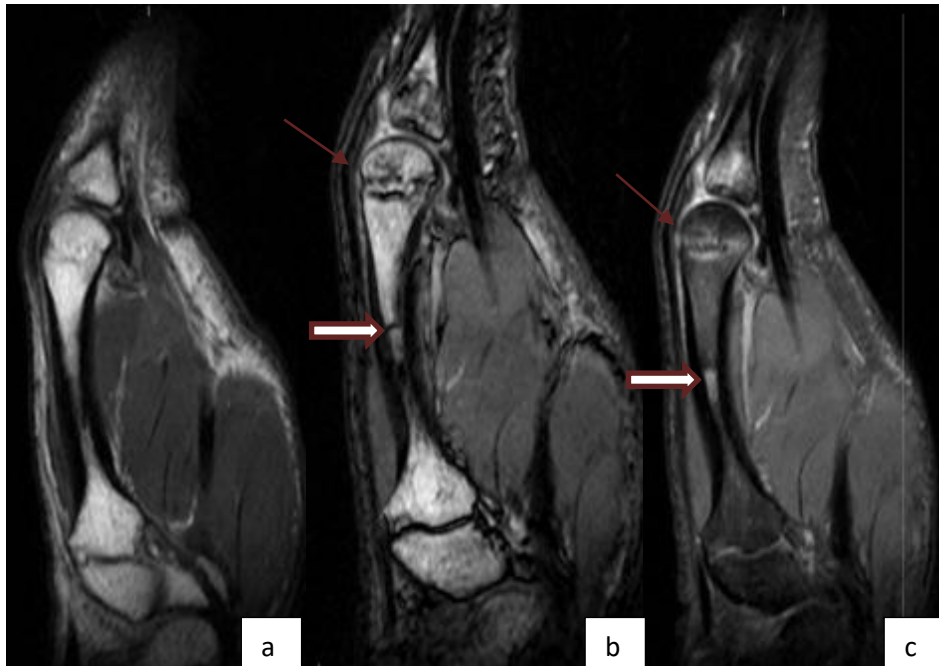


Figure 27 : Fracture impaction de la tête du métacarpien du 2^{ème} rayon d'origine traumatique

Séquence sagittale T2 IDEAL FSE en contraste de phase (a), d'opposition de phase (b) et « d'eau » (c) montrant la fracture impaction de la tête du 2^{ème} métacarpien (flèche pleine). Sur le contraste d'opposition de phase, il existe un faux aspect de fracture diaphysaire du 2^{ème} métacarpien (flèche creuse) causé par l'artéfact d'encre de chine qui vient délimiter l'œdème médullaire visible sur le contraste d'eau.

1.4. Temps d'écho non adaptés

En écho de gradient le TE peut être choisi et connu :

Un delta écho entre le TE_{in} et le TE_{op} trop long peut être responsable d'une décroissance T2* importante pouvant être responsable d'erreur d'interprétation dépendant de l'ordre d'acquisition des TE.

Si $TE_{in} < TE_{op}$ le risque principal est celui des faux négatifs.

Si $TE_{in} > TE_{op}$ le risque principal est celui des faux positifs.

Les TE doivent donc être choisis les plus courts possible et donc de principe avec un $TE_{op} < TE_{in}$. (22,23). L'utilisation d'une valeur seuil de SIR doit donc de préférence être choisie avec les mêmes TE IP/OP et le même ordre d'acquisition

1.5. Injection de gadolinium

L'injection de gadolinium est responsable d'une augmentation du signal de l'eau. Le gadolinium influence donc les rapports de signaux entre la phase et l'opposition de phase (91). L'utilisation des valeurs seuils définit pour différencier une fracture bénigne et maligne ou une lésion de remplacement médullaire doit être prudente après injection de gadolinium.

2. Erreurs dans la quantification de la fraction grasseuse musculaire

Deux facteurs techniques peuvent influencer la quantification de la fraction grasseuse musculaire :

- L'ambiguïté eau-graisse
- L'effet T1 « parasite »

IV. CONCLUSION

Classiquement acquise en pondération T1 EG, l'imagerie de déplacement chimique IP/OP apparaît donc comme un outil diagnostique simple, rapide et efficace pour caractériser une anomalie de signal de la moelle osseuse ou une fracture vertébrale, en permettant de différencier le remplacement médullaire, de l'œdème et de la moelle rouge. L'apport du contraste d'opposition de phase dans la détection des ostéomes ostéoïdes ainsi que dans la détection des lésions de remplacement médullaire en cas de moelle rouge abondante peut être utile en population pédiatrique ou en cas de phénomènes de régénération médullaire diffuse chez l'adulte.

Dans l'étude des surfaces articulaires, l'image d'opposition de phase apporte un contraste soulignant parfaitement la lame osseuse sous chondral permettant ainsi une meilleure détection des érosions osseuses.

A l'ère des séquences de séparation eau-graisse de type Dixon permettant de générer des cartographies de fraction grasseuse musculaire, l'imagerie de déplacement chimique IP/OP reste une technique simple et fiable pour quantifier cette fraction grasseuse intra musculaire.

Bien que l'imagerie de déplacement chimique IP/OP soit considérée comme une méthode simple et rapide, une connaissance parfaite des limites, pièges et recommandations techniques relatives notamment au choix des TE est indispensable.

Les séquences de séparation eau-graisse de type Dixon, de plus en plus employées en pathologies musculosquelettiques peuvent être une alternative intéressante pour

obtenir par reconstructions les contrastes IP/OP, notamment en T1/T2 TSE.

Cependant les modalités de reconstructions apportées aux images de phase et

d'opposition de phase d'avoir faire réévaluer les valeurs seuils de SIR

spécifiquement pour ces séquences afin de déterminer les meilleurs paramètres

diagnostiques intrinsèques.

Tableau de synthèses des principales applications de l'imagerie de déplacement chimique IP/OP en pathologie musculosquelettique

	Applications	Perspectives
Etude de la moelle osseuse	Caractérisation des anomalies de signal de la moelle osseuse +++ Différencier les fractures vertébrales bénignes et malignes +++ Détection des ostéomes ostéoïdes +++ Détecter et délimiter les lésions de remplacement médullaire en cas de moelle rouge abondante +++ Evaluation du degré d'infiltration de la moelle osseuse dans le myélome +	Evaluation précoce des réponses thérapeutiques des lésions osseuses malignes ? Caractérisation des hémangiome atypiques ? Evaluation pronostique et pré biopsique des lésions infectieuses ostéo-médullaires ? Différenciation MODIC 1 / Spondylodiscite ?
Etude articulaire	Détecter et délimiter les érosions articulaires et para articulaires ++	-
Etude des parties molles	Délimitation des processus expansifs + Quantification de la fraction graisseuse musculaire	Corréler la classification de Goutallier à une classification quantitative de la fraction graisseuse

BIBLIOGRAPHIE

1. Hood MN, Ho VB, Smirniotopoulos JG, Szumowski J. Chemical shift: the artifact and clinical tool revisited. *Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc.* avr 1999;19(2):357-71.
2. Charatcharoenwitthaya P, Lindor KD. Role of Radiologic Modalities in the Management of Non-alcoholic Steatohepatitis. *Clin Liver Dis.* févr 2007;11(1):37-54.
3. Drost DJ, Riddle WR, Clarke GD, AAPM MR Task Group #9. Proton magnetic resonance spectroscopy in the brain: report of AAPM MR Task Group #9. *Med Phys.* sept 2002;29(9):2177-97.
4. Chevallier P. [What can we expect from non invasive imaging methods to detect and grade liver fatty infiltration?]. *Gastroenterol Clin Biol.* nov 2005;29(11):1133-5.
5. Ramalho M, Herédia V, de Campos ROP, de Toni M, Dale BM, Semelka RC. [In-phase and out-of-phase single-shot magnetization-prepared gradient recalled echo: description and optimization of technique at 1.5 T]. *Radiología.* avr 2014;56(2):136-47.
6. Eggers H, Börnert P. Chemical shift encoding-based water-fat separation methods. *J Magn Reson Imaging JMRI.* août 2014;40(2):251-68.
7. Dixon WT. Simple proton spectroscopic imaging. *Radiology.* oct 1984;153(1):189-94.
8. Ma J. Dixon techniques for water and fat imaging. *J Magn Reson Imaging JMRI.* sept 2008;28(3):543-58.
9. Wang Y, Li D, Haacke EM, Brown JJ. A three-point Dixon method for water and fat separation using 2D and 3D gradient-echo techniques. *J Magn Reson Imaging JMRI.* juin 1998;8(3):703-10.
10. Glover GH. Multipoint Dixon technique for water and fat proton and susceptibility imaging. *J Magn Reson Imaging JMRI.* oct 1991;1(5):521-30.
11. Glover GH, Schneider E. Three-point Dixon technique for true water/fat decomposition with B0 inhomogeneity correction. *Magn Reson Med.* avr 1991;18(2):371-83.
12. Hardy PA, Hinks RS, Tkach JA. Separation of fat and water in fast spin-echo MR imaging with the three-point Dixon technique. *J Magn Reson Imaging JMRI.* avr 1995;5(2):181-5.
13. By T.G. Perkins, A. Duijndam, H. Eggers, E. de Weerd and Y.H.E. Rijckaert. The next generation fat free imaging. PHILIPS; 2015.
14. Eggers H, Brendel B, Duijndam A, Herigault G. Dual-echo Dixon imaging with flexible choice of echo times. *Magn Reson Med.* janv 2011;65(1):96-107.

15. Ma J. Breath-hold water and fat imaging using a dual-echo two-point Dixon technique with an efficient and robust phase-correction algorithm. *Magn Reson Med.* août 2004;52(2):415-9.
16. Gerdes CM, Kijowski R, Reeder SB. IDEAL imaging of the musculoskeletal system: robust water fat separation for uniform fat suppression, marrow evaluation, and cartilage imaging. *AJR Am J Roentgenol.* nov 2007;189(5):W284-291.
17. Reeder SB, McKenzie CA, Pineda AR, Yu H, Shimakawa A, Brau AC, et al. Water-fat separation with IDEAL gradient-echo imaging. *J Magn Reson Imaging JMRI.* mars 2007;25(3):644-52.
18. Pineda AR, Reeder SB, Wen Z, Pelc NJ. Cramér-Rao bounds for three-point decomposition of water and fat. *Magn Reson Med.* sept 2005;54(3):625-35.
19. Pooley RA. *Fundamental Physics of MR Imaging.* RadioGraphics. 1 juill 2005;25(4):1087-99.
20. Cassidy FH, Yokoo T, Aganovic L, Hanna RF, Bydder M, Middleton MS, et al. Fatty liver disease: MR imaging techniques for the detection and quantification of liver steatosis. *Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc.* févr 2009;29(1):231-60.
21. Guiu B, Loffroy R, Salem DB, Masson D, Hervé G, Petit JM, et al. Stéatose hépatique et séquence phase- opposition de phase : aspects théoriques et applications pratiques à 3T. [/data/revues/02210363/00880012/1845/](#) [Internet]. 30 mars 2008 [cité 22 nov 2016]; Disponible sur: <http://www.em-consulte.com/en/article/133326>
22. Del Grande F, Subhawong T, Flammang A, Fayad LM. Chemical shift imaging at 3 Tesla: effect of echo time on assessing bone marrow abnormalities. *Skeletal Radiol.* août 2014;43(8):1139-47.
23. Schindera ST, Soher BJ, DeLong DM, Dale BM, Merkle EM. Effect of Echo Time Pair Selection on Quantitative Analysis for Adrenal Tumor Characterization with In-Phase and Opposed-Phase MR Imaging: Initial Experience. *Radiology.* juillet 2008;248(1):140-7.
24. Guiu B, Petit J-M, Loffroy R, Ben Salem D, Aho S, Masson D, et al. Quantification of liver fat content: comparison of triple-echo chemical shift gradient-echo imaging and in vivo proton MR spectroscopy. *Radiology.* janv 2009;250(1):95-102.
25. Kim YP, Kannengiesser S, Paek M-Y, Kim S, Chung T-S, Yoo YH, et al. Differentiation between Focal Malignant Marrow-Replacing Lesions and Benign Red Marrow Deposition of the Spine with T2*-Corrected Fat-Signal Fraction Map Using a Three-Echo Volume Interpolated Breath-Hold Gradient Echo Dixon Sequence. *Korean J Radiol.* 2014;15(6):781-91.
26. de Bazelaire CMJ, Duhamel GD, Rofsky NM, Alsop DC. MR imaging relaxation times of abdominal and pelvic tissues measured in vivo at 3.0 T: preliminary results. *Radiology.* mars 2004;230(3):652-9.
27. Hussain HK, Chenevert TL, Londy FJ, Gulani V, Swanson SD, McKenna BJ, et al. Hepatic fat fraction: MR imaging for quantitative measurement and display--early experience. *Radiology.* déc 2005;237(3):1048-55.
28. Yoo HJ, Hong SH, Kim DH, Choi J-Y, Chae HD, Jeong BM, et al. Measurement of fat content in vertebral marrow using a modified dixon sequence to differentiate benign from malignant processes. *J Magn Reson Imaging.* 1 mai 2017;45(5):1534-44.

29. Fat fraction estimation of morphologically normal lumbar vertebrae using the two-point mDixon turbo spin-echo MRI with flexible echo times and multipeak spectral model of fat: Comparison between cancer and non-cancer patients - ScienceDirect [Internet]. [cité 17 juin 2017]. Disponible sur: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0730725X16300534>
30. Masson E. Artefacts en IRM [Internet]. EM-Consulte. [cité 13 juin 2017]. Disponible sur: <http://www.em-consulte.com/article/37161/artefacts-en-irm>
31. Delfaut EM, Beltran J, Johnson G, Rousseau J, Marchandise X, Cotten A. Fat suppression in MR imaging: techniques and pitfalls. *Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc.* avr 1999;19(2):373-82.
32. Dreizin D, Ahlawat S, Del Grande F, Fayad LM. Gradient-echo in-phase and opposed-phase chemical shift imaging: role in evaluating bone marrow. *Clin Radiol.* juin 2014;69(6):648-57.
33. Seiderer M, Staebler A, Wagner H. MRI of bone marrow: opposed-phase gradient-echo sequences with long repetition time. *Eur Radiol.* 1999;9(4):652-61.
34. Blum A, Roch D, Loeuille D, Louis M, Batch T, Lecocq S, et al. [Bone marrow edema: definition, diagnostic value and prognostic value]. *J Radiol.* déc 2009;90(12):1789-811.
35. Bibby SRS, Jones DA, Lee RB, Yu J, Urban JPG. Biochimie, biologie et physiologie du disque intervertébral. *Rev Rhum.* nov 2001;68(10-11):903-7.
36. Kinney HC, Karthigasan J, Borenshteyn NI, Flax JD, Kirschner DA. Myelination in the developing human brain: biochemical correlates. *Neurochem Res.* août 1994;19(8):983-96.
37. Tresoldi I, Oliva F, Benvenuto M, Fantini M, Masuelli L, Bei R, et al. Tendon's ultrastructure. *Muscles Ligaments Tendons J.* janv 2013;3(1):2-6.
38. Fernández-Tresguerres-Hernández-Gil I, Alobera-Gracia MA, del-Canto-Pingarrón M, Blanco-Jerez L. Physiological bases of bone regeneration I. Histology and physiology of bone tissue. *Med Oral Patol Oral Cirugia Bucal.* 1 janv 2006;11(1):E47-51.
39. Vande Berg BC, Lecouvet FE, Galant C, Simoni P, Malghem J. Normal variants of the bone marrow at MR imaging of the spine. *Semin Musculoskelet Radiol.* juin 2009;13(2):87-96.
40. Kricun ME. Red-yellow marrow conversion: its effect on the location of some solitary bone lesions. *Skeletal Radiol.* 1985;14(1):10-9.
41. Magnetic Resonance Imaging of Bone Marrow: A Review – Part I [Internet]. [cité 31 mai 2017]. Disponible sur: <http://www.jaoir.org/articles/magnetic-resonance-imaging-of-bone-marrow-a-review-part-i>
42. Alyas F, Saifuddin A, Connell D. MR imaging evaluation of the bone marrow and marrow infiltrative disorders of the lumbar spine. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* mai 2007;15(2):199-219, vi.
43. Starr AM, Wessely MA, Albastaki U, Pierre-Jerome C, Kettner NW. Bone marrow edema: pathophysiology, differential diagnosis, and imaging. *Acta Radiol Stockh Swed* 1987. sept 2008;49(7):771-86.

44. Boulet B, Caramella C, Couanet D, Balleyguier C, Bidault F, Dromain C. le point sur... - Approche didactique de la moelle osseuse en IRM. Datareviews0221036300919-C2935 [Internet]. 2 sept 2010 [cité 31 mai 2017]; Disponible sur: <http://www.em-consulte.com/en/article/264691>
45. Osgood E, Muddassir S, Jaju M, Moser R, Farid F, Mewada N. Starvation marrow – gelatinous transformation of bone marrow. J Community Hosp Intern Med Perspect [Internet]. 29 sept 2014 [cité 31 mai 2017];4(4). Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4185148/>
46. Masson E. Infarctus osseux [Internet]. EM-Consulte. [cité 13 juin 2017]. Disponible sur: <http://www.em-consulte.com/article/61704/infarctus-osseux>
47. Silva JR, Hayashi D, Yonenaga T, Fukuda K, Genant HK, Lin C, et al. MRI of bone marrow abnormalities in hematological malignancies. Diagn Interv Radiol Ank Turk. oct 2013;19(5):393-9.
48. Vande Berg BC, Malghem J, Lecouvet FE, Maldague B. Magnetic resonance imaging of normal bone marrow. Eur Radiol. 1998;8(8):1327-34.
49. Costa FM, Canella C, Gasparetto E. Advanced Magnetic Resonance Imaging Techniques in the Evaluation of Musculoskeletal Tumors. Radiol Clin North Am. nov 2011;49(6):1325-58.
50. Berg BCV, Malghem J, Lecouvet FE, Maldague B. Magnetic resonance imaging of the normal bone marrow. Skeletal Radiol. 1 sept 1998;27(9):471-83.
51. Nouh MR, Eid AF. Magnetic resonance imaging of the spinal marrow: Basic understanding of the normal marrow pattern and its variant. World J Radiol. 28 déc 2015;7(12):448-58.
52. Vanel D. MRI of bone metastases: the choice of the sequence. Cancer Imaging. 23 mars 2004;4(1):30-5.
53. Dutoit JC, Verstraete KL. MRI in multiple myeloma: a pictorial review of diagnostic and post-treatment findings. Insights Imaging. 10 mai 2016;7(4):553-69.
54. Vande Berg BC, Malghem J, Lecouvet FE, Maldague B. Classification and detection of bone marrow lesions with magnetic resonance imaging. Skeletal Radiol. oct 1998;27(10):529-45.
55. Disler DG, McCauley TR, Ratner LM, Kesack CD, Cooper JA. In-phase and out-of-phase MR imaging of bone marrow: prediction of neoplasia based on the detection of coexistent fat and water. AJR Am J Roentgenol. nov 1997;169(5):1439-47.
56. Zajick DC, Morrison WB, Schweitzer ME, Parellada JA, Carrino JA. Benign and malignant processes: normal values and differentiation with chemical shift MR imaging in vertebral marrow. Radiology. nov 2005;237(2):590-6.
57. Kohl CA, Chivers FS, Lorans R, Roberts CC, Kransdorf MJ. Accuracy of chemical shift MR imaging in diagnosing indeterminate bone marrow lesions in the pelvis: review of a single institution's experience. Skeletal Radiol. août 2014;43(8):1079-84.
58. Douis H, Davies AM, Jeys L, Sian P. Chemical shift MRI can aid in the diagnosis of indeterminate skeletal lesions of the spine. Eur Radiol. 1 avr 2016;26(4):932-40.

59. Sundareswaran N, Babu P, Kailasanathan, In phase opposed phase sequence in Mri differentiating neoplastic lesions of bone marrow from non neoplastic lesions of bone marrow. IJLRST volume 5, Issue1: Page No146-156, Jan-Feb 2016 [Internet]. [cité 25 nov 2016]. Disponible sur:
http://www.mnkjournals.com/ijlrst_files/Download/Vol%205,%20Issue%201/28-48-29022016%20INPHASE%20OPPOSED%20PHASE%20SEQUENCE%20IN%20MRI.pdf
60. Kenneally BE, Gutowski CJ, Reynolds AW, Morrison WB, Abraham JA. Utility of opposed-phase magnetic resonance imaging in differentiating sarcoma from benign bone lesions. *J Bone Oncol.* 29 oct 2015;4(4):110-4.
61. Martel Villagrán J, Bueno Horcajadas Á, Pérez Fernández E, Martín Martín S. Accuracy of magnetic resonance imaging in differentiating between benign and malignant vertebral lesions: Role of Diffusion-weighted imaging, in-phase/opposed-phase imaging and apparent diffusion coefficient. *Radiología.* :142-9.
62. Zampa V, Cosottini M, Michelassi C, Ortori S, Bruschini L, Bartolozzi C. Value of opposed-phase gradient-echo technique in distinguishing between benign and malignant vertebral lesions. *Eur Radiol.* juill 2002;12(7):1811-8.
63. Uetani M, Hashmi R, Hayashi K. Malignant and benign compression fractures: differentiation and diagnostic pitfalls on MRI. *Clin Radiol.* févr 2004;59(2):124-31.
64. Thawait SK, Marcus MA, Morrison WB, Klufas RA, Eng J, Carrino JA. Research Synthesis: What Is the Diagnostic Performance of Magnetic Resonance Imaging to Discriminate Benign From Malignant Vertebral Compression Fractures? Systematic Review and Meta-Analysis. *Spine.* mai 2012;37(12):E736-44.
65. Geith T, Schmidt G, Biffar A, Dietrich O, Dürr HR, Reiser M, et al. Comparison of qualitative and quantitative evaluation of diffusion-weighted MRI and chemical-shift imaging in the differentiation of benign and malignant vertebral body fractures. *AJR Am J Roentgenol.* nov 2012;199(5):1083-92.
66. Zidan DZ, Habib LA, Chalabi NA. Quantitative chemical-shift MR imaging cutoff value: Benign versus malignant vertebral compression – Initial experience. *Egypt J Radiol Nucl Med.* sept 2014;45(3):779-86.
67. Tadros MY, Louka AL. Discrimination between benign and malignant in vertebral marrow lesions with diffusion weighted MRI and chemical shift. *Egypt J Radiol Nucl Med.* juin 2016;47(2):557-69.
68. Eito K, Waka S, Naoko N, Makoto A, Atsuko H. Vertebral neoplastic compression fractures: assessment by dual-phase chemical shift imaging. *J Magn Reson Imaging JMRI.* déc 2004;20(6):1020-4.
69. Ragab Y, Emad Y, Gheita T, Mansour M, Abou-Zeid A, Ferrari S, et al. Differentiation of osteoporotic and neoplastic vertebral fractures by chemical shift {in-phase and out-of phase} MR imaging. *Eur J Radiol.* oct 2009;72(1):125-33.
70. Ogura A, Hayakawa K, Maeda F, Saeki F, Syukutani A, Shibutani S, et al. Differential diagnosis of vertebral compression fracture using in-phase/opposed-phase and short TI inversion recovery imaging. *Acta Radiol Stockh Swed* 1987. 1 mai 2012;53(4):450-5.

71. Erly WK, Oh ES, Outwater EK. The utility of in-phase/opposed-phase imaging in differentiating malignancy from acute benign compression fractures of the spine. *AJNR Am J Neuroradiol.* juill 2006;27(6):1183-8.
72. Ovali GY, Düzgün F, Farasat M, Orguc S. Benign Versus Malignant Vertebral Compression, Chemical Shift MR Imaging, Is It Useful? *Iran J Radiol* [Internet]. déc 2016 [cité 12 juin 2017];inpress(inpress). Disponible sur: http://iranjradiol.neoscriber.org/?page=article&article_id=42016
73. Mittal P, Gupta R, Mittal A, Joshi S. Chemical shift magnetic resonance imaging in differentiation of benign from malignant vertebral collapse in a rural tertiary care hospital in North India. *J Neurosci Rural Pract.* déc 2016;7(4):489-92.
74. Stäbler A, Baur A, Bartl R, Munker R, Lamerz R, Reiser MF. Contrast enhancement and quantitative signal analysis in MR imaging of multiple myeloma: assessment of focal and diffuse growth patterns in marrow correlated with biopsies and survival rates. *AJR Am J Roentgenol.* oct 1996;167(4):1029-36.
75. Slide 1 - SP03.aspx [Internet]. [cité 1 mars 2016]. Disponible sur: <http://internationalskeletalsociety.com/getattachment/75c881fc-22aa-44af-a72c-43def6cdaa10/SP03.aspx>
76. Del Grande F, Tatizawa-Shiga N, Jalali Farahani S, Chalian M, Fayad LM. Chemical shift imaging: preliminary experience as an alternative sequence for defining the extent of a bone tumor. *Quant Imaging Med Surg.* juin 2014;4(3):173-80.
77. Shiga NT, Del Grande F, Lardo O, Fayad LM. Imaging of primary bone tumors: determination of tumor extent by non-contrast sequences. *Pediatr Radiol.* août 2013;43(8):1017-23.
78. Oh JH, Kim SH, Choi J-A, Kim Y, Oh CH. Reliability of the Grading System for Fatty Degeneration of Rotator Cuff Muscles. *Clin Orthop.* juin 2010;468(6):1558-64.
79. Gokalp G, Yildirim N, Yazici Z, Ercan I. Using chemical-shift MR imaging to quantify fatty degeneration within supraspinatus muscle due to supraspinatus tendon injuries. *Skeletal Radiol.* déc 2010;39(12):1211-7.
80. Paalanne N, Niinimäki J, Karppinen J, Taimela S, Mutanen P, Takatalo J, et al. Assessment of association between low back pain and paraspinal muscle atrophy using opposed-phase magnetic resonance imaging: a population-based study among young adults. *Spine.* 1 nov 2011;36(23):1961-8.
81. Yanik B, Keyik B, Conkbayir I. Fatty degeneration of multifidus muscle in patients with chronic low back pain and in asymptomatic volunteers: quantification with chemical shift magnetic resonance imaging. *Skeletal Radiol.* juin 2013;42(6):771-8.
82. Gaeta M, Minutoli F, Toscano A, Celona A, Musumeci O, Racchiusa S, et al. Opposed-phase MR imaging of lipid storage myopathy in a case of Chanarin-Dorfman disease. *Skeletal Radiol.* nov 2008;37(11):1053-7.
83. Gaeta M, Scribano E, Mileto A, Mazziotti S, Rodolico C, Toscano A, et al. Muscle fat fraction in neuromuscular disorders: dual-echo dual-flip-angle spoiled gradient-recalled MR imaging technique for quantification--a feasibility study. *Radiology.* mai 2011;259(2):487-94.

84. Goutallier D, Postel JM, Bernageau J, Lavau L, Voisin MC. Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan. *Clin Orthop*. juill 1994;(304):78-83.
85. Krohn M, Braum LS, Sieper J, Song I-H, Weiss A, Callhoff J, et al. Erosions and fatty lesions of sacroiliac joints in patients with axial spondyloarthritis: evaluation of different MRI techniques and two scoring methods. *J Rheumatol*. mars 2014;41(3):473-80.
86. Özgen A. The Value of the T2-Weighted Multipoint Dixon Sequence in MRI of Sacroiliac Joints for the Diagnosis of Active and Chronic Sacroiliitis. *Am J Roentgenol*. décembre 2016;208(3):603-8.
87. Fujimoto H, Murakami K, Ichikawa T, Matsubara T, Tsumurai Y, Masuda S, et al. MRI of soft-tissue lesions: opposed-phase T2*-weighted gradient-echo images. *J Comput Assist Tomogr*. juin 1993;17(3):418-24.
88. Lin F, Lei Y, Li Y. Influence of lesion ratio on diagnostic performance of in-phase/opposed-phase imaging and apparent diffusion coefficient for differentiating acute benign vertebral fractures and metastases. *Chin Med J (Engl)*. 5 juin 2009;122(11):1293-9.
89. Swartz PG, Roberts CC. Radiological Reasoning: Bone Marrow Changes on MRI. *Am J Roentgenol*. 1 sept 2009;193(3_supplement):S1-4.
90. Johnson LA, Hoppel BE, Gerard EL, Miller SP, Doppelt SH, Zirzow GC, et al. Quantitative chemical shift imaging of vertebral bone marrow in patients with Gaucher disease. *Radiology*. févr 1992;182(2):451-5.
91. Mitchell DG, Stolpen AH, Siegelman ES, Bolinger L, Outwater EK. Fatty tissue on opposed-phase MR images: paradoxical suppression of signal intensity by paramagnetic contrast agents. *Radiology*. févr 1996;198(2):351-7.

AUTEUR : Nom : PESCH

Prénom : Sébastien

Date de Soutenance : 29 juin 2017

Titre de la Thèse : Principes et apports de l'imagerie de déplacement chimique en pathologie musculosquelettique : Revue de la littérature

Thèse - Médecine - Lille 2017

Cadre de classement : *Doctorat de médecine*

DES + spécialité : *Médecine. Radiodiagnostic et imagerie médicale*

Mots-clés : IRM ; imagerie de déplacement chimique ; méthode Dixon ; pathologie musculosquelettique ; moelle osseuse ; parties molles ; muscle ; articulation ; œdème médullaire ; remplacement médullaire ; moelle rouge

Contexte :

En pathologie musculosquelettique, l'imagerie de déplacement chimique acquise en T1 EG double écho a fait l'objet de nombreuses publications ces dernières années relatant diverses applications possibles. L'utilisation de plus en plus courante des séquences de séparation eau-graisse de type Dixon rend disponible les contrastes de phase et d'opposition de phase en EG, SE ou TSE. Néanmoins, aucune publication n'a discuté ou illustré ces séquences.

Méthodes :

Ce travail constitue une revue de la littérature centrée sur l'imagerie de déplacement chimique de phase et d'opposition de phase afin d'en comprendre les principes, complexités techniques et principales applications en imagerie musculosquelettique. De plus, il s'agissait de réfléchir à la place des contrastes de phase et d'opposition de phase acquis à partir de séquence de séparation eau-graisse en proposant une première iconographie variée et originale.

Résultats :

L'imagerie de déplacement chimique permet efficacement de confirmer les lésions de remplacement médullaire, différencier les fractures vertébrales bénignes et malignes et quantifier la fraction grasseuse musculaire.

L'image d'opposition de phase apporte un contraste propre, permettant une meilleure détection des érosions articulaires ainsi qu'une meilleure détection et délimitation des lésions de remplacement médullaire notamment en cas de moelle rouge abondante.

Les séquences de type Dixon semblent une alternative intéressante pour utiliser l'imagerie de déplacement chimique sans augmentation du temps d'acquisition mais pose tout de même la question de la validité des seuils de signal index ratio (SIR) uniquement défini à partir de séquences T1 EG double écho.

Conclusion :

L'imagerie de déplacement chimique en contraste de phase et d'opposition de phase est une technique simple, rapide et présentant un apport véritable en imagerie musculosquelettique.

Composition du Jury :

Président : Pr A. Cotten

Assesseurs : Pr X. Demondion, Pr O. Ernst, Dr G. Lefebvre (Directeur)