

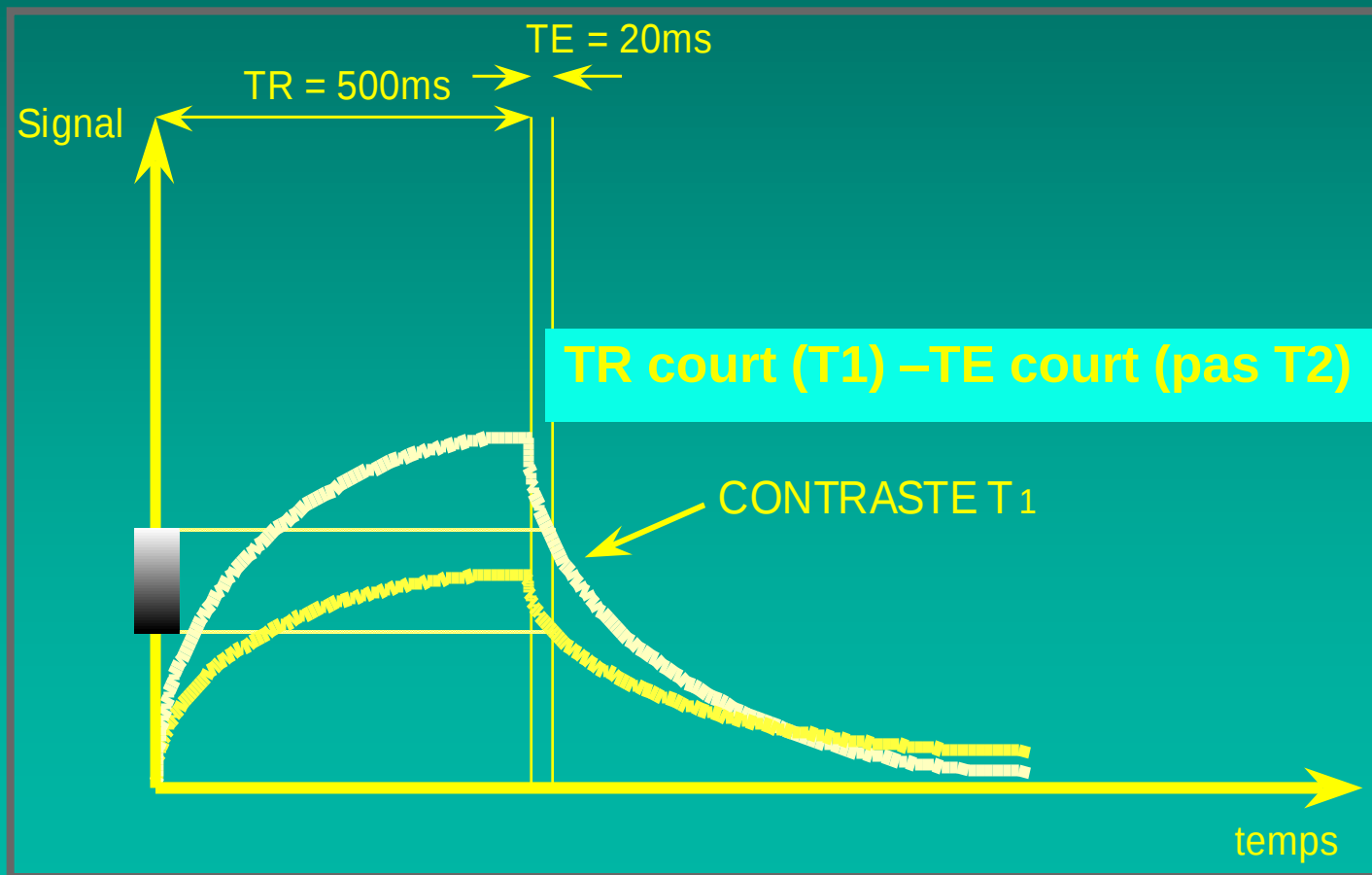
Echo de Spin et dérivés
Flair, Stir,
Plus vite en IRM et supprimer des
tissus

"Intensif Remue Méninges"

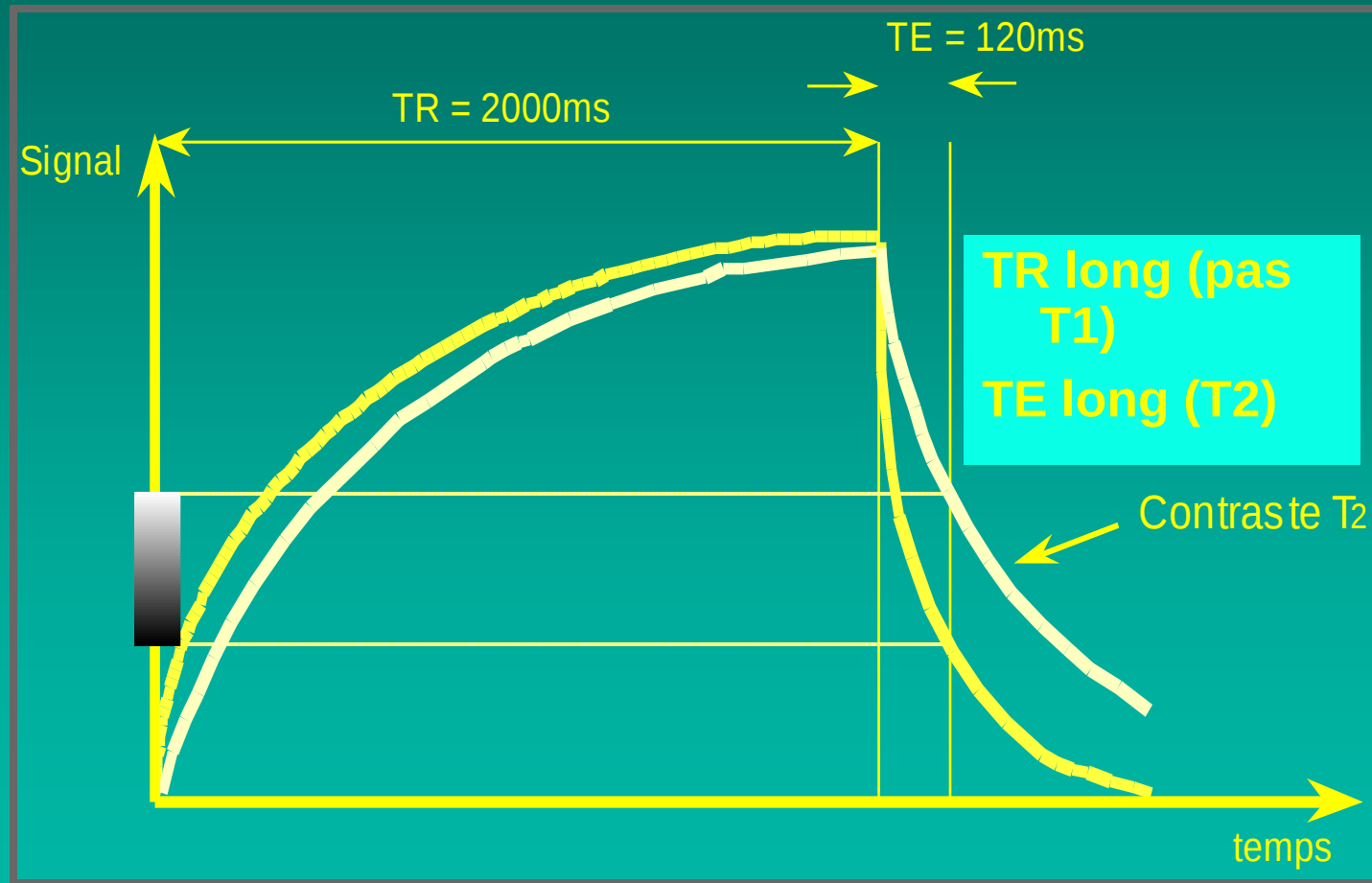
B. KASTLER

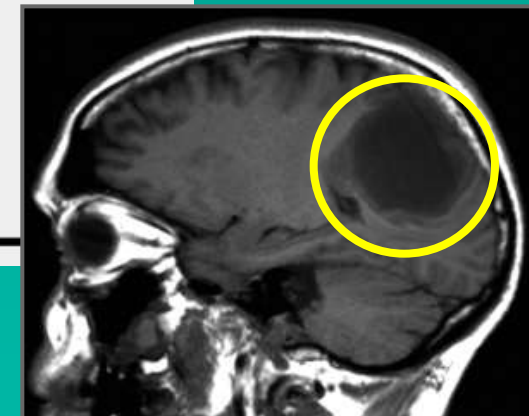
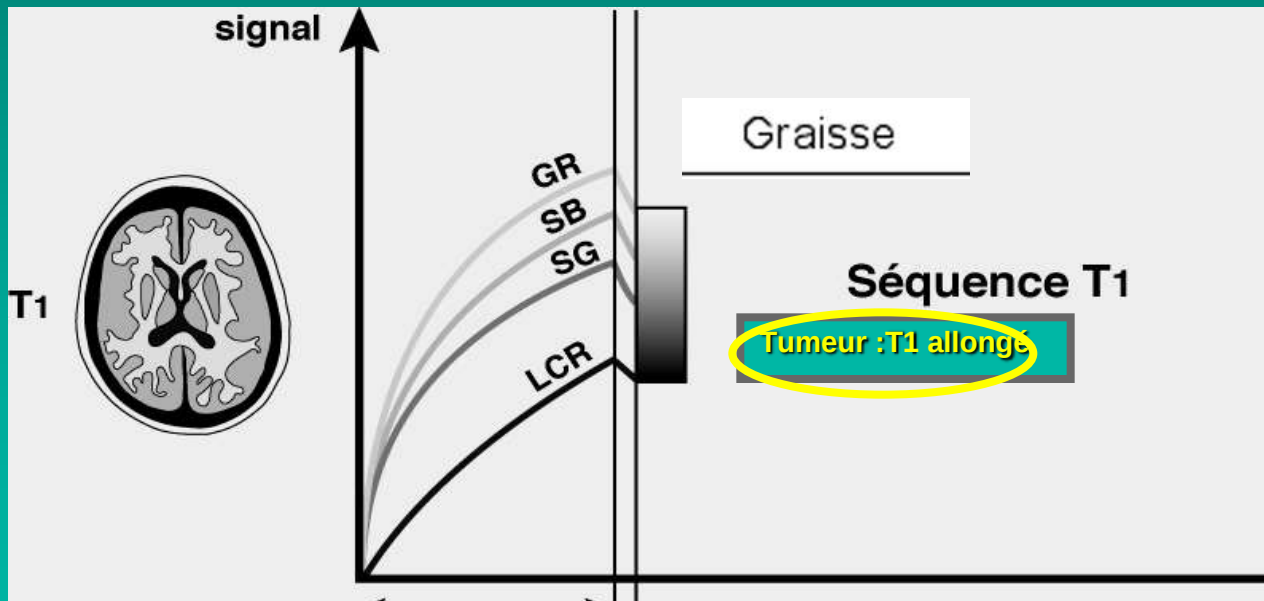
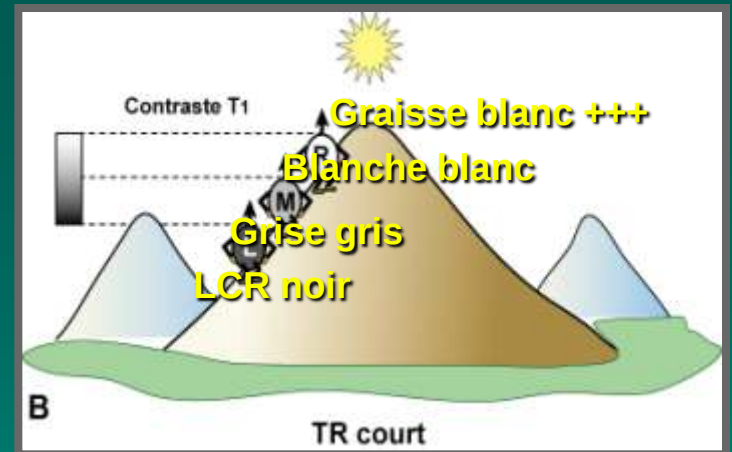
Chef de service Radiologie Cardiaque et
pulmonaire, sénologie et traitement de la douleur
CHU Besançon
Directeur UA 6834 Laboratoire I4S
Université FC
FRANCE

Impératifs d'une séquence "courte" pondérée en T1



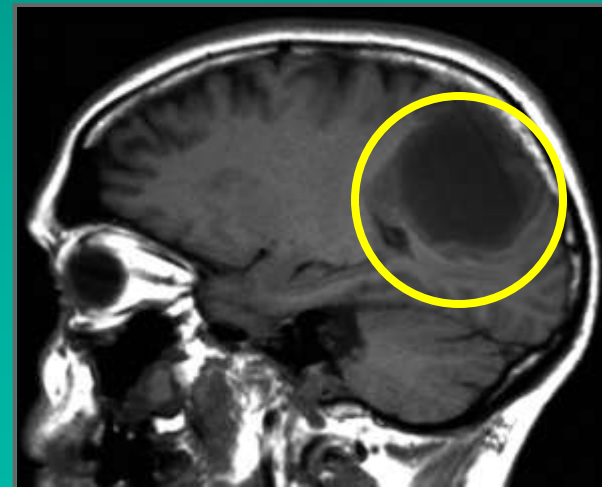
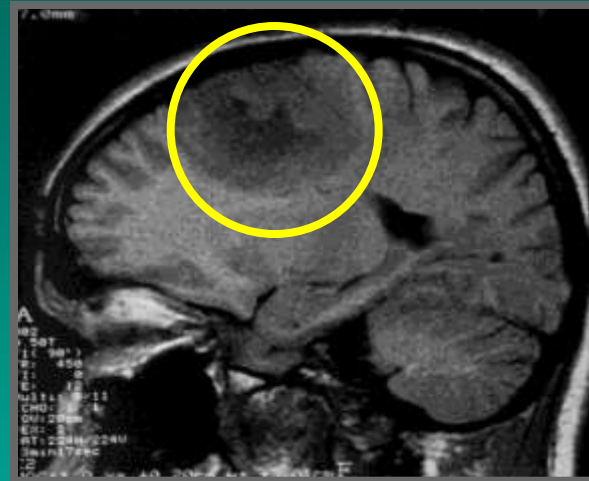
Impératifs d'une séquence "Longue" pondérée en T2



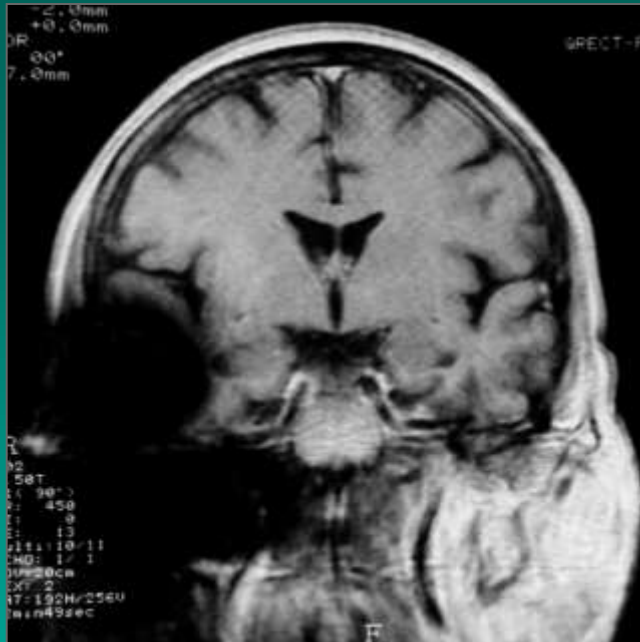


PONDERATION T1

- SEQUENCE « COURTE »
T1 : TR & TE COURTS
- Contraste « **ANATOMIQUE** »
: SB ➔ BLANCHE
- SG ➔ GRISE, LCR ➔ NOIR
- T1 court « hypersignal »
- Lésion T1 long (inflation hydrique) ➔ « hyposignal »
- Graisse T1 très court ➔ « hypersignal »
- Os - air ➔ pas de signal

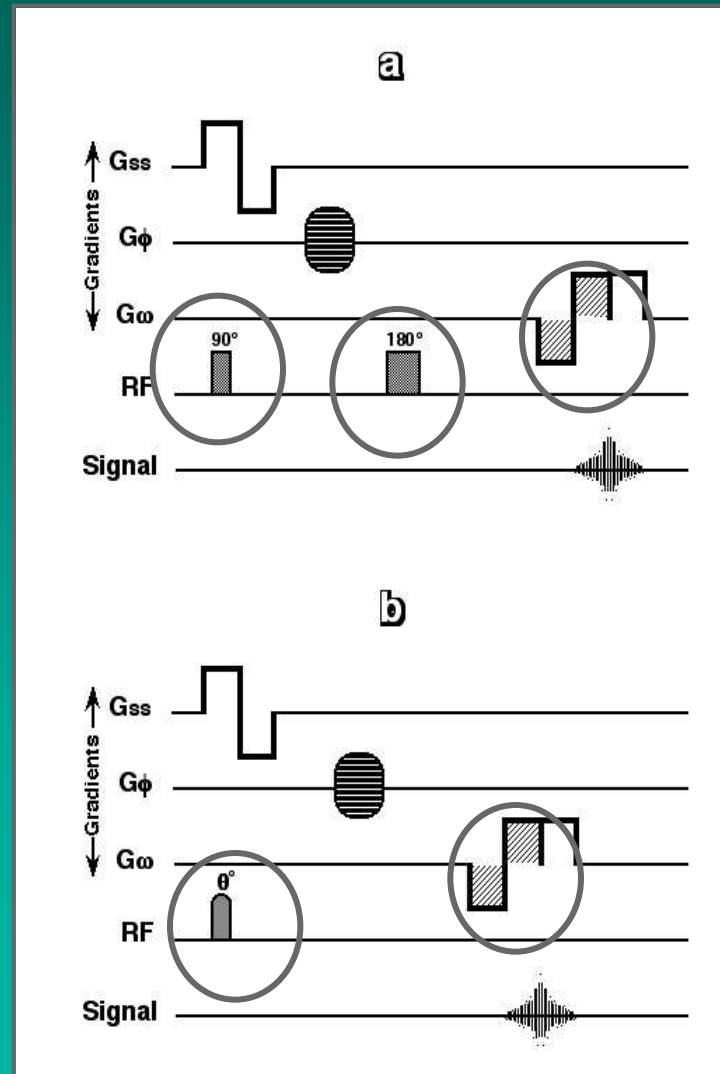
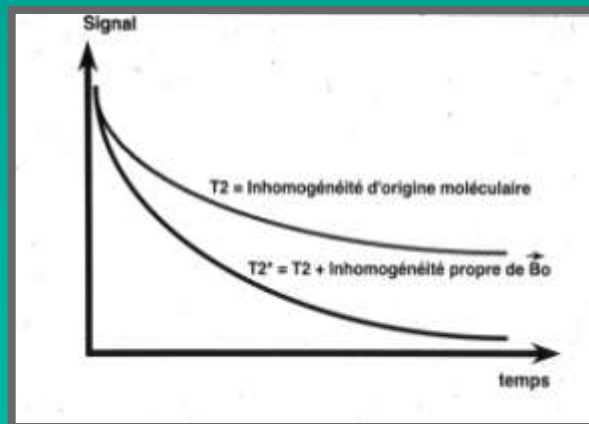
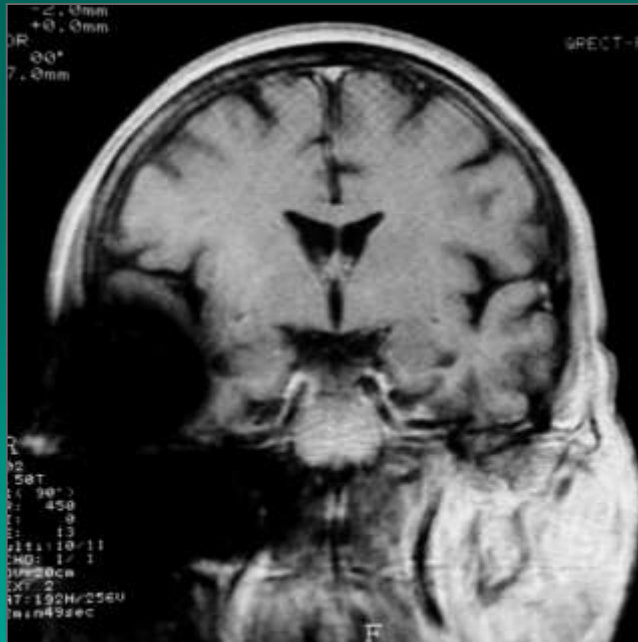


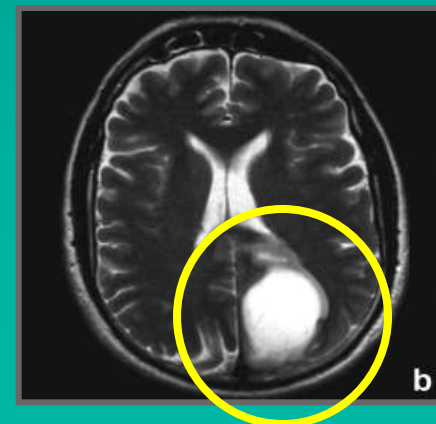
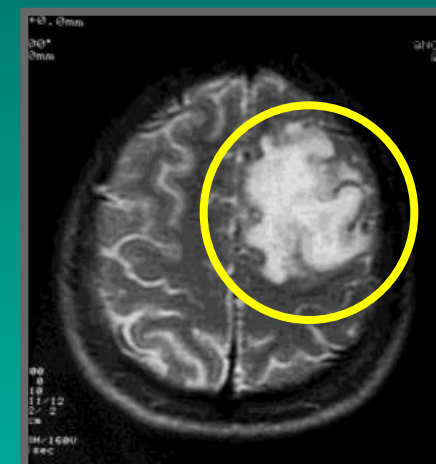
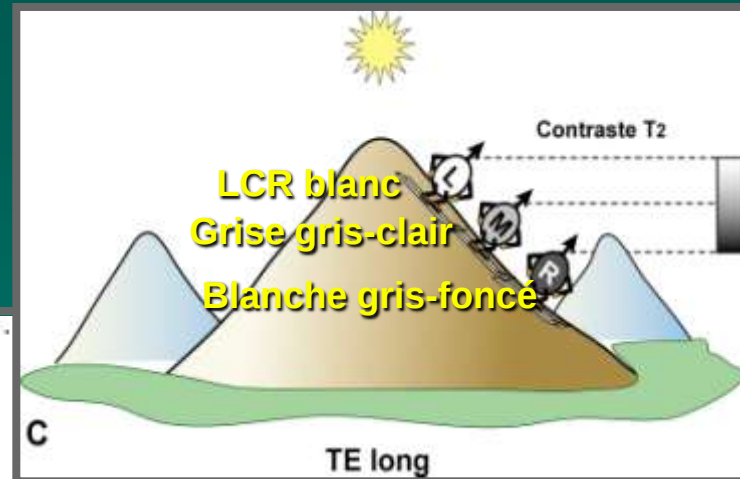
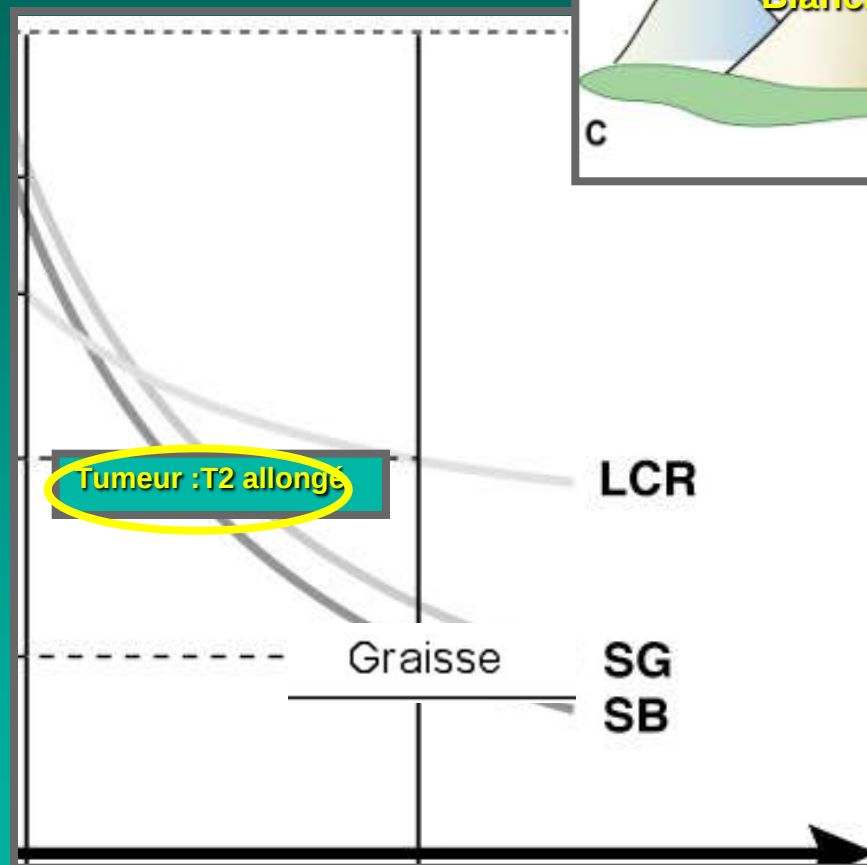
Echo de gradient T1



**Vaisseaux blancs !
(entrée de flux)**

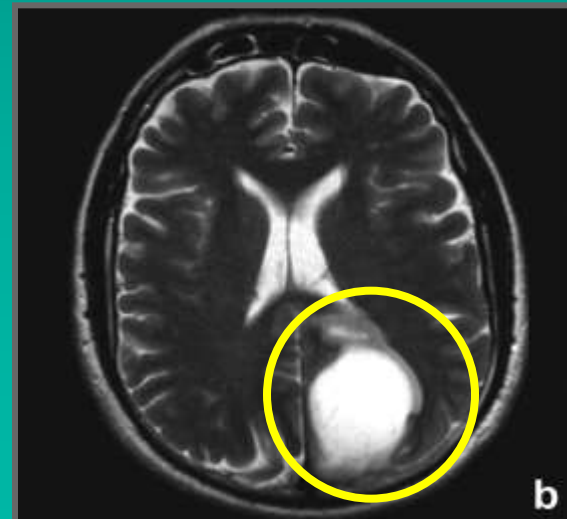
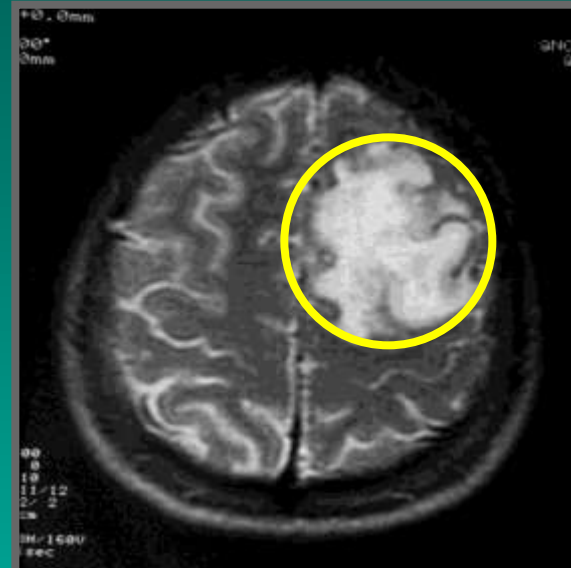
Echo de gradient T1





PONDERATION T2

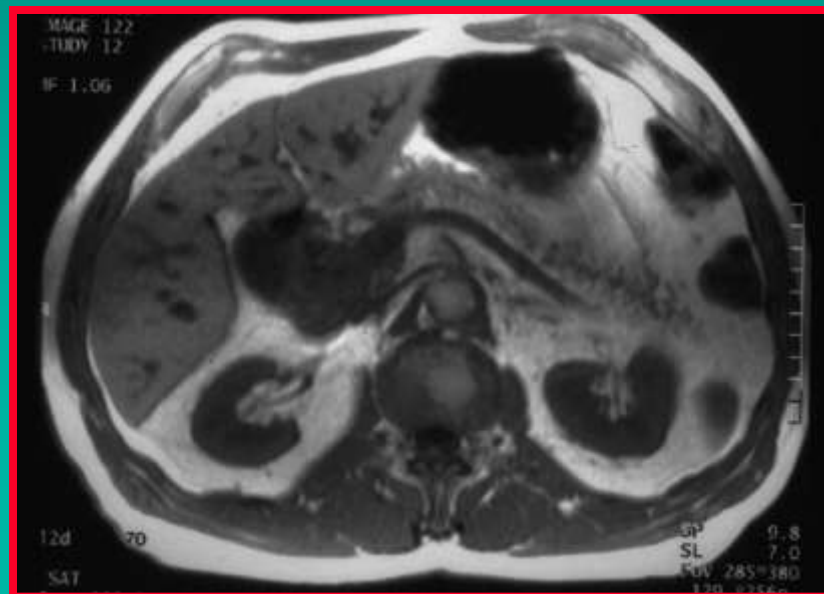
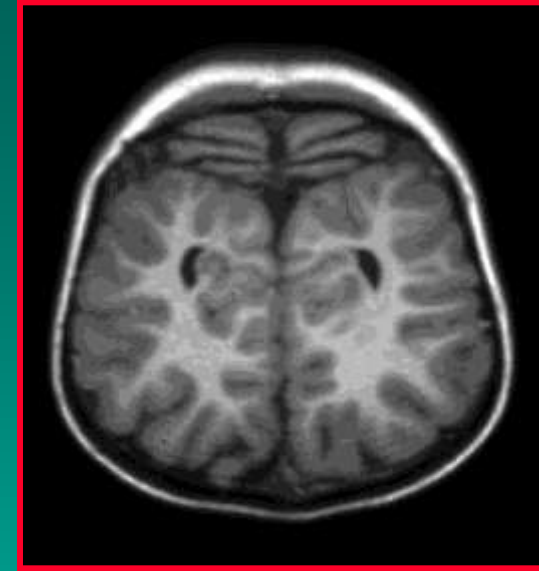
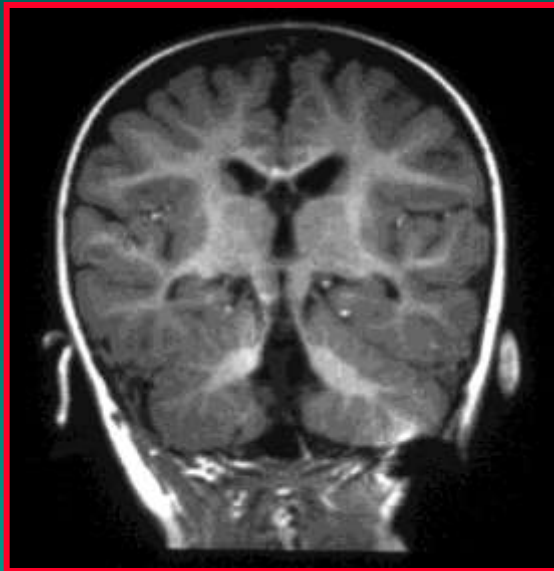
- SEQUENCE « LONGUE »
T2 : TR & TE LONGS
- Contraste « **INVERSE** » :
LCR ➡ BLANC, SG ➡
GRIS-CLAIR, SB ➡
GRIS-FONCE
- T2 long « hypersignal »
- Lésion T2 long (inflation
hydrique) ➡
« hypersignal » « flashe »
- Graisse T2 moyen ➡
« chute de signal modérée
= cerveau »
- Os - air ➡ pas de signal



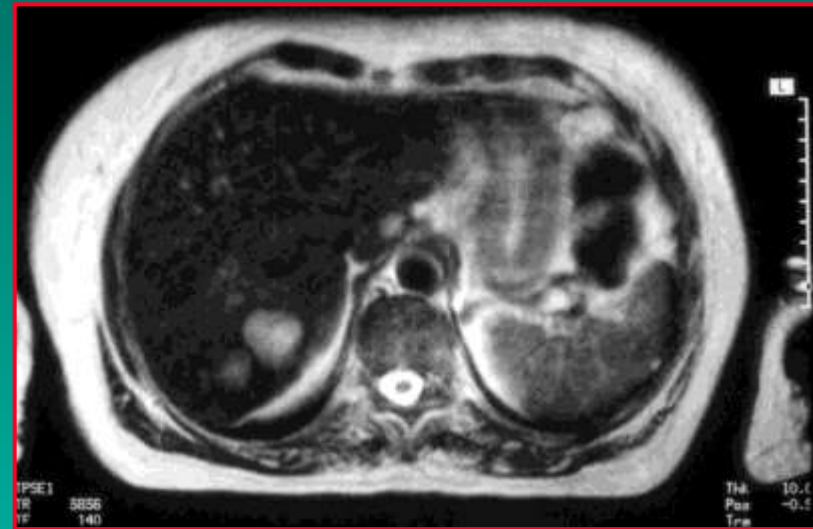
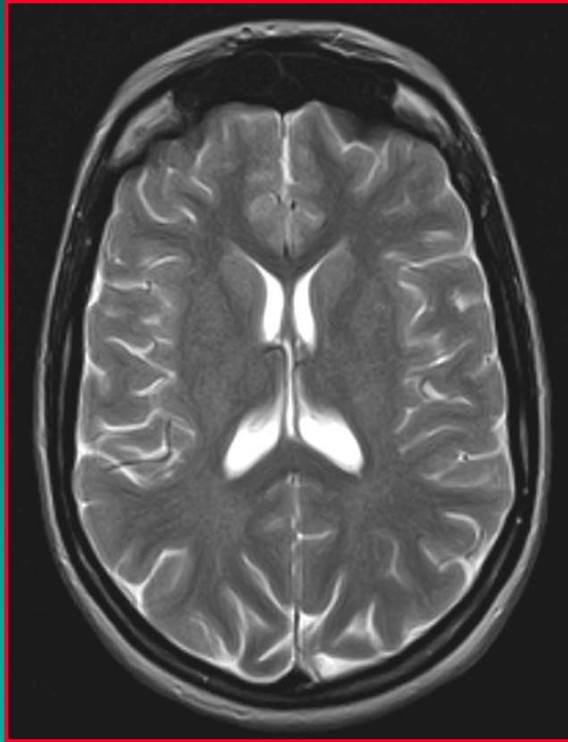
	Spin écho ou Echo de spin (SE)	Echo de spin rapide (RARE et dérivés)	Echo de gradient (EG) « standard »	EG rapide (EGR) et			EG « ultra- rapide » Snapshot imaging
				EGR avec gradient déphaseur ou de « brouillage » « Spoiler » (T1 et ρ) Spoiled GE	EGR avec gradient rephaseur (seul) (T2*/T1) Steady state cohérent GE	EGR à contraste renforcé (T2) CE steady state GE	Imagerie EG « instantanée » avec préparation de l'aimantation Magnetization Prepared GRE
Brucker	SE	RARE	GEFI	GEFI + contraste modulé	GEFI + contraste modulé	REFO	SNAP
GE	SE	FSE	MPGR (1.5 T) FS (0.5 T)	SPGR	GRASS	SSFP	FSPGR-prepared FGR-prepared
Hitachi	SE	FSE	GFE	GR RF Spoiled SARGE	SARGE	Time reversed SARGE	RS
Elscent	SE	FSE	FE	SHORT	F-SHORT	E-SHORT	Turbo-SHORT
Philips	SE	TSE	FE	(CE)FFE-T1	FFE	(CE)FFE-T2	TFE
Picker	SE	FSE	FE	RF-FAST T1-FAST	FAST	CE-FAST	RAMFAST
Siemens	SE	TSE		FLASH	FISP	PSIF	TurboFlash MP-RAGE (3D)
Toshiba	SE	FatSE	Field echo, FE	FAST - T1	FAST - FEHW	FAST - SEHW	FastFE QUADSCAN
Shimadzu	SE	FSE	STAGE	STAGE	SSFP	STERF	SMASH

CE-FAST	Contrast-enhanced FAST	MPGR	Mutiplanar GRASS
CE-FFE-T1	Contrast-enhanced fast field echo with T1 weighting	MP-RAGE	Magnetization-prepared rapid GRE
CE-FFE-T2	Contrast-enhanced fast field echo with T2 weighting	PFI	Partial flip angle
E-SHORT	SS-GRE with SE sampling	PSIF	Reversed FISP
FAST	Fourier-acquired steady state	RARE	Rapid acquisition with relaxation enhancement
FAST-T1	FAST-with T1 weighting	RF-FAST	RF-spoiled FAST
FAST-FE-HW	FAST with field echo heavy weight	RS	Rapid scan
FAST-SE-HW	FAST with spin echo heavy weight	SARGE	Steady state acquisition with rewinded gradient echo
FE	Field echo	SE	Spin echo
FFE, Fast FE	Fast field echo	SHORT	Terminologie Elscint pour toute séquence d'EGR
FGR	Fast GRASS	SMASH	Short minimum angle shot
FISP	Fast imaging with steady-state precision	SPGR	Spoiled GRASS
FLASH	Fast low-angle shot	SSFP	Steady-state free precession
FS	Fast scan	STAGE	Small tip angle GRE
FSE	Fast spin echo	STERF	Steady-state technique with refocused FID
F-SHORT	SS-GRE with FID sampling	T1-FAST	FAST with T1 contrast
FSPGR	Fast spoiled GRASS	TFE	Turbo field echo
GEPI	Gradient echo fast imaging	TSE	Turbo spin echo
GFE	Gradient field echo	Turbo-FE	Turbo field echo
GR	Gradient echo with rephasing	TurboFLASH	Turbo version of FLASH
GRASS	Gradient recalled acquisition in the steady state	Turbo-SHORT	Turbo version of SHORT

T1Rapide = EG (3D, dynamique)



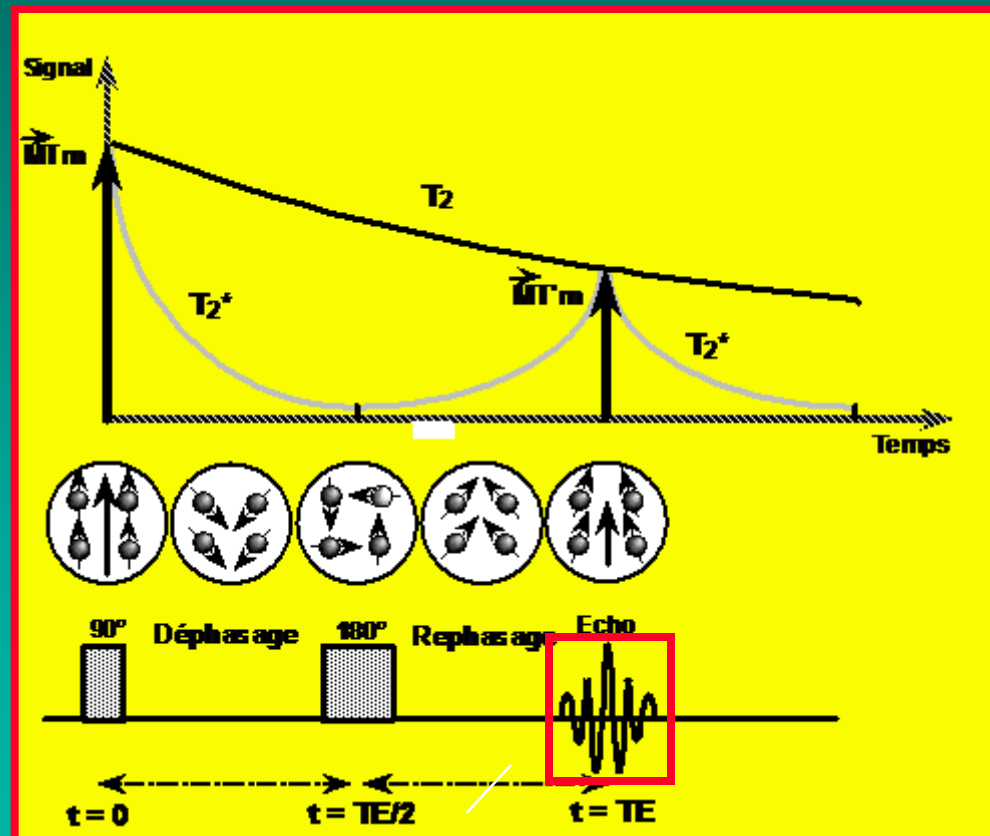
T2 Rapide = ESR



“ECHO DE SPIN”

Séquence des impulsions

1. $t = 0$ IMPULSION 90° $M_{z0} \rightarrow M_{xy}$
2. DEPHASAGE RAPIDE DES SPINS : COURBE T_2^* OU F.I.D.
3. $t = TE/2$ IMPULSION TRANSVERSALE DE REPHASAGE DE 180°
4. REPHASAGE PROGRESSIF DES SPINS
5. $t = TE$ SPINS REPHASES : REAPPARITION DU SIGNAL QUI PEUT ETRE MESURE (c'est l'écho de spin)
6. $t = TR$: REPETITION $90^\circ - 180^\circ \dots$

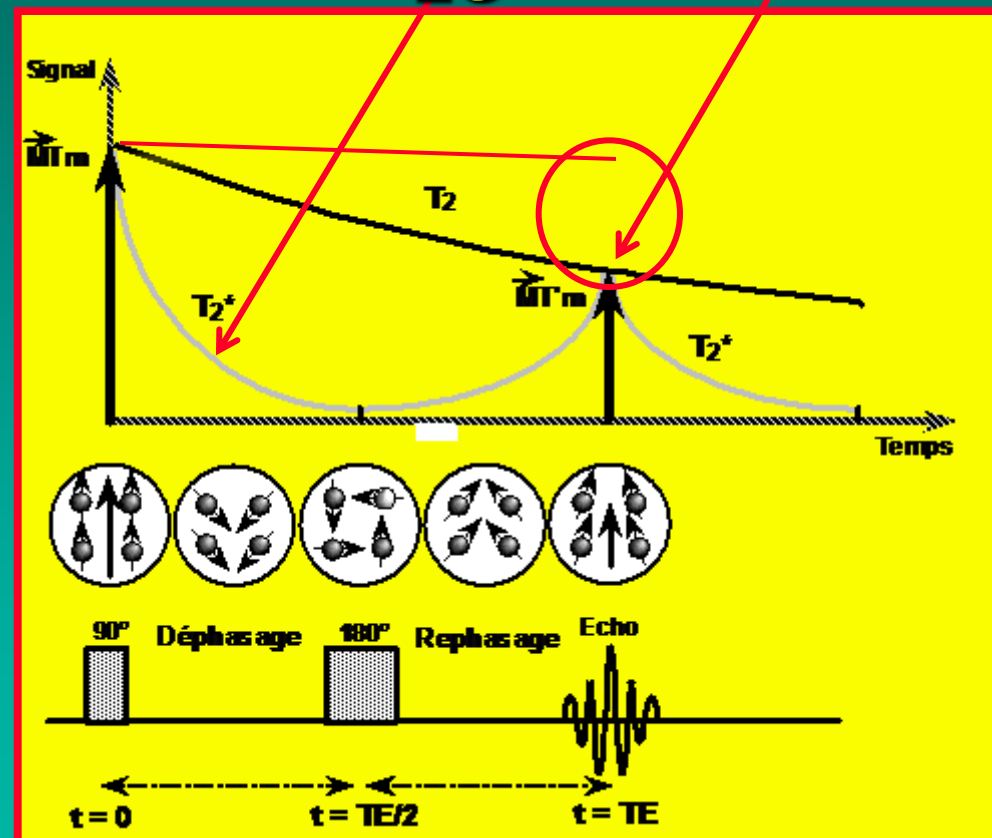


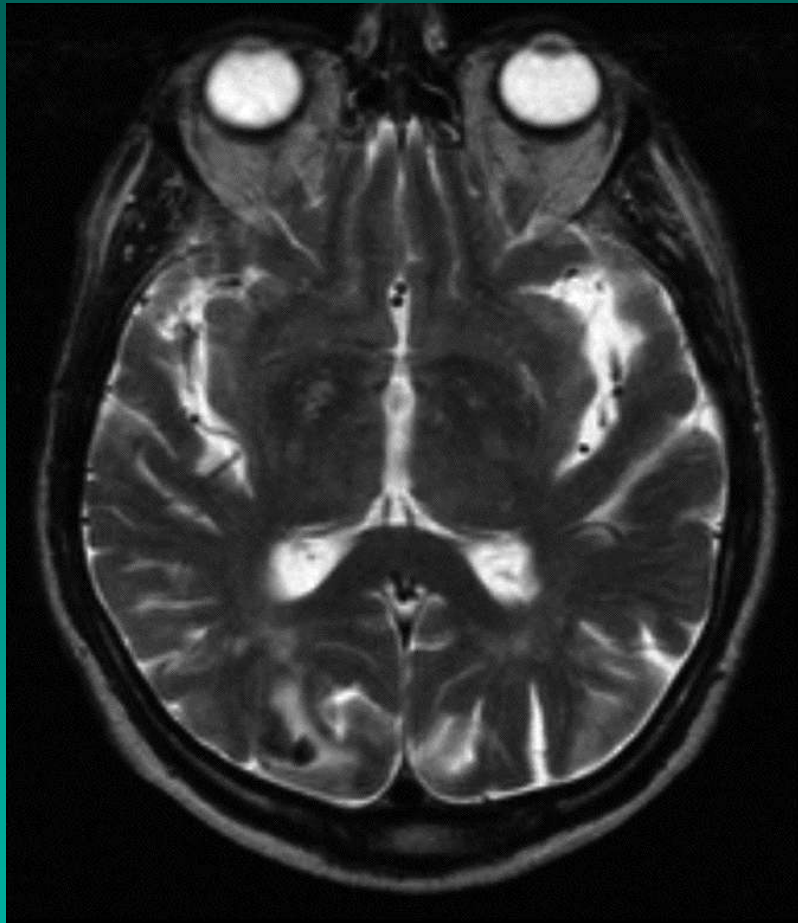
Les spins ne sont pas parfaitement rephasés (alignés) : la relaxation T_2 (irréversible) a lieu.

T_2^*
pas
 180°

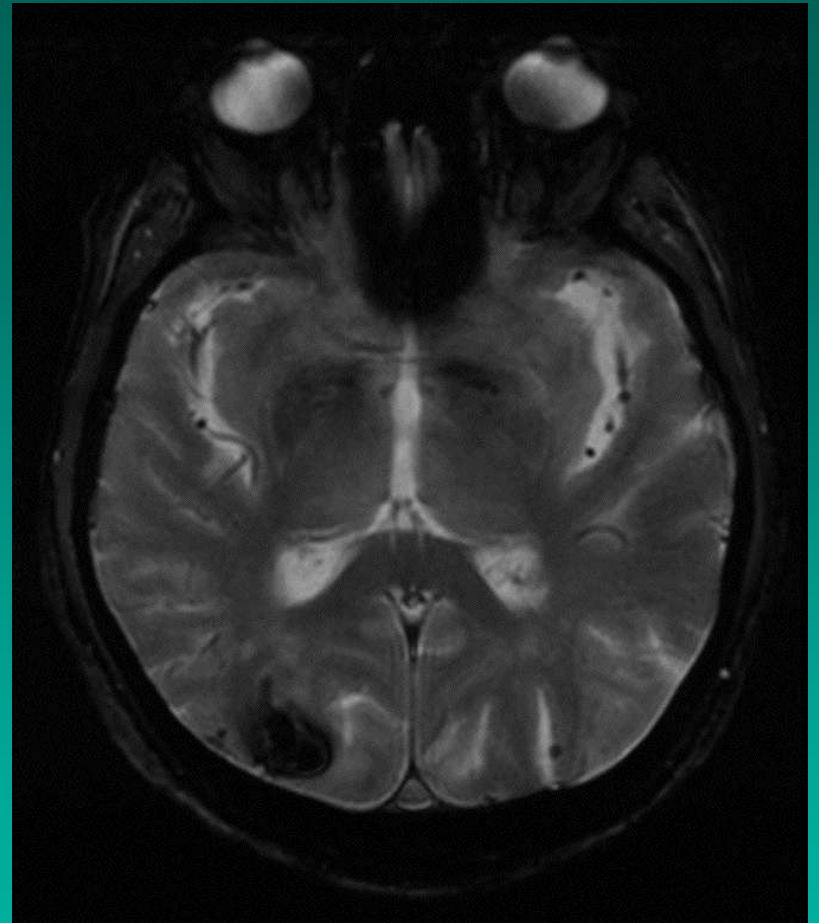
EG

T_2
 180°
ES ESR

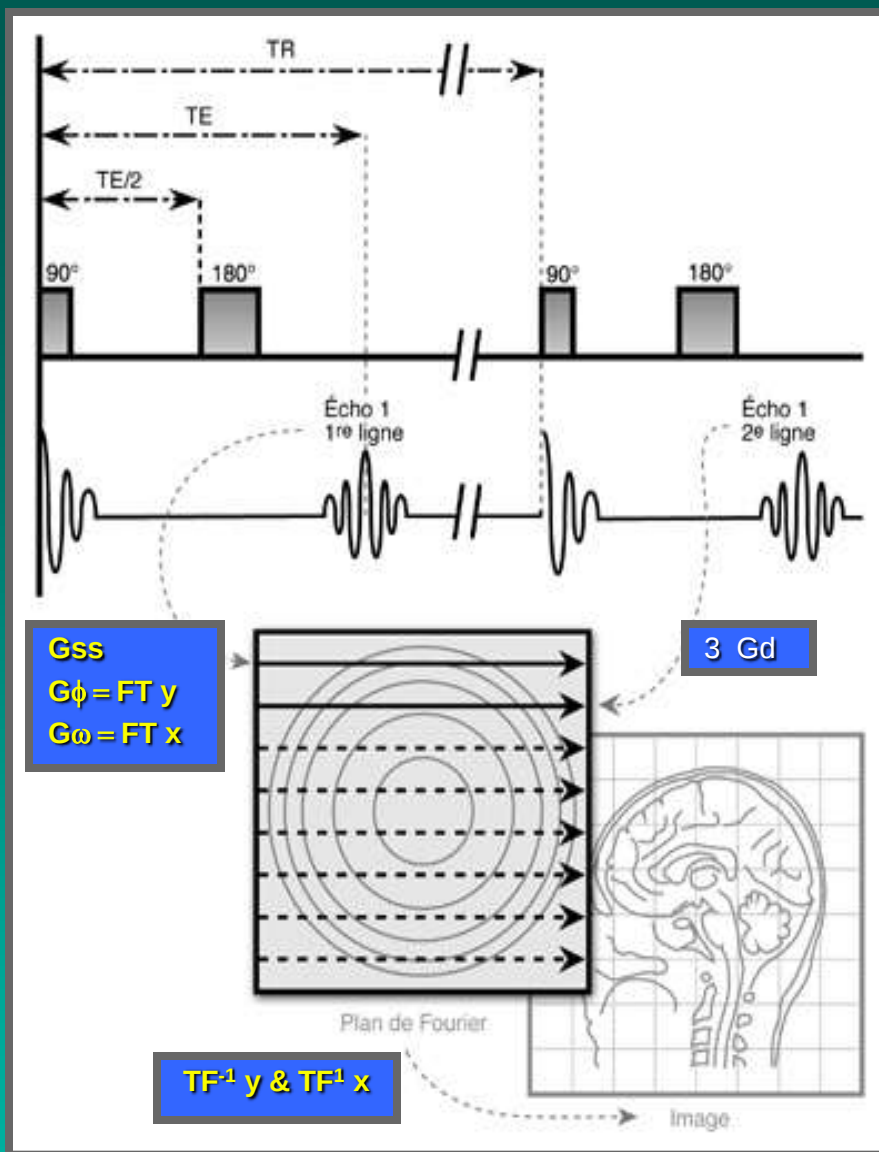




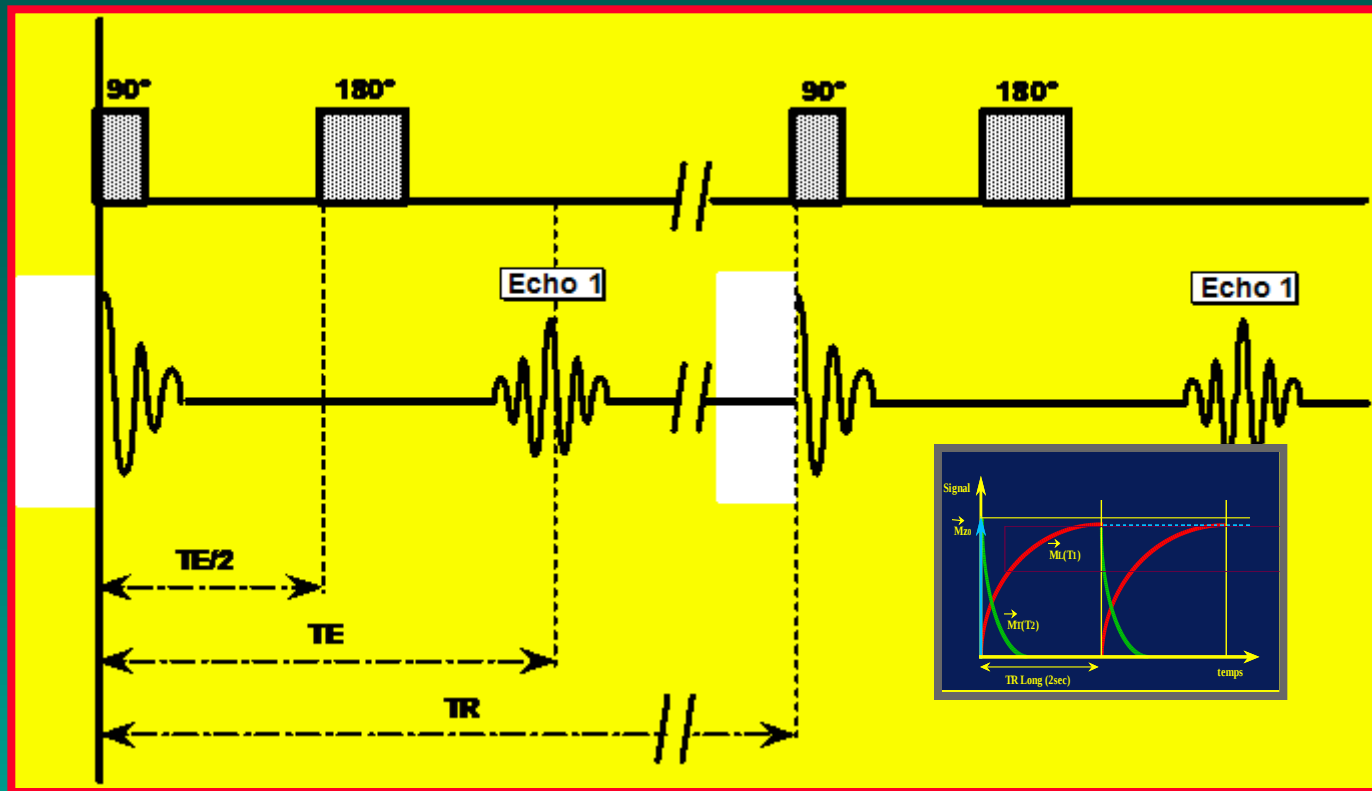
SE T2



EG T2*



$t = TR$: REPETITION $90^\circ - 180^\circ \dots (+ 3 \text{ gradients})$
autres (256) lignes du plan de Fourier



- Le temps d'écho correspond au «temps de mesure» (instant TE ou la mesure est réalisée, sommet de l'écho et non pas durée d'échantillonnage)
- Le temps de répétition correspond au «temps de passage» d'une ligne sur l'autre, c'est-à-dire à l'intervalle séparant deux impulsions de 90° ou deux cycles élémentaires
- Le temps de répétition correspond également au «temps de repousse» de l'aimantation longitudinale (temps durant lequel M_L ou M_z repousse)
- (TE, TR: CONTRASTE +++)

SEQUENCE IR « SUPER T1 »



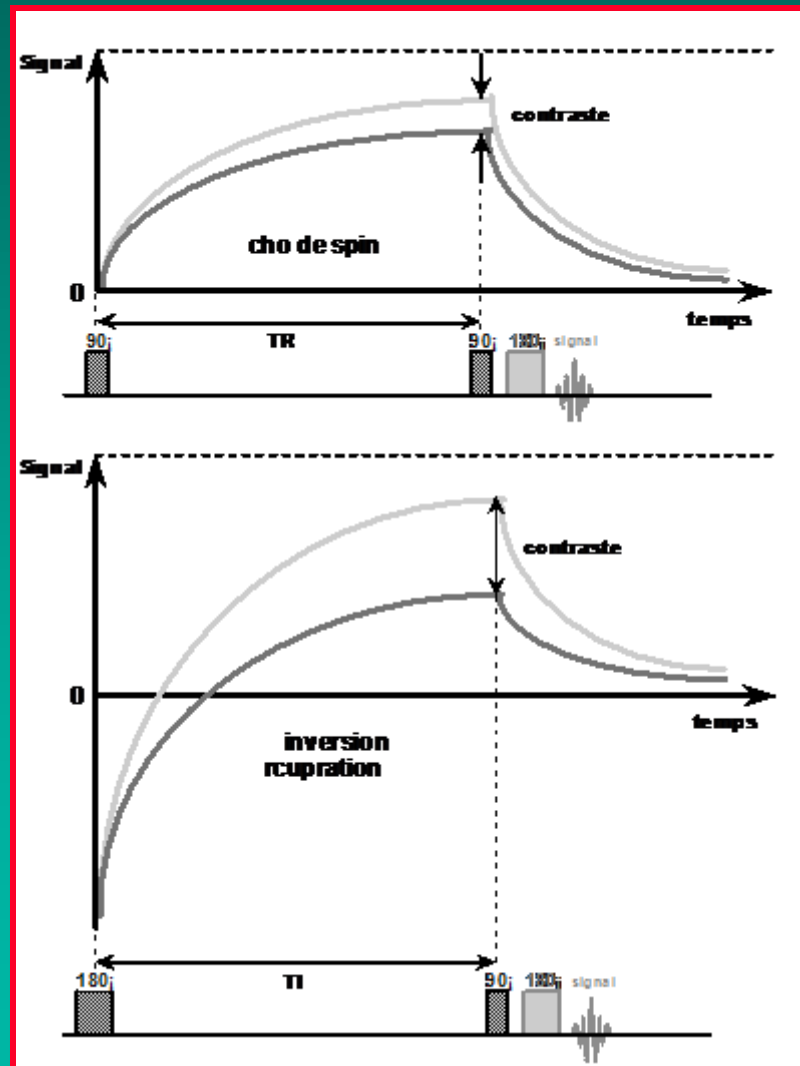
INVERSION-RECUPERATION

SE

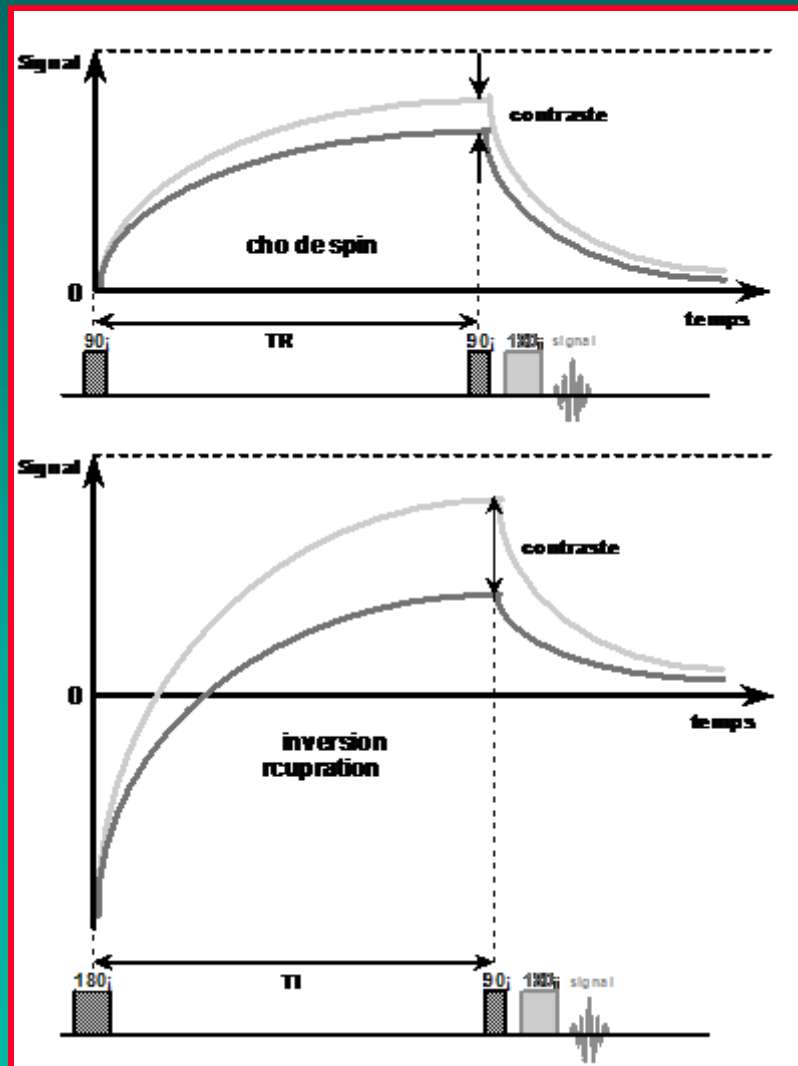
- 90°
- 180°

IR

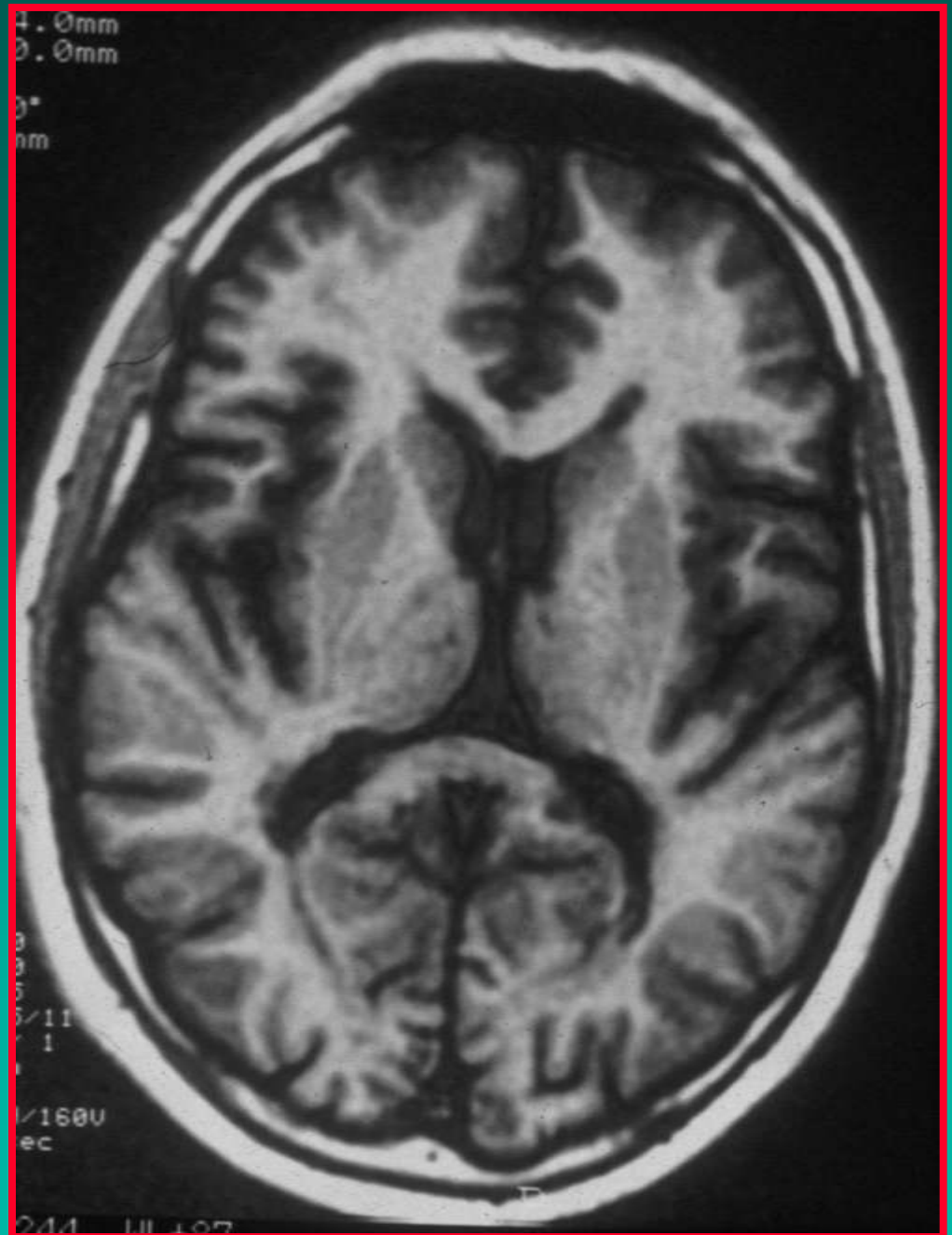
- 180°
- 90°
- (180°)



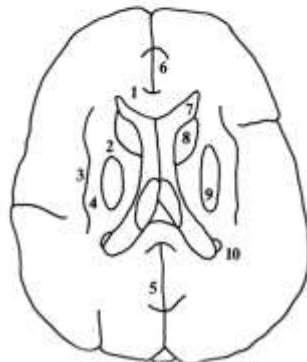
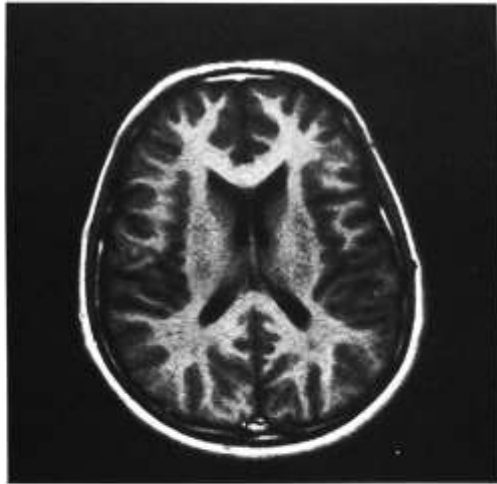
L'augmentation du **contraste** en T1 (par rapport à l'écho de spin) s'explique par le fait que lors de la repousse (en T1), l'aimantation longitudinale décrit un « **double parcours** » (M_{zo} à $M_{zo} = 2 M_{zo}$) qui « **major**e » la **compétition en T1**, c'est à-dire **les différences en T1**.



- Coupe axiale pondérée en IR : le contraste en T1 « anatomique » est excellent (atlas):
 - la substance blanche est blanche (périventriculaire)
 - la substance grise est grise (noyaux gris centraux, cortex)
 - le LCR est noir (sillons corticaux, ventricules)

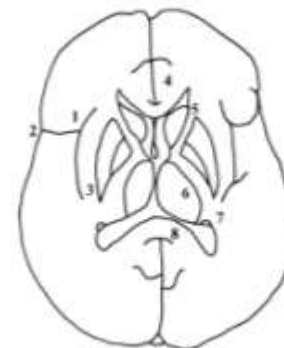
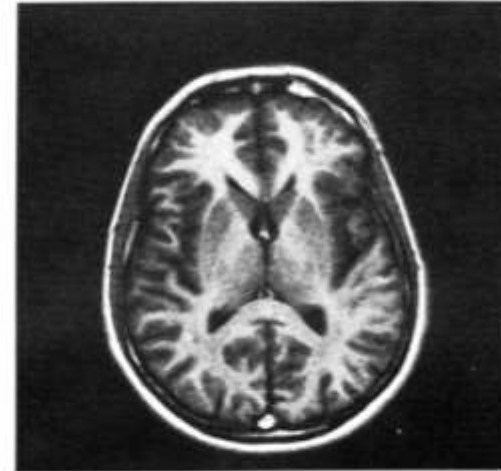


Atlas Anatomie



- 1 - Corps calleux (C.C.)
- 2 - Capsule interne
- 3 - Insula
- 4 - Capsule externe
- 5 - Circonvolution du C.C.

- 6 - Circonvolution du C.C.
- 7 - Ventricule latéral
- 8 - Noyau caudé (tête)
- 9 - Putamen
- 10 - Noyau caudé (queue)

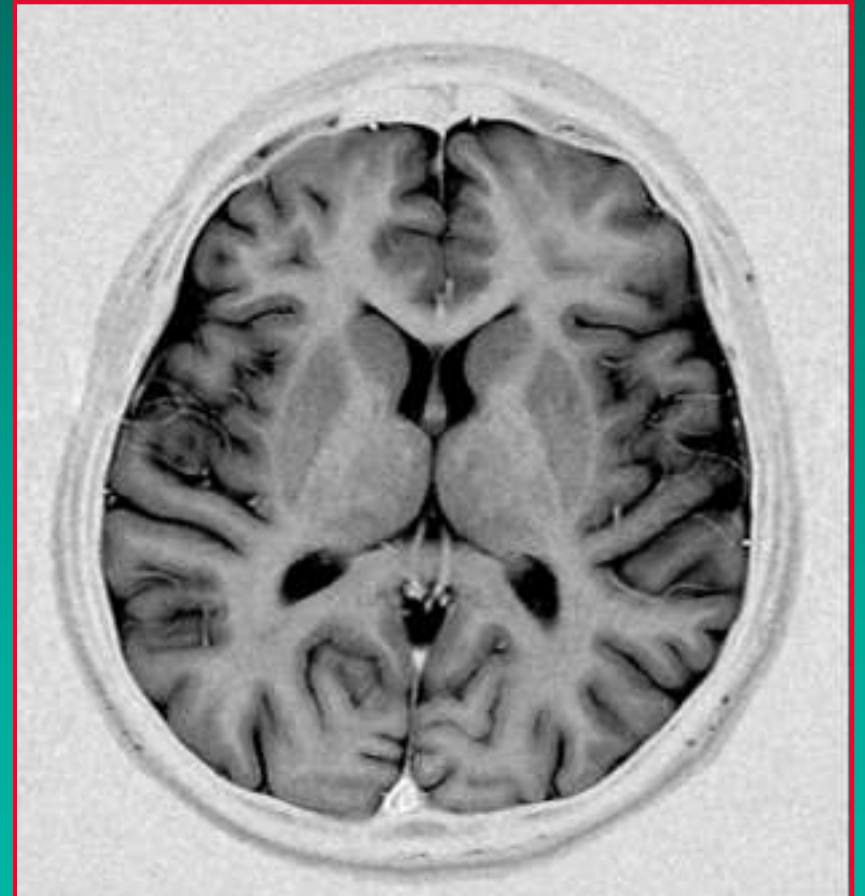


- 1 - Insula
- 2 - Scissure de Sylvius
- 3 - Noyau lenticulaire (putamen et pallidum)

- 4 - Circonvolution du C.C.
- 5 - Noyau caudé (tête)
- 6 - Thalamus
- 7 - Noyau caudé (queue)
- 8 - Splénium du C.C.

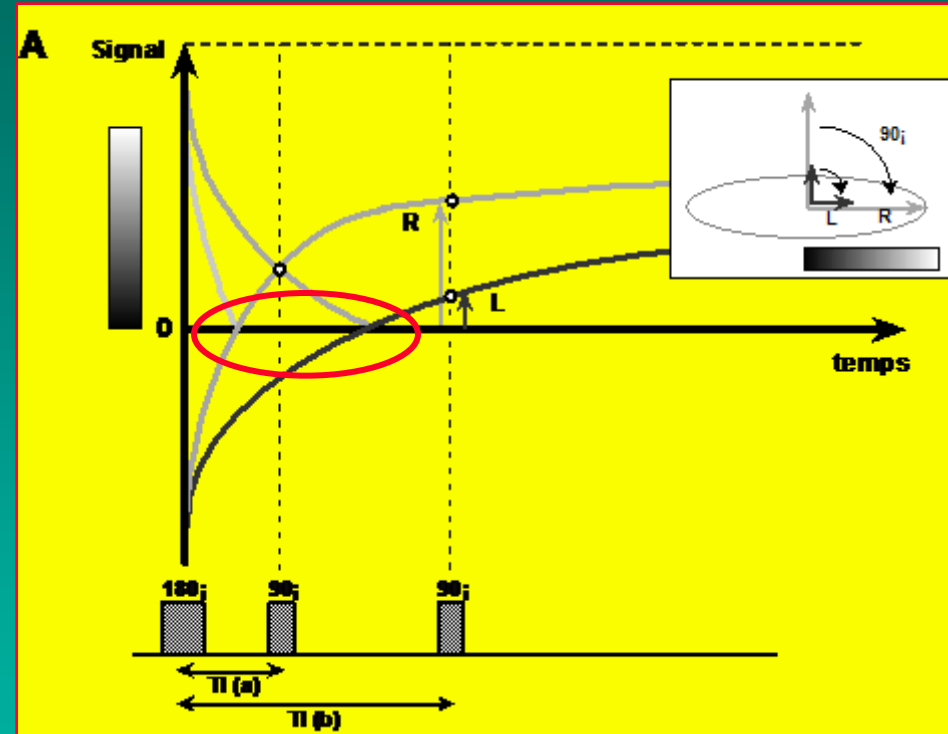
Inversion-récupération

Contraste T1+++



SEQUENCE IR

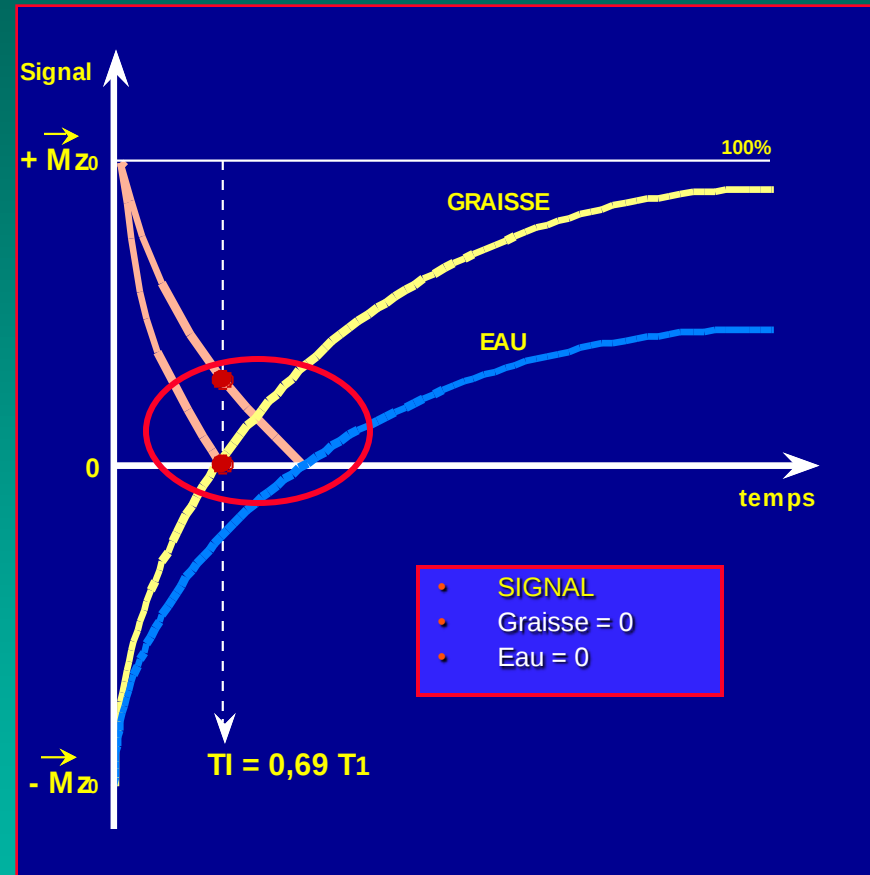
- Lors de la repousse en T1 tous les tissus passent par zéro (0.69 T1 tissu concerné)
- En choisissant un temps d'inversion TI égal à ce temps, on annule sur l'image le signal du tissu



SEQUENCE IR

Annulation signal tissulaire

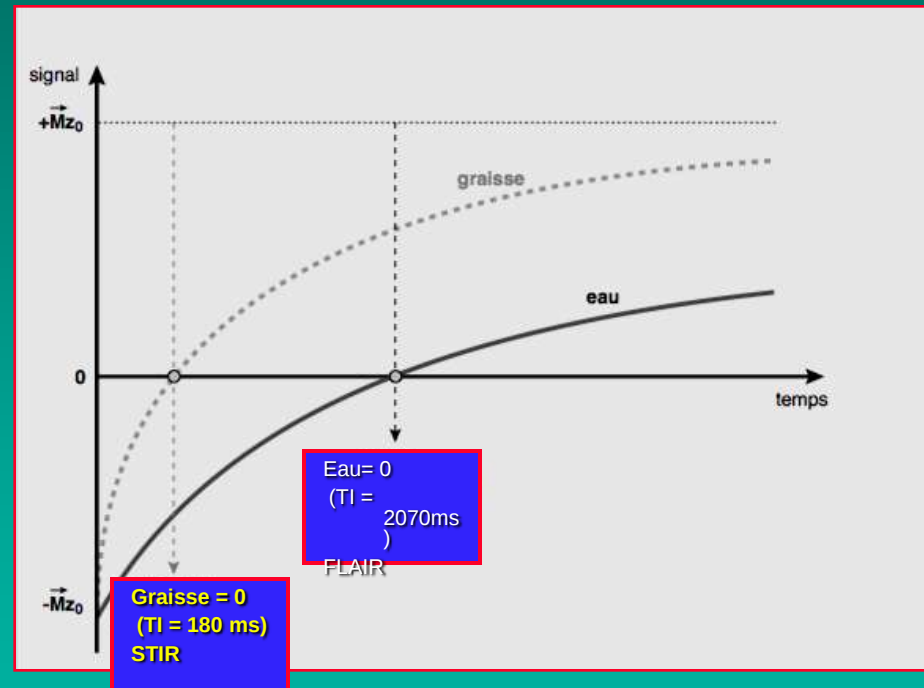
- **Graisse** passe par zéro en premier (**$0.69 T_1$ graisse**)
- **Eau** passe par zéro en dernier (**$0.69 T_1$ eau**)



SEQUENCE STIR

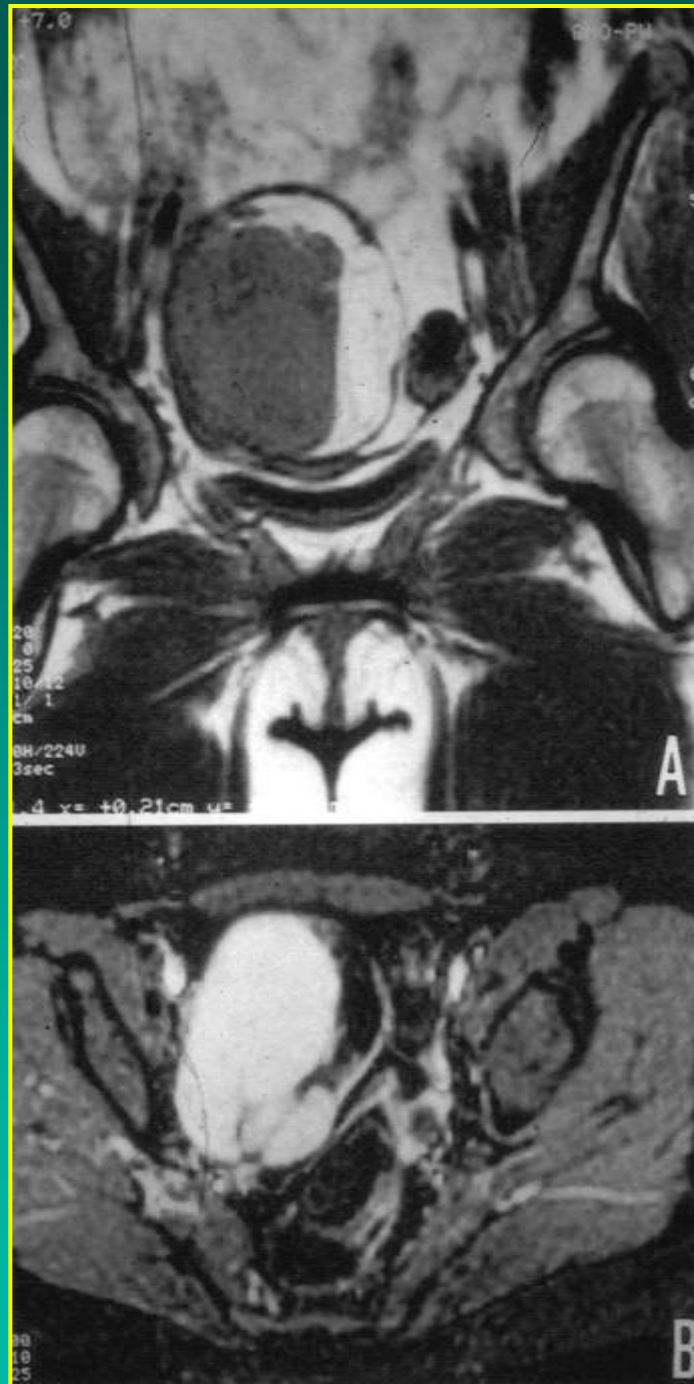
(Short TI Inversion recovery) :

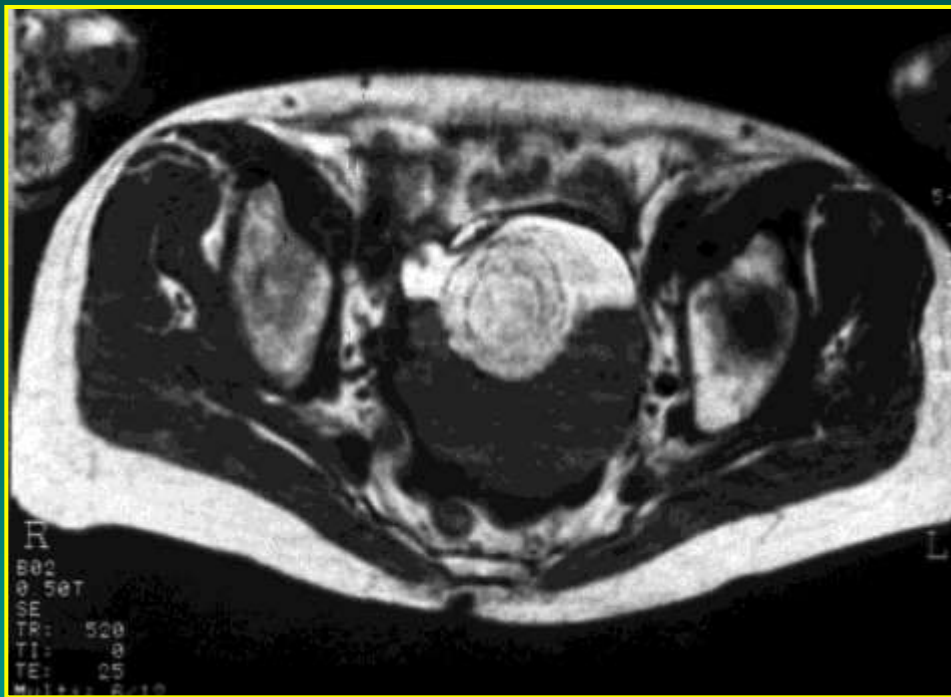
- La courbe du signal de la graisse s'annule au temps d'annulation = **$0.69 T1$ graisse**
 $(1.5T: 260ms \times 0.69 \pm 180 ms)$
- En choisissant un temps d'inversion TI égal à ce temps, on annule sur l'image le signal de la graisse



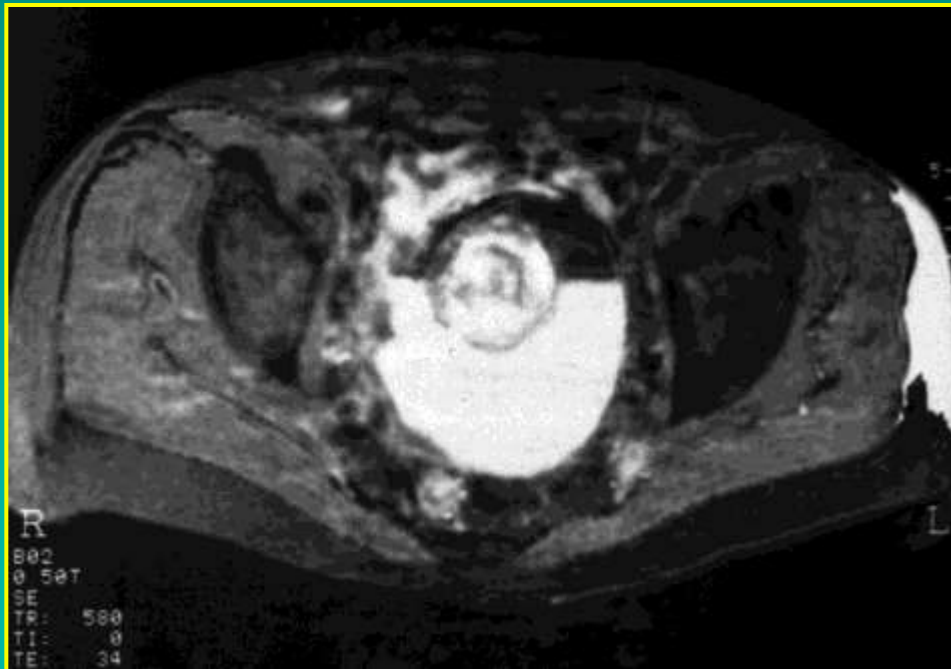


Kyste Dermoïde Ovaire D

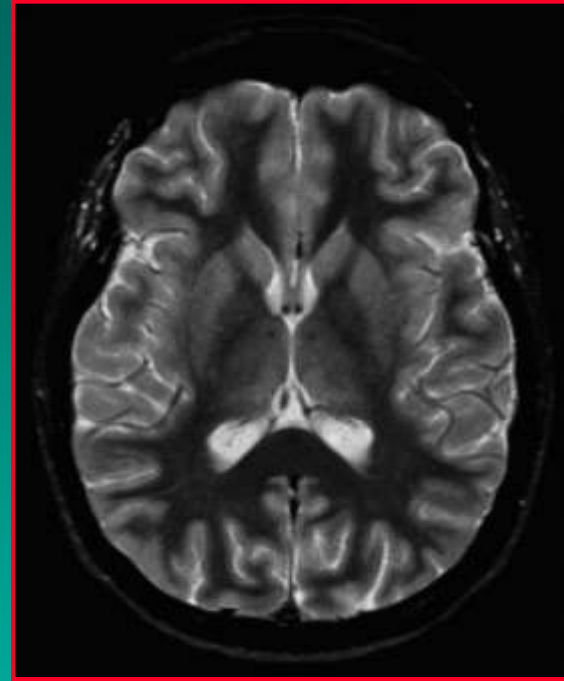
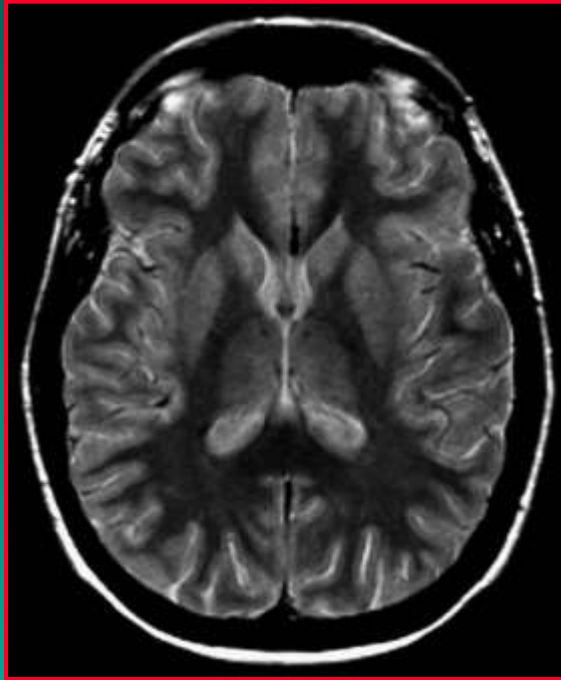




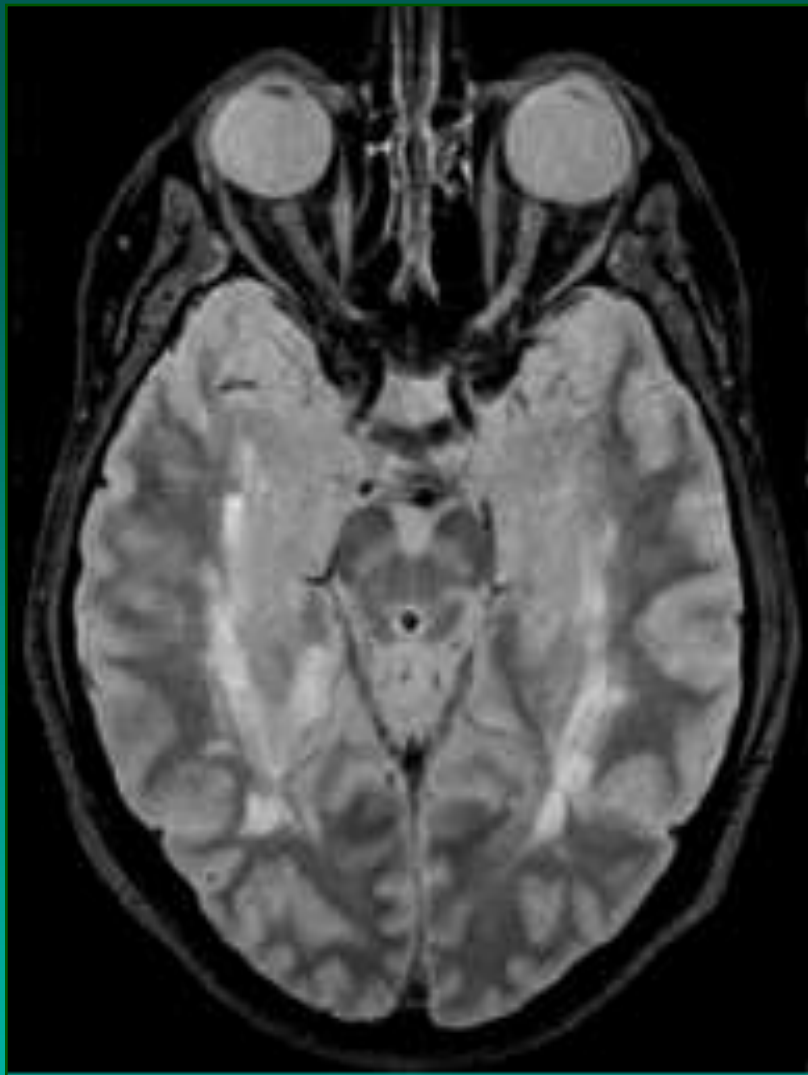
Kyste dermoïde



ESR STIR

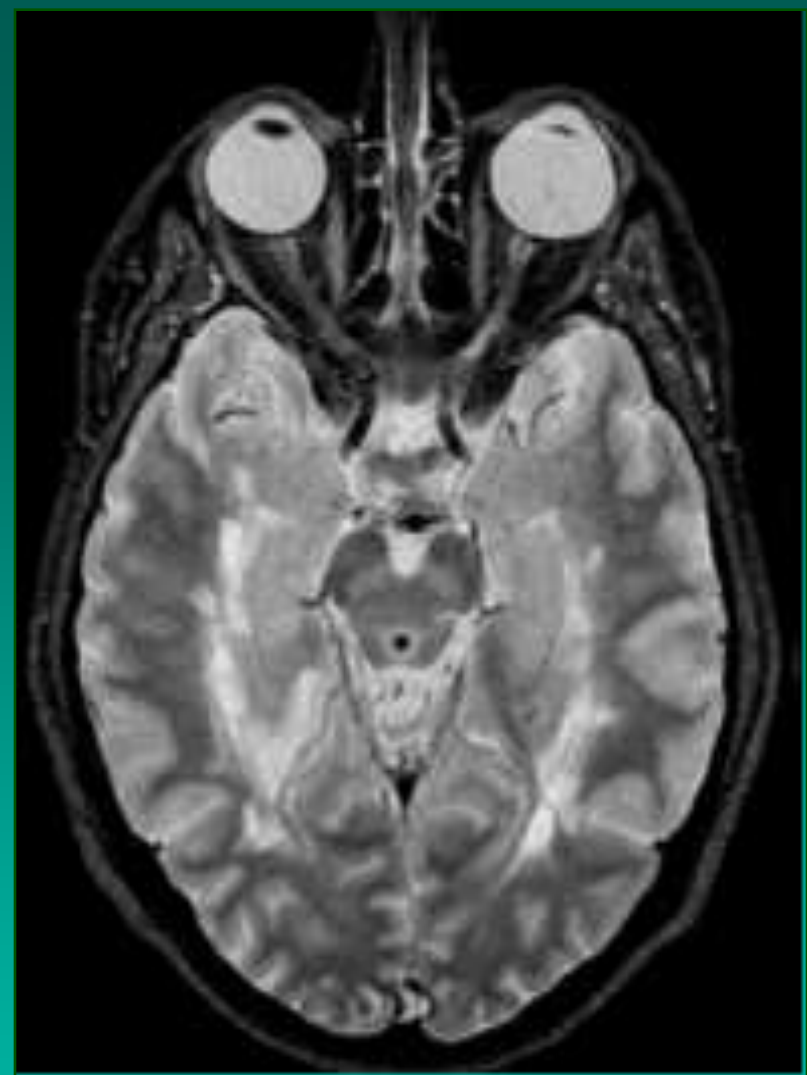


- version ESR avec suppression de graisse



STIR : TR = 2500 ms / TE = 20 ms
 TI = 160 ms / 1 exc / m = 160 x
 256

Tacq = 6 : 44



TSTIR : TR = 2500 ms / TEeff = 29 ms
 FT = 7 / TI = 160 ms / 3 exc / m = 182
 x
 256

Tacq = 3 : 19

ESR T2/ STIR: Rachis (moëlle)



SEP

ESR T2/ STIR: Rachis (moëlle)



SEP

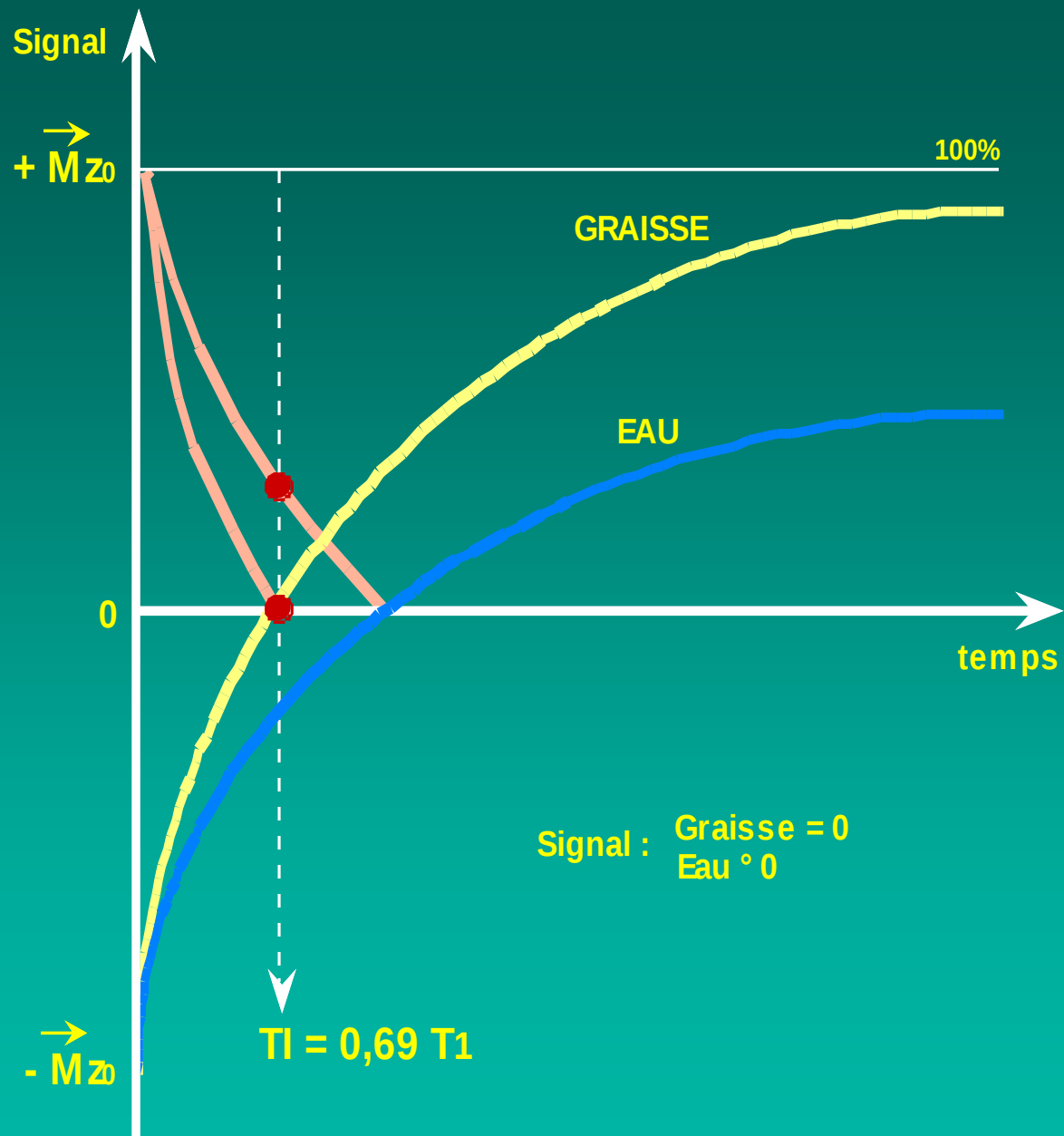


Avantages :

- réalisable avec tout type de champ magnétique et tout type d'appareil (séquence d'IR)

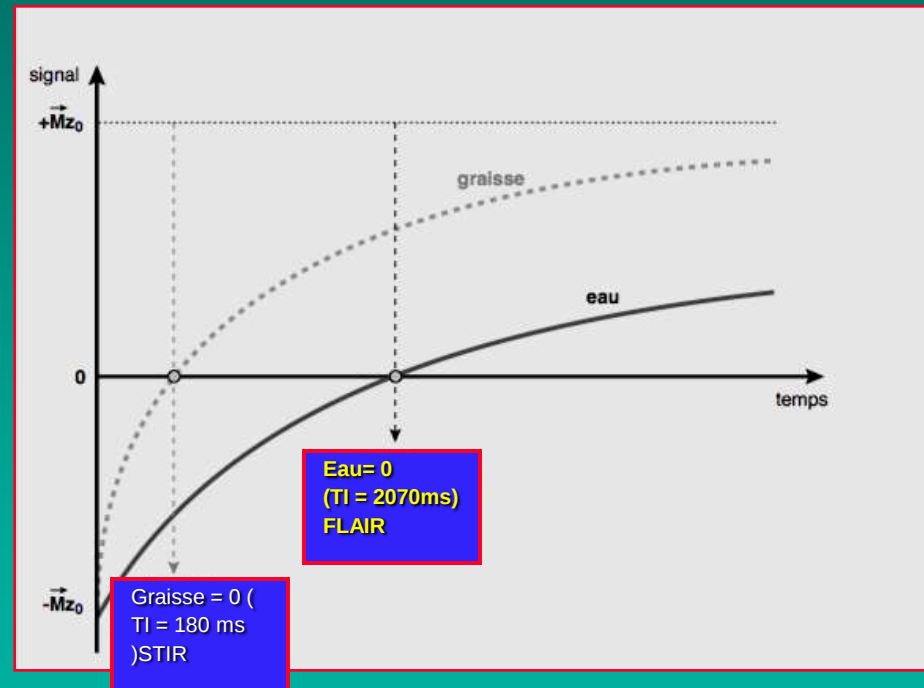
Limites :

- risque de **supprimer les tissus** de T1 voisins (hémorragie, injection de gadolinium...)
- **temps d'acquisition** +++ car nec. TR long (2,5s)
- T1 à adapter en fonction de l'appareil (champs)
- **Pondération « figée – pseudo T2 »**

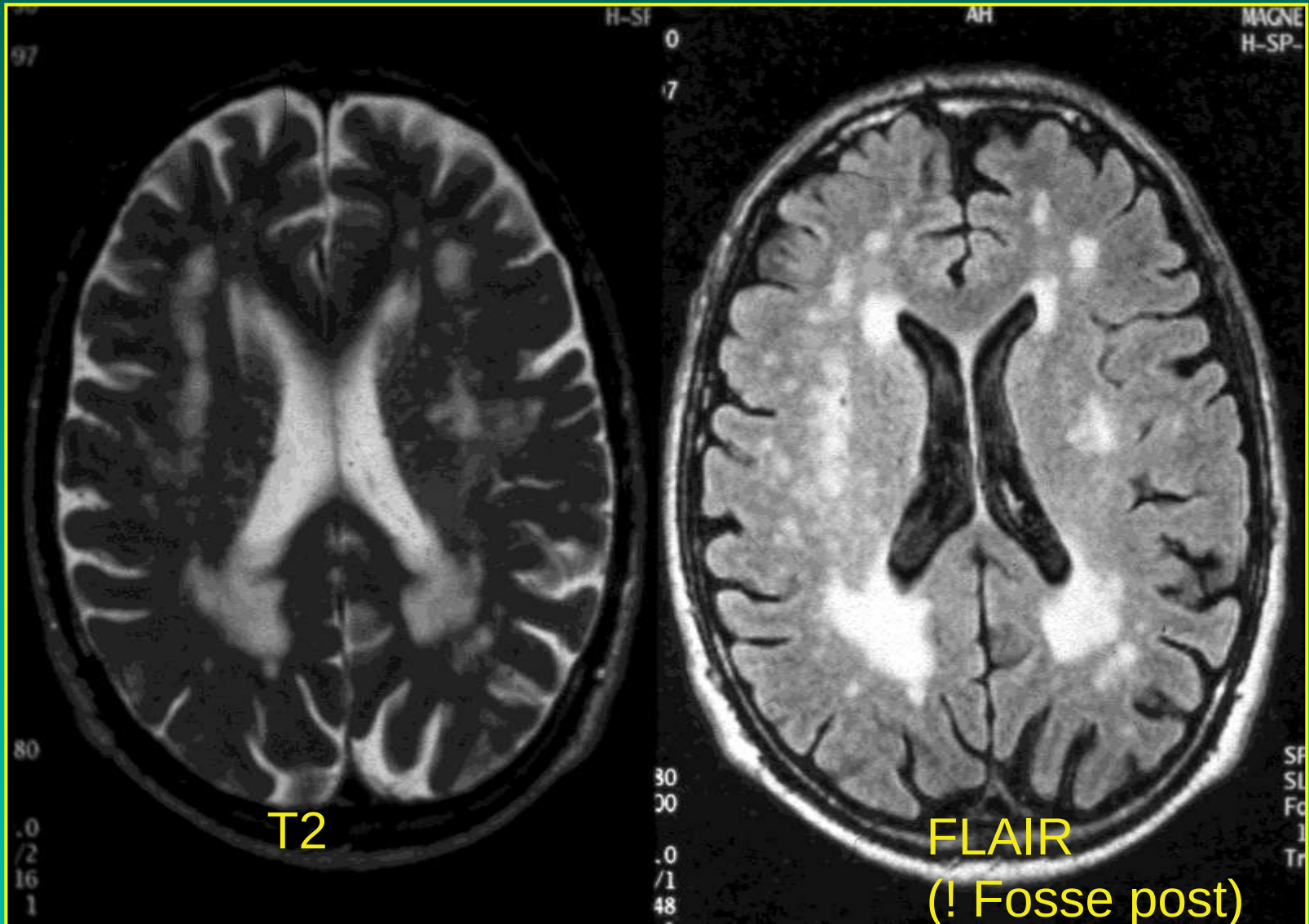


SEQUENCE FLAIR

- (Fluid attenuated IR) :
- La courbe du signal de l'eau s'annule au temps d'annulation = **$0.69 T1$ eau**
(1.5T: 3000ms x 0.69 ± 2070 ms)
- En choisissant un temps d'inversion TI égal à ce temps, on annule sur l'image le signal de l'eau

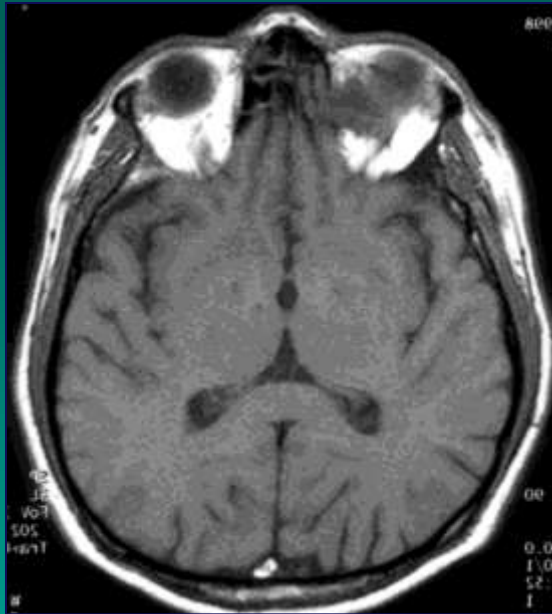


SEQUENCE FLAIR HS périV.

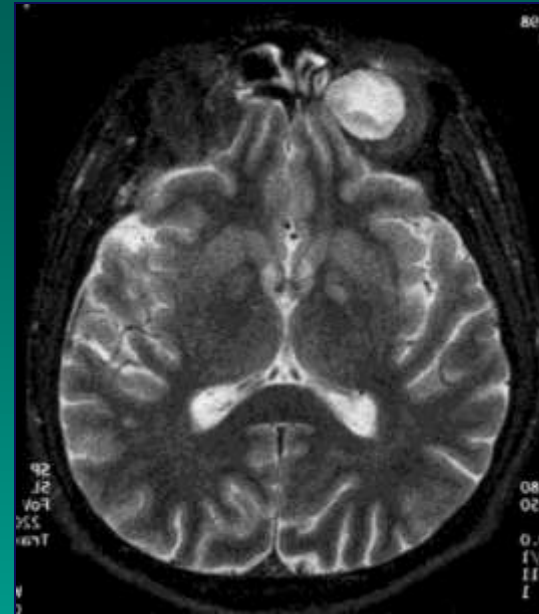


Suppression tissulaire

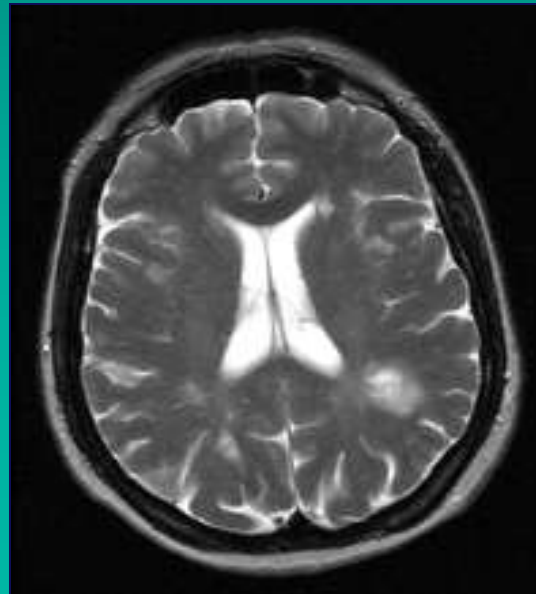
SE - T1



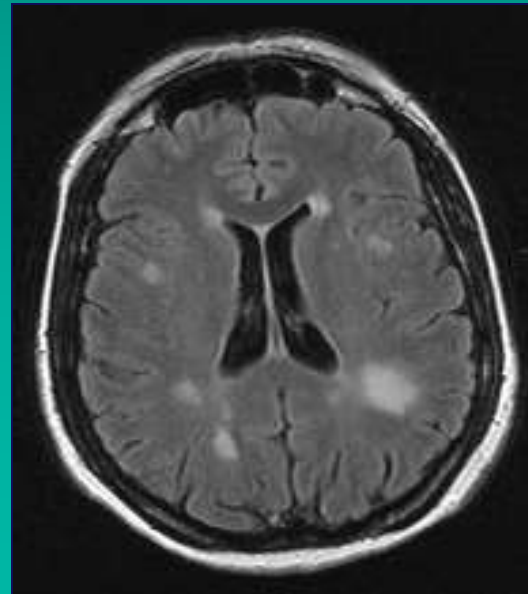
STIR



SER - T2



FLAIR



APPLICATIONS

- version avec suppression de graisse type **ESR STIR** et avec suppression de liquide (LCR) **ESR FLAIR** Fluid attenuated inversion recovery)

Il paraît que vous avez une
nouvelle technique de
suppression de graisse...

UNITE D'IRM

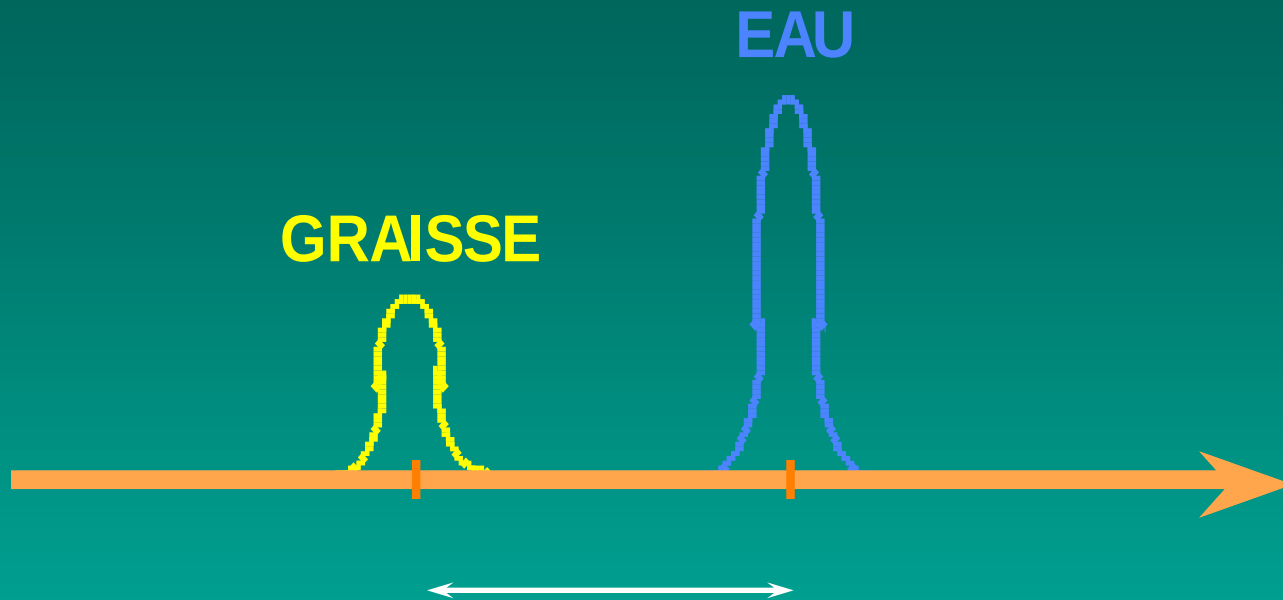
???

ACCUEIL

Dati

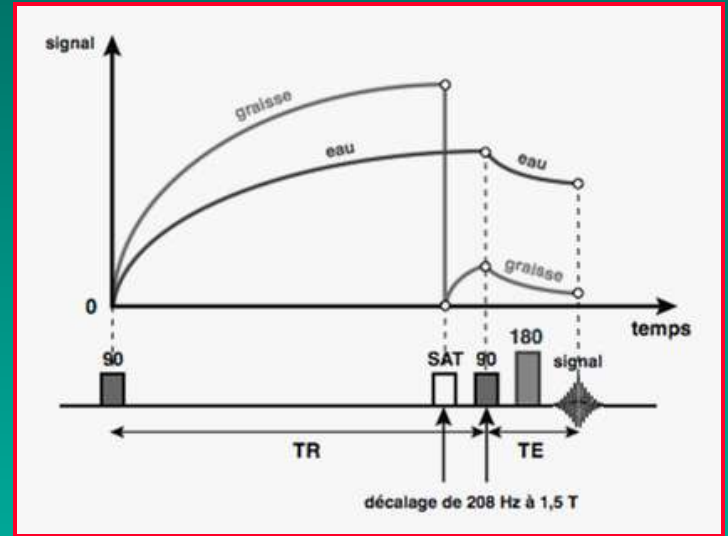
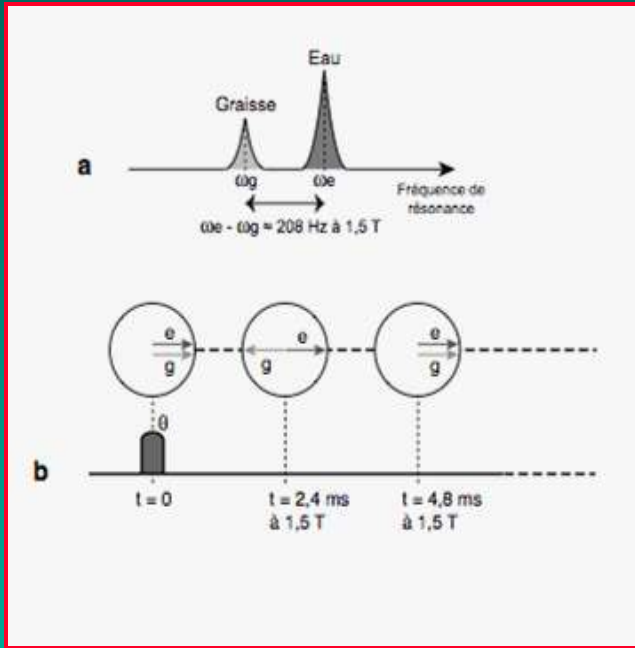






3,25 ppm soit environ 220 Hz

Autre séquences suppression graisse: Fatsat



Différence fréquence
larmor graisse ω_g et eau ω_e
(décalage chimique: 3 ppm
= 208 Hz à 1.5T)

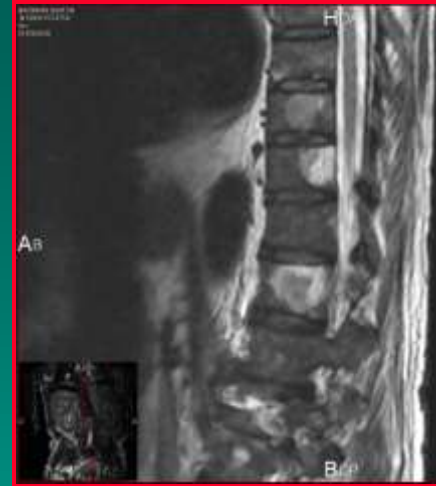
Saturation sélective pic graisse

Utilisation de séquences Fatsat

T1



T2



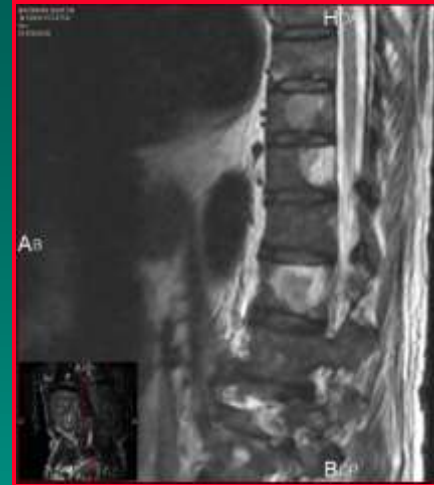
- Ostéoarticulaire

Utilisation de séquences Fatsat

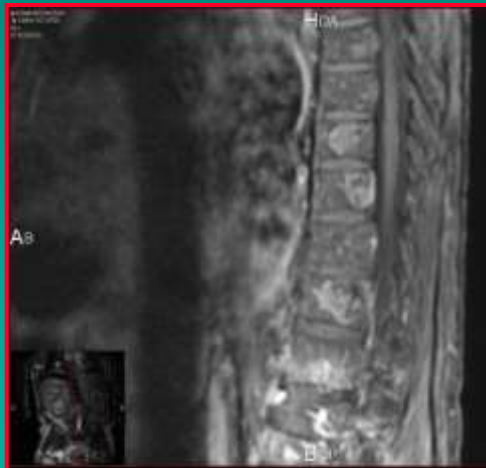
T1



T2



T1 Gado
+ fatsat



TDM



- Ostéoarticulaire
- Angiomes vertébraux

Utilisation de séquences fatsat

T1



T1 Gado
+ fatsat



T2



- Bilan mélanome: MTSA

Utilisation de séquences fatsat

T1



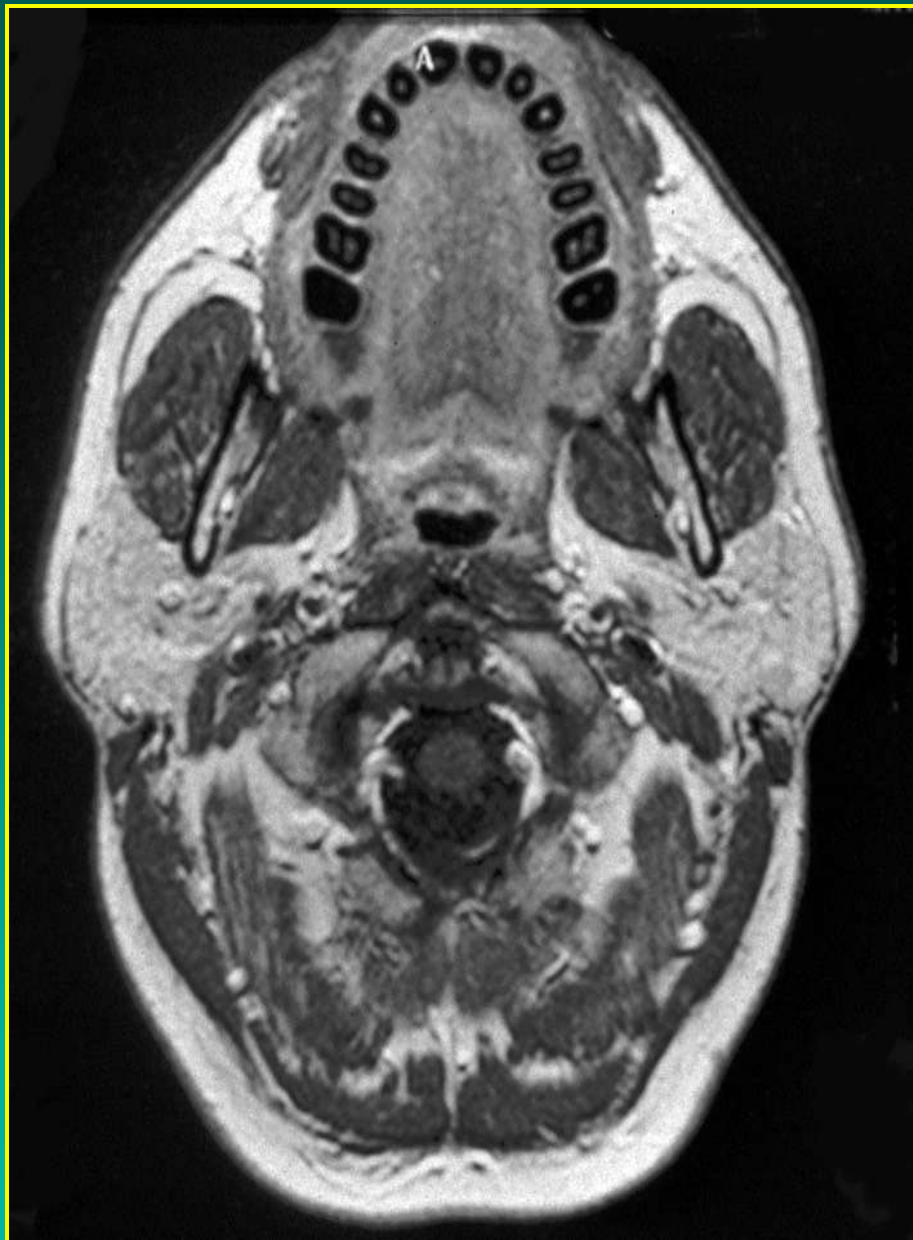
T1 Gado
+ fatsat

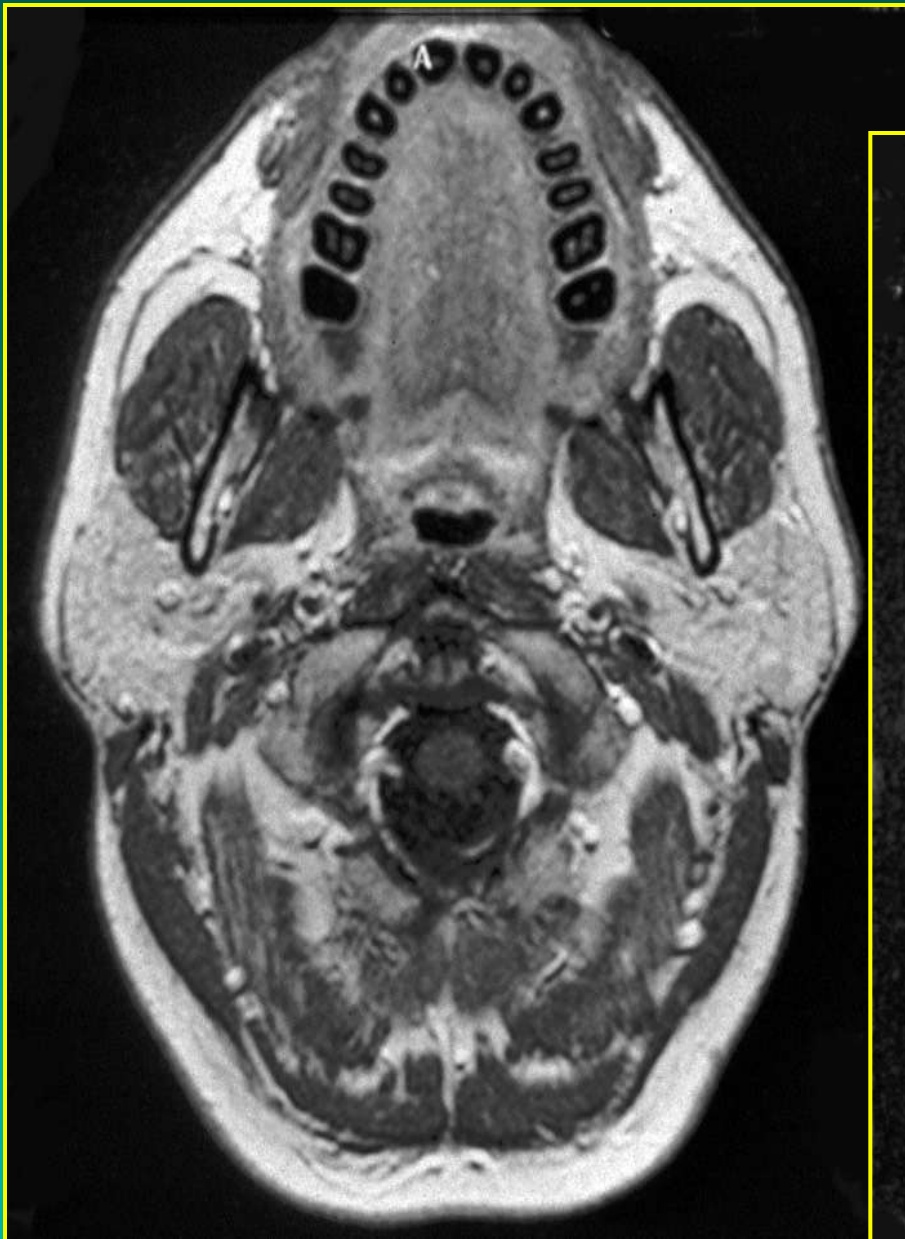


T2



- Bilan mélanome: MTSA (+ angiome)





**Tumeur mixte
parotide**



Avantages :

- supprime uniquement le tissu graisseux
- peut s'adapter à la plupart des séquences (T1, T2, rho)
- peut s'utiliser avec injection de gadolinium

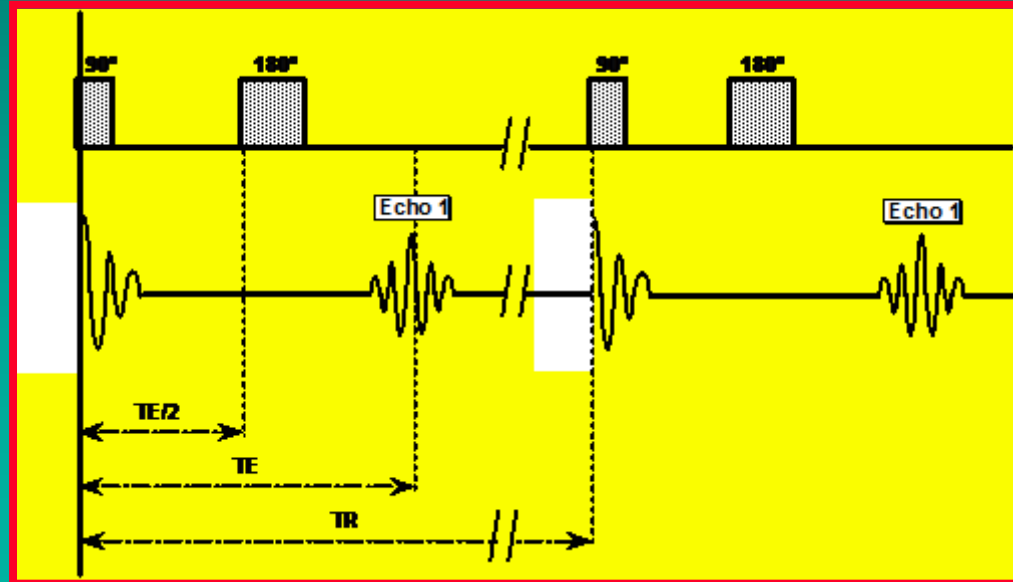
Limites :

- champ magnétique homogène pour une efficacité maximale (réglage manuel du shim)
- utilisation de petits FOV (inhomogène en périph.)
- problème de SAR (car impulsion RF supplémentaire)
- augmentation du TR nécessaire pour placer pic sat. (d'où augmentation du temps d'acquisition)



CYCLE IRM (SIGNAL)

- Impulsion 90° : créer aimantation transversale M_{xy} ou M_T (où on peut la mesurer)
- Impulsion 180° ($TE/2$) : s'affranchir des inhomogénéités de B_0 .
- Mesure Signal au temps d'écho : TE (temps de mesure)
- TR répétition ...

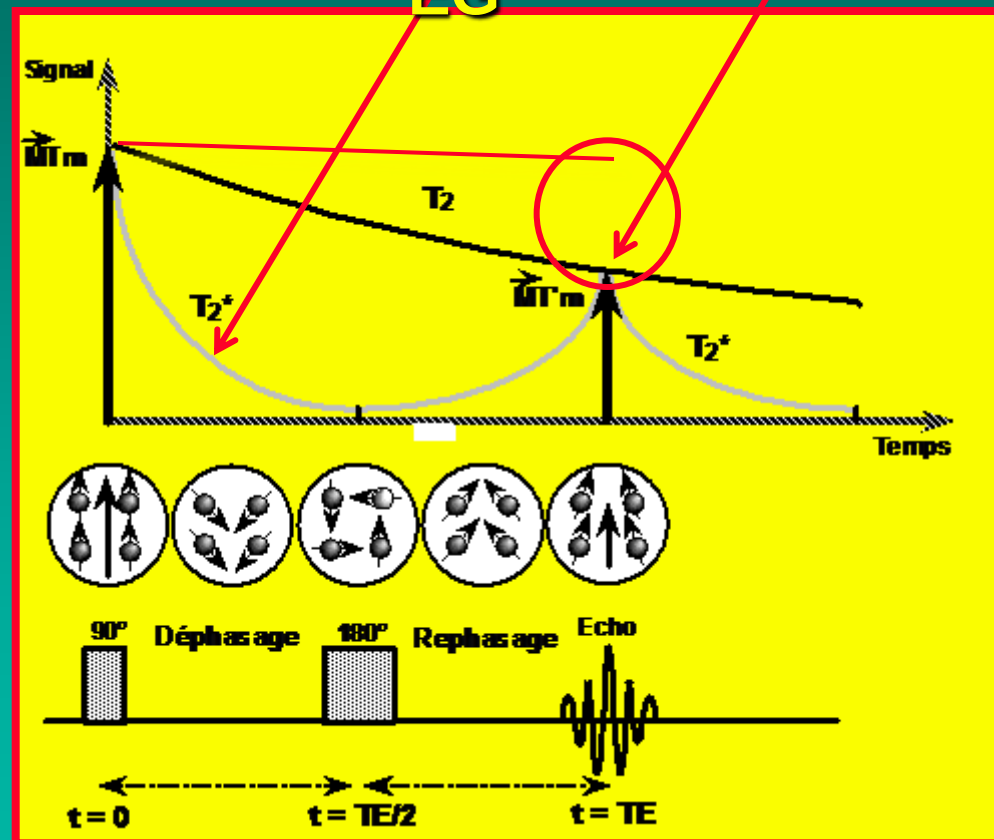


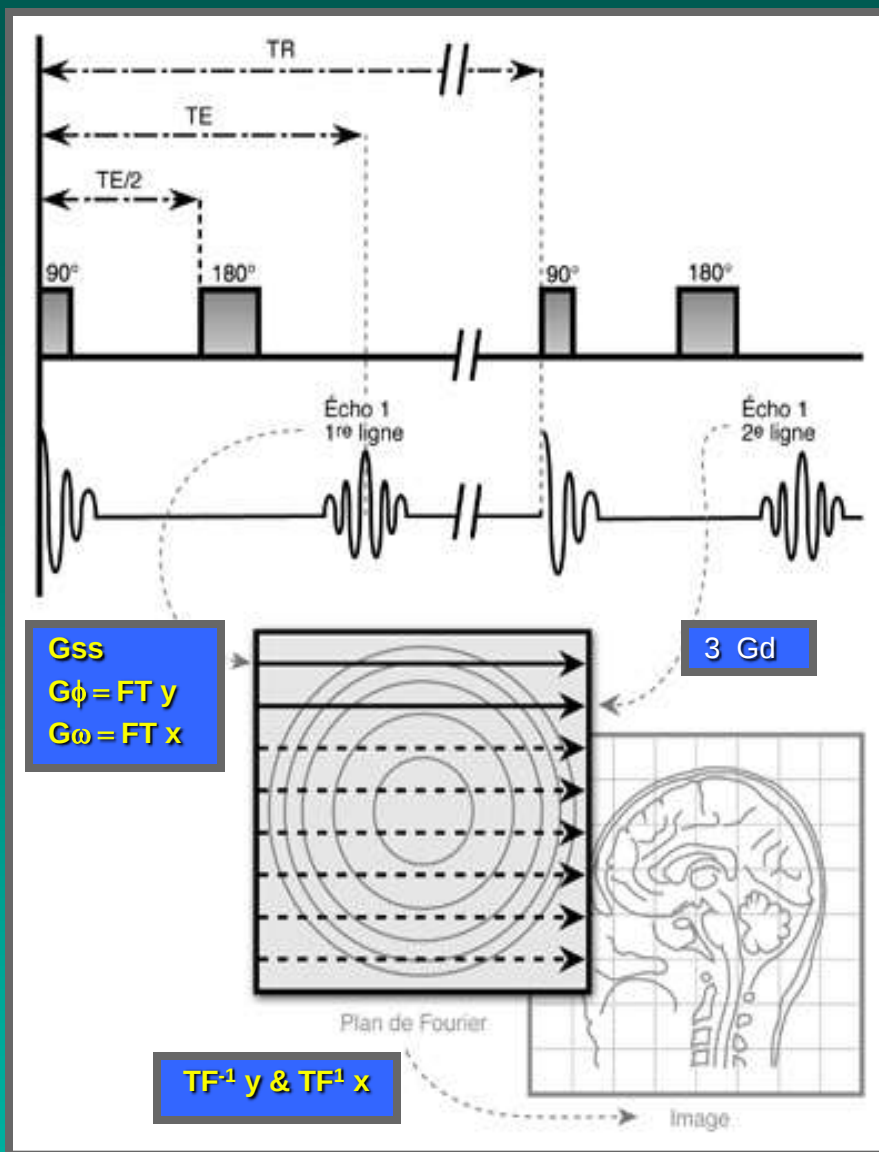
Les spins ne sont pas parfaitement rephasés (alignés) : la relaxation T_2 (irréversible) a lieu.

T_2^*
pas
 180°

T_2
 180°
ES ESR

EG





$t = TR$: REPETITION $90^\circ - 180^\circ \dots (+ 3 \text{ gradients})$
autres (256) lignes du plan de Fourier

CYCLE IRM (CODAGE SPATIAL)

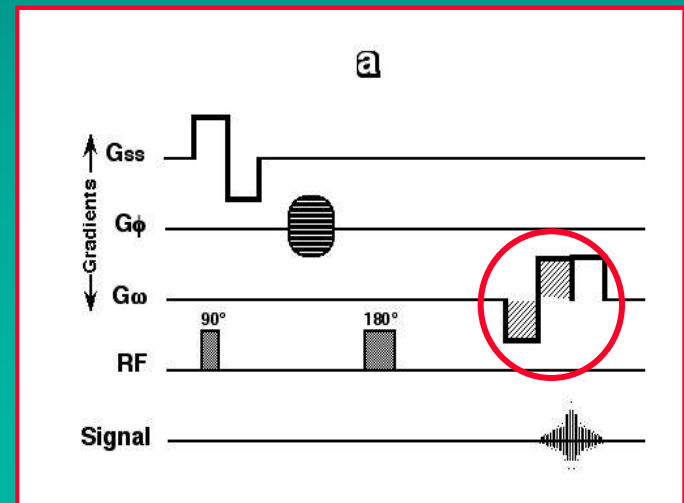
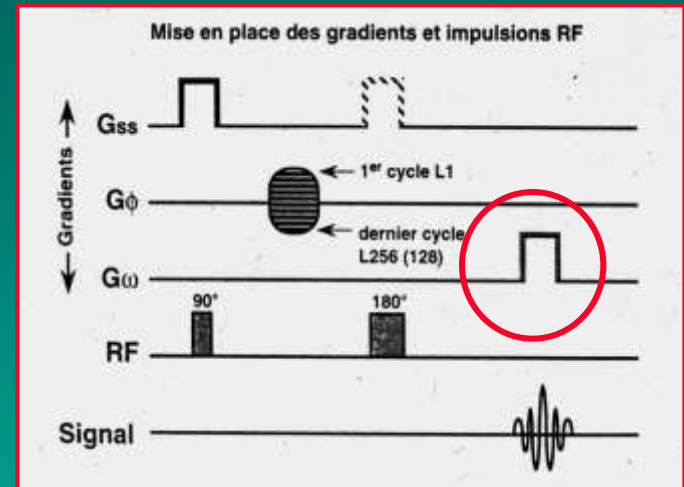
GRADIENTS :

- G_{ss} : sélection de coupe
- G_ϕ : codage par la phase (lignes matrices)
- G_ω : codage par la fréquence (colonnes)

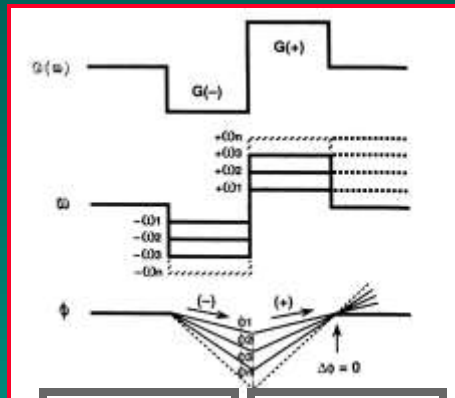
Équivalents TF en x et y

-> Plan de Fourier

- Bipolaire (s' affranchir déphasages induits G_ω)
 G_ω écho du gradient G_{ss}

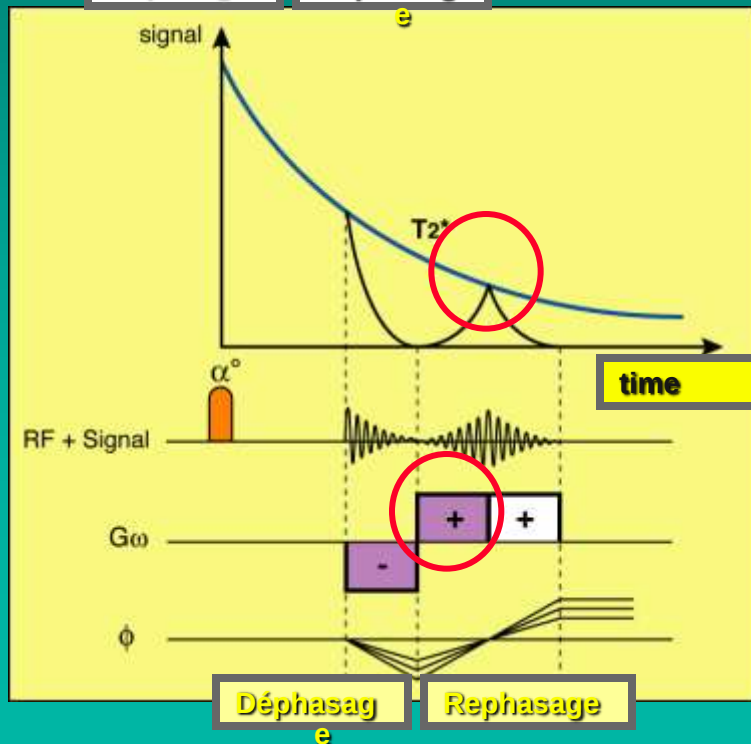
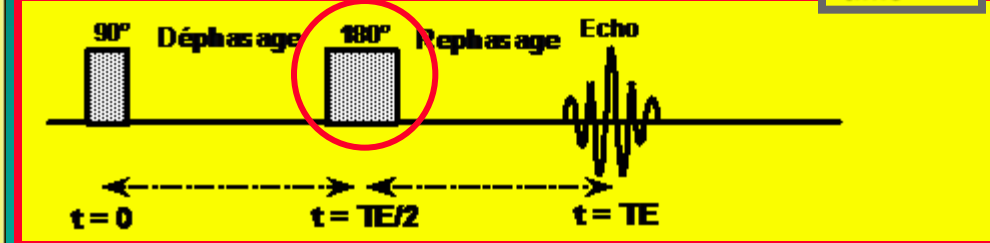
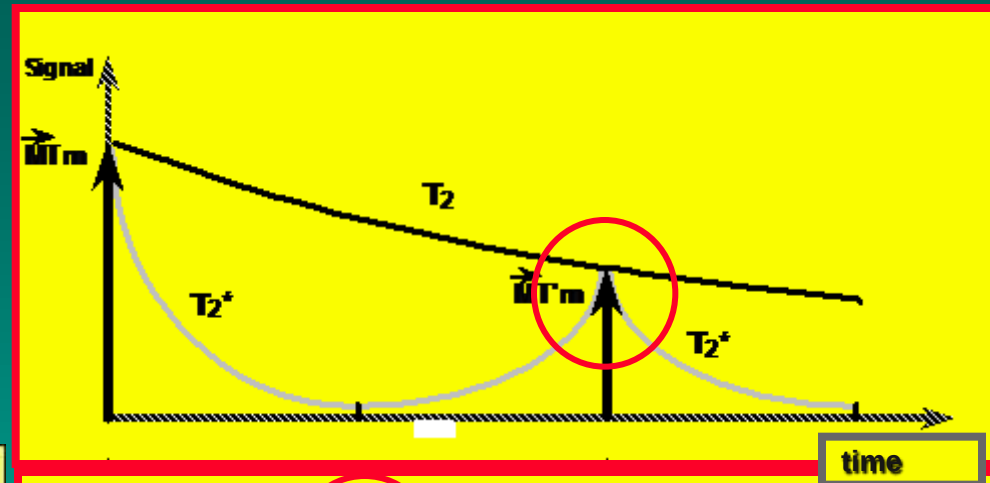


Pourquoi un gradient BIPOLARE ?



Déphasage

Rephasage



Paramètres (Sg) de la séquence (SE):

DEUX TE, TR: pondération

- TE (temps de mesure) : mesure Signal au temps d'écho (T2)
- TR (temps de répétition) : répétition 90-180°... (T1)
- T1, T2 & ρ

1 LIGNE

2 LIGNES

Gss

$$G\phi = F^T y$$

$$G\omega = F^T x$$

& 2

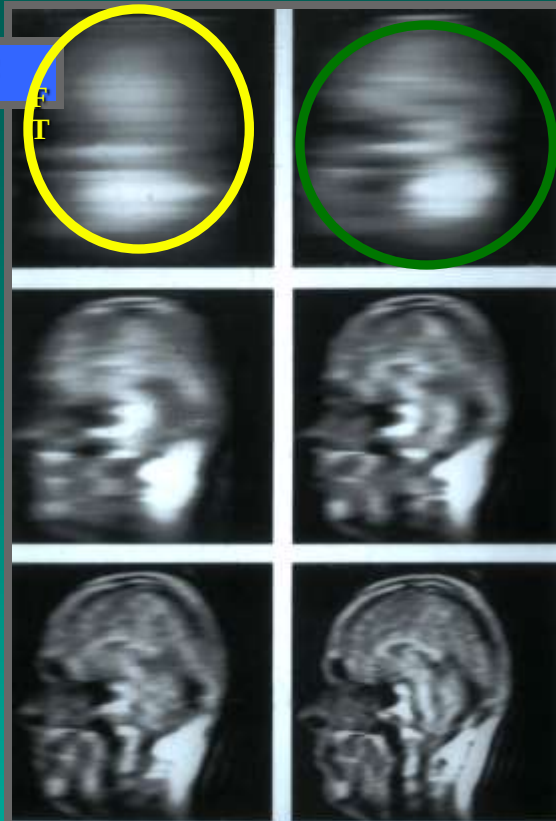
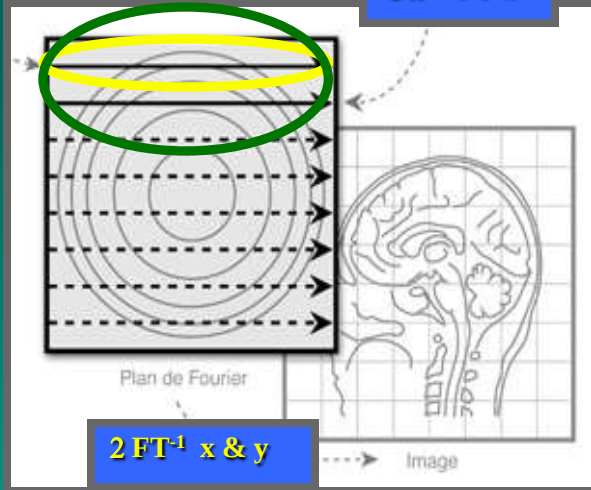


FIG. 1-13. MRI phase encoding (10). All images are from the same acquisition (TR = 500, TE = 25, 2 excitations, 10-mm slice, 256 phase encoding steps). The original raw data were truncated to demonstrate the effect of phase encoding. A: 2 steps. B: 4 steps. C: 8 steps. D: 12 steps. E: 16 steps. F: 32 steps.

1 LIGNE

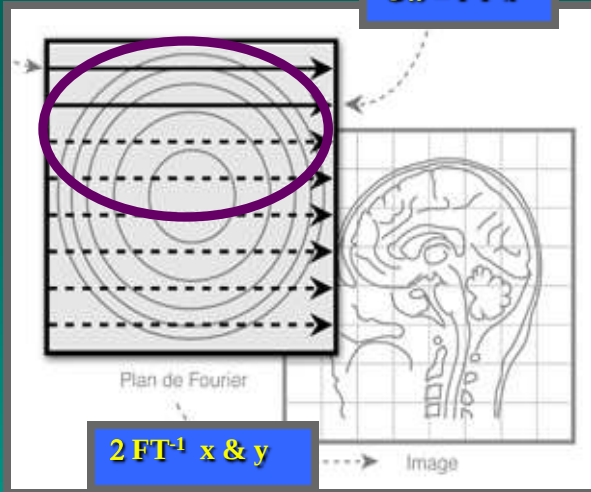
2 LIGNES

Gss

$$G\phi = F^T y$$

$$G\omega = F^T x$$

& 2



$\frac{1}{2}$ Fourier

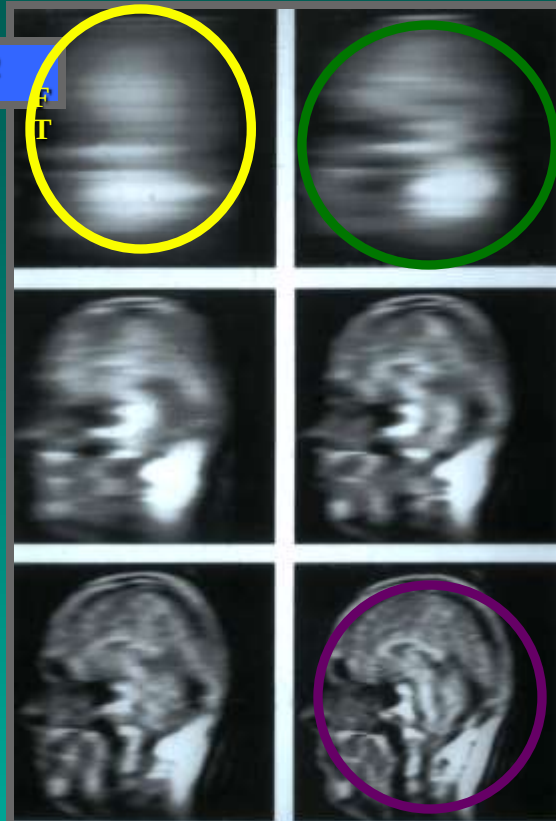
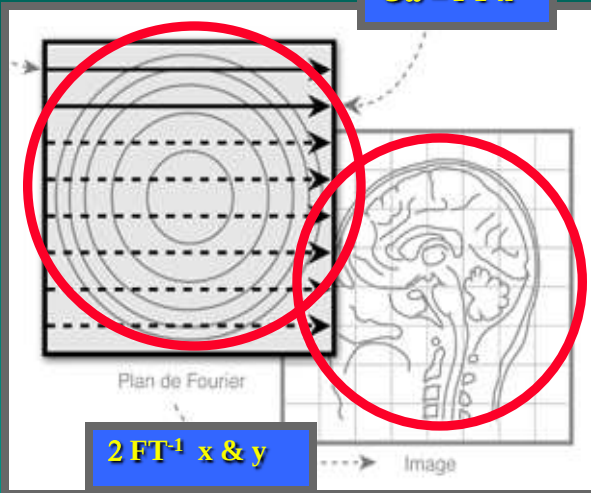


FIG. 1-13. MRI phase encoding (10). All images are from the same acquisition (TR = 500, TE = 25, 2 excitations, 10-mm slice, 256 phase encoding steps). The original raw data were truncated to demonstrate the effect of phase encoding. A: 2 steps. B: 4 steps. C: 8 steps. D: 12 steps. E: 16 steps. F: 32 steps.



GSS

$$G\phi = FT y$$

$$G\omega = FT x$$

& 2

$$2 FT^{-1} x \& y$$

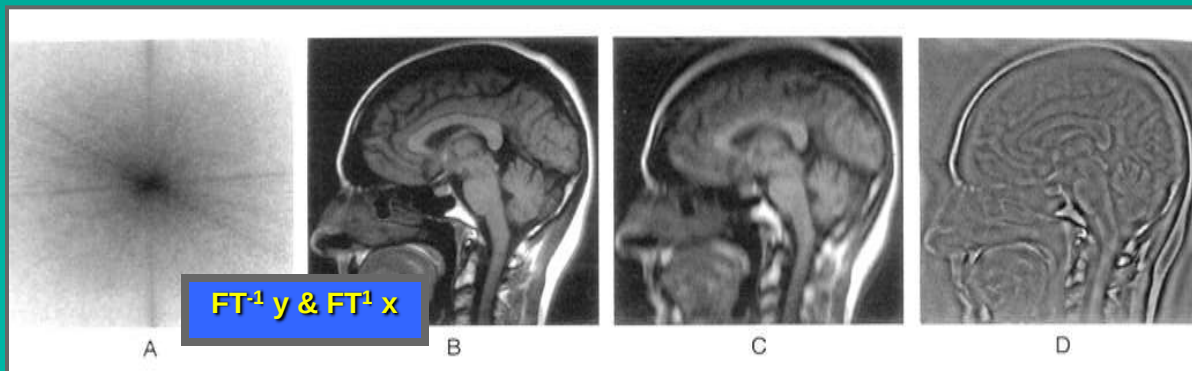
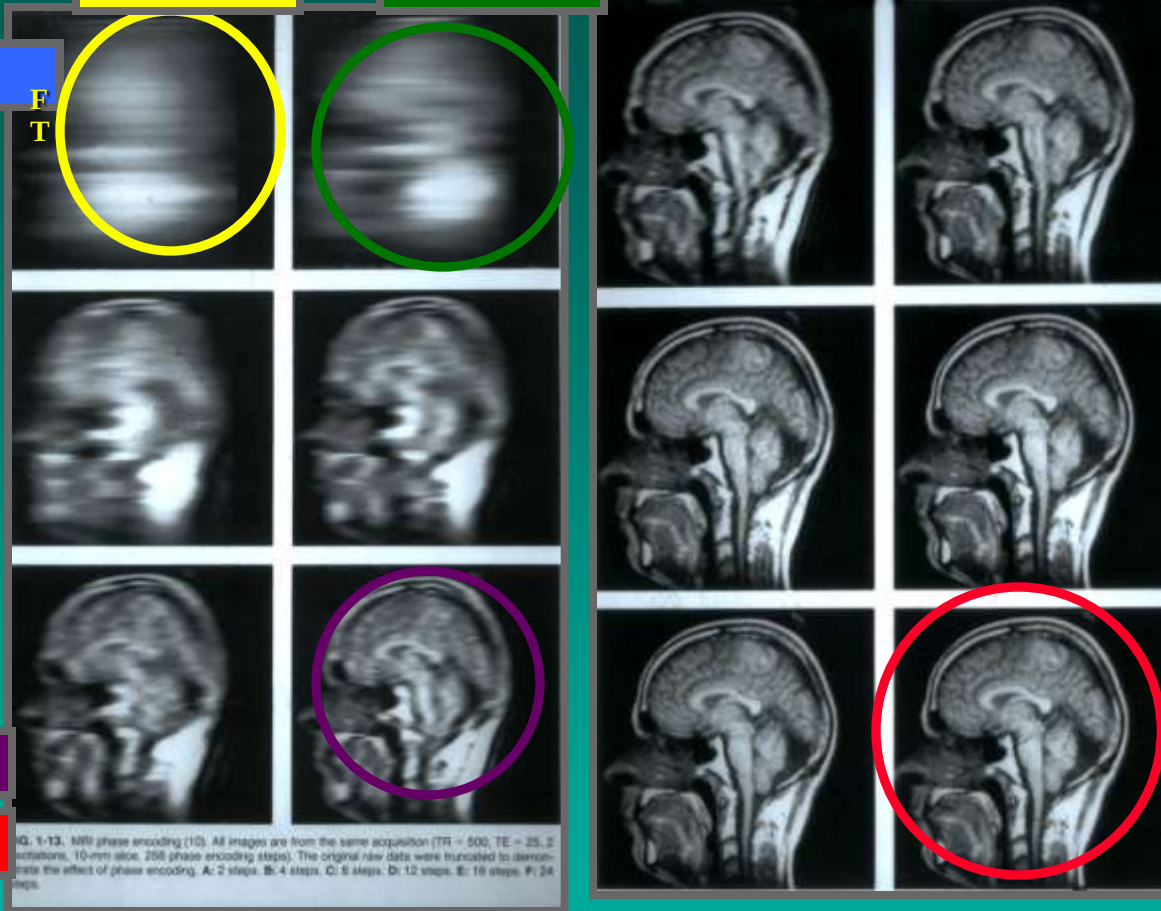
$\frac{1}{2}$ Fourier

Toutes Lignes

1 LINE

2 LINES

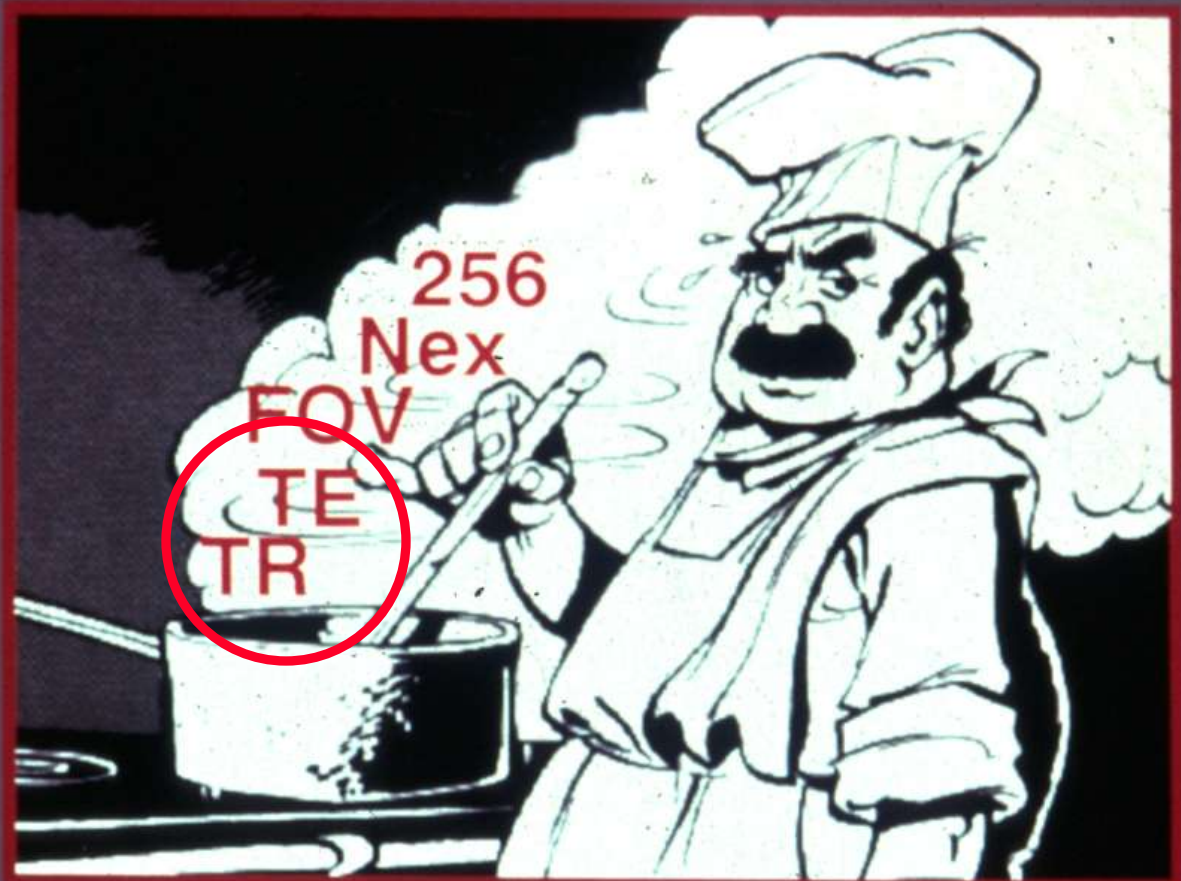
F
T



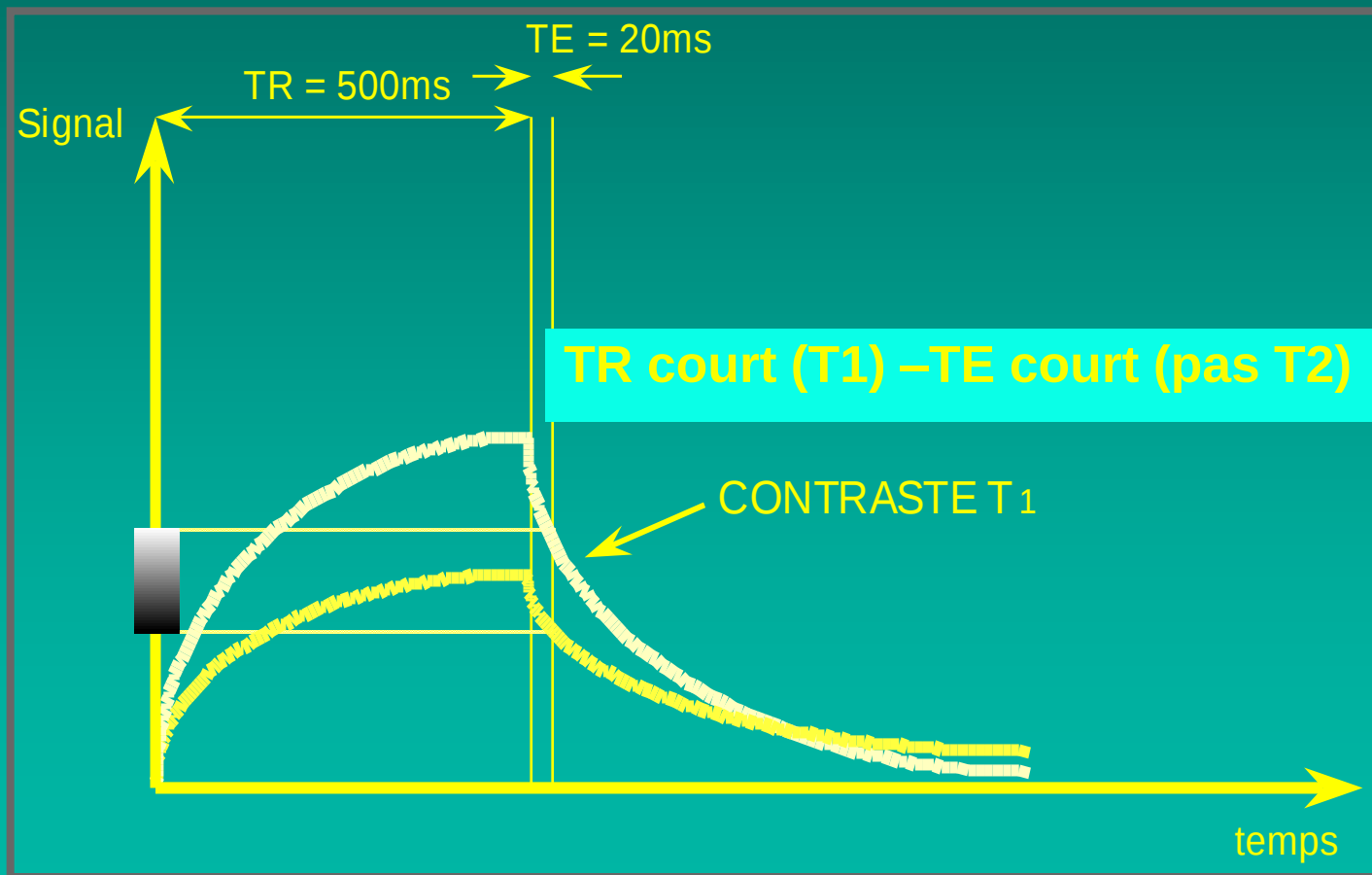
$$FT^{-1} y \& FT^{-1} x$$

Echo de Spin (long)

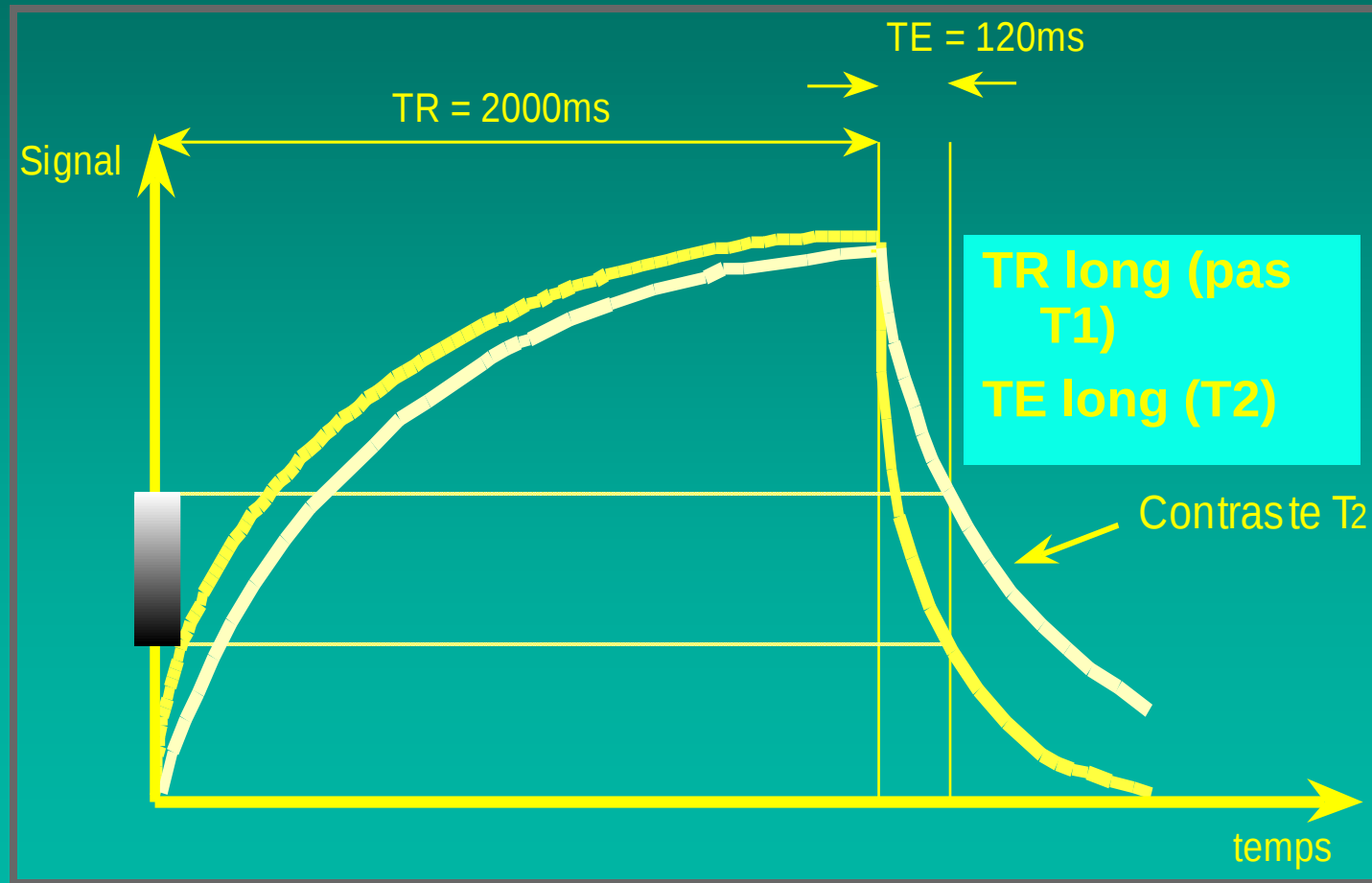
"La bonne
cuisine du
chef"



Impératifs d'une séquence "courte" pondérée en T1



Impératifs d'une séquence "Longue" pondérée en T2



Pb principal IRM SE: durée séquences T1 & T2

$$T_{ac} = TR \times N_p \times N_{ex}$$

- $T1 = 0.5s \times 256p \pm 2 \text{ min.}$

- $T2 = 2 \times 256p \pm 8 \text{ min } 30 \text{ s}$

plus rapide mais ...

- $T1, T2, \rho$

- (sans) compromis S/B et RS

IRM SE lent: plus rapide ?

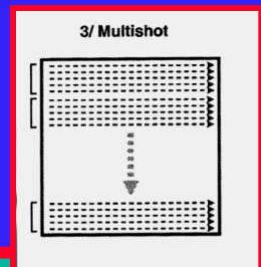
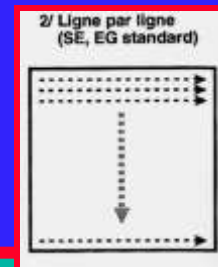
$$T_{ac} = TR \times N_p \times N_{ex}$$

- **EG** : réduction **TR** (et angle de bascule $\theta < 90^\circ$)

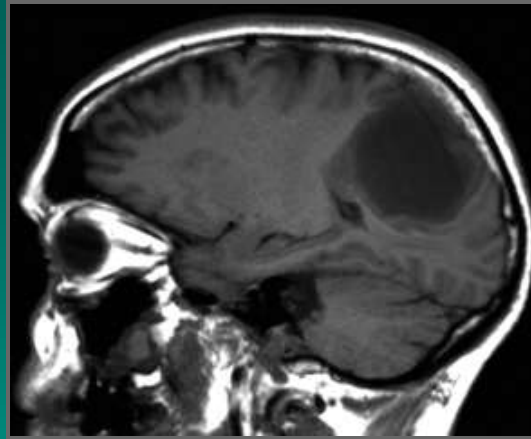
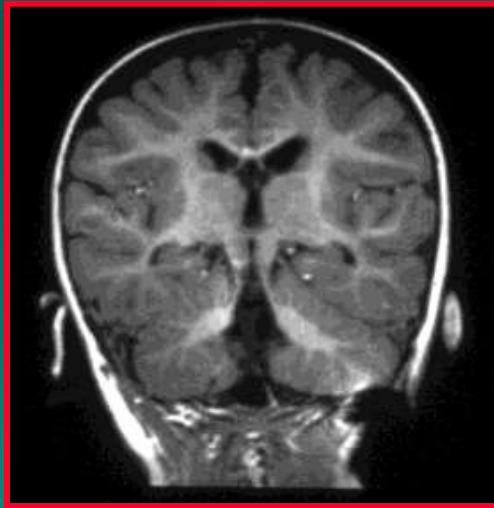
= **T1** (T2*, T2 ég. Possible plus diff.)
(pas de 180°)

- **ESR** : acquisition **plusieurs lignes** N_p / excitation

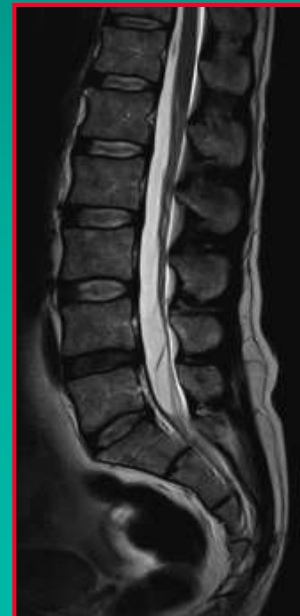
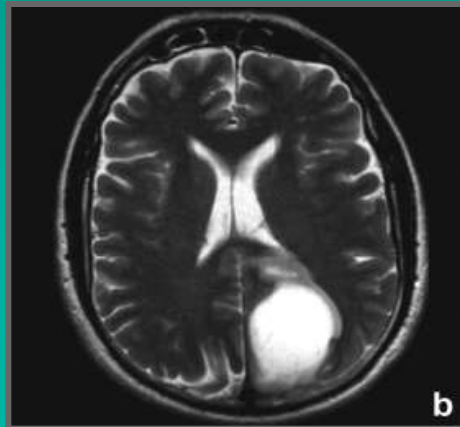
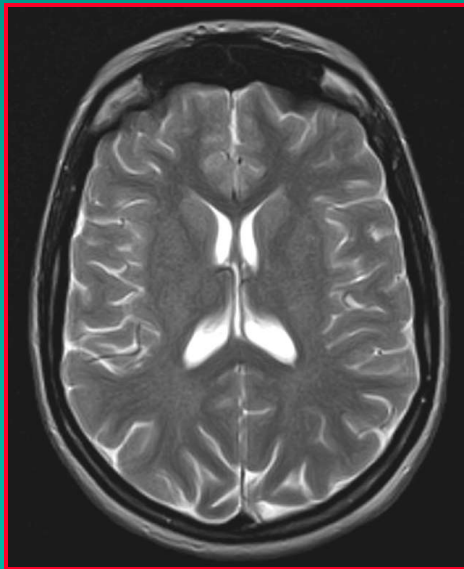
= **T2** (et ρ)
(multiéchos/train de 180°)



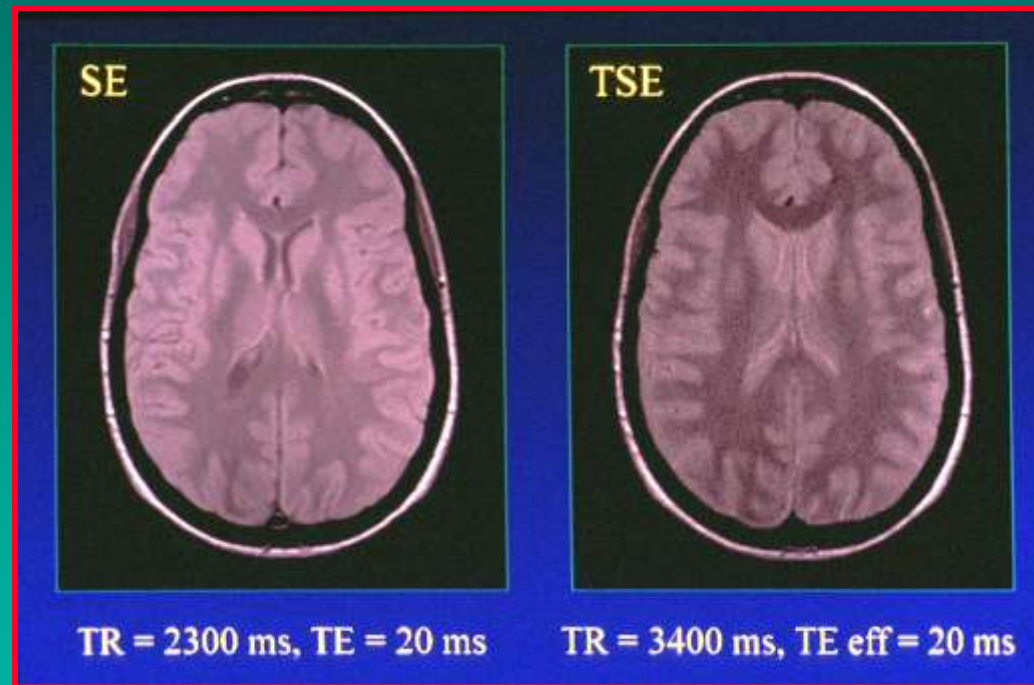
T1 rapide: EG (3D, dynamique) !



T2 rapide = SER!



Echo de Spin Rapide (RARE et dérivés)

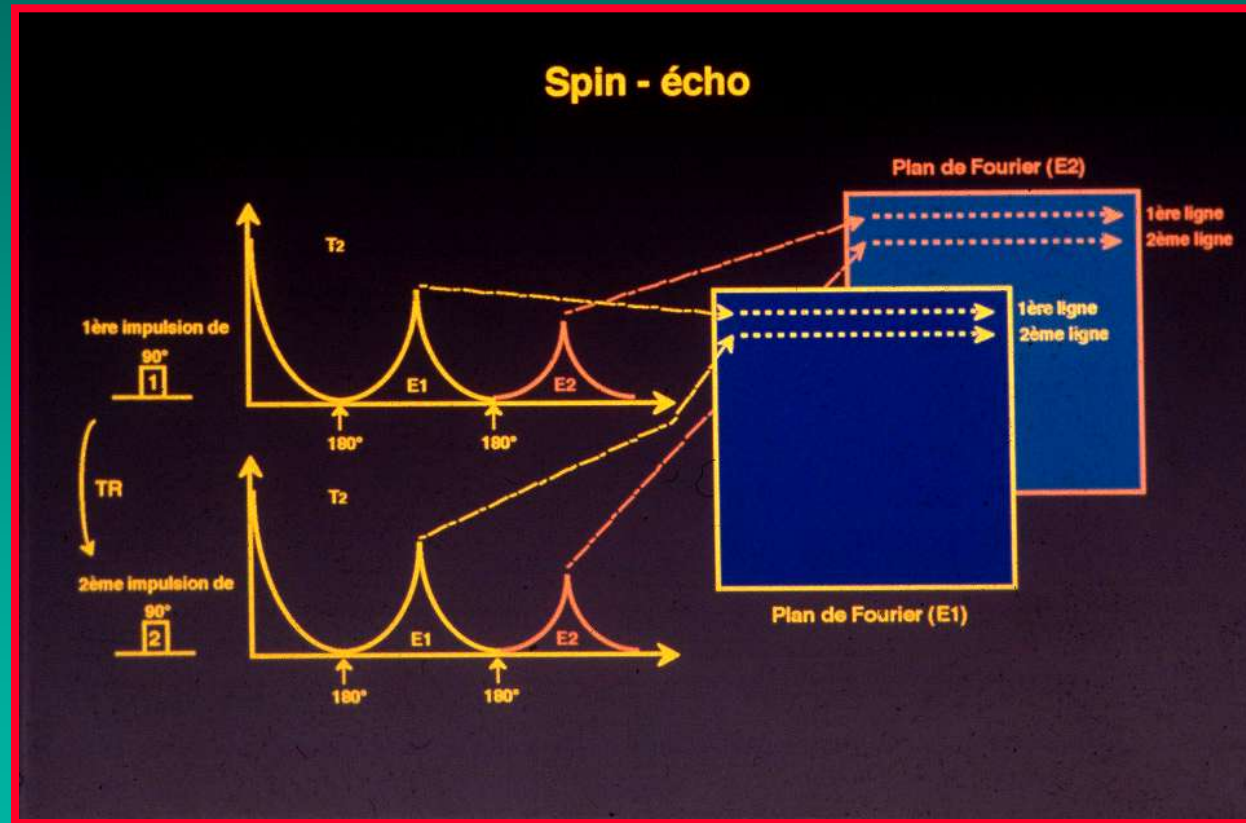


Tac 10 min

Tac 1 min

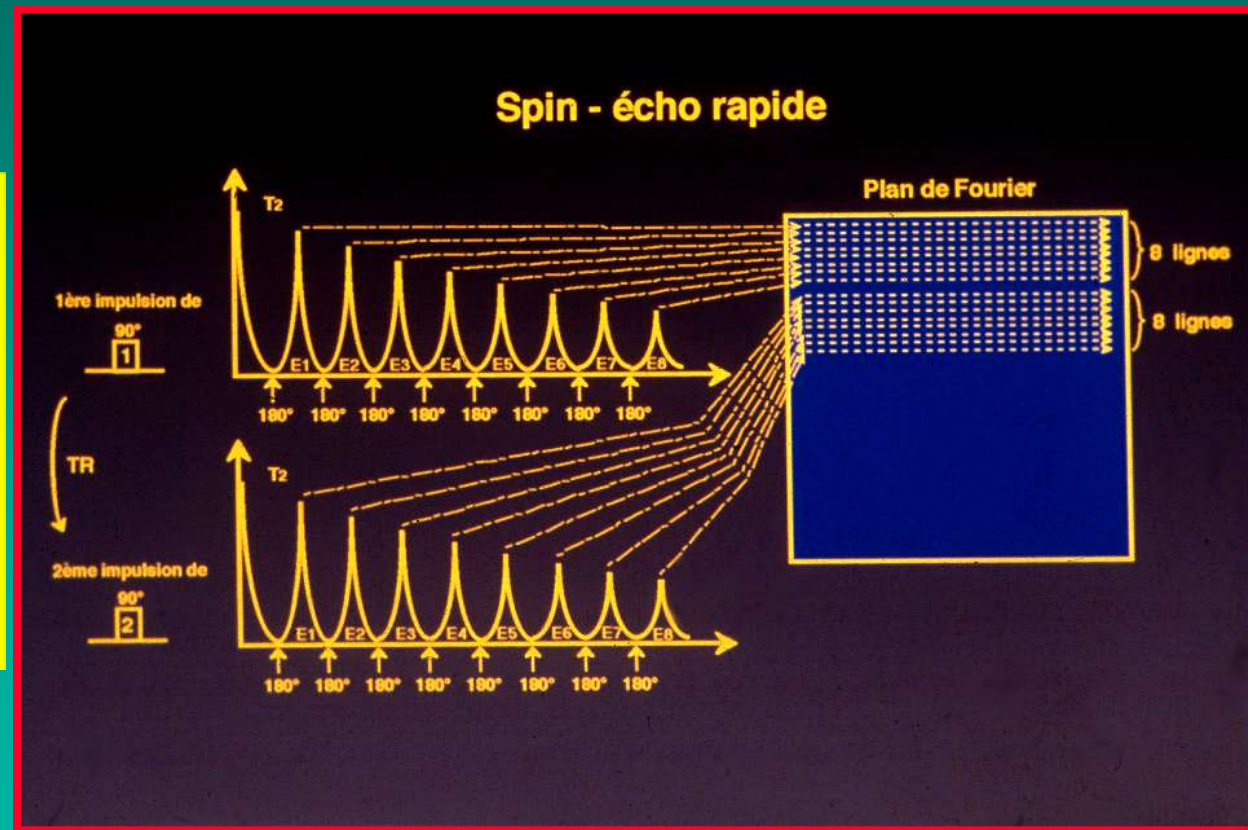
Remplissage Plan de Fourier

- ES: chaque $E_x \Rightarrow$ une ligne (2ème écho 1ère ligne image 2ème écho)

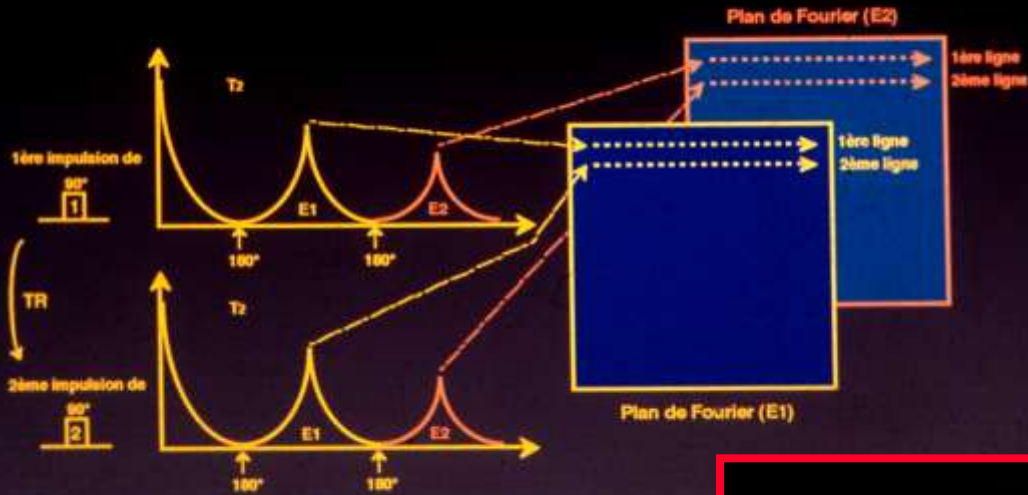


Remplissage Plan de Fourier

- ESR: Chaque $E_x \Rightarrow$ plusieurs échos plusieurs lignes (paquet de lignes)



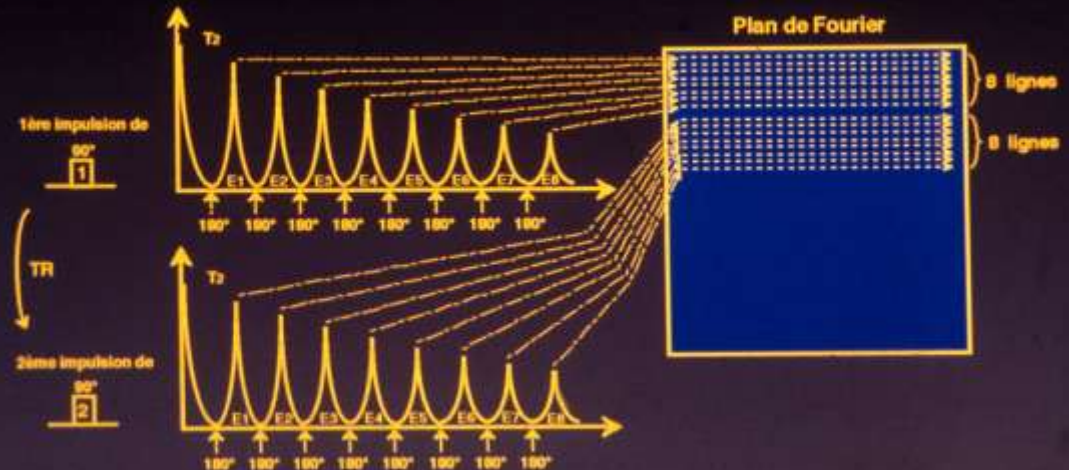
Spin - écho



- ES: 1 ligne/Ex
- Ligne par ligne

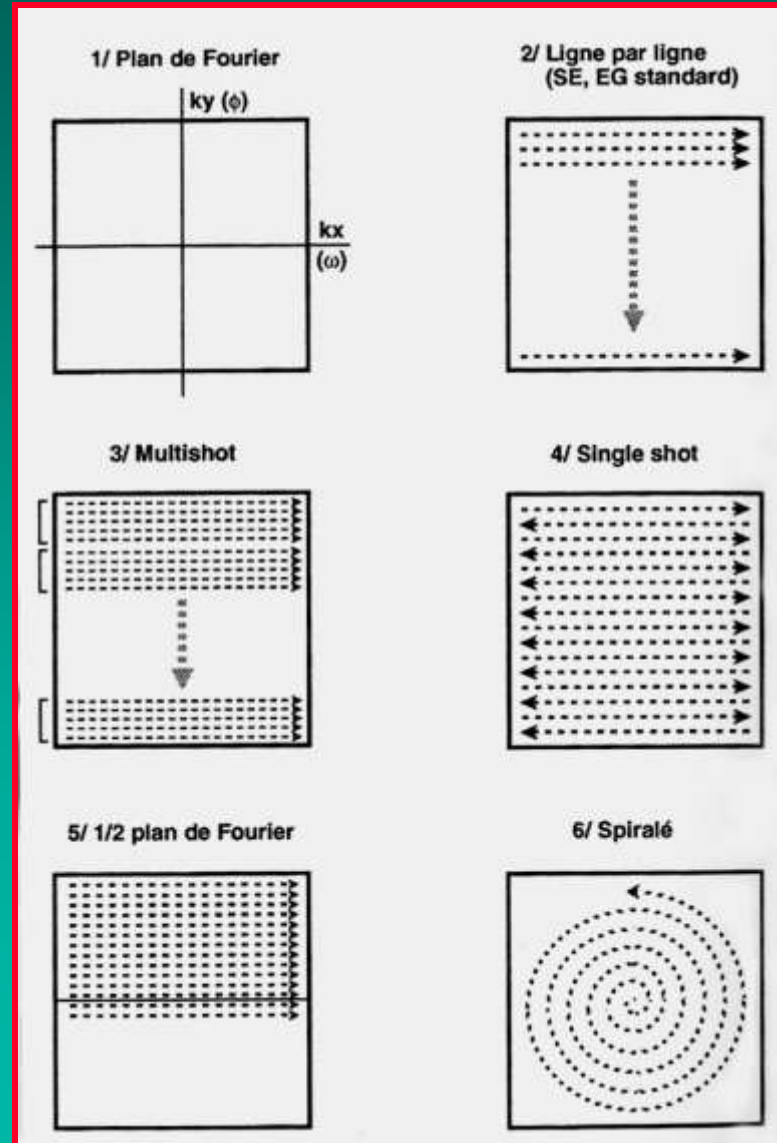
- ESR: 8 lignes/Ex (paquet de lignes)
- 8 fois plus rapide

Spin - écho rapide



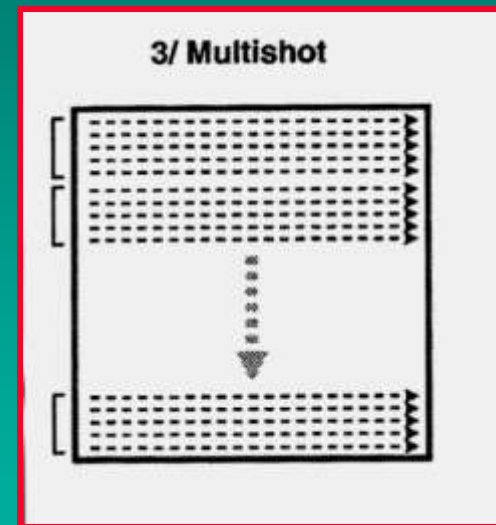
Remplissage Plan de Fourier

- Plusieurs passages successifs: RARE Segmentée: **FSE**, **TSE**...
- un seul "tir" (single shot): tout le plan de Fourier en un seul passage **RARE** (Hennig)
- **1/2 PF**

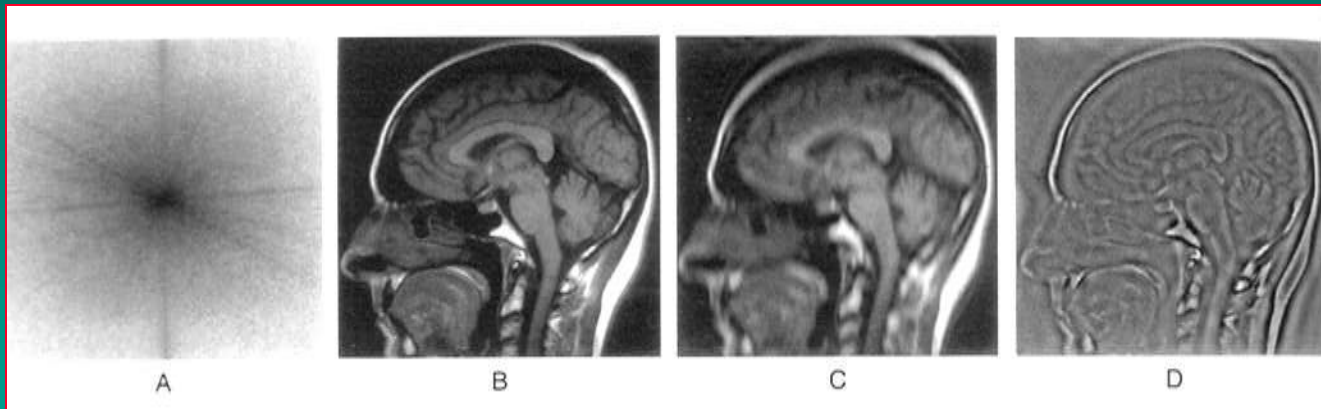


RARE segmentée, FSE, TSE

- “paquets” de lignes:
Ne = longueur **train d'écho**
- $Tac = (Np/Ne) \times Nex \times TR$
- Ex Ne = 5: Tac/5
(monocoupe)



plan de Fourier



le centre du plan de Fourier contient

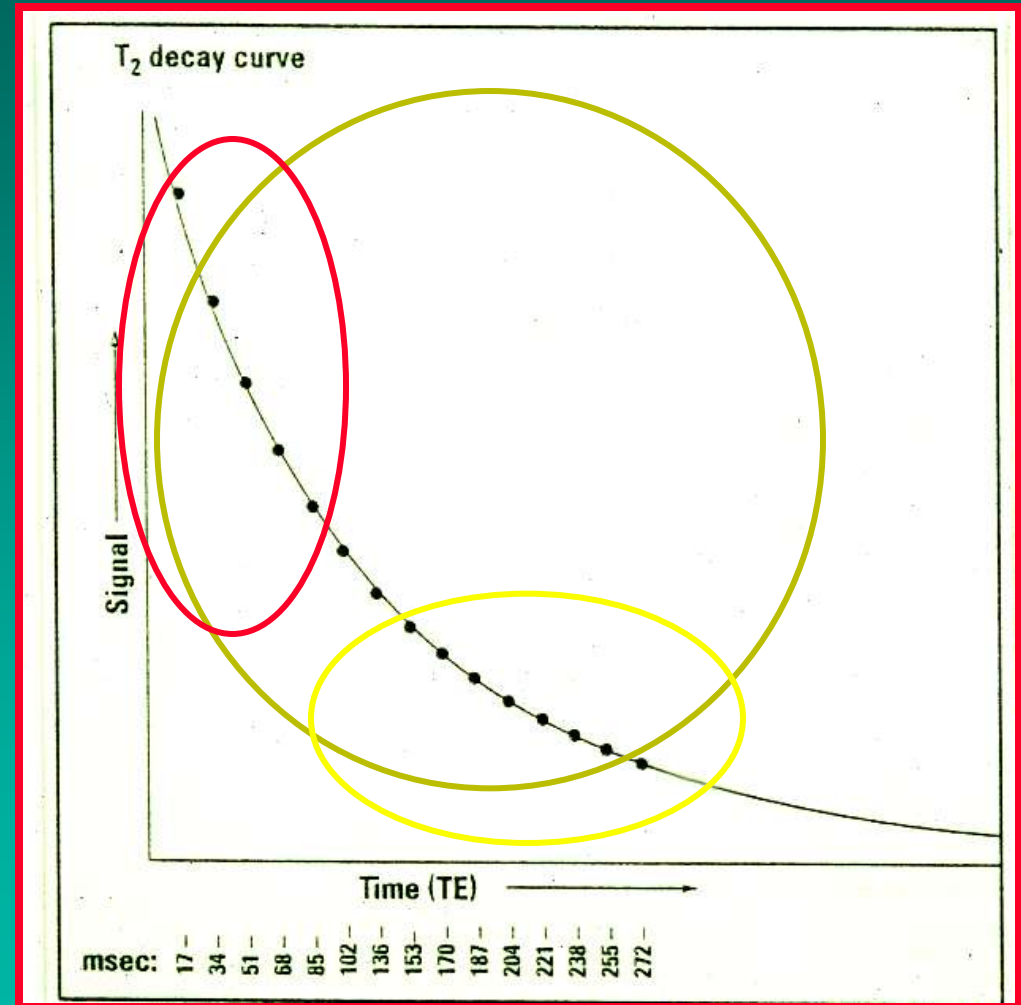
-> signaux les plus élevés (contraste)

la périphérie

-> les fréquences élevées (résolution spatiale)

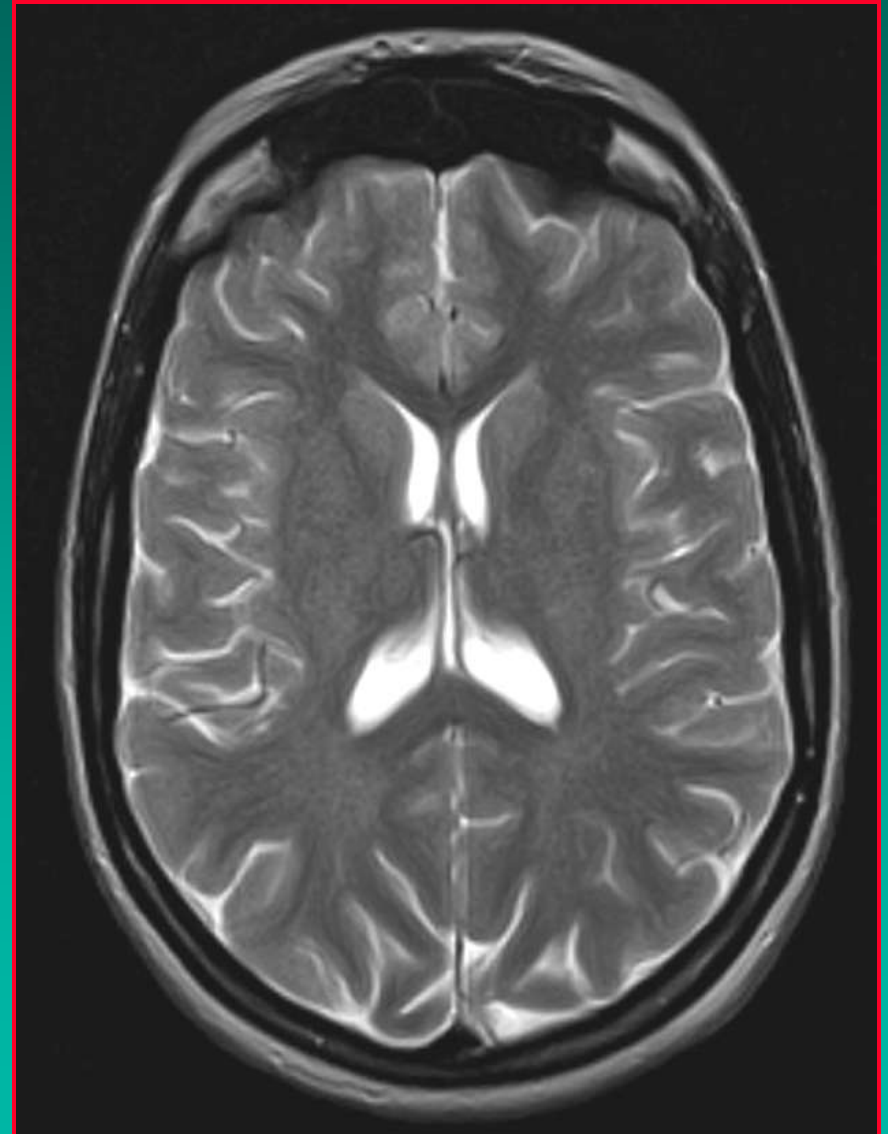
CONTRASTE

- mélange $\neq$ échos
train d'écho
- naturel ($\neq$ EGR)
T2 +++
(écho tardifs: SS)



Réduction temps d'acquisition

Bonne pondération
T2 avec un temps
d'acquisition très
réduit par rapport à
l'ES standard: en
SE avec TR =
3000, Np = 256 et
Nex = 1, Tac =
12,8 min; en ESR
avec Ne = 15 Tac <
1 min

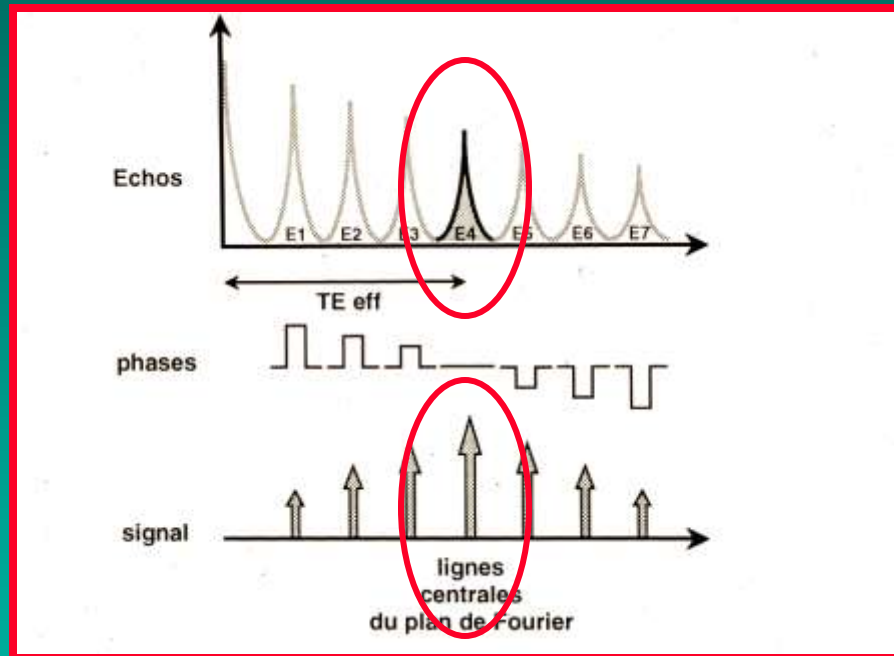


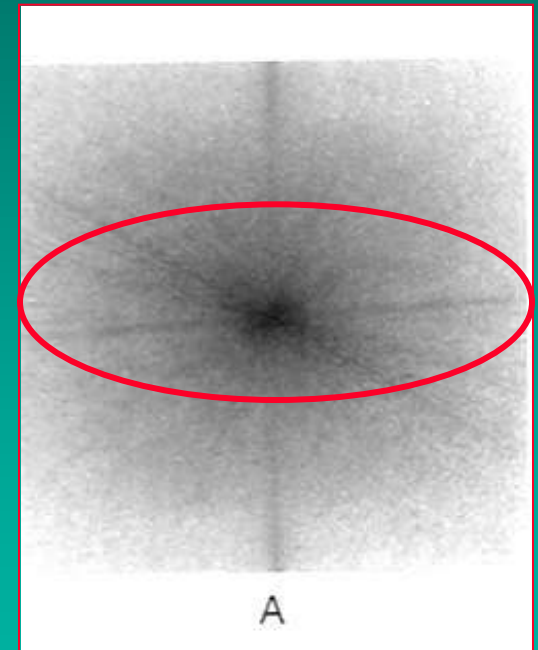
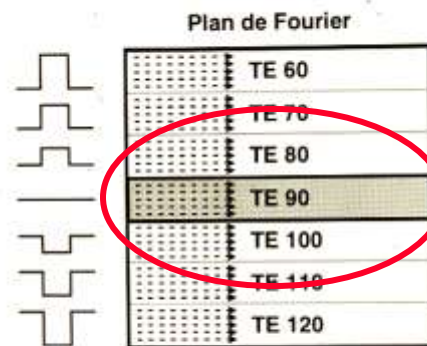
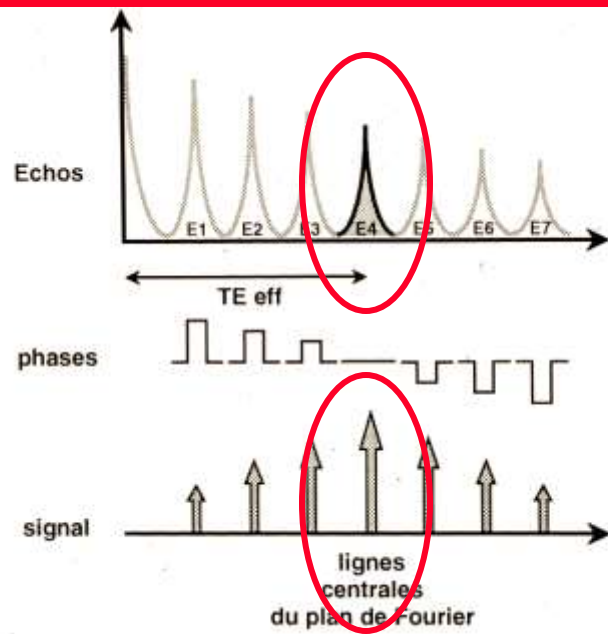
CONTRASTE

-SER

Segmentée:
acquisition
lignes
centrales PF:
TE "effectif"

- Ex 90-100-
110 ms $\approx$ SE
TE = 110 ms



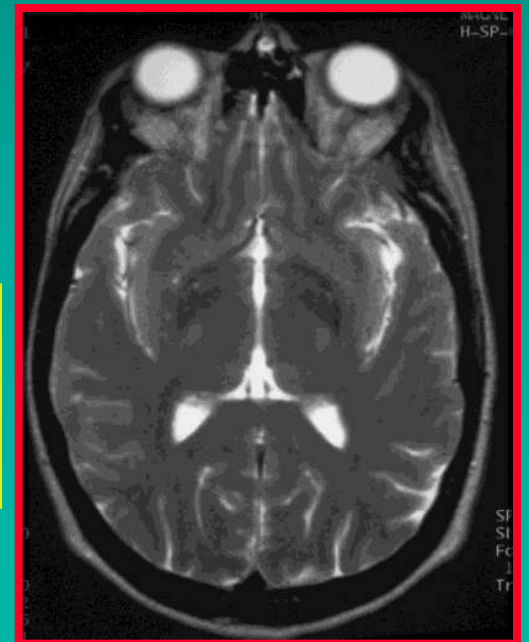
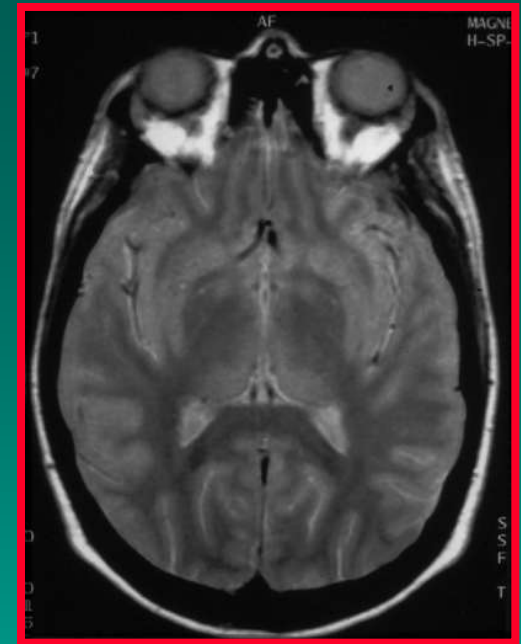


- Ex 30-40-50 ms $\approx$
SE TE = 40 ms

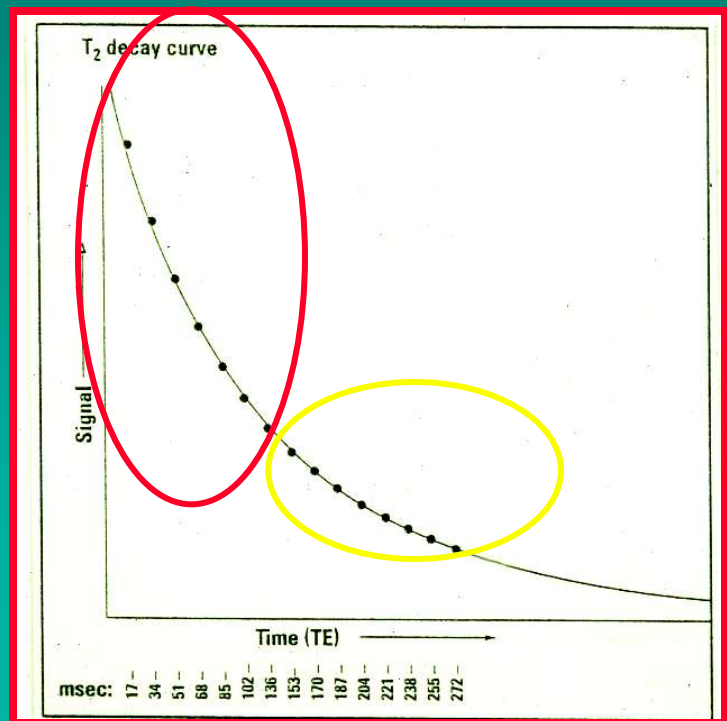
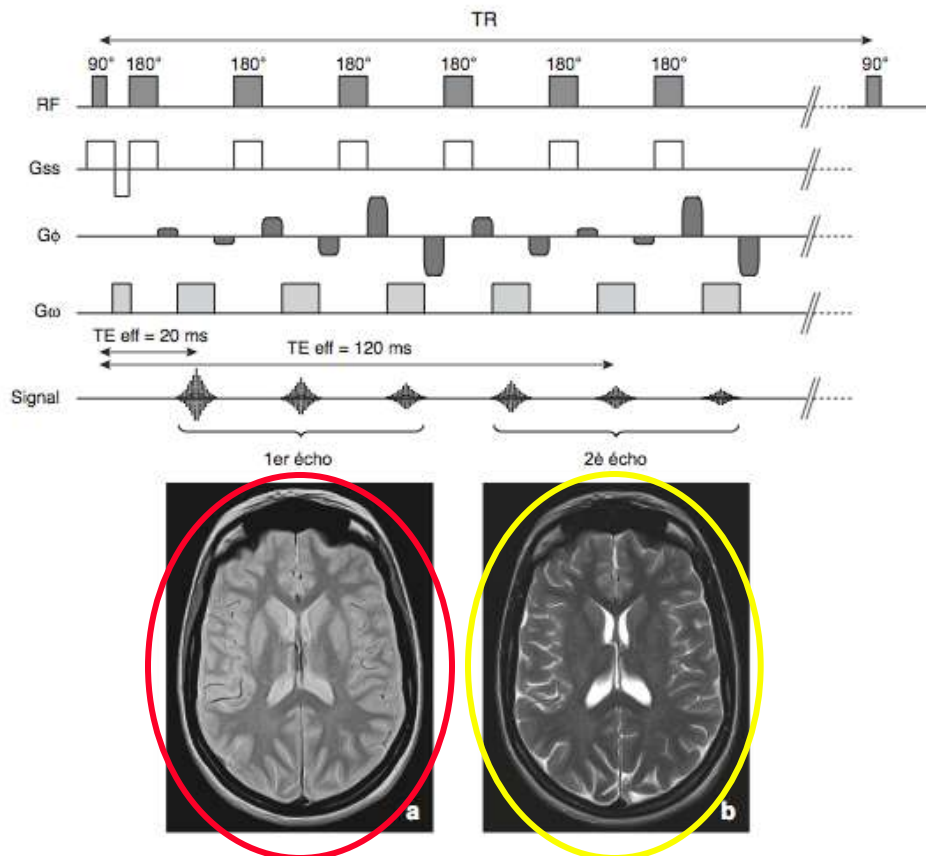
-SER Segmentée:
acquisition lignes
centrales PF:

TE “effectif”

- Ex 110-120-130 ms
 $\approx$ SE TE = 120 ms



En une « seule acquisition »
 « Séparation » train d'écho en « deux »:
 précoce $\pm 40 \text{ ms} = \rho$ et tardif $\pm 120 \text{ ms} = T2$



40 ms ρ

120 ms T2

PROPRIETES, avantages et inconvénients ESR/ES/EG

- LCR blanc en ρ / SE
- Gain en Tac reconverti en RS
- la graisse présente un signal élevé (contribution échos précoces bénéficie repousse du au T1 court – avant chute en T2 – T2 moy.)
- Train d'écho (nombreux 180°): peu sensible inhomogénéité (B_0), susceptibilité magnétique (signal des hématomes est réduit)
- variation signal T2 d'une ligne / suivante: floue et fantômes (réduire espace inter-écho)
- transfert d'énergie aux tissus +++ (Single shot: réduire angle 180 à 125°)

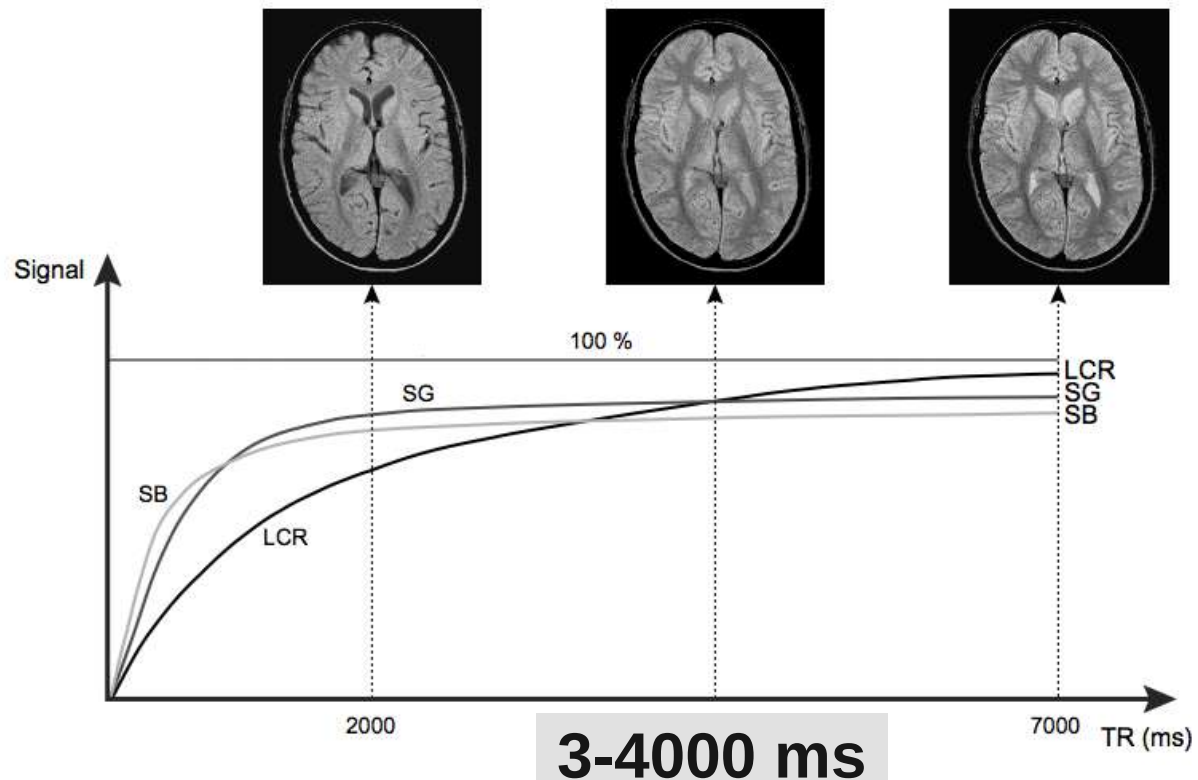
PROPRIETES, avantages et inconvénients ESR/ES/EG

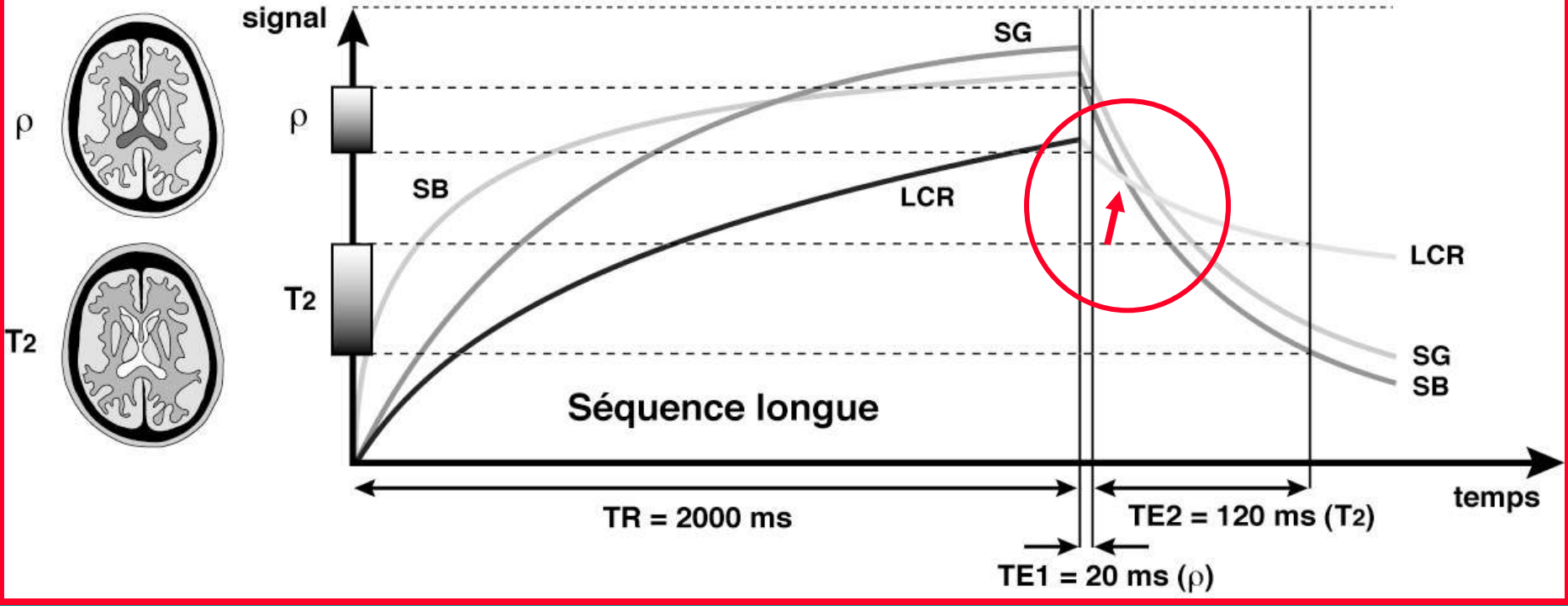
- **LCR blanc en ρ / SE**
- Gain en Tac reconverti en RS
- la graisse présente un signal élevé (contribution écho précoce)
- peu sensible inhomogénéité (B_0), susceptibilité magnétique (signal des hématomes est réduit)
- variation signal T2 d'une ligne / suivante: floue et fantômes (réduire espace inter-écho)
- transfert d'énergie aux tissus +++ (Single shot: réduire angle 180 à 125°)

CONTRASTE / TR

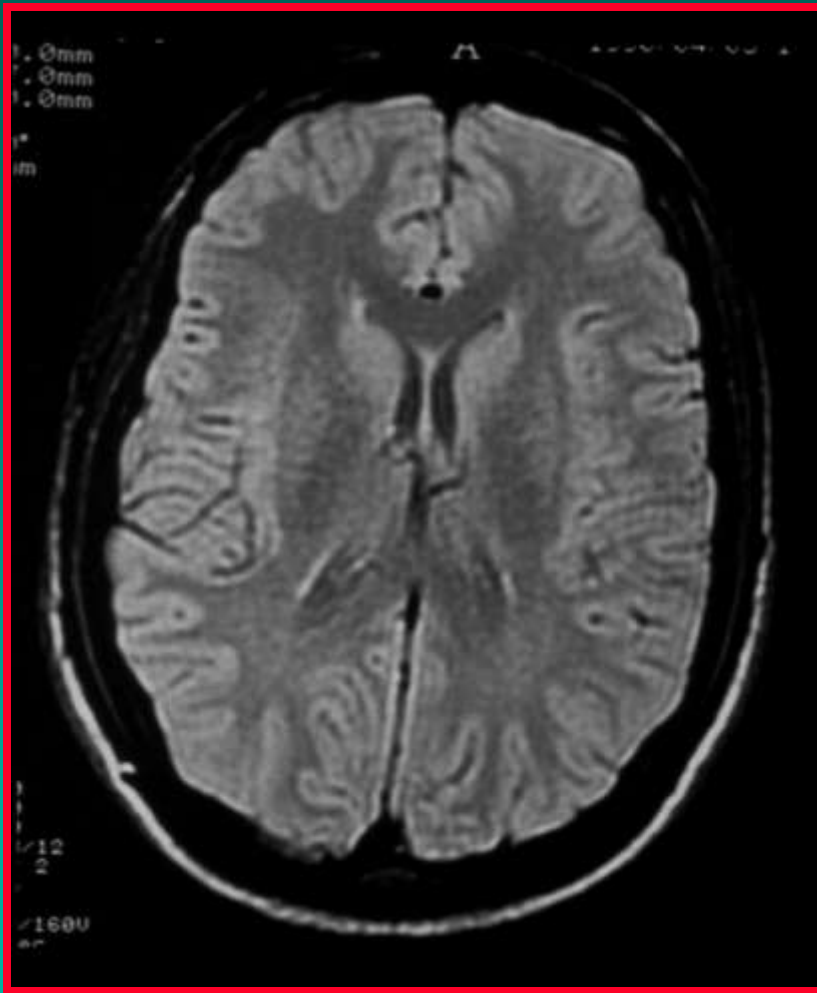
ρ : SE

ρ : SER



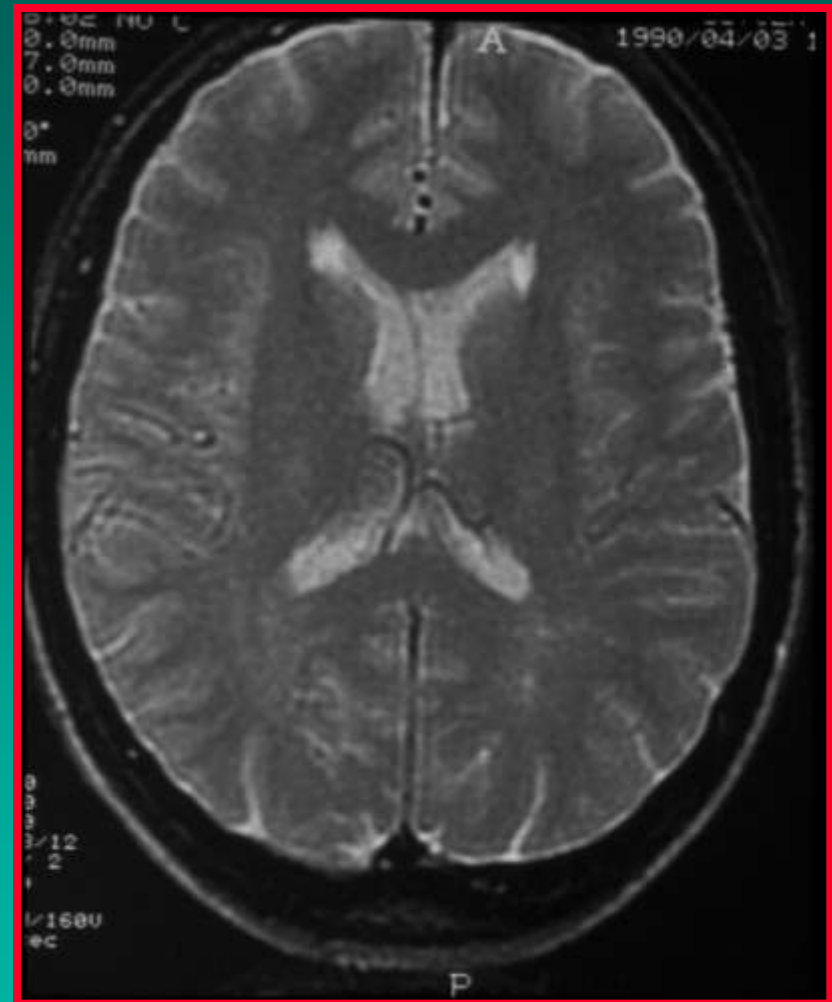


ES

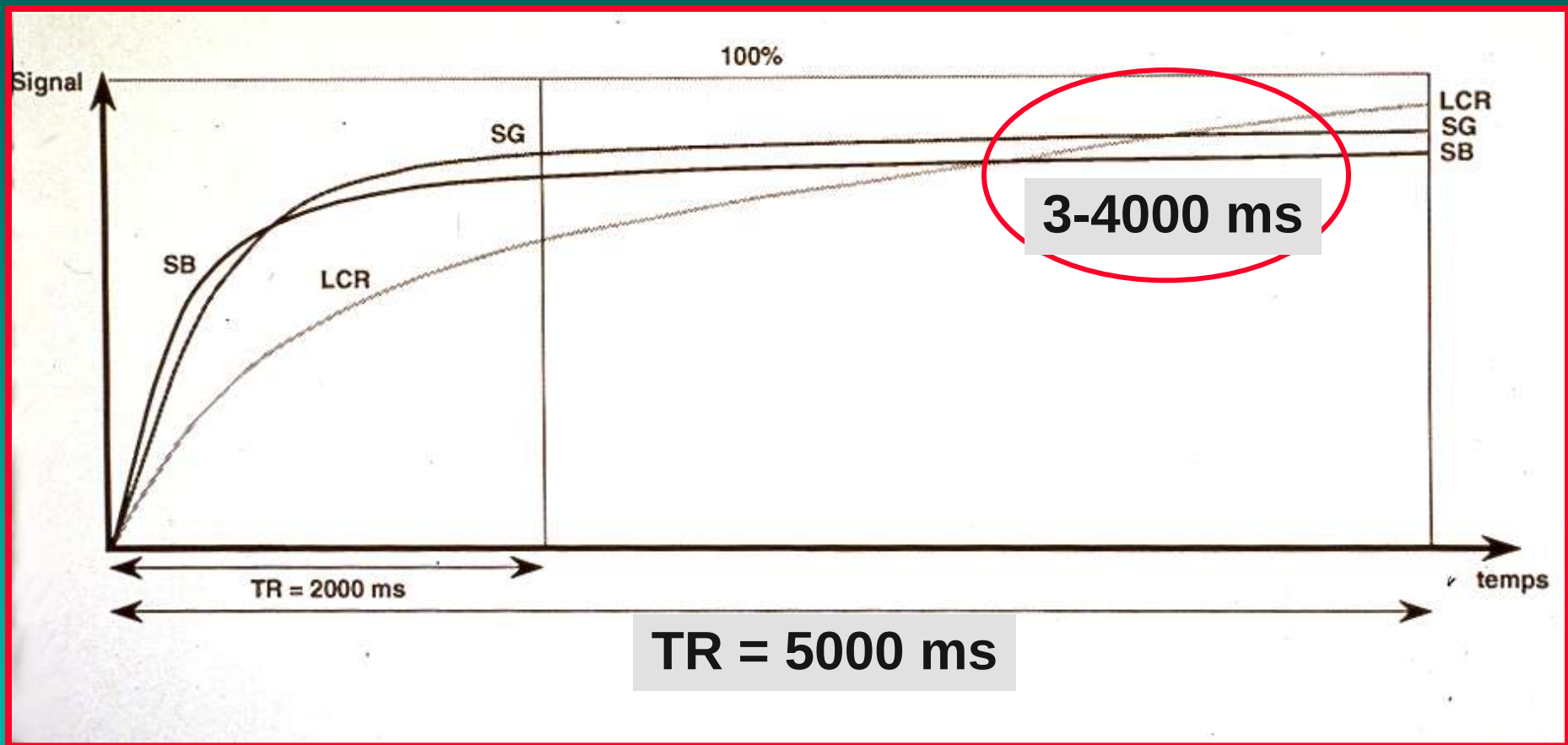


ρ : TE = 40 ms

TR = 2 s



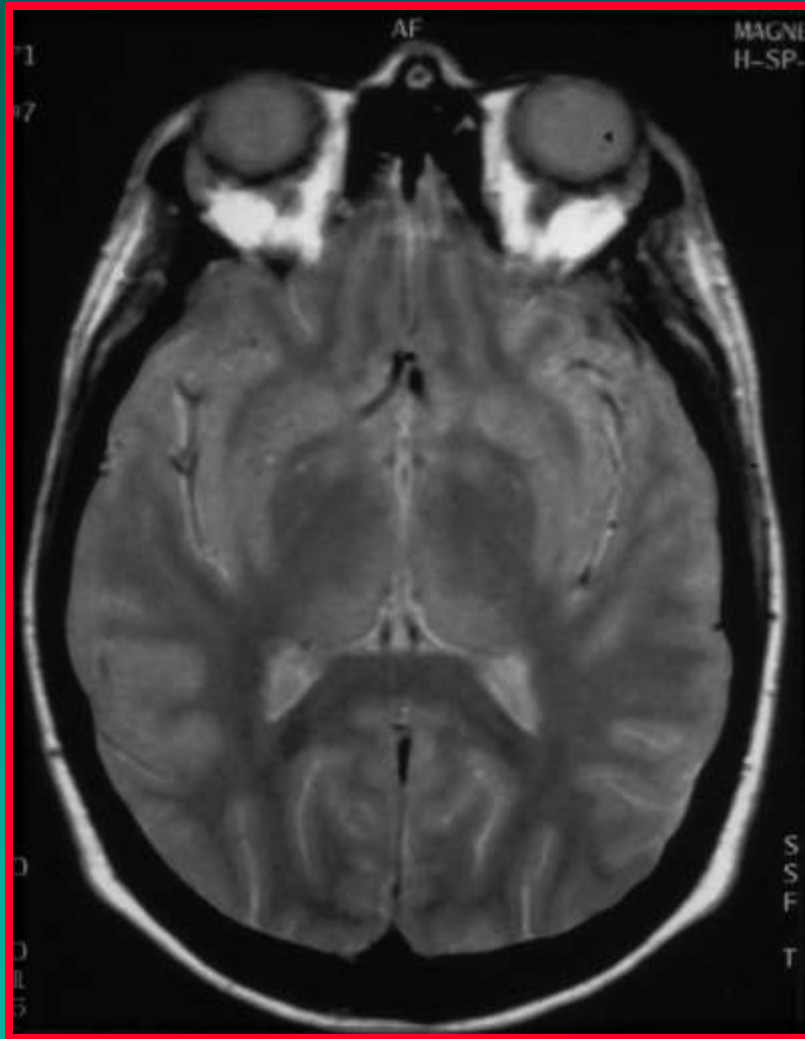
T2: TE = 120 ms



1er échos

ESR

derniers échos

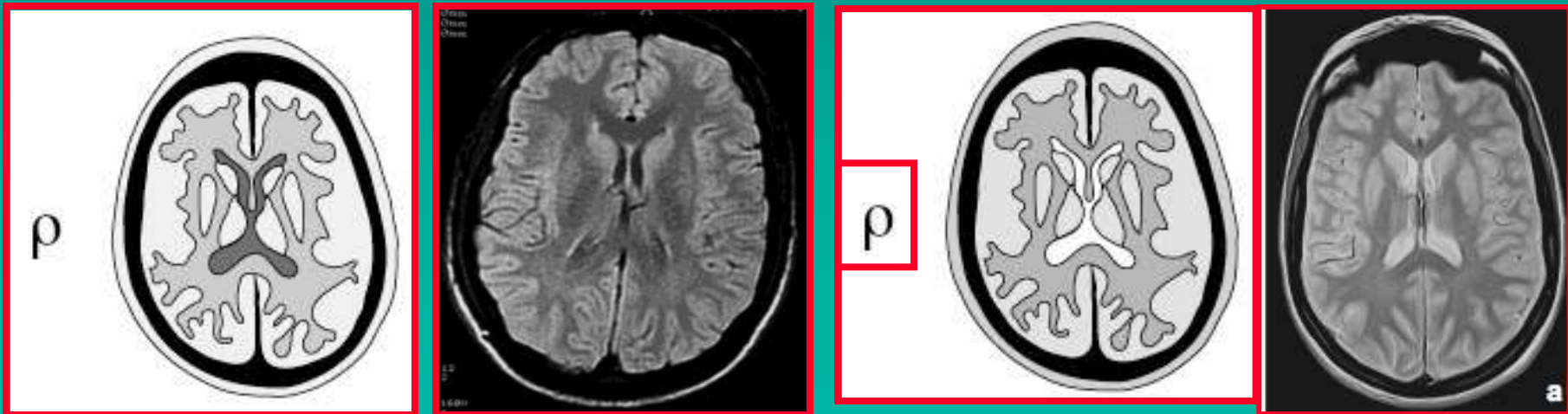


ρ : TE eff. = 40 ms

TR = 4 s

T2: TE eff. = 120 ms

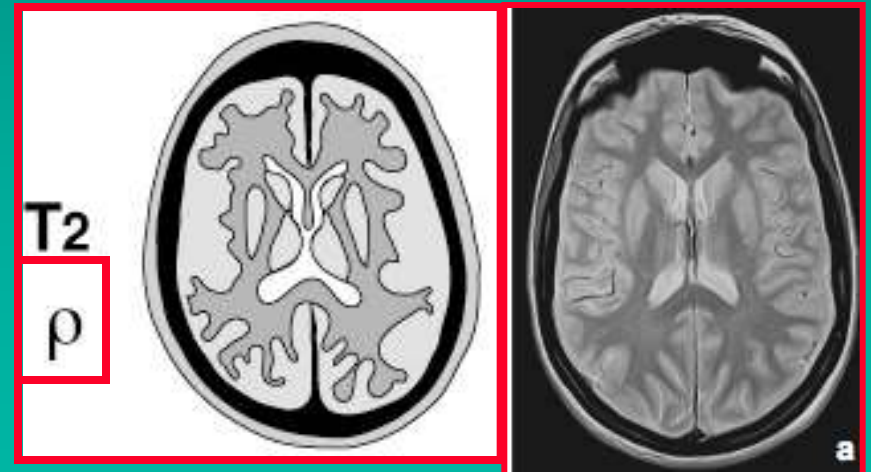
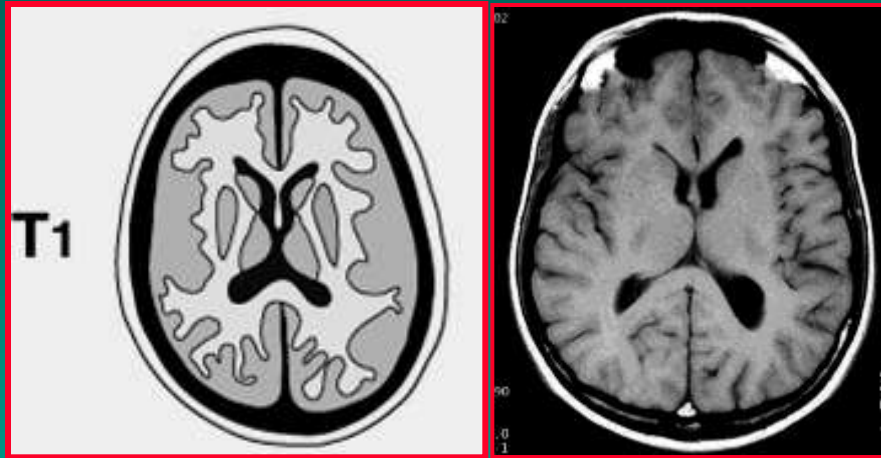
CONTRASTE EN IRM SE/SER



ES (ρ TR 2s)

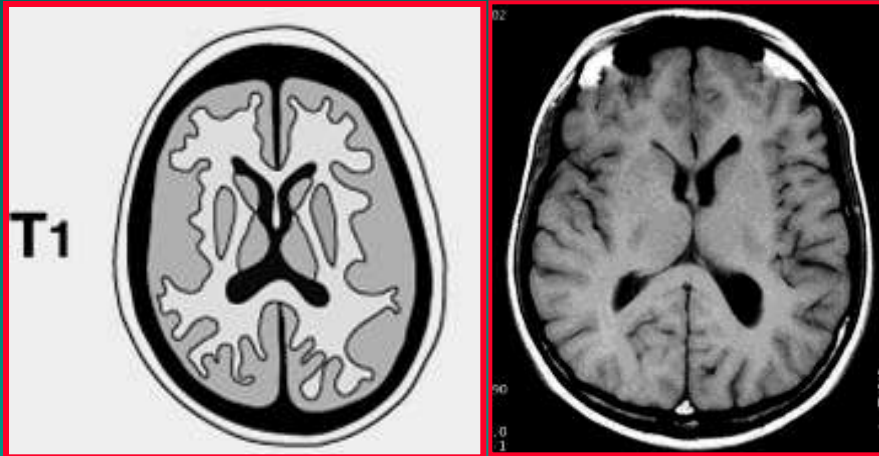
ESR (ρ vrai TR 3,5-4s)

CONTRASTE EN IRM SER

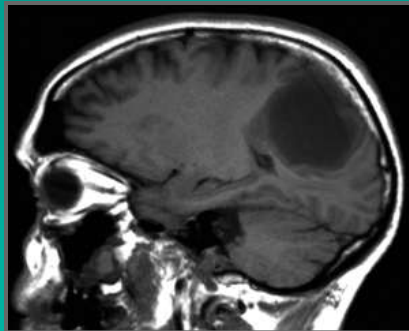


ESR

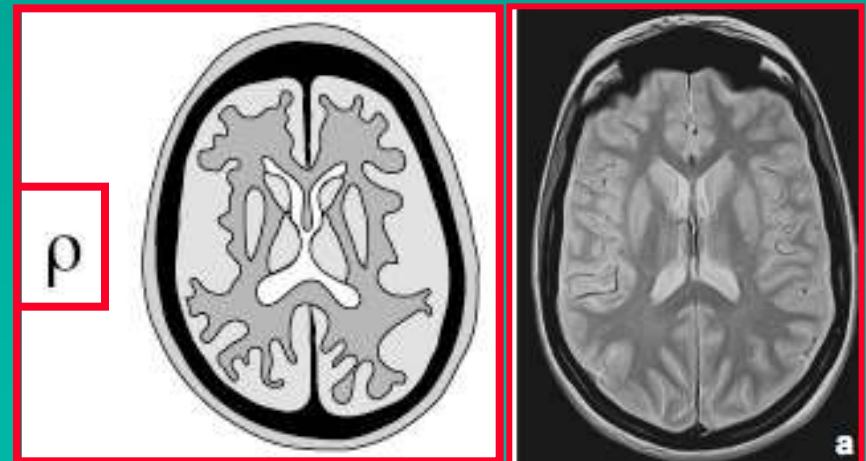
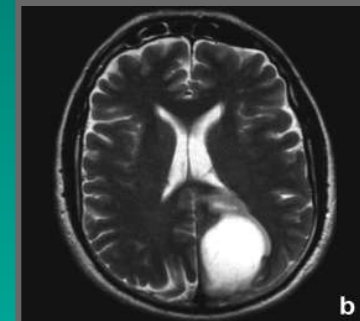
CONTRASTE EN IRM



Anatomique



Inversé



PROPRIETES, avantages et inconvénients ESR/ES/EG

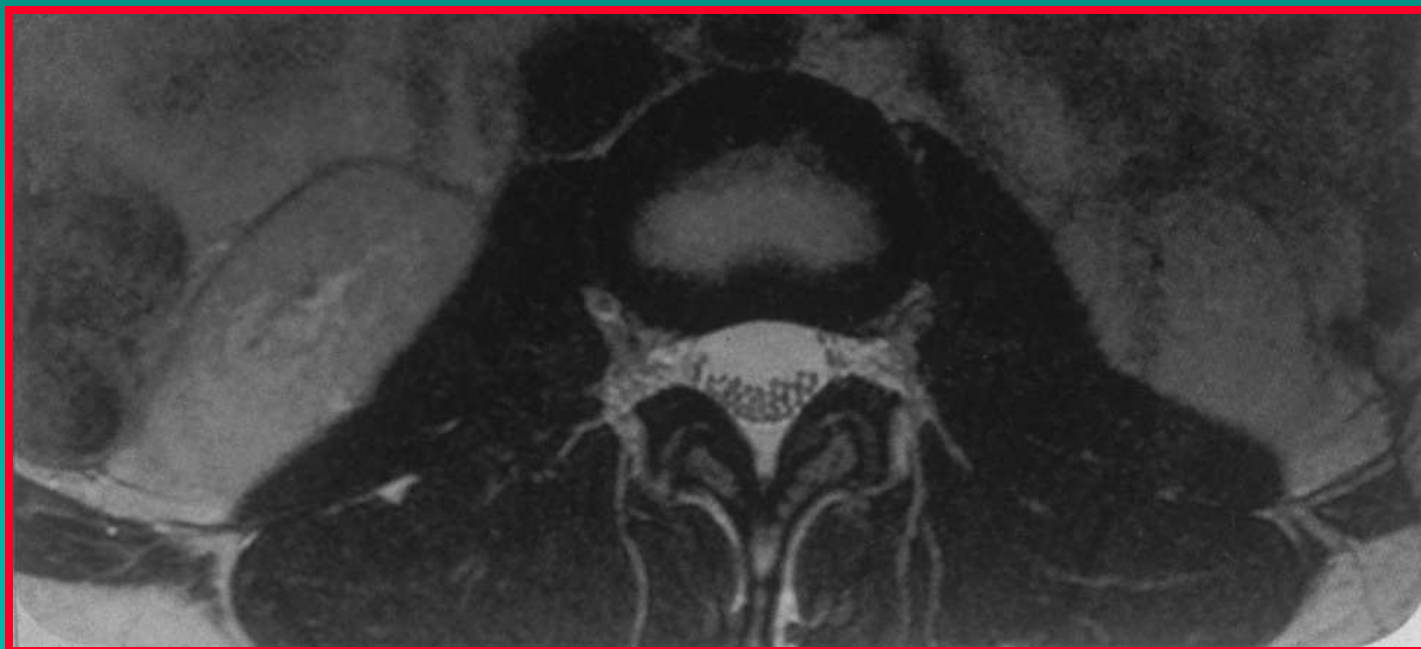
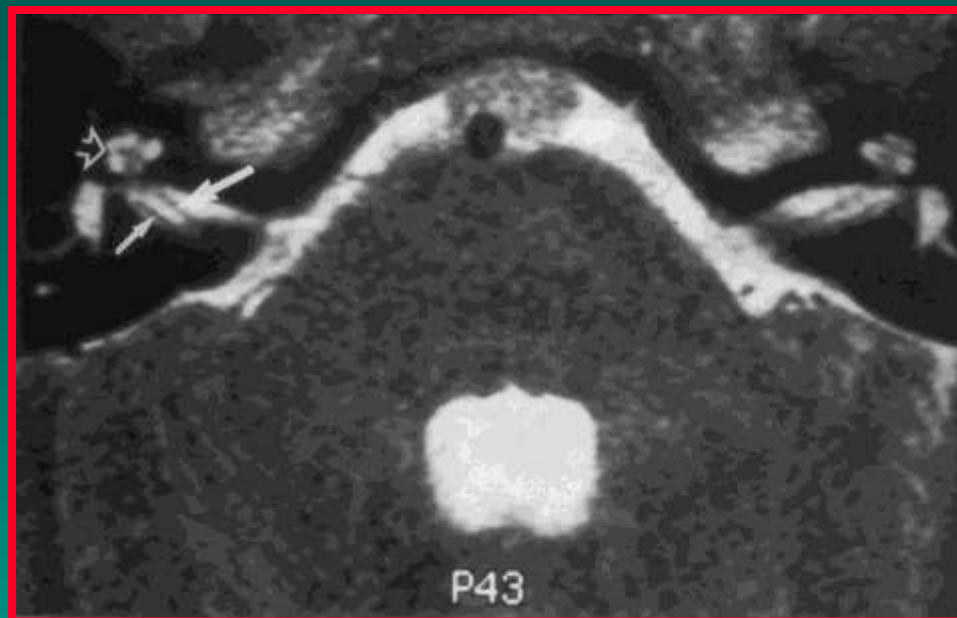
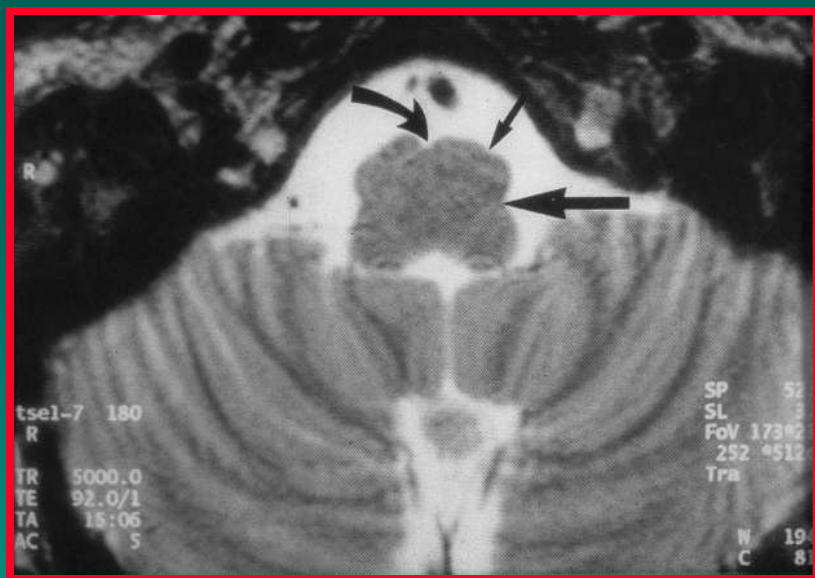
- LCR blanc en ρ / SE
- **Gain en Tac reconverti en RS**
- la graisse présente un signal élevé (contributions écho précoces)
- peu sensible inhomogénéité (B_0), susceptibilité magnétique (signal des hématomes est réduit)
- variation signal T2 d'une ligne / suivante: floue et fantômes (réduire espace inter-écho)
- transfert d'énergie aux tissus +++ (Single shot: réduire angle 180 à 125°)

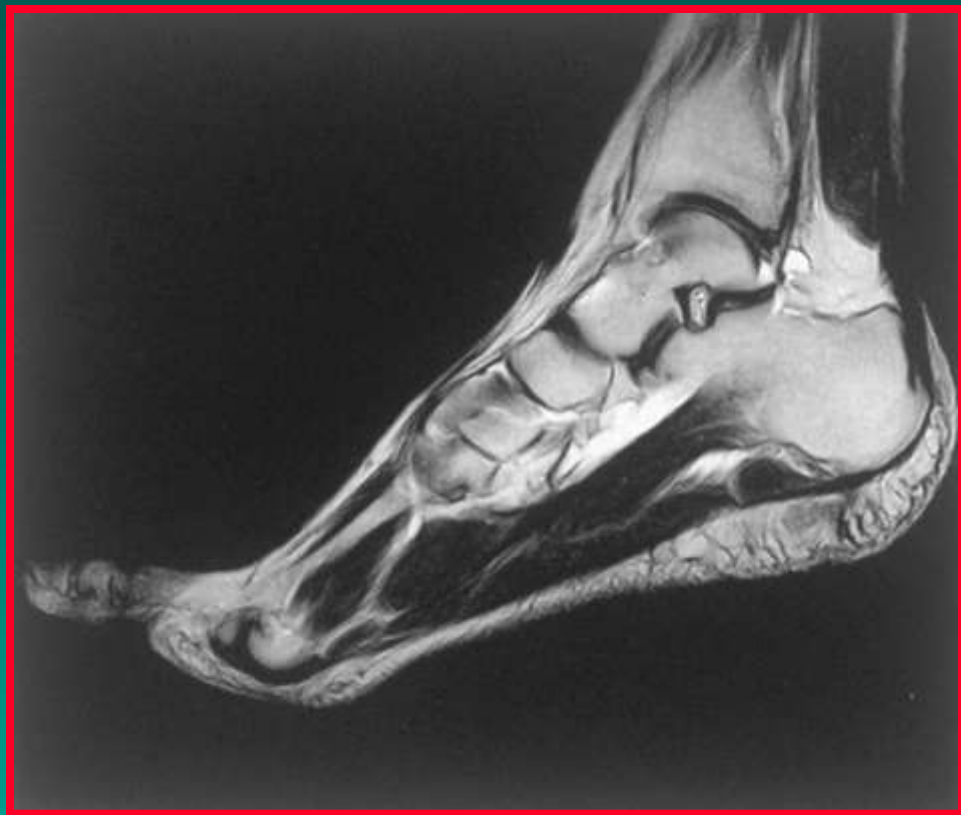
RS ESR

- Matrice 512
(1024)

- Tac x 2 (Np 256)
- mais /10 par Ne =
10
- Au total
5 fois plus rapide !



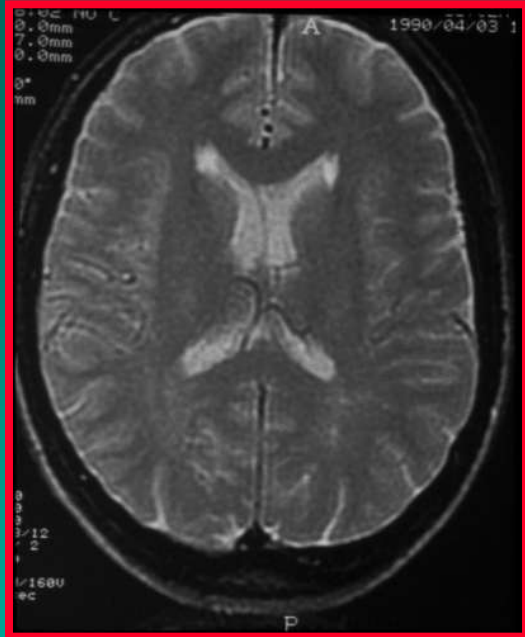




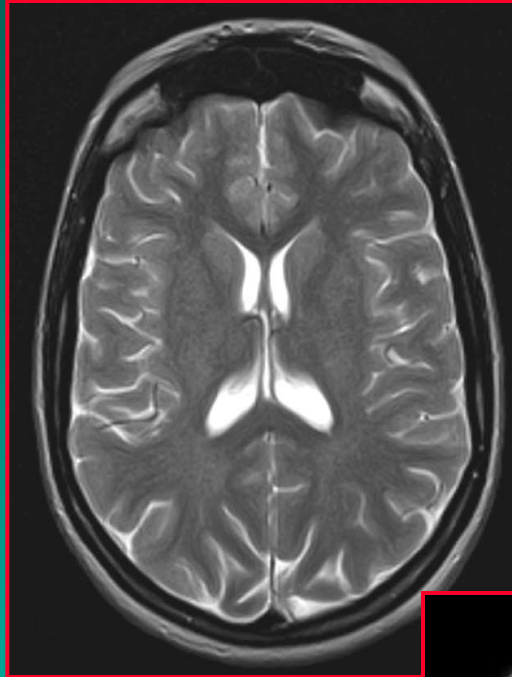
PROPRIETES, avantages et inconvénients ESR/ES/EG

- LCR blanc en ρ / SE
- Gain en Tac reconverti en RS
- **la graisse présente un signal élevé (contribution échos précoces)**
- peu sensible inhomogénéité (B_0), susceptibilité magnétique (signal des hématomes est réduit)
- variation signal T2 d'une ligne / suivante: floue et fantômes (réduire espace inter-écho)
- transfert d'énergie aux tissus +++ (Single shot: réduire angle 180 à 125°)

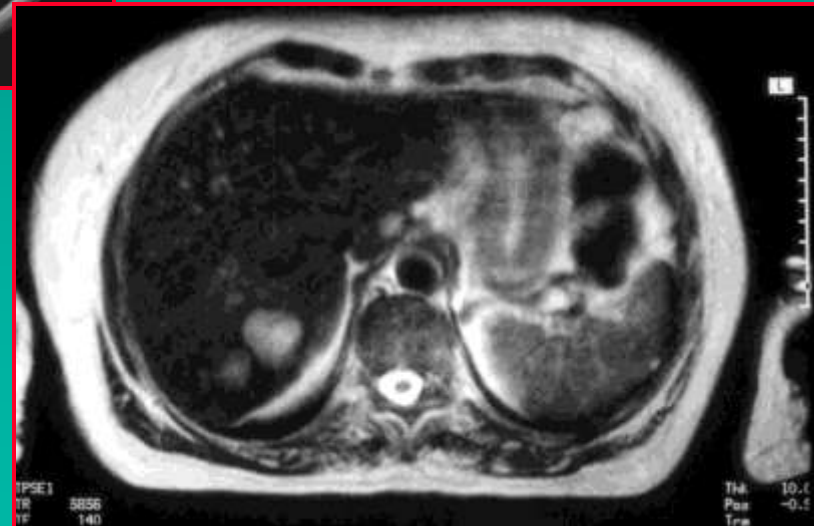
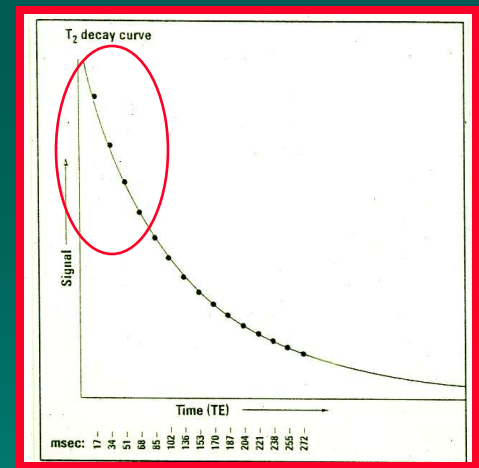
Graisse (T2 moy.) = signal

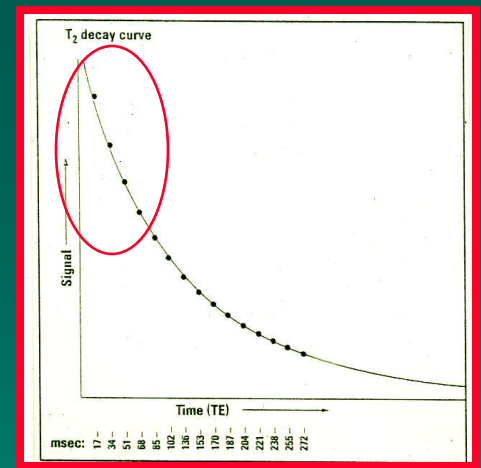


ES

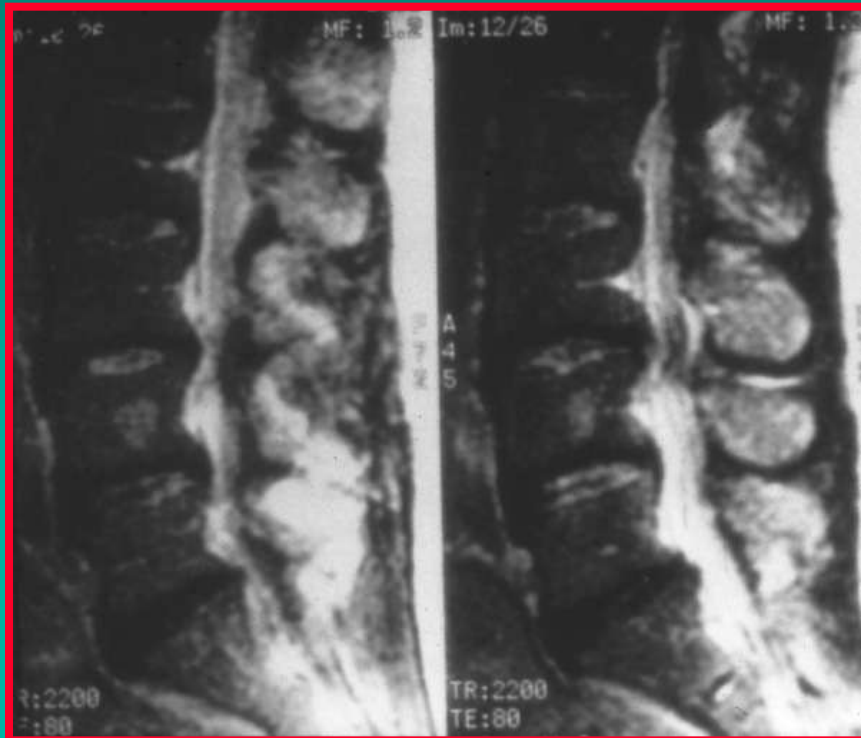


ESR

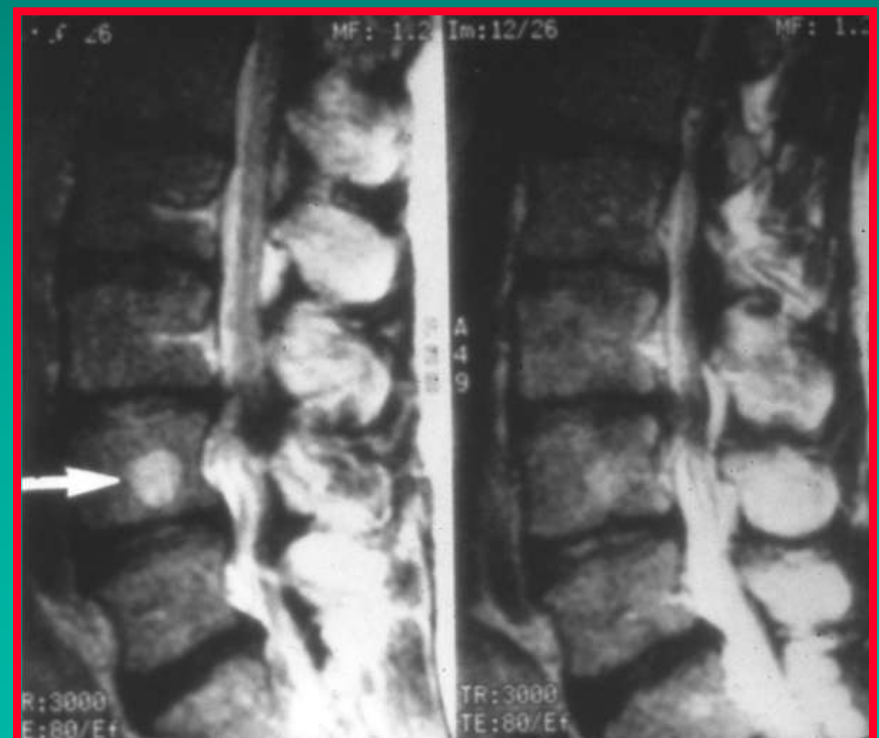




SE



SER



graisse



TSE / 5 échos

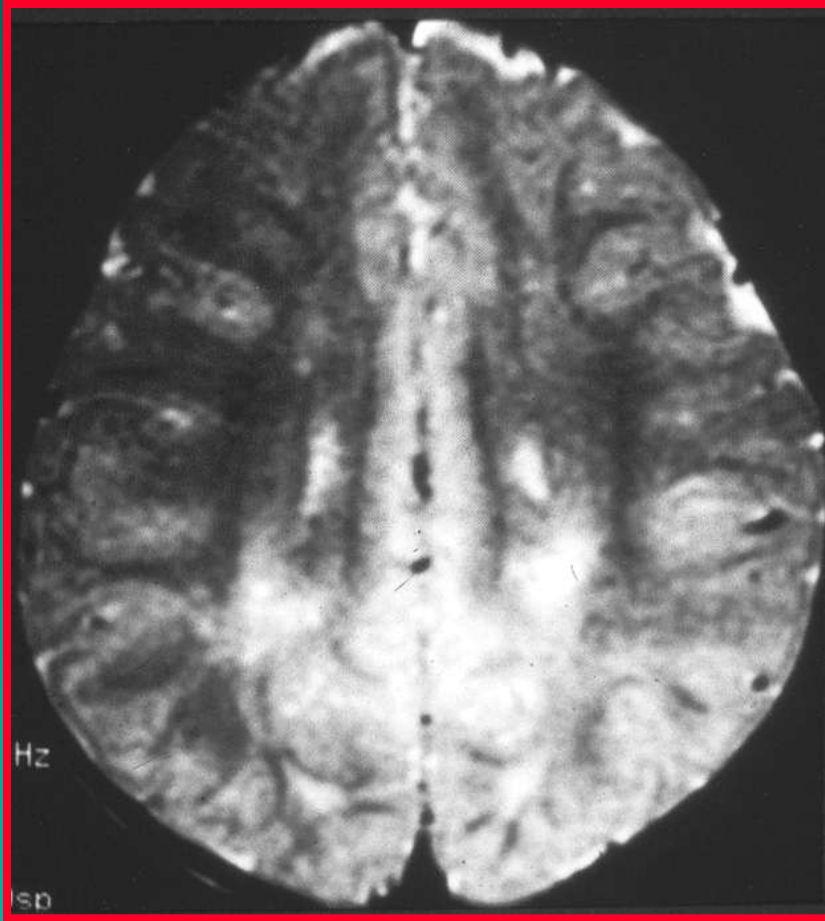


TSE / 23 échos

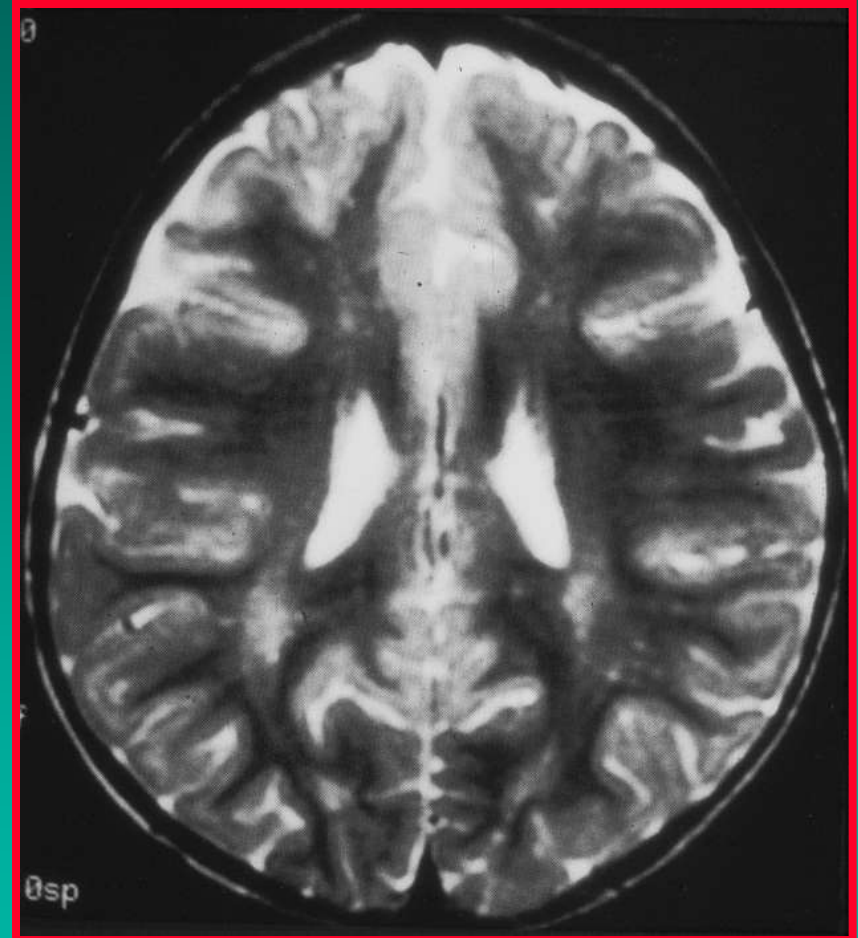
PROPRIETES, avantages et inconvénients ESR/ES/EG

- LCR blanc en ρ / SE
- Gain en Tac reconverti en RS
- la graisse présente un signal élevé (contribution écho précoce)
- **peu sensible inhomogénéité (B_0), susceptibilité magnétique (signal des hématomes est réduit)**
- variation signal T2 d'une ligne / suivante: floue et fantômes (réduire espace inter-écho)
- transfert d'énergie aux tissus +++ (Single shot: réduire angle 180 à 125°)

SE
Homogénéité
Bo



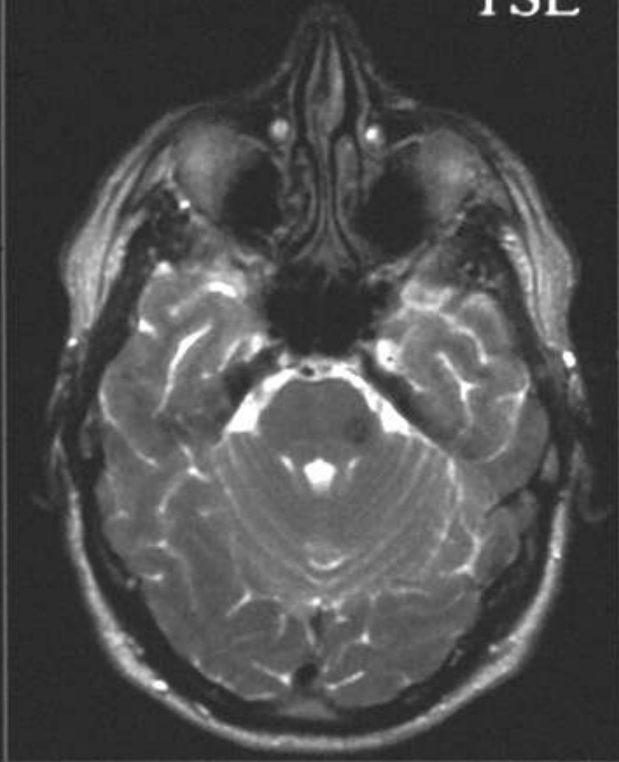
SE



SER

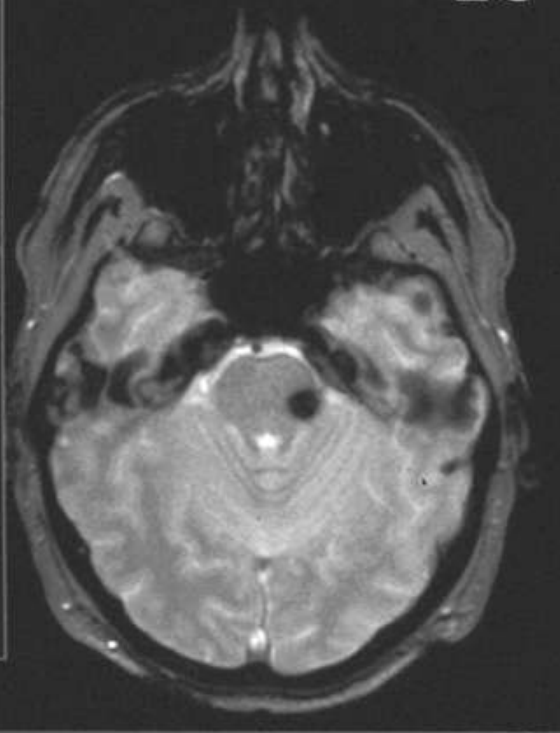
Susceptibilité magnétique

TSE



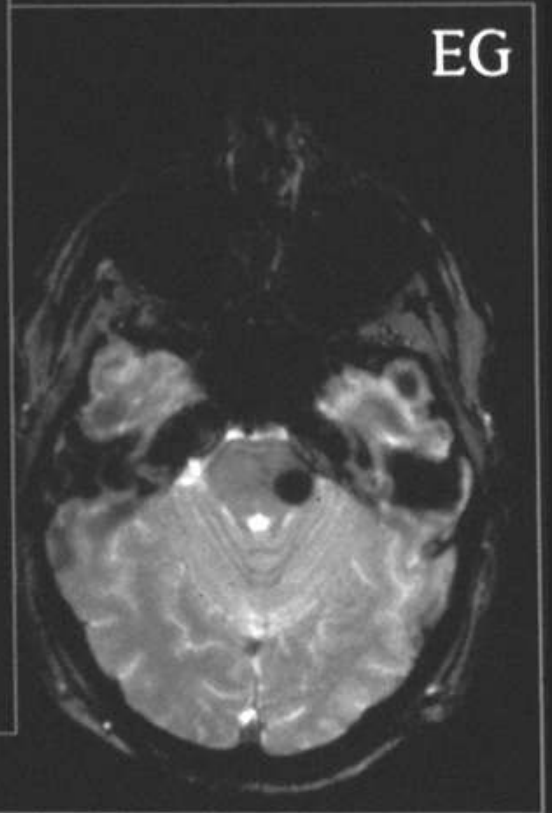
TR = 2300 ms, TE = 120 ms

EG

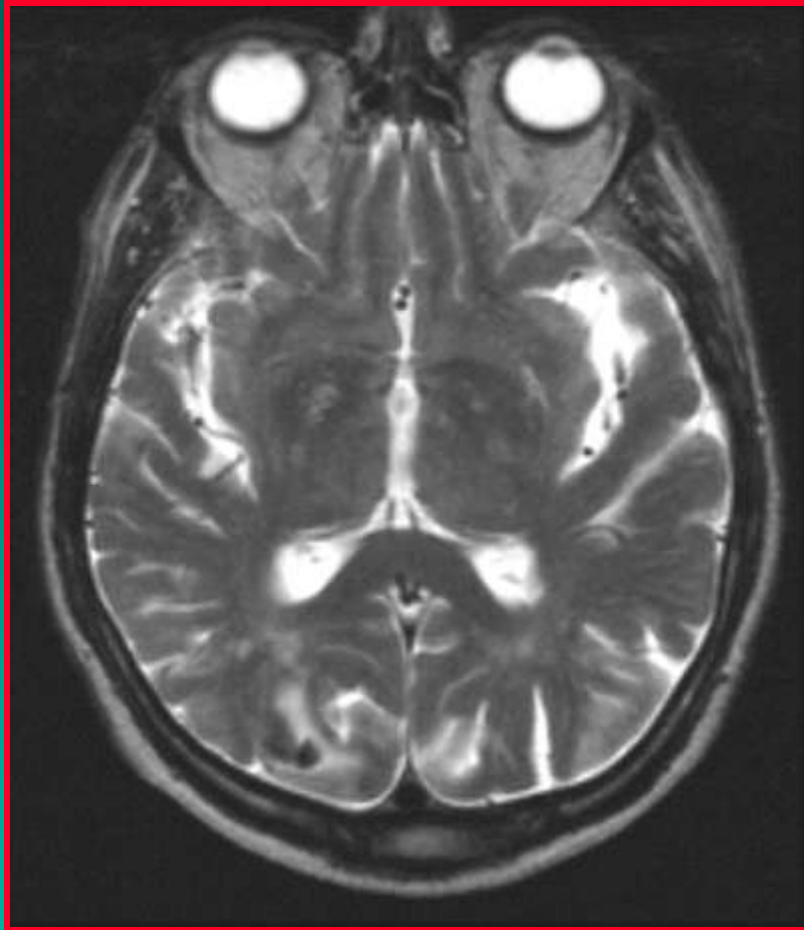


TR = 850 ms, TE = 15 ms

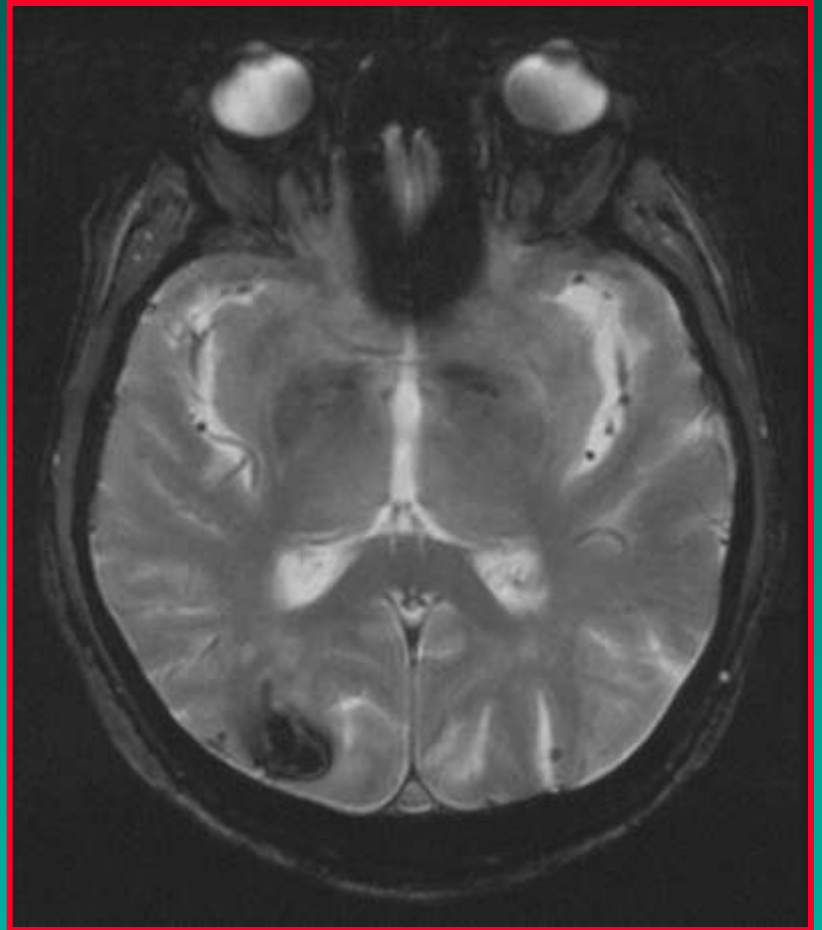
EG



TR = 850 ms, TE = 35 ms

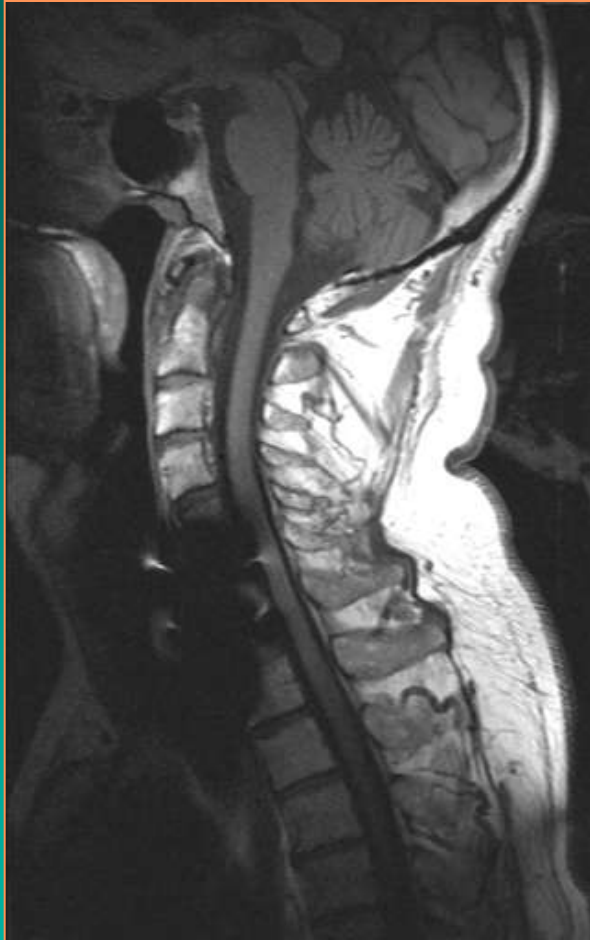


SE T2



T2* GE

- TSE / SE artéfact métal



SE T₁

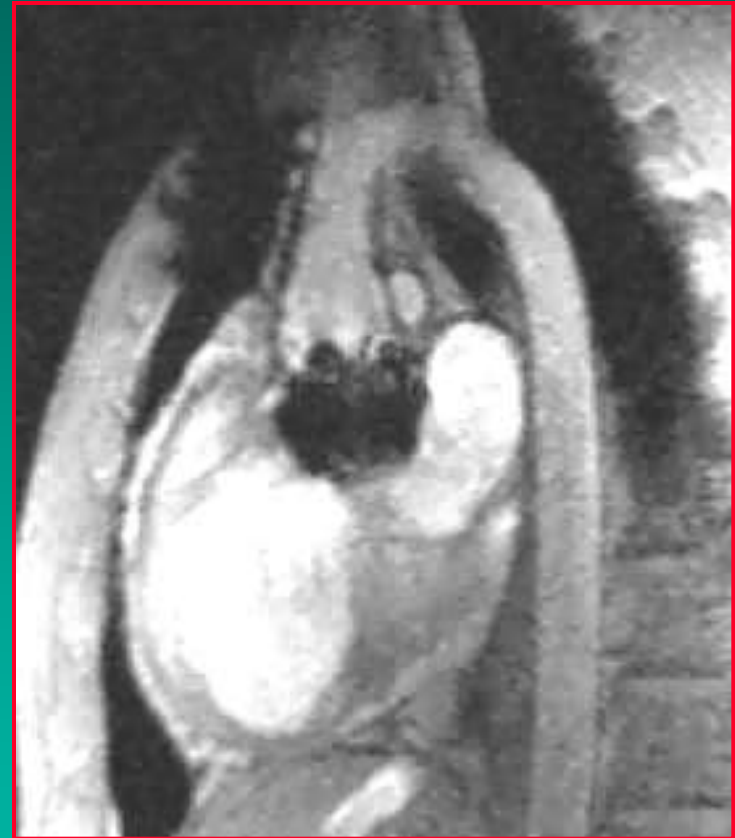


TSE T₂

Valve cardiaque: Turbo spin-écho : Bonne immunité contre les artefacts T2*

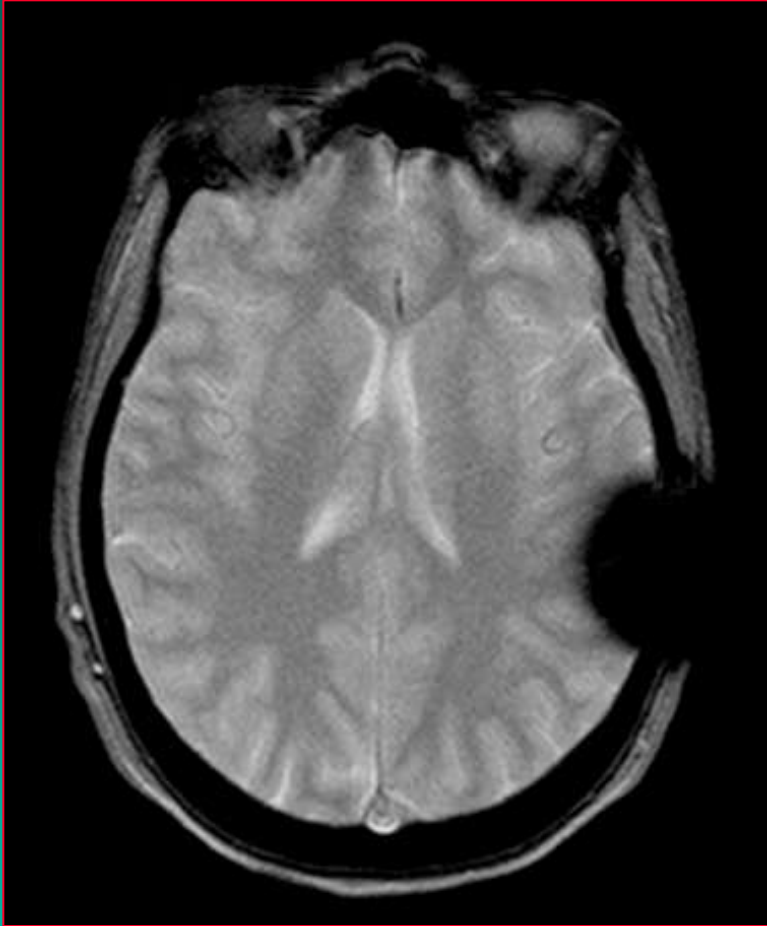


ESR

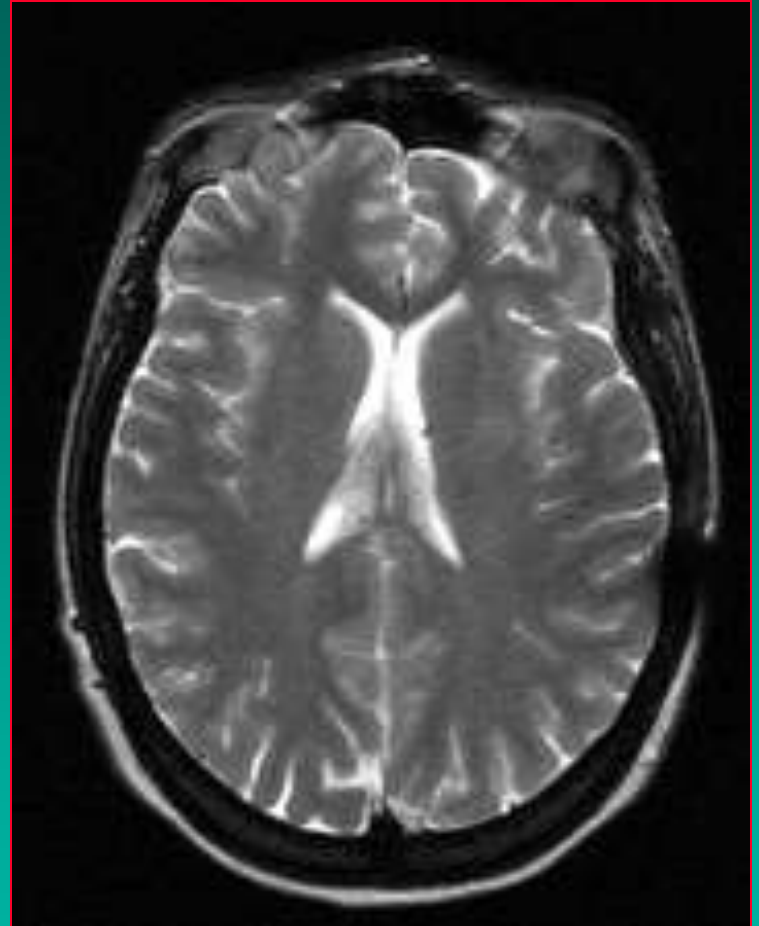


EG

- SE ou TSE / EG



EG

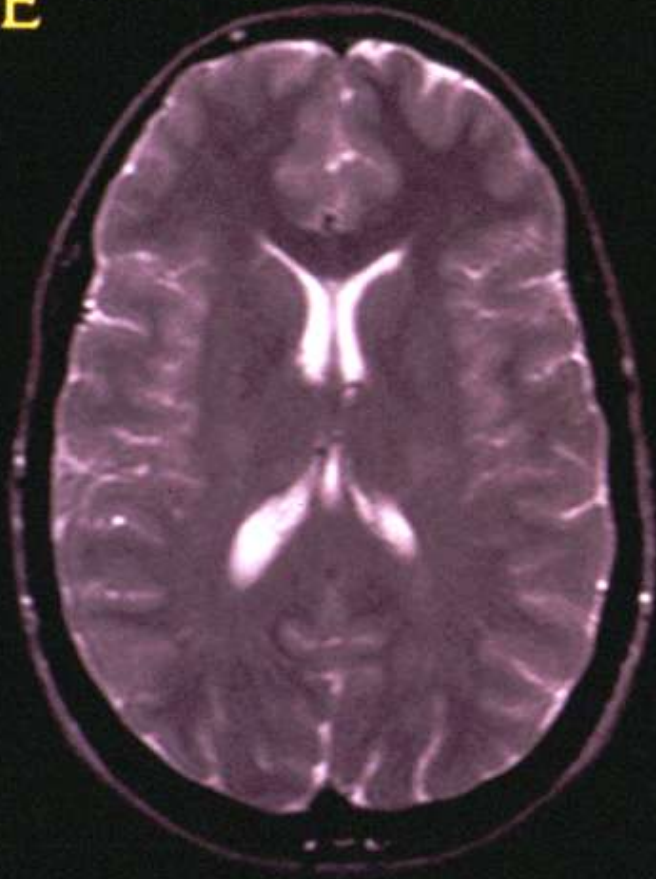


TSE

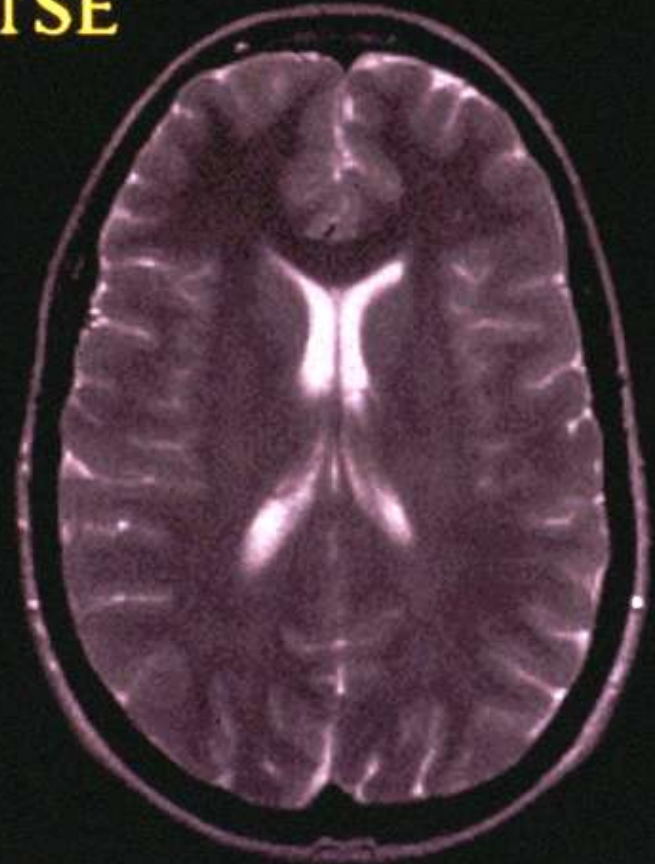
PROPRIETES, avantages et inconvénients ESR/ES/EG

- LCR blanc en ρ / SE
- Gain en Tac reconverti en RS
- la graisse présente un signal élevé (contribution écho précoce)
- peu sensible inhomogénéité (B_0), susceptibilité magnétique (signal des hématomes est réduit)
- **variation signal T2 d'une ligne / suivante: floue et fantômes (réduire espace inter-écho)**
- transfert d'énergie aux tissus +++ (Single shot: réduire angle 180 à 125°)

SE

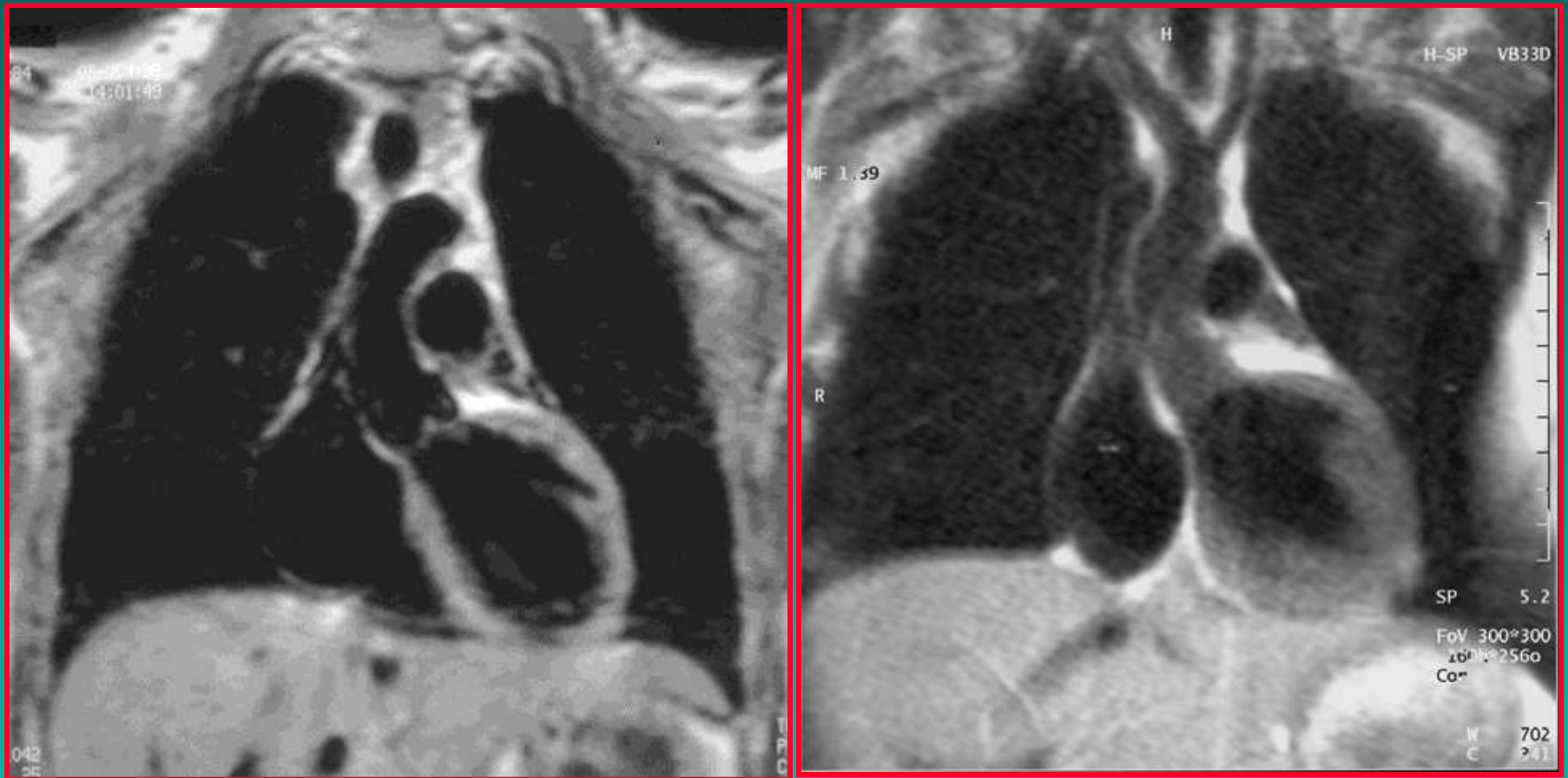


TSE



Floue périventriculaire

SE/ESR



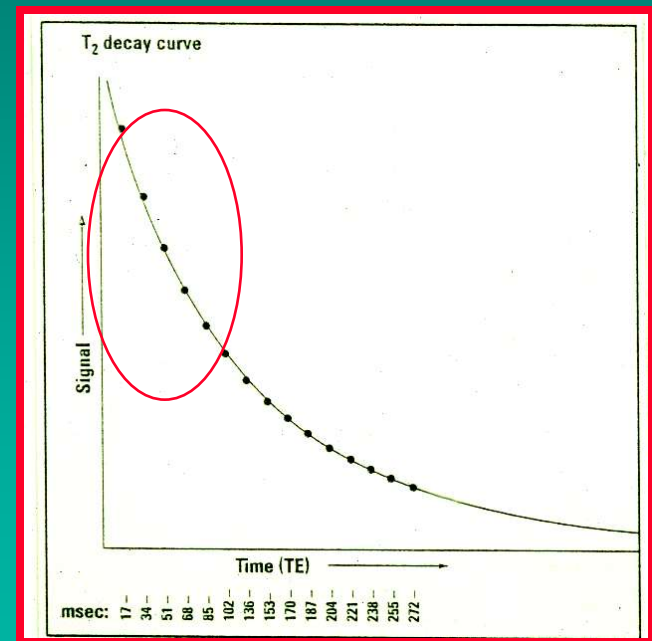
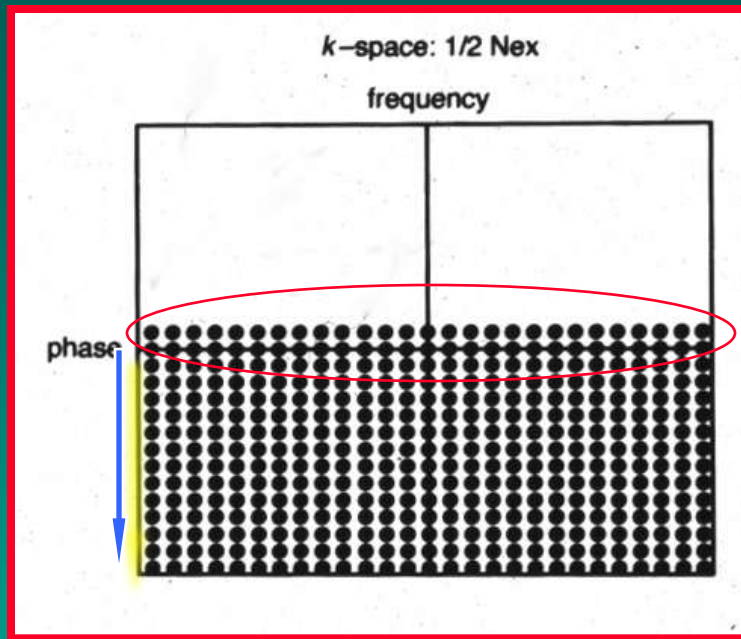
Floue parois cardiaques

PROPRIETES, avantages et inconvénients ESR/ES/EG

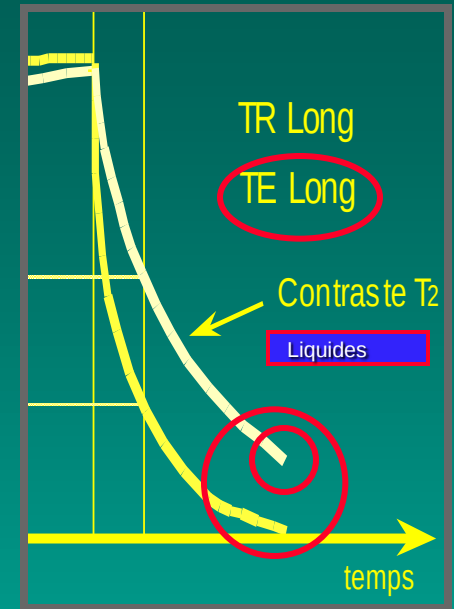
- LCR blanc en ρ / SE
- Gain en Tac reconverti en RS
- la graisse présente un signal élevé (contribution écho précoce)
- peu sensible inhomogénéité (B_0), susceptibilité magnétique (signal des hématomes est réduit)
- variation signal T2 d'une ligne / suivante: floue et fantômes (réduire espace inter-écho)
- **transfert d'énergie aux tissus +++ (Single shot: réduire angle 180 à 125°)**

1:2 plan de Fourier

- Permet de réduire encore l'acquisition un seul passage (type single-shot RARE) peut être encore (**HASTE** half Fourier single-shot TSE Siemens ou SS-FSE **SINGLE SHOT** FSE GE, **SSTSE** Philips)
- Forte pondération en T2 (seul Sg liquides persiste sur écho tardif)
- TR « infini » bonne dépondération en T1

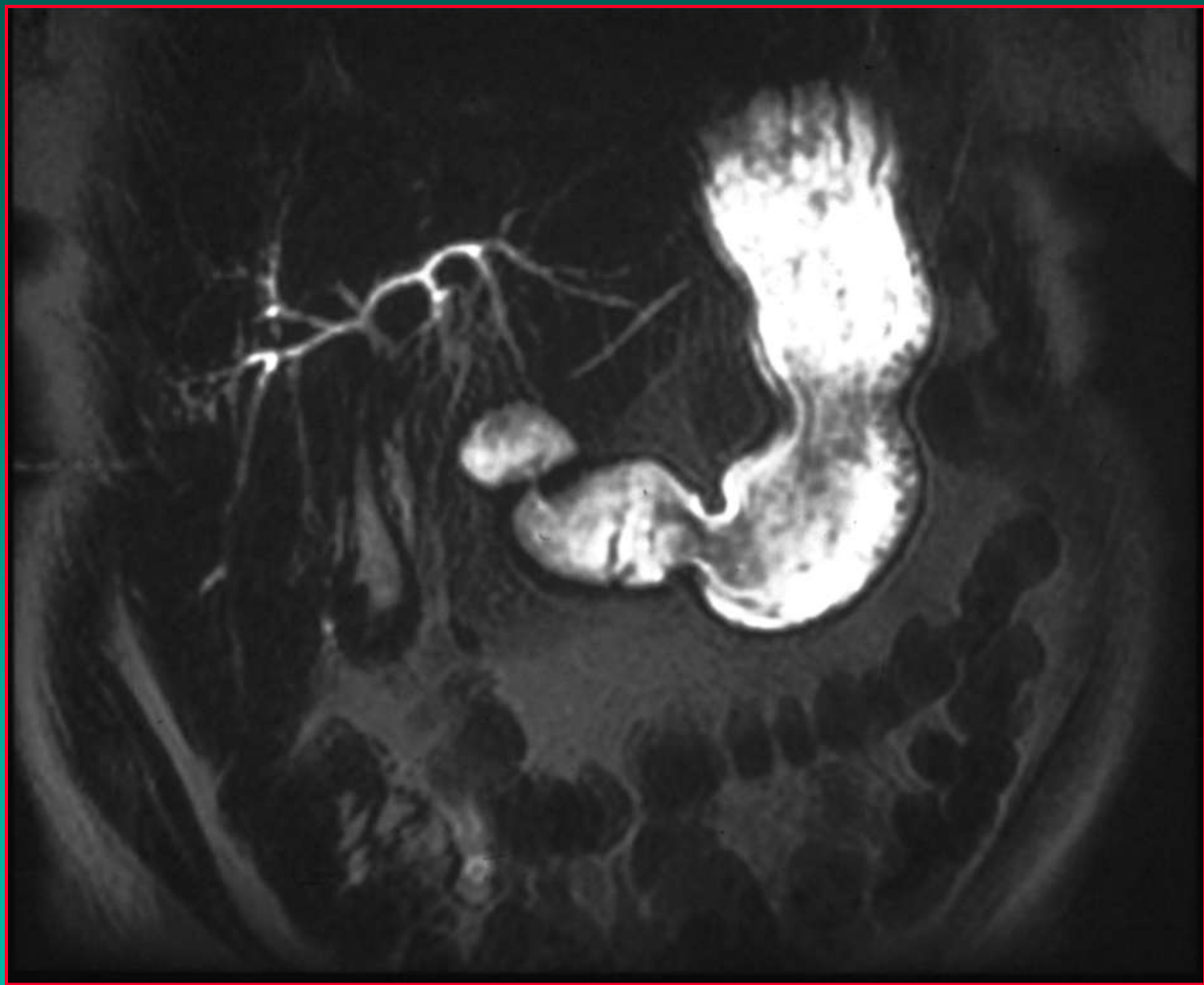


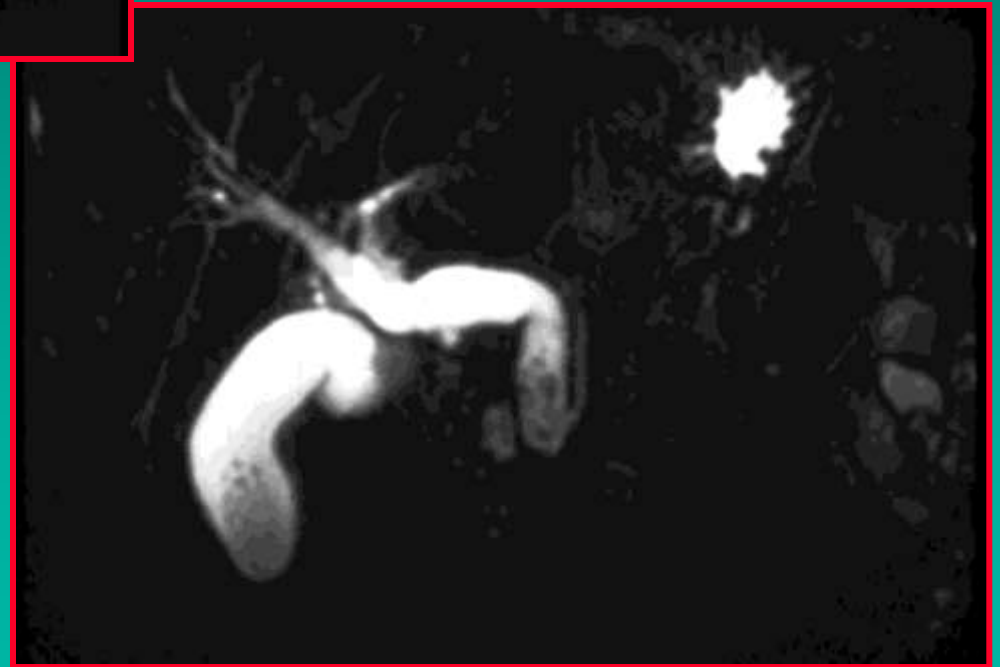
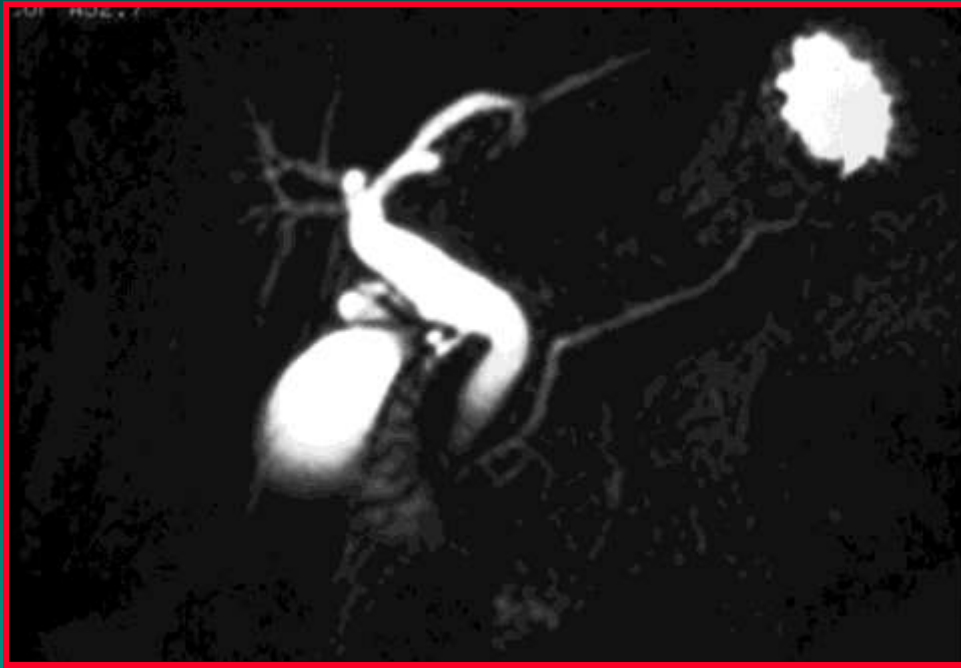
APPLICATIONS

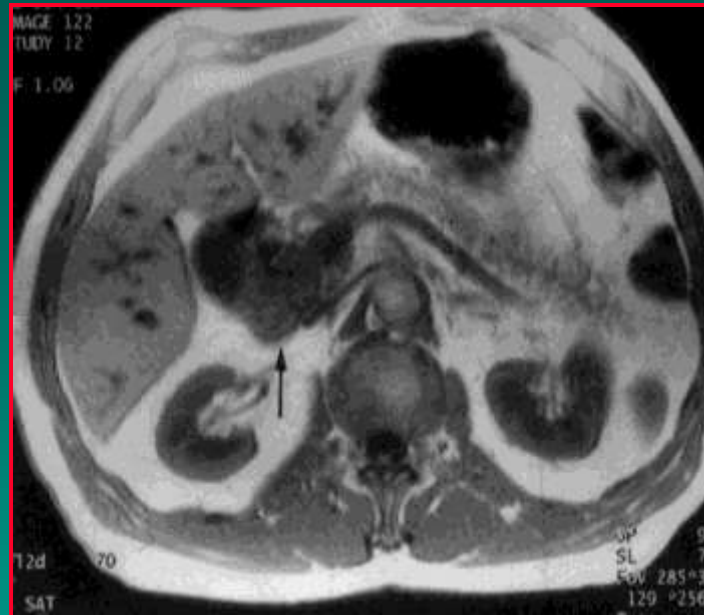


- Séquences « liquides »
- Myélo-IRM
- Cholangio-IRM
- Urographie IRM





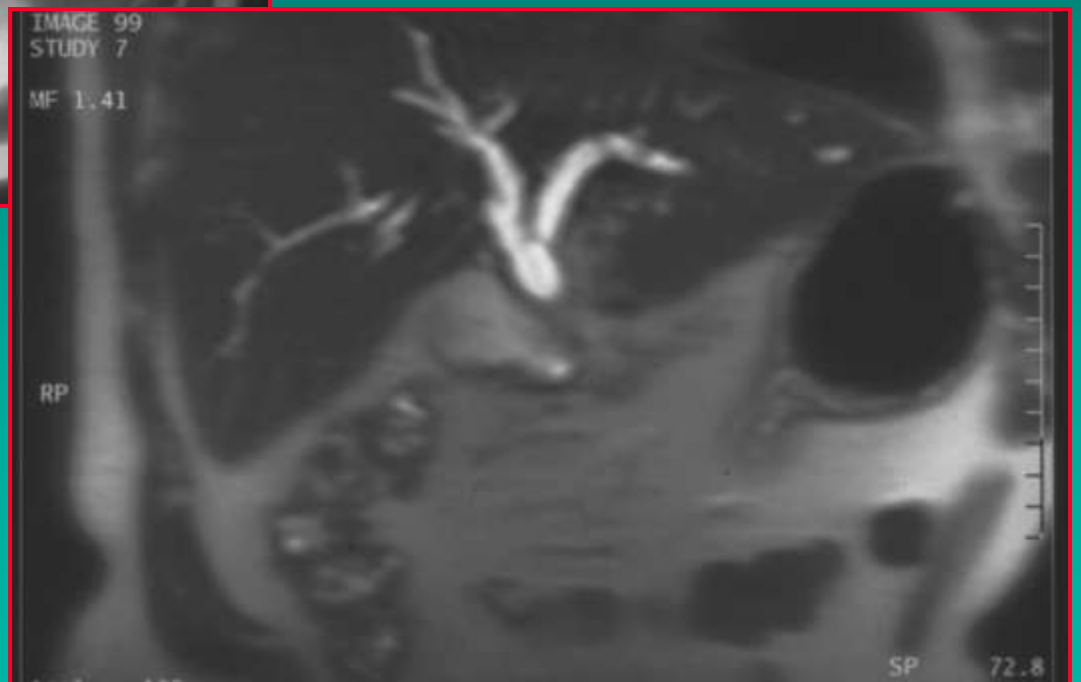


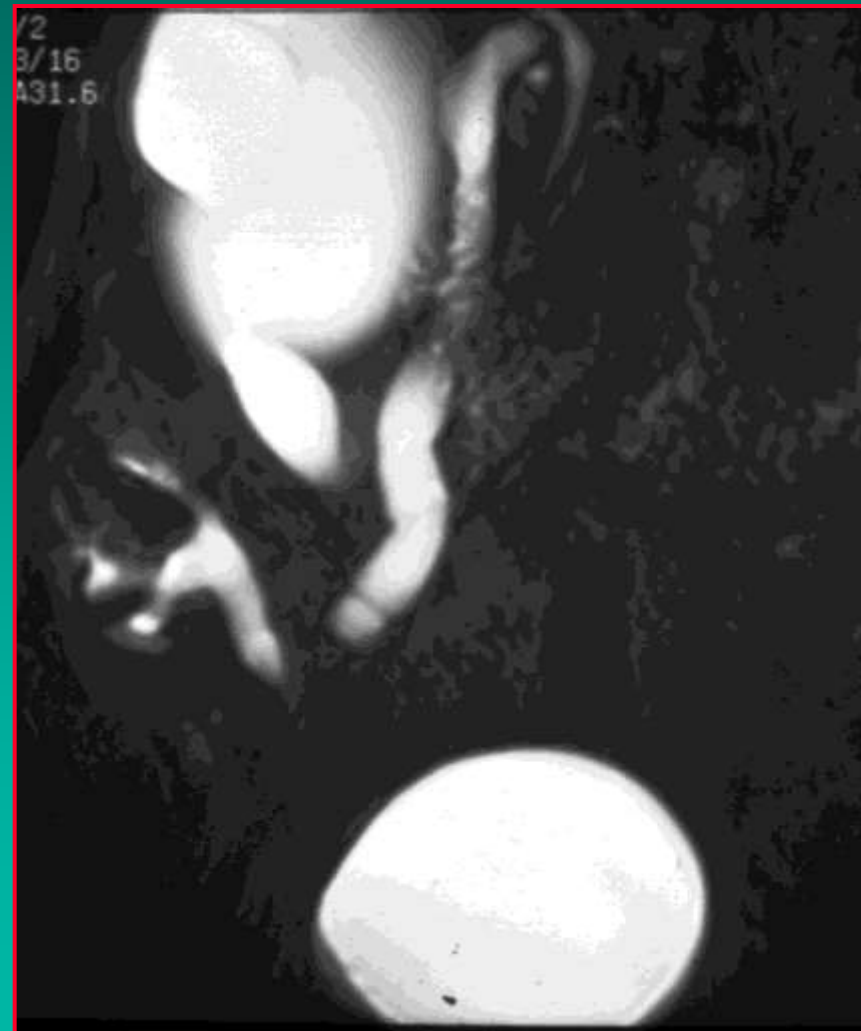
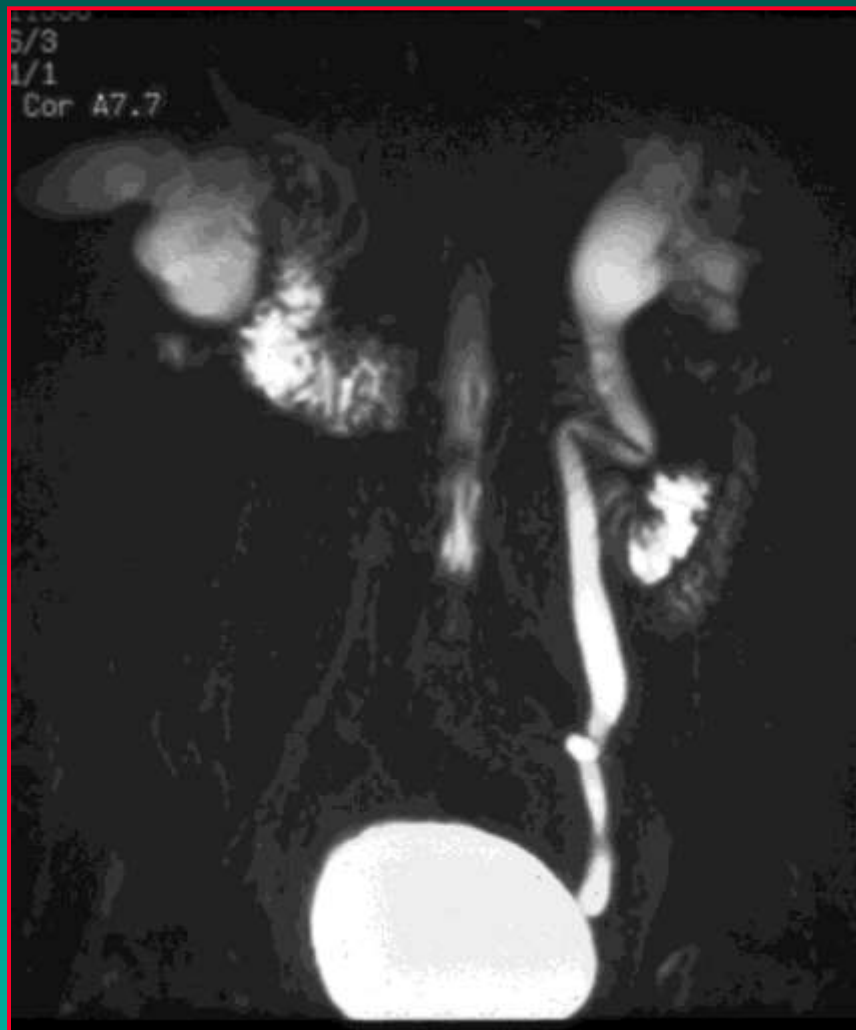


Néo tête
Pancréas (T1)

Gado
Supp graisse
(T1)







APPLICATIONS

- Cardio-thoracique
- Pédiatrie
- > remplace SE Standard (Vx hyposignal)

3 générations de séquences principe ES :

Echo de spin classique → 4 à 12 mn

Echo de spin rapide:

RARE segmentée → apnée

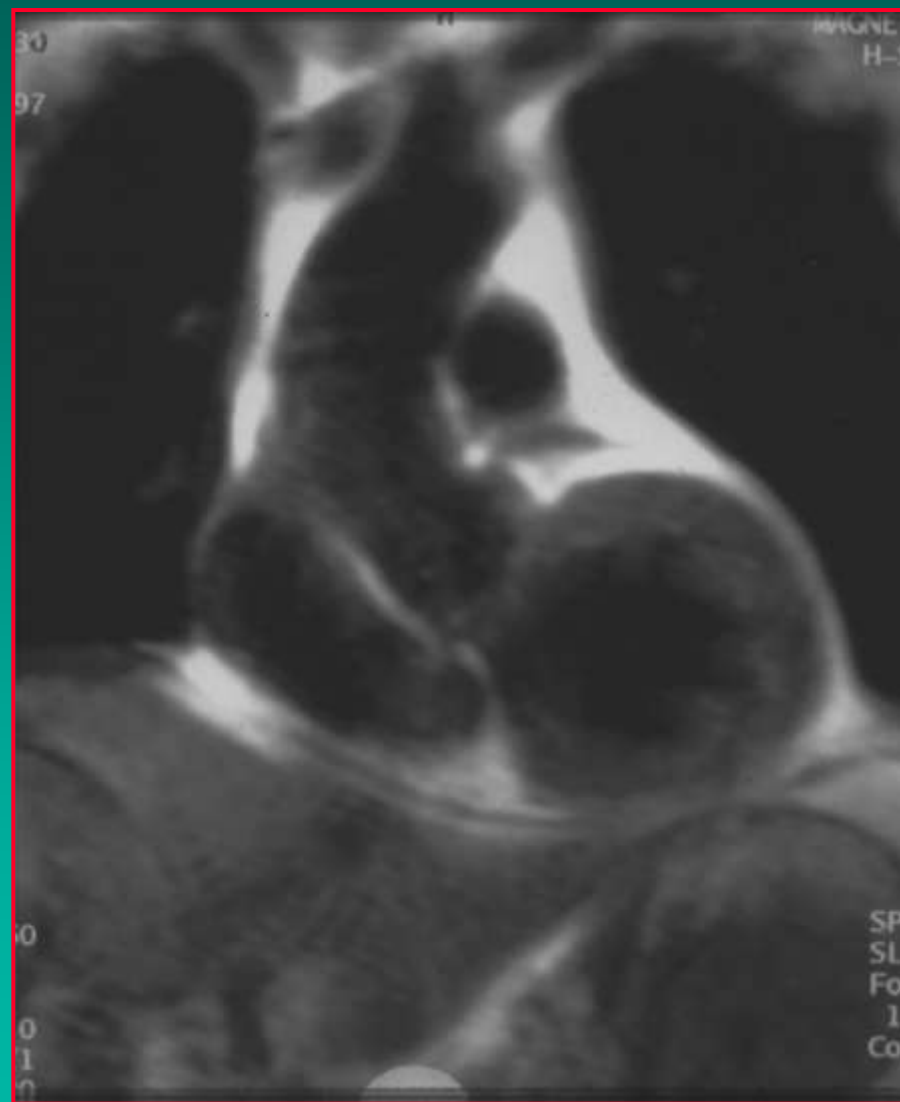
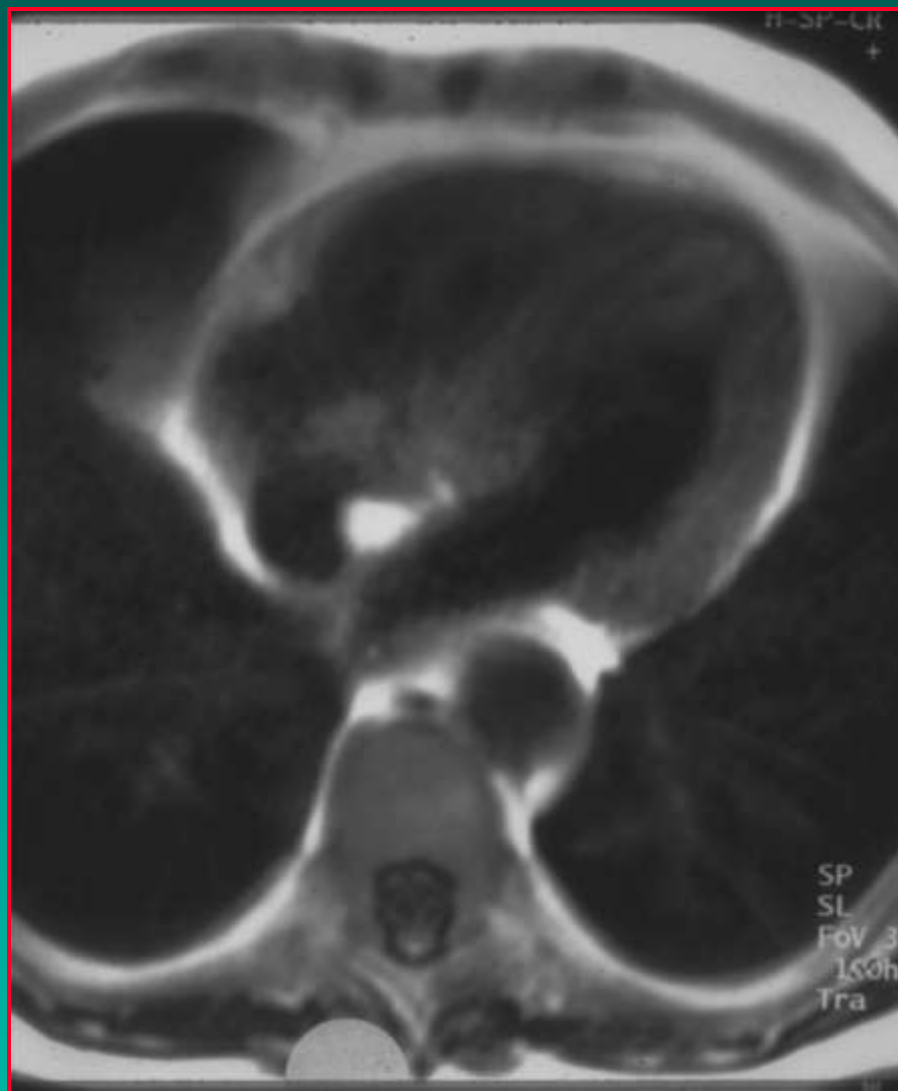
TSE, FSE, TSE

RARE 1/2 PF → 1 s

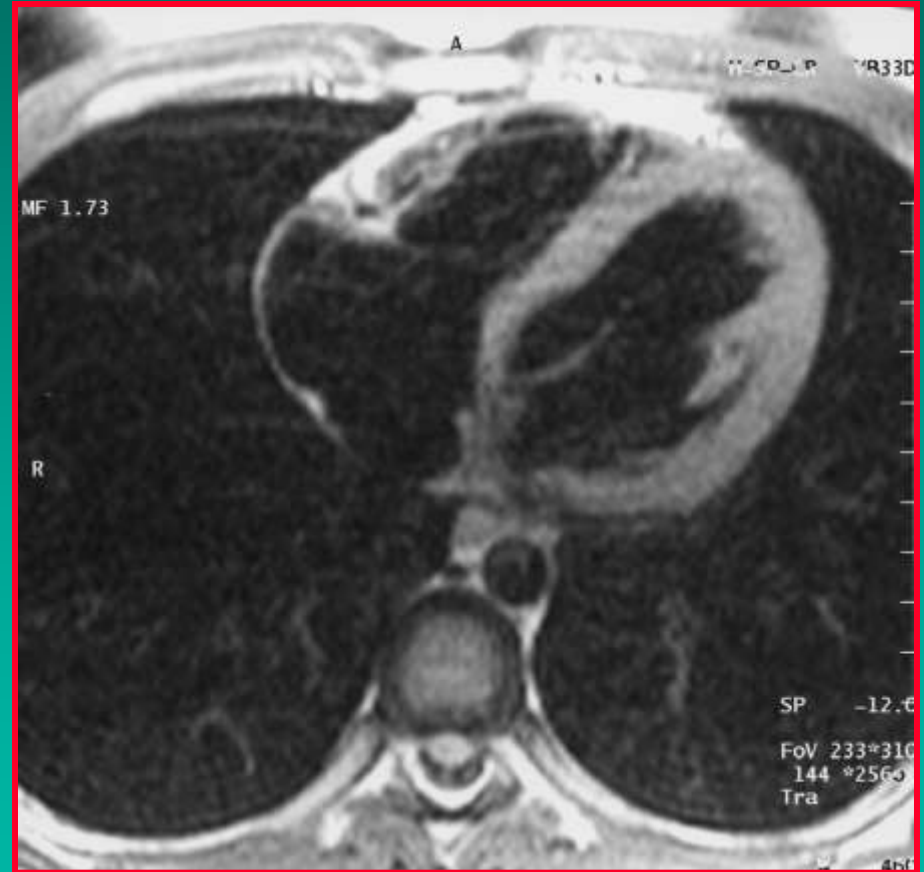
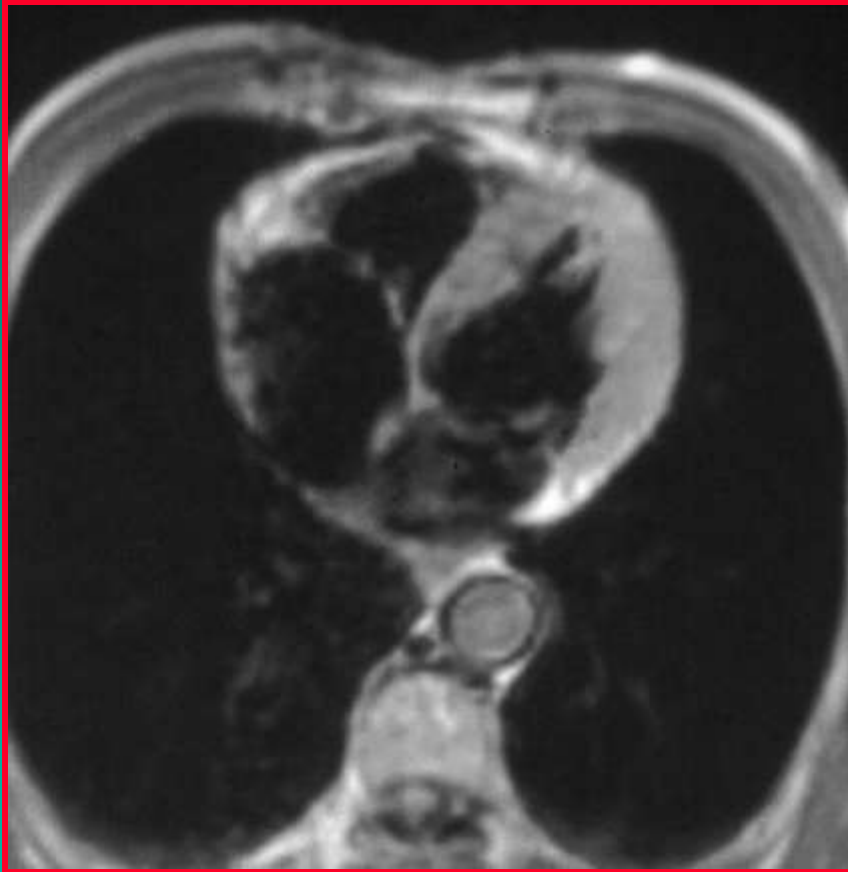
HASTE, SSFSE, SSTSE

Impulsions Préparatoires

IR 2 IR 3 IR

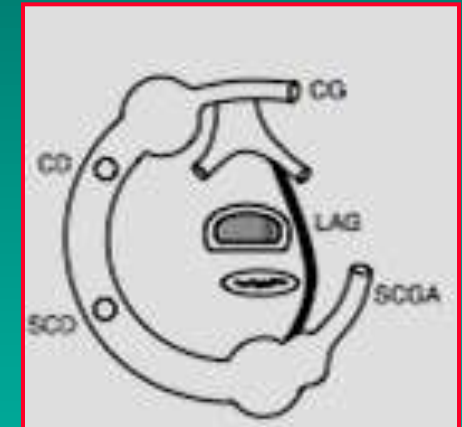
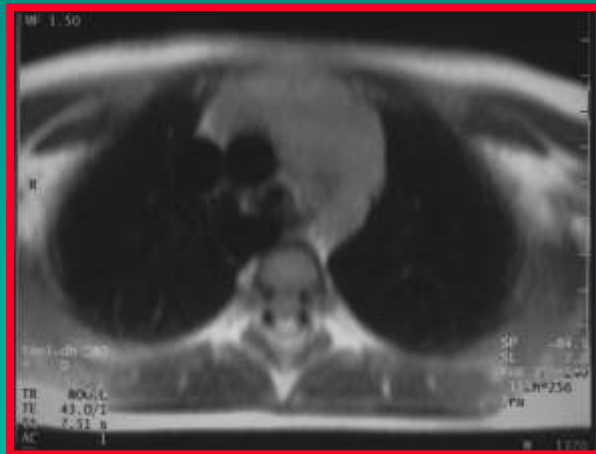


SE/ESR

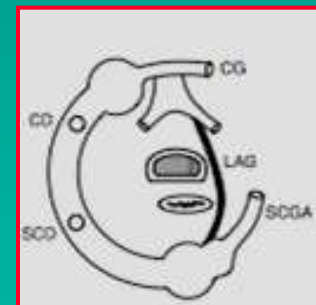
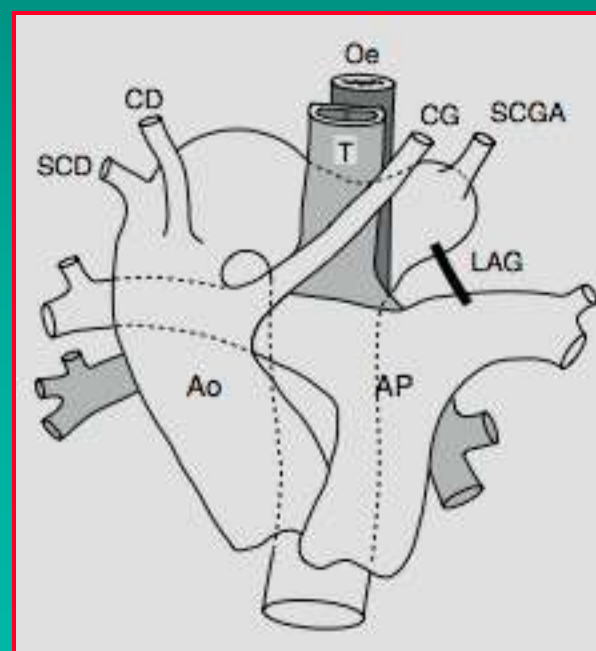
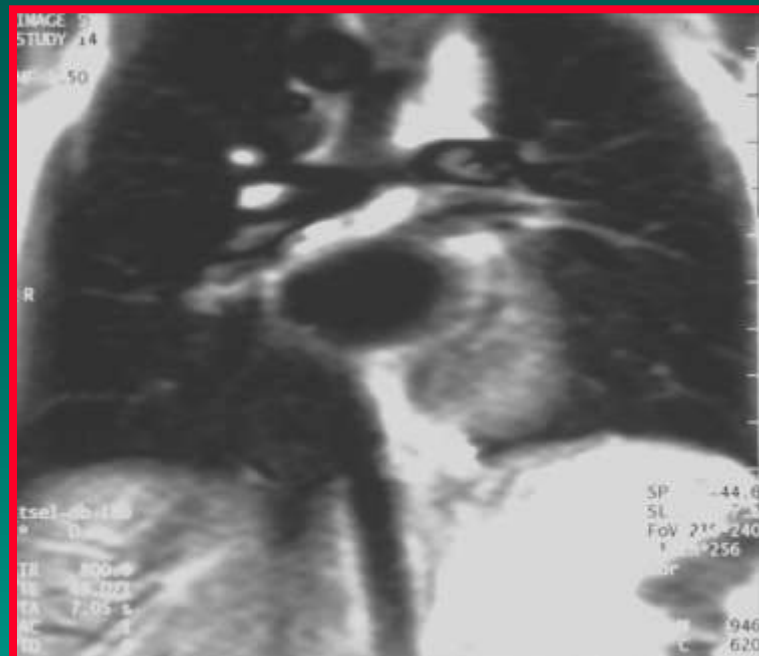


Floue parois cardiaques

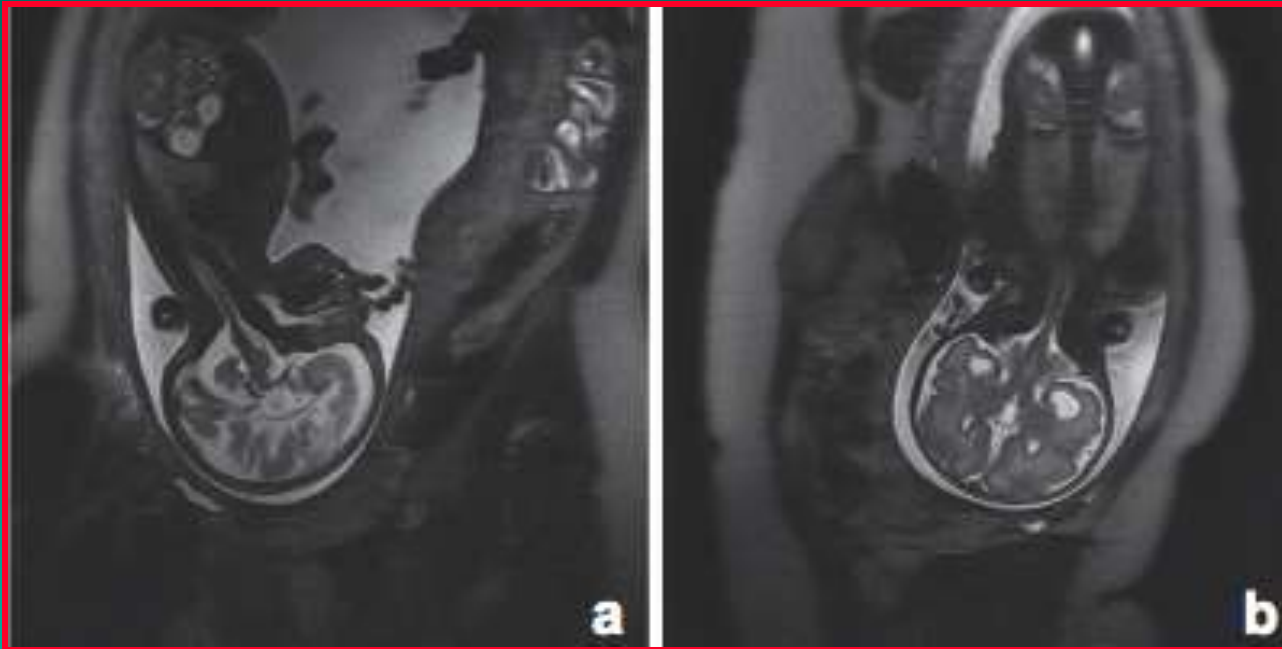
Double arc incomplet



Nourrisson 2 mois régurgitations

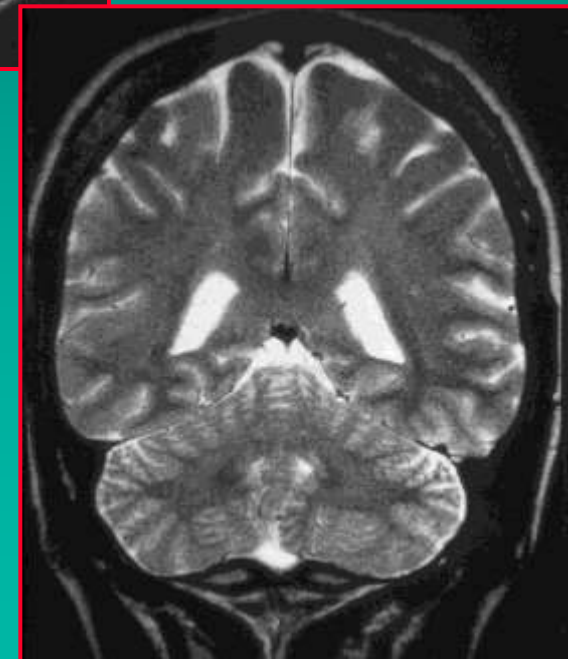
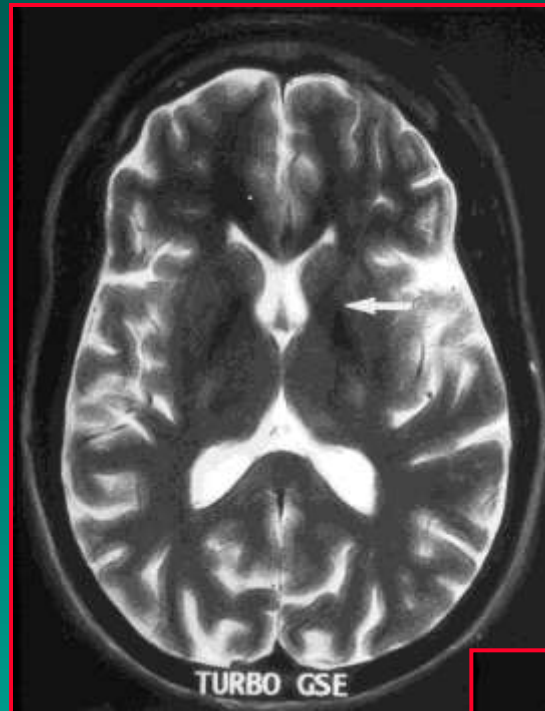
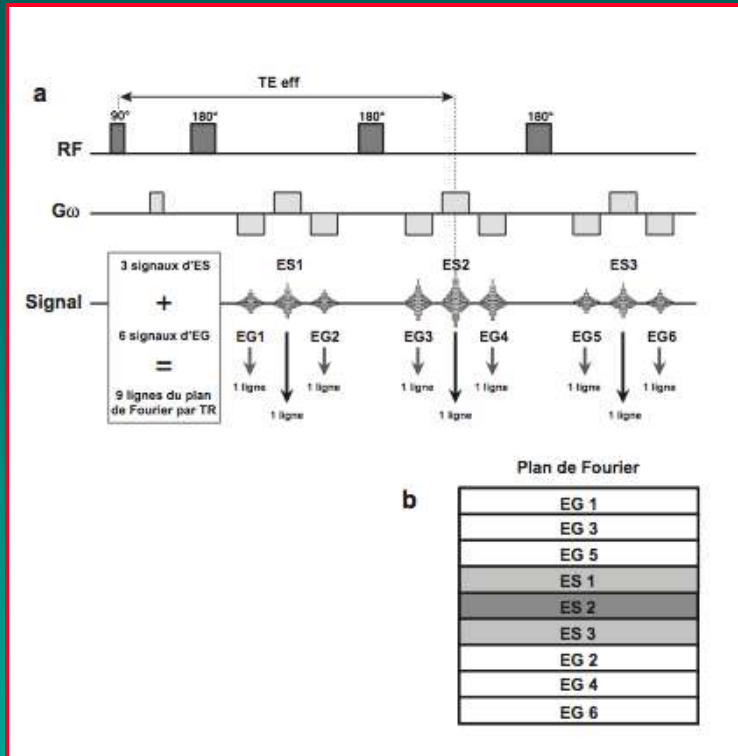


Imagerie Foetale



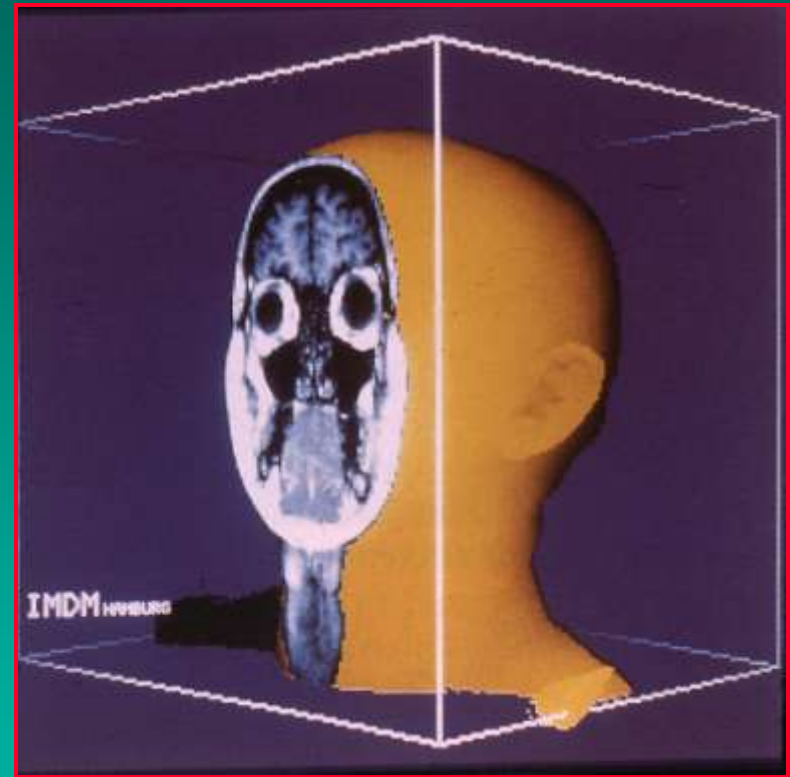
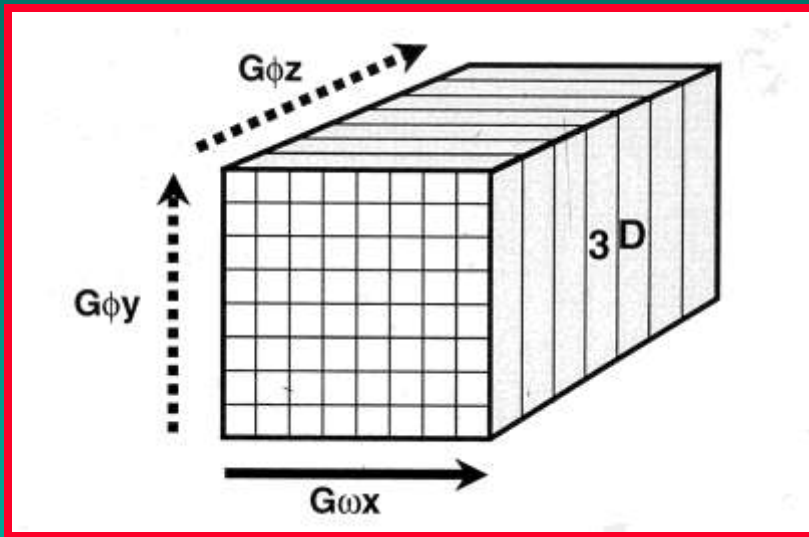
T2: TR = 3190 ms, TE = 139 ms
19 coupes cérébrales 4 mm en 1'O2

GREASE



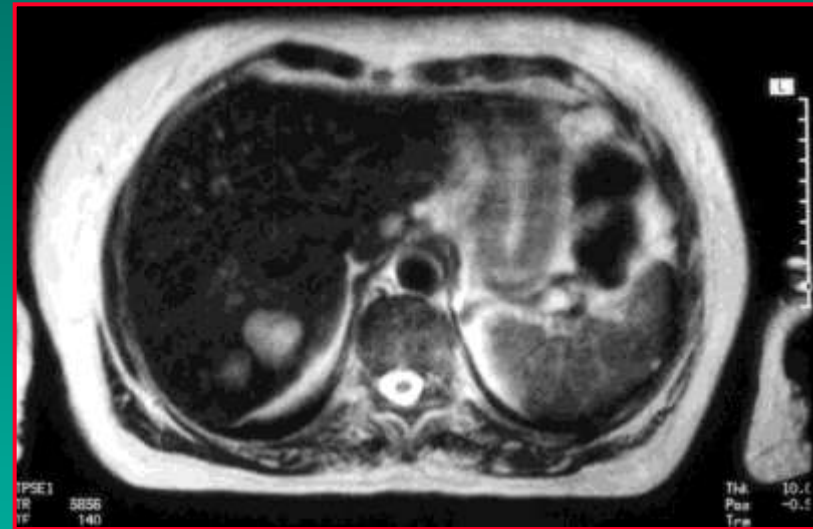
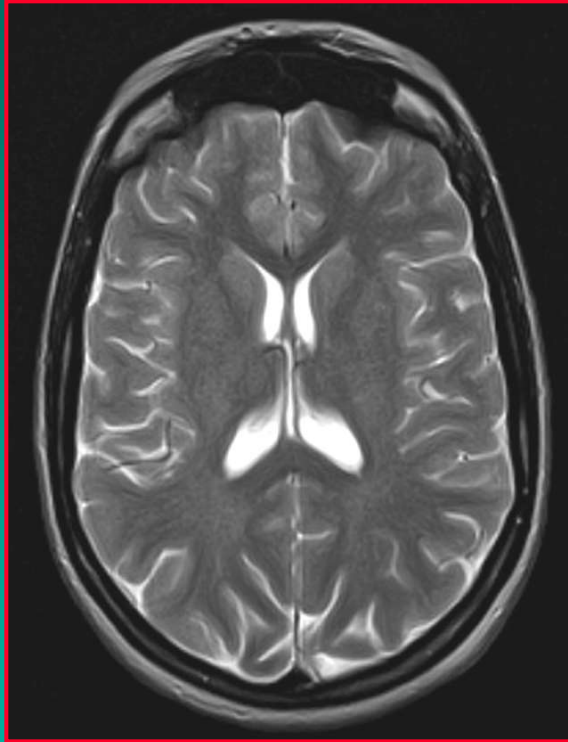
Combinaison ESR et EG

Imagerie 3D



- 3D Tac ≈ 10 mn (SE standard = ≈ 10 h)

T2 Rapide = ESR



IRM SE lent: plus rapide ?

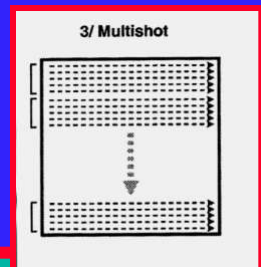
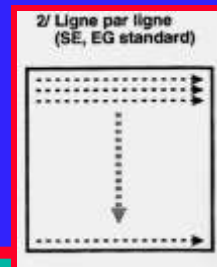
$$T_{ac} = TR \times N_p \times N_{ex}$$

- **EG** : réduction **TR** (et angle de bascule $\theta < 90^\circ$)

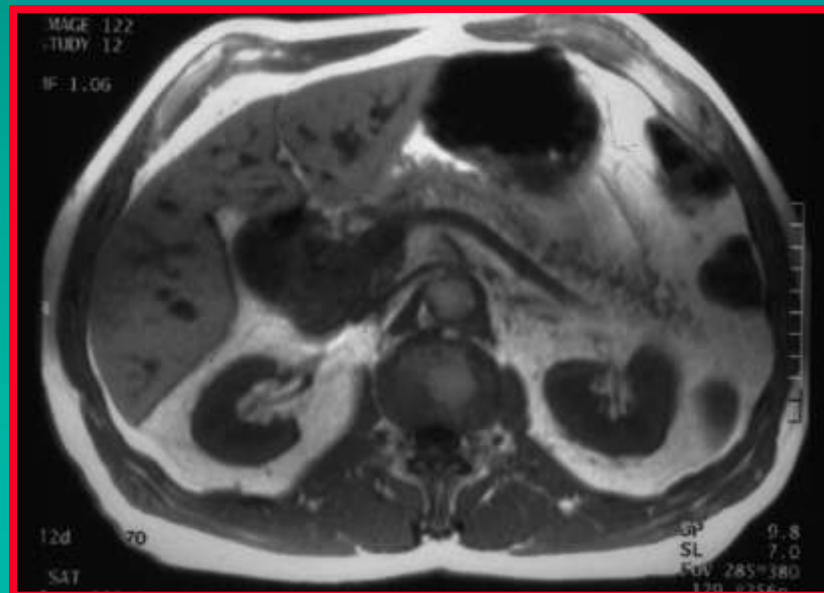
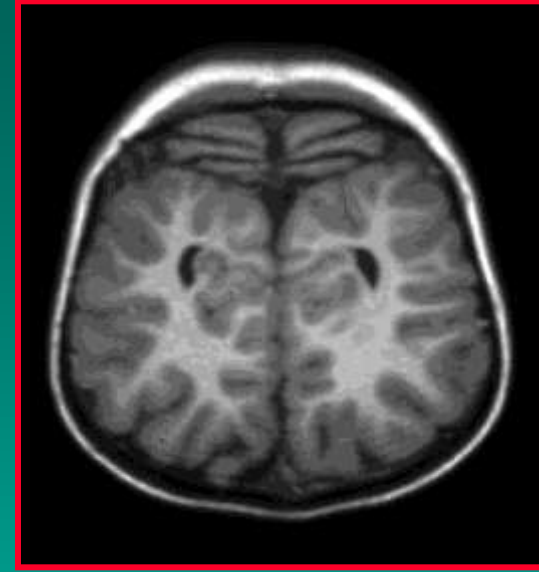
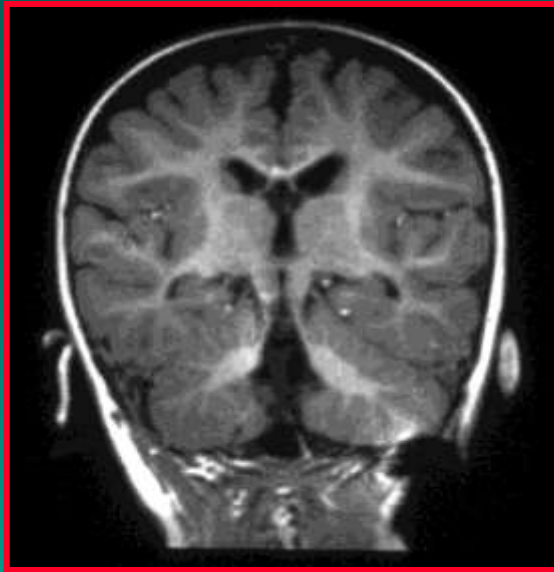
= **T1** (T2*, T2 ég. Possible plus diff.)
(pas de 180°)

- **ESR** : acquisition **plusieurs lignes** N_p / excitation

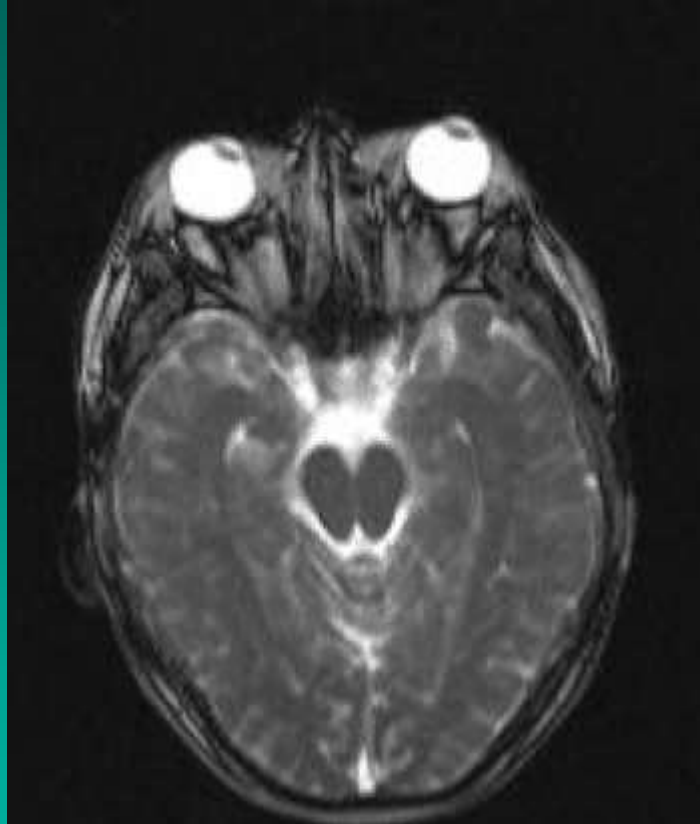
= **T2** (et ρ)
(multiéchos/train de 180°)



T1Rapide = EG



Not exhausted I hope...



"Intensif Remue Méninges"

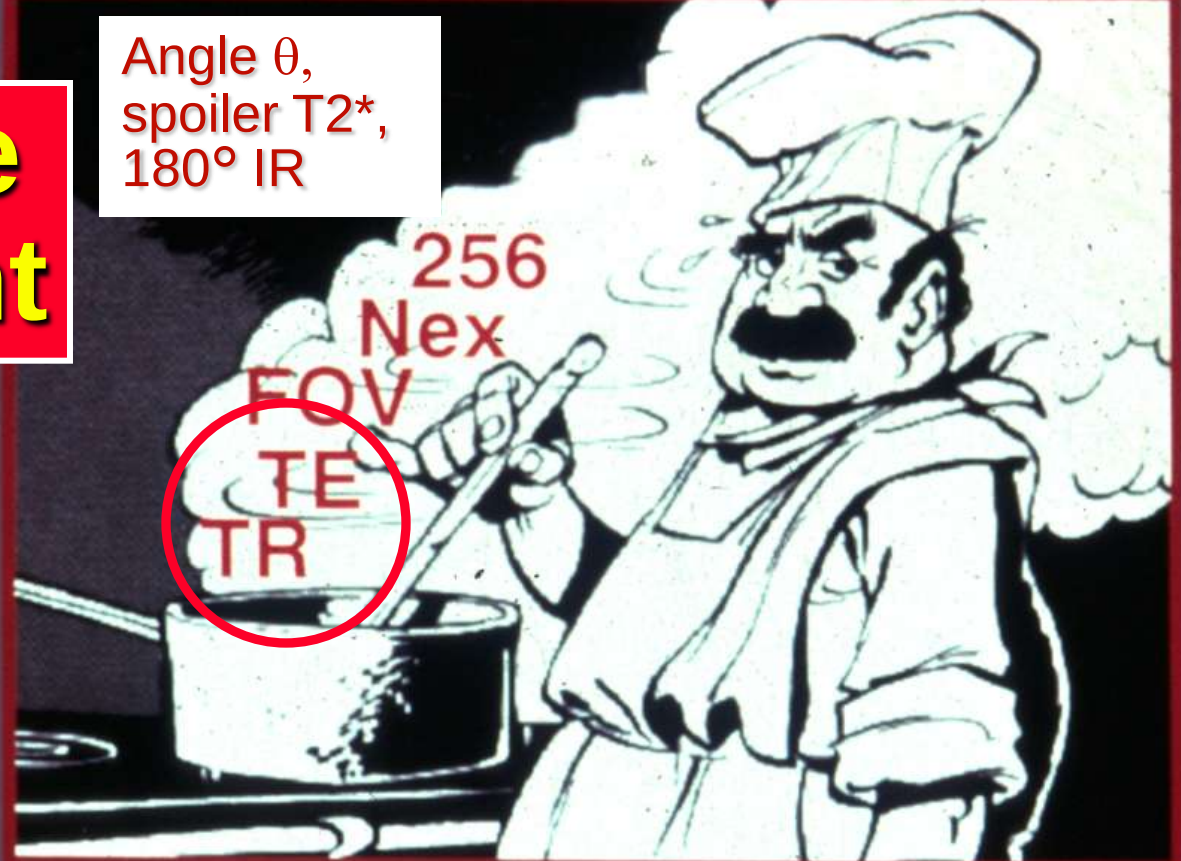
I am watching after you !

Merci Dany !

Echo de Gradient

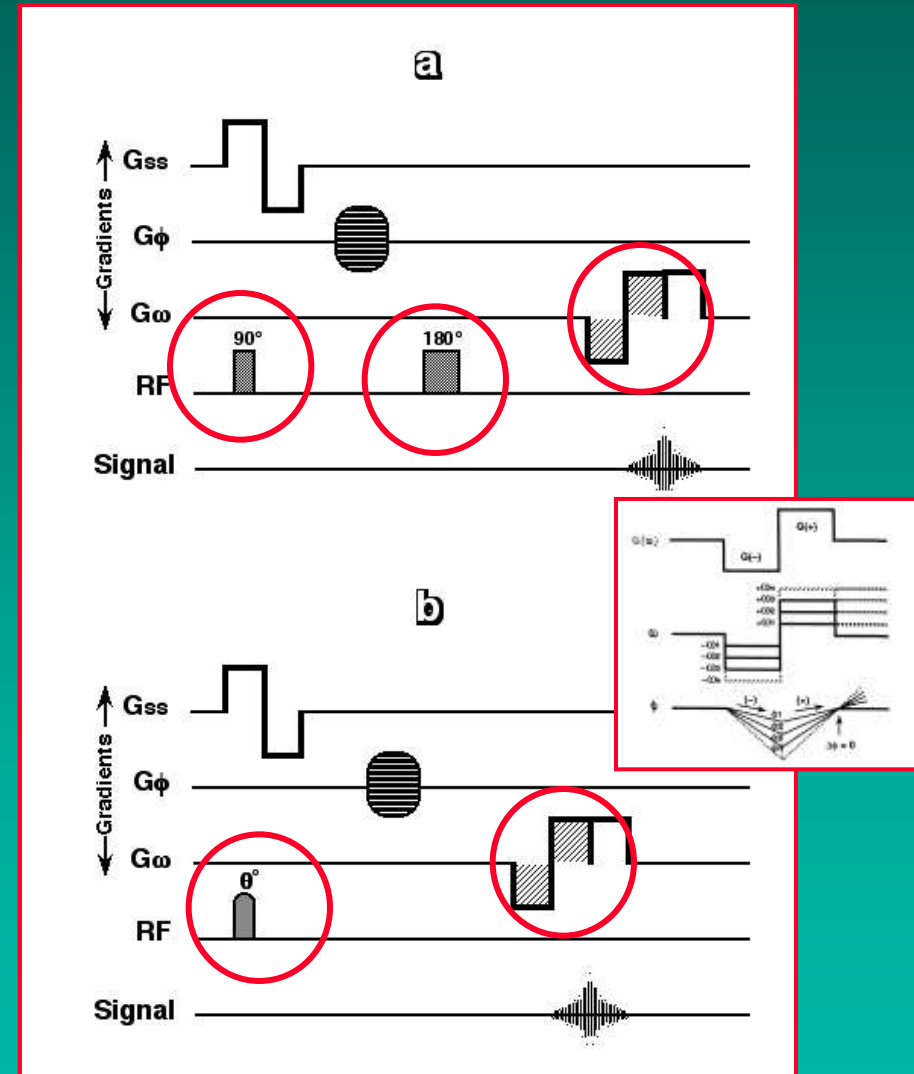
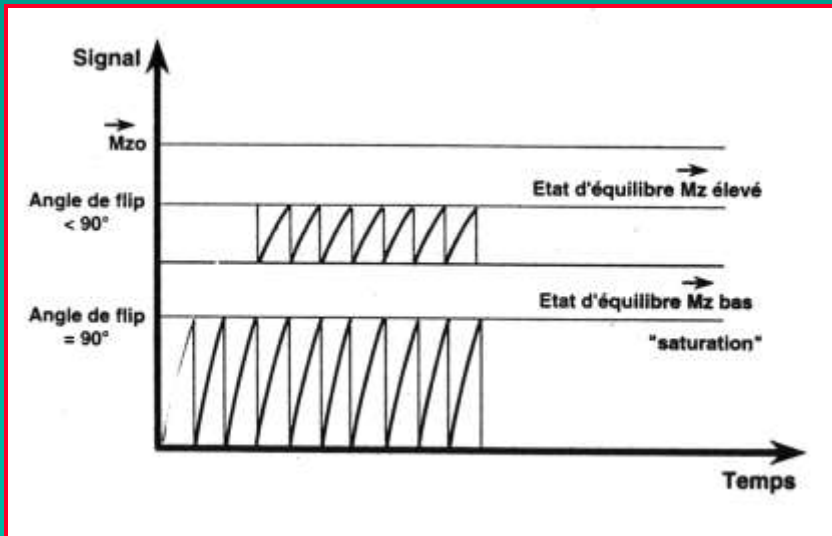
"La bonne cuisine du chef"

Angle θ ,
spoiler $T2^*$,
 180° IR



Séquence Echo de Gradient

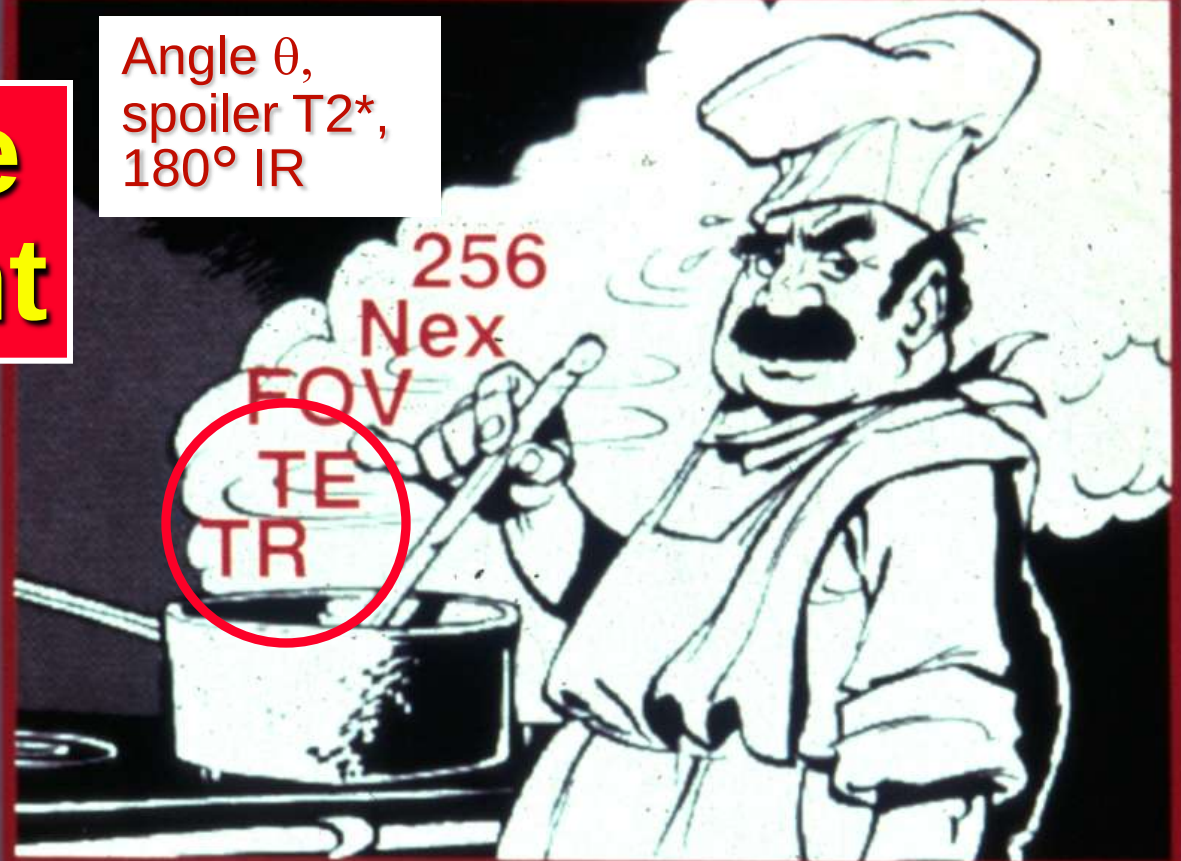
- EG = ES (TR plus court)
- angle de flip ($< 90^\circ$) lié à réduction TR
- mais pas d'impulsion 180°
- ES et EG: gradient lecture bipolaire



Echo de Gradient

"La bonne
cuisine du
chef"

Angle θ ,
spoiler $T2^*$,
 180° IR



Paramètres pondération de la séquence SE: DEUX seulement:

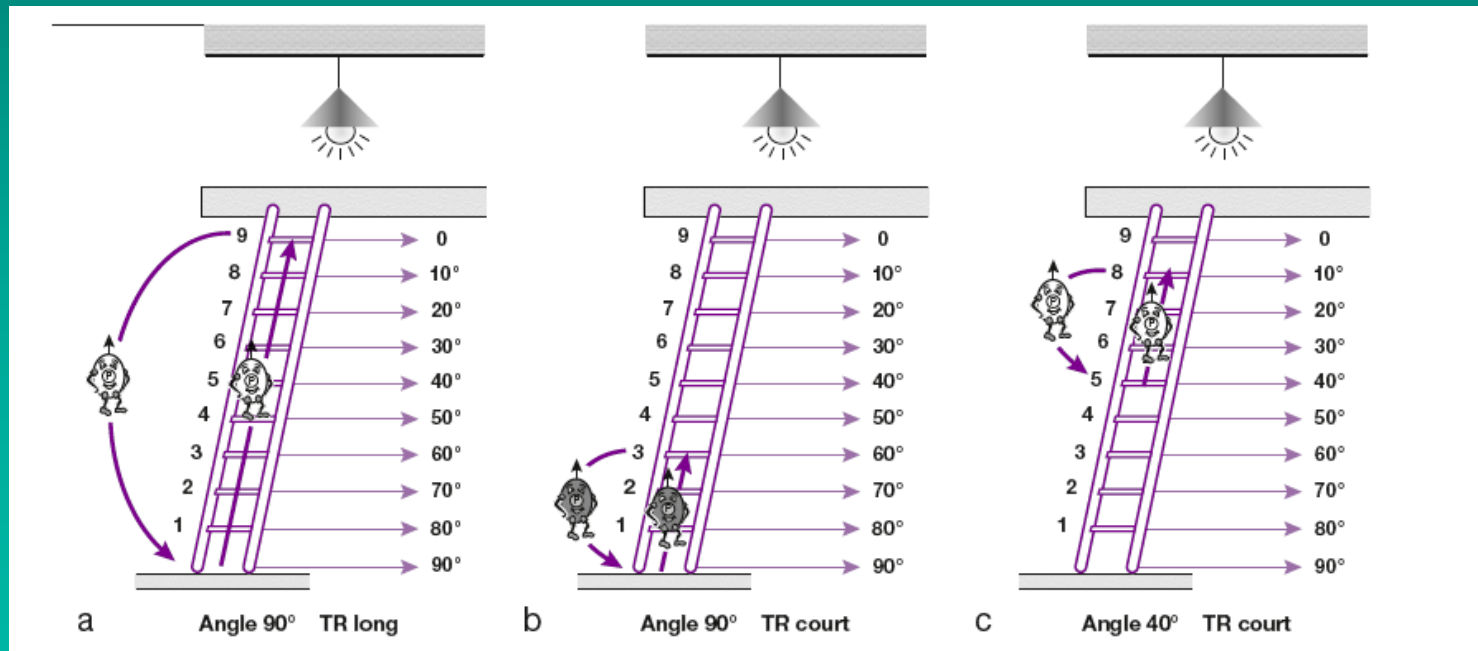
- TE long (T2)
- TR court (T1)
- (ρ)

Paramètres pondération EG classique: DEUX (pas le TR car court !):

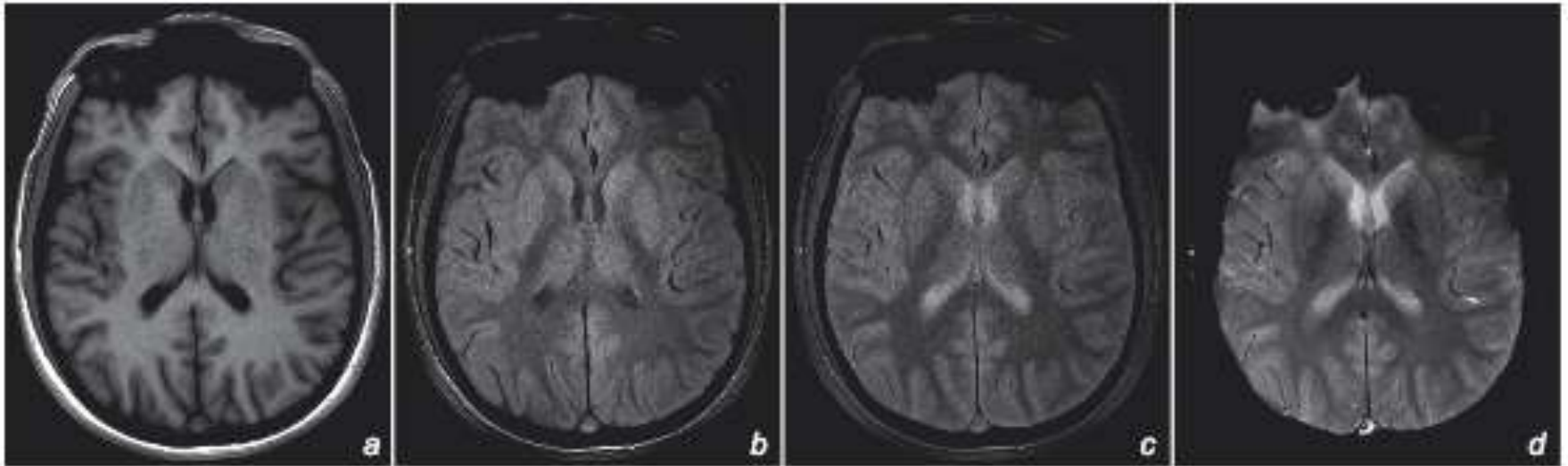
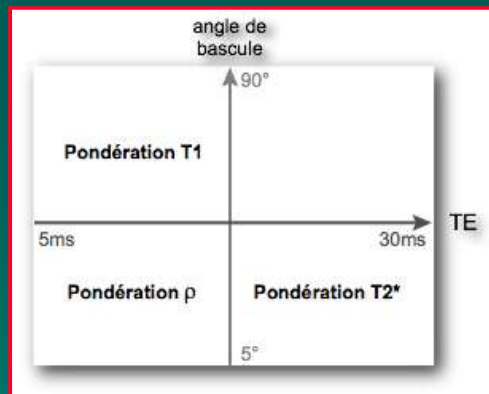
- TE long EG (pond T2 diff. T2*) idem ES
- Angle θ grand EG = TR court ES (T1)
- Si TR < 300 ms (pour réduire Tac)
pondération T1 obtenue par spoiler détruit
T2 résiduelle (Flash) & 180° préalable (IR)

Paramètres pondération EG classique: DEUX (pas le TR car court !):

- TE long EG (pond T2 diff. T2*) idem ES
- Angle θ grand EG = TR court ES (T1



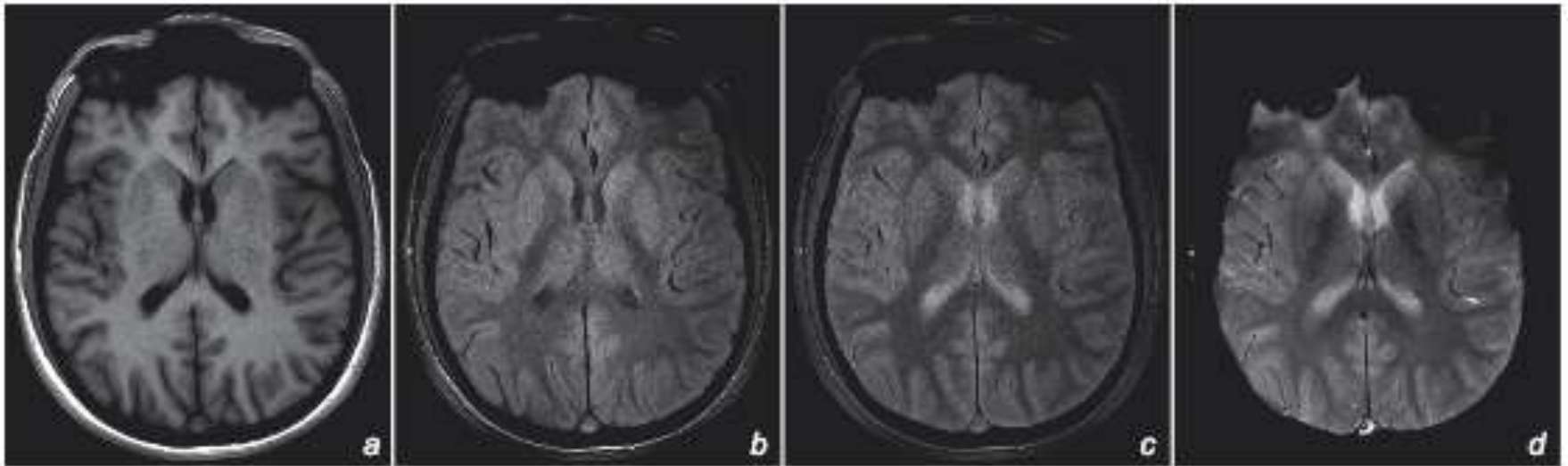
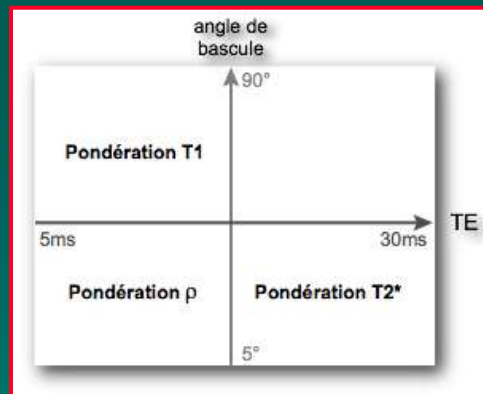
TR 400ms
(FLASH)



Angle gd 90°
(T1)
TE ct 5ms

TE lg 40ms
(T2*)
Angle pt 10°

TR 400ms
(FLASH)



Angle gd 90°
(T1)
TE ct 5ms

Angle pt 30°
(ρ SE)
TE ct 5ms

Angle pt 10°
(ρ SER)
TE ct 5ms

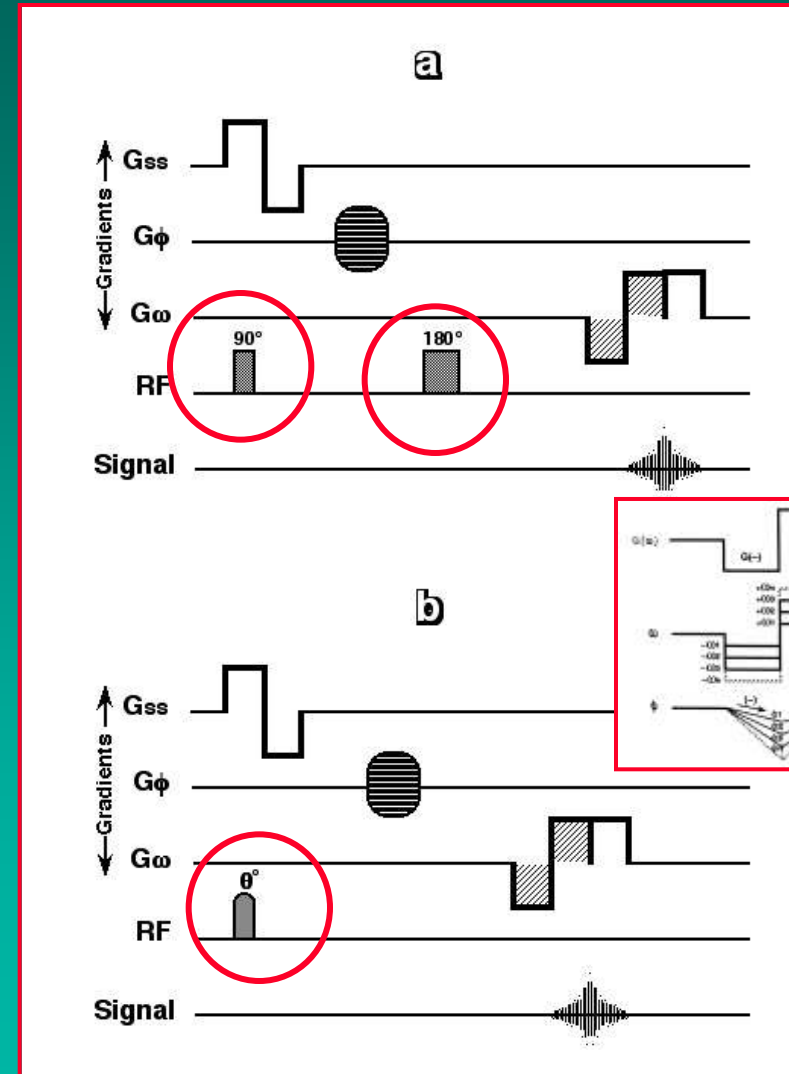
TE lg 40ms
(T2*)
Angle pt 10°

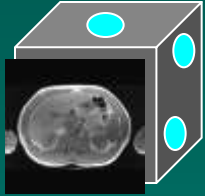
Echo de (du) Gradient

EG = SE (TR plus court

Gd bipolaire) mais:

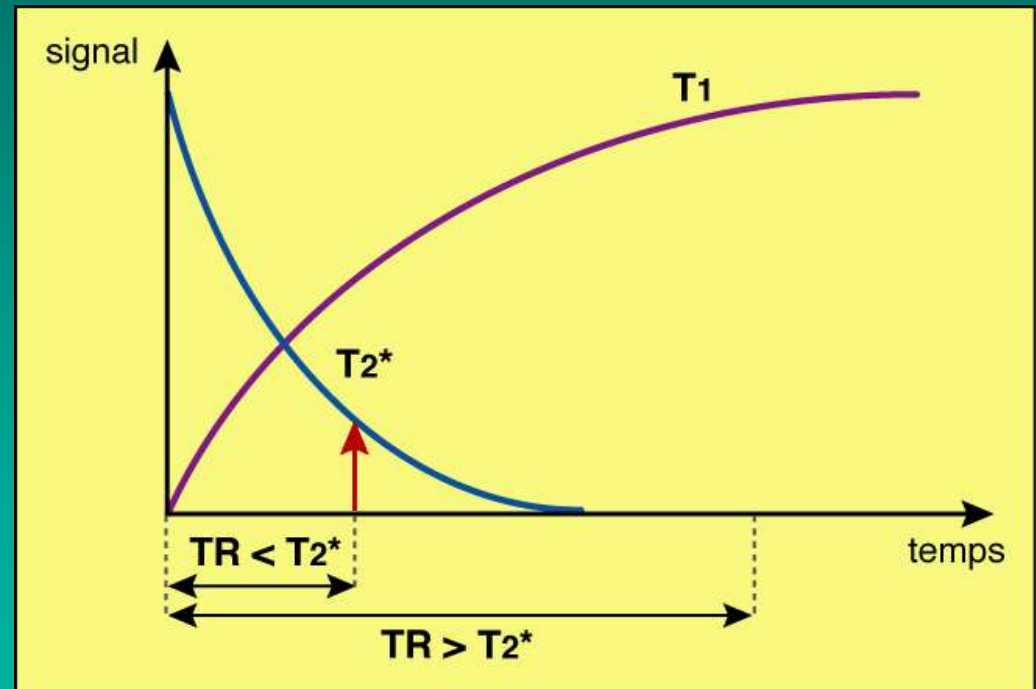
- angle de flip ($< 90^\circ$) lié à réduction TR
- mais pas d'impulsion 180° T2* / T2
- “spoiler” détruire T2* résiduelle: T1 +++
- 180° IR T1 +++

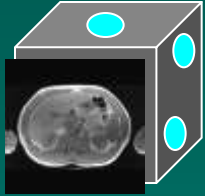




**Quand TR est très court
comparé au T2 des
tissus**

**⇒ Aimantation
transversale résiduelle
 T_2^* persiste avant
chaque impulsion θ**



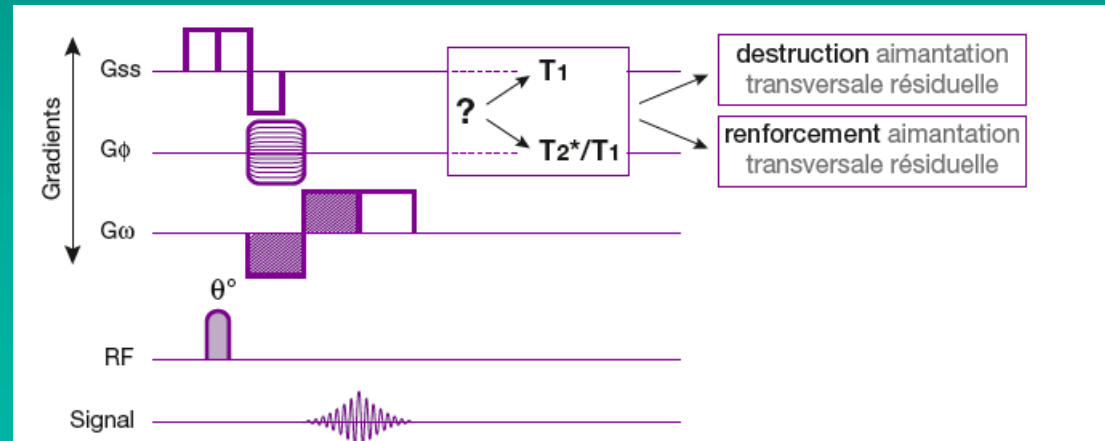
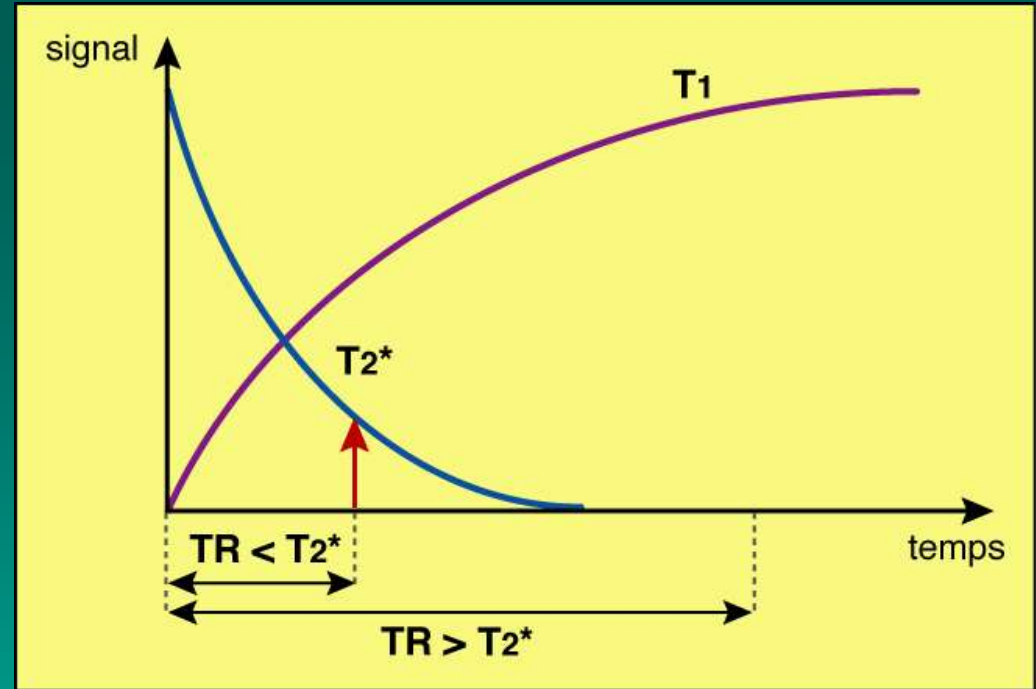


Quand TR est très court comparé au T2 des tissus

⇒ Aimantation transversale résiduelle T2* persiste avant chaque impulsion θ :

⇒ détruire: T1

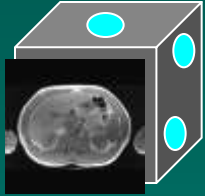
⇒ renfoecer



Paramètres pondération EG classique: DEUX (pas le TR car court !):

- TE long EG (pond T2 diff. T2*) idem ES
- Angle θ grand EG = TR court ES (T1)
- Si TR < 300 ms (pour réduire Tac)
pondération T1 obtenue par spoiler détruit
T2 résiduelle (Flash) & 180° préalable (IR)

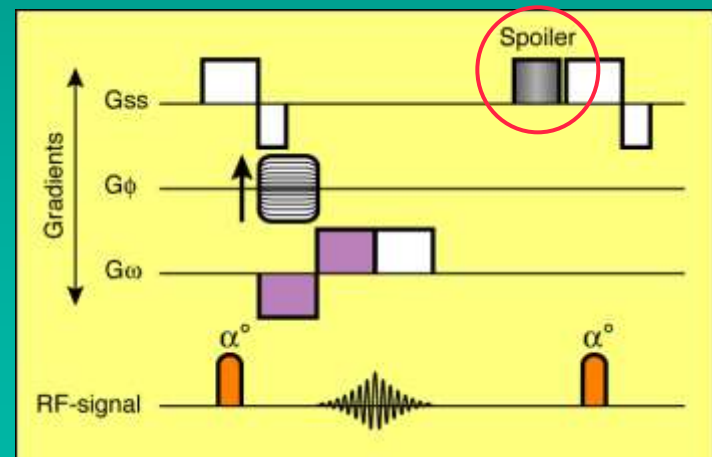
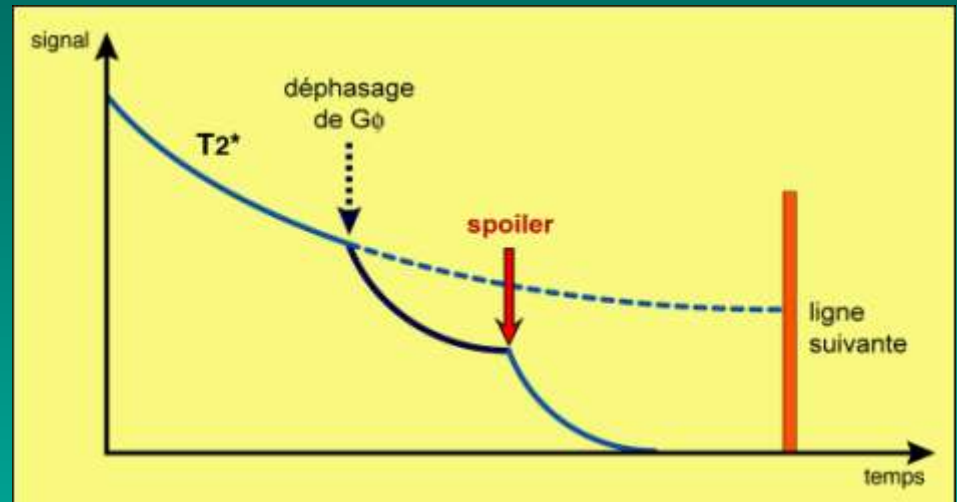
SEQUENCE D'ECHO DE GRADIENT AVEC DESTRUCTION DE L'AIMANTATION TRANSVERSALE RESIDUELLE : spoiled FLASH

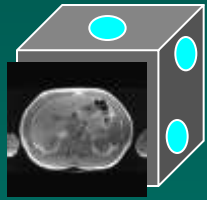


Destruction complète de
cette aimantation
résiduelle

⇒ Gradient déphaseur
puissant appelé "spoiler"

➤ Aucune contribution
 $T2^*/T1$ de cette
aimantation au signal
détruite lors de
l'excitation suivante



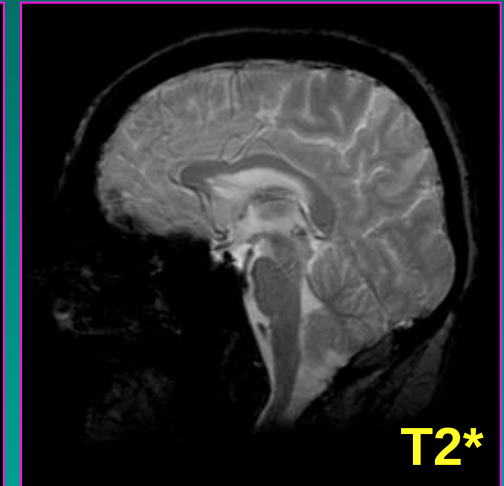
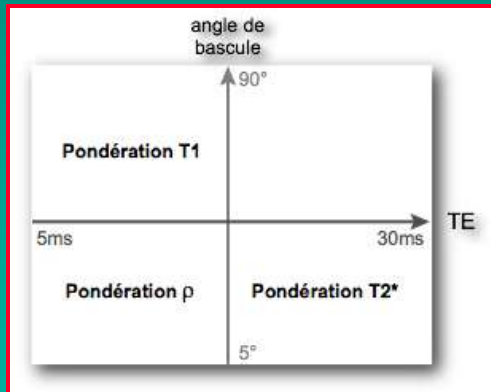


SEQUENCE D'ECHO DE GRADIENT AVEC DESTRUCTION DE L'AIMANTATION TRANSVERSALE RESIDUELLE : FLASH

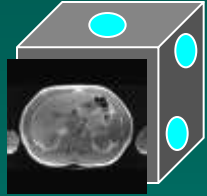
l'aimantation longitudinale
uniquement

⇒ Pondération T1
obtenue

➤ Avec variation des
paramètres : α et TR et TE



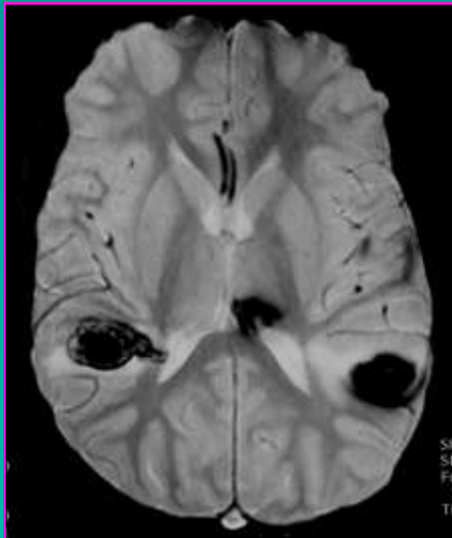
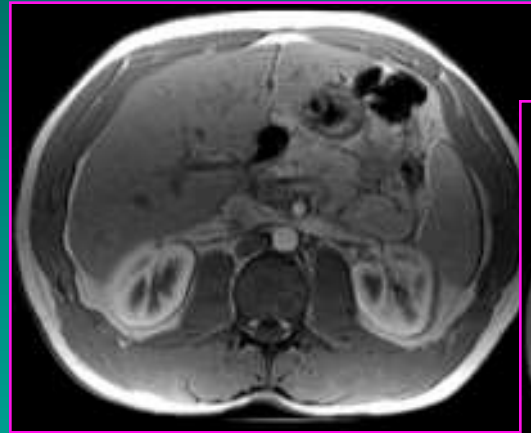
⇒ Obtention d'une
pondération en T1 strict,
T2* ou en densité de
protons



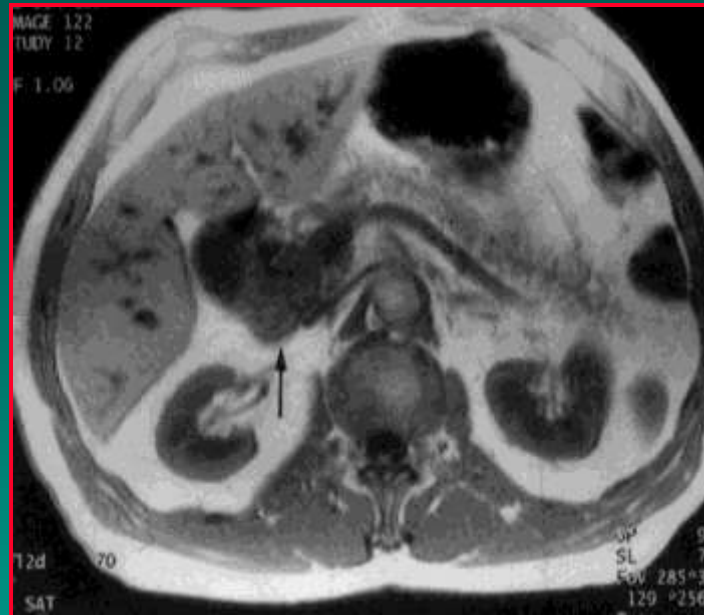
SEQUENCE D'ECHO DE GRADIENT AVEC DESTRUCTION DE L'AIMANTATION TRANSVERSALE RESIDUELLE : FLASH

APPLICATIONS CLINIQUES

➤ Examens de l'abdomen
en apnée ou en séquences
dynamiques



➤ Visualisation de
lésions hémorragiques
par effet de susceptibilité
magnétique



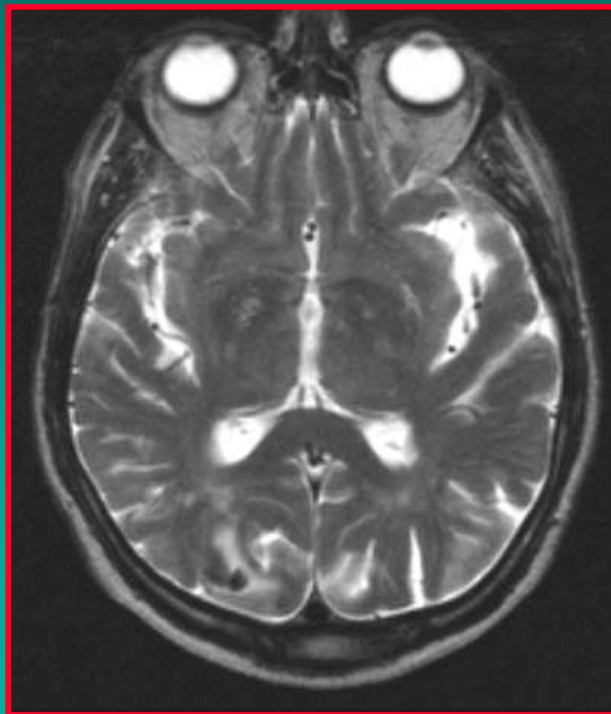
Néo tête
Pancréas (T1)

Gado
Supp graisse
(T1)

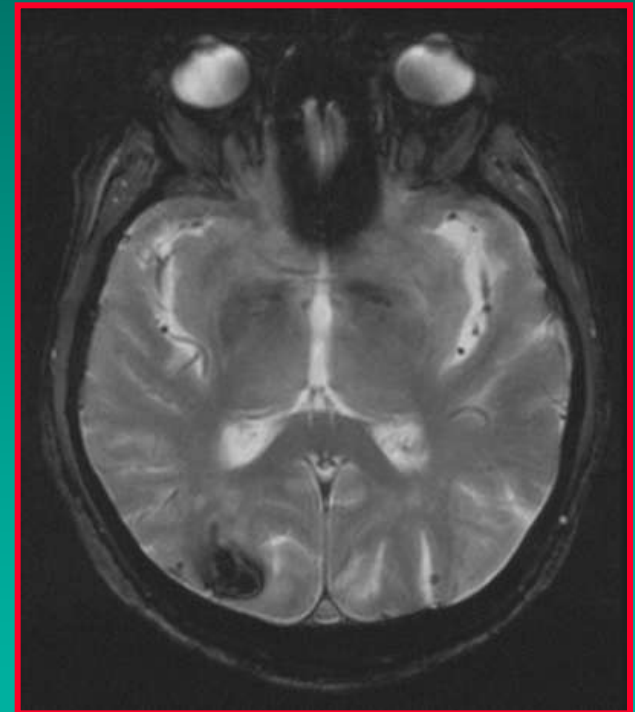


Artéfacts susceptibilité Mg

Hémorragie hémossidérine EG T2* +++



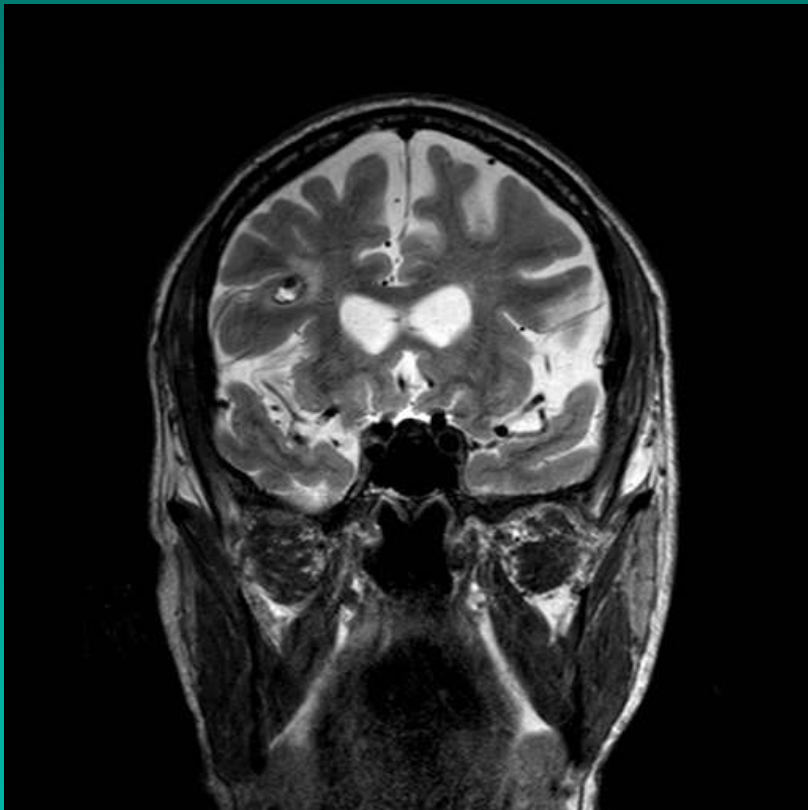
SE T2



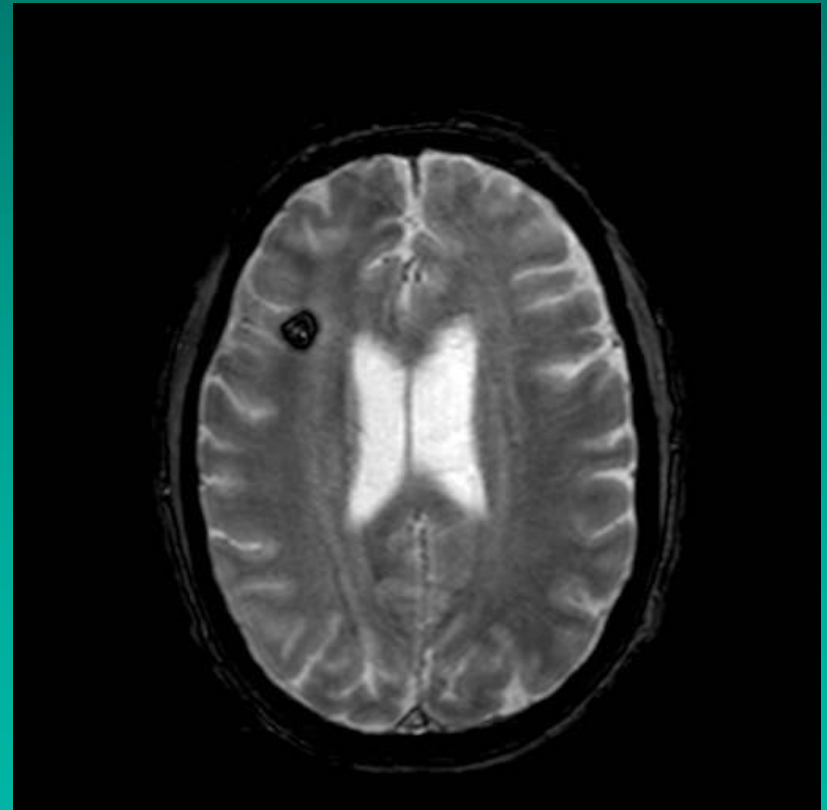
EG T2*

Artéfacts susceptibilité Mg (hémossidérine noir T2*)

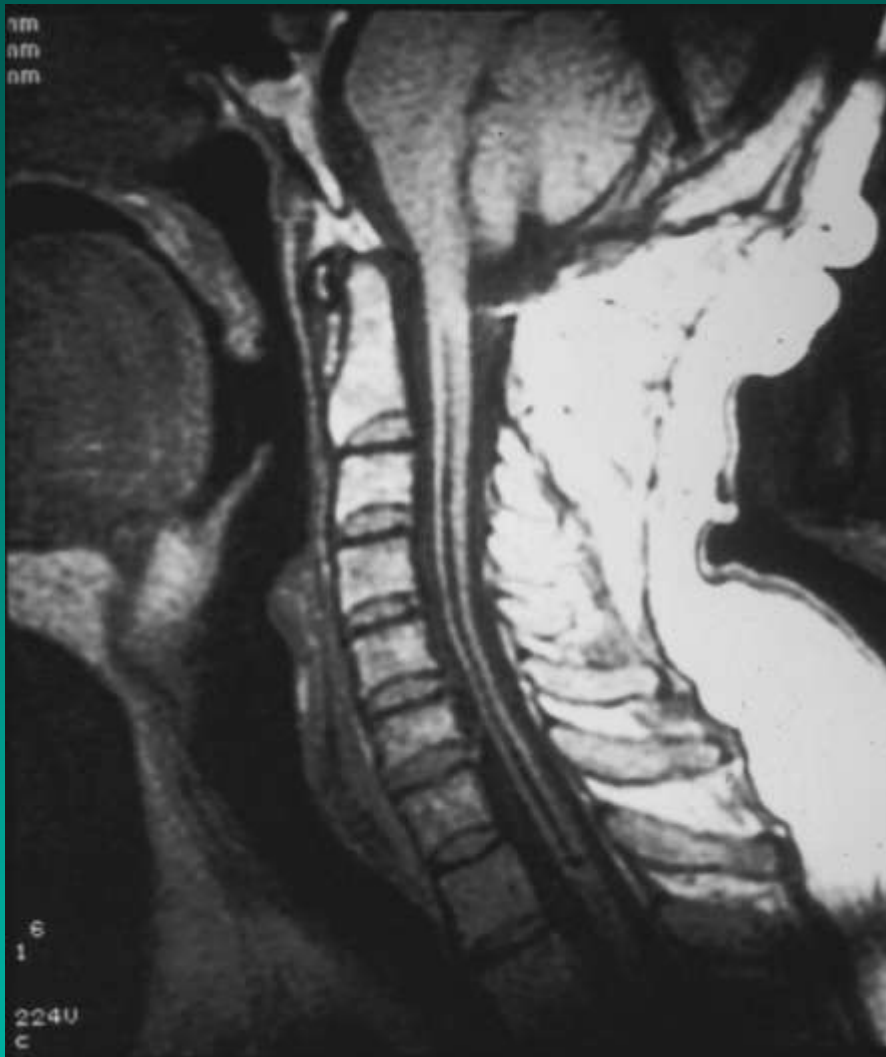
IRM post-critque: cavernome frontal D
Saigne TDM



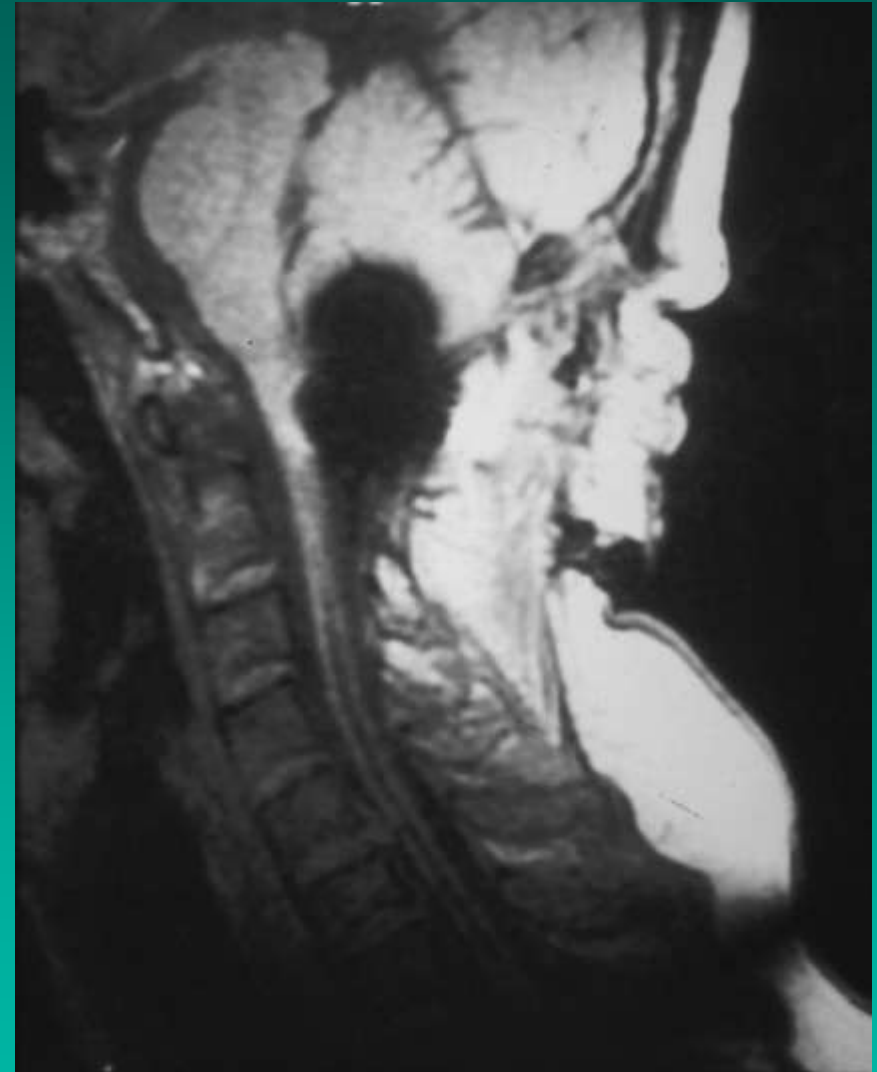
SER T2 hétérogène



EG T2* franc hS

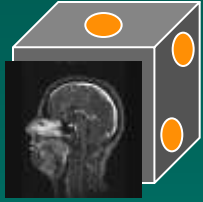


SE T1 !



EG T1 !

SEQUENCE D'ECHO DE GRADIENT AVEC UTILISATION DE L'AIMANTATION

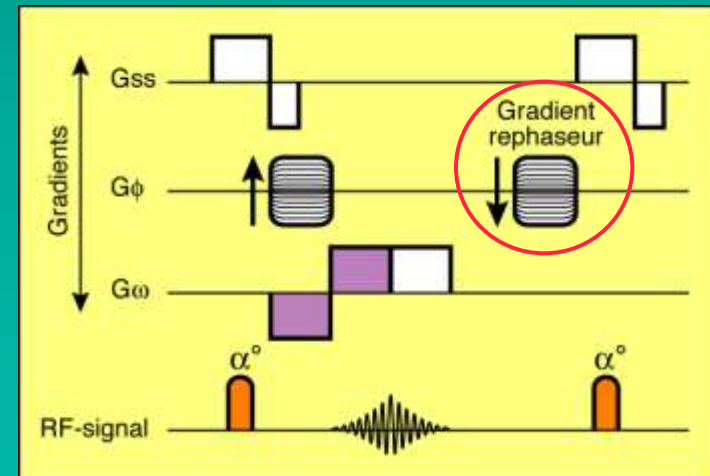
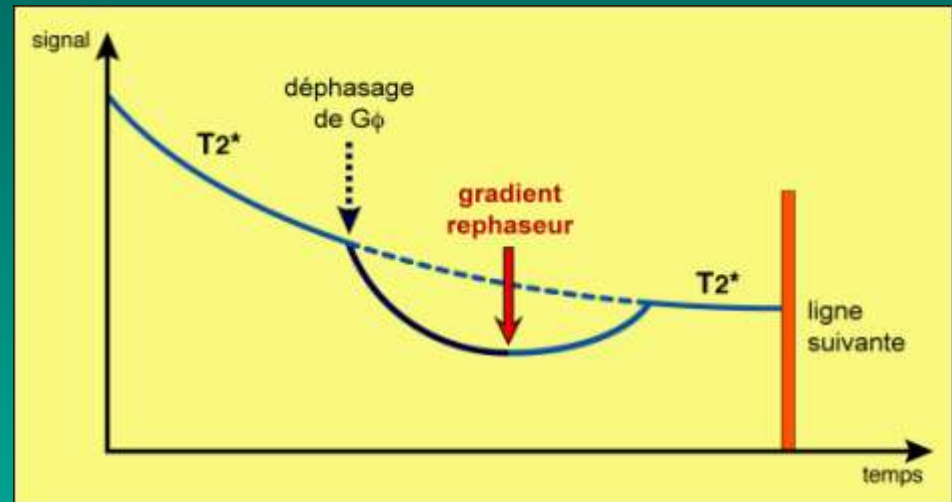


TRANSVERSALE RESIDUELLE : FISP GRASS

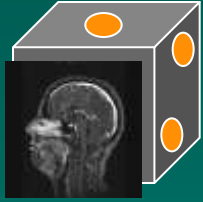
Pas de destruction de l'aimantation transversale résiduelle

⇒ Mais renforcement de celle-ci par un gradient rephaseur appelé "rewinder"

⇒ Contribution de cette aimantation transversale au signal

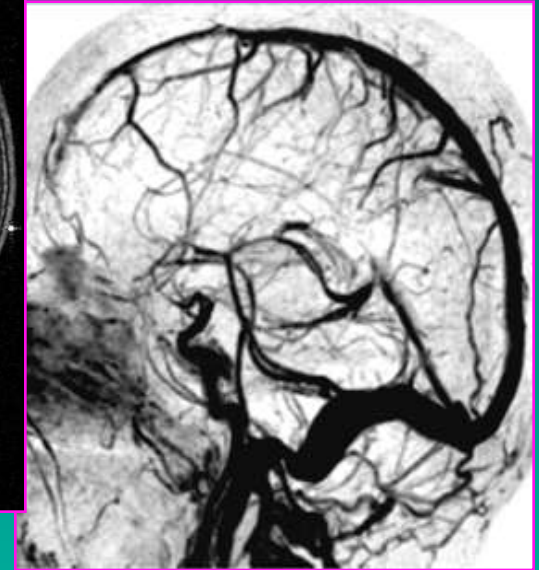
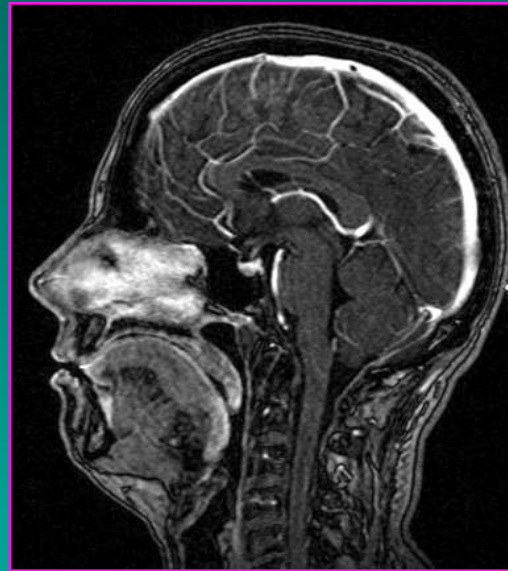
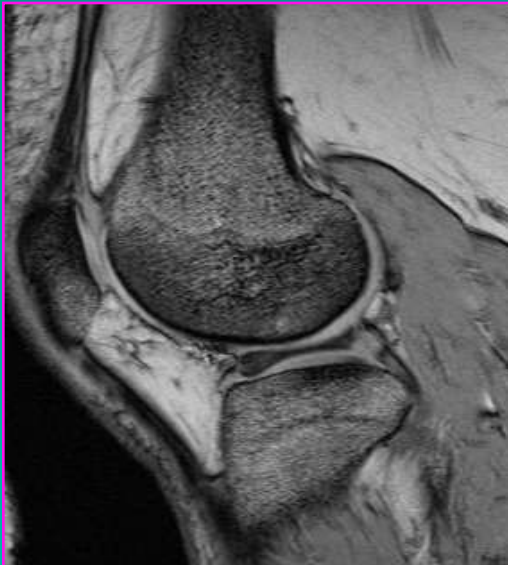


SEQUENCE D'ECHO DE GRADIENT AVEC UTILISATION DE L'AIMANTATION TRANSVERSALE RESIDUELLE : **FISP GRASS**

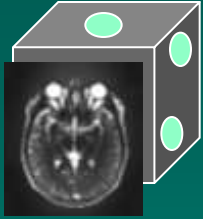


APPLICATIONS CLINIQUES

- FISP est sensible aux mouvements
- FISP 3D sont importantes pour l'angiographie



- Bonne visualisation des cartilages en orthopédie



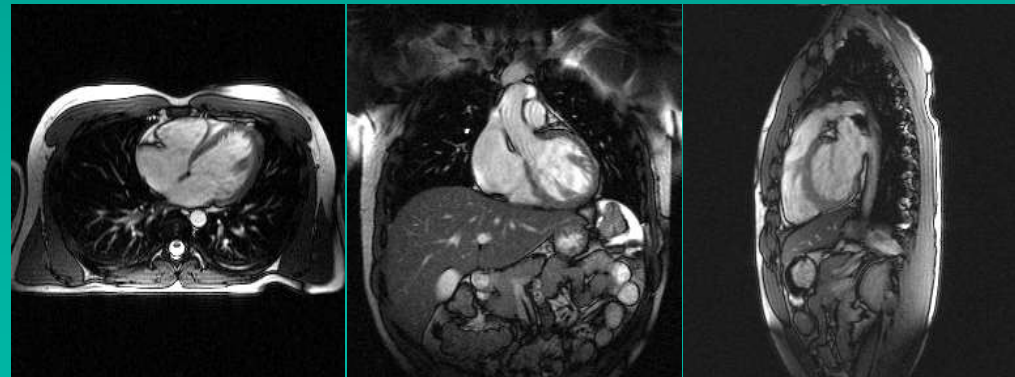
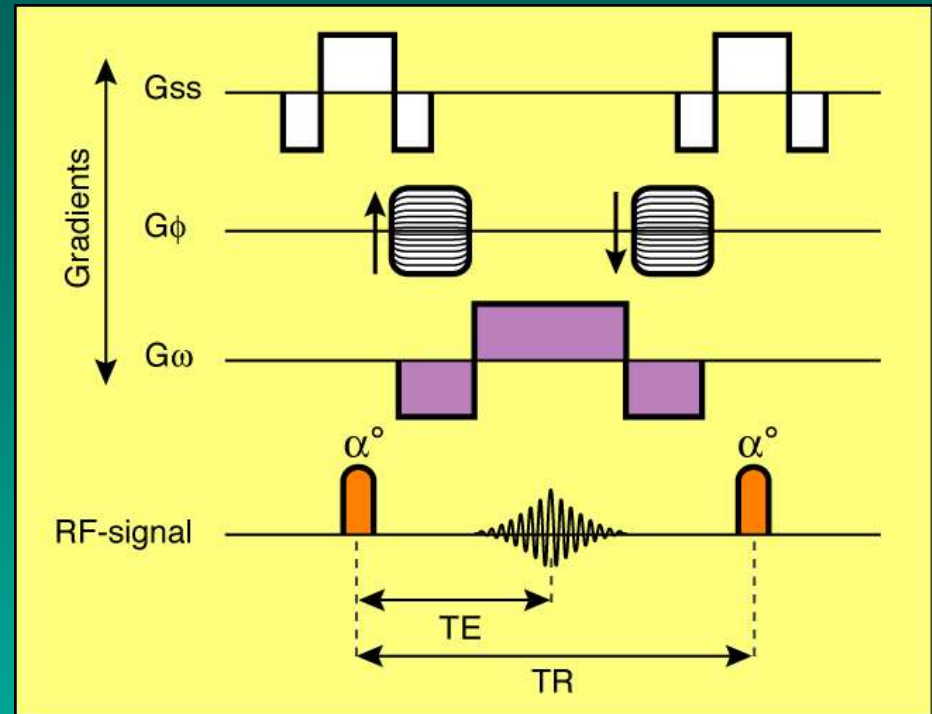
AUTRES VARIANTES : TRUE FISP

Séquence dans laquelle les gradients sont équilibrés dans les trois axes de l'espace

(insensible au flux)

➤ Le signal est recueilli que lorsque les aimantations transversale et longitudinale ont atteint un état stationnaire

➤ TOF Imagerie Cardiaque dynamique



	Spin écho ou Echo de spin (SE)	Echo de spin rapide (RARE et dérivés)		EG rapide (EGR) et				EG « ultra- rapide » Snapshot imaging
			Echo de gradient (EG) « standard »	EGR avec gradient déphaseur ou de « brouillage » « Spoiler » (T1 et ρ) Spoiled GE	EGR avec gradient rephaseur (seul) (T2*/T1) Steady state cohérent GE	EGR à contraste renforcé (T2) CE steady state GE	Imagerie EG « instantanée » avec préparation de l'aimantation Magnetization Prepared GRE	
Brucker	SE	RARE	GEFI	GEFI + contraste modulé	GEFI + contraste modulé	REFO	SNAP	
GE	SE	FSE	MPGR (1.5 T) FS (0.5 T)	SPGR	GRASS	SSFP	FSPGR-prepared FGR-prepared	
Hitachi	SE	FSE	GFE	GR RF Spoiled SARGE	SARGE	Time reversed SARGE	RS	
Elscent	SE	FSE	FE	SHORT	F-SHORT	E-SHORT	Turbo-SHORT	
Philips	SE	TSE	FE	(CE)FFE-T1	FFE	(CE)FFE-T2	TFE	
Picker	SE	FSE	FE	RF-FAST T1-FAST	FAST	CE-FAST	RAMFAST	
Siemens	SE	TSE		FLASH	FISP	PSIF	TurboFlash MP-RAGE (3D)	
Toshiba	SE	FatSE	Field echo, FE	FAST - T1	FAST - FEHW	FAST - SEHW	FastFE QUADSCAN	
Shimadzu	SE	FSE	STAGE	STAGE	SSFP	STERF	SMASH	

CE-FAST Contrast-enhanced FAST

CE-FFE-T1 Contrast-enhanced fast field echo with T1 weighting

CE-FFE-T2 Contrast-enhanced fast field echo with T2 weighting

E-SHORT SS-GRE with SE sampling

FAST Fourier-acquired steady state

FAST-T1 FAST-with T1 weighting

FAST-FE-HW FAST with field echo heavy weight

FAST-SE-HW FAST with spin echo heavy weight

FE Field echo

FFE, Fast FE Fast field echo

FGR Fast GRASS

FISP Fast imaging with steady-state precision

FLASH Fast low-angle shot

FS Fast scan

FSE Fast spin echo

F-SHORT SS-GRE with FID sampling

FSPGR Fast spoiled GRASS

GEPI Gradient echo fast imaging

GFE Gradient field echo

GR Gradient echo with rephasing

GRASS Gradient recalled acquisition in the steady state

MPGR Mutiplanar GRASS

MP-RAGE Magnetization-prepared rapid GRE

PFI Partial flip angle

PSIF Reversed FISP

RARE Rapid acquisition with relaxation enhancement

RF-FAST RF-spoiled FAST

RS Rapid scan

SARGE Steady state acquisition with rewinded gradient echo

SE Spin echo

SHORT Terminologie Elscent pour toute séquence d'EGR

SMASH Short minimum angle shot

SPGR Spoiled GRASS

SSFP Steady-state free precession

STAGE Small tip angle GRE

STERF Steady-state technique with refocused FID

T1-FAST FAST with T1 contrast

TFE Turbo field echo

TSE Turbo spin echo

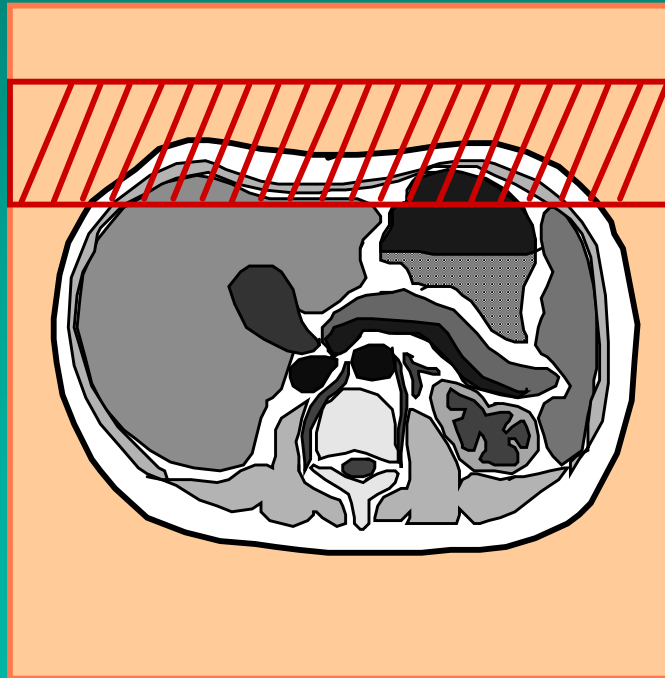
Turbo-FE Turbo field echo

TurboFLASH Turbo version of FLASH

Turbo-SHORT Turbo version of SHORT

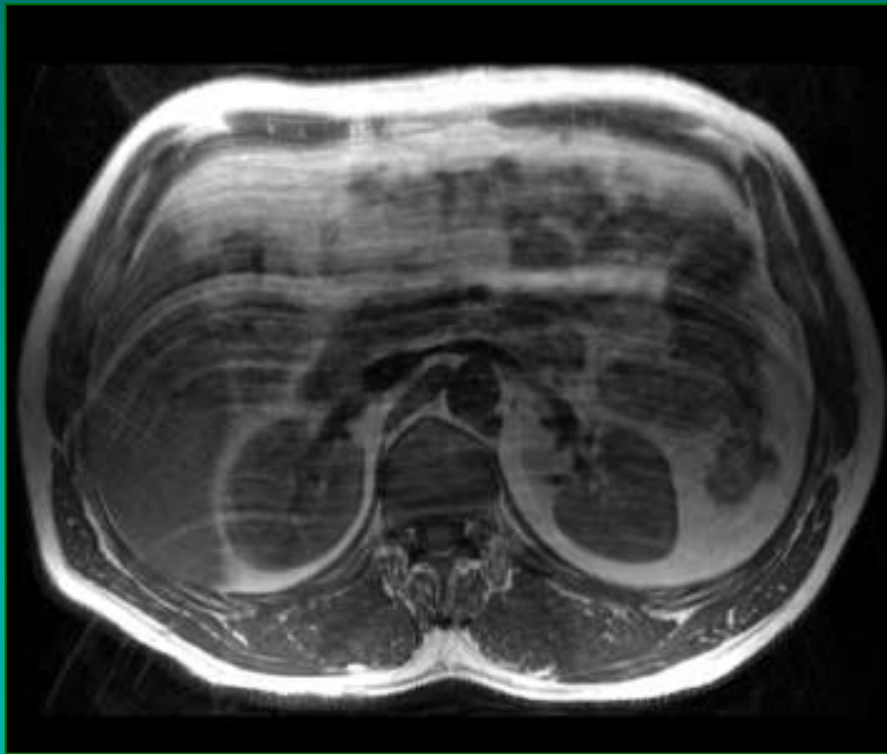
Bandes de présaturation

Impulsion de 90° dans un volume en début de séquence: annuler signal (saturation): réduit nombre plans de coupe

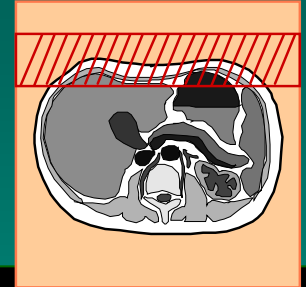
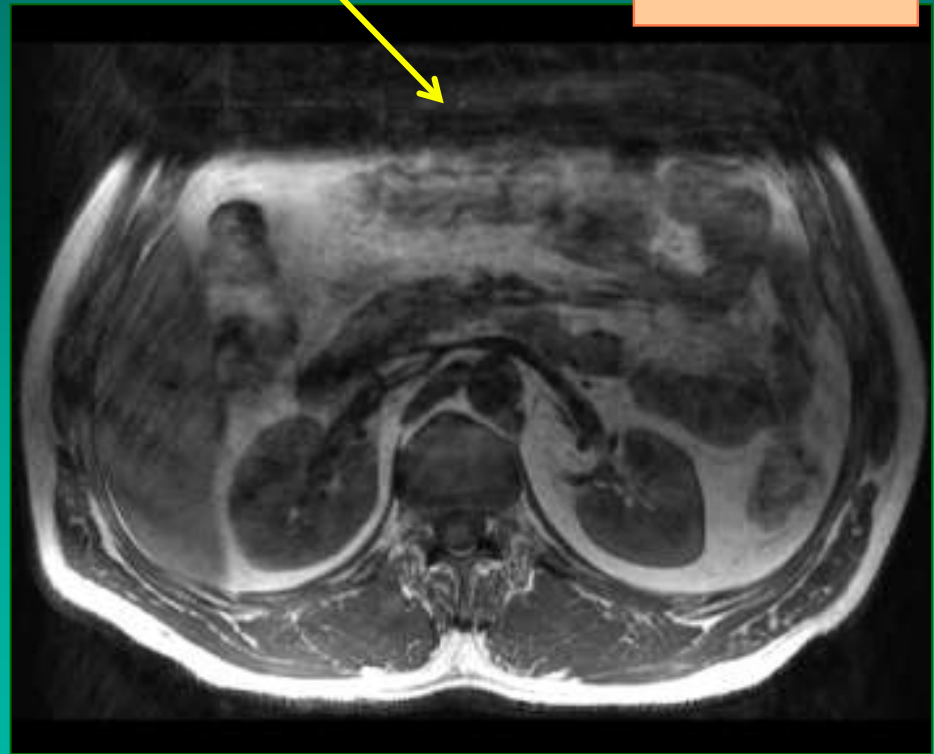


- Bande de saturation

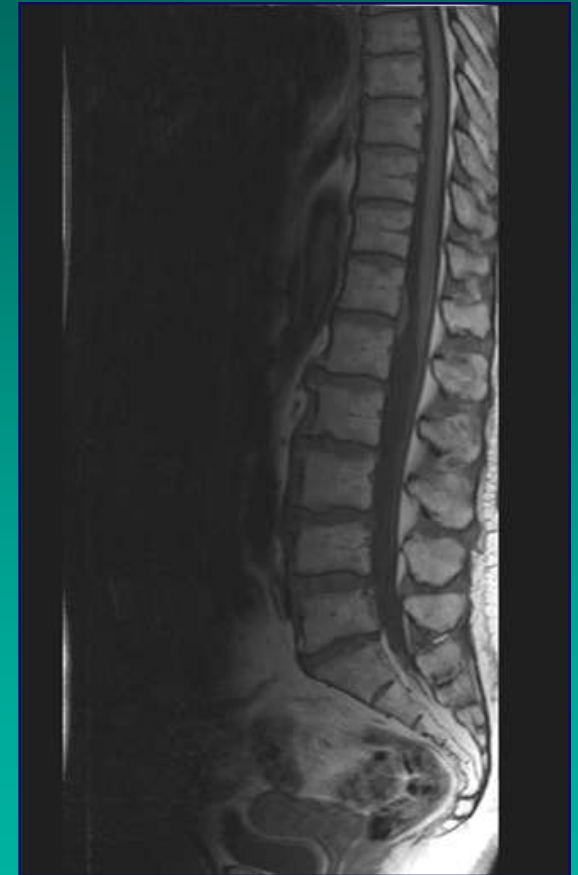
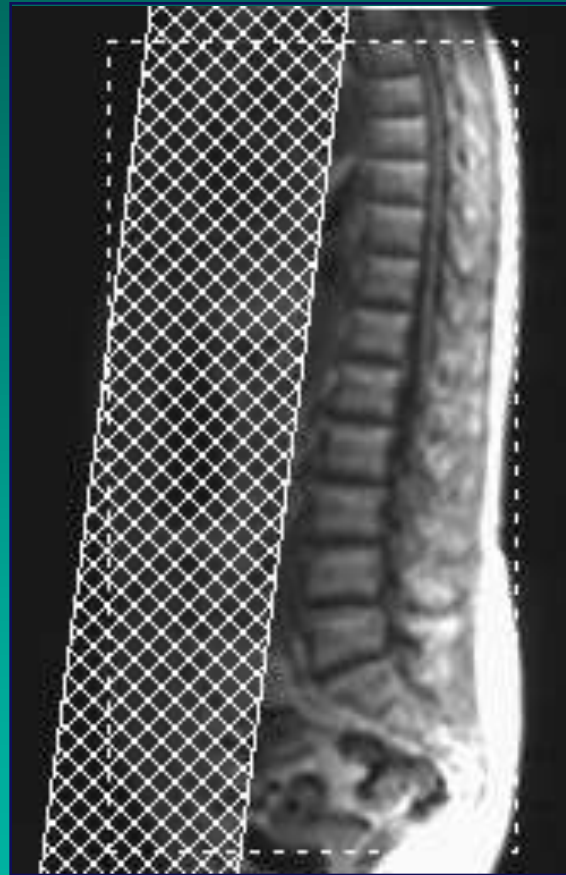
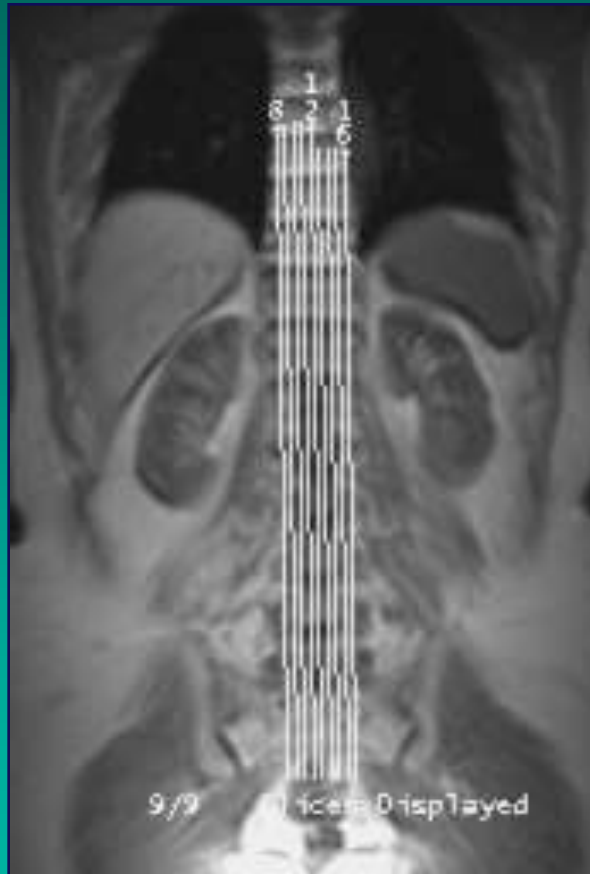
Sans: artéfacts fantômes



Avec



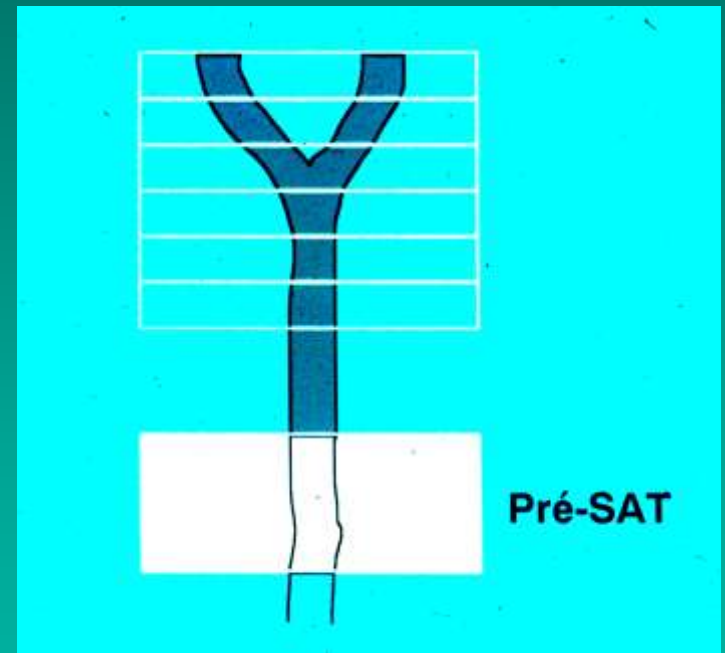
Bande de saturation



« Bandes de Saturations »

Présaturation vasculaire

- Saturer sang (impulsion de 90° entrant dans volume d'intérêt)
- Bande saturation au dessus ou en dessous volume en fonction sens du flux
- > élimine sélectivement artères ou veines







Présaturation

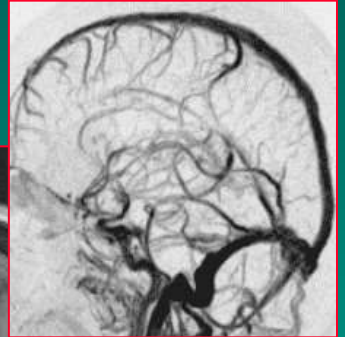
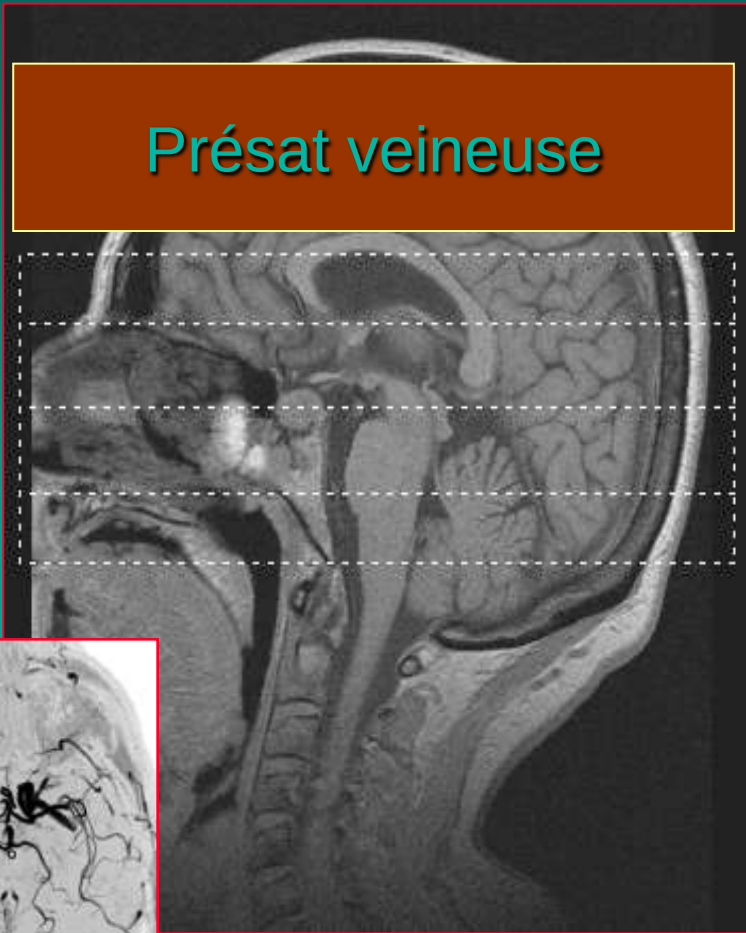
au-dessus et
en -dessous (EG)



Bande de présaturation :

- ARM : élimination sélective veines/artères

Présat veineuse



Présat artérielle



UN PUBLIC EXIGEANT



MERCI
Pour votre
Attention !

1995-2013

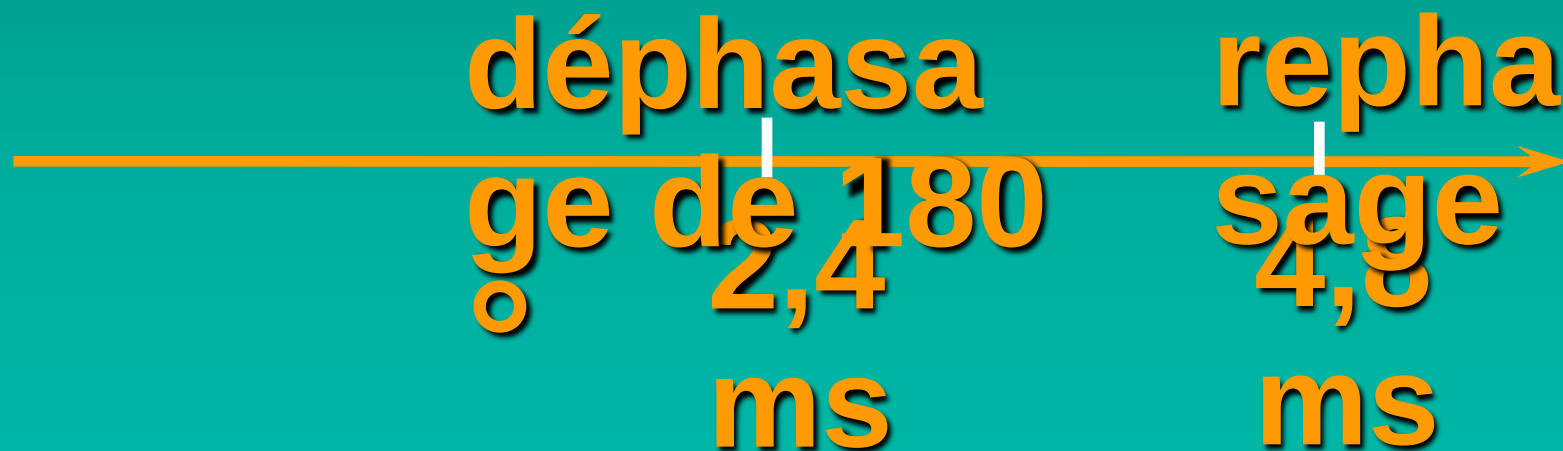
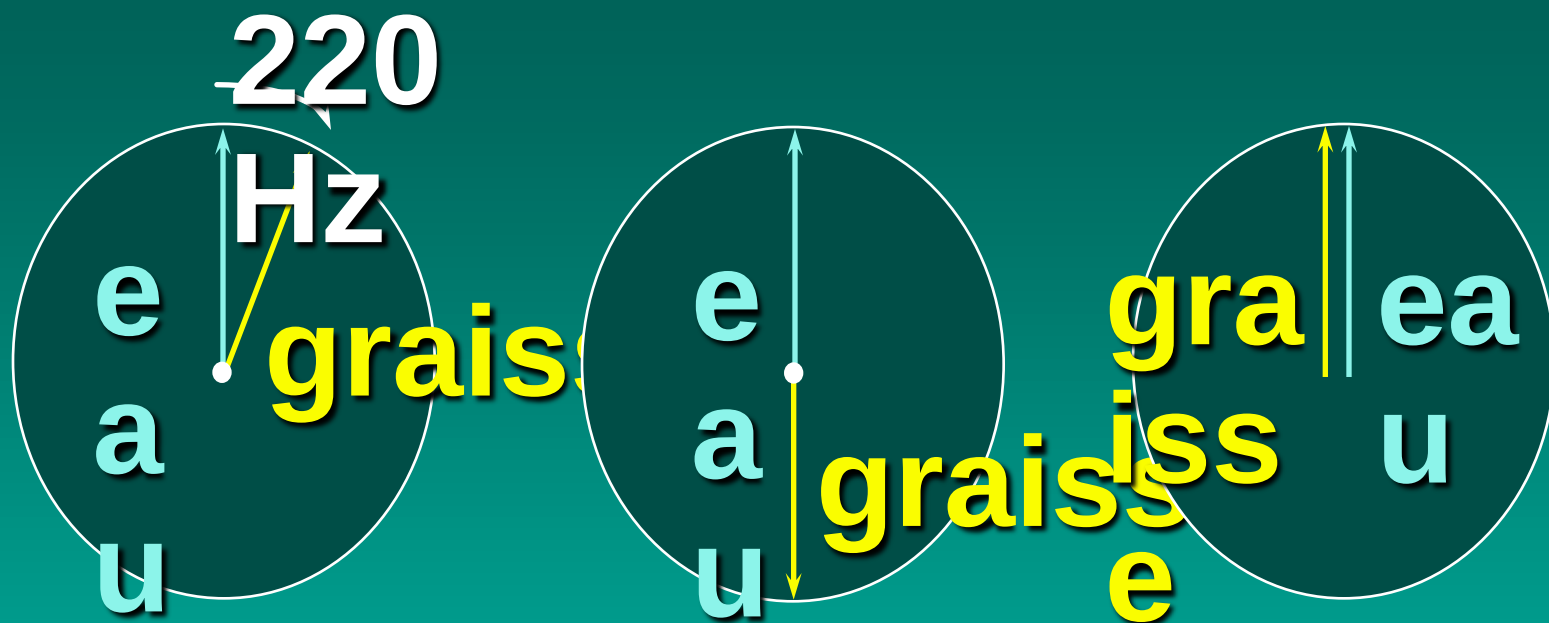


La séquence DIXON et dérivés :

- basées comme la Fat Sat sur la différence de fréquence entre les protons de l'eau et de la graisse
- graisse et eau sont périodiquement déphasés : après $t = 2,4 \text{ ms}$ (à $1,5 \text{ T}$)

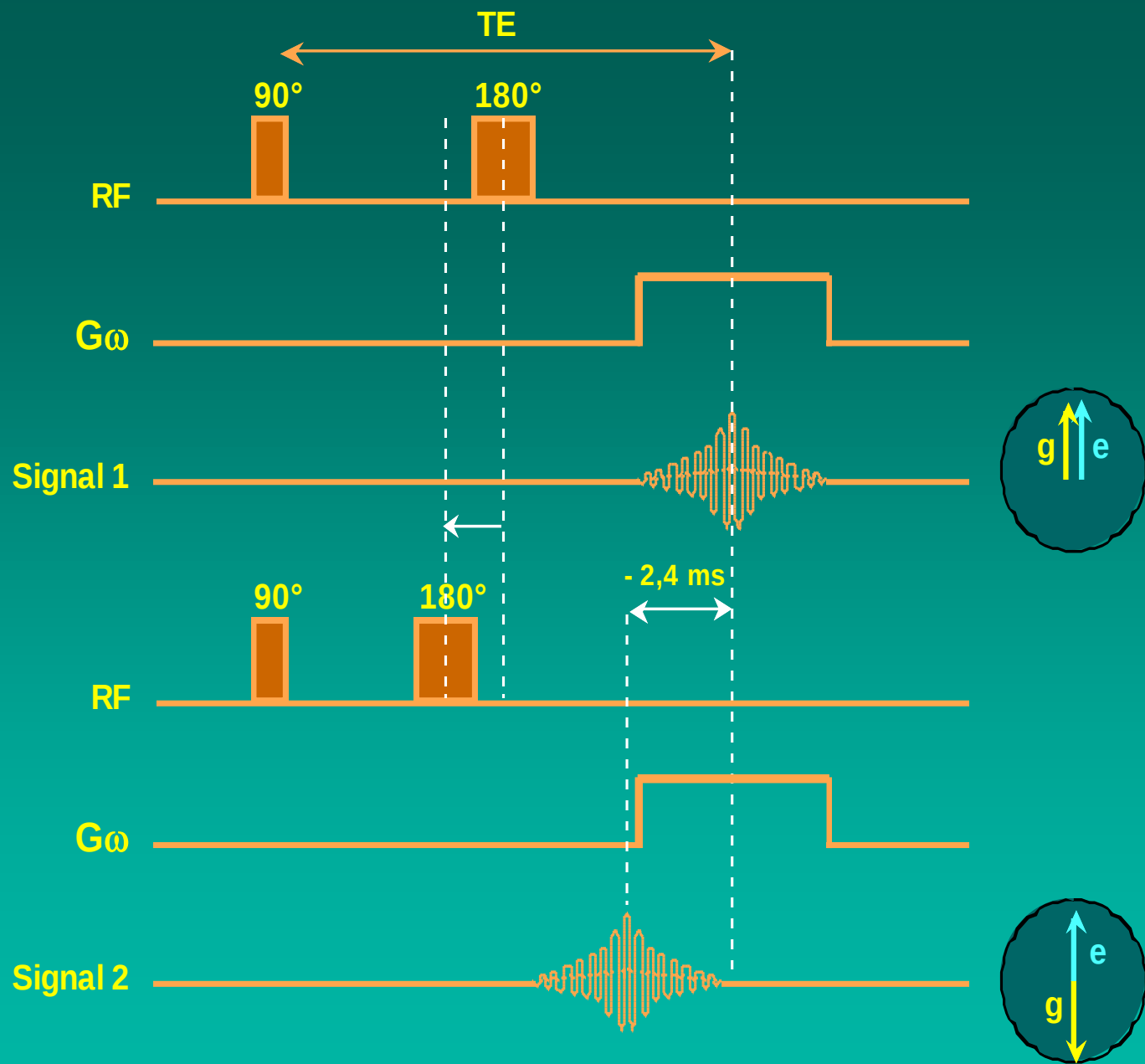


déphasage et rephasage à $t = 4,8$

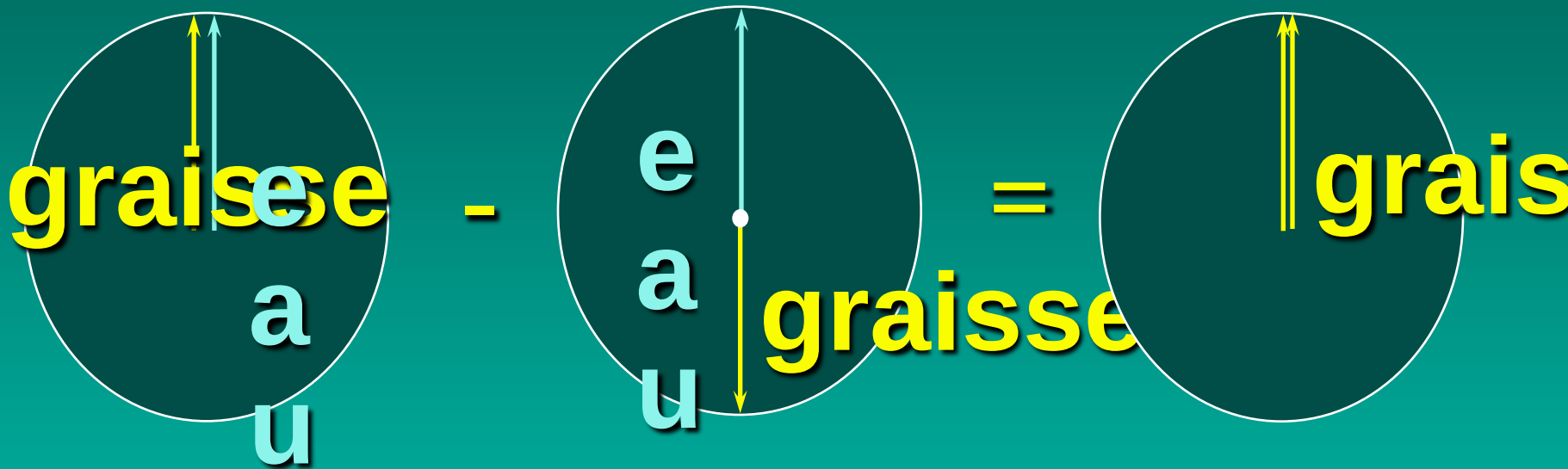


On réalise 2 images :

- une image SE standard où la graisse et l'eau sont en phase**
- une image SE décalée du centre du gradient de lecture de 2,4 ms (graisse et eau seront alors déphasés de 180°)**



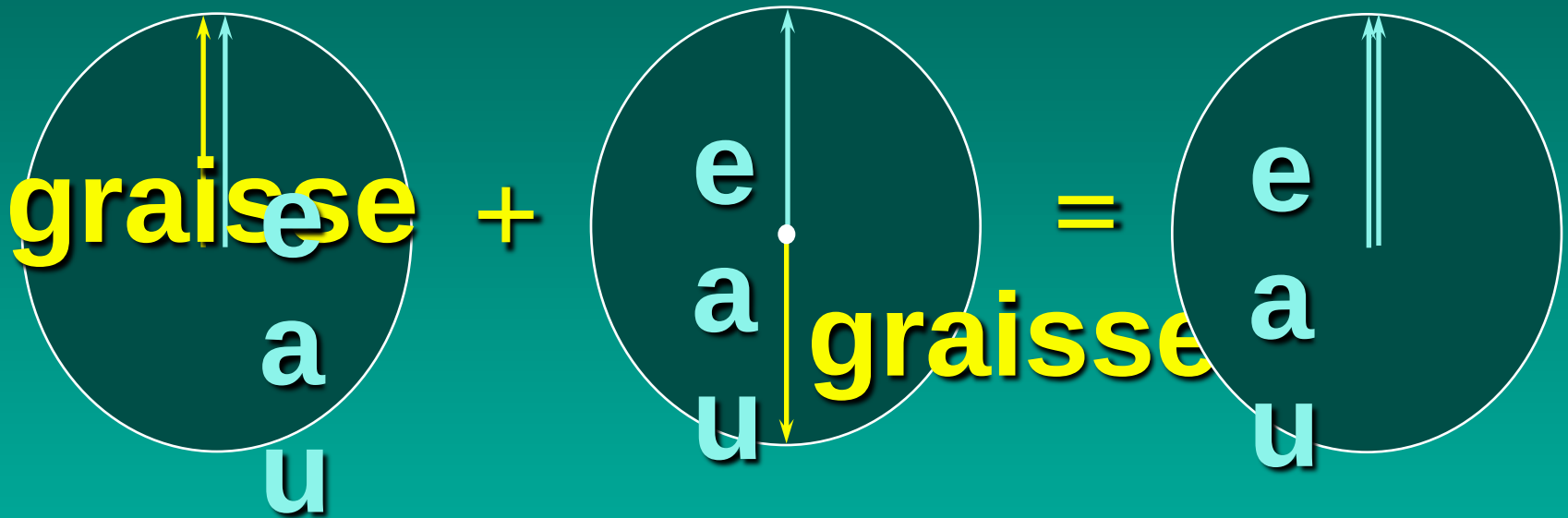
En soustrayant I_1 et I_2 :



on obtient une image visualisant les protons de la graisse

En additionnant I1 et I2

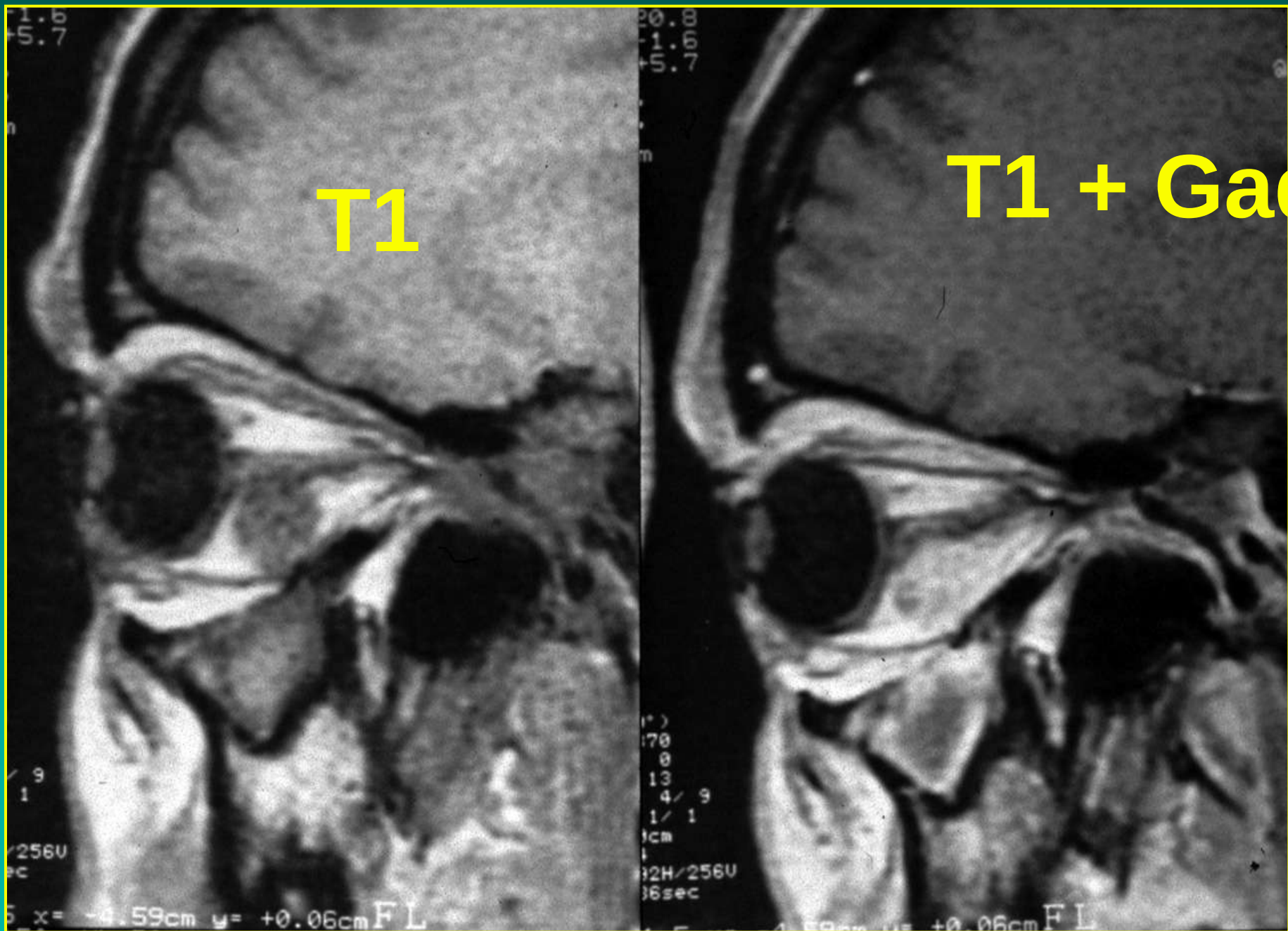
:

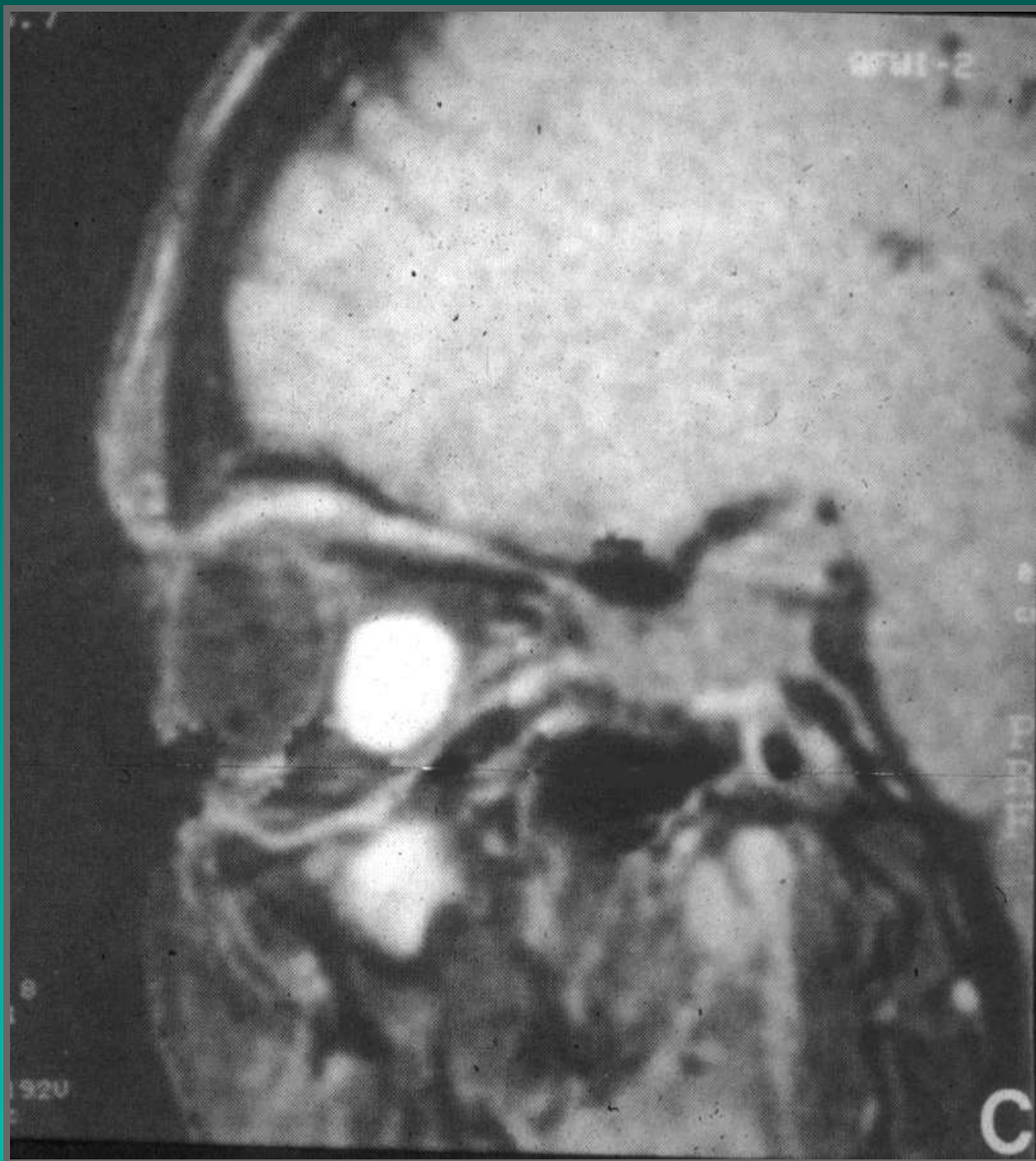


on obtient une image visualisant les protons de l'eau

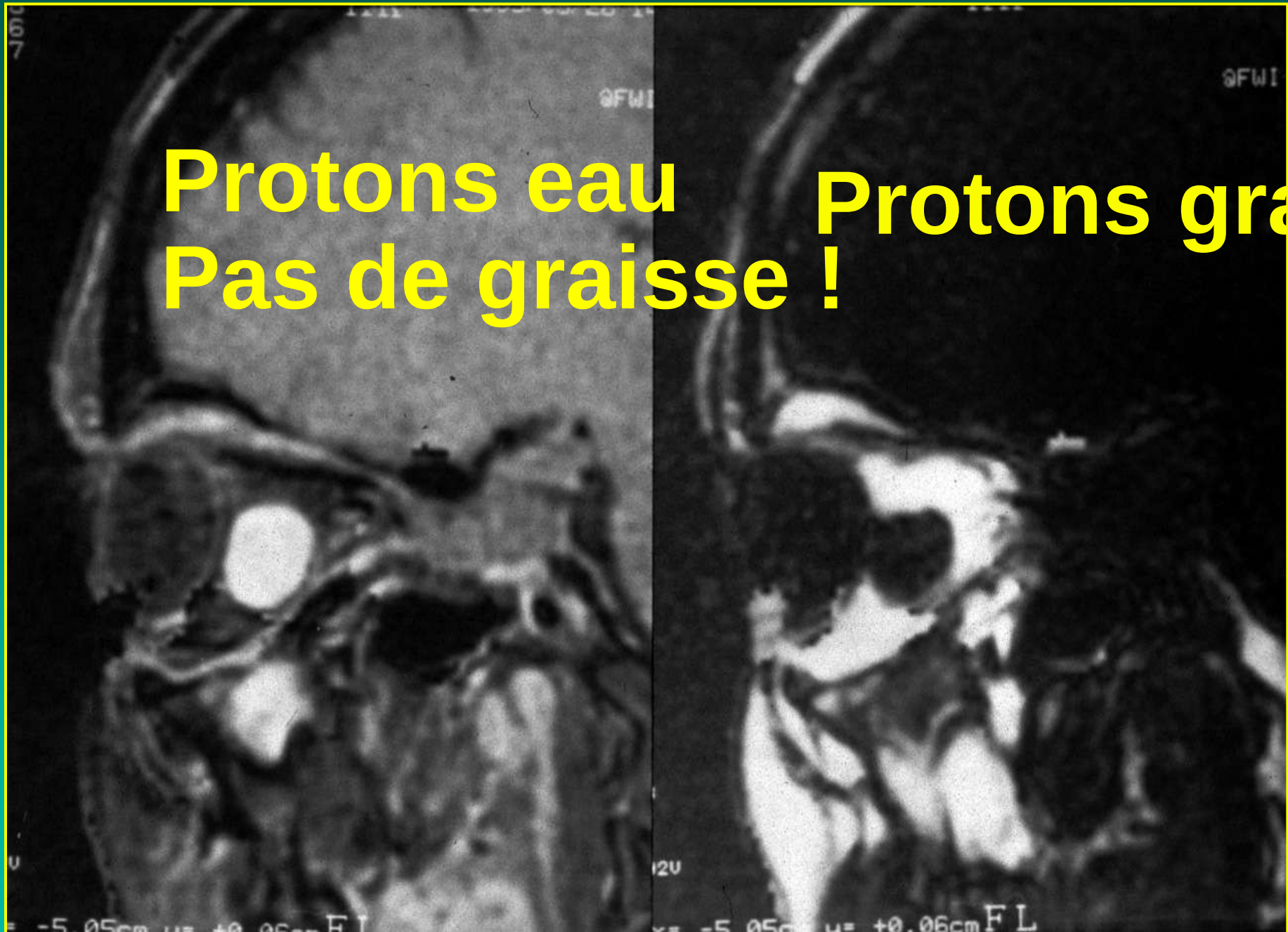
T1

T1 + Gad





Protons eau **Protons gra**
Pas de graisse !



Avantage

S :

- on obtient d'emblée deux images : une supprimant l'eau et l'autre supprimant la graisse
- permet l'injection de gadolinium

Limites

- : - nécessite un champ magnétique homogène
- post-traitement des images obtenues (corrigé avec la méthode Chopper)

Extension du principe :

**Application en EG avec certains TE :
graisse et eau sont en opposition de
phase après 2,4 ms (à 1,5 T) puis tous
les 4,8 ms**

**On obtient une image où l'interface
entre la graisse et l'eau est
matérialisée par une ligne en
hyposignal**

0Y 12



t CM

d 70
Y 14

SP
SL
FoV 2100



t CM

d 70
S D

SP
SL
FoV 2190
12R 020

CONCLUSION

- Différentes techniques de suppression de graisse peuvent s'avérer intéressantes.
- Il faut adapter chacune d'entre-elle à la région explorée et à la pathologie recherchée en tenant compte des avantages et des limites de chacune.