

# **Séquences Actuelles en IRM Abdomino-pelvienne**

**Valérie CROISE-LAURENT**

- 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 ?**

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

TR = Temps de répétition entre deux impulsions RF

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

NEX = Nombre de moyennages des données

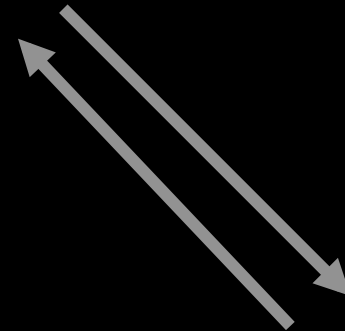
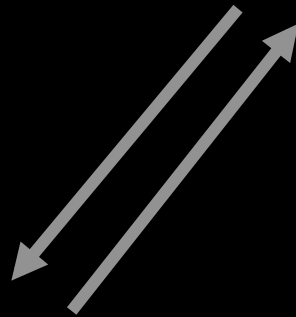
IRM = Eternel compromis



**Résolution spatiale**

**Rapport  
signal sur bruit**

**Temps d'acquisition**



**Systeme**

# Systeme

: 1.5 T/3T

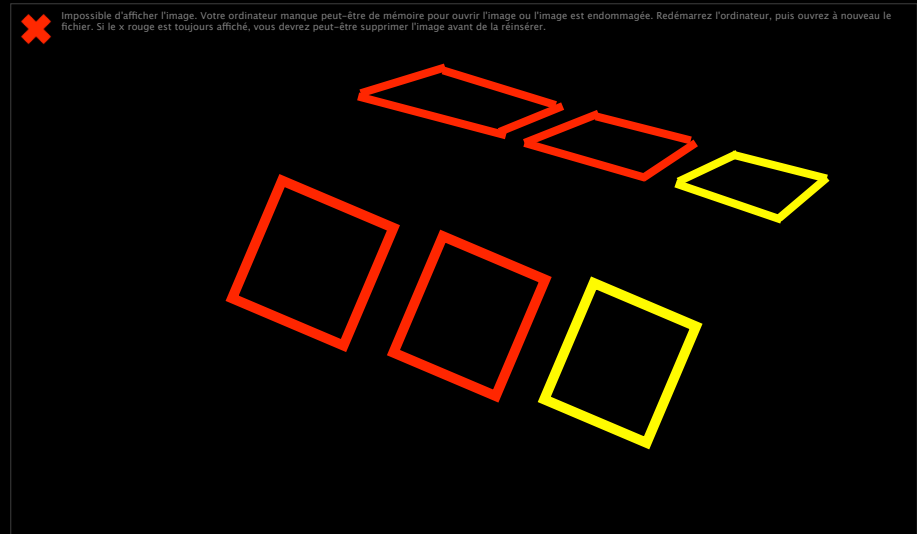
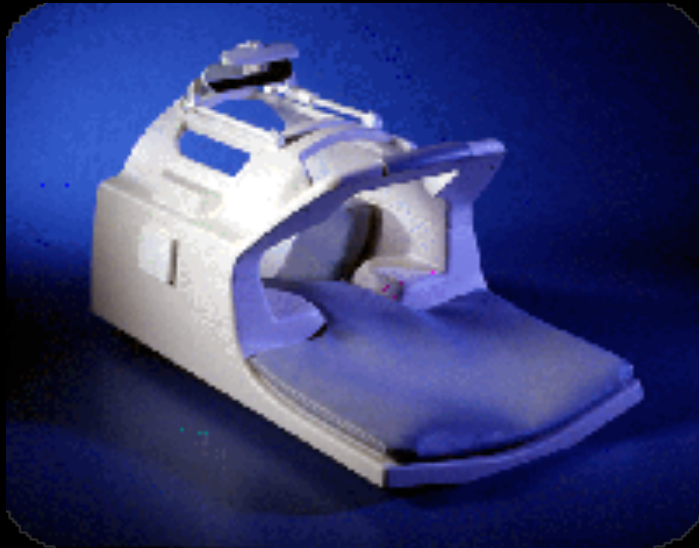
- Puissance des Gradients :

- 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

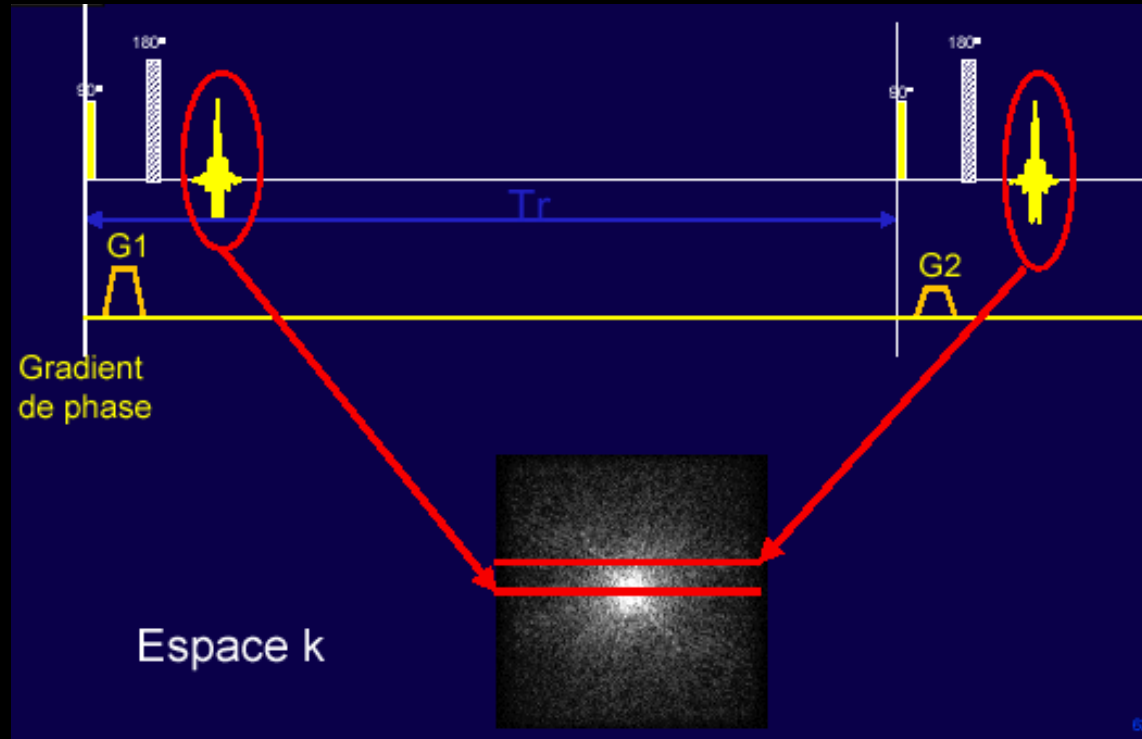


# Séquences

# 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



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

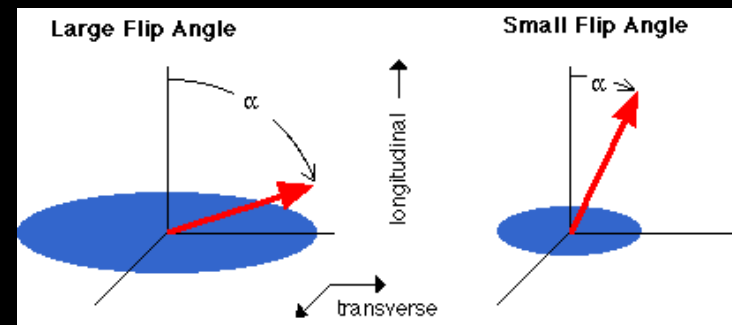
## Séquence écho de gradient

- 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

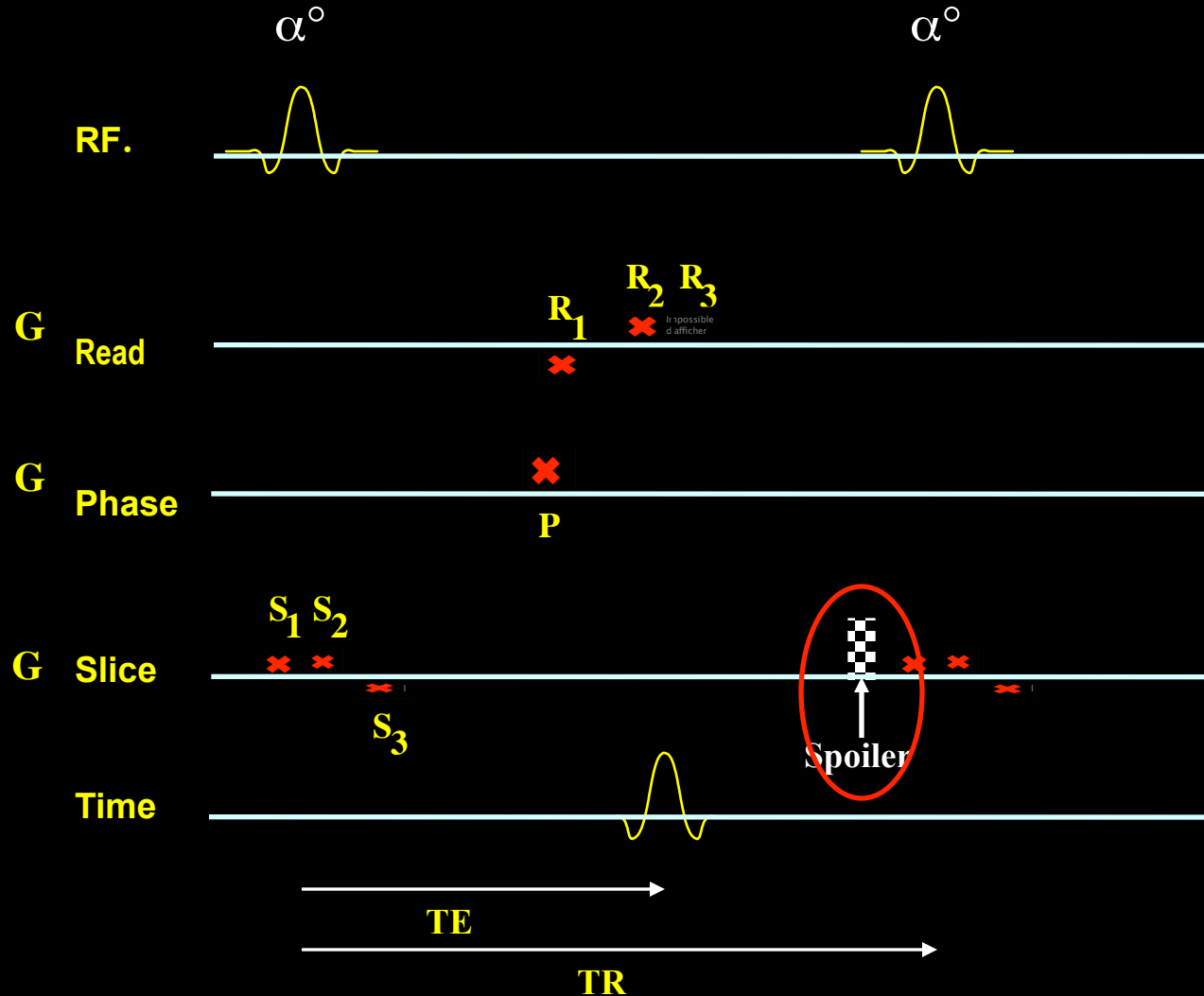
### Inconvénients

- 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

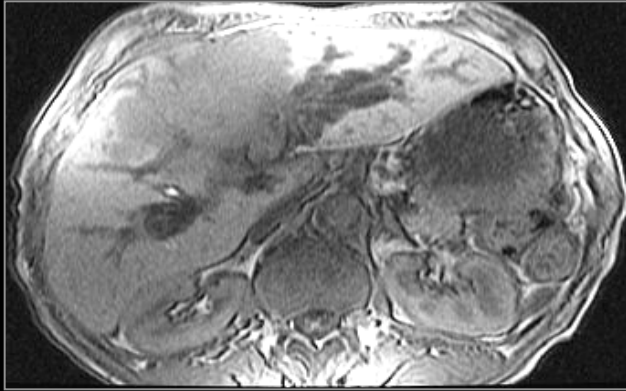
### Séquences en apnée

- Abdomen
- Coeur
- AngioMR abdominale
- Imagerie fonctionnelle



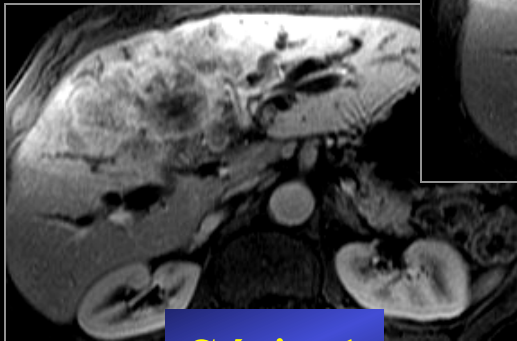
- Etude multiphasique lésions
- Etude vasculaire

# Séquences rapides : Réduction du TR

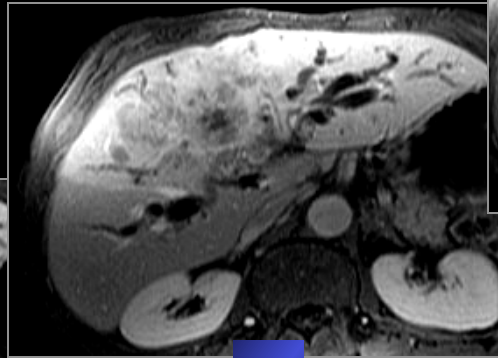


Echo de gradient 2D

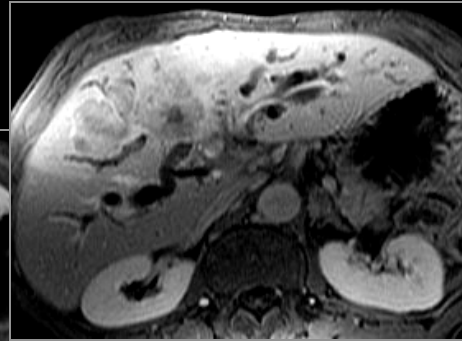
Avant injection



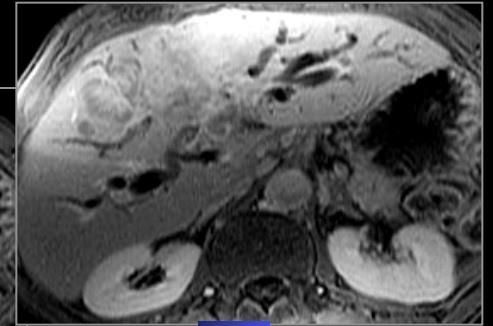
Série 1



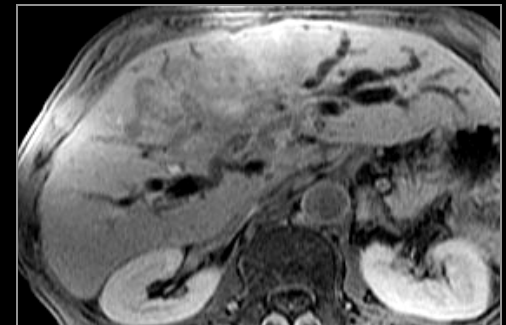
2



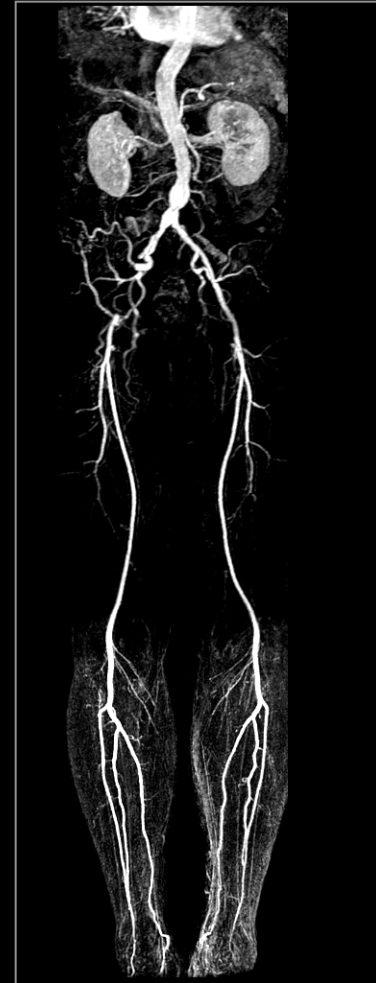
3



4



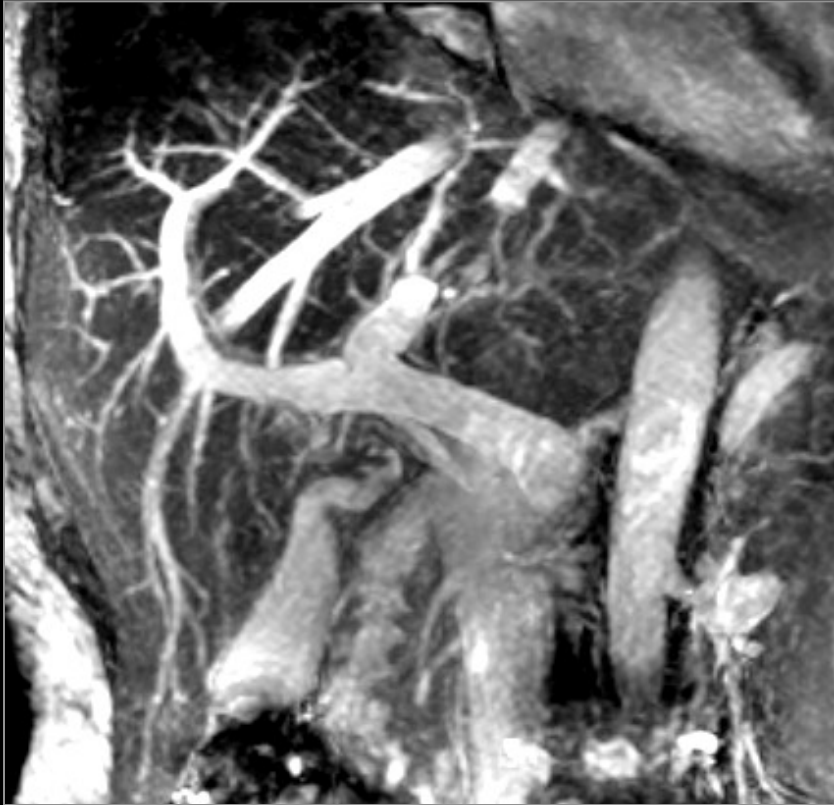
**3D Echo de gradient**



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

- **FIESTA** (General Electric)
  - **True FISP** (Siemens)
  - **Balanced FFE** (Philips)
  - **SS FP** (Toshiba)
- 
- **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)

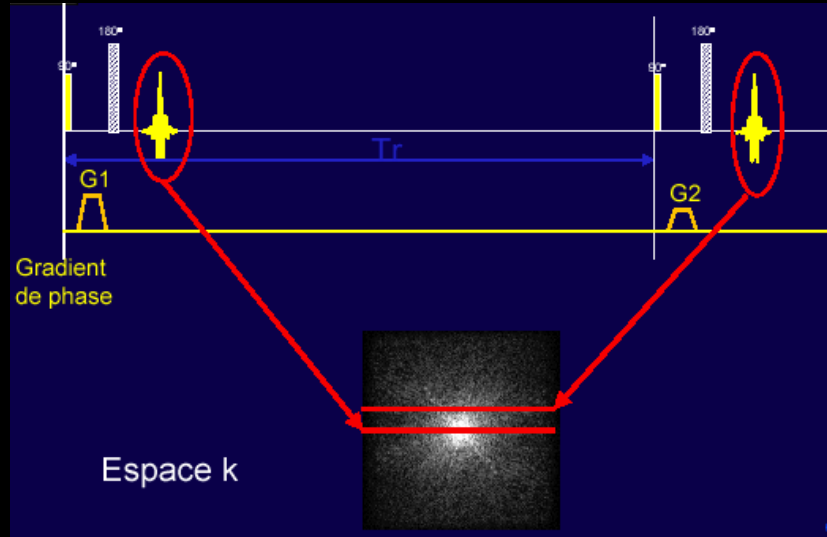
**3D FIESTA/True FISP/Balanced FFE**



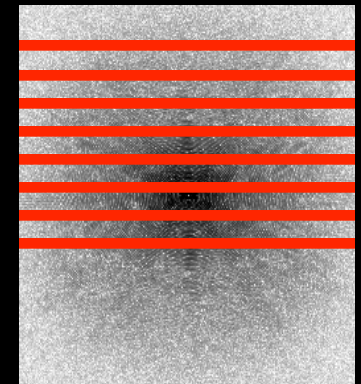
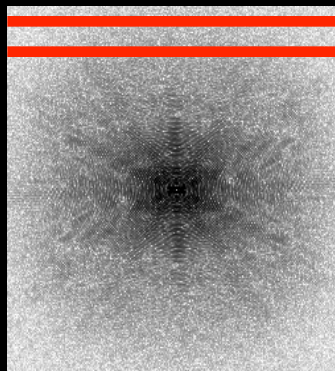
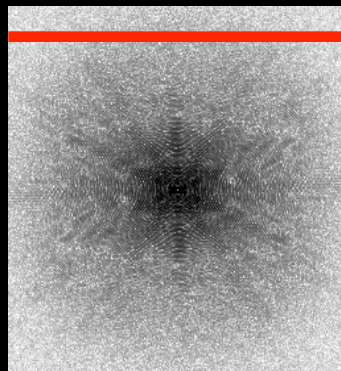
Renforcement du signal des liquides en mouvement +++

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

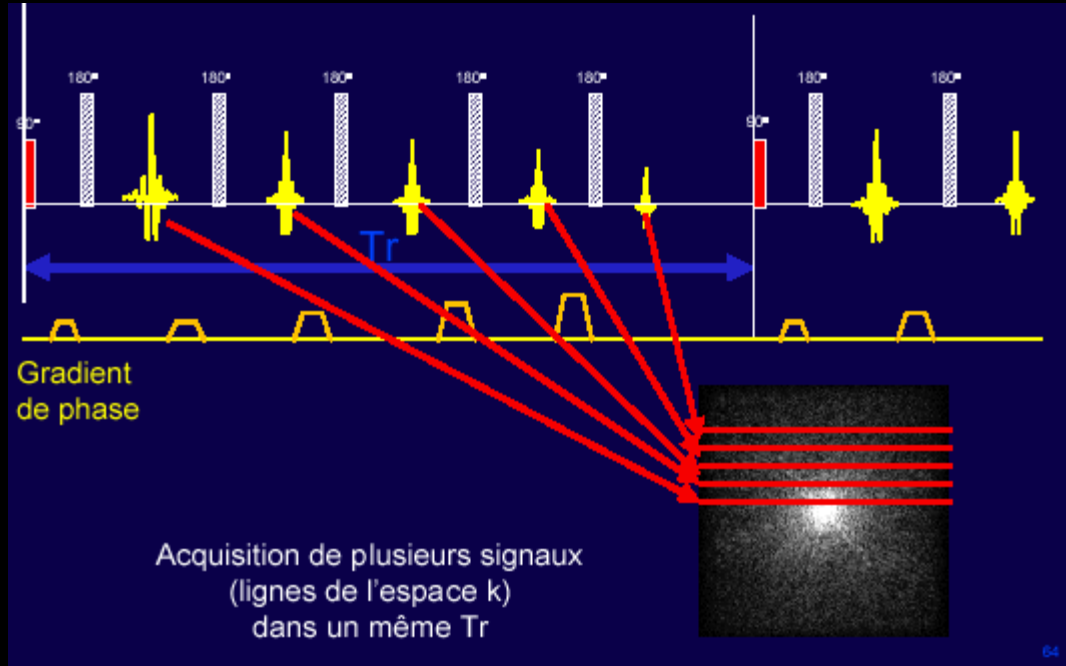
# Séquence Spin Echo classique



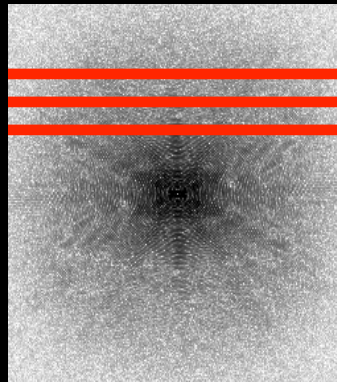
**ES :**



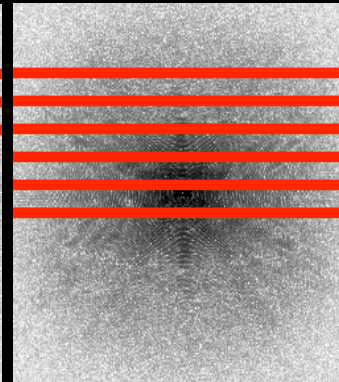
# Séquences rapides : Fast Spin Echo



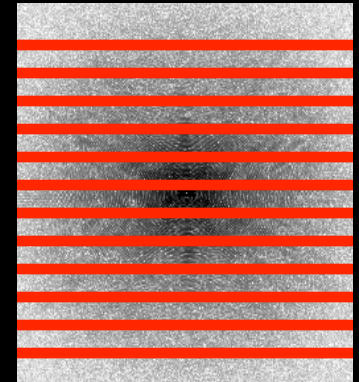
**ES** rapide :



Après un TR



Après 2 TR

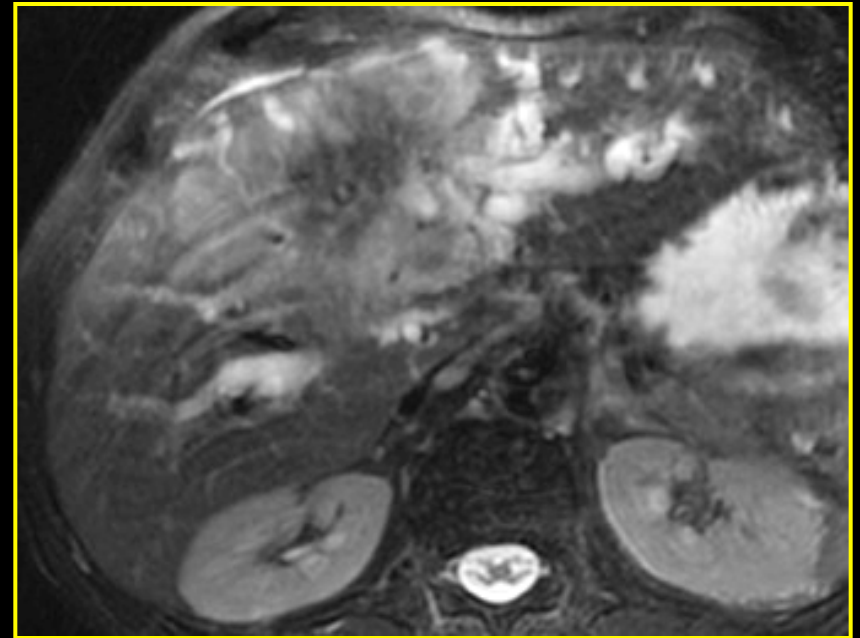


Après  $m < n$  TR

## 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**

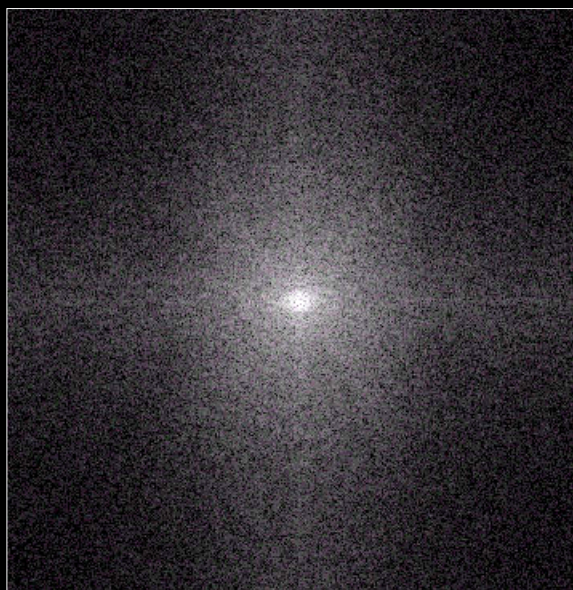
**Ensemble des données brutes pour recueillir l'image**

- 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**

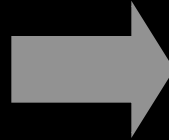
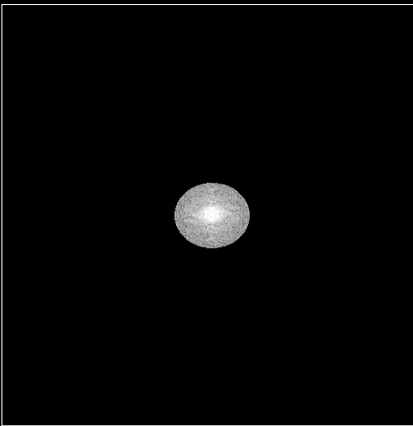
Domaine fréquentiel



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

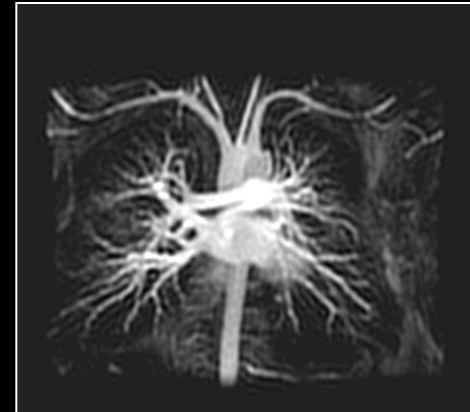
## Propriétés de l'espace K

k-Space data

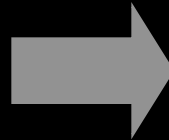
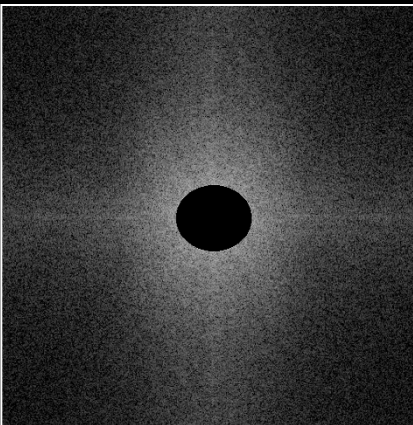


Construit les fréquences spatiales les plus basses

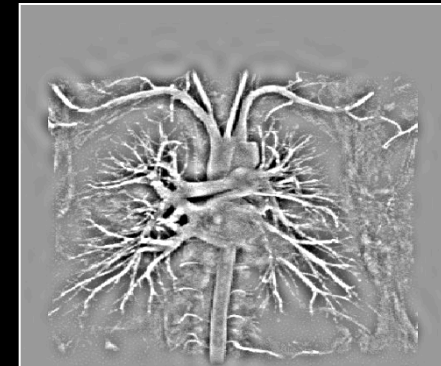
Image Data



**CENTRE = CONTRASTE**

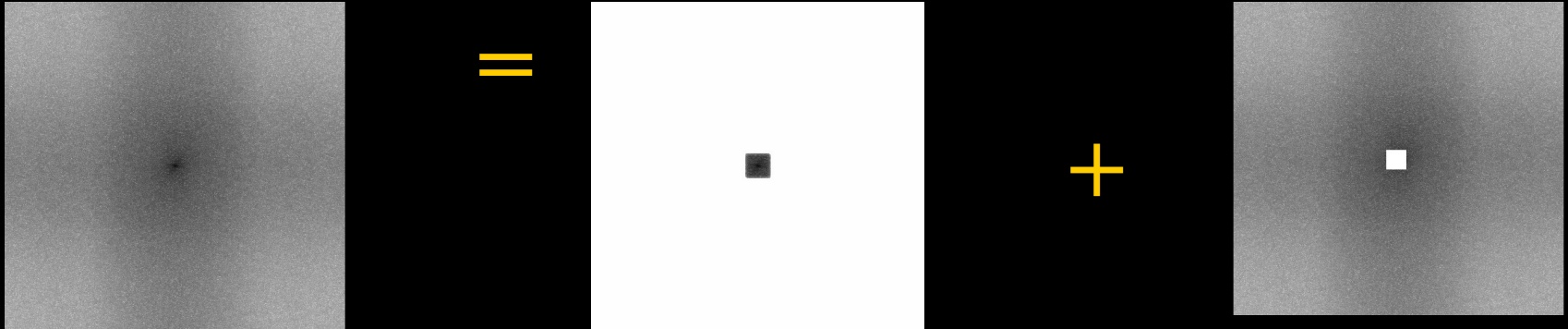


Construit les fréquences spatiales les plus hautes



**PERIPH = RS**

## Propriétés de l'espace K



**Transformation de Fourier**

**CENTRE = CONTRASTE**

**PERIPH = RS**



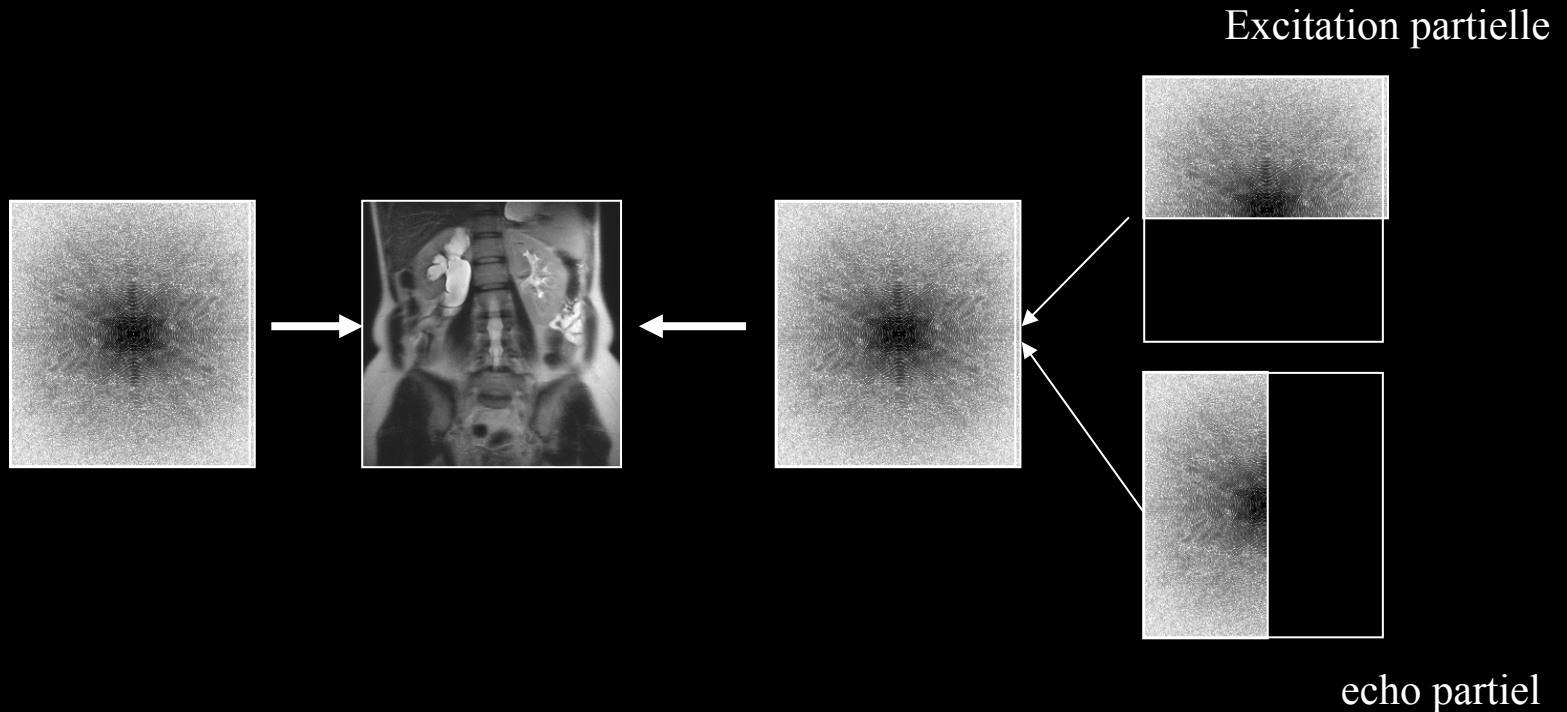
+



## Propriétés de l'espace K

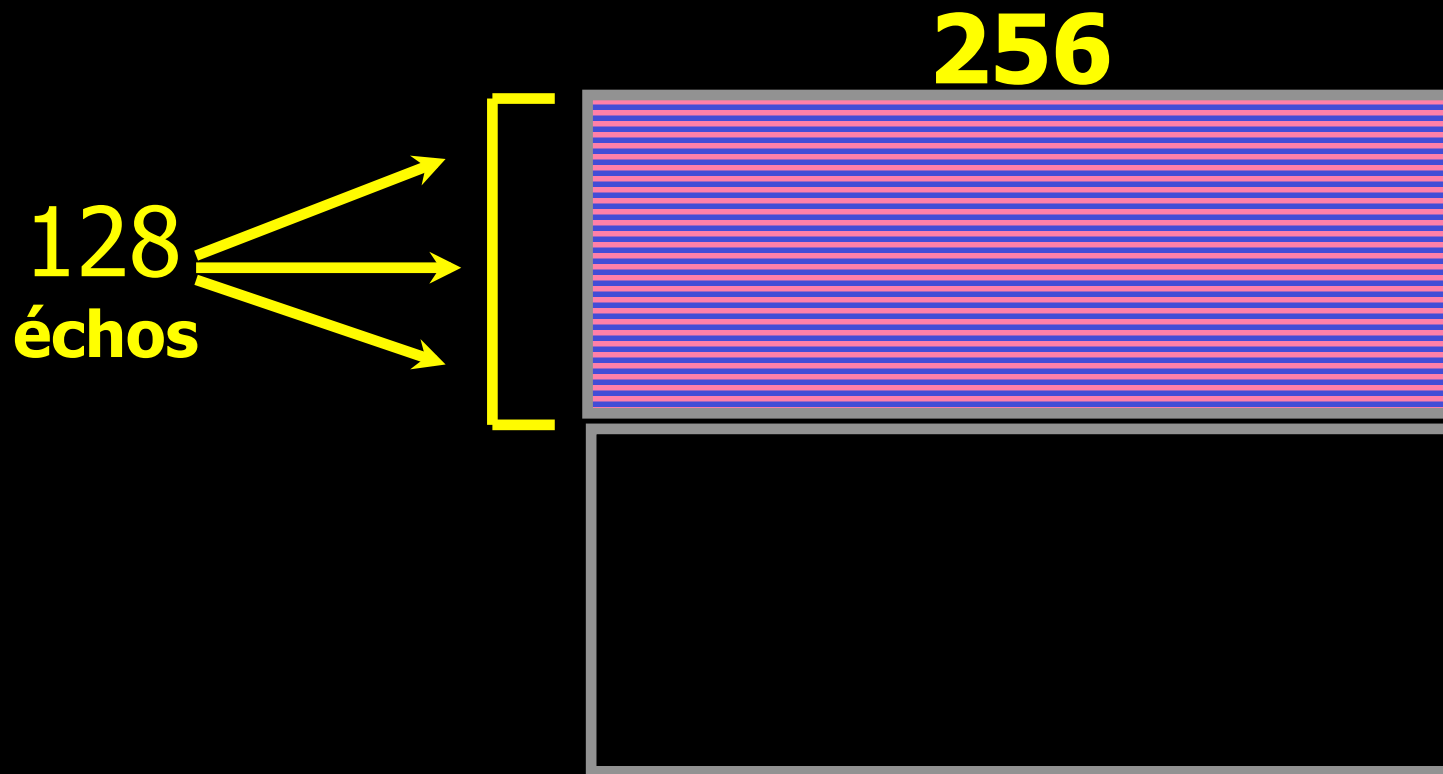
L'espace K est symétrique

Pourquoi remplir l'espace K en entier



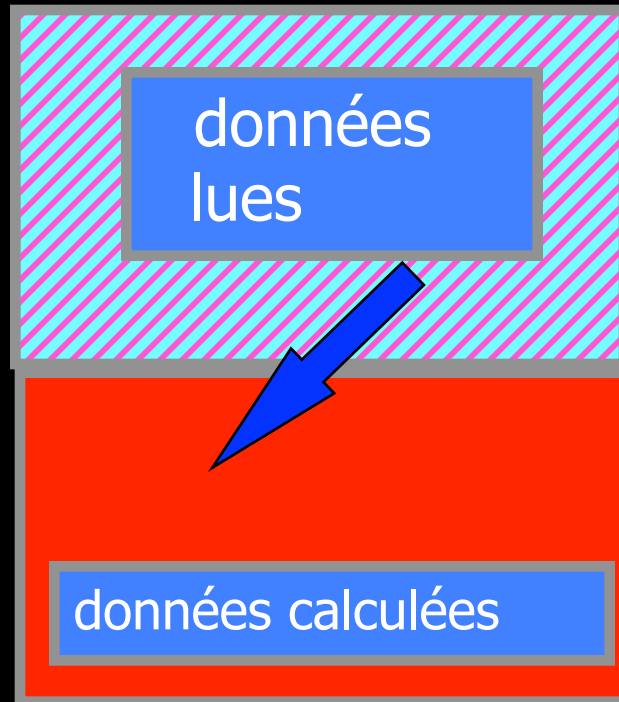
## Imagerie fortement pondérée T2

- 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
- Signal recueilli par chaque elt d'antenne

## Dénominations

- Deux grandes familles en fonction du mode de reconstruction

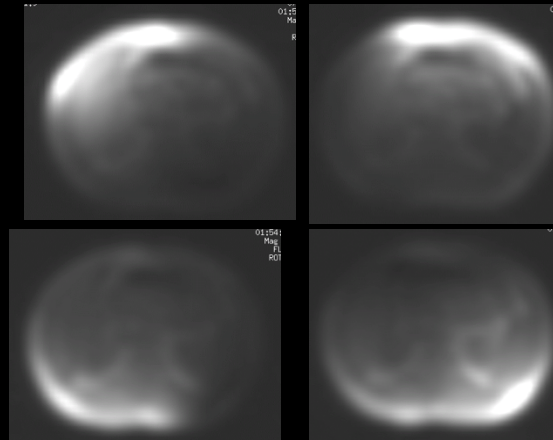
Basée sur l' image

- Sense (Asset)  
(Sensitivity encoding)
- PILS

Basée sur l' espace K

- Smash
- Grappa

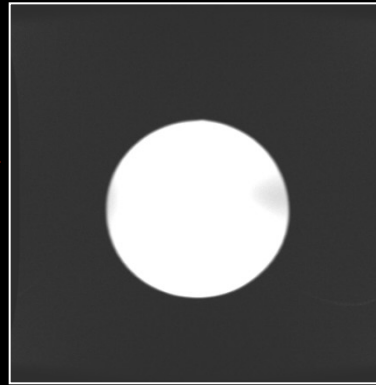
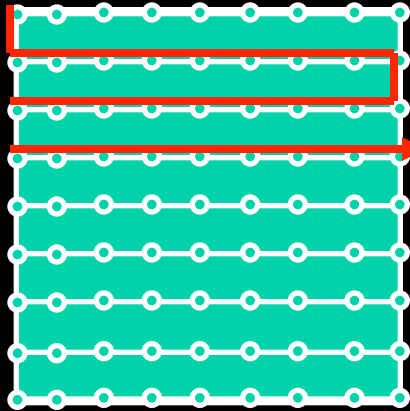
## 1ère étape : calibration



- Mesure des profils de sensibilité des éléments de l'antenne en réseau phasé
- Différente fonction constructeurs :
  - début d'examen
  - autocalibration

## 2ème étape : sous échantillonnage

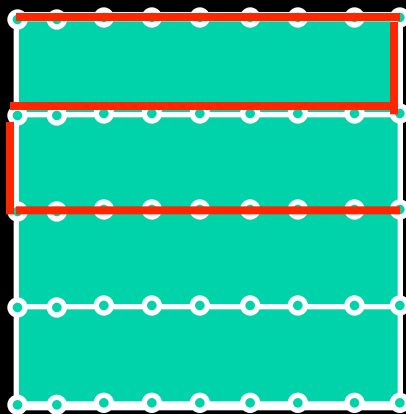
Phase  
codage



Sous échantillonnage dans le codage de phase

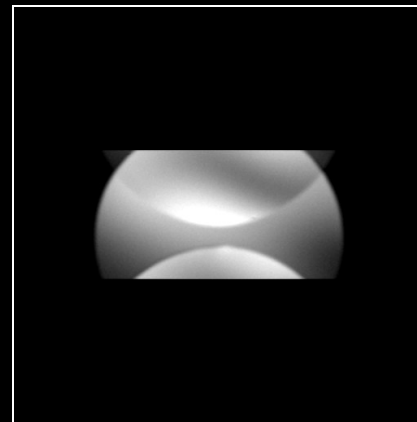
a pour csq une **réduction du FOV dans la direction de l'encodage de**

Phase  
encoding



Frequency  
encoding

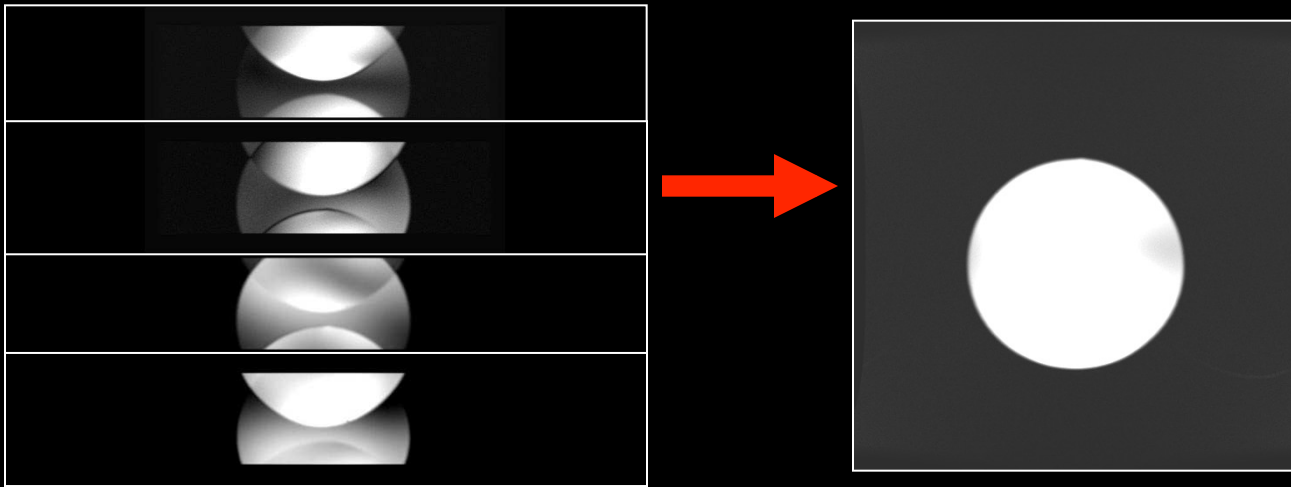
phase



## **3ème étape : reconstruction des images**

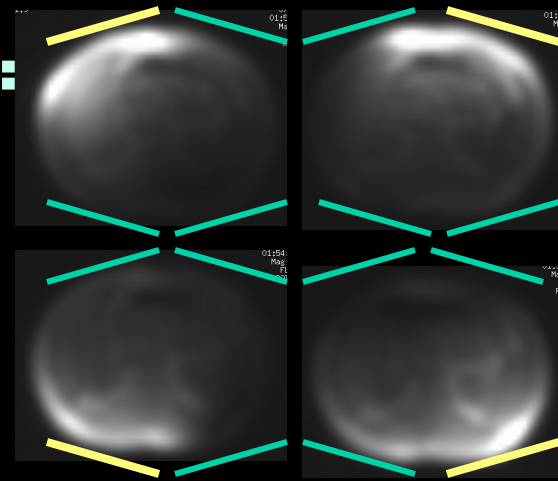
Repliement des images +++

Pour chaque élément d'antenne



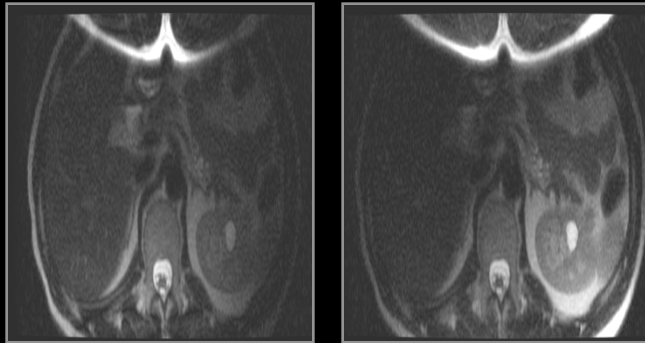
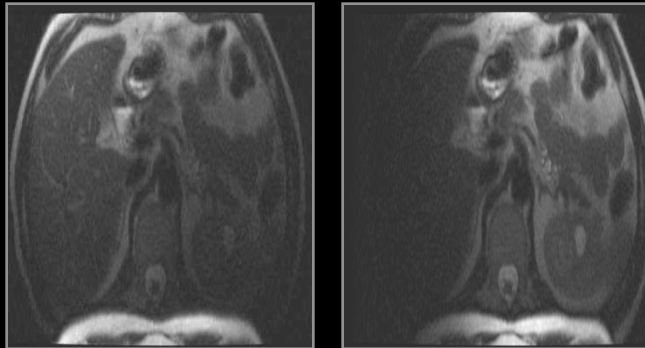
Une image du champ complet est créée en dépliant ces  
images

**1ère étape :  
calibration**

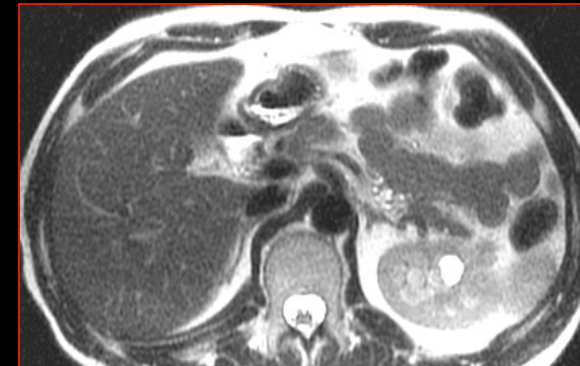


**Sense  
Reconstruction**

**3ème étape :  
reconstruction des  
images**



**2ème étape :  
sous échantillonnage  
FOV asymétrique**



## **Sense-Applications cliniques**

- **Sense et écho de gradient**
  - 2D
  - 3D
  - 3DEG T1
- **Sense et Fast Spin Echo**
  - SS-FSE
  - FSE (TSE) T2

*Sense et écho de gradient 2D*

En pratique

$$T_{Acq} = TR \times N(p) \times N_{Ex}$$

Utilisation Sense

Utilisation mêmes paramètres

Modification paramètres

Diminution  $T_{Acq}$

Aug Résolution spatiale

# Intérêts cliniques

- **Augmentation de la couverture**
- **Augmentation de la résolution spatiale**
  - Augmentation matrice
  - Diminution épaisseur de coupe

OU

- **Diminution T Acq**

**Paramètres**

TR : 150-TE : 1.2/ BW : 41

FOV : 36 x 27 - 7mm/1mm

512 x 192 - 16 slices/23 s



**Sans Sense (Asset)**



**Avec Sense(Asset)**

**Paramètres**

TR : 235 -TE : 1.9/ BW : 31

FOV : 36 x 36 - 7mm/0.7mm

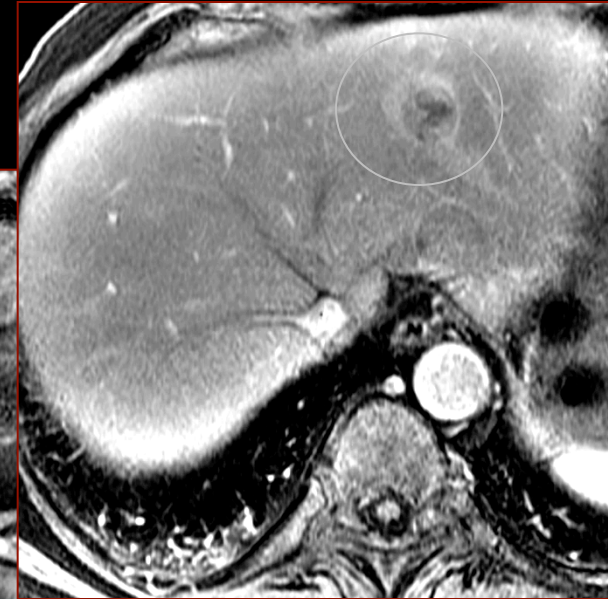
512 x 192 - 22 slices/24 s

Paramètres

512 x 224

7 mm/ 0mm

**1. Augmentation résolution spatiale**



**Carcinome Hépatocellulaire Multifocal**

1. Augmentation résolution spatiale



Ampullome



# En pratique

$$T_{Acq} = TR \times N(p) / \text{ETL} \times N_{Ex}$$

Diminution ETL

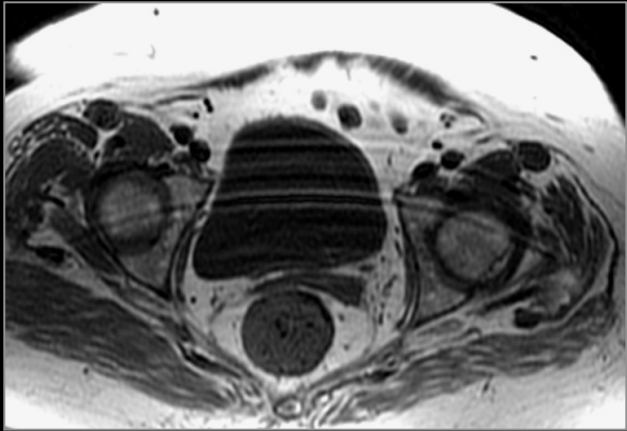
Suréchantillonnage  
plan de Fourier

Diminution blurring

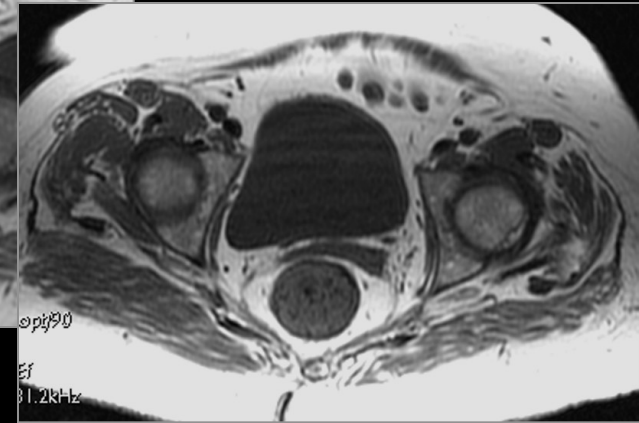
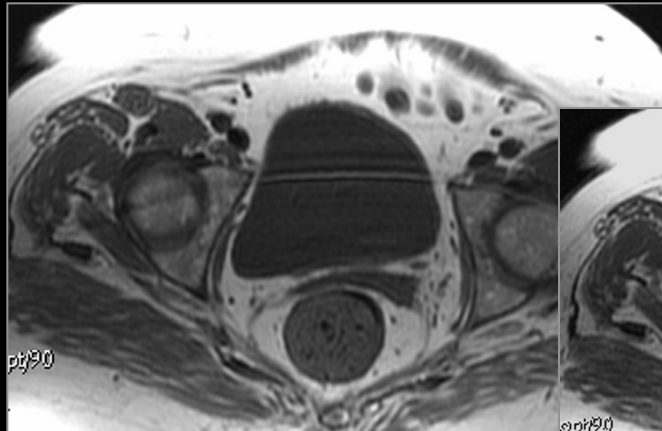
Augmentation SNR

# *Sense et Fast Spin Echo*

1 N Ex

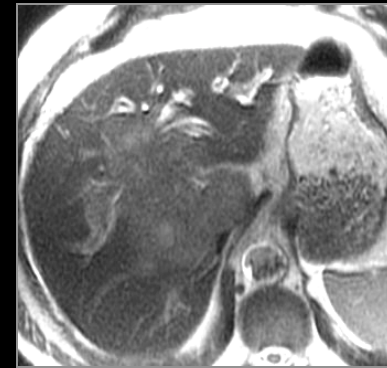
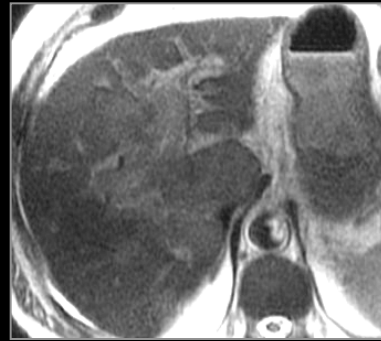
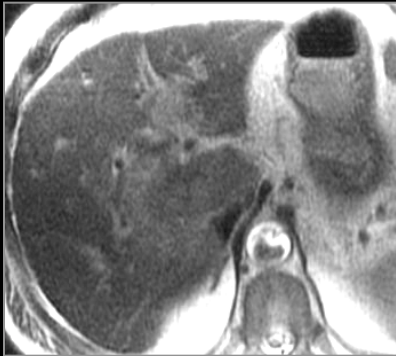


2 N Ex

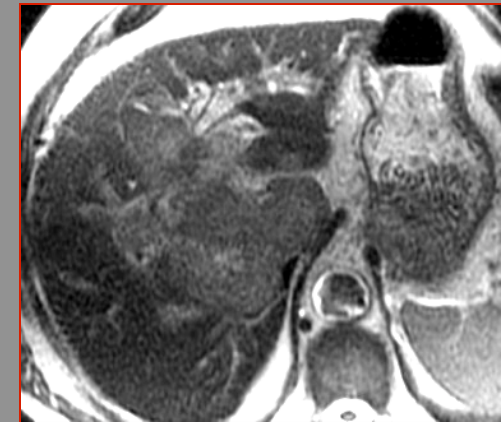
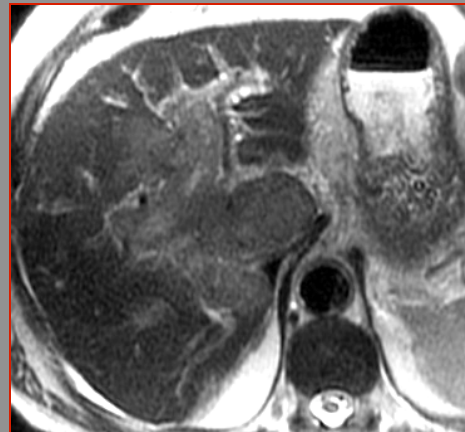
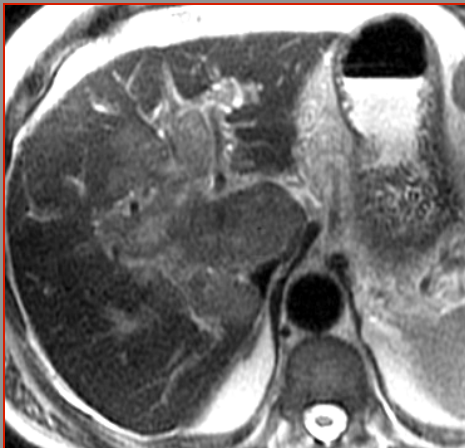


3 N Ex

SS-FSE Te court



ASSET et SS-FSE Te c



Blurring :  $ETL/2$

## **Avantages**

- Amélioration résolution spatiale
- Diminution des Tacq
- Diminution ETL

## **Inconvénients**

- Chute de l'intensité du signal de 30%
- Augmentation du temps de reconstruction
- Utilisation d'un champ complet pour éviter les artéfacts
- Pas de repliement AVANT

**-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

## Voies biliaires



**Plaie du canal hépatique commun lors d'une cholécystectomie sous coelioscopie**

# *Imagerie à haute résolution spatiale*

## Paramètres

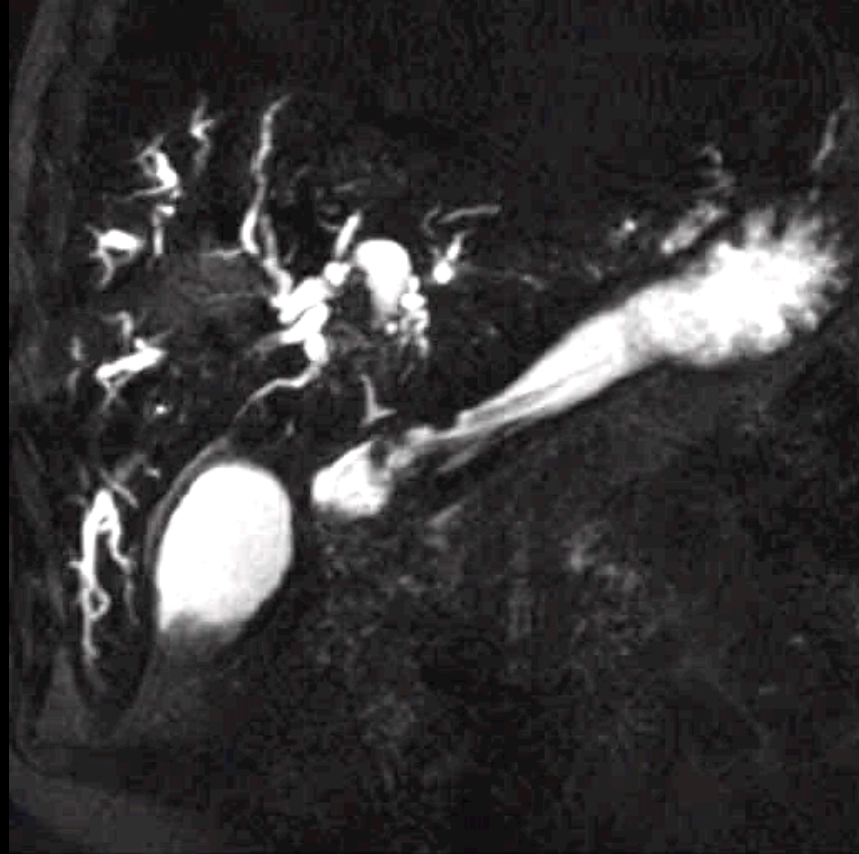
-TR : 2857/TE : 494

**-Epaisseur de coupes**

**1.6 mm/ -0.8mm**

-256 x 192

**-52 slabs**



**Tumeur de Klatskin et pancréas  
divisum**

# 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.

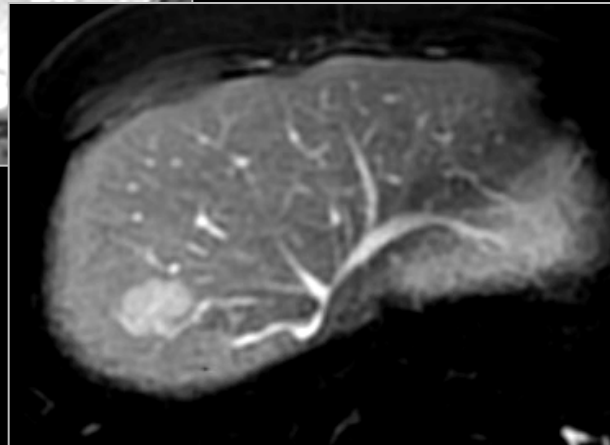
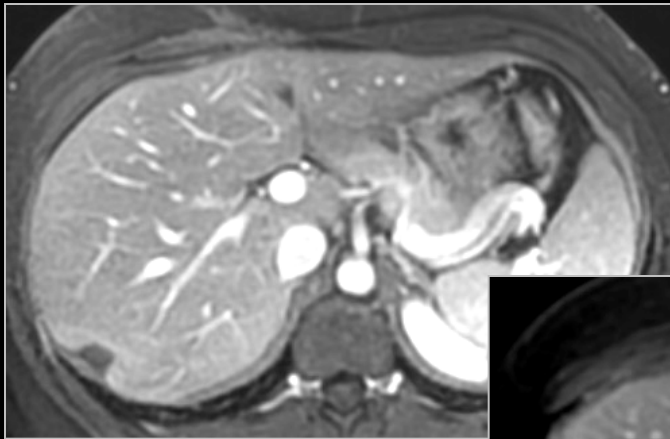


MPR fr. 5 mm

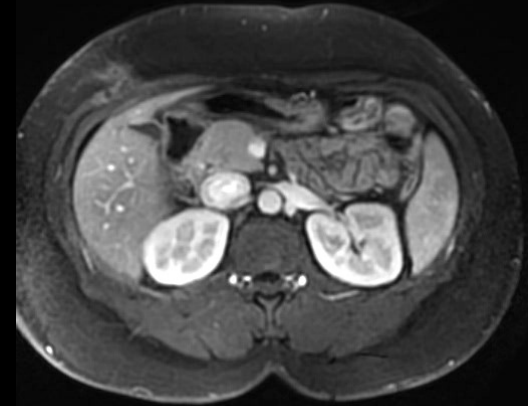


Femme 37 ans

- Néoplasme colique droit opéré
- Métastase hépatique unique VII opérée
- Contrôle
- IRM : 3D LAVA (ép. 2.8 mm/ 1.2 mm)

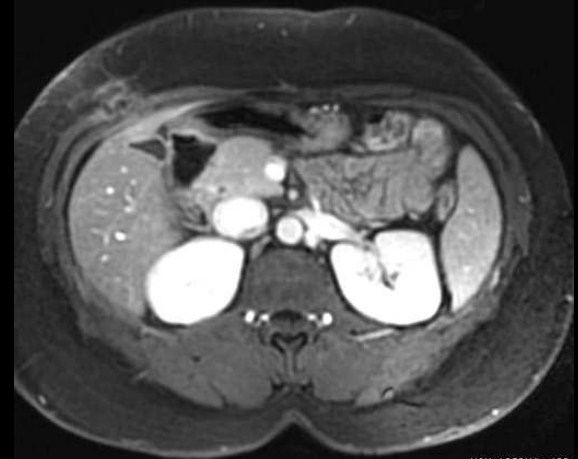


## Phase artérielle



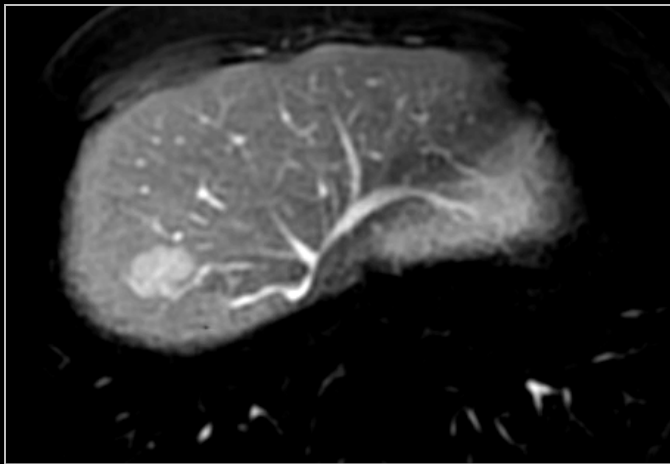
WW: 788WL: 376

## Phase post équilibre

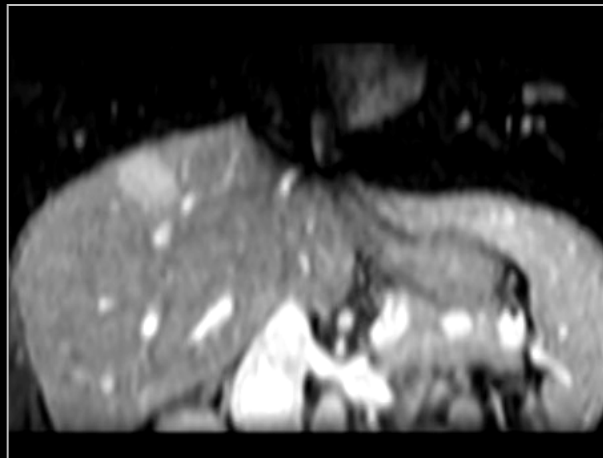


WW: 1056WL: 483

**Image native ax.**



**MPR fr.**



**MPR sag.**

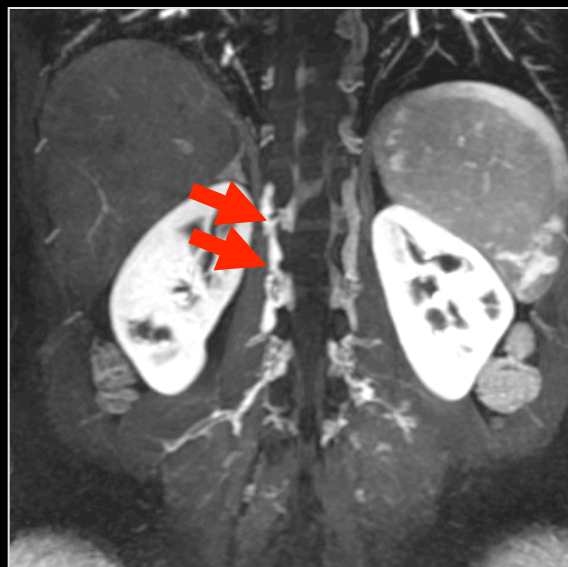
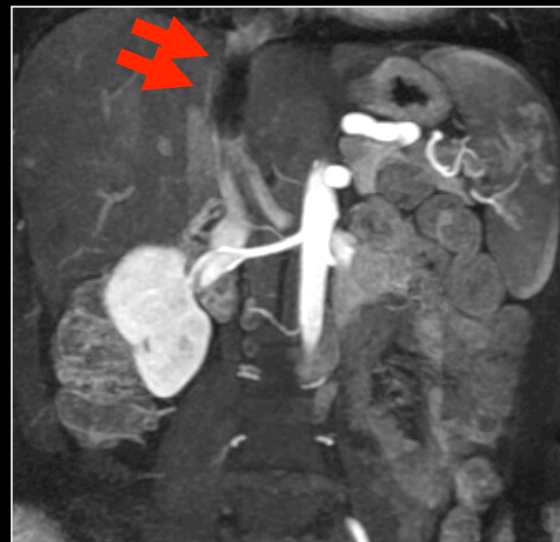
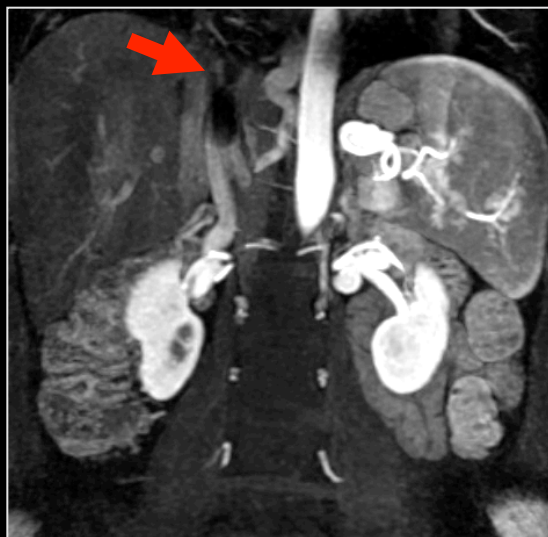


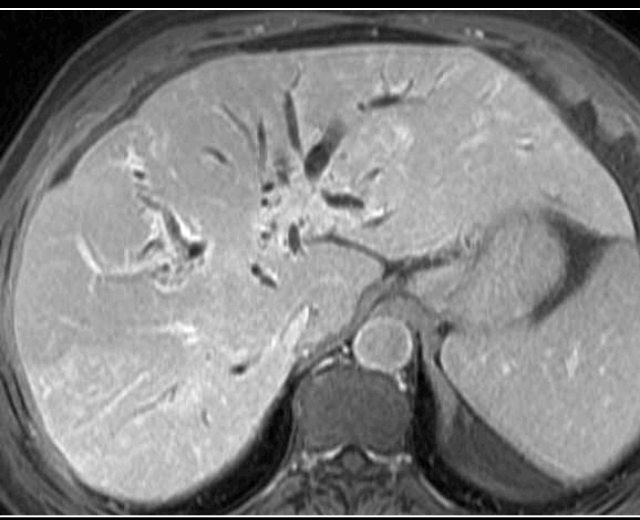
Femme 29 ans

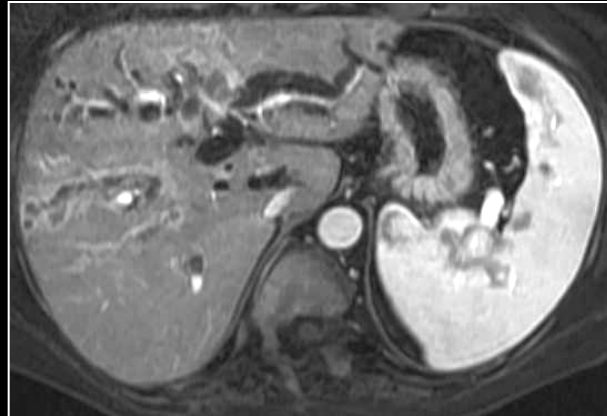
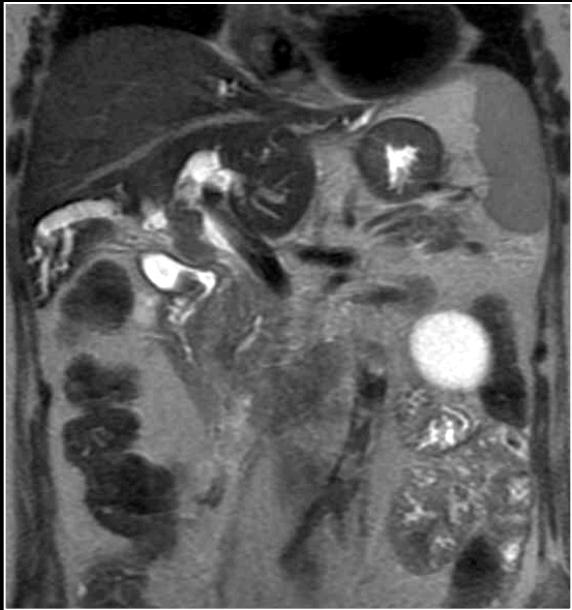
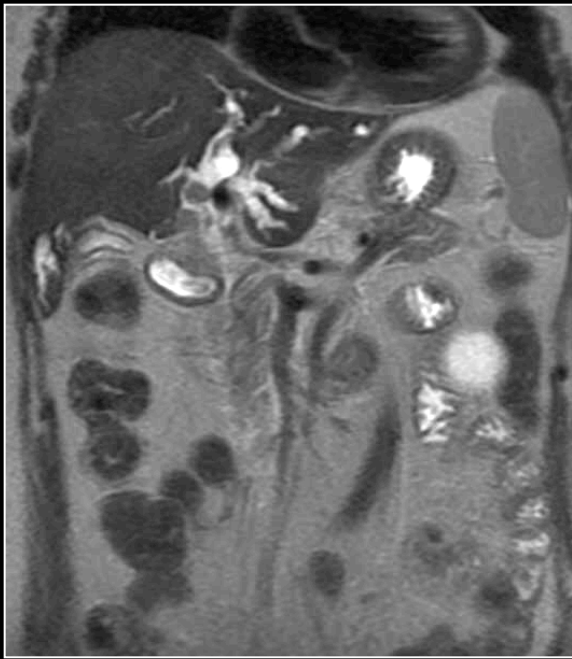
- Sténose VCI rétrohépatique
- Stent endovasculaire
- Contrôle vasculaire et morphologique
- IRM : 3D LAVA

(ép. 2.4 mm/ 1.2 mm)

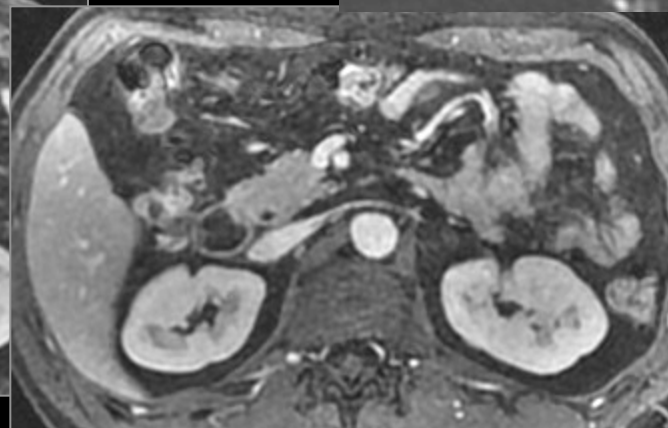
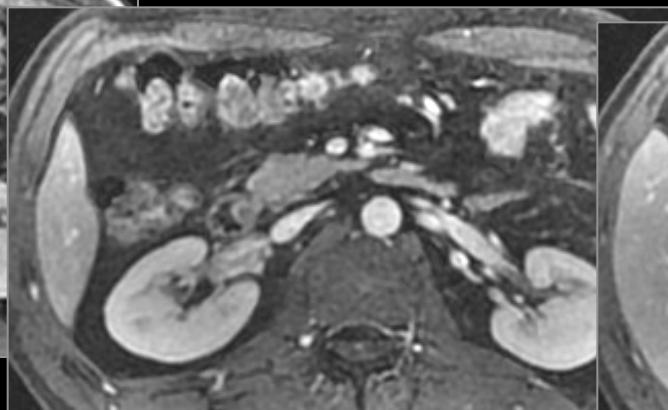
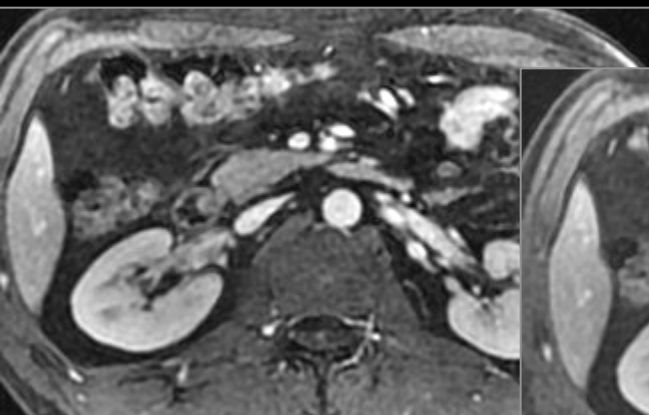
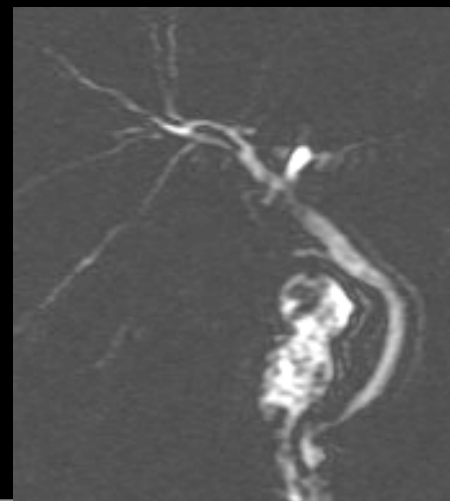
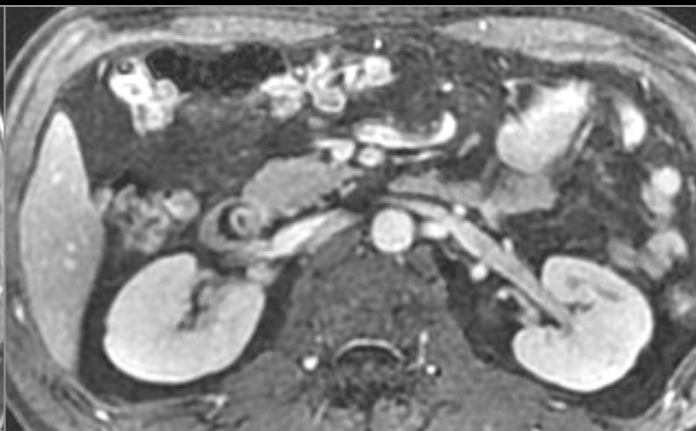
## Phase artérielle



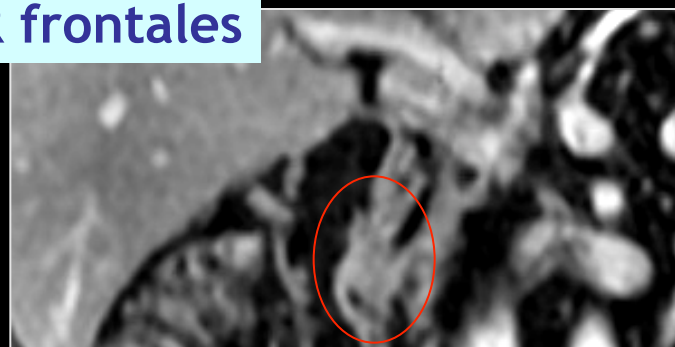




**Métastases endobiliaires d' un cancer colique**



MPR frontales



# Imagerie 3D à haute résolution temporelle

# Séquences SS-FP

## Steady State Free Precession

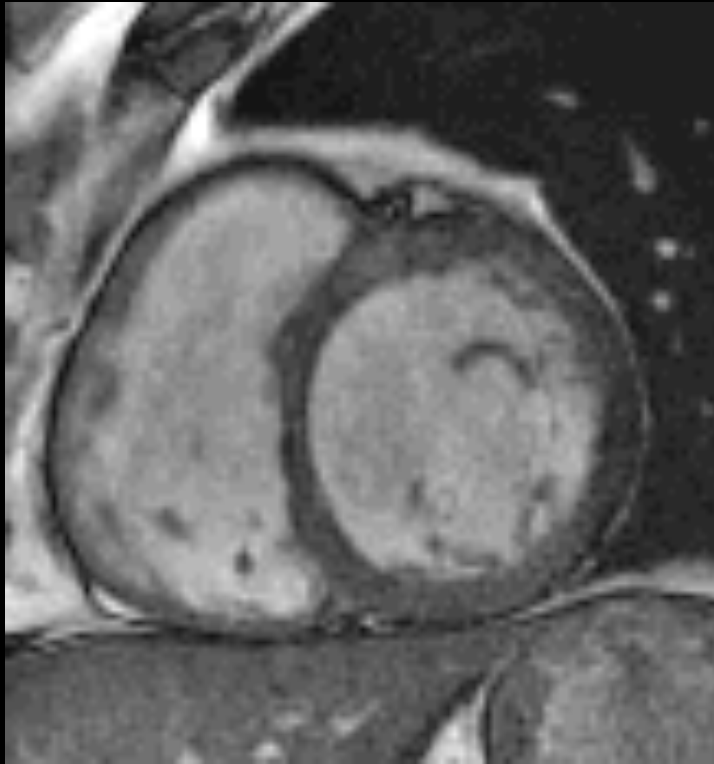
### Fiesta, True FISP, Balanced FFE

- **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

# Imagerie de perfusion

# IRM de perfusion

## • Séquence Ufgre

- 572 images (24 s apnée)
- 11 phases/ Acquisition d'un volume (1 phase) en 2s
- Résolution temporelle privilégiée+++++
- Paramètres séquences
  - TR : 1,6 - TE : 0,6
  - BP : 125 kHz
  - Epaisseur de coupe : 6,2 mm
  - ZIP 512 - ZIP 2
  - Matrice : 224 x 160
  - 0,8 Nex
  - FOV : 42 cm
  - Codage Elliptique Centrique

3D avec haute résolution  
temporelle

Avec contraste parenchymateux

Perfusion d'organe en 3D

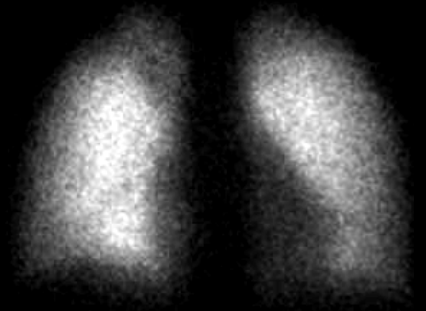
# IRM de perfusion

Femme 24 ans

- Suspicion d' embolie pulmonaire
- TDM thoraco-abdomino-pelviennne normale
- Scintigraphie
- IRM de perfusion pulmonaire

Scintigraphie

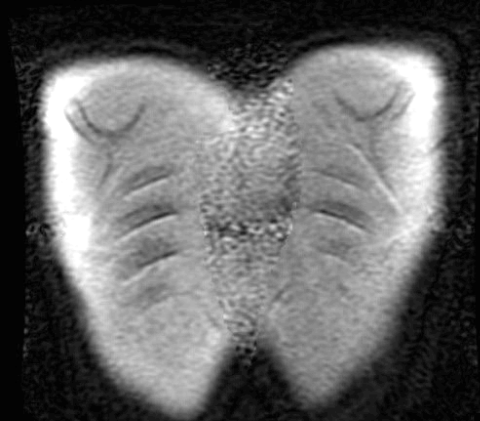
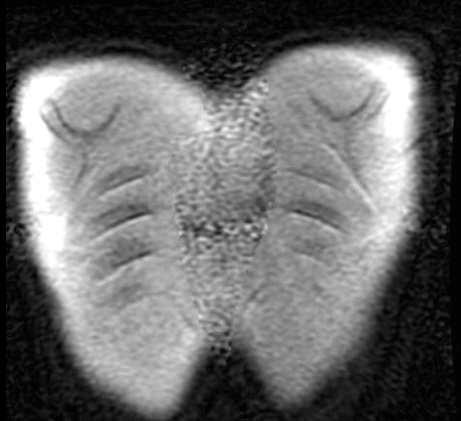
Face antérieure



Phase 3

Phase 7

Phase 9

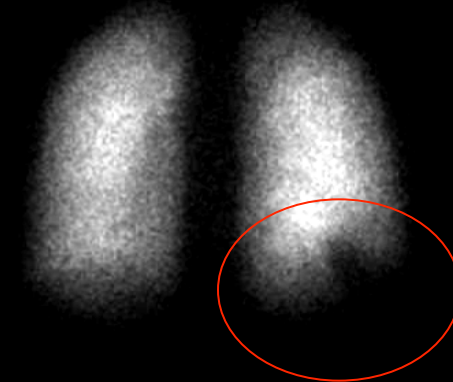


WW: 181 VL: 70

WW: 228 VL: 97

WW: 228 VL: 97

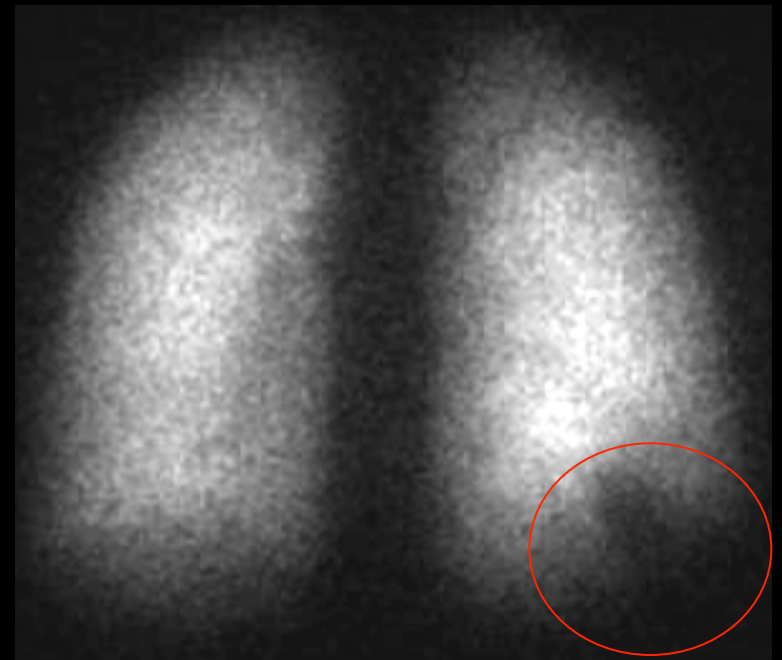
Face postérieure



# IRM de perfusion



Face postérieure



**Impact dans la prise en charge thérapeutique ??**

# IRM de diffusion

Foie

Pancréas

Pelvis

Oncologie

Corps entier

Moelle osseuse

# Rappel sur le phénomène de diffusion

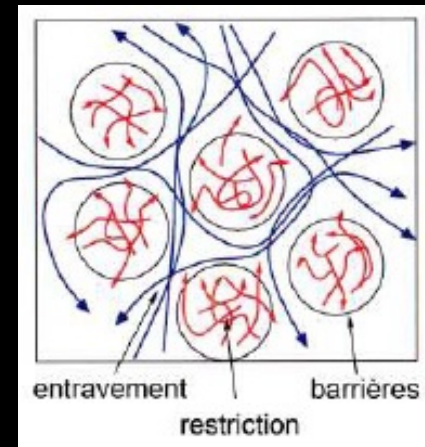
## • Définition phénomène de diffusion

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



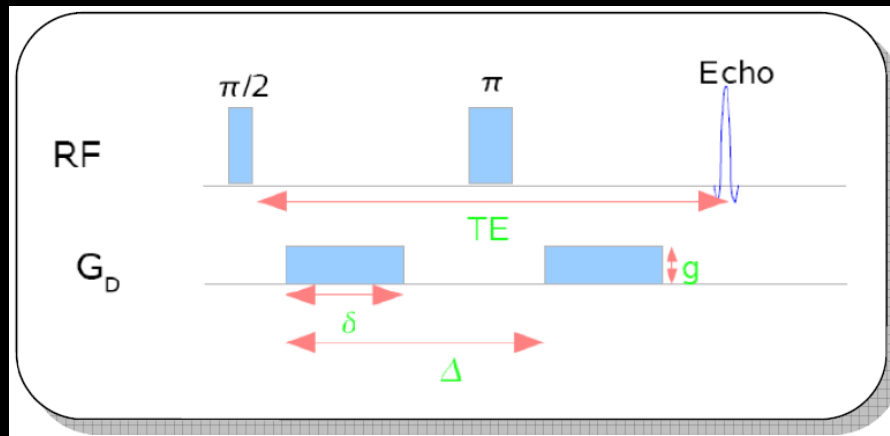
## • Diffusion et tissus biologiques

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

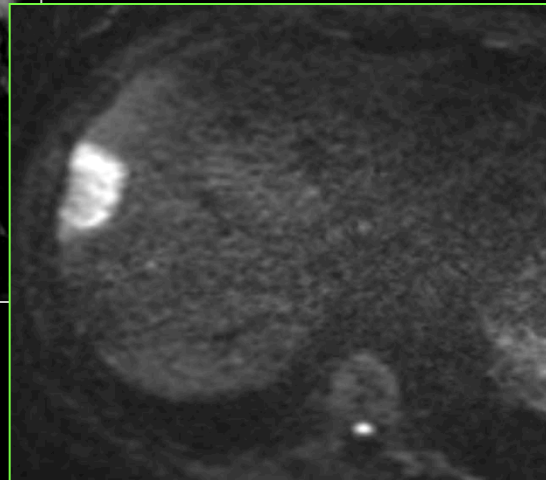


# Rappel sur le phénomène de diffusion

- 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.

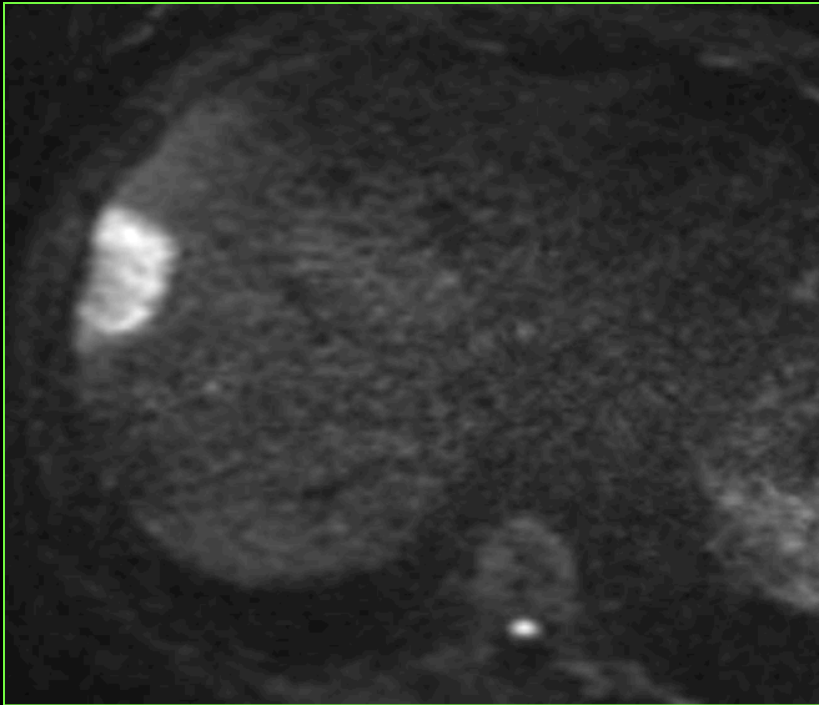


# IRM de diffusion

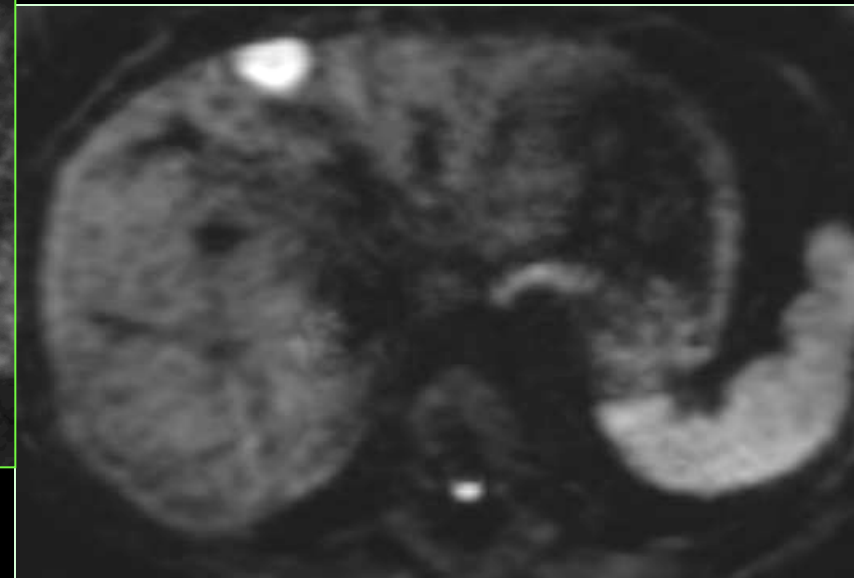


**Après inversion  
vidéo**

# IRM de diffusion

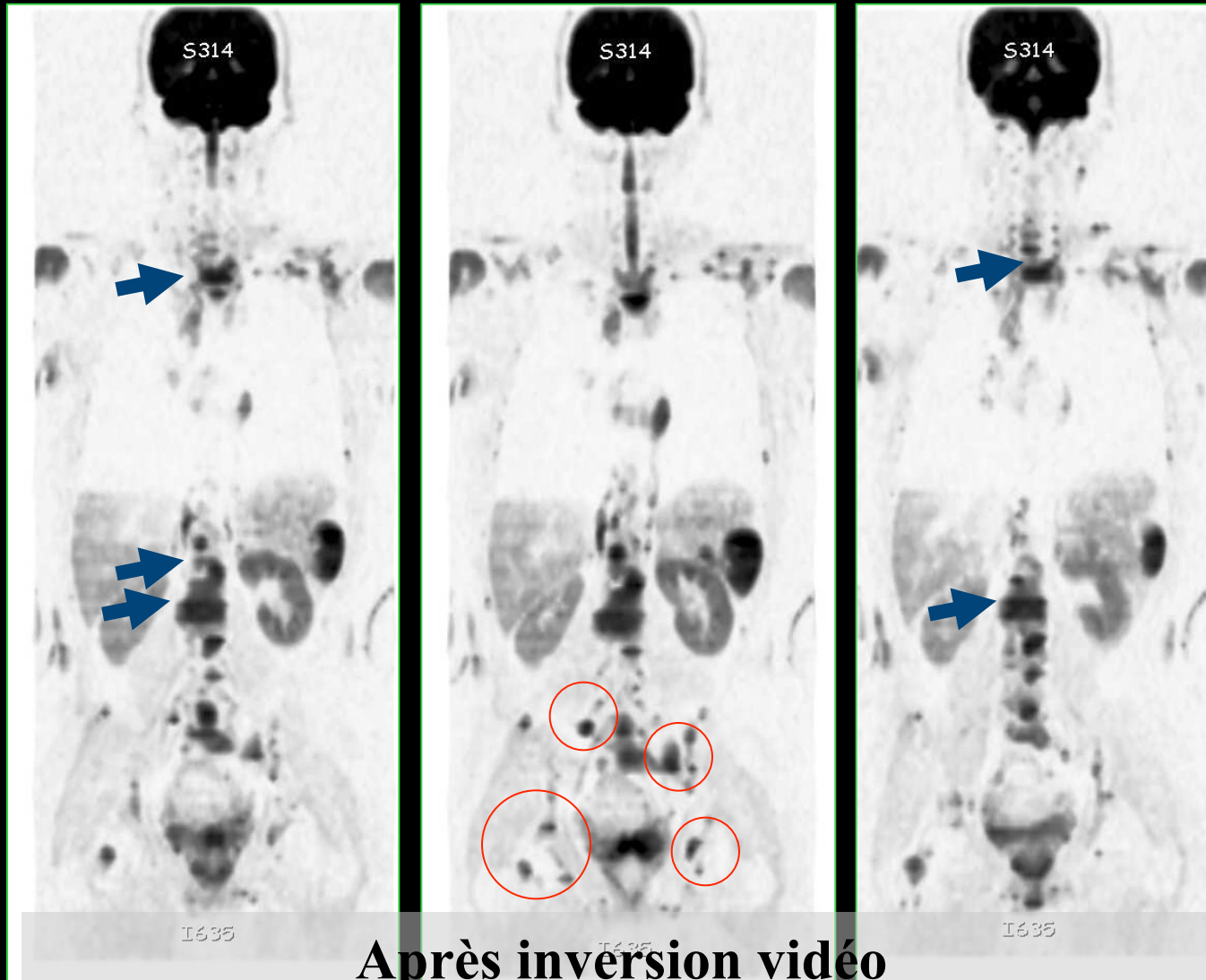


**Cholangiocarcinome**



**Angiome**

# IRM de diffusion

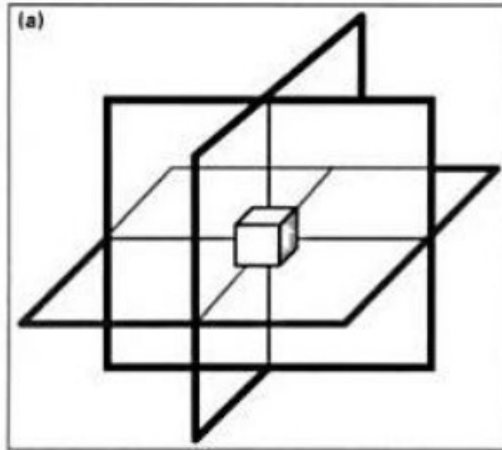


Après inversion vidéo

# Spectro RMN

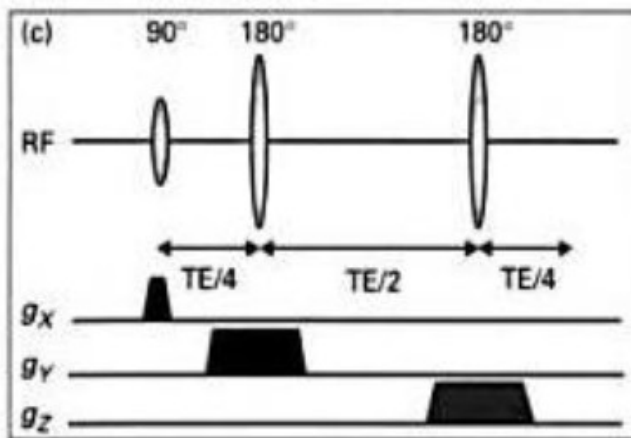
- Composition moléculaire des tissus
- Identification de certains constituants moléculaires : métabolites
- Spectroscopie du noyau d'hydrogène
- Autres noyaux possibles mais nécessité d'avoir une chaîne de radiofréquence adapté (phosphore)

# Spectro RMN



a) Sélection du volume d'intérêt  
**VOI** : *Volume Of Interest*

- *Simple volume 8 à 30 cm<sup>3</sup>*
- *Multi-voxel de 8 à 100 cm<sup>3</sup>*



b) Diagramme séquence **PRESS**  
Point RESolved Spectroscopy

- écho de spin

*Clinical MR neuroimaging: diffusion, perfusion, and spectroscopy*

# Spectro RMN

- Influence du TE sur le nombre de résonances
- Concentration des métabolites observables de 1 à 100 mMol/L
- VOI de taille
  - 20X20X20mm<sup>3</sup> pour le cerveau
  - 30X30X30mm<sup>3</sup> pour le foie

# Spectro RMN

## • Composés visibles en proton :

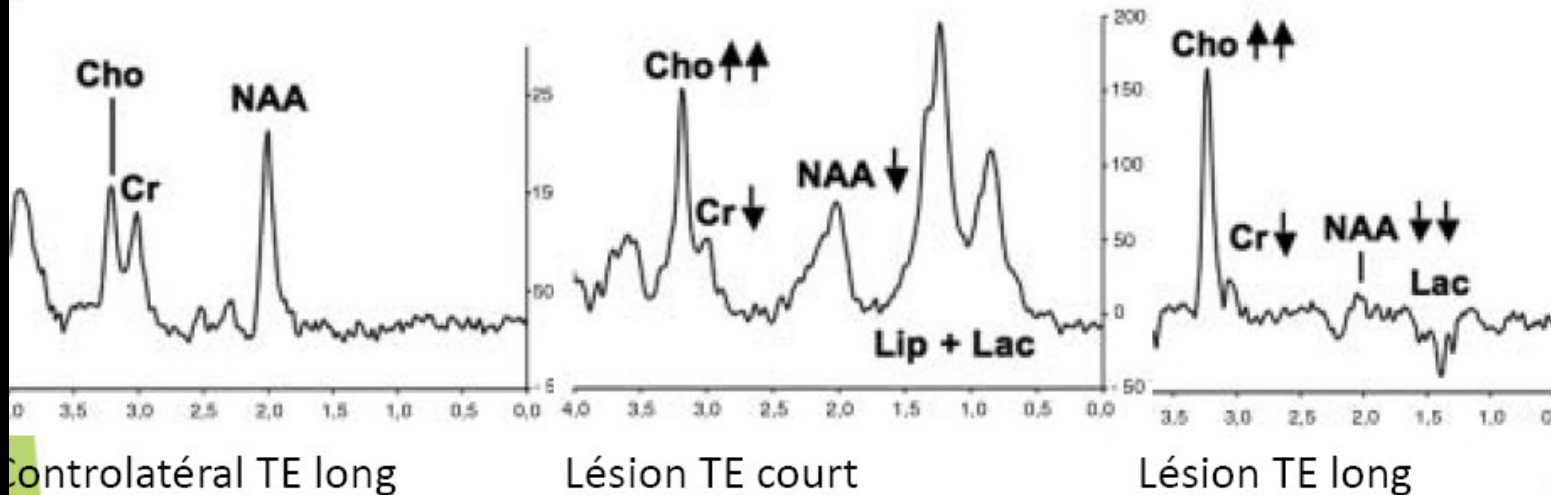
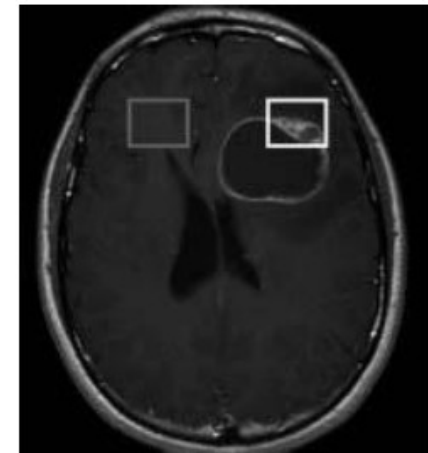
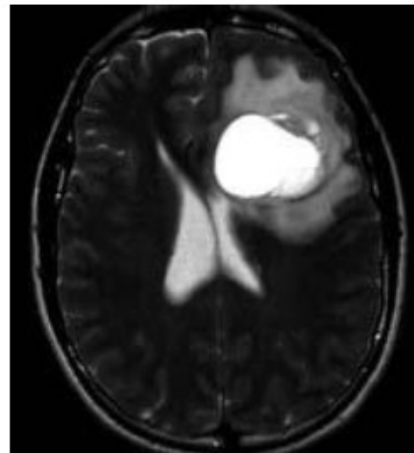
- N-Acetyl Aspartate (NAA) : marqueur neuronal
- Créatine (Cr) : métabolisme énergétique
- Choline (Cho) : impliquée dans la synthèse, catabolisme membranaire
- Myo-inositol (ml) : marqueur glial
- Glutamate (Glu), Glutamine (Gln) : neurotransmetteurs
- Lactate (Lac) : produit final de la glycolyse anaérobie, marqueur de souffrance cellulaire

## • Composés visibles en phosphore

- Lipides
- Phospho-monoester, phospho - diester
- Phosphate inorganique
- Cycle de l'ATP

# Spectro RMN

Glioblastome:  
Lésion partiellement  
kystique entourée  
d'œdème avec prise  
de contraste



*Extrait de Galanaud et al. / J. Radiol. 2006 87:822-32*

# Spectro RMN



Métastase

Volontaire

*Extrait de Fischbach et al. / Eur Radiol (2008)  
18: 2549–2558*

# Angio IRM sans injection

- **Deux catégories d'Angio IRM**
  - **Avec injection de produit de contraste**
    - Séquences de type EG T1
      - Raccourcissement T1
    - Indépendantes du flux
    - Limites : fibrose systémique néphrogénique, coût des chélates de gadolinium, nécessité d'apnées parfois impossibles
  - **Sans injection de produit de contraste**
    - Time of flight (TOF)
    - Contraste de phase (PC)
    - Nouvelles séquences non-contrast enhanced (NCE)

# Angio IRM sans injection

- **Nouvelles techniques d'angio IRM sans injection**
  - **Séquences avec impulsion de marquage**
    - Imagerie de perfusion par Arterial Spin Labelling (ASL)
      - Applications cliniques plutôt pour des petits volumes d'exploration
    - A l'état d'équilibre SS FP (Steady State Free Precession)
      - Séquence Echo de gradient T2/T1 dont les acronymes sont différents en fonction des constructeurs
        - » True FISP (Siemens) Balanced FFE (Philips), FIESTA(GE)
  - **3D FSE T2 avec gating cardiaque**

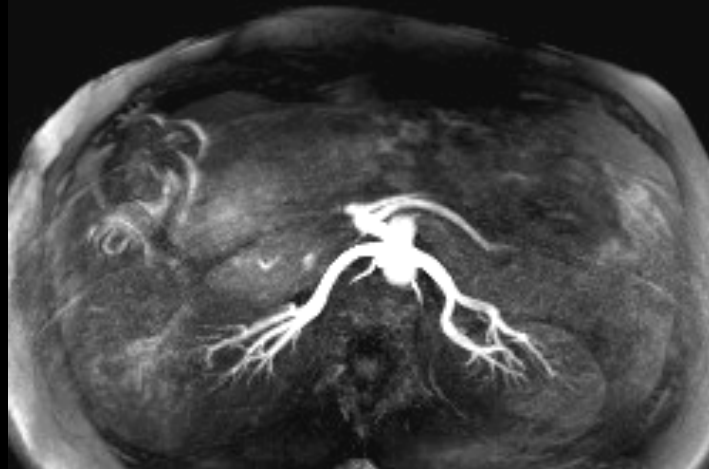
# Angio IRM sans injection

## 3D SS FP (Steady State Free Precession)

- Acronymes : balanced FFE (Philips) , True FISP (Siemens), FIESTA(GE)
- Echo de gradient T2/T1
- Liquides stagnants ou non : hypersignal
- Multiples protocoles avec paramètres différents
  - Avec ou sans ASL (arterial spin labelling)
  - Avec trigger respiratoire, ou avec echo navigator
  - Avec gating cardiaque
  - Méthodes de suppression du fond : excitation sélective du pic de l'eau, STIR, méthode de Dixon
  - Applications cliniques actuelles : angio IRM des artères rénales et des artères coronariennes

# Angio IRM sans injection

**NATIVE TrueFisp (Siemens)  
Imageur 3T Verio, Rennes**



# Angio IRM sans injection

- Réalisation de deux acquisitions successives au cours d'une même séquence
  - **Acquisition systolique**
    - Flux rapides : vaisseaux artériels en hyposignal
  - **Acquisition diastolique**
    - Flux lents : vaisseaux artériels en hypersignal
- Soustraction des données acquises en systole aux données acquises en diastole



# 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