

Paramétrages de la séquence de diffusion dans le cadre du suivi des métastases des tumeurs Gastro-intestinales (GIST).

N. Chevrey TRM, Dr S. Schmidt, Dr M Koehli

Introduction

Les tumeurs stromales gastro-intestinales (GIST, Gastro-Intestinal Stromal Tumors) représentent moins de 1% des tumeurs digestives. Plusieurs techniques sont traditionnellement utilisées pour détecter, évaluer et suivre ces lésions (tumeur primitive, métastase(s) pré et post chirurgie) ; CT et IRM pour l'étude morphologique et fonctionnelle avec le 18FDG-PET/CT. Ce dernier est devenu la technique de référence pour étudier l'activité métabolique des GIST. A l'heure actuelle l'imagerie IRM de diffusion (DWI Diffusion Weighted MR Imaging) abdominale oncologique est en pleine expansion de part sa haute sensibilité et les informations fonctionnelles fournies par la mesure du coefficient de diffusion apparent (ADC Apparent Diffusion Coefficient).

Pour cela nous devons adapter une séquence de diffusion pour couvrir l'ensemble de l'abdomen du dôme hépatique à la symphyse. Celle-ci conjuguant sensibilité (carte ADC) et reproductibilité dans le temps inter et intra patient, de manière à évaluer le potentiel de cette technique dans le suivi de l'évaluation de la réponse au traitement des métastases des GIST.

Méthode

De juin 2008 à juin 2009 5 patients (3 femmes 2 hommes) connus pour métastases sur GIST ont subi un 18FDG-PET/CT et une IRM (T1 gre VIBE, T2 HASTE, DWI [b=50, 300, 600] avec carte ADC **fig1, fig2**, avant et après traitement médical ciblé pour en évaluer la réponse métastatique. Le délai entre l'IRM et le PET/CT était d'environ 3 jours tandis que le délai entre le premier et le second examen était de 4 mois en moyenne. Environ 30 à 45 minutes avant le début de l'examen, nous avons administré par voie orale 1l d'eau, puis en intraveineux (IV) juste avant le début des séquences, 20mg de scopolaminbutylbromide (Buscopan®, Boehringer Ingelheim, Basel, Suisse) et/ou en cas de contre indication, 1 mg de glucagon (Glucagen, Novo Nordisk, Bagsvaerd, Denmark), afin de réduire les artefacts dus au spérilisme. La séquence de diffusion a été réalisée avant l'injection de Dotarem® (Guerbet, France) IV. Les données IRM ont été réalisées à 3T (TRIO ou VERIO, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) gradient de 40mTm⁻¹. Pour ce protocole nous avons combiné 3 antennes en réseau phasé, 2 antennes de surface antérieure type Body Matrix® 6 éléments de réception, couplées avec l'antenne rachis intégrée à la table – 4 segments de 3 éléments sont nécessaires à l'exploration de tout l'abdomen **fig3 et fig4**.

Etude effectuée sur 5 patients avec GIST métastatique, moyenne d'âge 56.4 ans. 24 lésions ont été détectées et suivies par IRM + PET/CT avant et après changement de traitement.

La relation entre le SUVmax et l'ADC était, selon Spearman corrélation¹

SUVmax 7.2±7.7g/mL → 5.9±5.9g/mL (p=0.53)

ADC 1197±377mm²/s → 1410±398mm²/s (p=0.07)

Association significative entre les variations du SUVmax et de l'ADC (rho=-0.64, p=0.004)



Figure 2



Figure 3

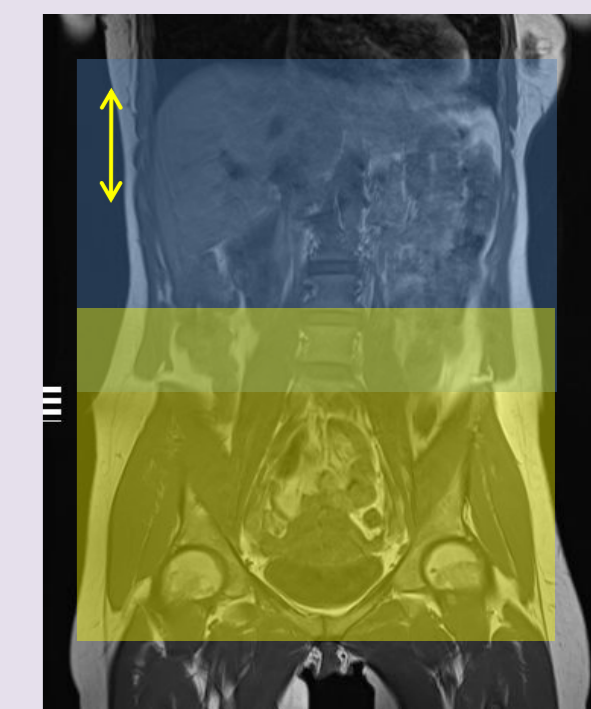


Figure 4

Sequence	Imaging plane	TR/TE (msec)	Flip angle	Pixel size (mm)	NEX	Slice number	Slice thickness (mm)	Parallel imaging (iPAT)	Respiratory method	Acquisition time (min)
HASTE upper abdo	Axial	1200/88	150°	1.3 x 1.2	1	50	3	GRAPPA (2)	Breath hold	1.14
HASTE lower abdo	Axial	1200/88	150°	1.3 x 1.2	1	50	3	GRAPPA (2)	Breath hold	1.14
HASTE whole abdo	Coronal	1200/87	150°	1.4 x 1.3	1	40	4	GRAPPA (2)	Breath hold	1.00
DWI-SPAIR upper abdo	Axial	7700/66	90°	3.5 x 2.8	6	30	6	GRAPPA (2)	Free Breath	7.20
DWI-SPAIR lower abdo	Axial	7700/66	90°	3.5 x 2.8	6	30	6	GRAPPA (2)	Free Breath	7.20
3D-VIBE upper abdo	Axial	3.62/1.32	10°	1.8 x 1.5	1	96	2	GRAPPA (2)	Breath hold	0.22
3D-VIBE lower abdo	Axial	3.57/1.27	10°	1.8 x 1.5	1	96	2	GRAPPA (2)	Breath hold	0.22
3D-VIBE whole abdo	Coronal	5.21/1.57	13°	1.9 x 1.8	1	96	2	GRAPPA (3)	Breath hold	0.22

Figure 1

Paramétrage de la séquence de diffusion

Respiration libre, apnée ou synchronisation respiratoire ?

L'exploration de l'abdomen complet – dôme hépatique jusqu'à la symphyse pubienne – nécessite 2 piles de coupes chevauchantes pour une couverture totale. Par conséquent pour assurer un suivi optimal nous avons besoin d'une grande reproductibilité tant intra patient qu'inter patient.

Pour cela, Kwee et al.³ montrent que la reproductibilité de la séquence de diffusion réalisée en respiration libre est identique à une acquisition en apnée, et supérieure à une acquisition en synchronisation respiratoire !

En respiration libre on observe un meilleur rapport signal sur bruit et un meilleur calcul de l'ADC comparativement à une séquence en apnée³. En revanche, les artefacts de ghosting sont plus importants en respiration libre. Cependant, ces artefacts peuvent être réduits en utilisant une technique de suppression de graisse et en augmentant la taille du champ de vue dans le sens de la phase **fig.5**.

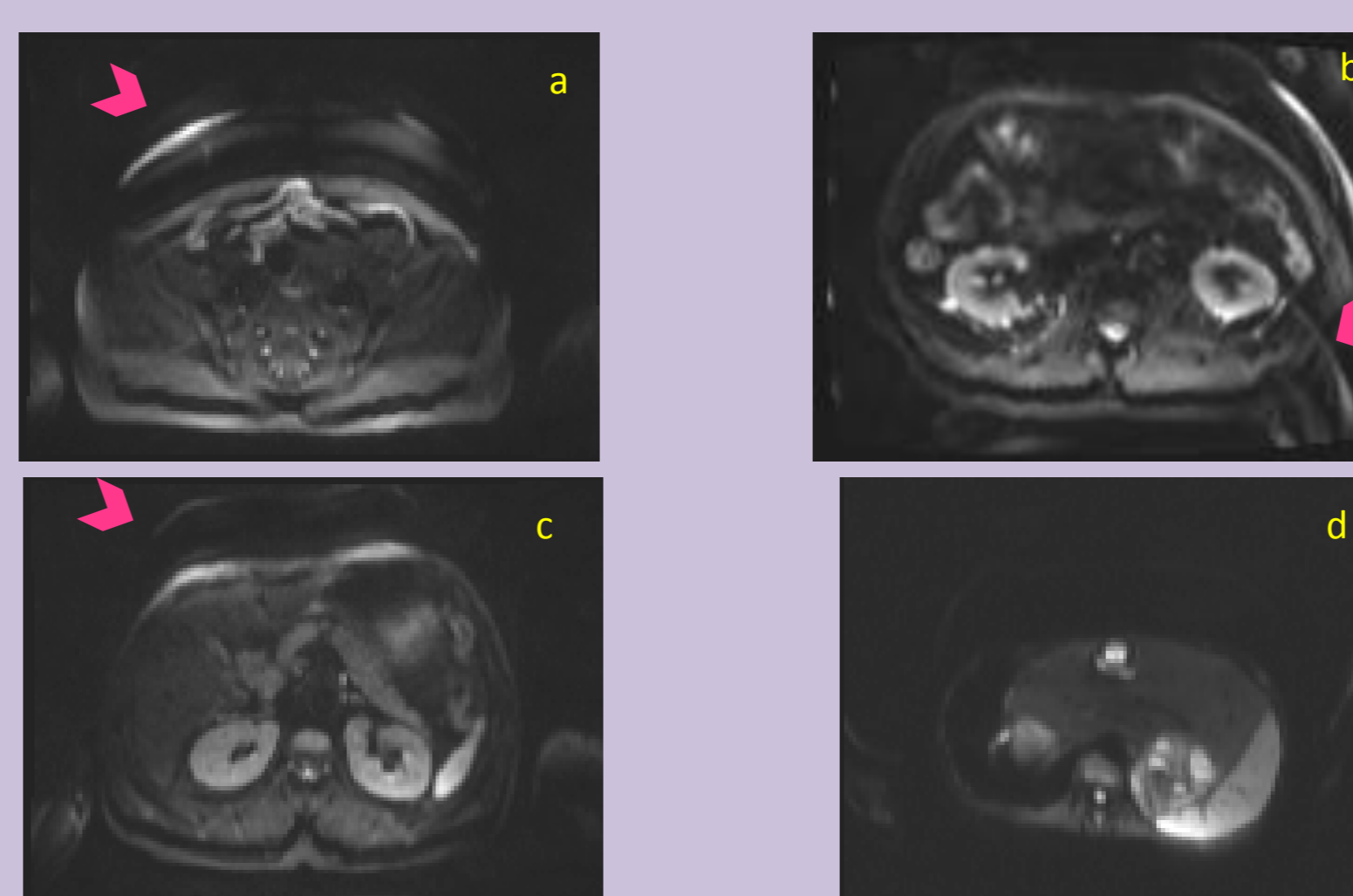


Figure 5 : a et b : ghosting + mauvaise saturation de graisse c : ghosting d : augmentation fov sens de la phase

ADC	SR>RL>A
Reproductibilité	RL>A>SR
Temps	A<RL<SR

SR = Synchro respiratoire, RL = Respiration libre, A = Apnée

La respiration libre permet :
Même mode d'acquisition entre l'abdomen supérieur et inférieur
Diminution du risque de zone non couverte
Optimisation du temps de l'examen

Echo planar et acquisition parallèle

Notre séquence de diffusion est réalisée en écho de spin avec lecture du plan de Fourier single shot echo planar (Mansfield 1977). Cette technique permet l'échantillonnage de l'ensemble du plan de Fourier à la suite d'une seule excitation de 90°, puis d'une - seule ! - impulsion de 180° suivie d'un train d'écho de gradients obtenu par commutation rapide des gradients phase, fréquence en fin de ligne.

Ainsi la longueur du train d'échos (ETL : Echo Train Length) est égale au nombre de lignes du plan de Fourier dans le sens de la phase- égale à la valeur de la matrice dans ce sens. Plus l'ETL est élevée plus l'on observe des artefacts de susceptibilité.

Pour diminuer cet artefact, soit, il faut diminuer la résolution spatiale – diminuer le nombre de lignes du plan de Fourier dans le sens de la phase- soit utiliser une technique d'imagerie parallèle (GRAPPA : Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions). Le sous-échantillonnage du plan de Fourier permet de réduire la longueur du train d'échos (diminution de l'espace inter-écho, diminution du TE effectif) donc les artefacts de susceptibilité par réduction des déphasages. Il résulte de la diminution du train d'échos une augmentation de signal **fig.6**.

Voxel size mm ³	Valeur b1 (s/mm ²)	Valeur b2 (s/mm ²)	Valeur b3 (s/mm ²)	iPAT	TR (ms)	TE eff (ms)	coupes
3.5*2.8*6	50	300	600	2	7700	66	30
Matrice 93*156				0		72	

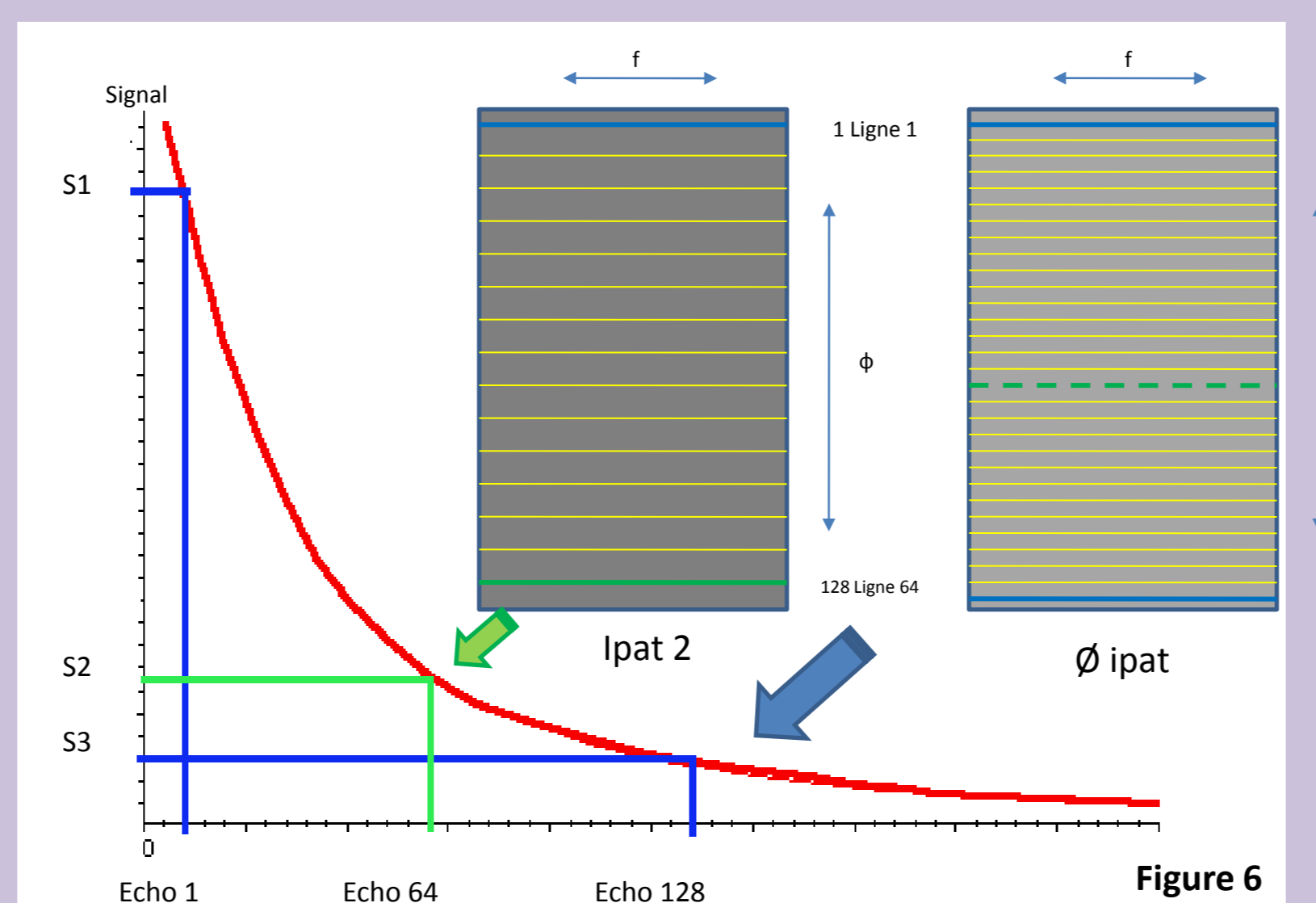


Figure 6

Gradients de diffusion et ADC

$$\text{LOG } S_0/S_x = -b \cdot \text{ADC}$$

Avec S_0 = Signal b_0 , S_x = Signal b_x , b = valeur gradient de diffusion

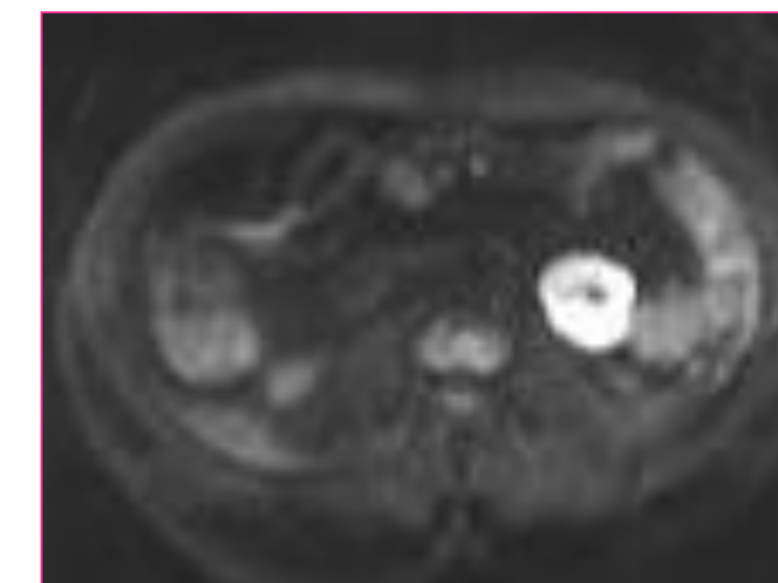
1 gradient de diffusion élevé → b_0, b_x

- Augmentation de la sensibilité au phénomène de diffusion moléculaire
- Diminution du rapport signal sur bruit

2 gradients de diffusion → b_0, b_y, b_z (ou $b_x > b_z > b_y$)

- Augmentation de la précision du calcul de la carte ADC en la rendant plus sensible
- Diminution de la sensibilité au phénomène de diffusion

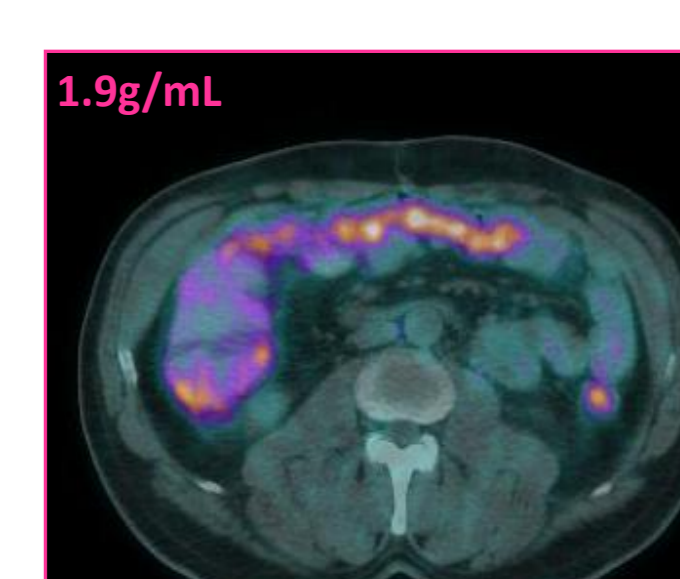
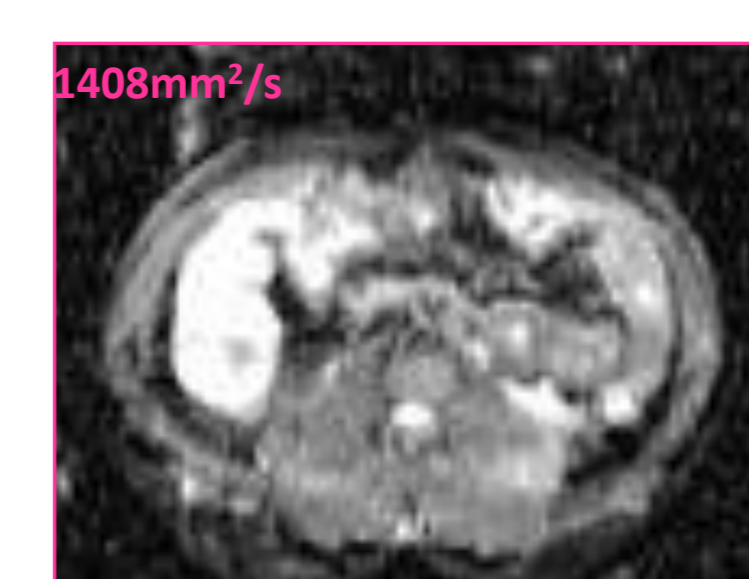
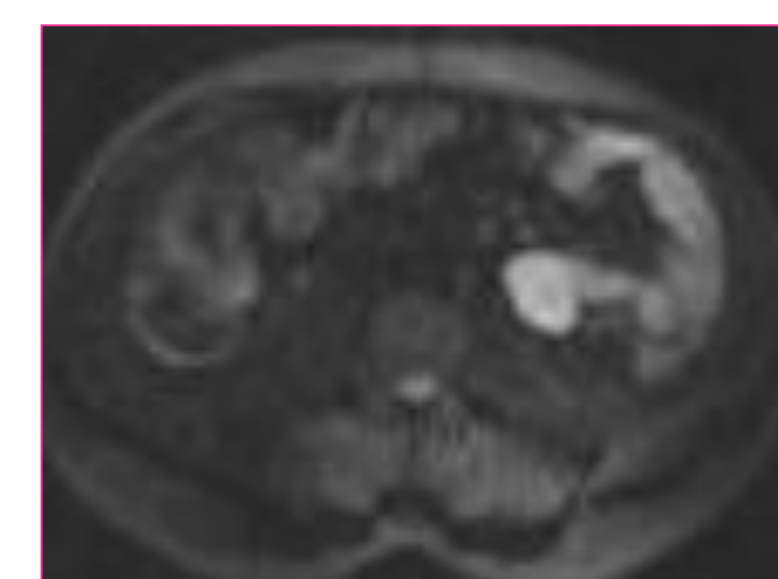
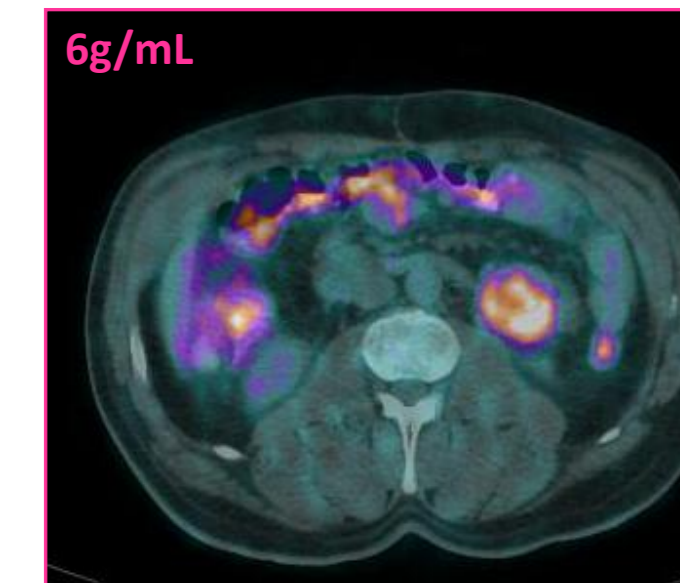
Diffusion



ADC



PET/CT



Conclusion

- Séquence de diffusion abdominale préférable en respiration libre, pour obtenir une meilleure reproductibilité dans le temps et dans l'espace. Cela entraîne aussi une diminution du risque de zone non explorée entre la jonction abdomen supérieur, abdomen inférieur.
- Supprimer le signal de la graisse pour diminuer l'effet de ghosting dû à l'acquisition en respiration libre.
- Favoriser les techniques d'acquisition parallèle afin de diminuer les artefacts de susceptibilité, augmentant la sensibilité de la séquence
- Les changements de valeurs d'ADC reflètent la réponse du 18FDG-PET/CT au traitement médical ciblé (inhibiteur de KIT)

Références

1. Understandings the limitations of SUV. I. Buvat. Laboratoire d'imagerie fonctionnelle U678 Inserm, CHU Pitié Salpêtrière, Paris France. Mars 2007
2. Diffusion-weighted imaging in the abdomen and pelvis : concepts and applications. Aliya Qayyum, Department of radiology and biomedical imaging University of California San Francisco RadiographicsVol29 oct 2009
3. Comparison and Reproducibility of ADC Measurements in Breathhold, Respiratory Triggered, and Free-Breathing Diffusion-Weighted MR Imaging of the Liver. Thomas C. Kwee, MD, PhD, Tara Takahara, MD, PhD, Dow-Mu Koh, MD, PhD, 2,3 Rutger A.J. Nivelstein, MD, PhD, 1 and Peter R. Lujten, PhD, 1
4. Evaluation of Diffusion-weighted MR Imaging for Detection of Bowel Inflammation in Patients with Crohn's Disease Aytakin Oto, MD, Fang Zhu, MD, PhD, Kirti Kulkarni, MD, Gregory S. Karczmar, PhD, Jerrald R. Turner, MD, PhD, David Rubin, MD 1 From the Department of Radiology, the Department of Pathology (J.R.T.), and the Department of Medicine (D.R.), University of Chicago Medical Center, Chicago, IL 60637. November 2008.