

**Séquences Actuelles  
en IRM  
Abdomino-pelvienne**

- Qualité intrinsèque de l'IRM :  
Excellente résolution en contraste
- Impératifs de l'imagerie abdomino-pelvienne et vasculaire :  
Obtention d'une excellente résolution spatiale  
Séquences les plus courtes possibles  
(mvts resp, mvts cardiaques)

# Plan

- **Systemes**
- **Antennes**
- **Séquences rapides**
- **Techniques d'imagerie parallèle**
- **Nouvelles possibilités :**
  - **IRM méthode d'imagerie quantitative ?**

Temps d'acquisition dépend de :

$$T_{Ac} = TR \times N(p) \times NEX$$

TR = Temps de répétition entre deux impulsions RF

N(p) = détermine la résolution spatiale de l'image

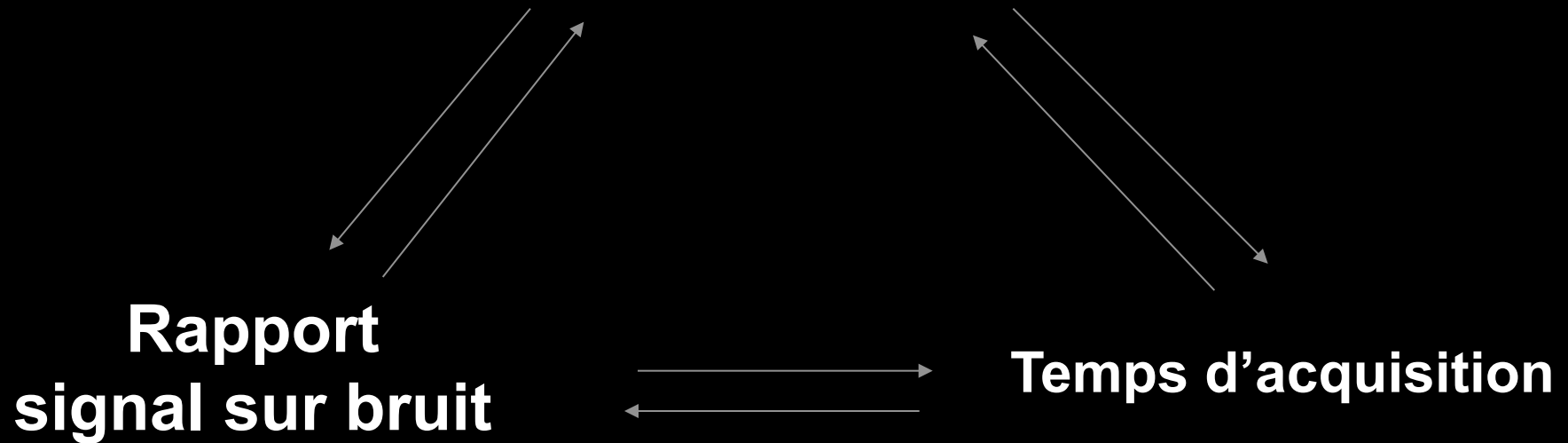
NEX = Nombre de moyennages des données

IRM = Eternel compromis



$$T_{Ac} = TR \times N(p) \times NEX$$

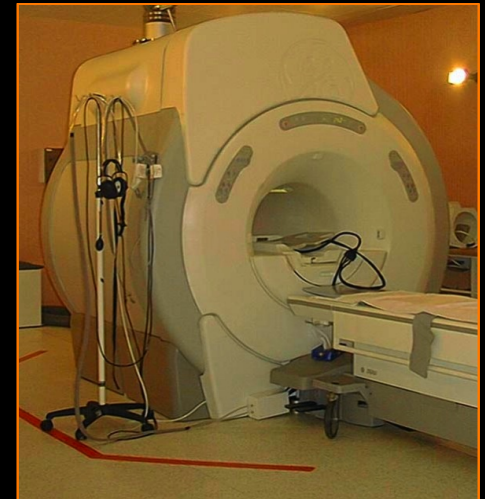
**Résolution spatiale**



**Systeme**

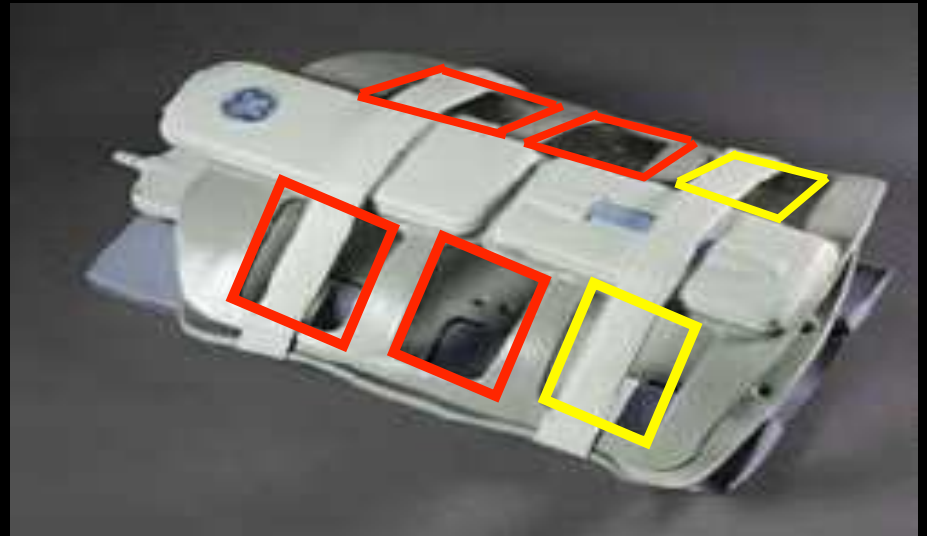
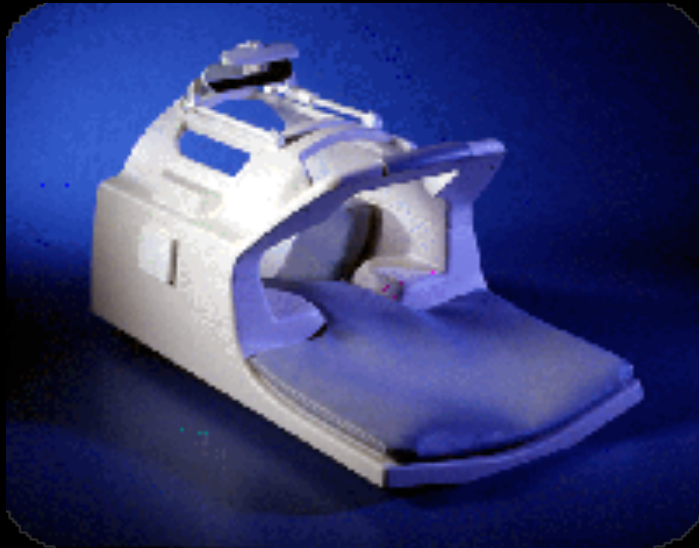
# Systeme

- Temps de commutation
- Linéarité
- Champ magnétique : 1.5 T/3T
- Puissance des Gradients :
  - Intensité
  - Temps de commutation
  - Linéarité



# Antennes

- Utilisation des antennes de surface et notamment des **antennes en réseau phasé**
  - Dédiées à chaque région anatomique
  - Antennes en réseau phasé pour une imagerie corps entier

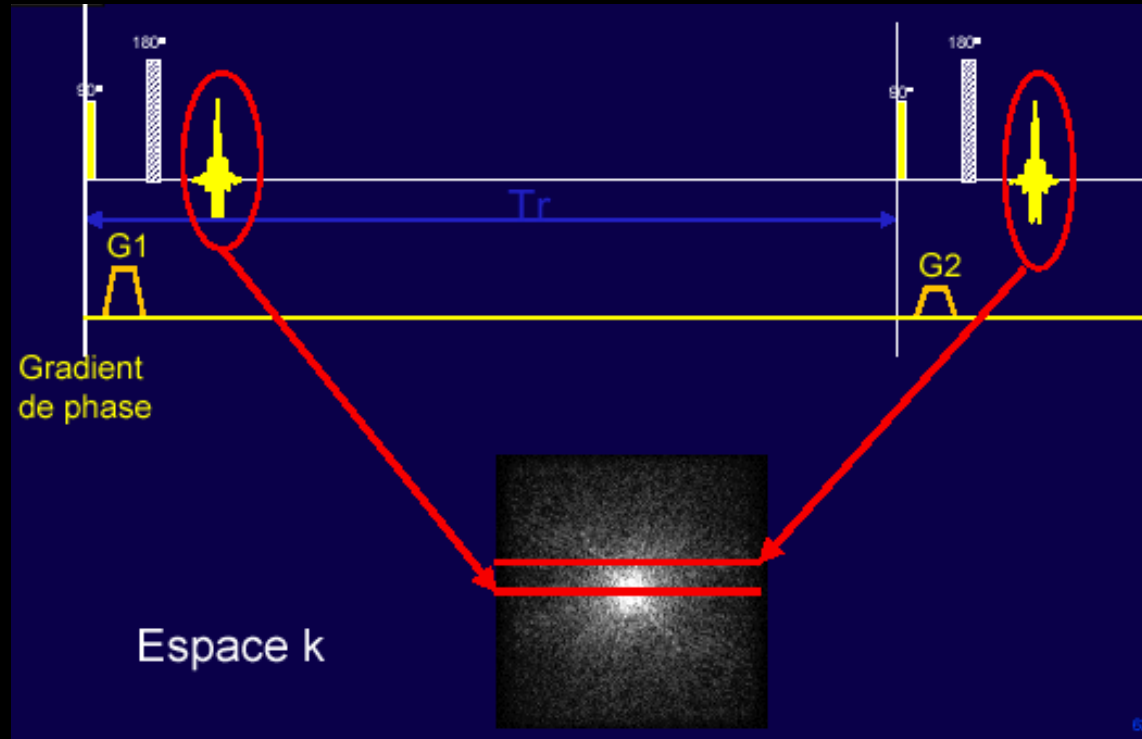


# Séquences

# Séquences d'imagerie rapide de base

- **Imagerie en pondération T1**
  - **Echo de gradient**
    - 2D : FMPSPGR, Turbo Flash
    - 3D : 3D lava(GE), 3D VIBE(Siemens), 3D Thrive (Philips)
- **Imagerie en pondération T2**
  - **Echo de spin** : Fast/Turbo Spin Echo T2
- **Imagerie fortement pondérée T2**
  - **Acquisition en demi plan de Fourier**
    - SS FSE Te long, SS FSE Te court
    - HASTE
    - SS TSE Te long, SS TSE Te court

# Séquences rapides : Réduction du TR



$$TAc = TR \times N(p) \times NEX$$

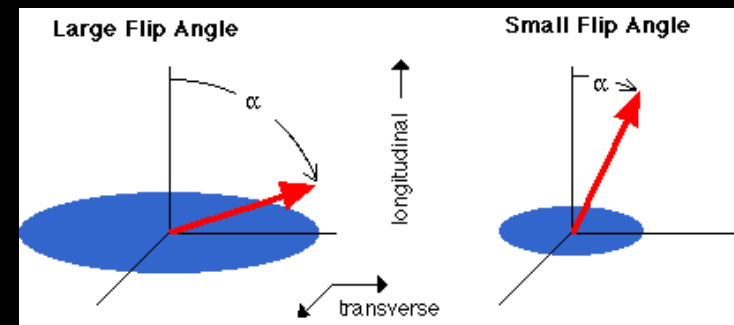
## Séquence écho de gradient

- Angle de bascule  $< 90^\circ$
- Absence d'impulsion RF de rephasage

Retour à l'équilibre rapide

Réduction TR

Aimantation résiduelle transversale



## Séquence écho de gradient

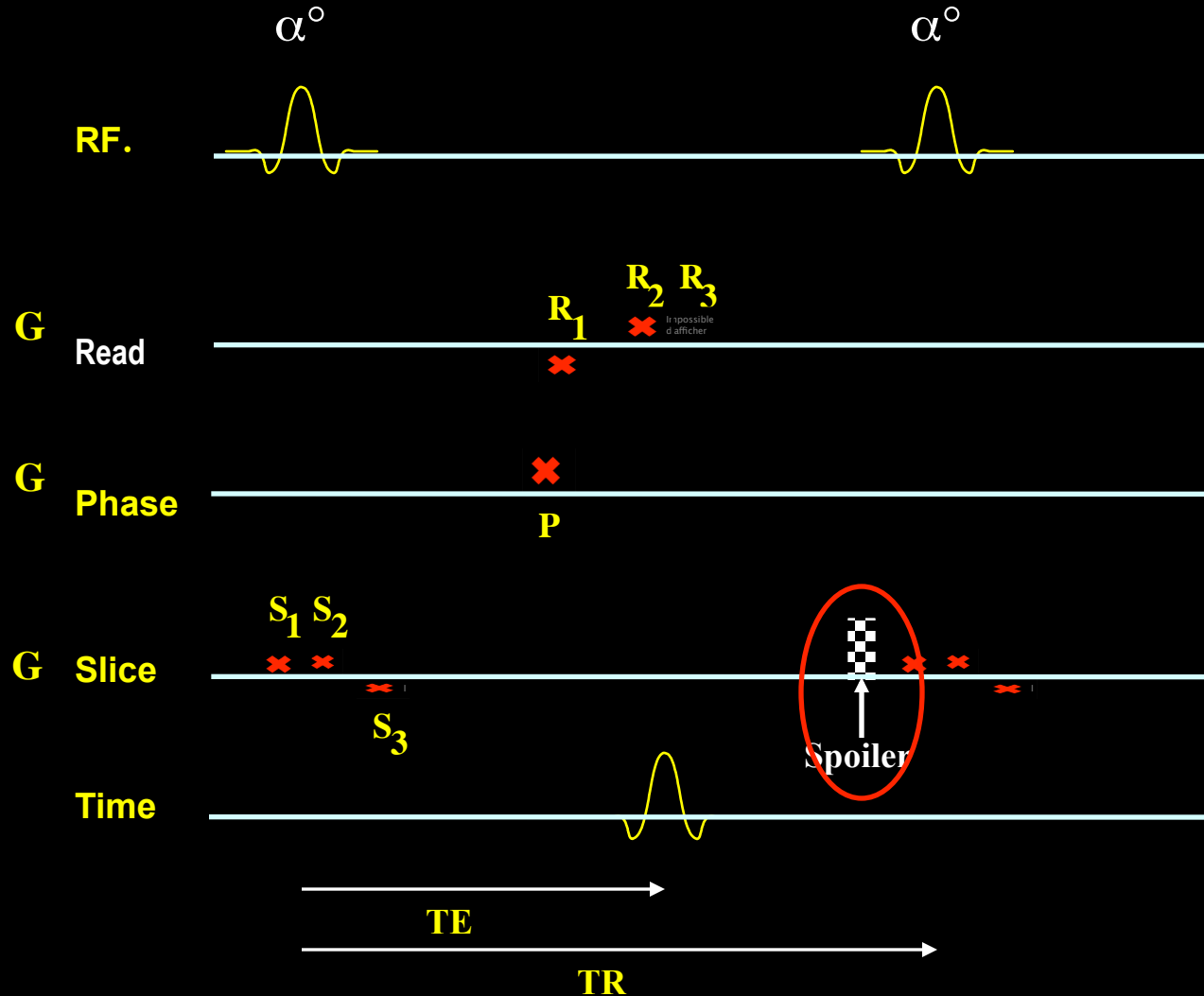
### Inconvénients

- En spin Echo , on s' affranchit des inhomogeneités du champ magnétique par l' impulsion de  $180^\circ$
- En EG , on ne s' affranchit pas des inhomogeineités du champ magnétique :  
**plus sensible aux artéfacts métalliques**
- Intéressant dans certaines pathologies hématomes

Obtention d'un contraste satisfaisant T1 en EG

- Séquences avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle
  - **Destruction** totale de l'aimantation transversale résiduelle (SPOILER) Annulation composante T2 du signal
  - Séquence bien pondérée en T1

# Flash - SPGR Pulse Timing Diagram



## Applications cliniques

### Séquences en apnée

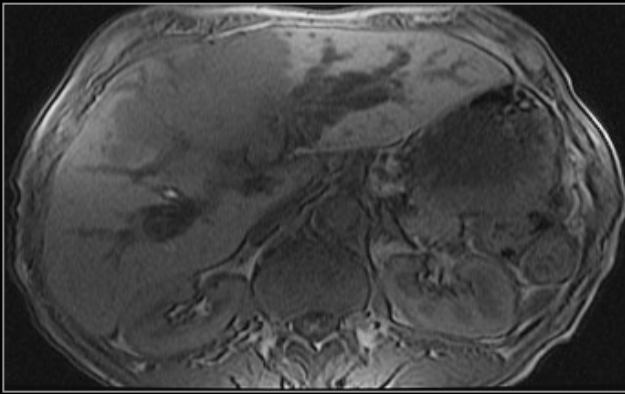
- Abdomen
- Coeur
- AngioMR abdominale
- Imagerie fonctionnelle



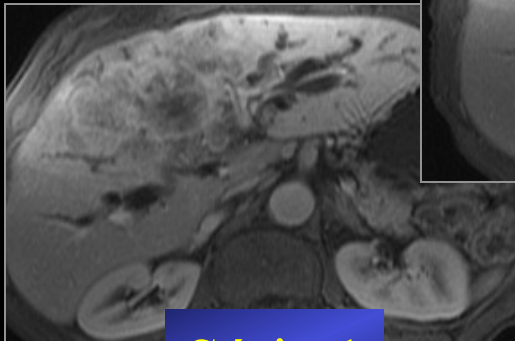
- Etude multiphasique lésions
- Etude vasculaire

# Séquences rapides : Réduction du TR

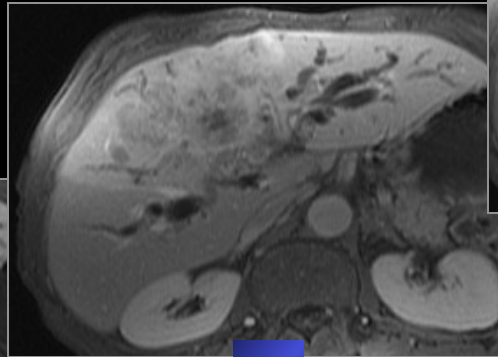
## Echo de gradient



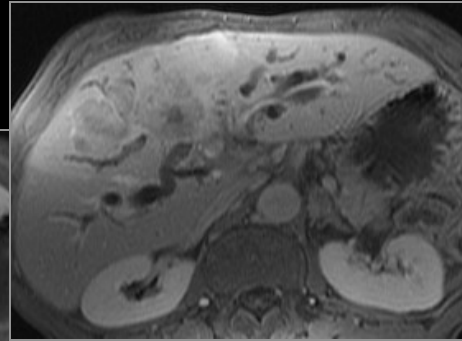
**Avant injection**



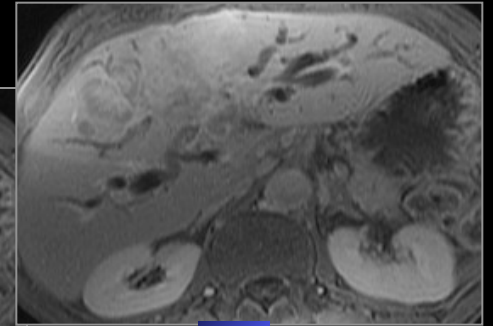
**Série 1**



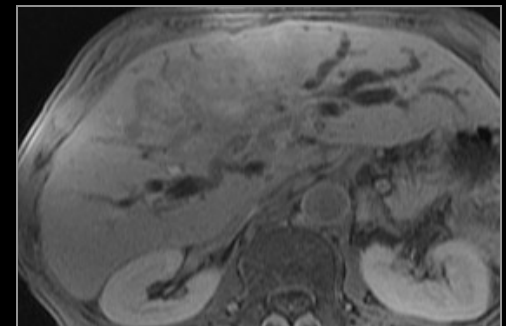
**2**



**3**

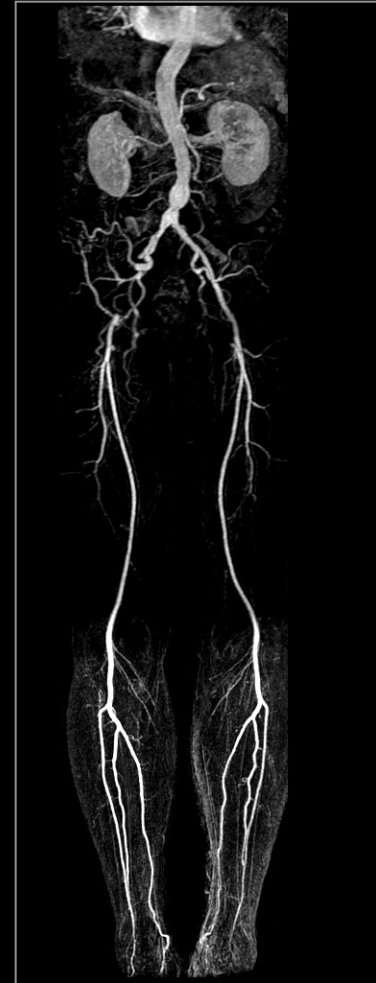


**4**



**5**

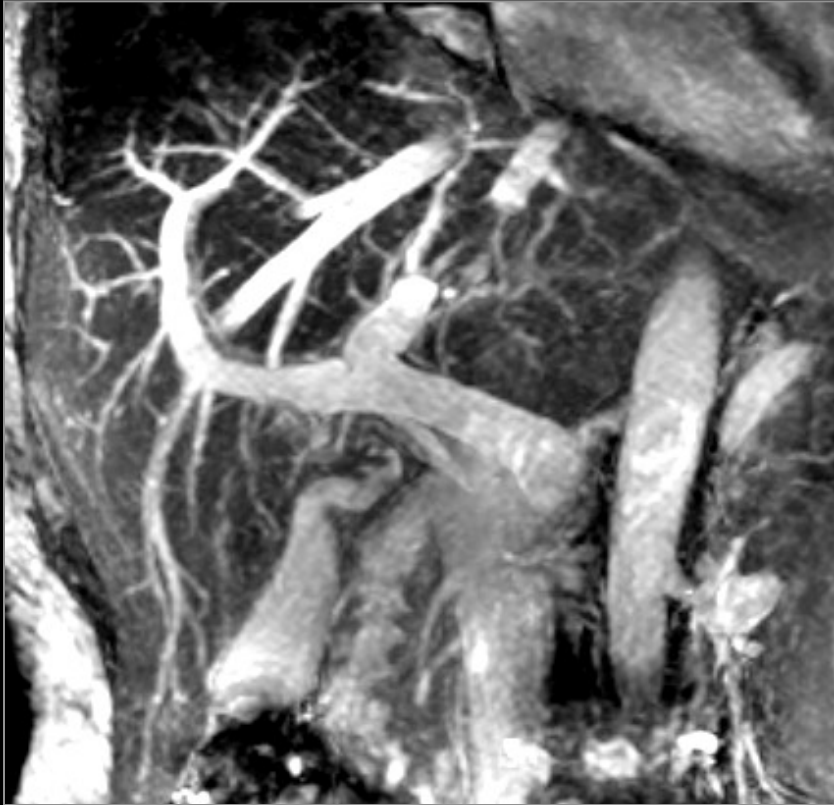
**3D Echo de gradient**



## Séquences à l'état d'équilibre "Steady State Free Precession"

- **FIESTA** (General Electric)
  - **True FISP** (Siemens)
  - **Balanced FFE** (Philips)
- 
- **Séquences avec état d'équilibre de l'aimantation résiduelle transversale**
    - **Renforcement** de l'aimantation transversale résiduelle
    - Gradient rephaseur (codage de phase)
    - Renforce le signal des tissus à T2 longs (liquides)

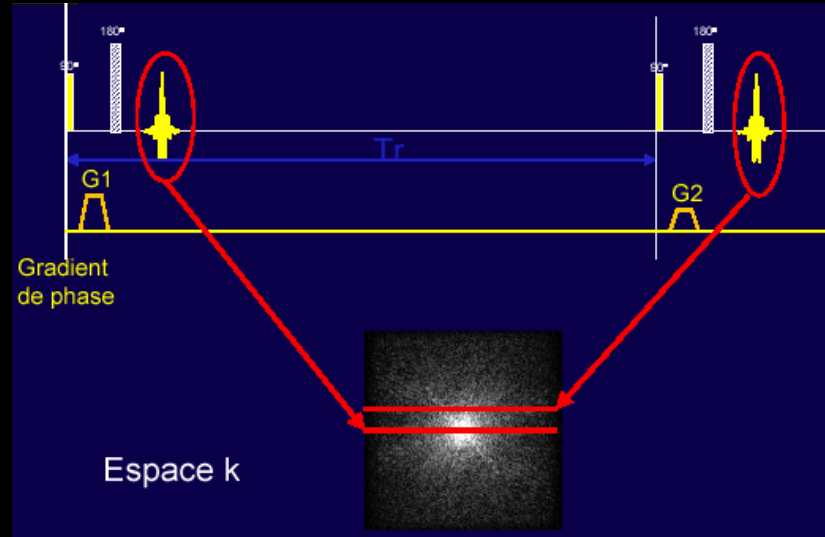
**3D FIESTA/True FISP/Balanced FFE**



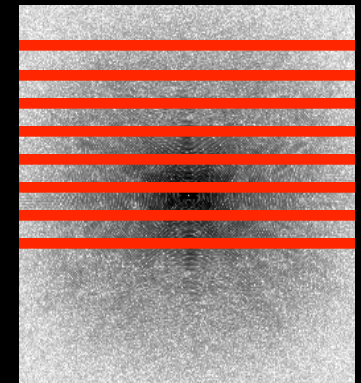
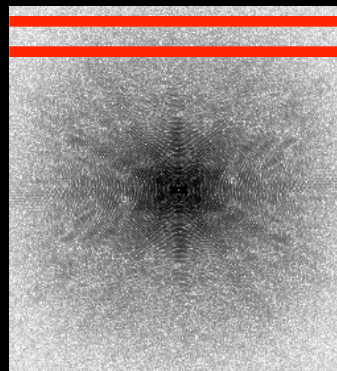
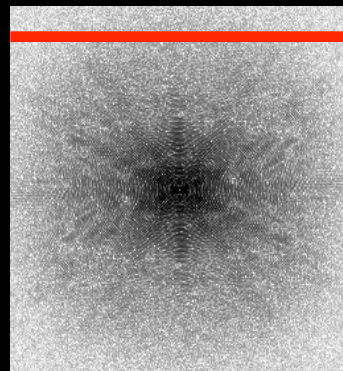
Renforcement du signal des liquides en mouvement +++

- Contraste limité en pondération T2
- Plutôt un contraste T2\*

# Séquence Spin Echo classique



**ES :**

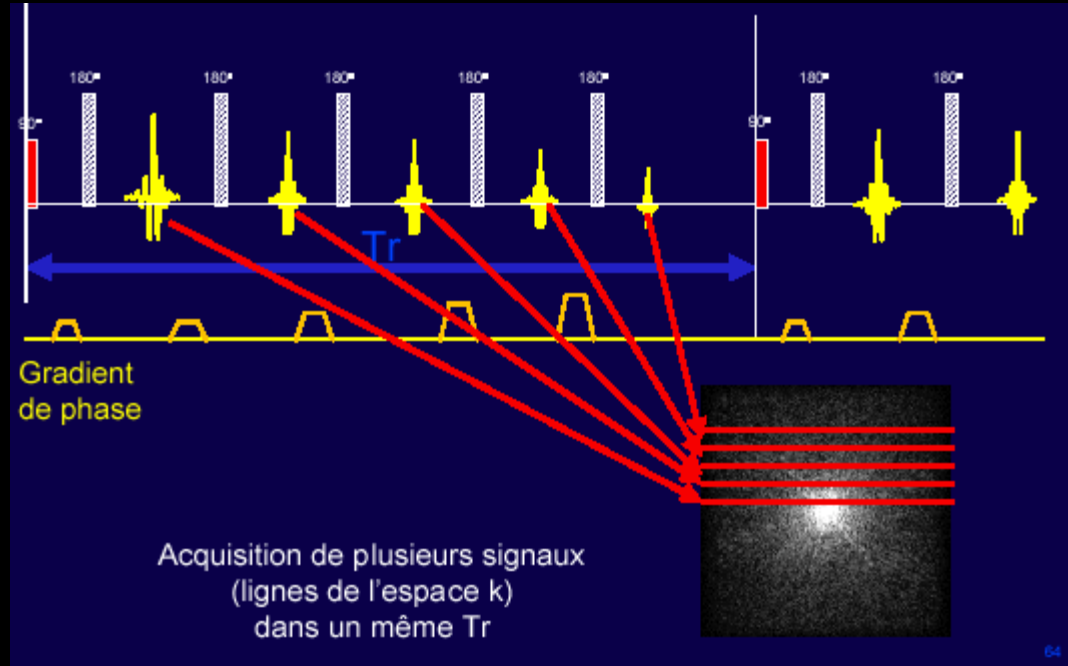


Après un TR

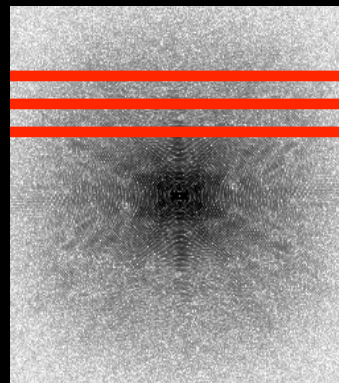
Après 2 TR

Après n TR

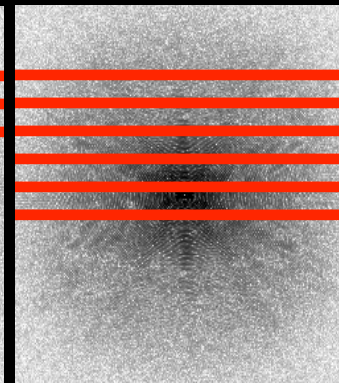
# Séquences rapides : Fast Spin Echo



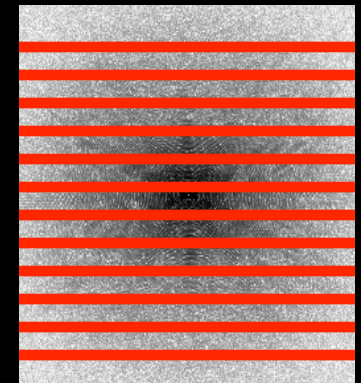
**ES** rapide :



Après un  $T_r$



Après 2  $T_r$

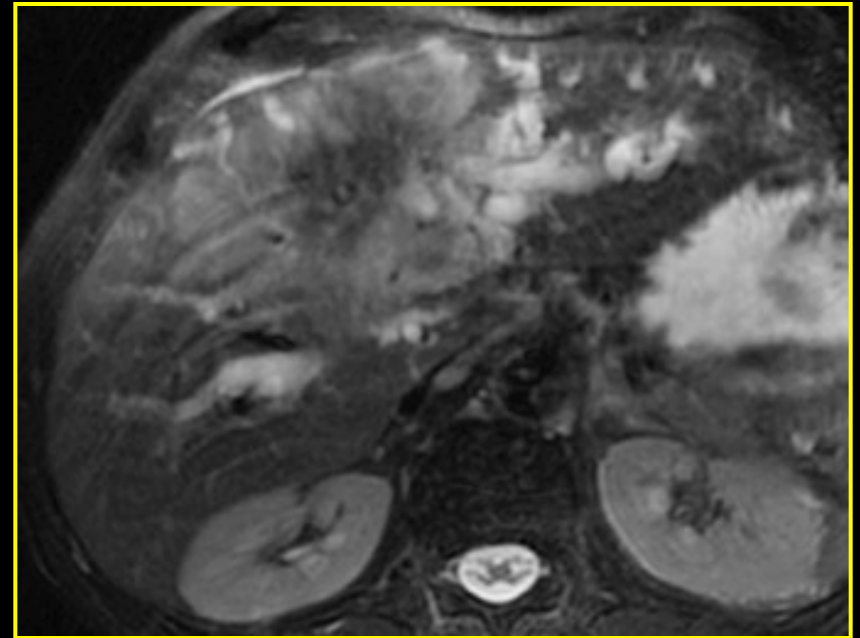


Après  $m < n$   $T_r$

## Contraste en Fast Spin Echo

- **Adéquat pour TOUS les types de contraste**  
Contraste T1 ET Contraste T2
- **Graisse : signal élevé**
- Artéfacts mouvements respiratoires+++ : mvt de la graisse (paroi abdominale antérieure ) qui se projette sur l'image
  - Saturation de graisse : foie (amélioration contraste)
  - Bandes de présaturation : pelvis

- **En Fast Spin Echo (contraste T2), la graisse présente un signal élevé**



- Mettre une saturation de graisse pour éviter les artéfacts de mouvements respiratoires (étude foie G) ou bande de présaturation antérieure (pelvis)

-L'espace K , c' est quoi ?!?

-Que pouvons nous modifier?!?

## Définition de l'espace K

**Espace des données brutes  
ou**

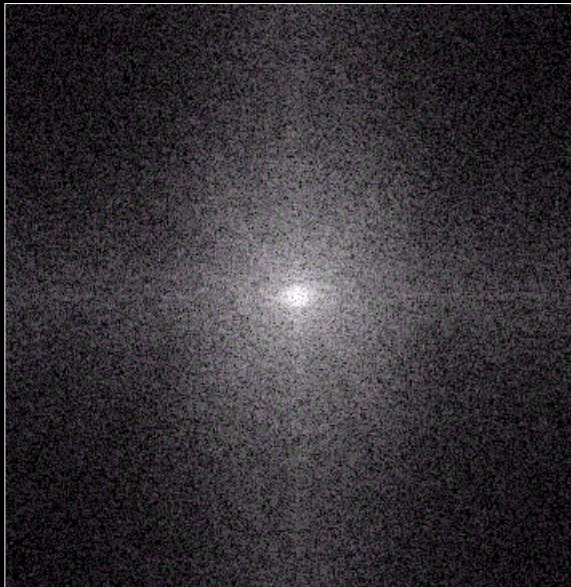
**Ensemble des données brutes pour recueillir l'image**

- L'équation de J Fourier (1768-1830)
  - Permet de transformer réciproquement
    - Un signal du domaine **temporel** : espace k
    - Un signal du domaine **fréquentiel** : image

## Définition de l'espace K

**k-Space data**

Domaine temporel



$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} F(\omega) e^{i\omega t} d\omega$$



$$F(\omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) e^{-i\omega t} dt$$

**Image Data**

Domaine fréquentiel

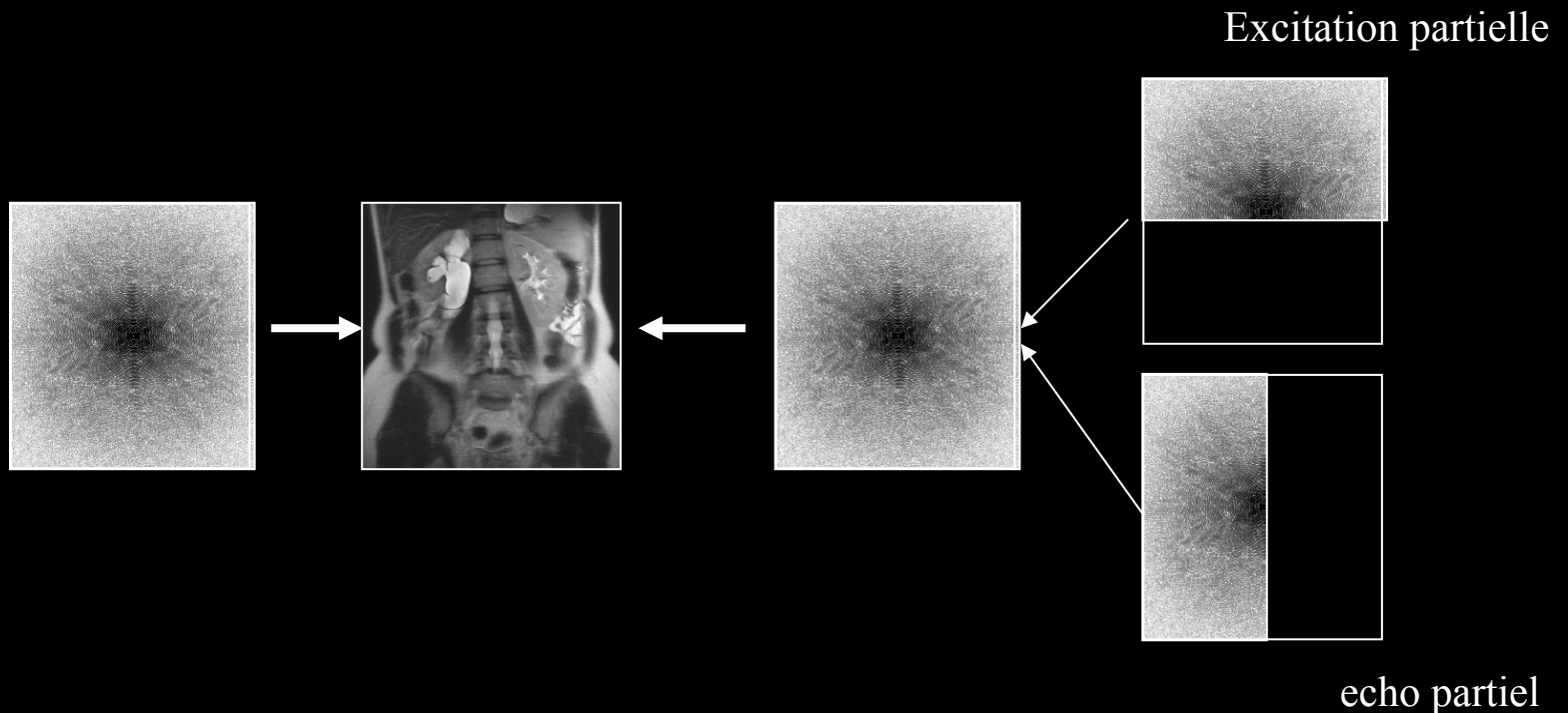


**Espace K n'EST PAS une IMAGE**

## Propriétés de l'espace K

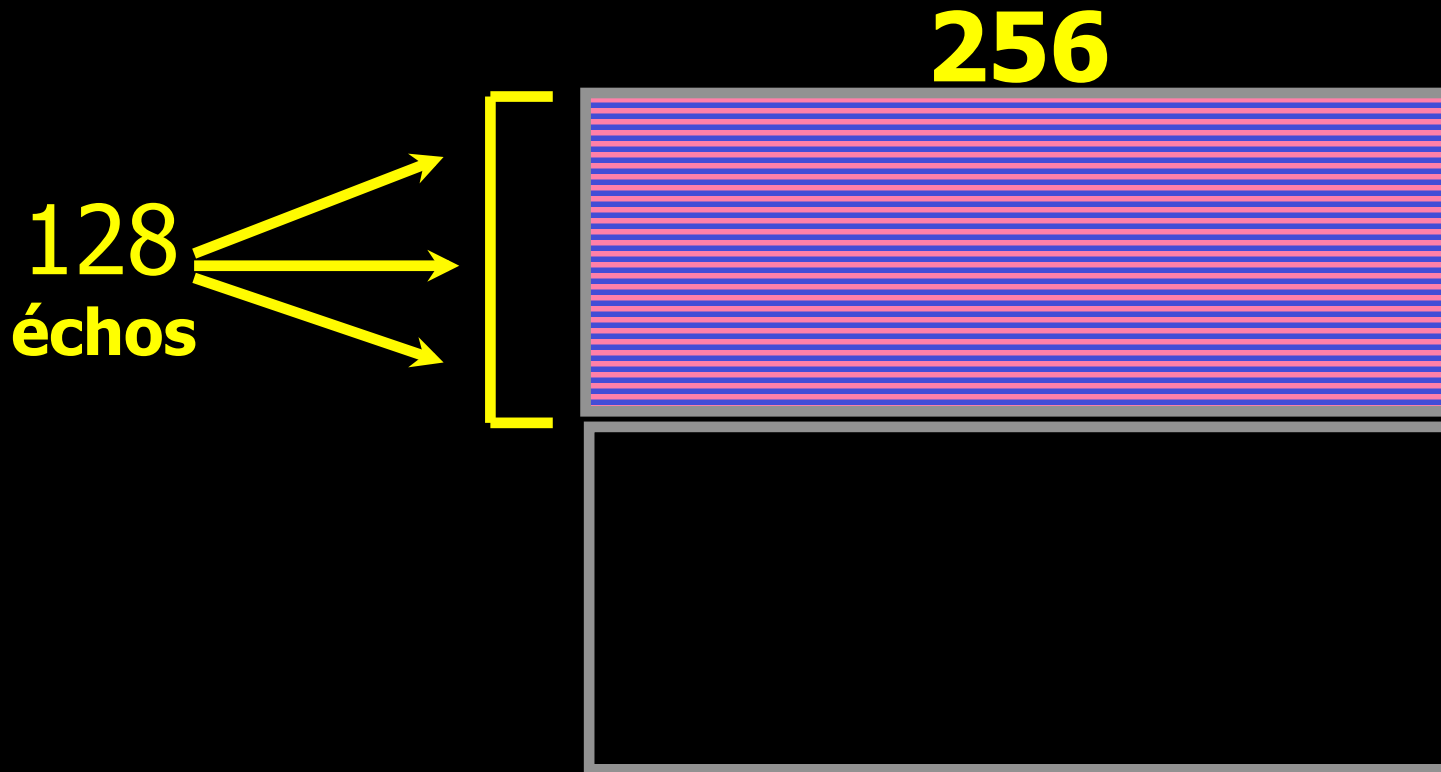
L'espace K est symétrique

Pourquoi remplir l'espace K en entier



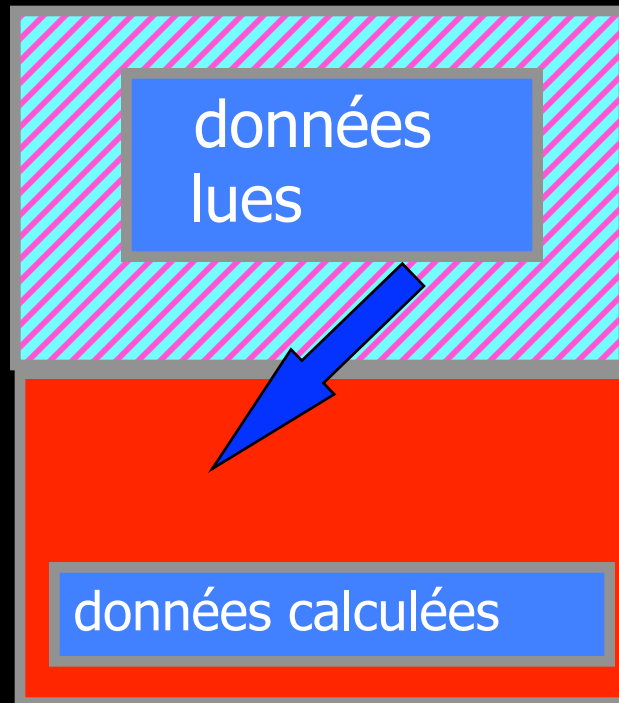
## Imagerie fortement pondérée T2

- Un seul TR , lecture de la moitié du plan de Fourier :  
SINGLE SHOT



## Imagerie fortement pondérée T2

Reconstruction par 1/2 plan de Fourier



## Contraste en SS FSE (SS TSE)

Remplissage par demi plan de Fourier



Half Fourier Single Shot fast spin echo

- Etude canalaire
- Pédiatrie

- CholangioMR
- Uro MR
- Foie

$$\mathbf{TAc} = \mathbf{TR} \times \mathbf{N(p)} \times \mathbf{NEX}$$

- Réduction nbre d'excitations
  - Aug. N Ex Aug S/B
- Réduction de la taille de la matrice
  - Sens codage phase (Dim RS)
- Réduction du champ de vue

# Techniques d'Imagerie parallèle

## *Techniques d'imagerie parallèle*

- Diminution des temps d'acquisition
- Augmentation du rapport signal sur bruit
- Antennes en réseau phasé

Indispensable pour toutes les séquences en apnée, en FSE T2 et en imagerie de diffusion

## Dénominations

- Deux grandes familles en fonction du mode de reconstruction

Basée sur l' image

- Sense (Asset)  
(Sensitivity encoding)
- PILS

Basée sur l' espace K

- Smash
- Grappa
- ARC

- **Connaître le facteur d'accélération**
  - Il ne faut pas qu'il soit trop élevé
  - Essayer avec des facteurs moins élevés (2 maximum)
- **Savoir s'il est utilisé dans un seul plan ou deux**
  - Phase ou également dans le plan de sélection de coupe
    - Dans deux plans, l'image est plus dégradée

**-Imagerie haute résolution spatiale**

**Imagerie tridimensionnelle**

3D Voies Biliaires

3D EG T1étude dynamique parenchymateuse

**-Imagerie à haute résolution temporelle**

**Imagerie dynamique**

Séquences à l'état d'équilibre

**-Imagerie à haute résolution en contraste**

Imagerie suppression de la graisse

# Imagerie 3D à haute résolution spatiale

## 3D et Voies biliaires

- Fast (turbo) Spin Echo
- Trigger respiratoire
- Coupes très fines (1.6mm-ZiP 2)
- Post traitements : MIP, MPVR
- Intérêts cliniques
  - Petits calculs
  - Communication entre lésion kystique et VBP
  - Communication entre lésion kystique du pancréas et canal pancréatique principal : diagnostic différentiel cystadénome séreux-TIMP/ Faux kyste rétentionnel post pancréatite -Rupture du canal



# Parenchymes et 3D

- **3D EG T1**
  - Principe 3D Echo de gradient T1
  - **Plan de Fourier partiel dans les trois directions**
    - Phase : 0,75 NEx
    - Fréquence : Echo partiel
    - Sélection de coupe : 75% des lignes
  - Suppression du fond : T<sub>i</sub> très courts
  - Imagerie parallèle : SENSE facteur 2 (phase)
  - Codage séquentiel

Femme 54 ans

- Insuffisance rénale chronique
- Greffon en fosse iliaque gauche
- Contrôle biannuel sur greffon ET reins natifs
- IRM : 3D LAVA (ép. 2.4 mm/ 1.2 mm)



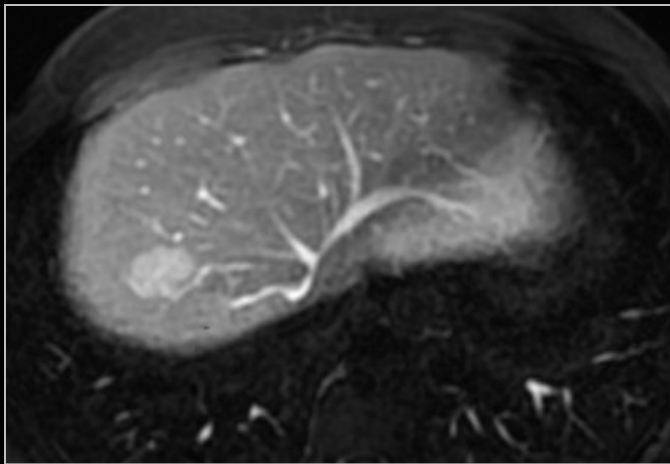
Image native fr.



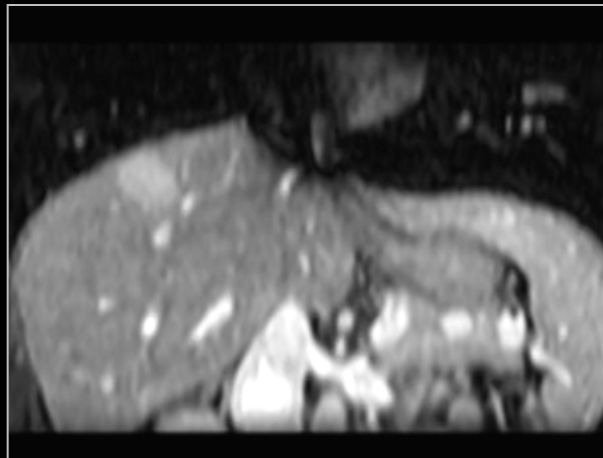
MPR fr. 5 mm



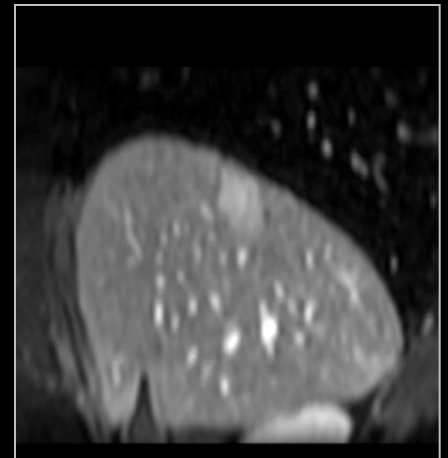
**Image native ax.**

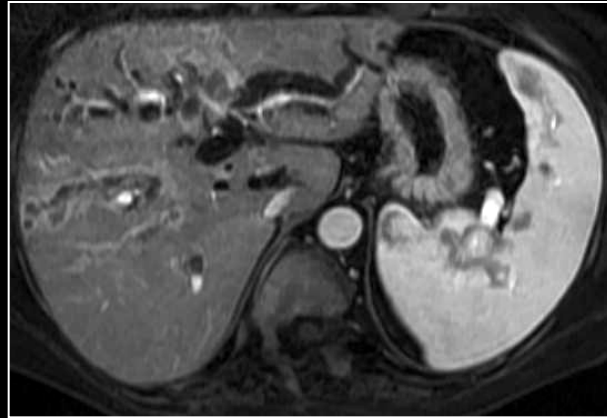
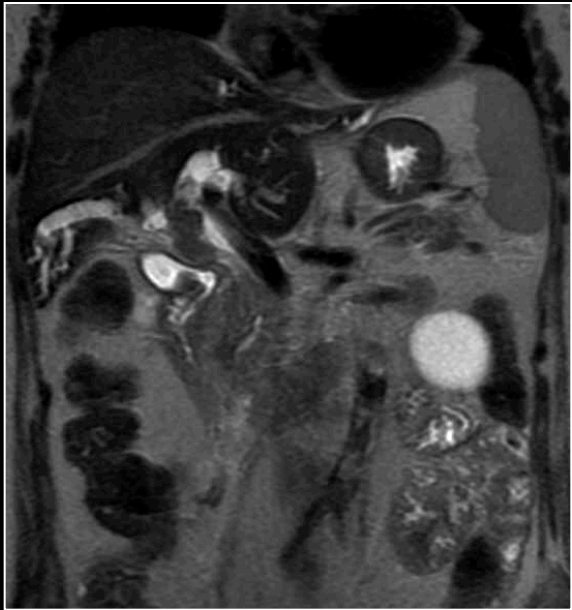
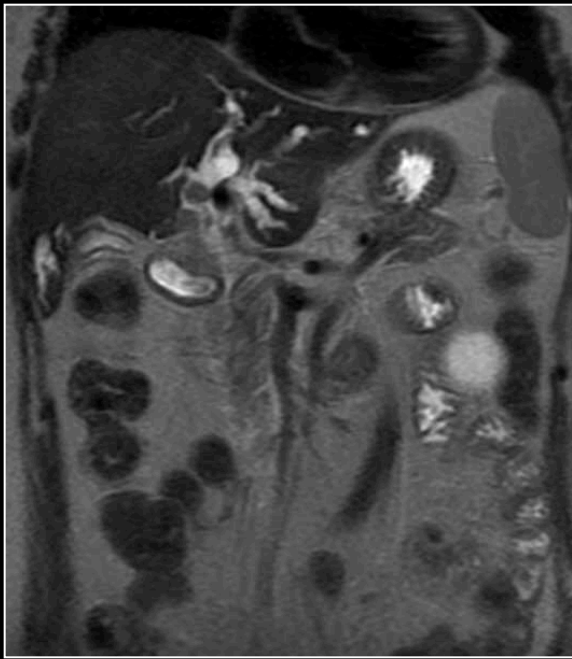


**MPR fr.**

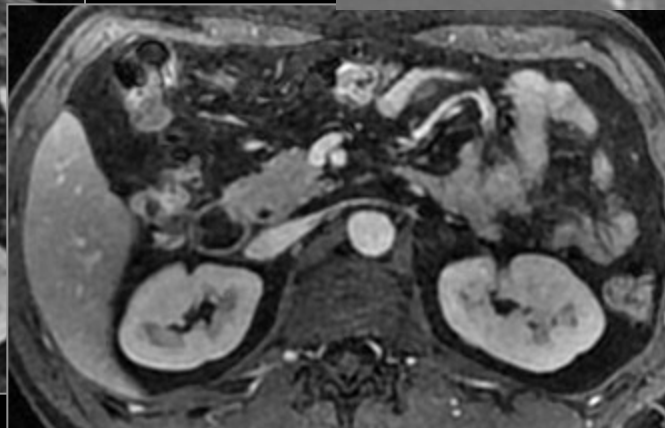
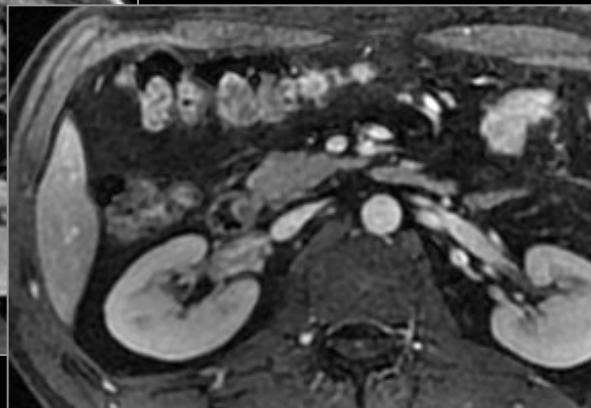
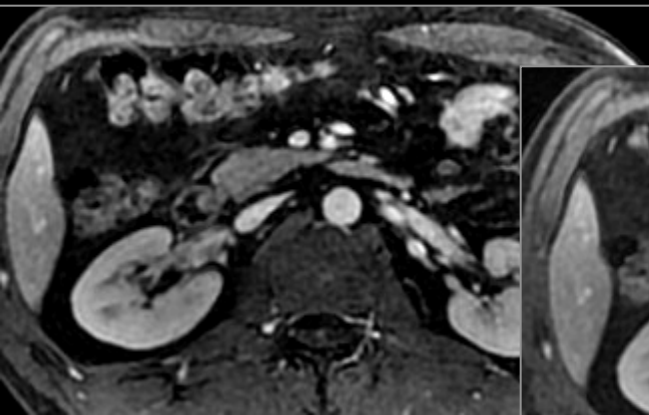
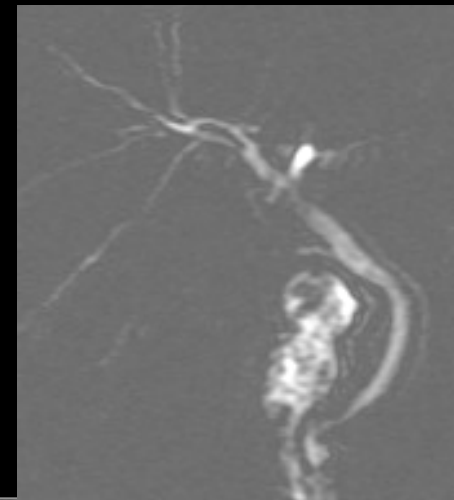
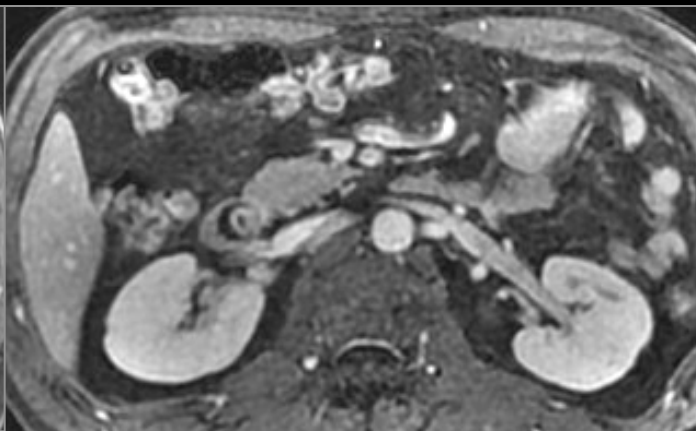
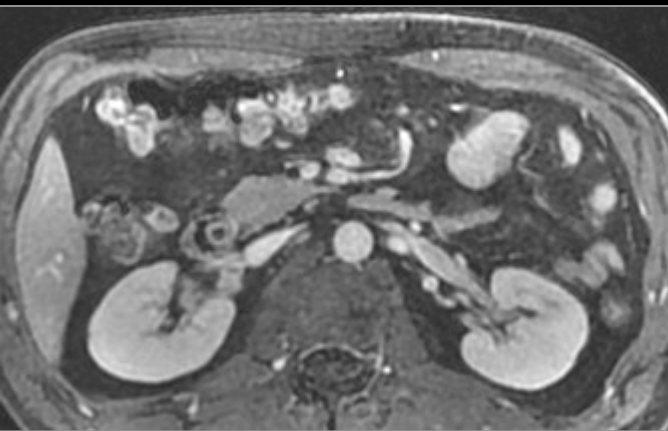


**MPR sag.**

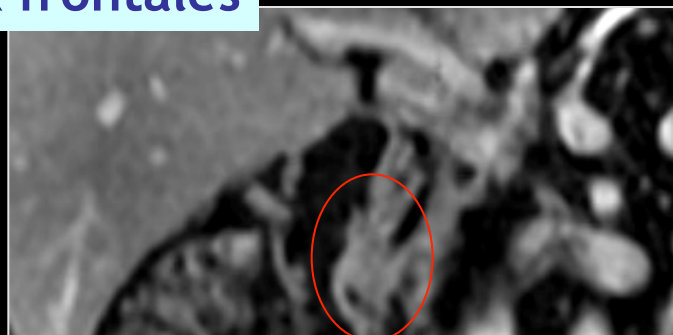




**Métastases endobiliaires d' un cancer colique**



MPR frontales



# Imagerie 3D à haute résolution temporelle

# Séquences SS-FP

## Steady State Free Precession

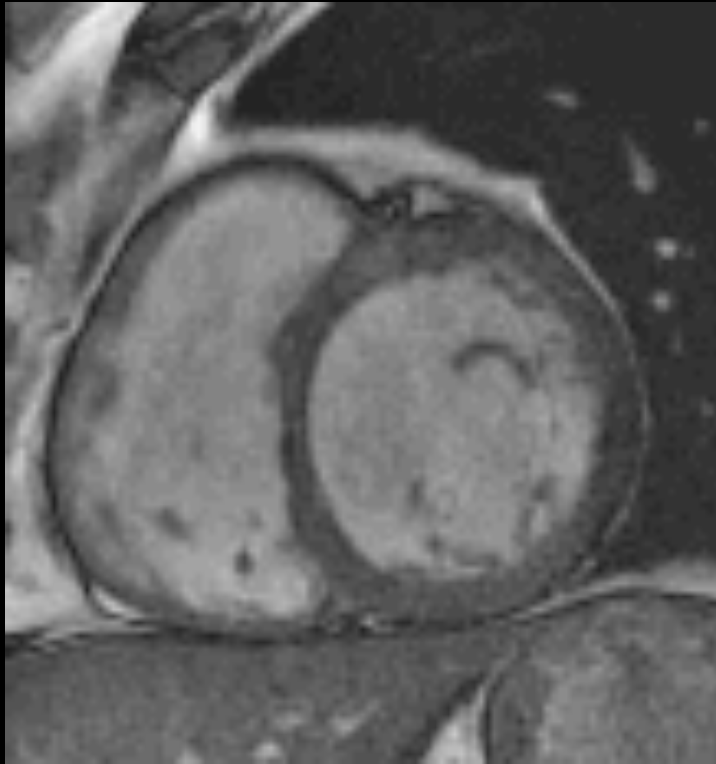
### Fiesta, True FISP, Balanced FFE

- **Contraste T2/T1**
- **Haute résolution temporelle**
- **Contraste**
  - **Hyposignal** : parois (myocarde, paroi digestive)
  - **Hypersignal** : vaisseaux, liquides stagnants

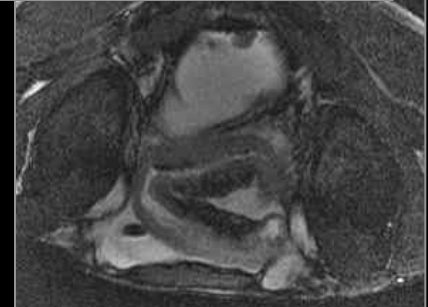
## Intérêts cliniques

- **Visualisation vaisseaux sans injection**
  - Balisage rapide des vaisseaux de l'abdomen
  - Empreinte de l'artère hépatique
- **Excellent contraste entre les parois digestives (hyposignal) et le contenu liquidien (en hypersignal)**
  - Etude des viscères creux ++++

**3D FIESTA/True FISP/Balanced FFE**



**3D FIESTA/True FISP/Balanced FFE**

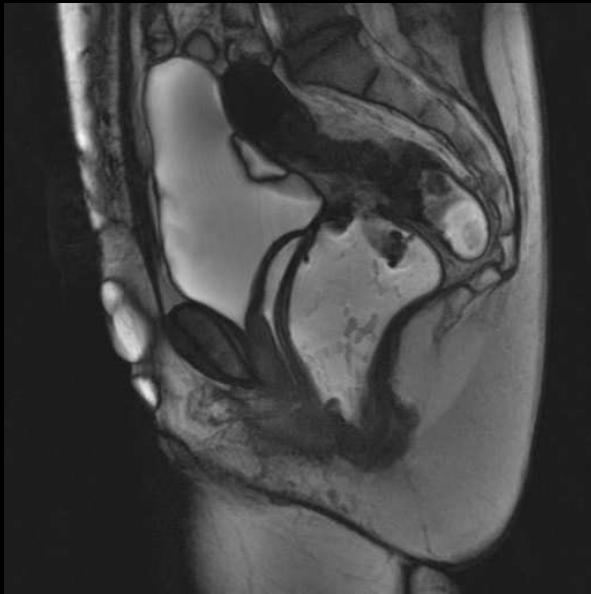


**EntéroIRM**

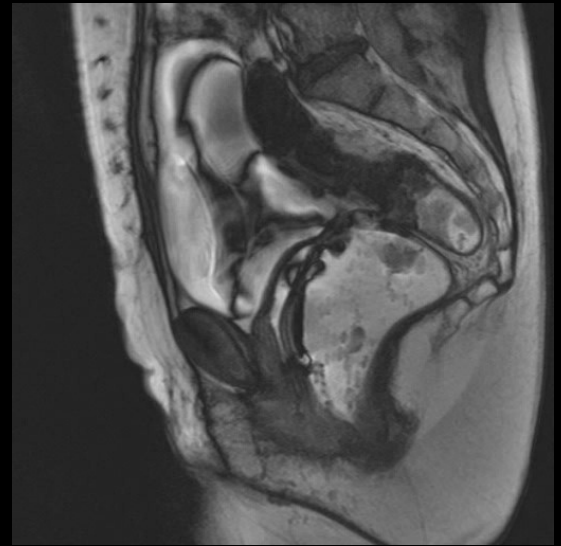
Maladie de Crohn

**3D FIESTA/True FISP/Balanced FFE**

**DéfécoIRM**



**Contraction**



**Poussée**

# Améliorations technologiques

Amélioration de la résolution spatiale

**Imagerie tridimensionnelle**

Amélioration de la résolution temporelle

**Imagerie dynamique**

Amélioration de l' imagerie morphologique et donc de  
l' interprétation subjective, QUALITATIVE

**Evolution :**

**IRM : imagerie de la quantification ??**

**Interprétation objective, QUANTITATIVE**

# Evolution :

## IRM : imagerie de la quantification ??

- **Fer** : T2\* (hémochromatose)
- **Graisse** :
  - Séquences In Phase, Out of Phase (en 2D, 3D)
  - Séquences avec méthode de Dixon
  - Spectro IRM
- **Vascularisation** : **imagerie de perfusion**
  - Optimisation de la caractérisation lésionnelle, ou de l'organe
  - Suivi des traitements
- **Eau extracellulaire** : **imagerie de diffusion**
  - Détection précoce
  - Optimisation de la caractérisation lésionnelle
  - Suivi des traitements

# IRM de diffusion

Foie

Pancréas

Pelvis

Oncologie

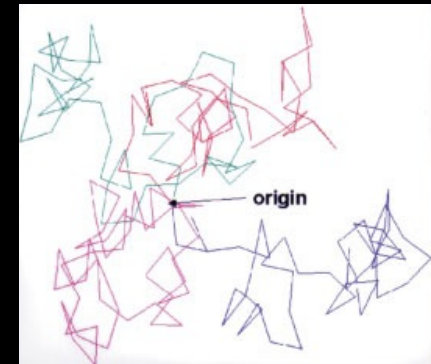
Corps entier

Moelle osseuse

# Rappel sur le phénomène de diffusion

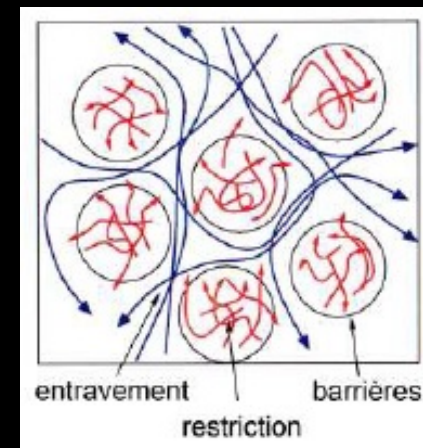
## • Définition phénomène de diffusion

- Particule en suspension dans un milieu fluide est soumise aux chocs incessants des molécules agitées constituant ce milieu
- Mouvement : mvt brownien



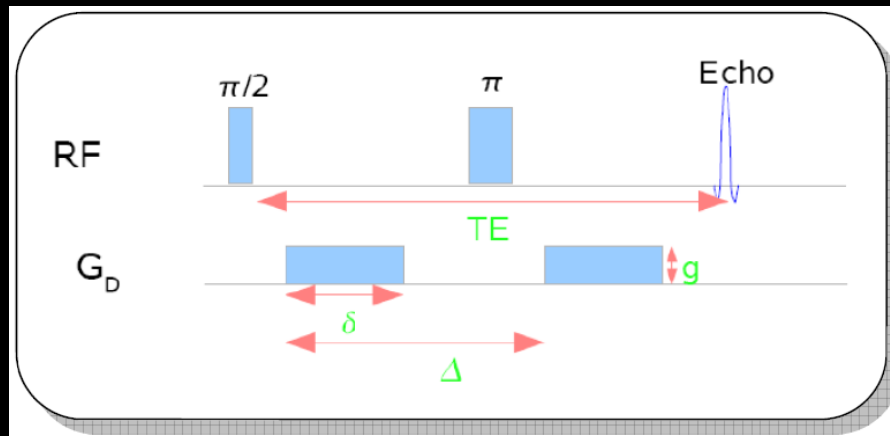
## • Diffusion et tissus biologiques

- Diffusion n'est pas libre
  - Restreinte : espace intracellulaire
  - Entravée dans l'espace intercellulaire
  - Echanges à travers les membranes



# Rappel sur le phénomène de diffusion

- L'imagerie va permettre de marquer des molécules d'eau et de suivre leurs mouvements durant un temps donné :
  - mouvements de petites particules à travers l'eau libre
  - ou encore diffusion des molécules d'eau à travers les membranes cellulaires.
- Séquence adaptée SS EPI : application de gradients de part et d'autre du pulse de  $180^\circ$
- De façon approximative, on peut considérer que c'est principalement l'eau extracellulaire qui est explorée en imagerie de diffusion. L'imagerie de diffusion va donc apporter une information indirecte sur la structure environnante de ces molécules d'eau.



# Imagerie de diffusion

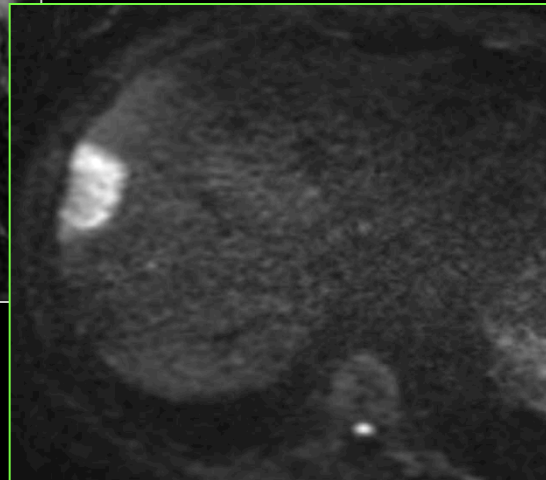
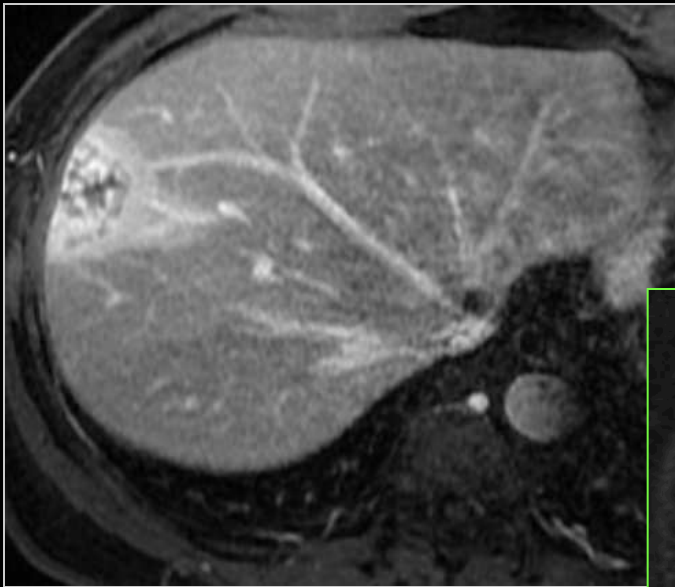
- Contraintes techniques
  - SS EPI
  - Trigger respiratoire
  - Multib : 0-600, 0-700
    - Mieux si utilisation de b à 50
  - Imagerie parallèle
  - Nbre ex : 8
  - Epaisseur de coupe : 5 mm
  - Matrice : 192 x 128

# Imagerie de diffusion

- Applications cliniques
  - Foie
  - Pancréas ?
  - Entéro IRM, Colo IRM
  - Fistules anales
  - Tumeurs rectales (évaluation post RCT)

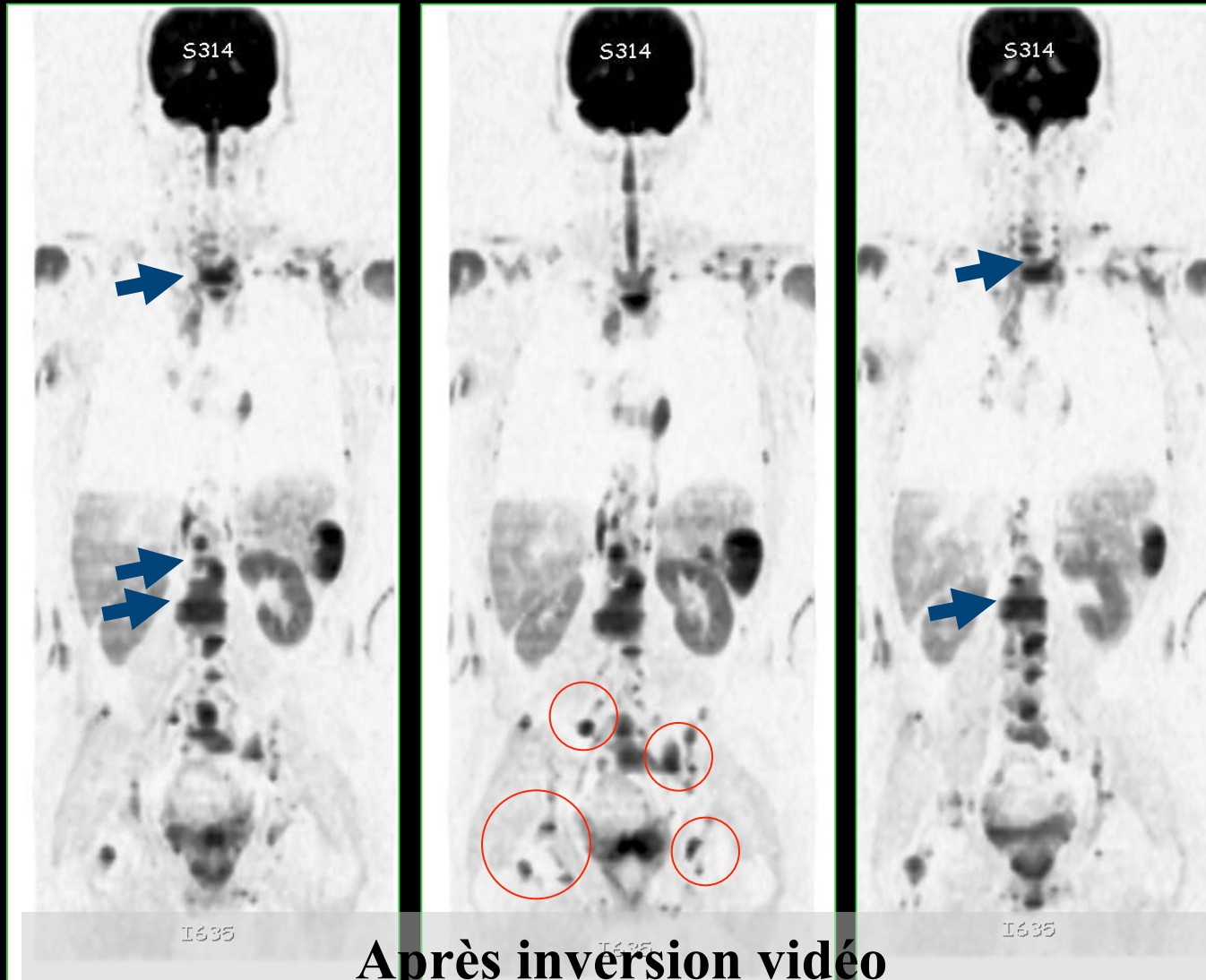
Détection ++++ , pas en quantification

# IRM de diffusion



**Après inversion  
vidéo**

# IRM de diffusion



Après inversion vidéo

# CONCLUSION

## Apport des Nouvelles séquences

- Amélioration de l'Imagerie morphologique
- Accessibilité à une imagerie dynamique
- Accessibilité à une imagerie fonctionnelle
- Accessibilité à une imagerie paramétrique