

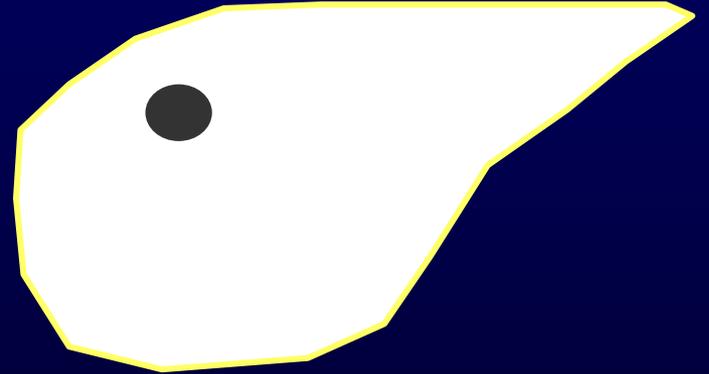
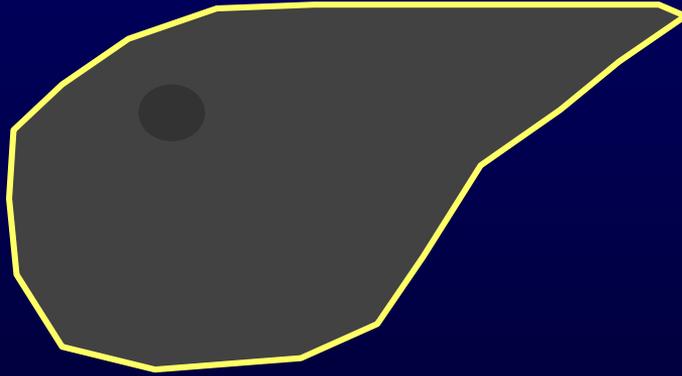
Signal - Contraste et Caractérisation Tissulaire en IRM

pT1, pT2, pT2*...

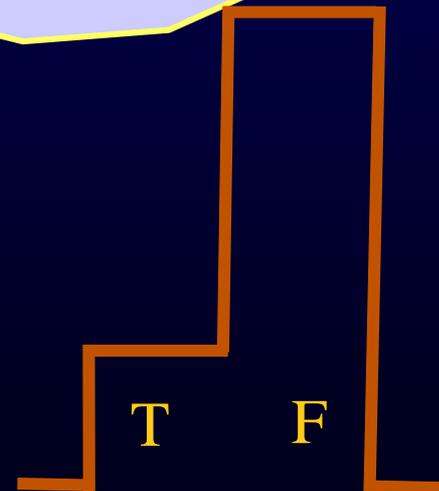
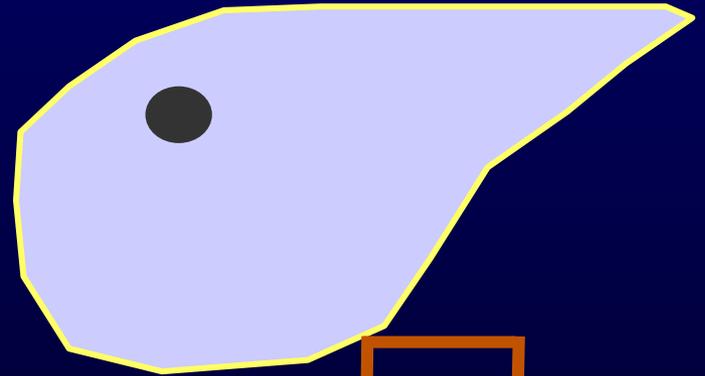
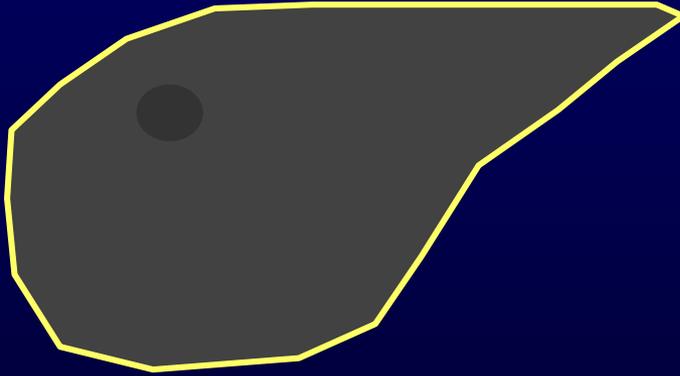
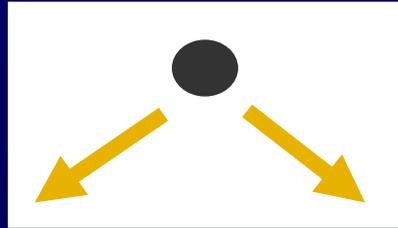
Pr. Charles-André CUENOD

HEGP Paris

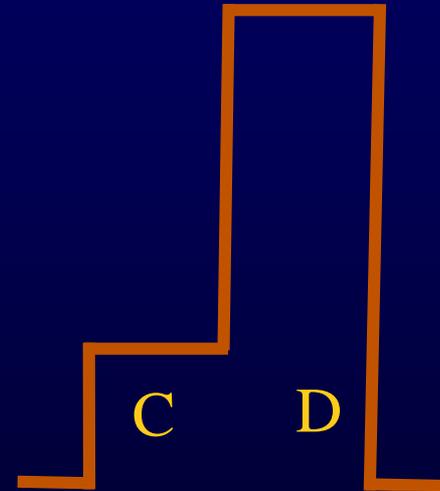
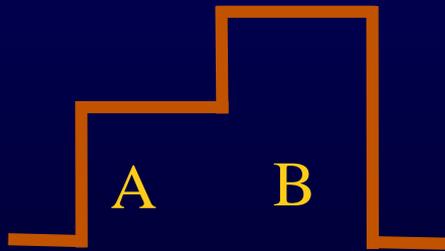
Ca@cuenod.net



Détection des lésions

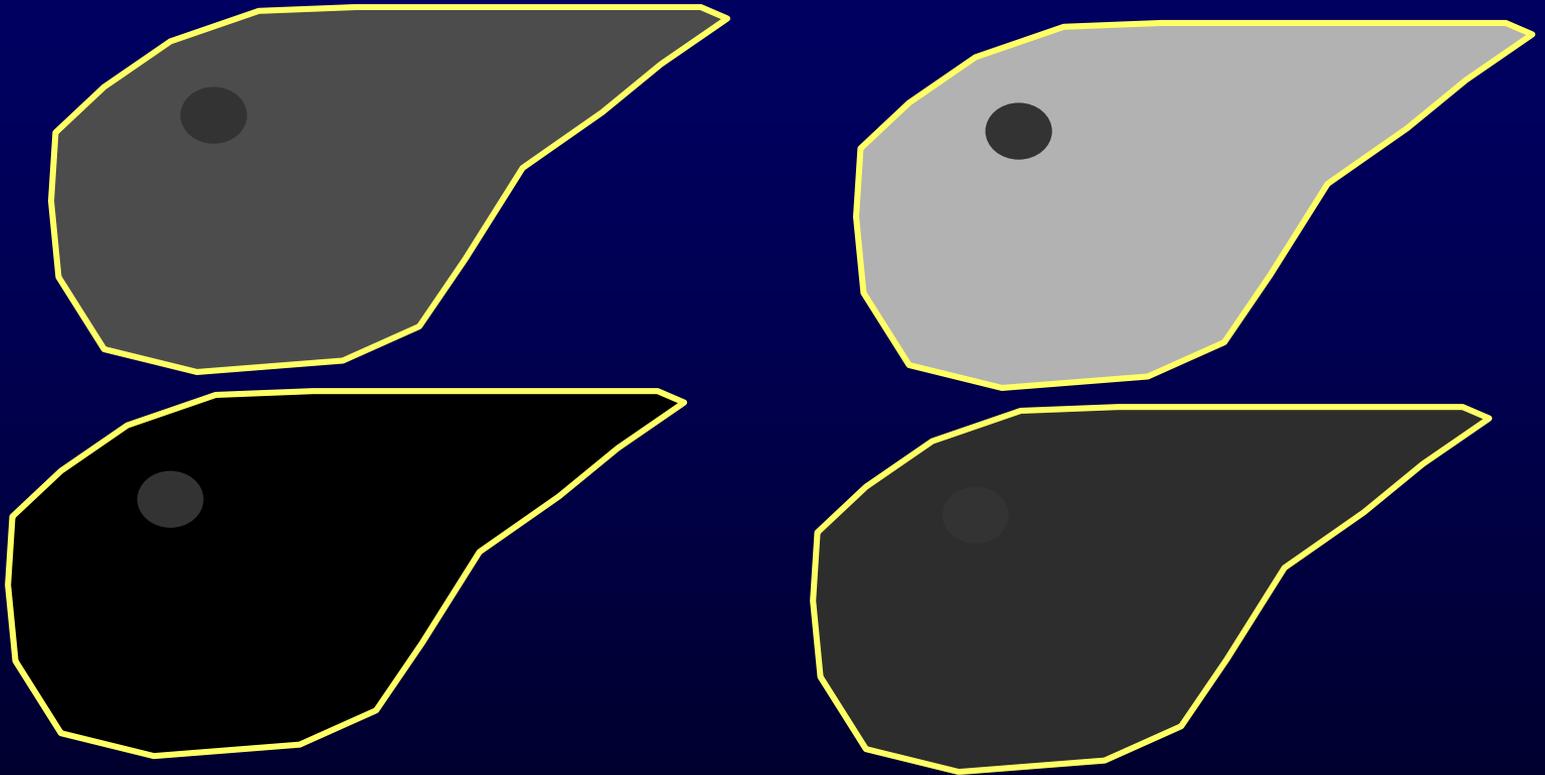


Contraste entre deux tissus



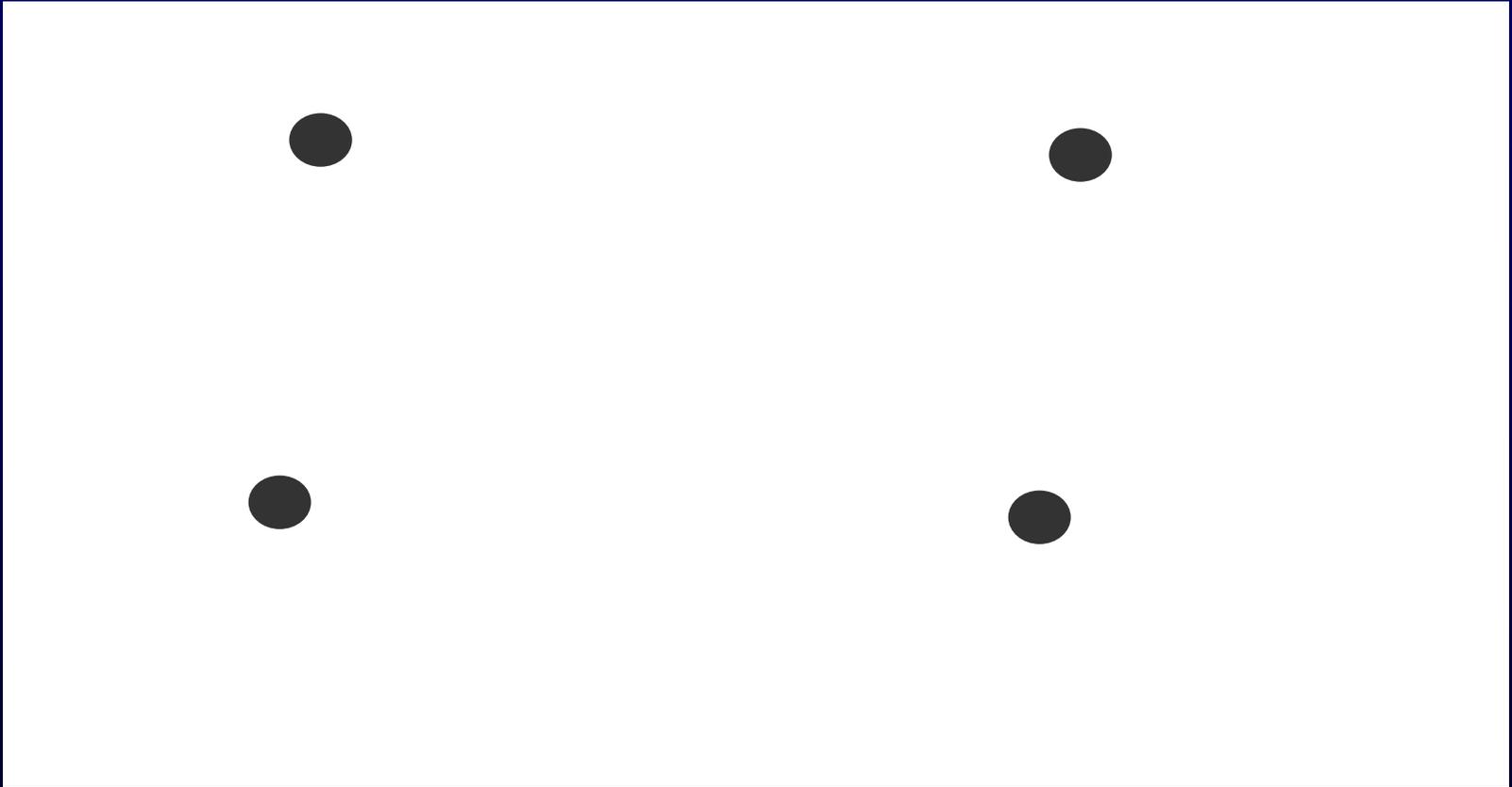
Contraste $C = S1 - S2$ ou $C = S1 - S2 / S2$

Intensité de signal



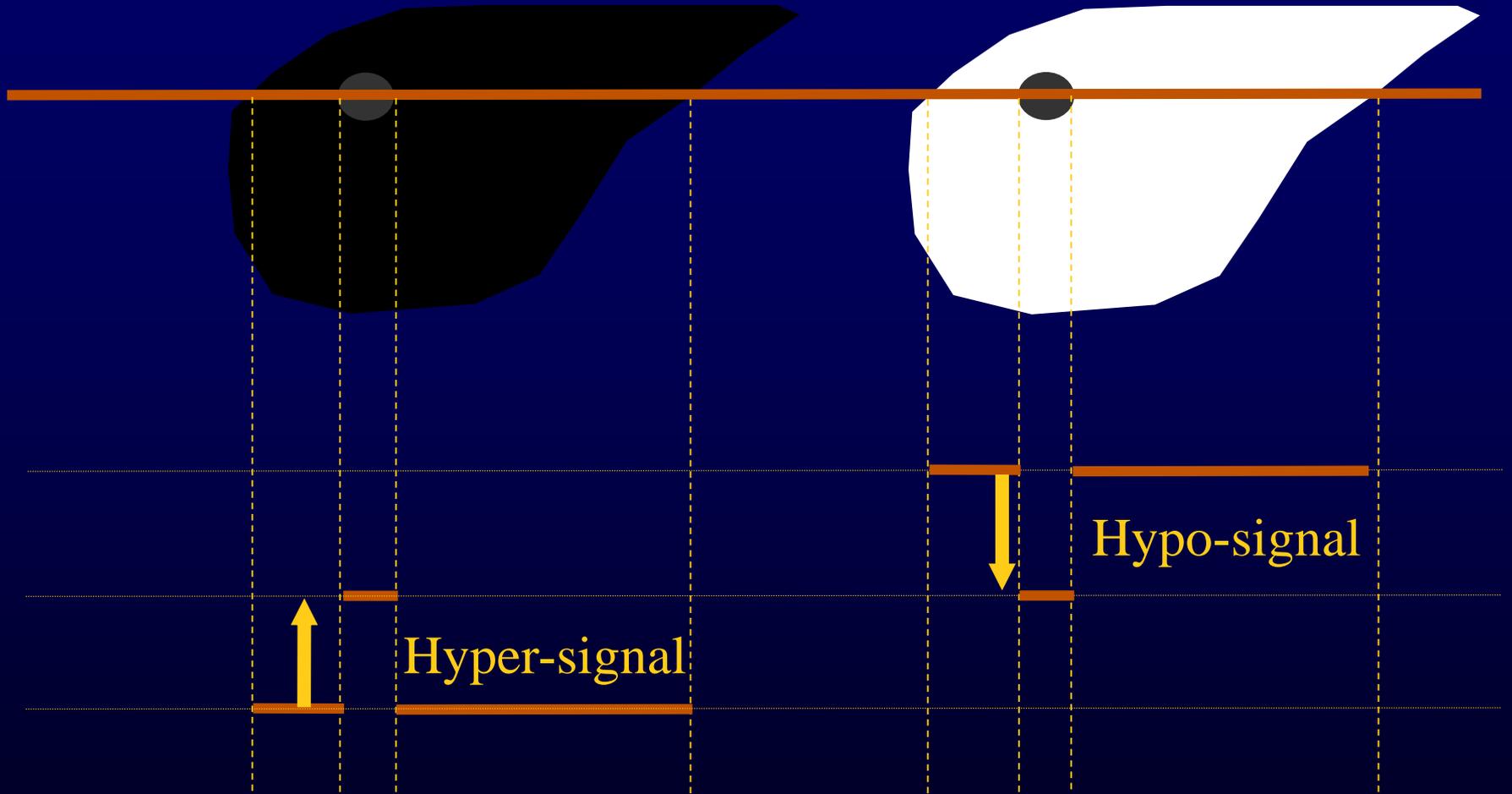
Hyper ou hypo-signal c'est relatif

Intensité de signal

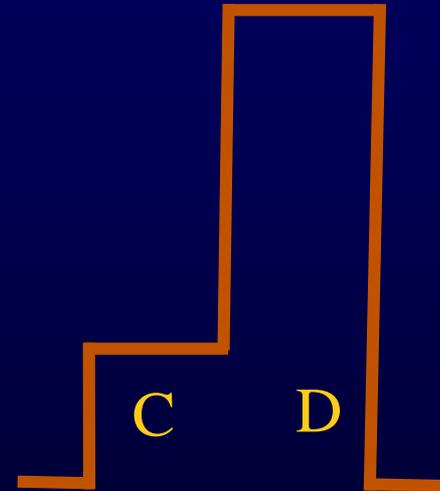
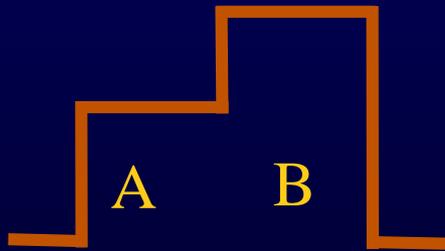


Hyper ou hypo-signal c'est relatif

Intensité du signal et contraste

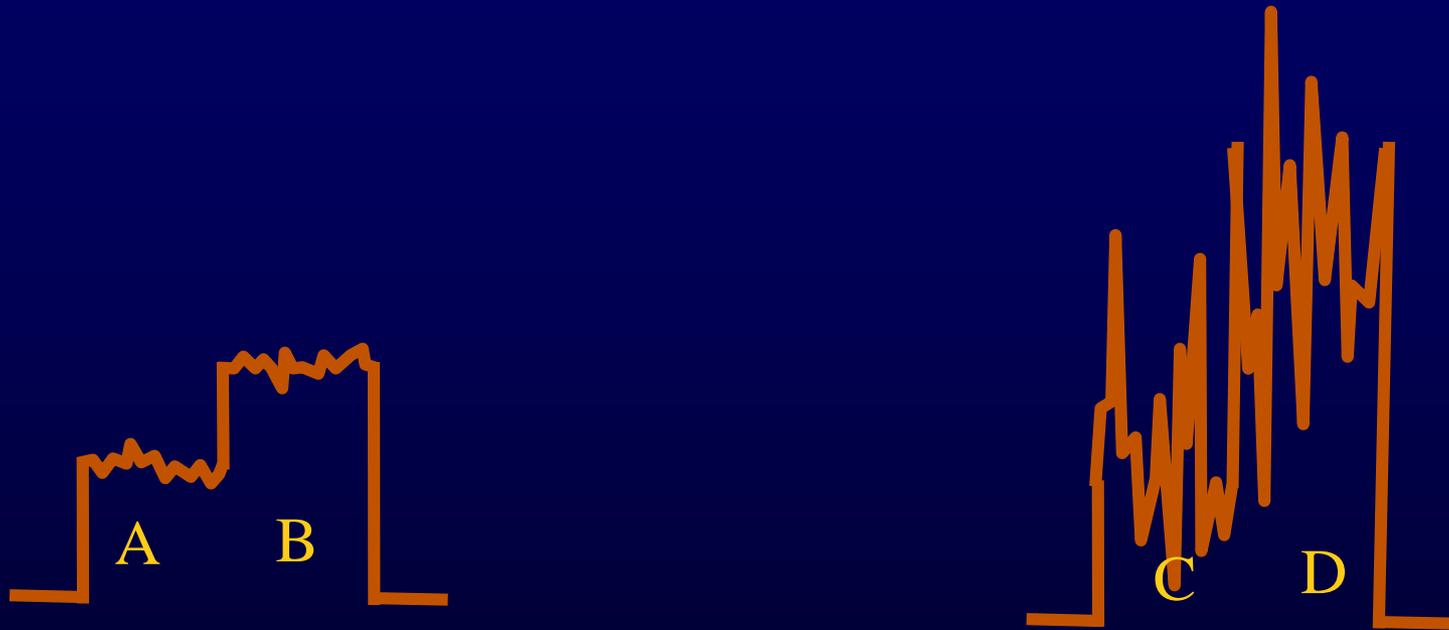


Contraste entre deux tissus



Contraste $C = S1 - S2$ ou $C = S1 - S2 / S2$

Contraste entre deux tissus



Contraste sur bruit $C/B = S1-S2/B$

Le trépied diagnostique en imagerie

Modification morphologique

Contraste

Modulation fonctionnelle

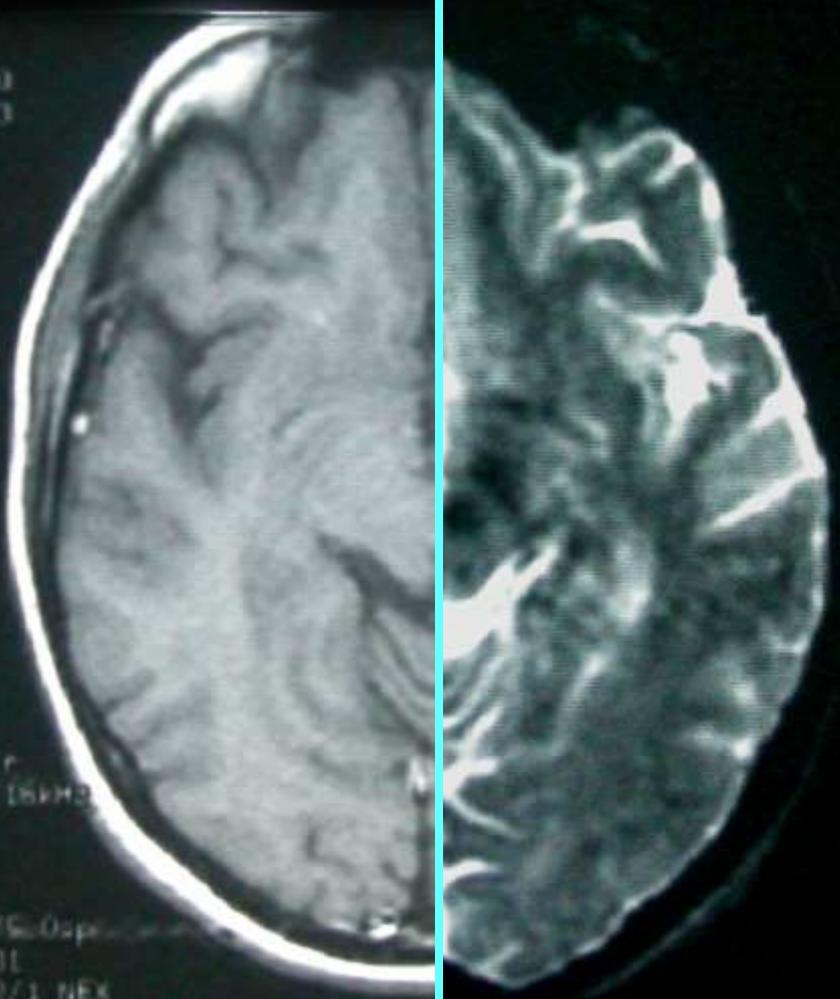
Caractère multiparamétrique de l'IRM

- Relaxation T1 et T2
- Différence de fréquence (imagerie de la graisse)
- Modificateurs du signal (endogènes/exogènes)
 - agents paramagnétiques (Gd, Hb, cuivre ...)
 - agents superparamagnétiques (oxyde de fer)
- Mouvement des molécules H₂O
 - Angiographie
 - Perfusion-perméabilité
 - Diffusion
 - Transfert de magnétisation
- Température
- Spectroscopie

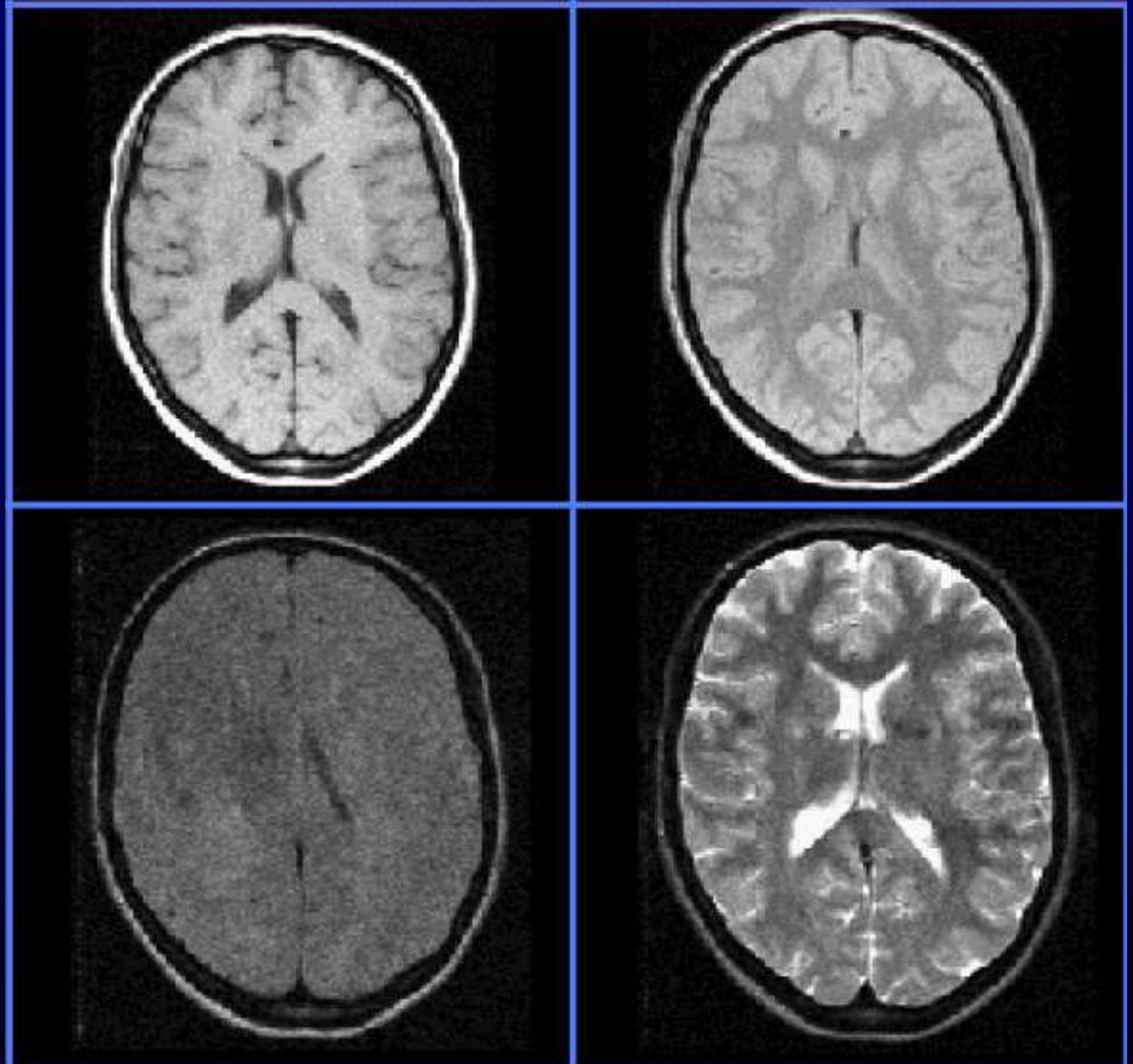
Site: 304
Seq: 3/12
Time: 10/10
Age: 53.3

SE
TR: 300
TE: 11/Pr
EC: 1/1 18kHz

Head
FOV: 24
SyBthK75cOsp
10/01: 01
256x192/1 NEX



Séquence classique d'écho de spin



TR COURT

TR LONG

TE COURT

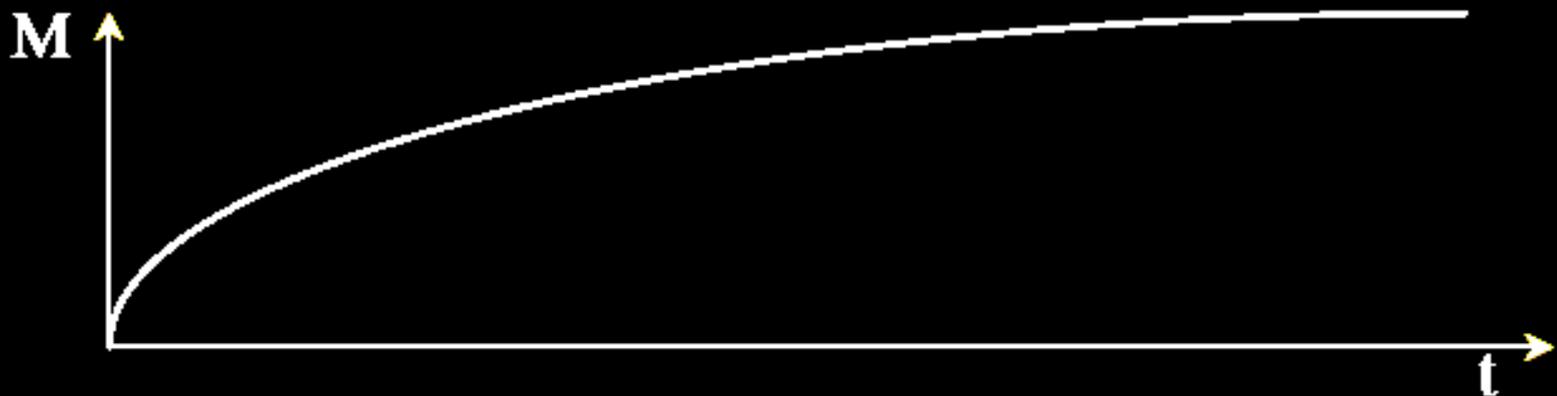
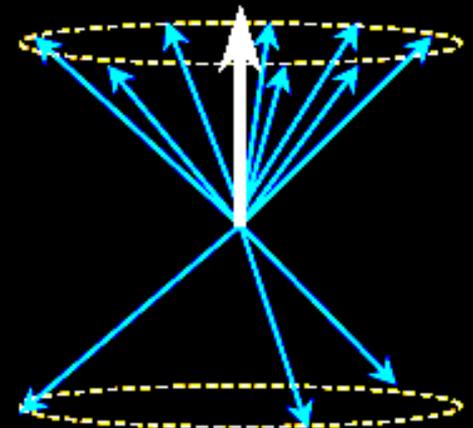
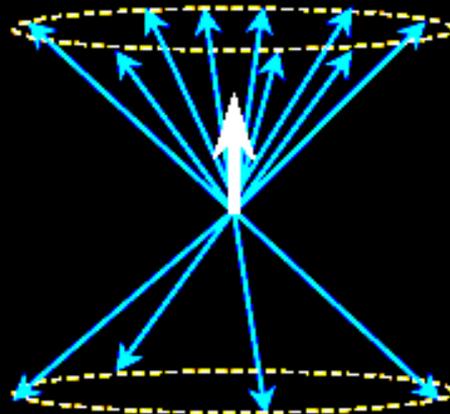
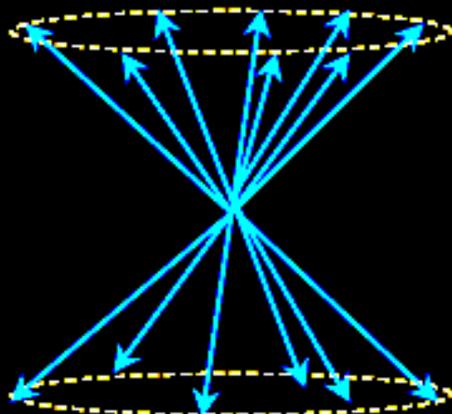


TE LONG



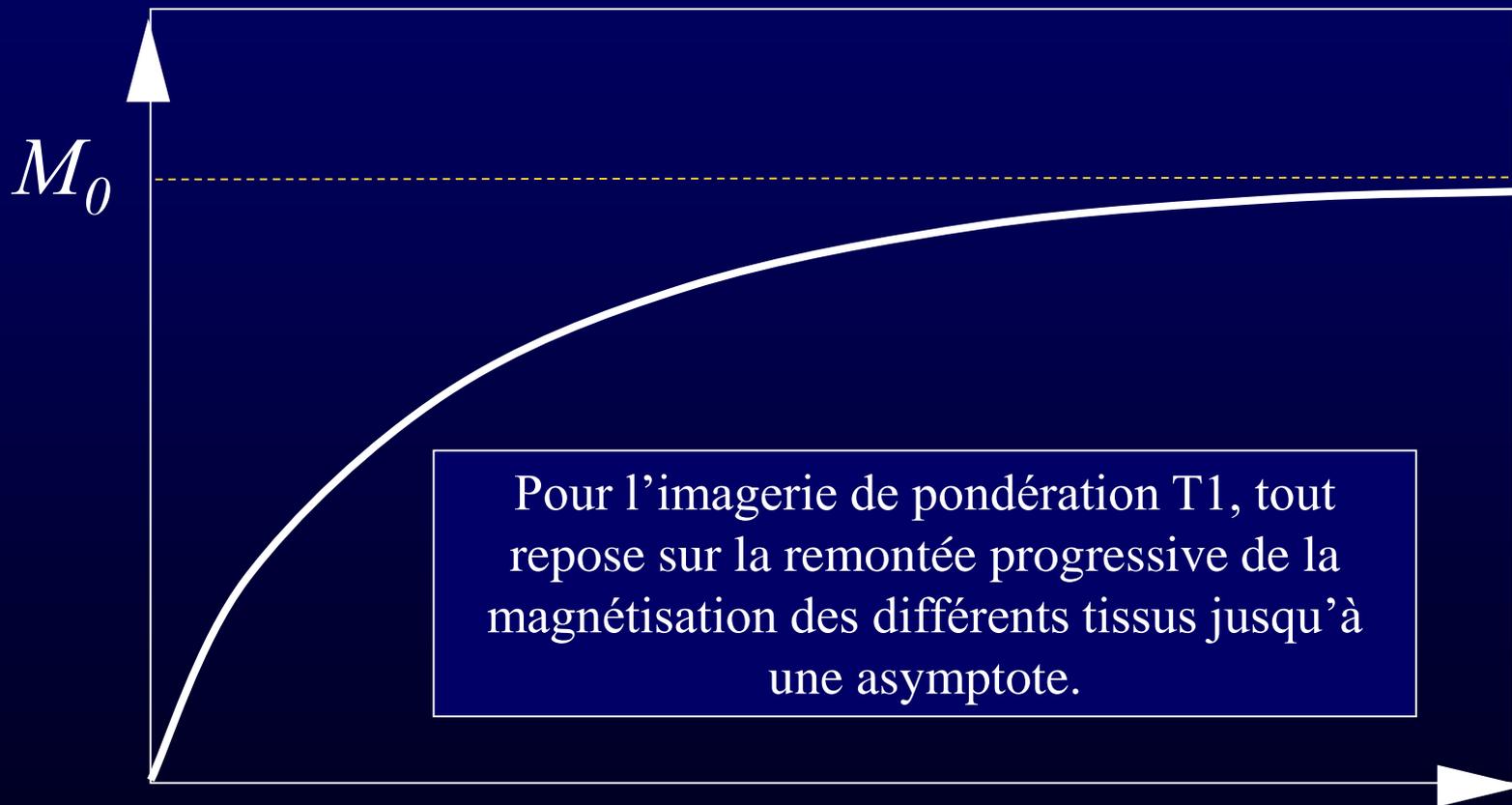
Pondération T1

Relaxation Longitudinale - Spin Réseau dite T1



Cinétique de relaxation T1

Magnétisation

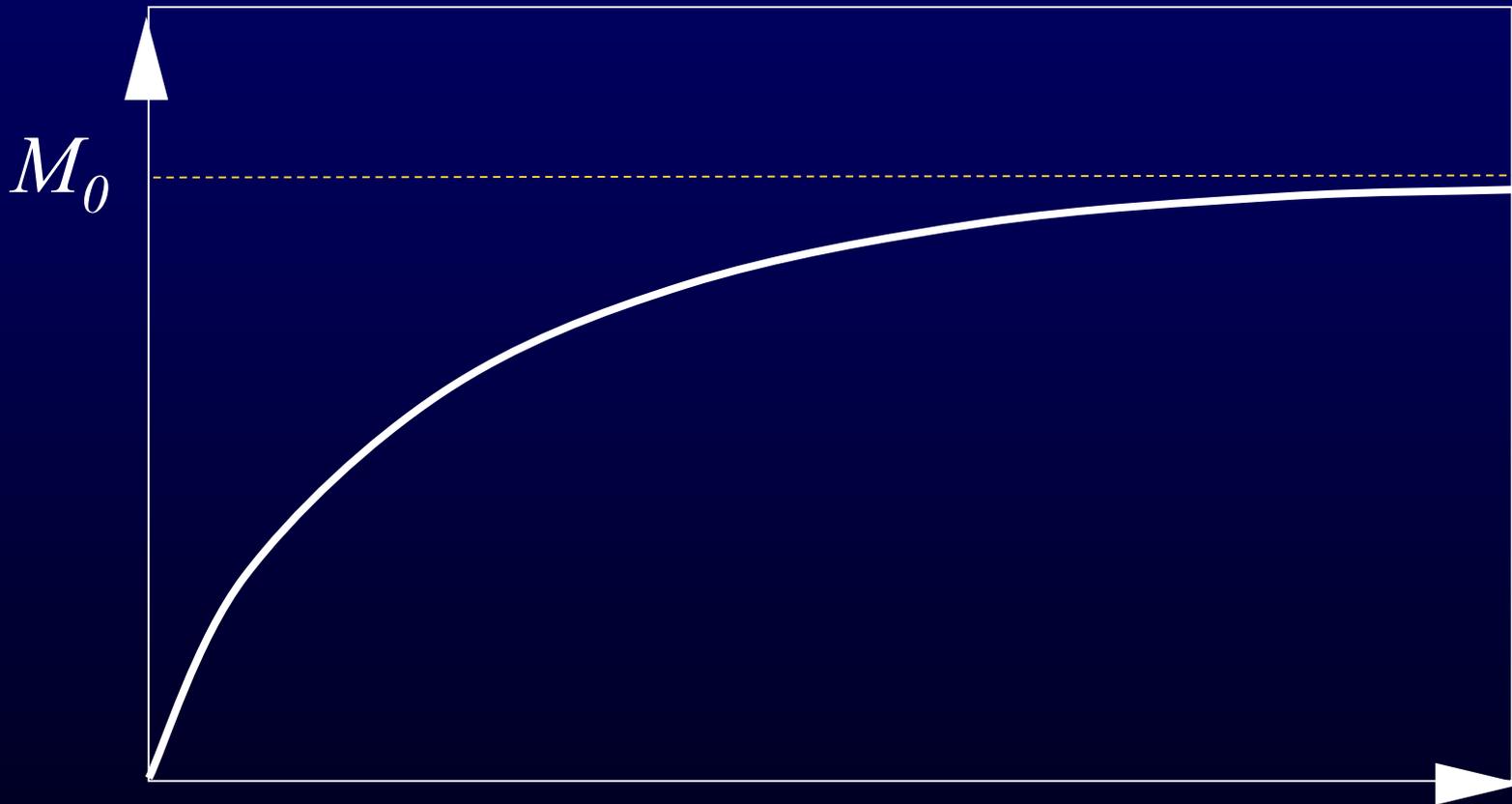


$$SI_t = M_0 \cdot (1 - e^{-t/T1})$$

Temps de relaxation TR (s)

Cinétique de relaxation T1

Magnétisation

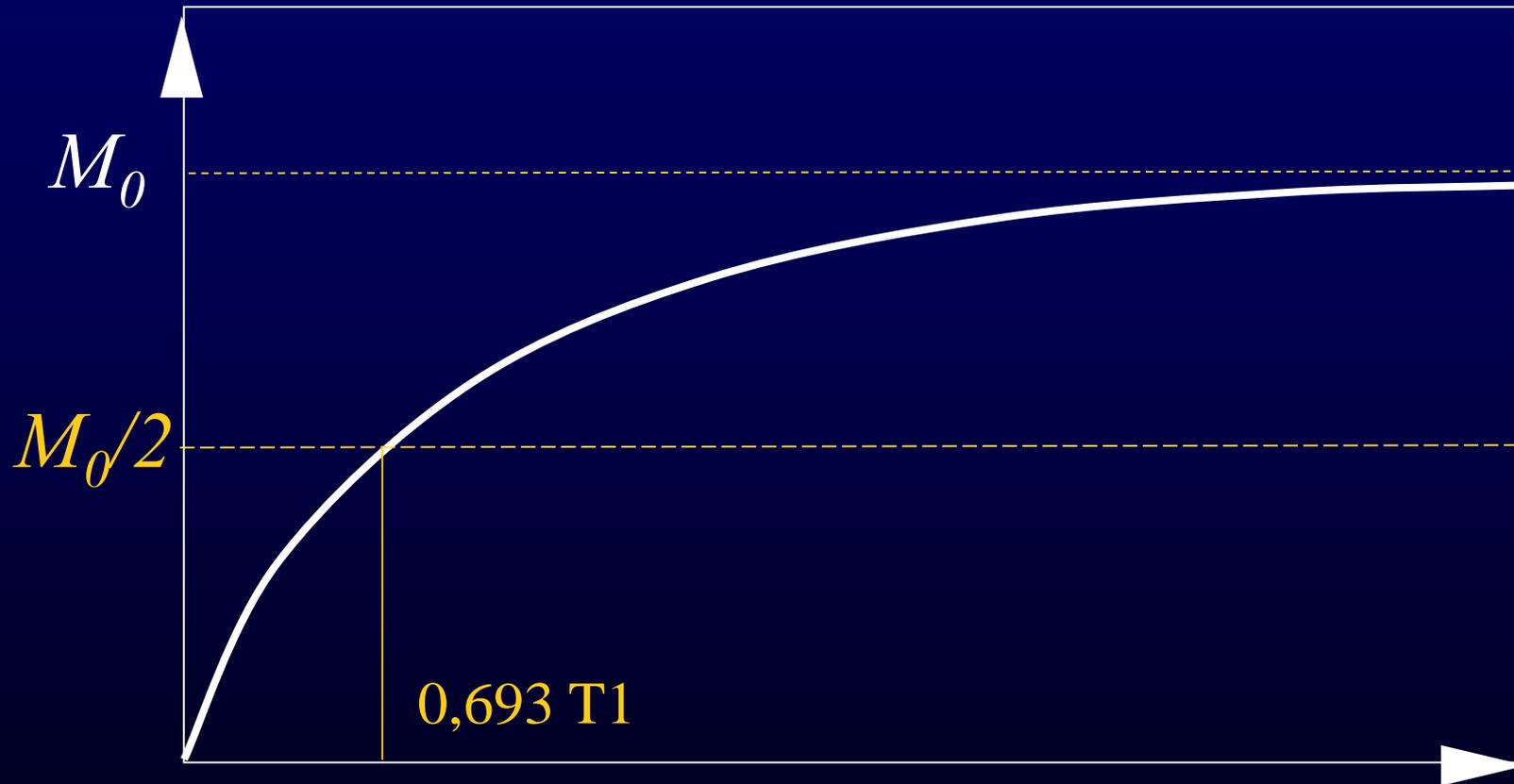


$$SI_{TR} = M_0 \cdot (1 - e^{-TR/T1})$$

Temps de relaxation TR (s)

Cinétique de relaxation T1

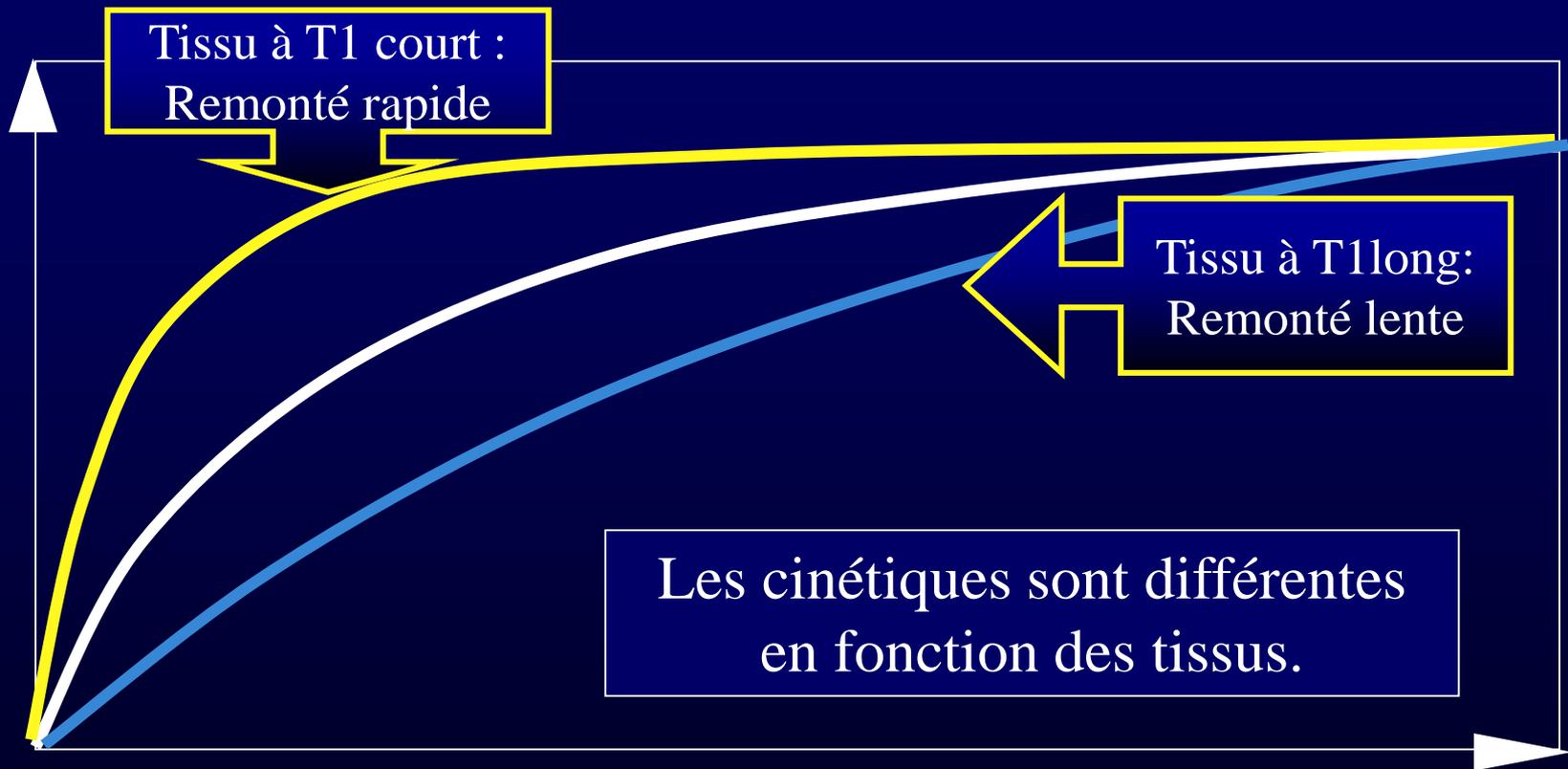
Magnétisation



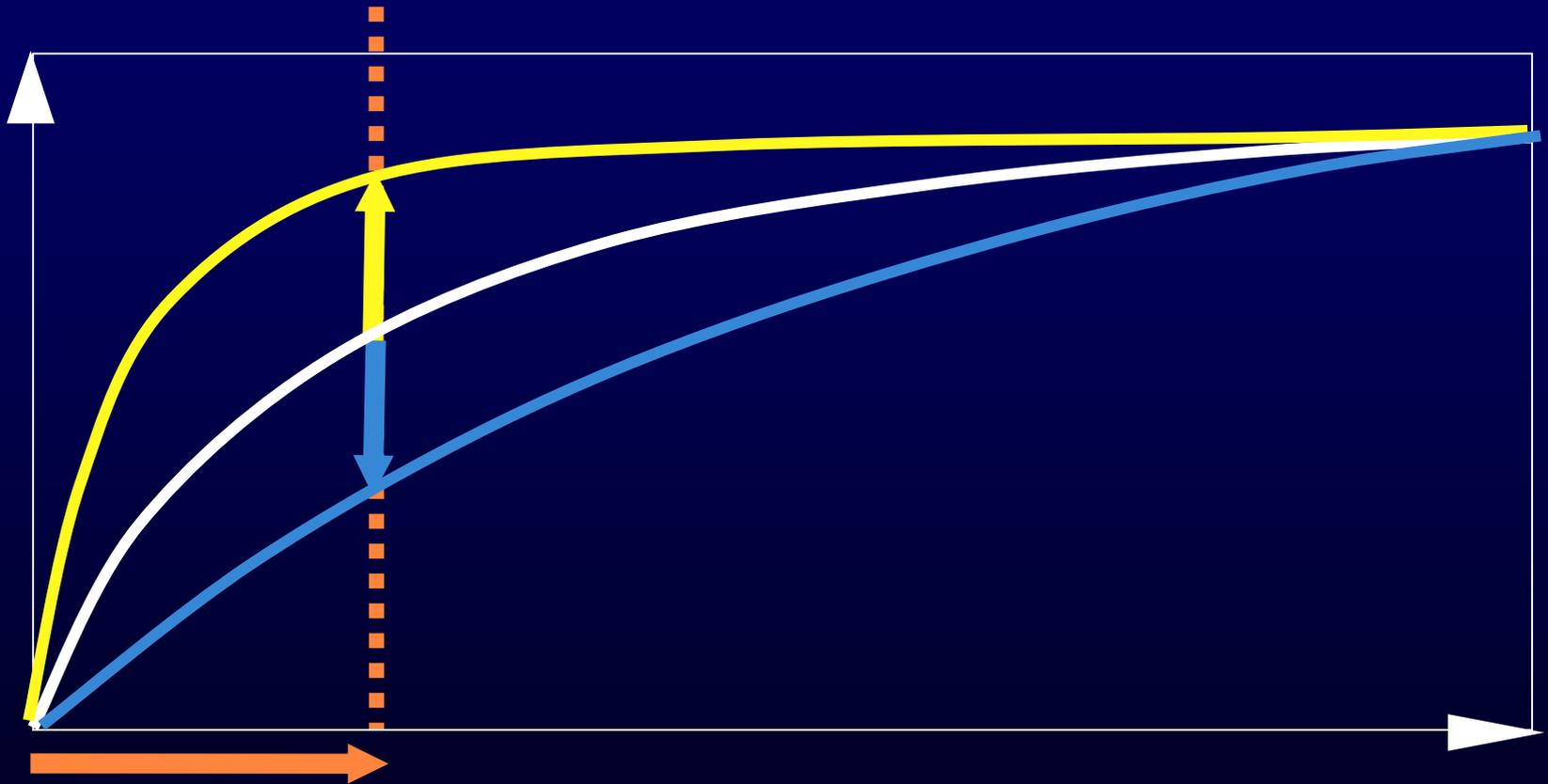
$$SI_{TR} = M_0 \cdot (1 - e^{-TR/T1})$$

Temps de relaxation TR (s)

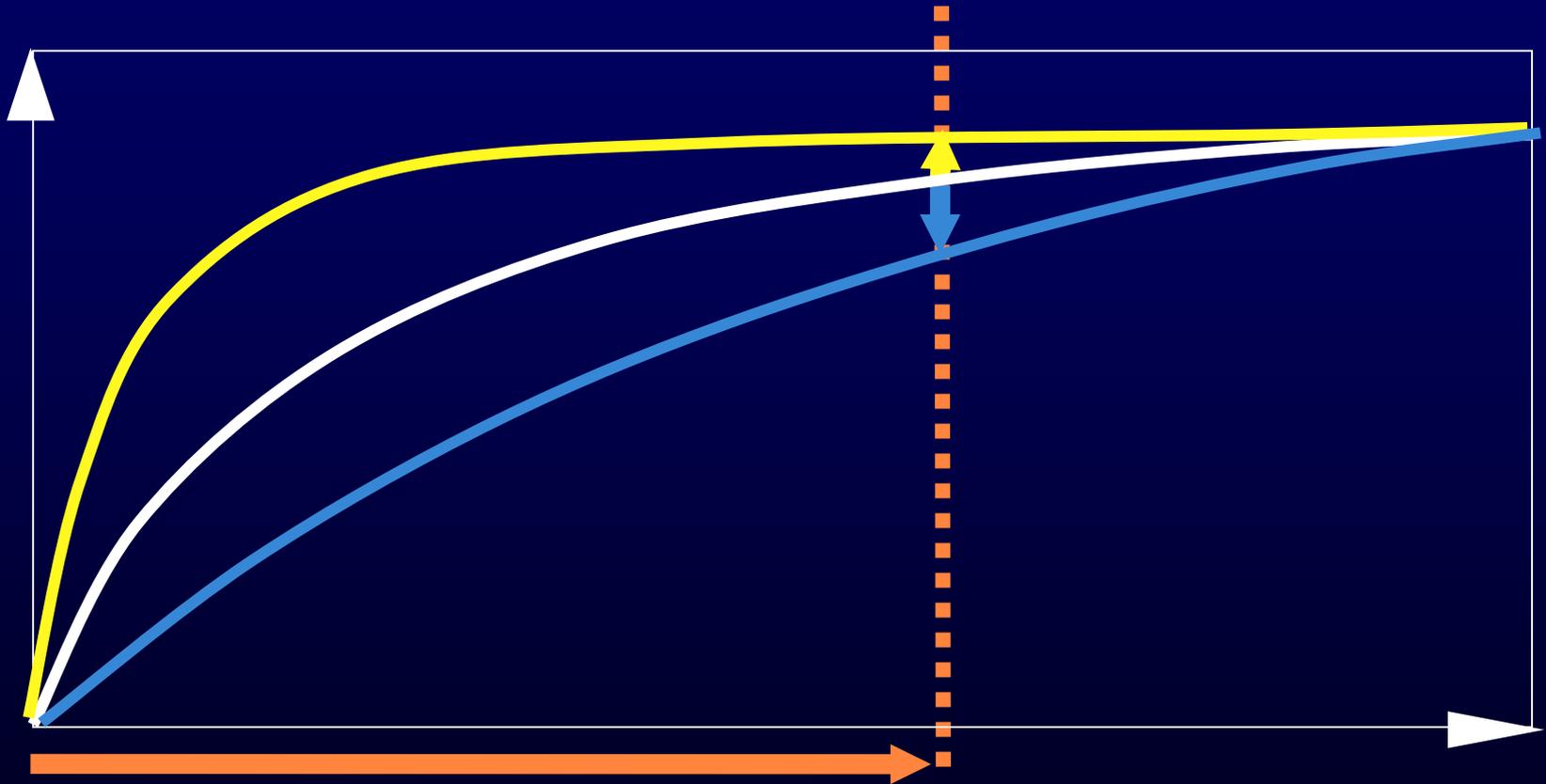
Cinétique de relaxation T1: comportement de différents tissus



Cinétique de relaxation T1

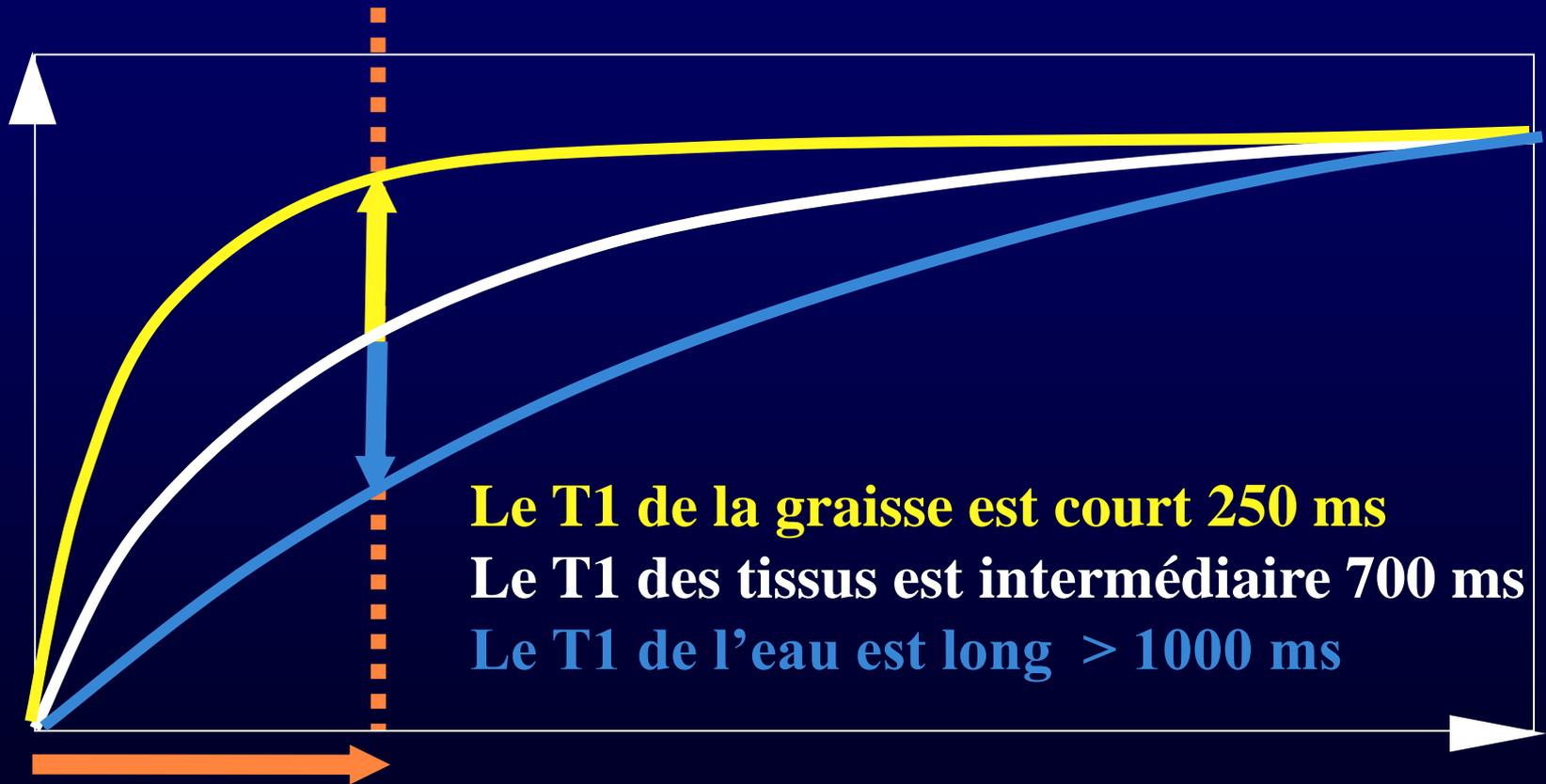


Cinétique de relaxation T1



À un instant plus tardif (TR long) les différences de signal s'estompent, le contraste entre les tissus n'est plus suffisant = Perte de la pondération T1.

Cinétique de relaxation T1



GAMME de Pondération T1

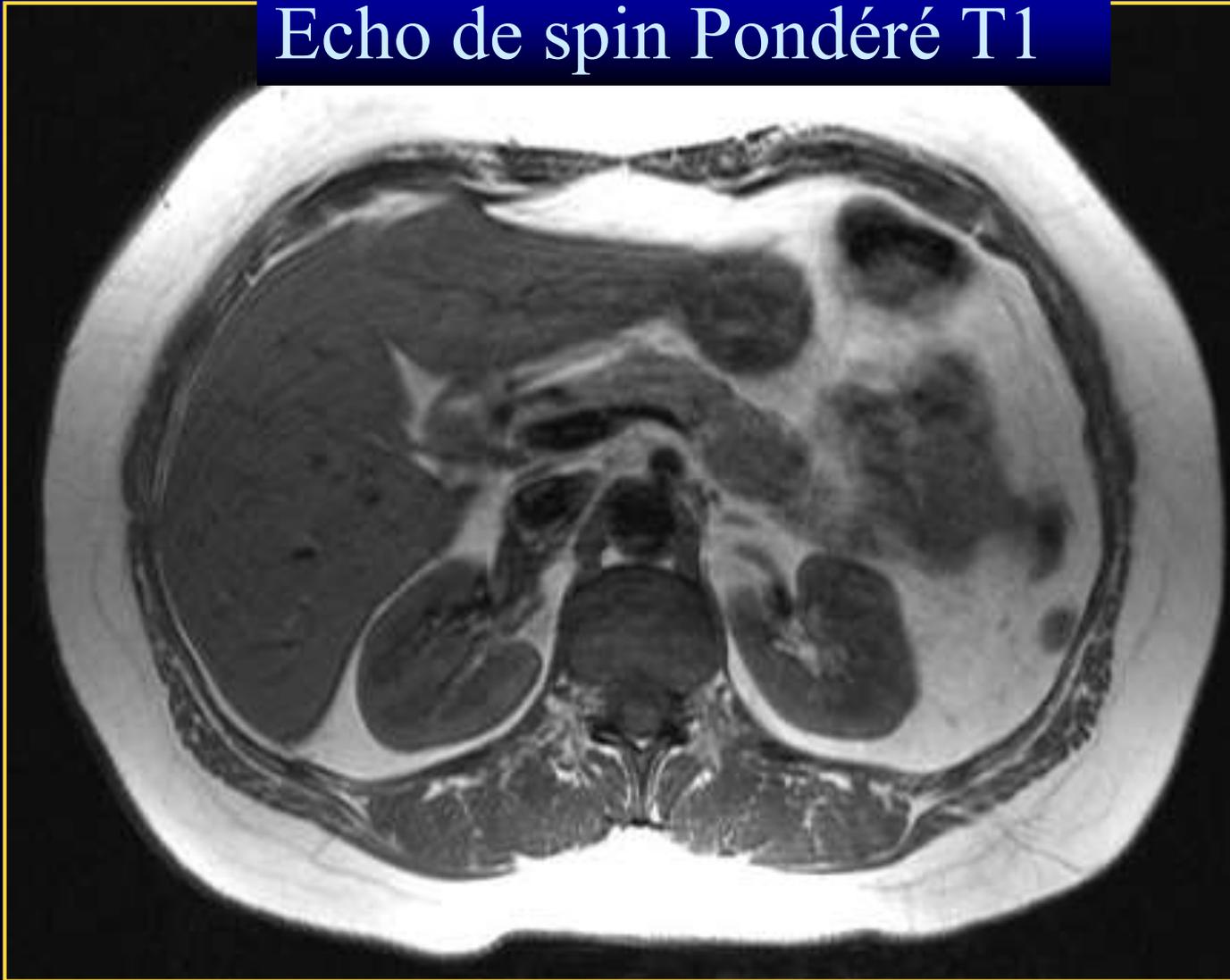
Graisse	Blanc (hypersignal)
Tissus	Gris
Eau	Noir-Gris
Air Os compact	Noir (hyposignal)



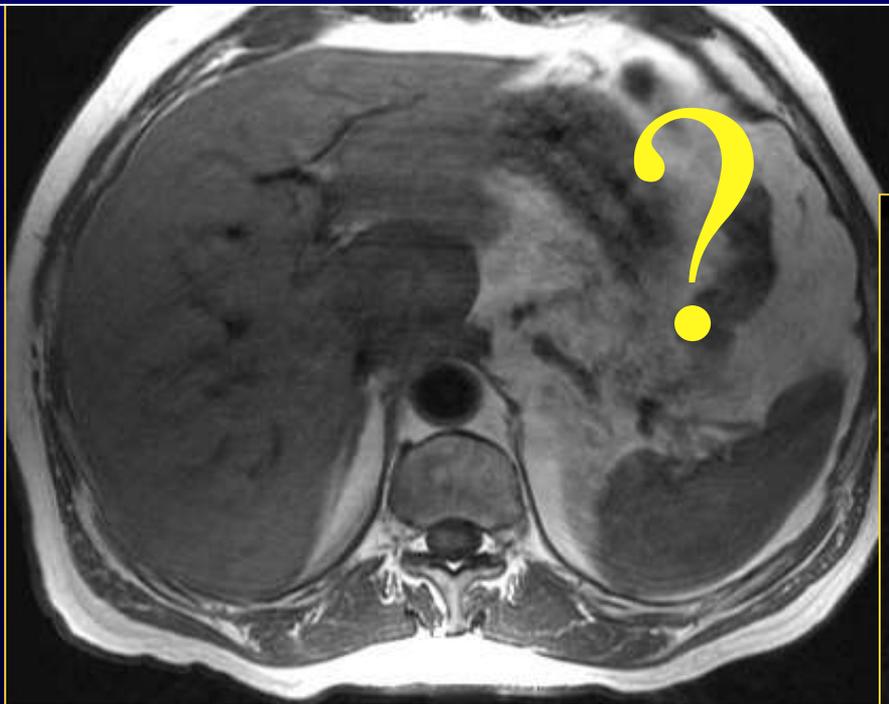
Pour reconnaître les images en pondération T1, repérer l'hyposignal des zones hydriques

Foie en pondération T1 : la séquence spin écho

Echo de spin Pondéré T1

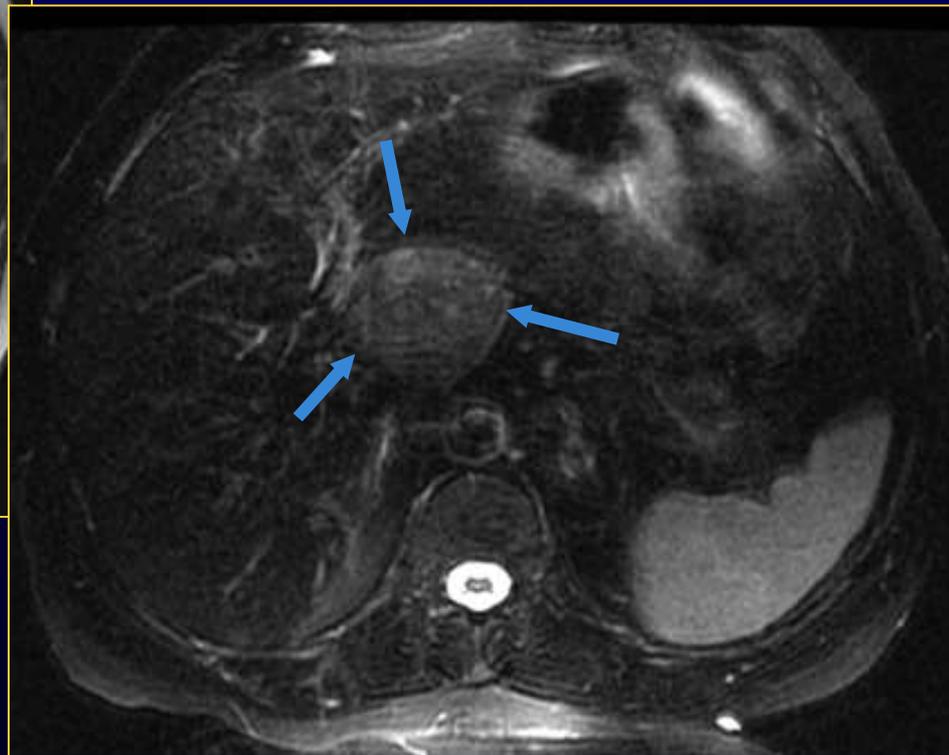


Les séquences pondérées en T1 sont peu utilisées pour la détection. Ici un exemple de CHC du segment I à peine visible en pondération T1 et bien vue en séquence pondérée en T2



Séquence pT1

Cancer du foie

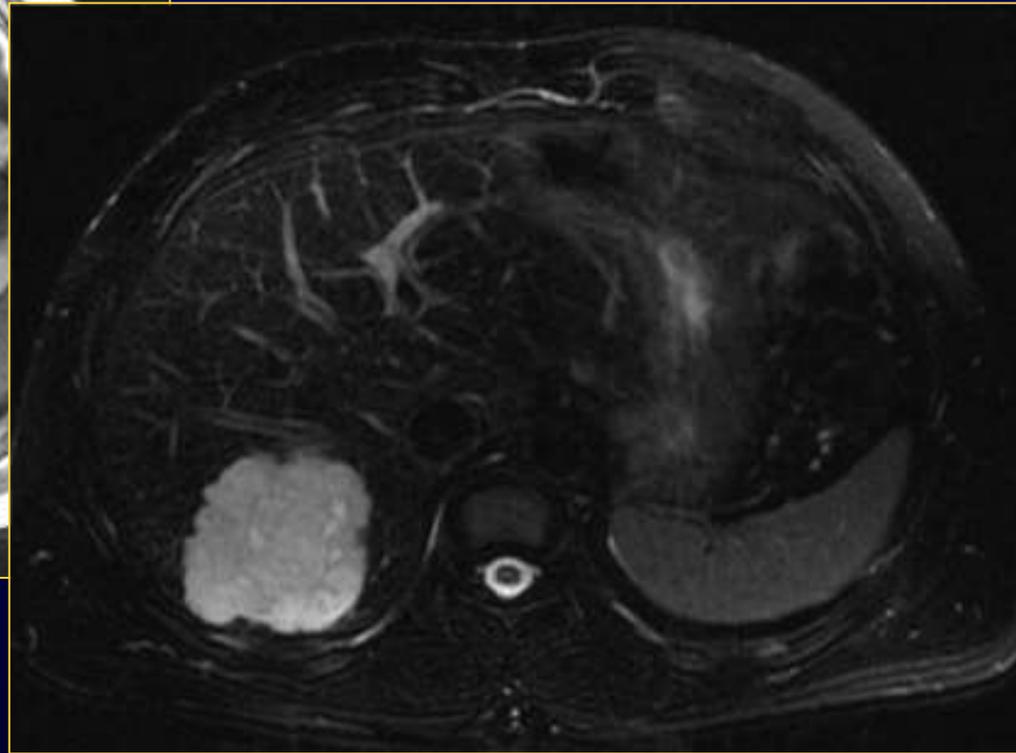


Séquence pT2

Même constatation pour un angiome géant



SE pondéré T1

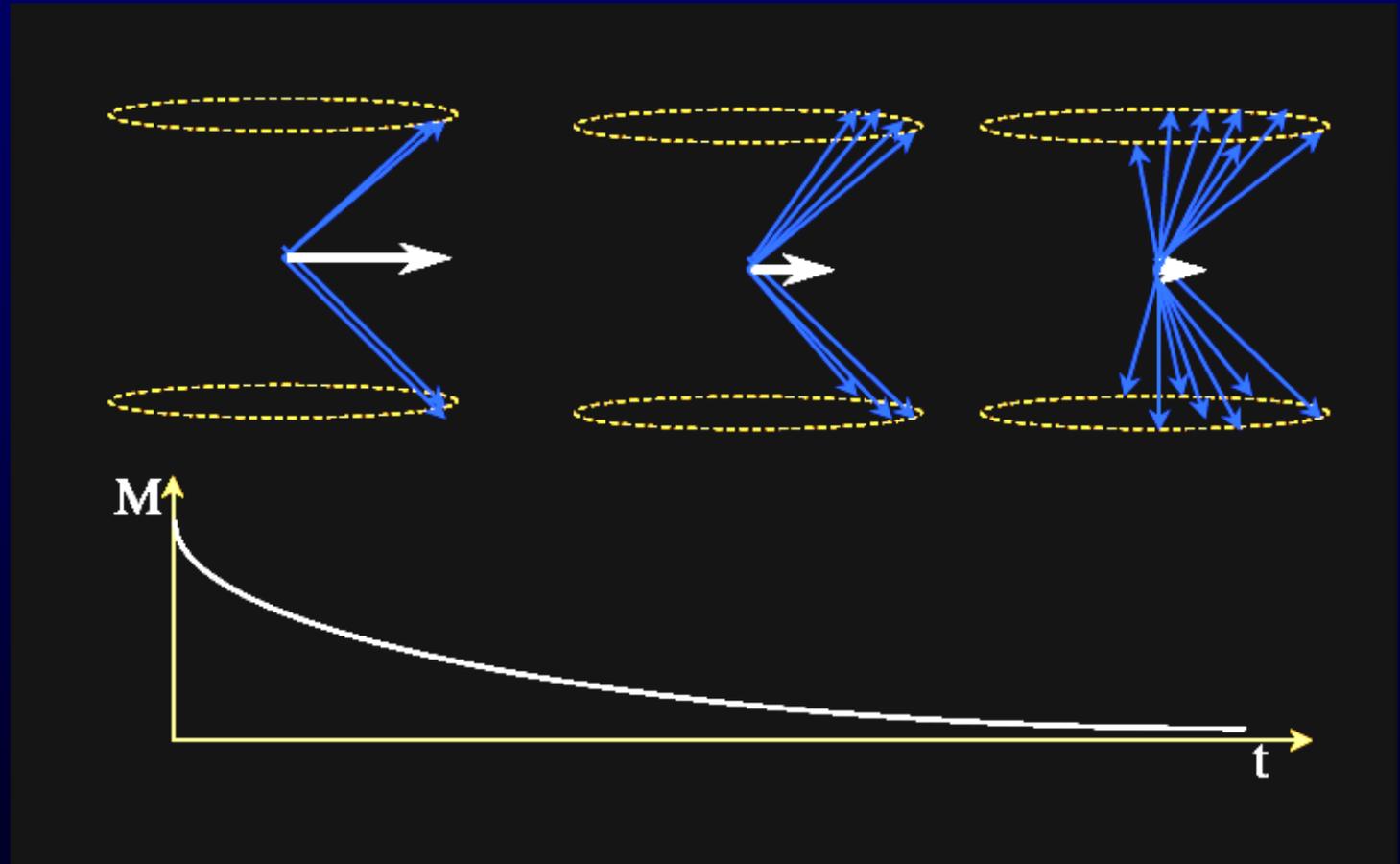
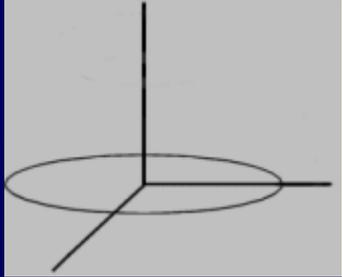


SE pondéré T2

Angiome Géant

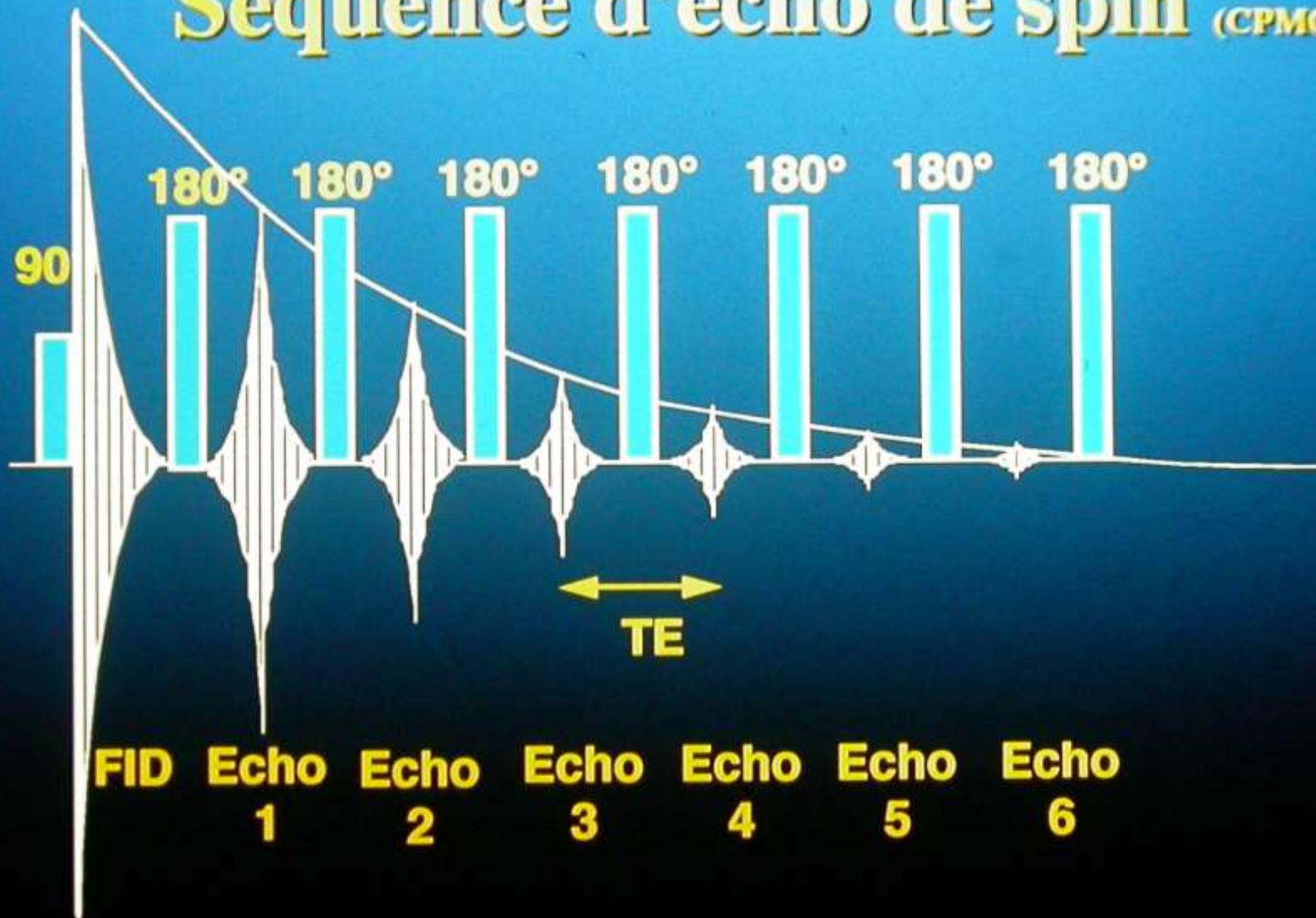
Pondération T2

Relaxation transversale = Spin-spin T2

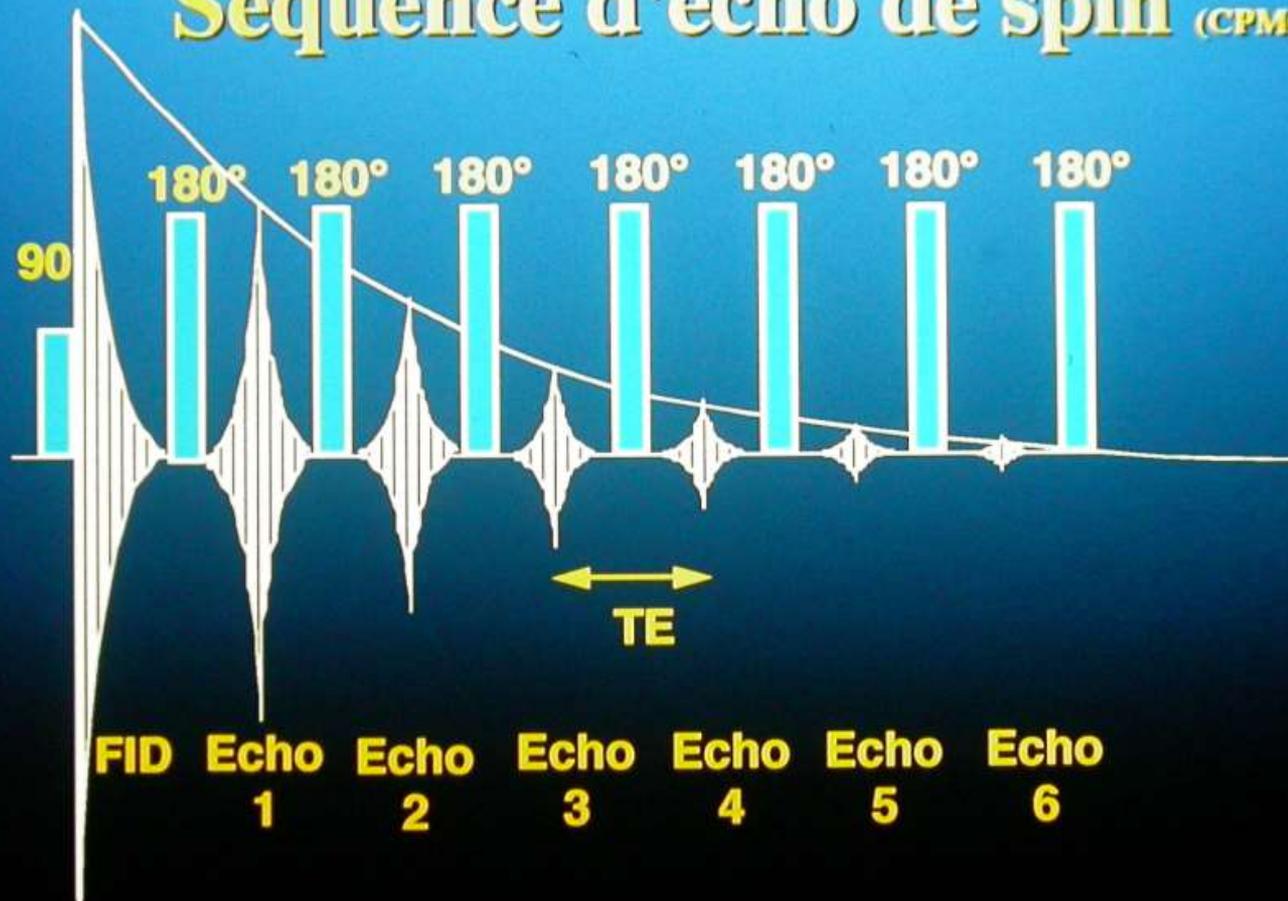


La relaxation T2 est une décroissance exponentielle, avec une perte de 69% du signal après une période

Séquence d'écho de spin (CPMG)

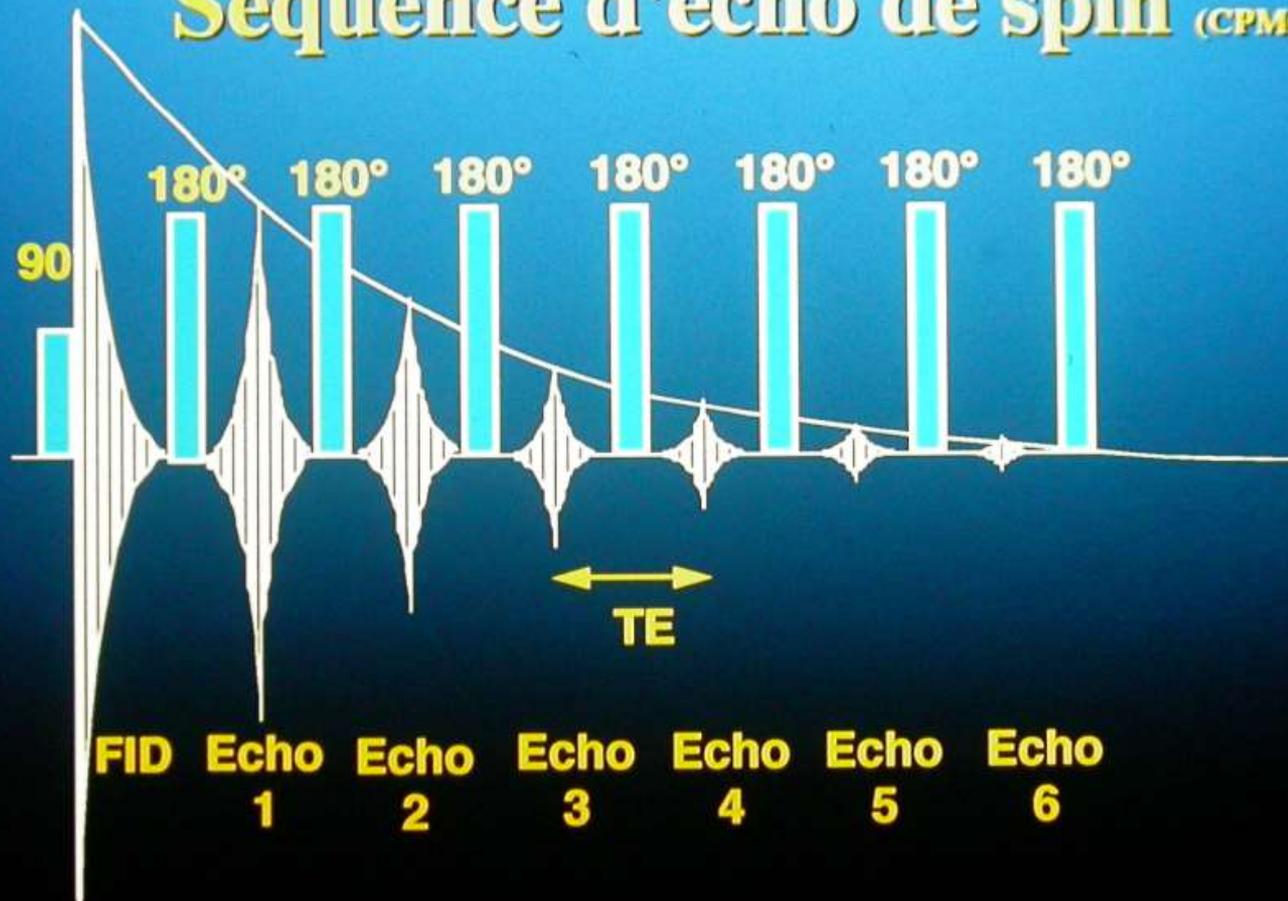


Séquence d'écho de spin (CPMG)



$$SI_t = M_{xy} \cdot e^{-t/T2}$$

Séquence d'écho de spin (CPMG)



$$SI_{TE} = M_{xy} \cdot e^{-TE/T2}$$

Ex: 5713
Set: 6/12
Im: 07/40
539.0

HF: 1.0
Ex: 5713
Set: 6/12
Im: 08/40
539.0

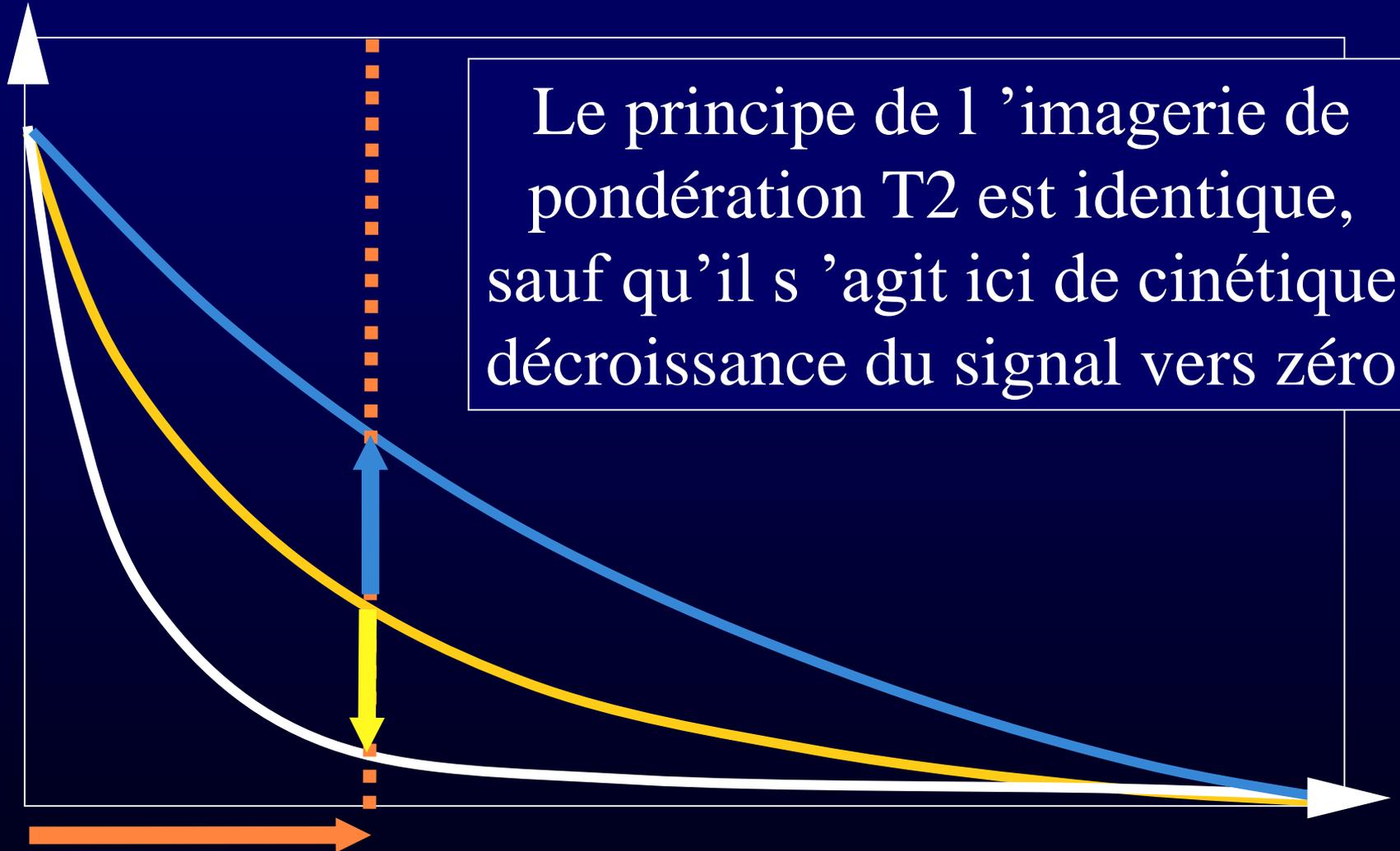
HF: 1.0
Ex: 5713
Set: 6/12
Im: 09/40
539.0

HF: 1.0
Ex: 5713
Set: 6/12
Im: 10/40
539.0

HF: 1.0



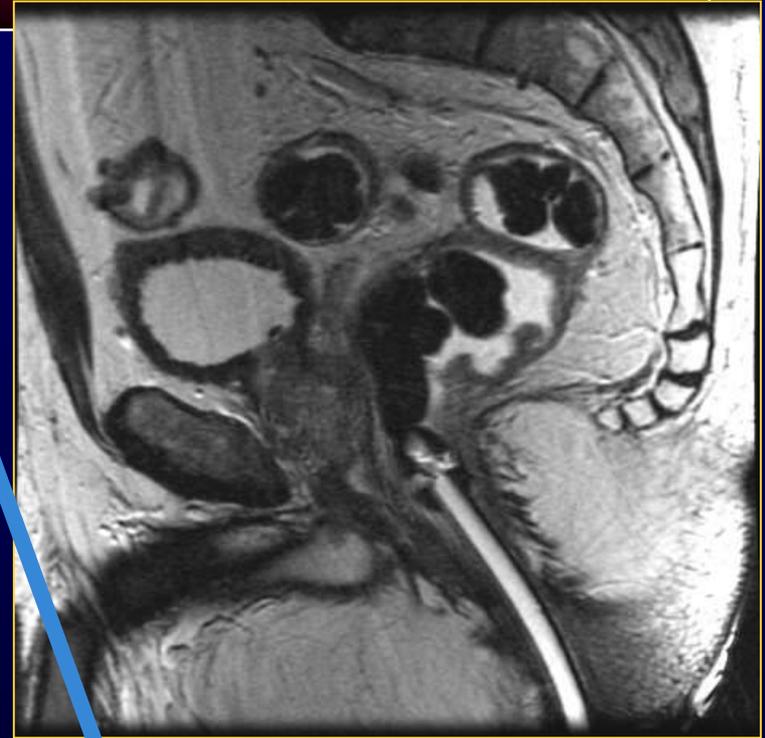
Cinétique de relaxation T2



Le principe de l'imagerie de pondération T2 est identique, sauf qu'il s'agit ici de cinétique décroissance du signal vers zéro

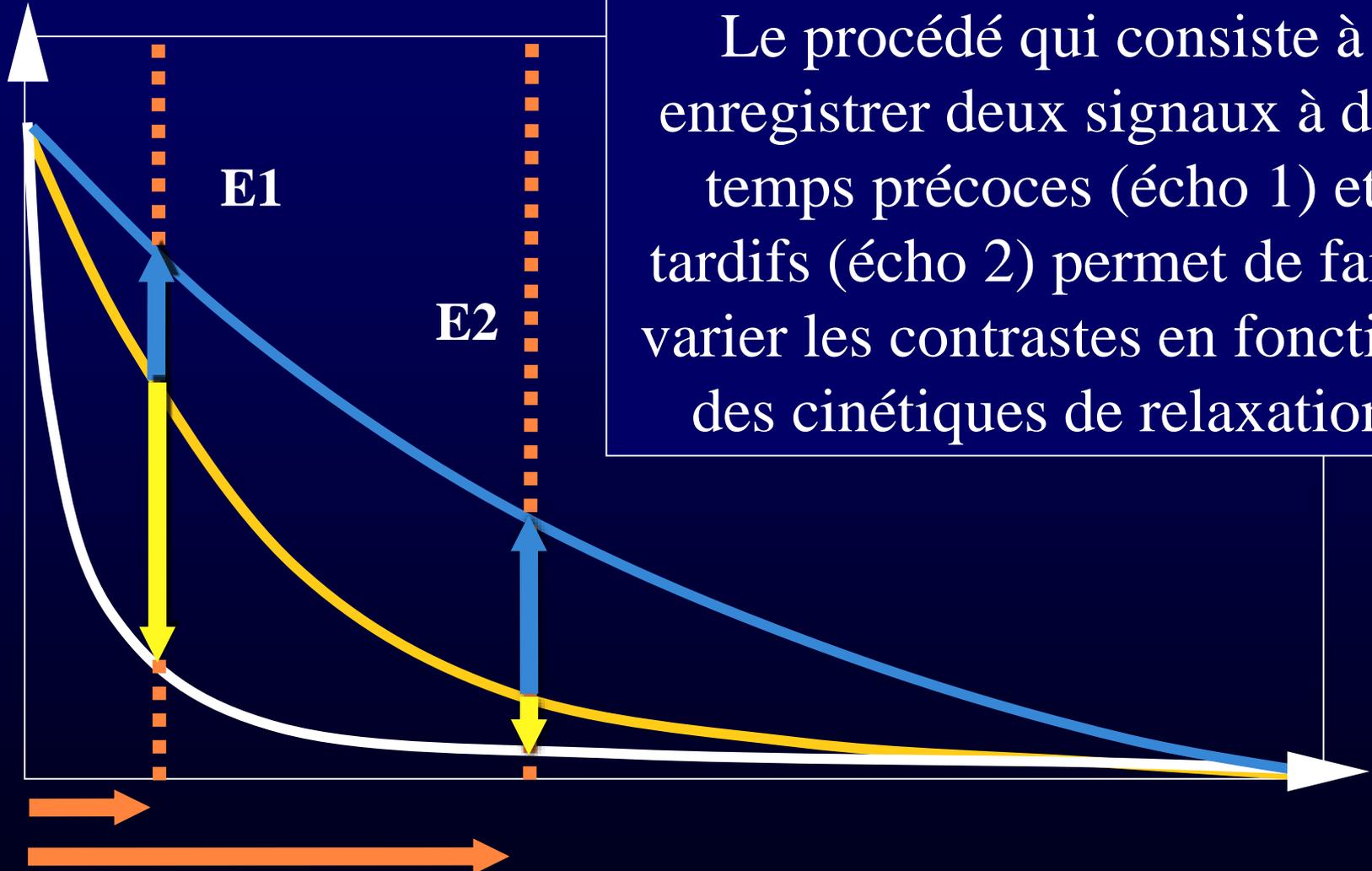
GAMME de contrastes en Pondération T2

Eau	Blanc (hypersignal)
Graisse	Gris Clair
Tissus	Gris
Air Os compact	Noir (hyposignal)



En pondération T2, repérer l'hypersignal de l'eau (par exemple dans la vessie)

Relaxation T2 : 1^{er} et 2^{ème} Echos



Le procédé qui consiste à enregistrer deux signaux à des temps précoces (écho 1) et tardifs (écho 2) permet de faire varier les contrastes en fonction des cinétiques de relaxation

Ex: 5713
Set: 6/12
Im: 07/40
539.0

HF: 1.0
Ex: 5713
Set: 6/12
Im: 08/40
539.0

HF: 1.0
Ex: 5713
Set: 6/12
Im: 09/40
539.0

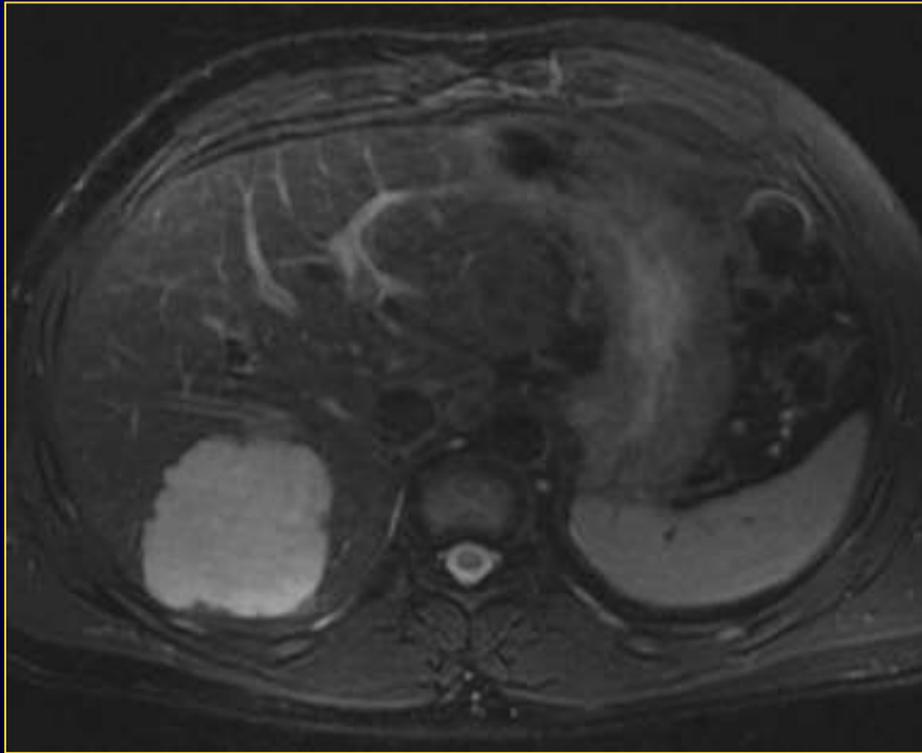
HF: 1.0
Ex: 5713
Set: 6/12
Im: 10/40
539.0

HF: 1.0

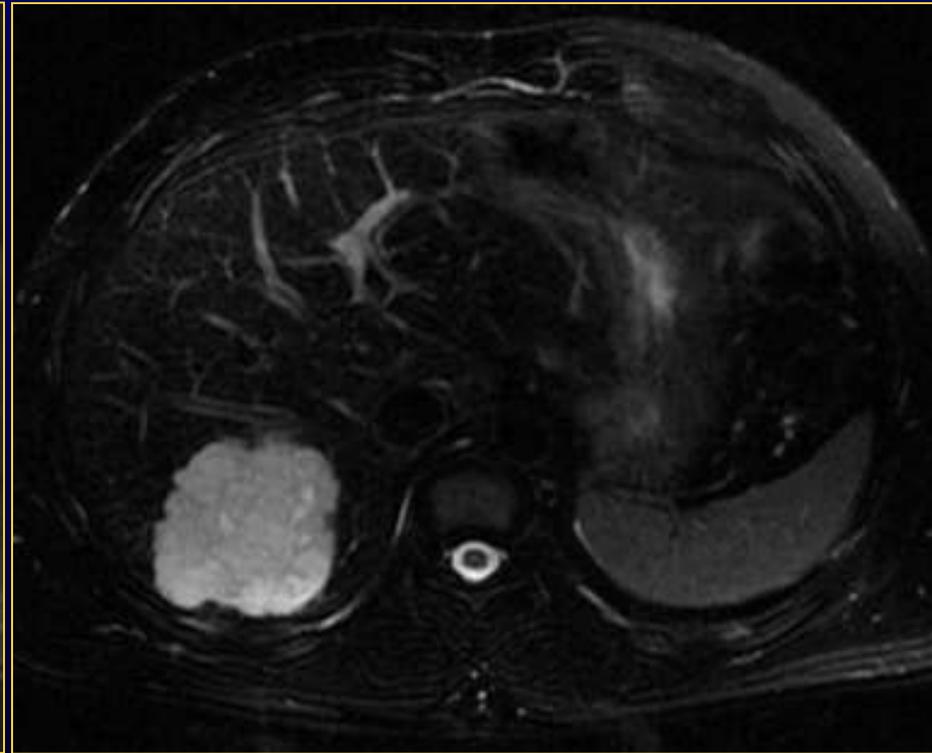


Relaxation T2 : 1^{er} et 2^{ème} Echos

Quelques exemples

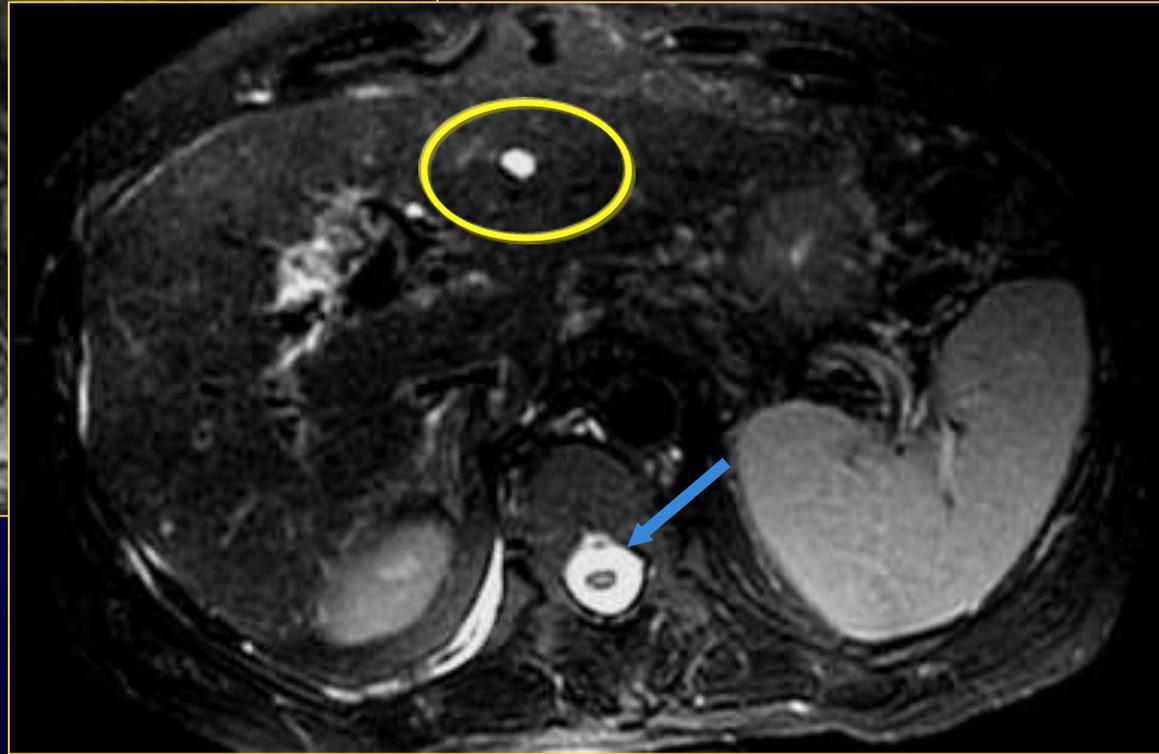
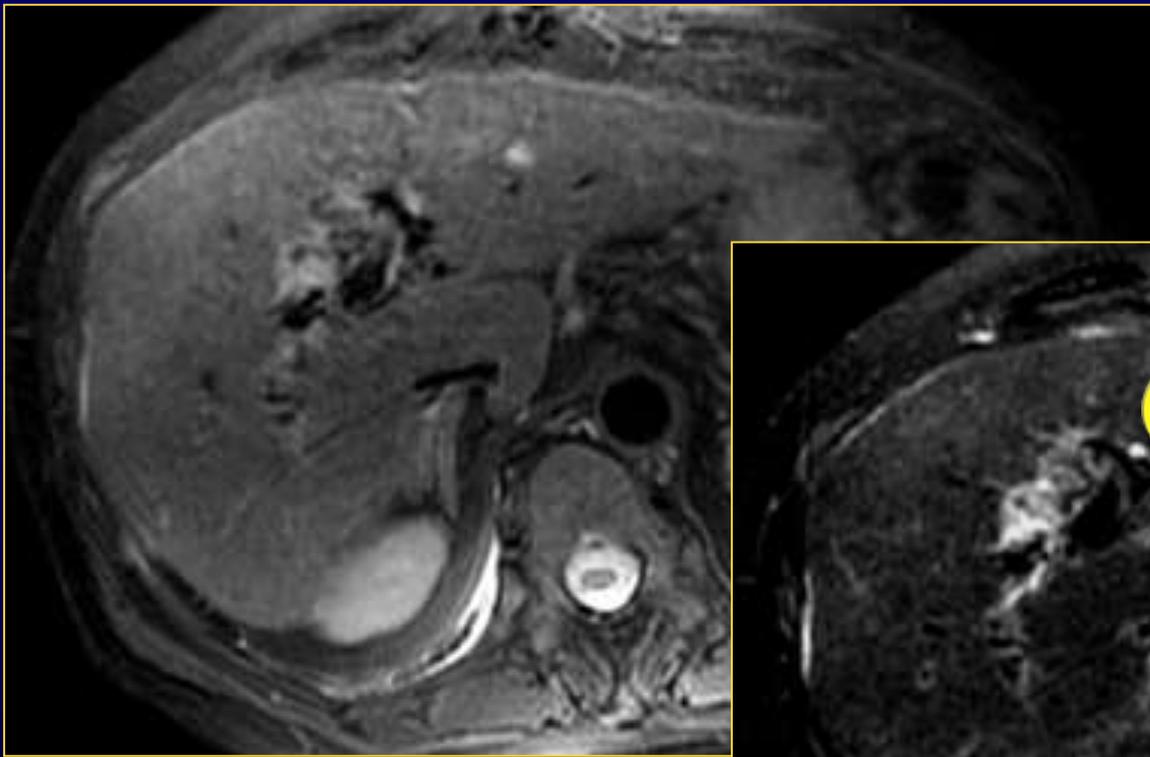


E1



E2

Hémangiome : Le contraste est renforcé sur le 2^{ème} écho



Kyste : hypersignal en pondération T2. Renforcement du contraste sur le 2ème écho. Comparer le comportement du signal du kyste à celui du LCR dans le canal rachidien (flèche bleue)

Synthèse T1-T2 : TR (Temps de Répétition) et TE (Temps d 'Echo)

	pT1	pT2
TR	Court	Long
TE	Court	Long E1-E2

Synthèse pT1-pT2 : TR (Temps de Répétition) et TE (Temps d 'Echo)

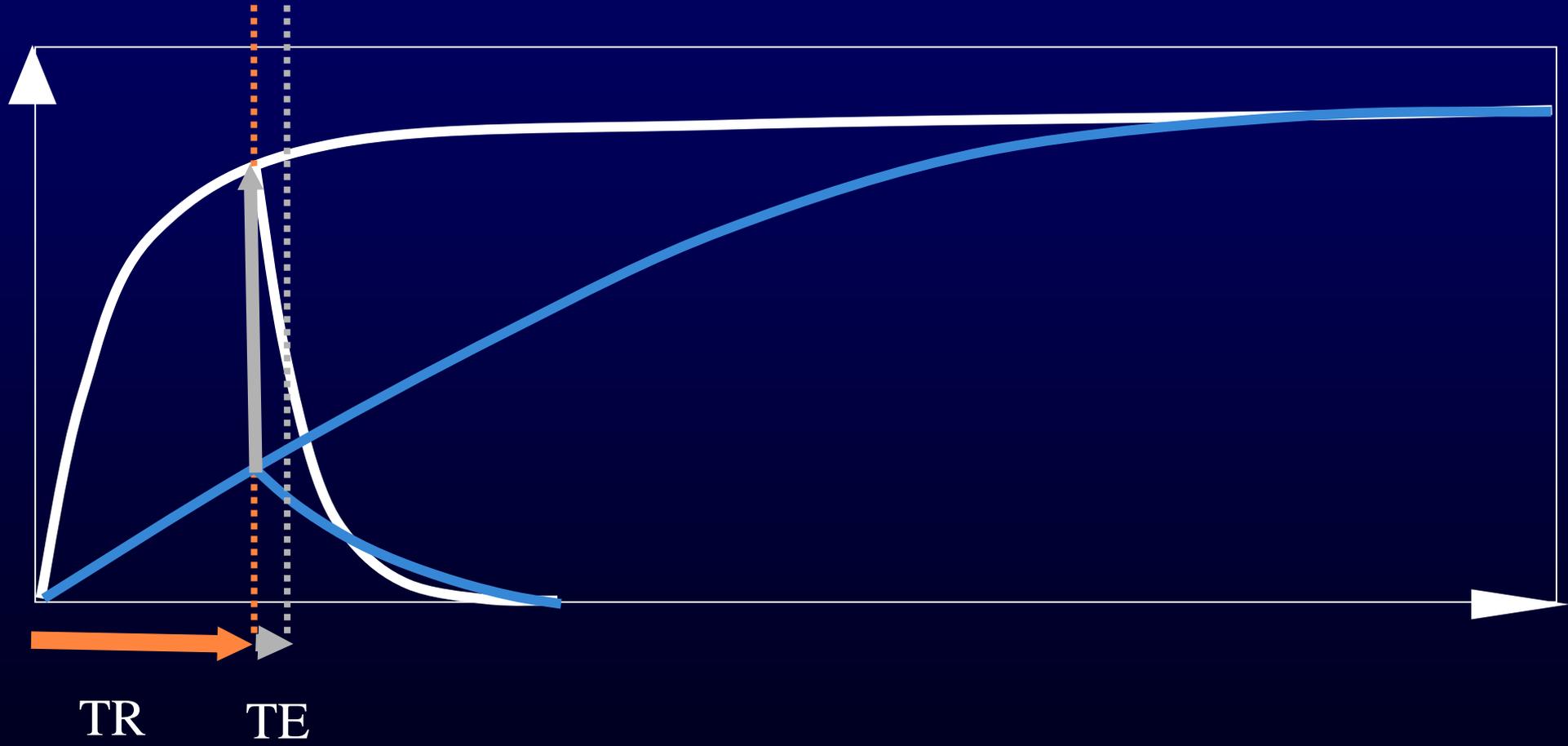
	pT1	pT2
TR	Court 200-400 ms	Long 2000-6000 ms
TE	Court 12-25 ms	Long 100-120 ms

Séquences complètes

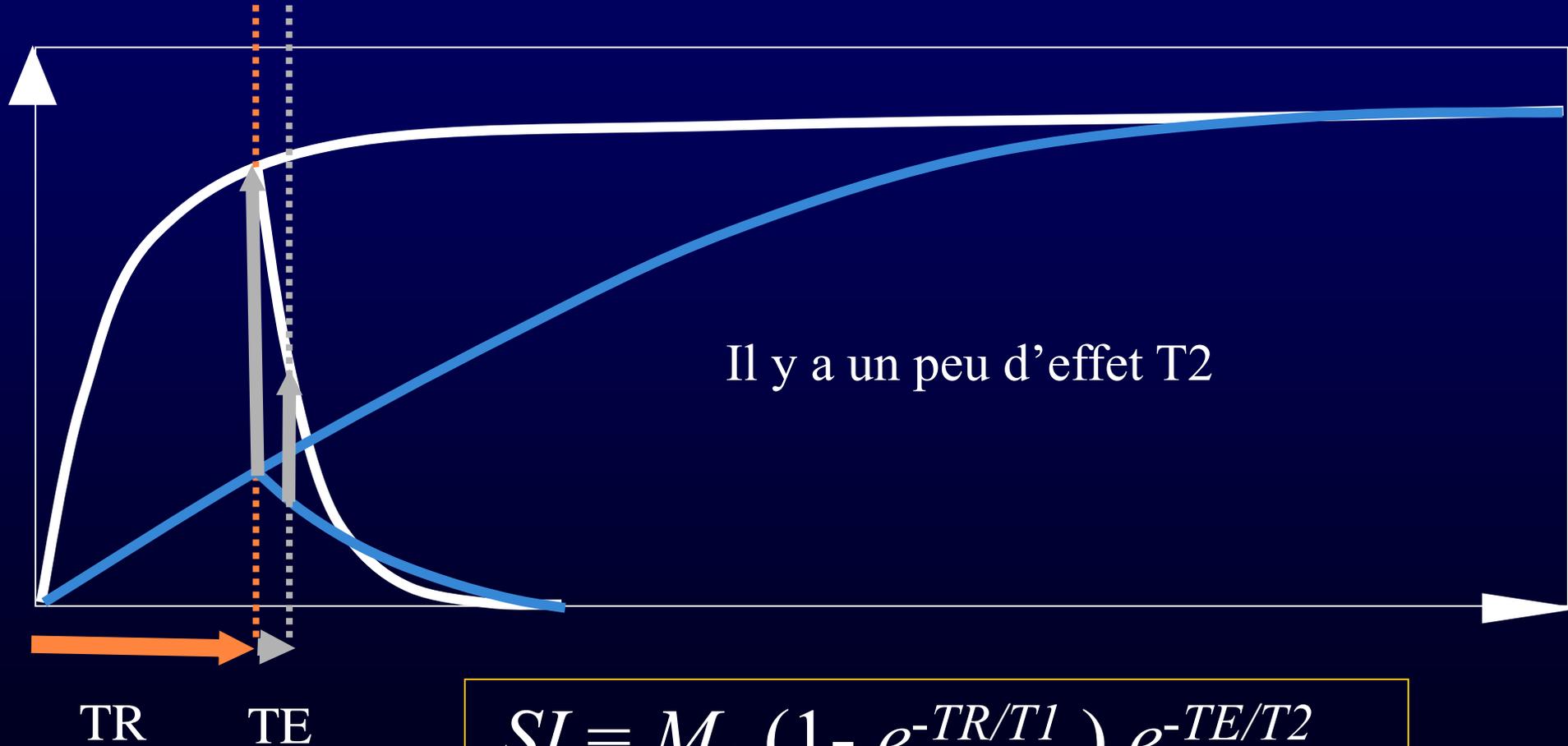
Effet sur le signal

Effet sur le contraste

pT1

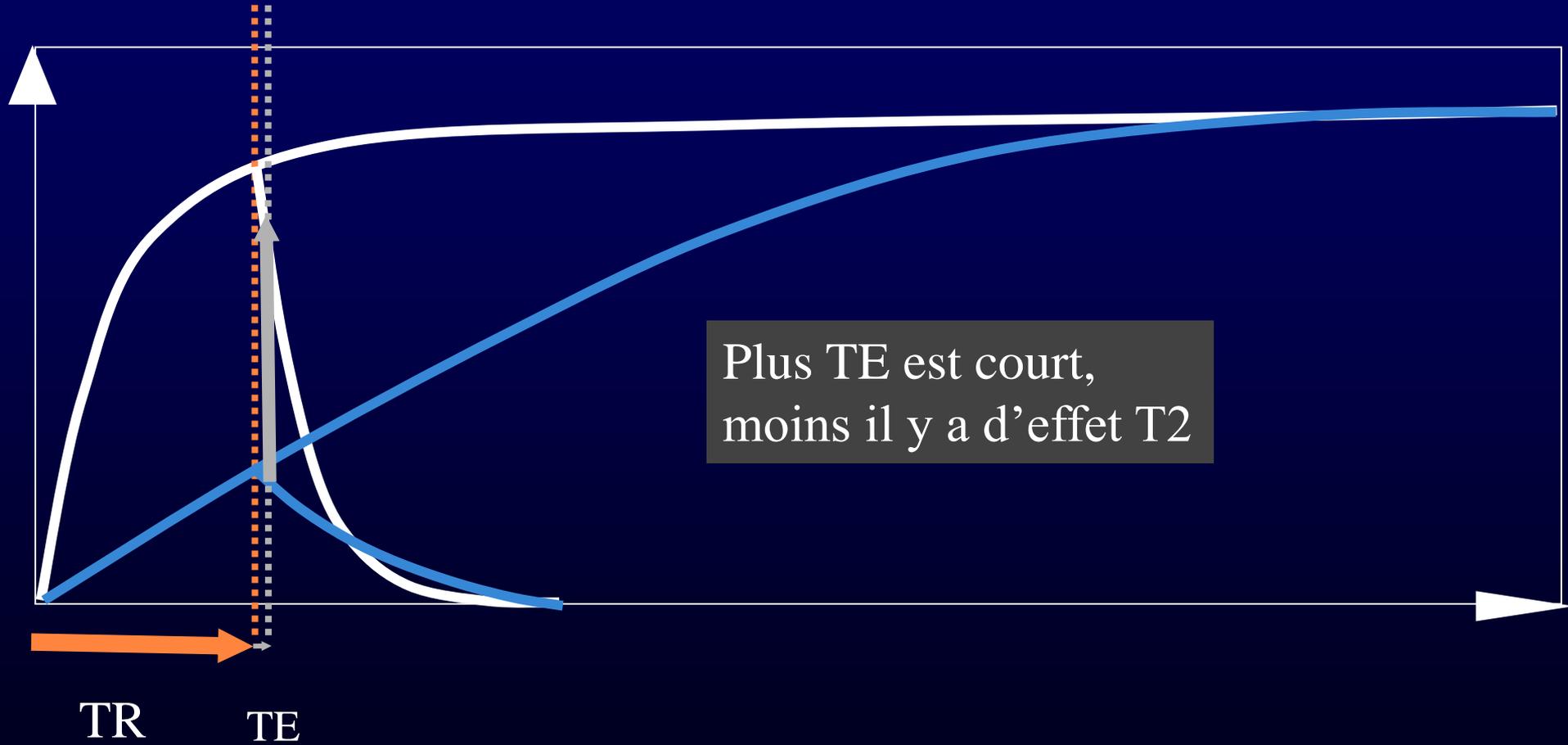


pT1



$$SI = M_0 \cdot (1 - e^{-TR/T1}) \cdot e^{-TE/T2}$$

pT1

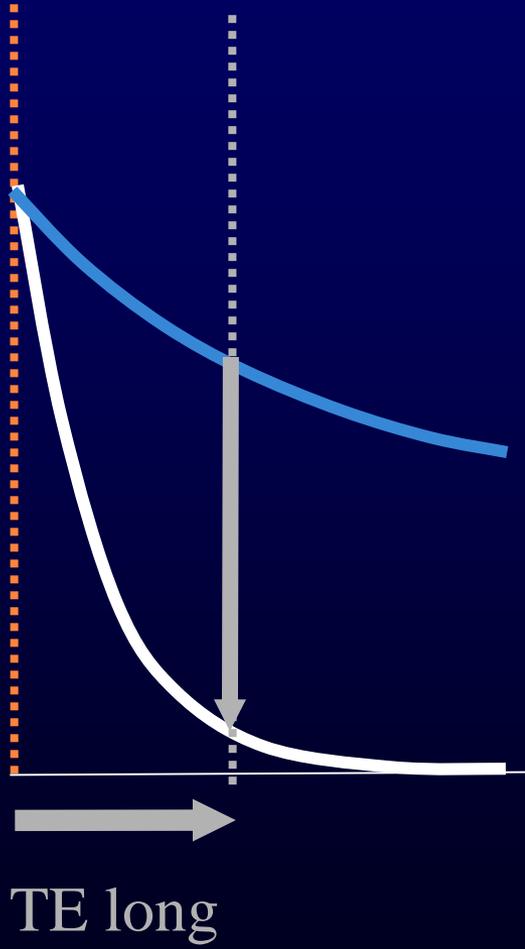


Séquence pT1

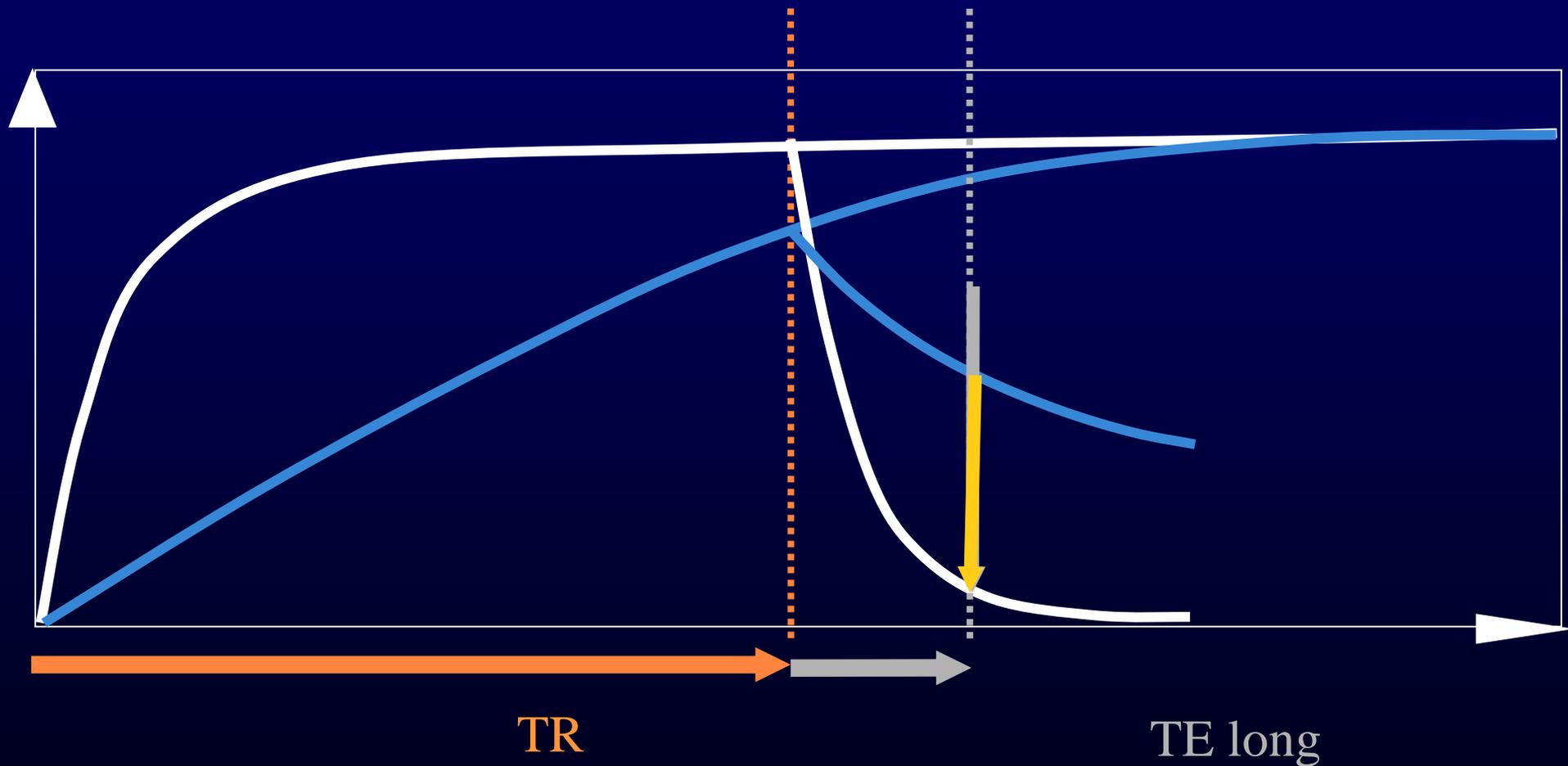
Maximise l'effet de relaxation longitudinale

Minimise l'effet de relaxation transversale

pT2



pT2 (pollution par effet T1)

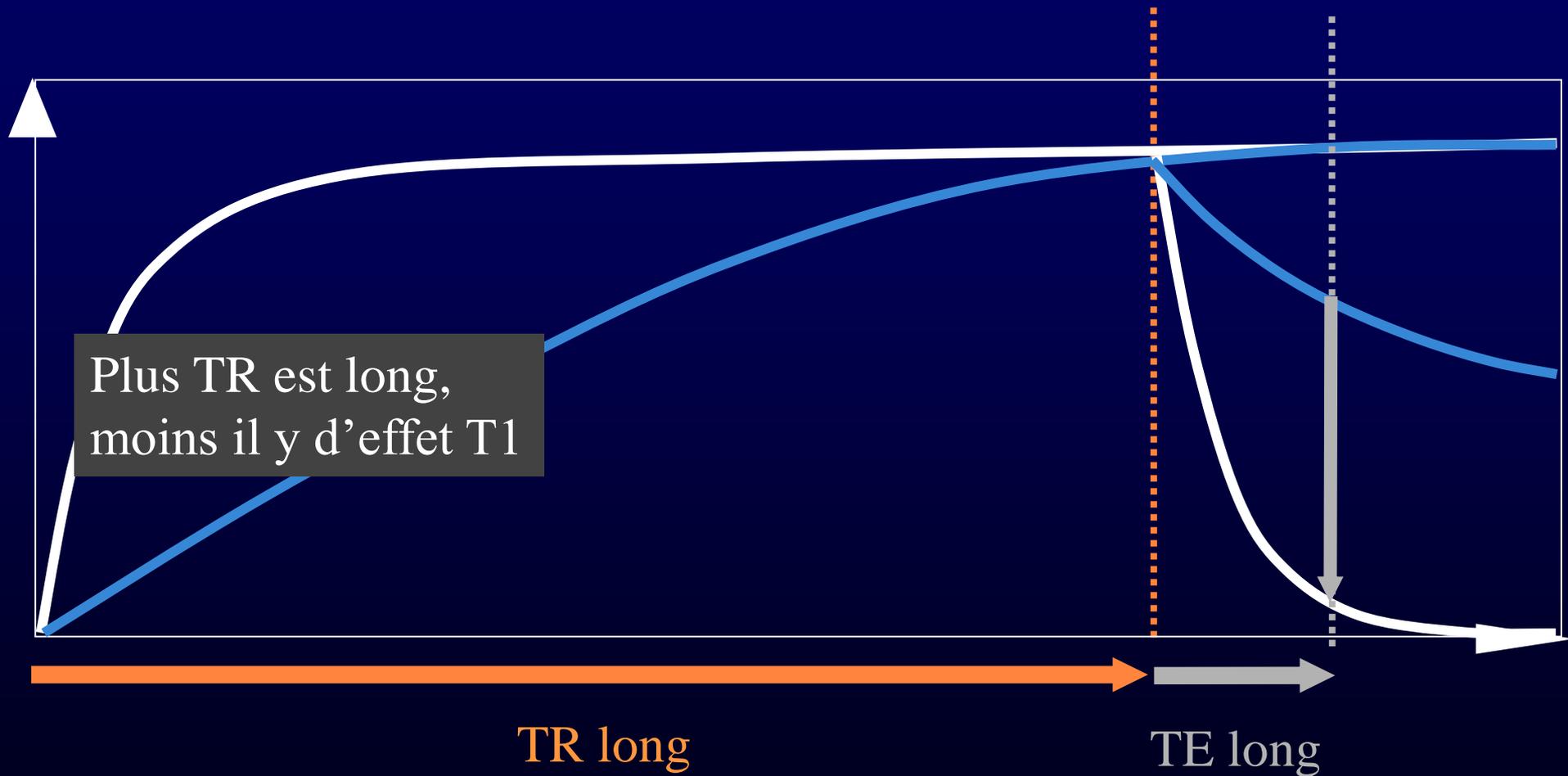


pT2

Plus TR est long,
moins il y a d'effet T1

TR long

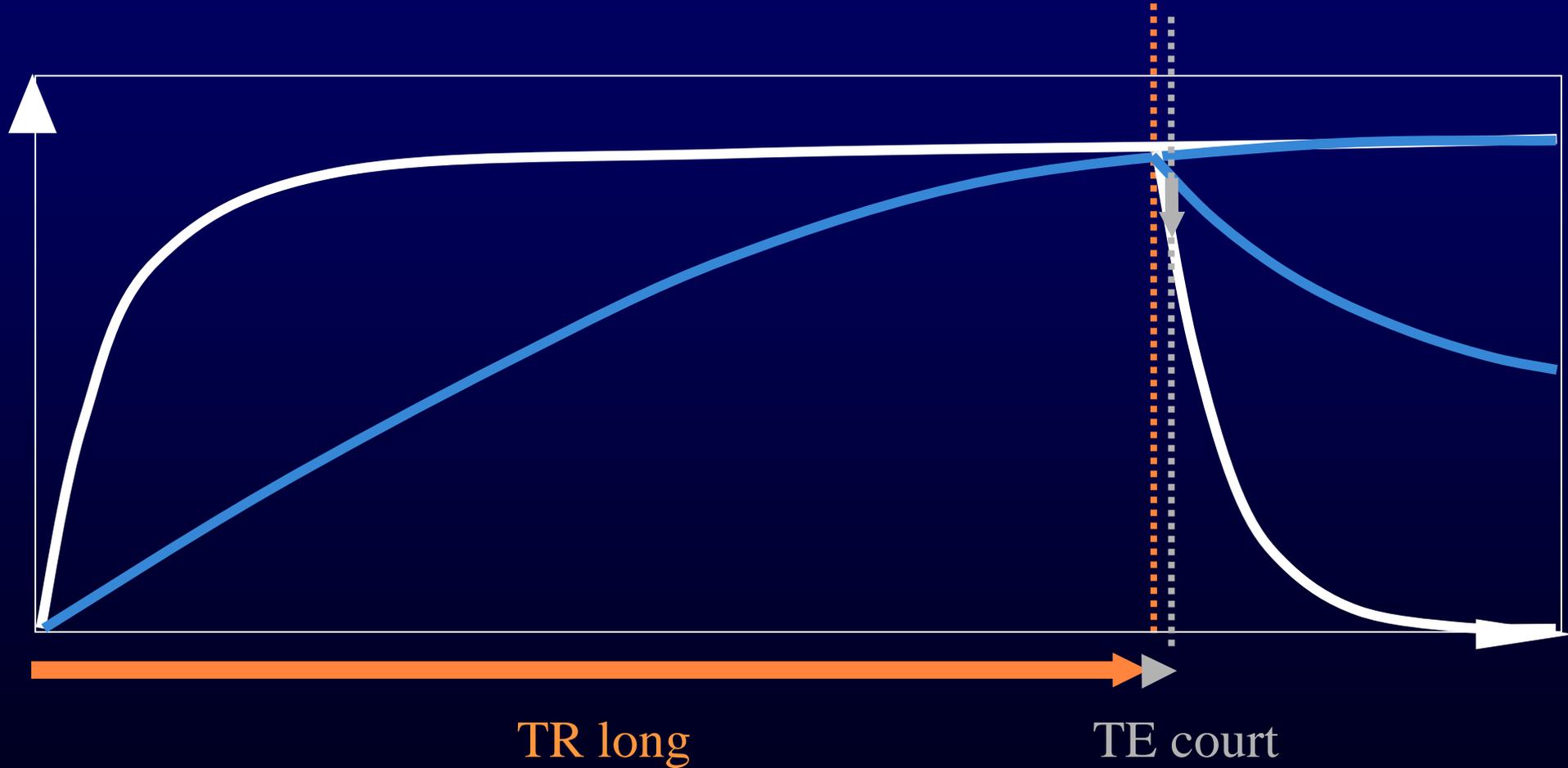
TE long



Séquence pT2

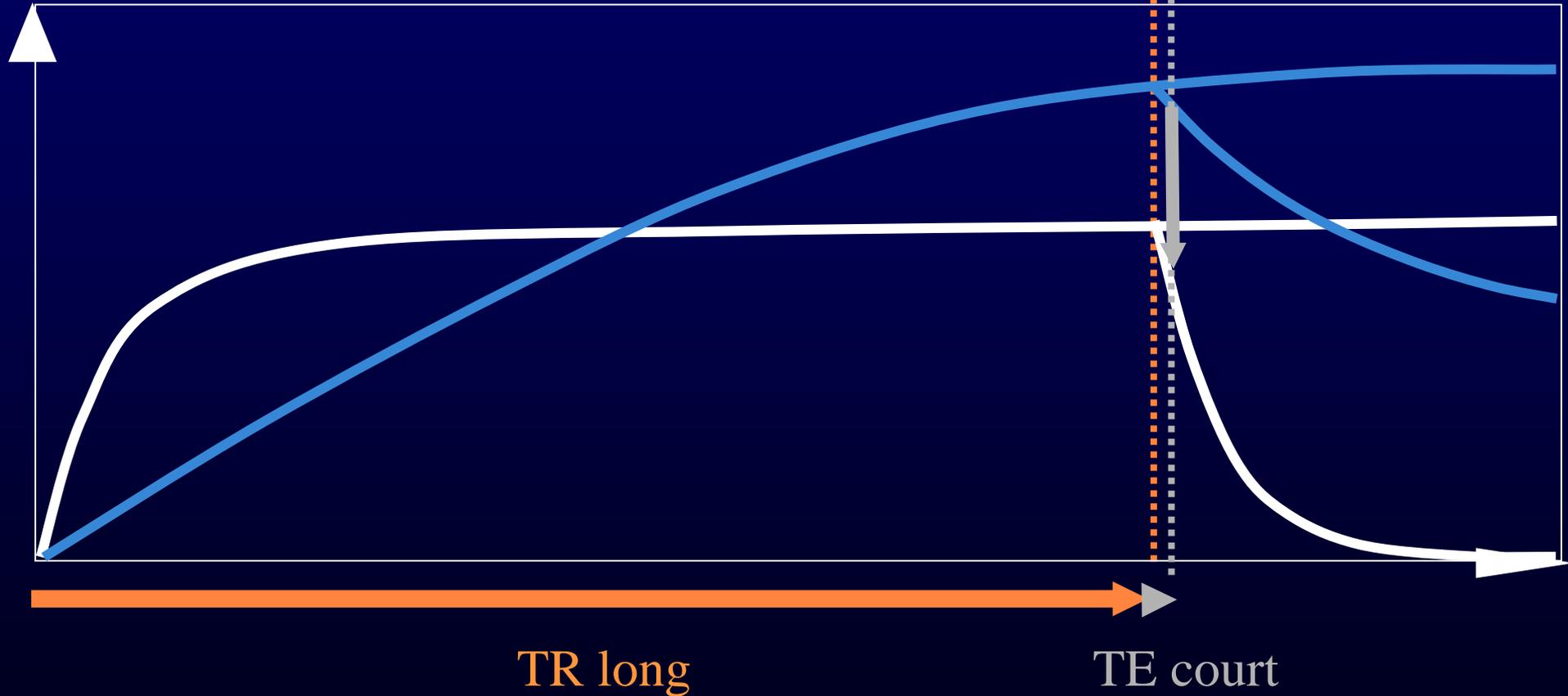
Minimise l'effet de relaxation longitudinale

Maximise l'effet de relaxation transversale



Densité de protons = Rho

$$SI = M_0 \cdot e^{-TE/T2} \cdot (1 - e^{-TR/T1})$$



Séquence pRho

Minimise l'effet de relaxation longitudinale

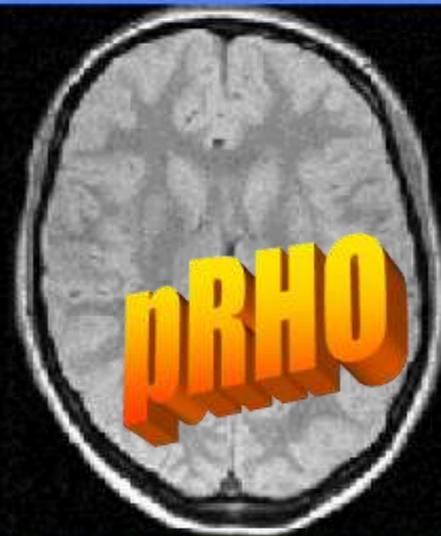
Minimise l'effet de relaxation transversale

Pour laisser uniquement apparaître la
différence de concentration locale en eau

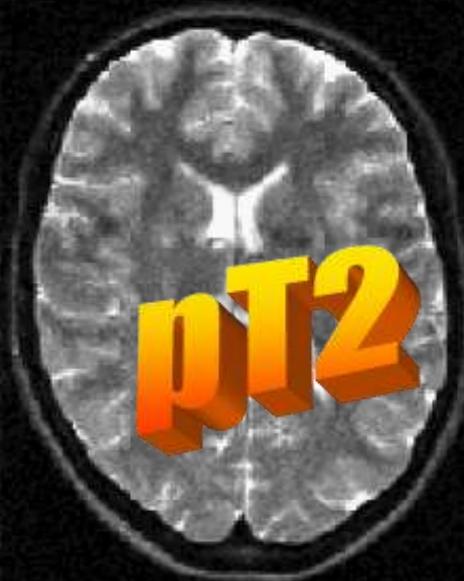
TR COURT

TR LONG

TE COURT

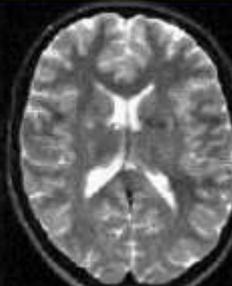


TE LONG



**Synthèse
pT1-pT2
Contraste**

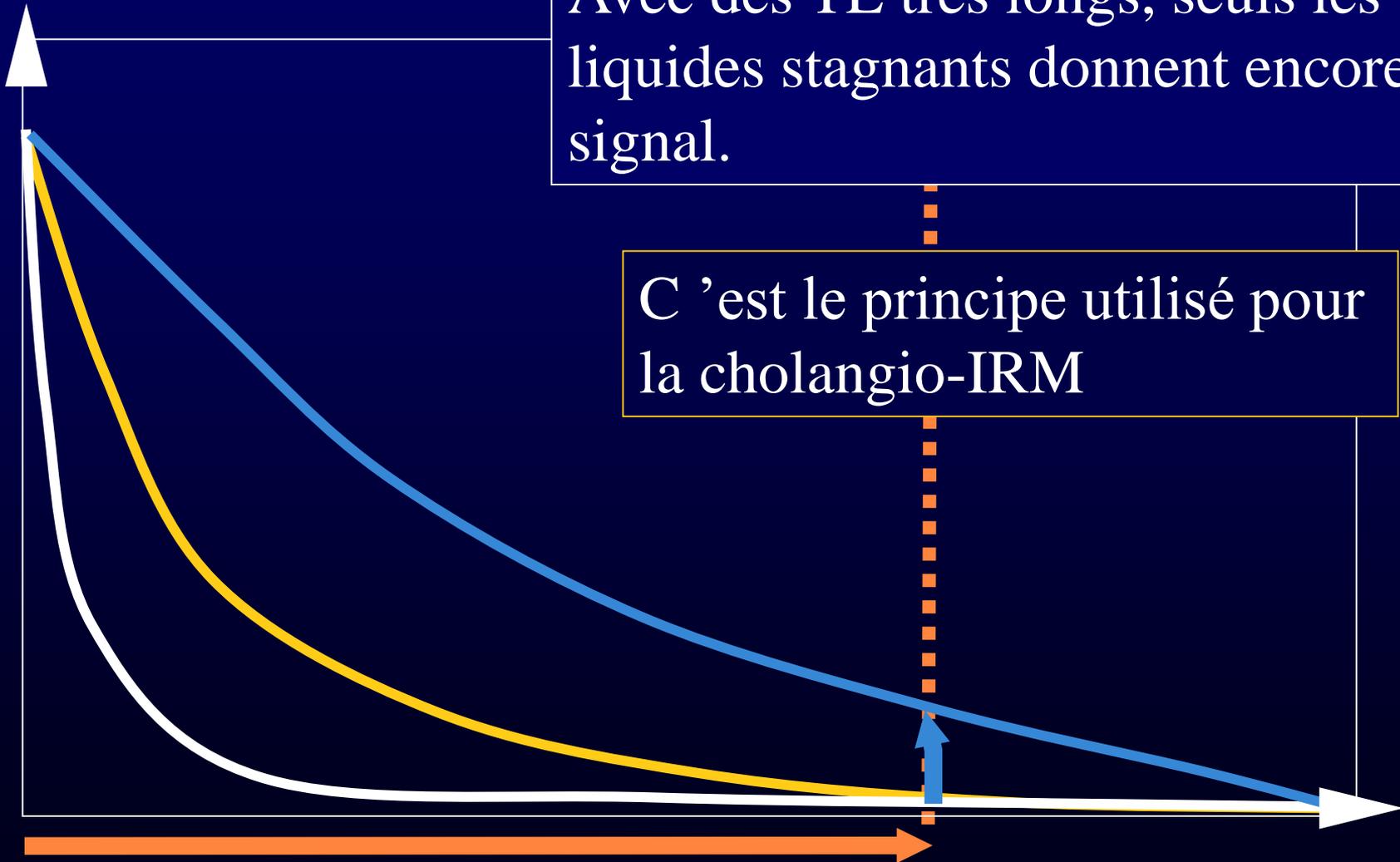
	T1	T2
Eau	Noir	Blanc
Tissus	Gris	Gris
Graisse	Blanc	Gris clair
Air	Noir	Noir
Os compact		

	Short TR	Long TR
Short TE		
Long TE		

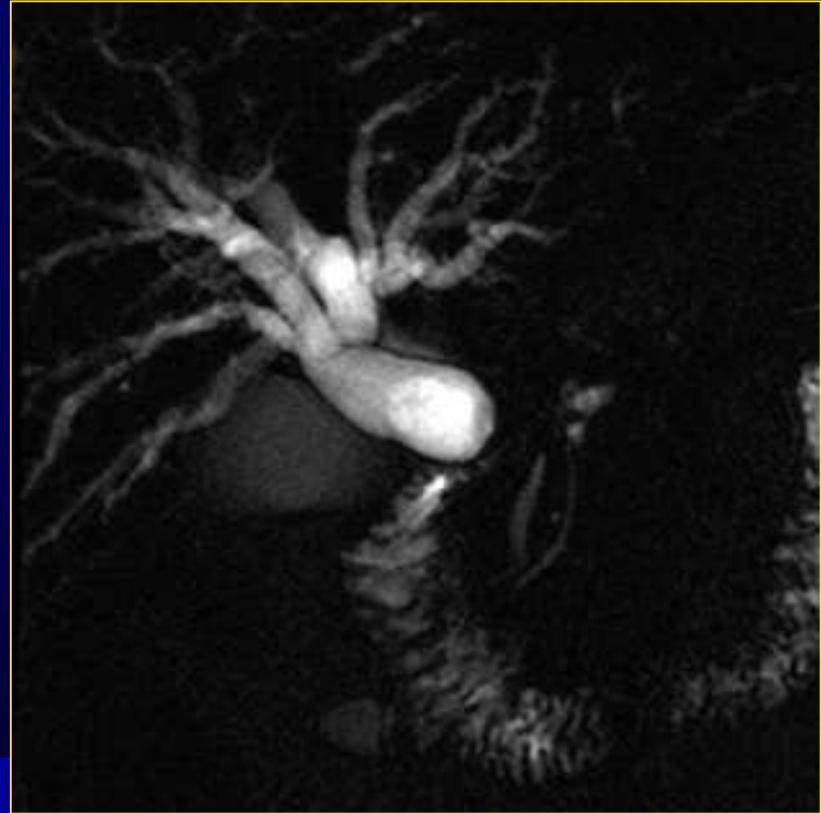
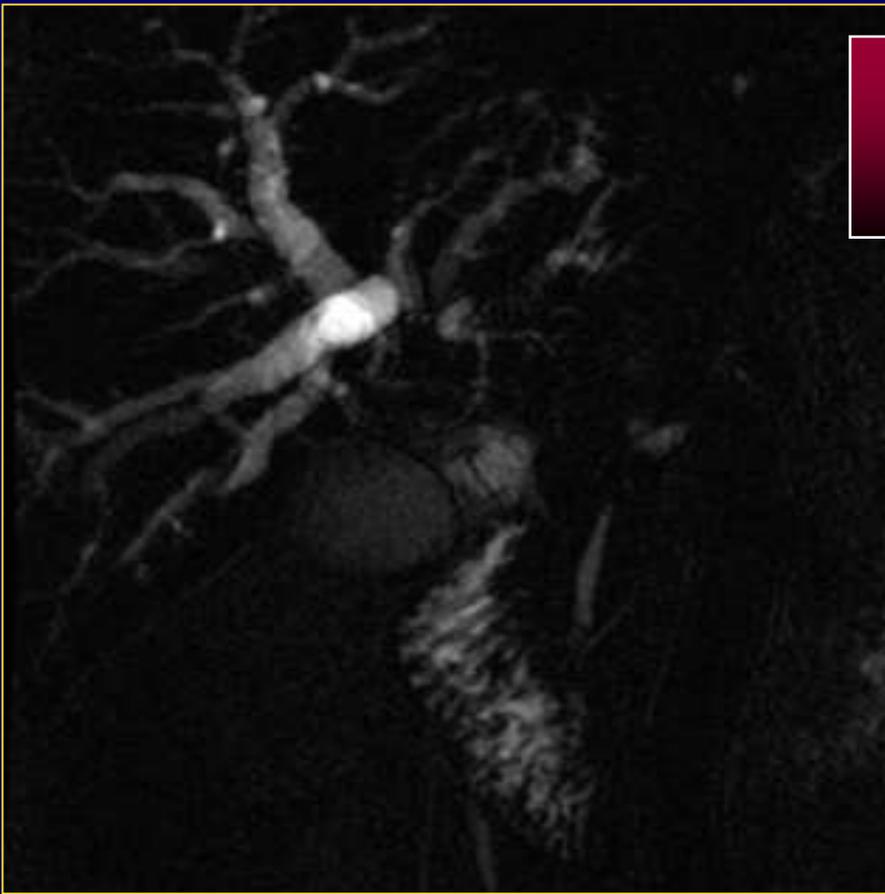
Cinétique de relaxation T2 avec TE très long

Avec des TE très longs, seuls les liquides stagnants donnent encore du signal.

C'est le principe utilisé pour la cholangio-IRM



Cholangio-Pancréatographie par IRM

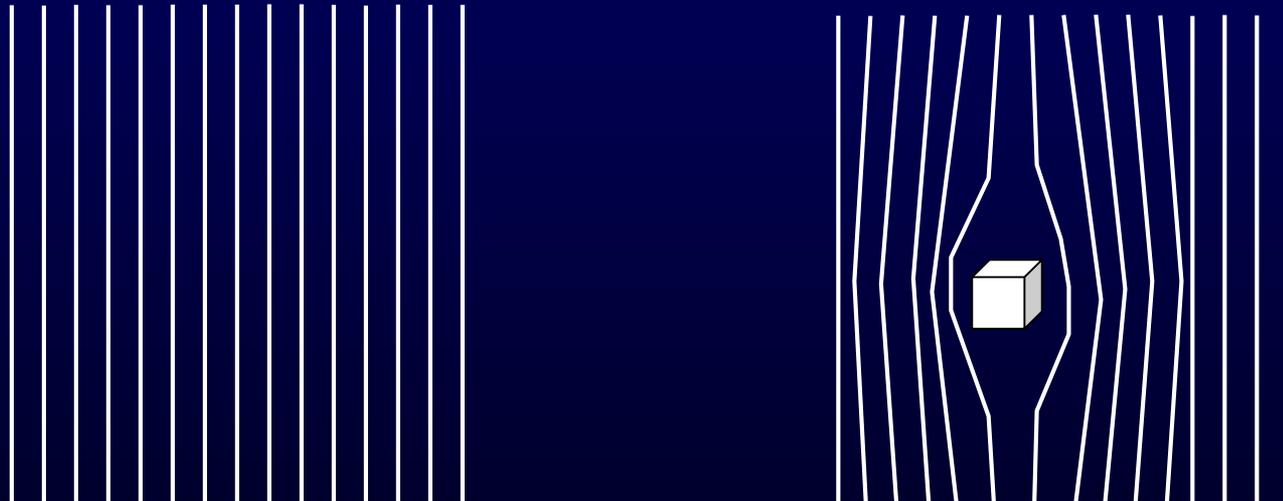


La bile est spontanément en hypersignal. Il n'est pas nécessaire d'utiliser de produit de contraste pour visualiser les voies biliaires

Tumeur du cholédoque

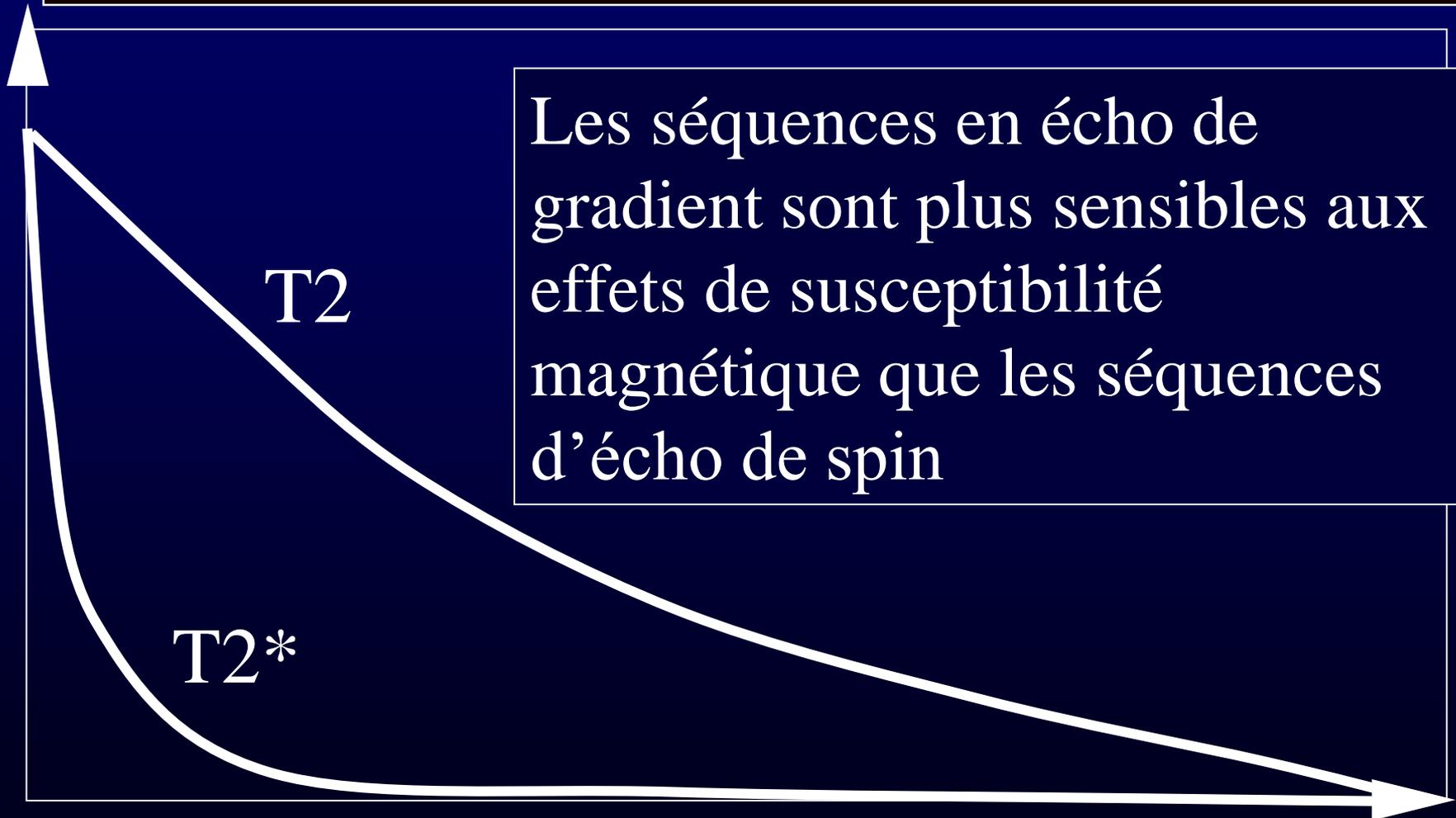
Imagerie en $T2^*$ (T2 « étoile »)

Effets de susceptibilité magnétique



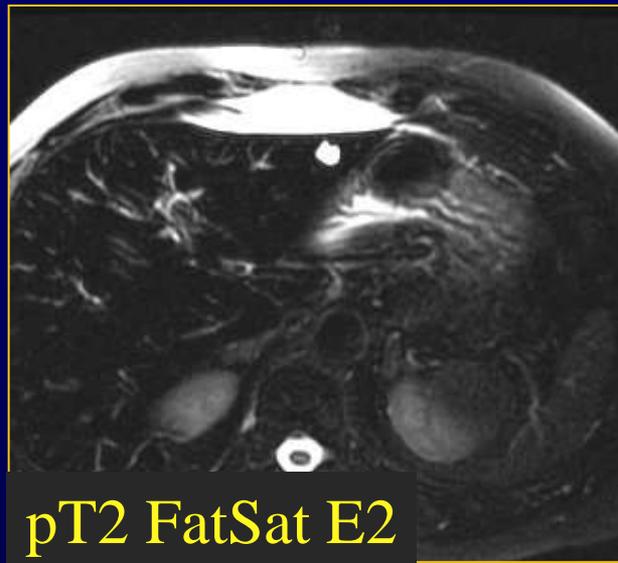
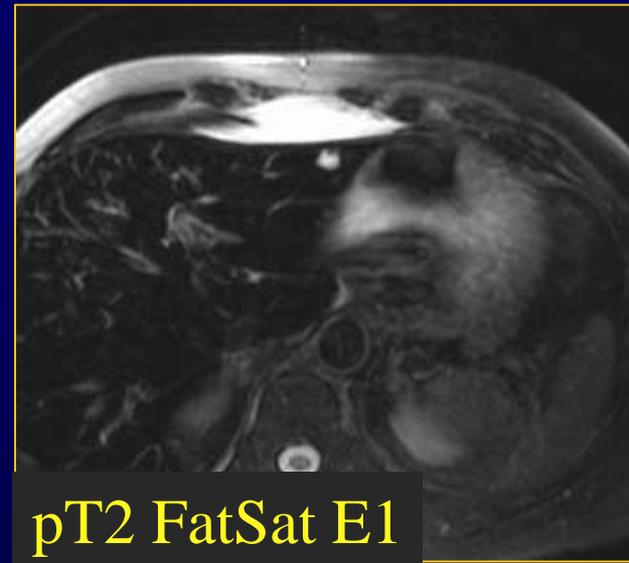
Les petits aimants locaux perturbent le champ magnétique et provoquent des hyposignaux locaux

Décroissance rapide du signal induite par les effets de susceptibilité magnétique

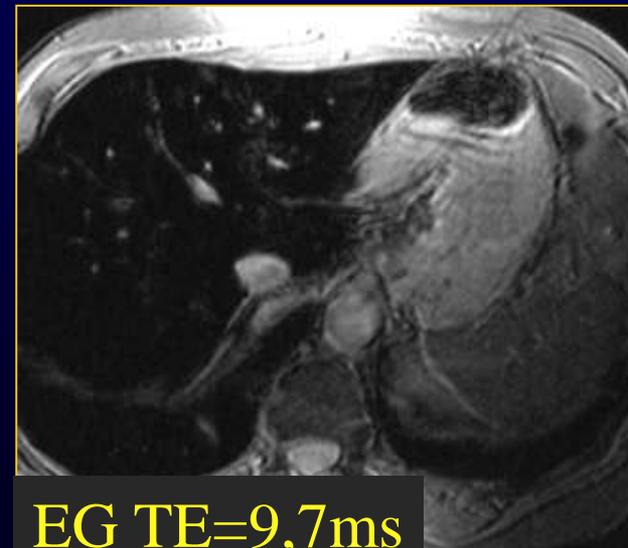
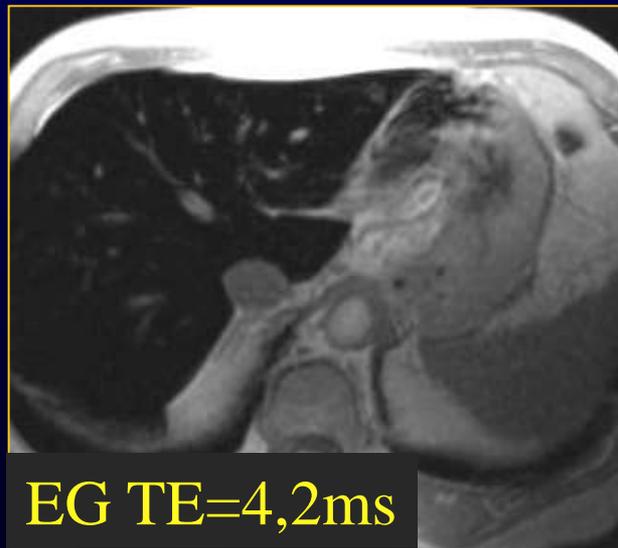
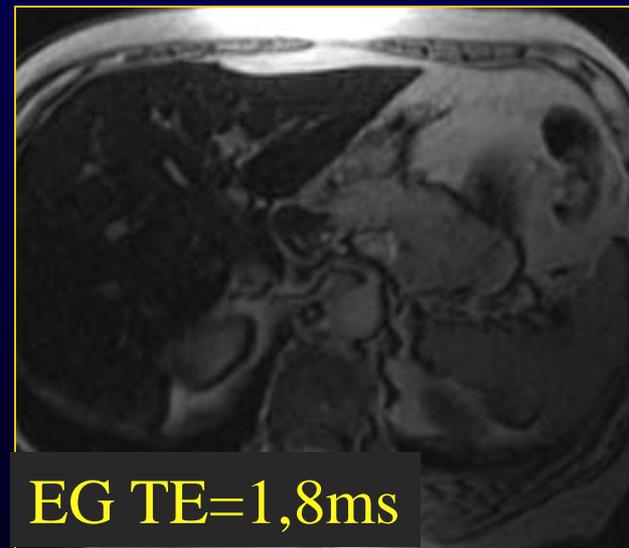


Les séquences en écho de gradient sont plus sensibles aux effets de susceptibilité magnétique que les séquences d'écho de spin

Imagerie du fer



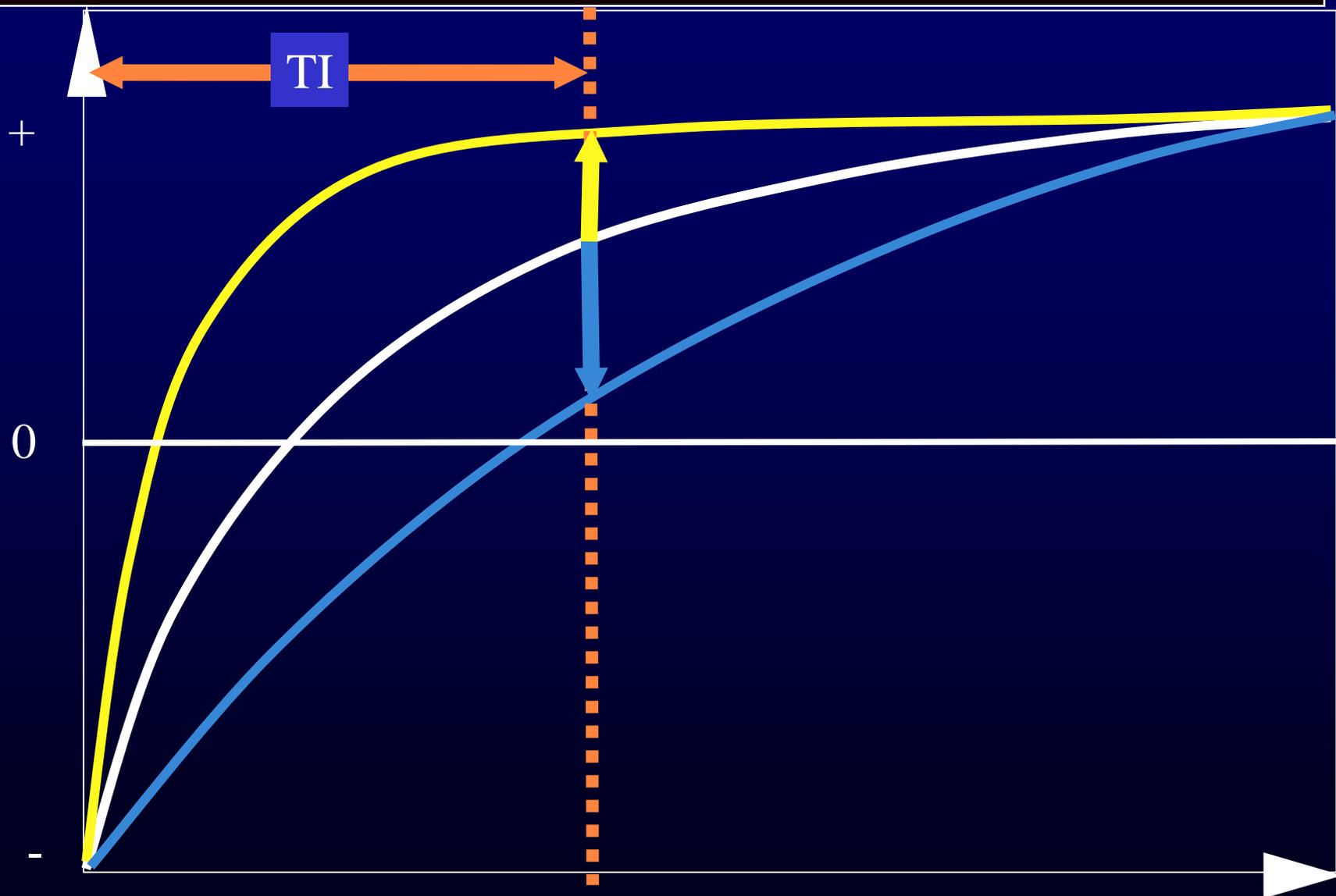
pT1



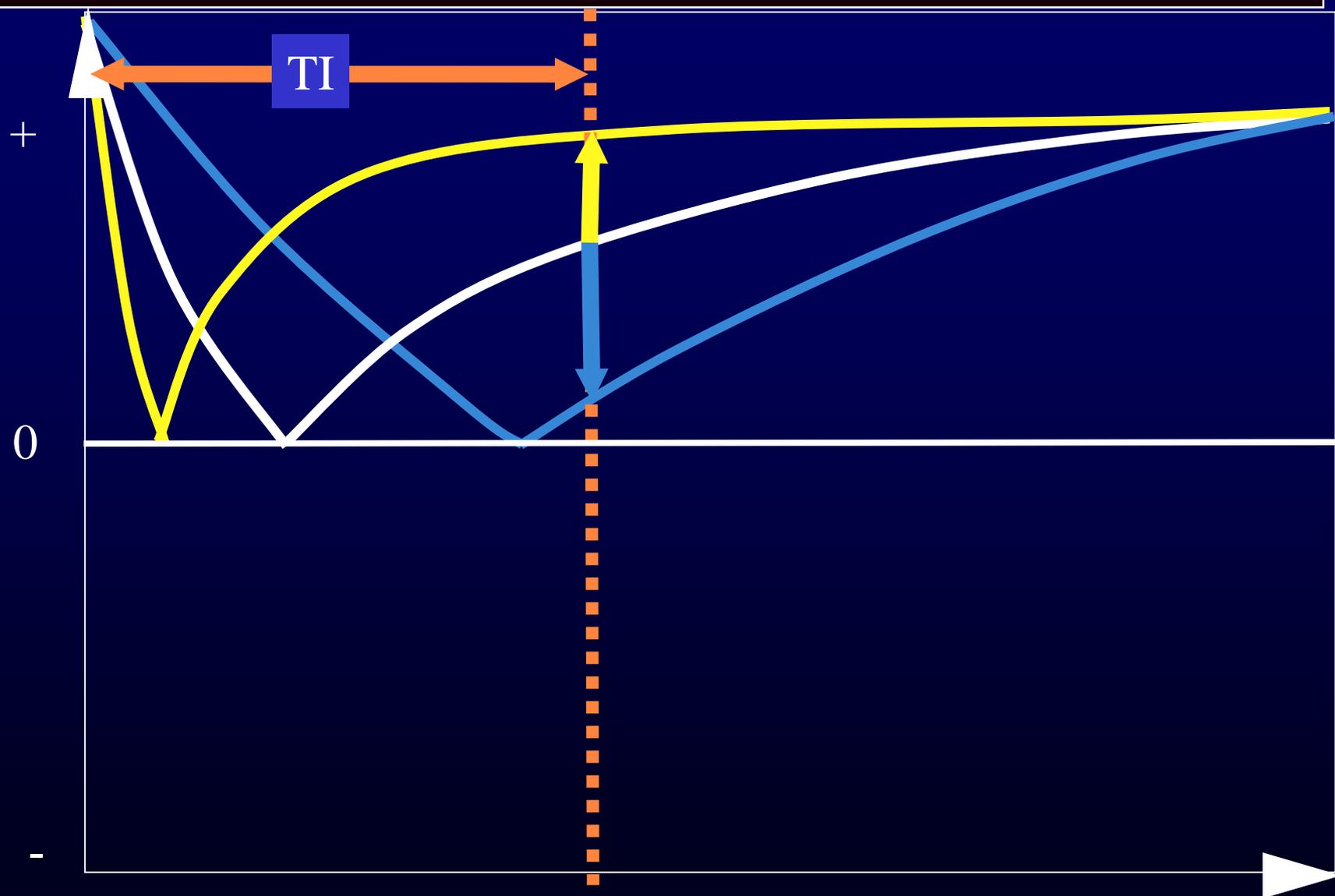
Hémochromatose Primaire

Contraste en Inversion Récupération

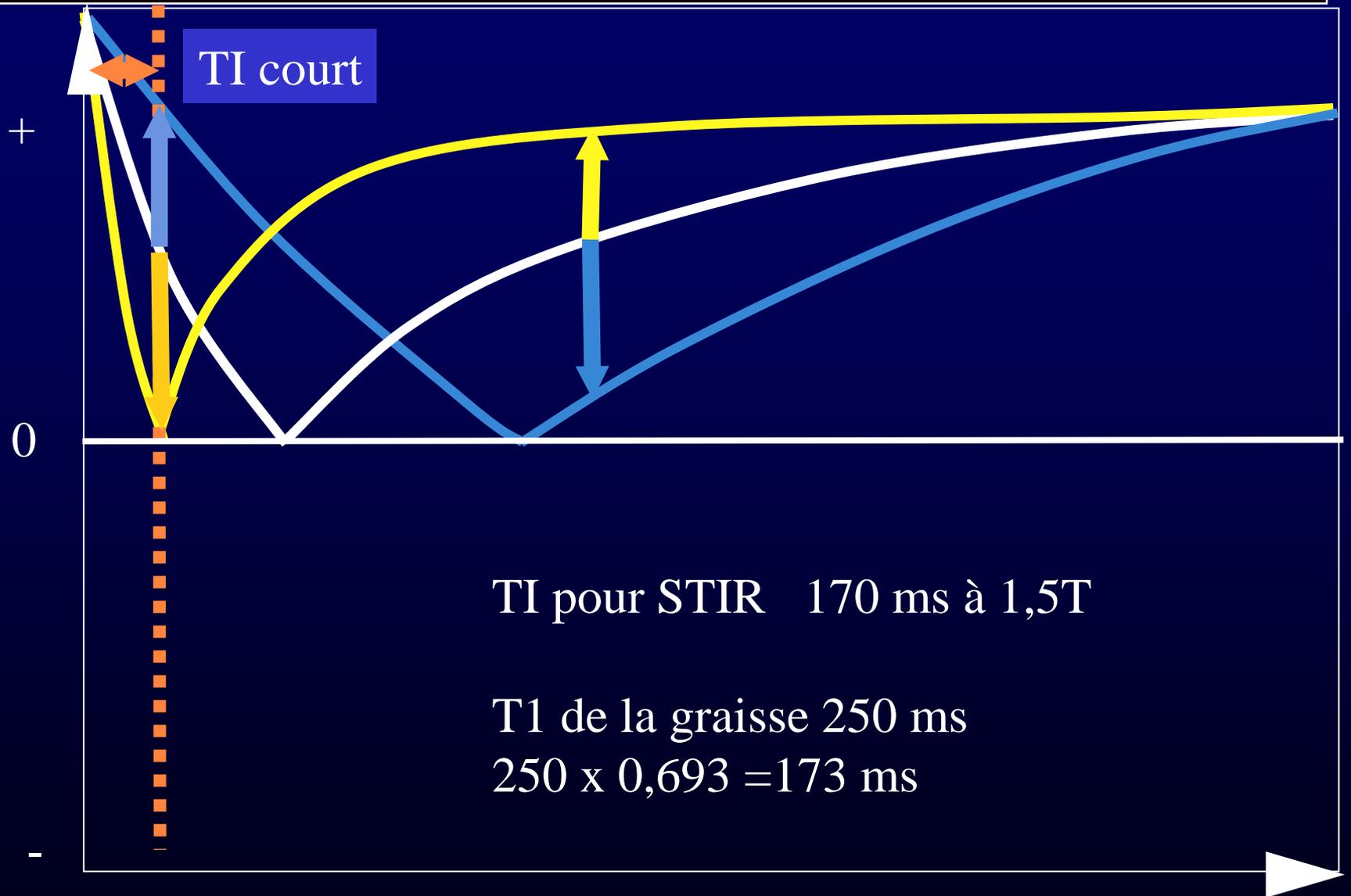
Contraste en Inversion Récupération



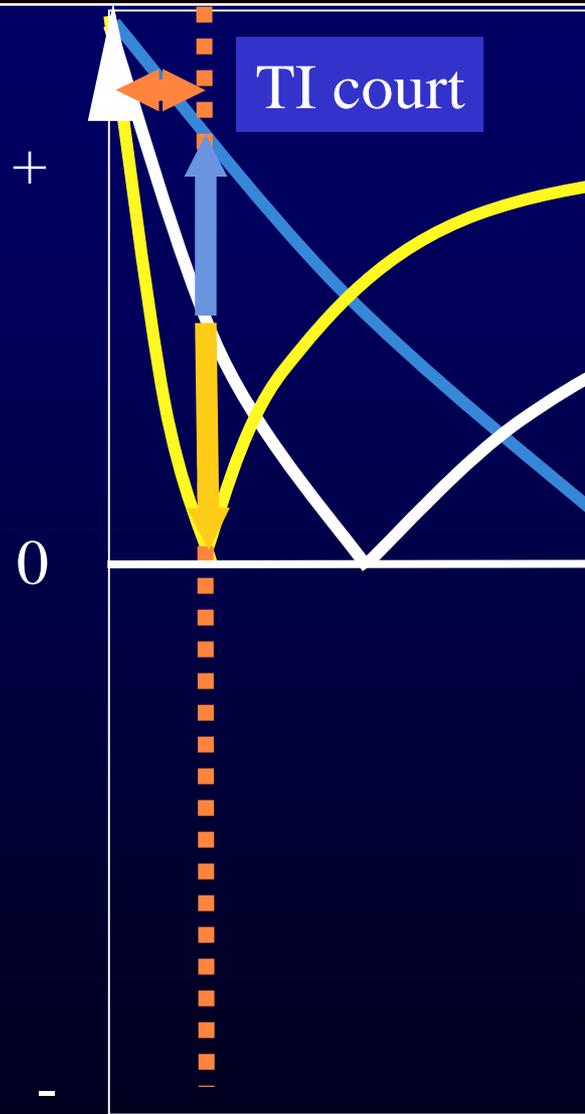
Contraste en Inversion Récupération



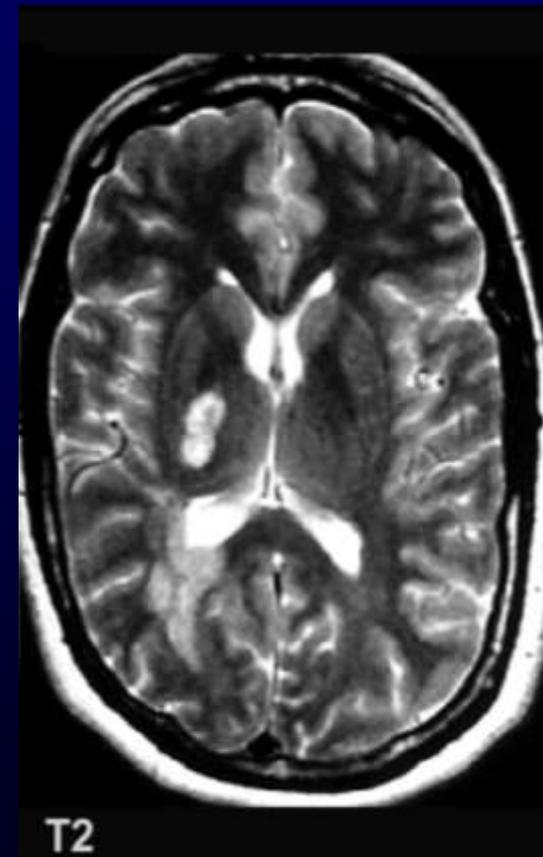
Contraste en Inversion Récupération STIR



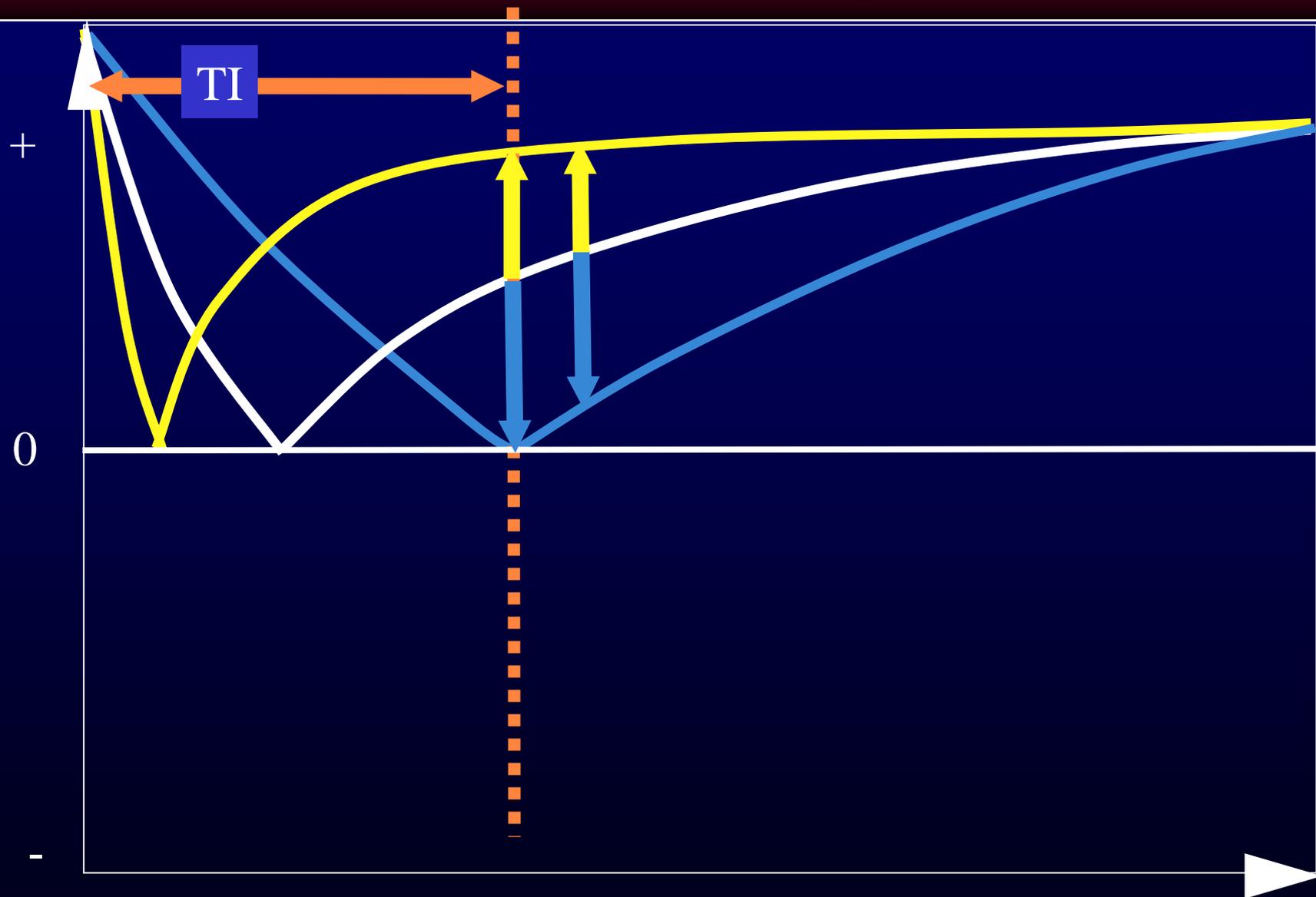
Contraste en Inversion Récupération STIR



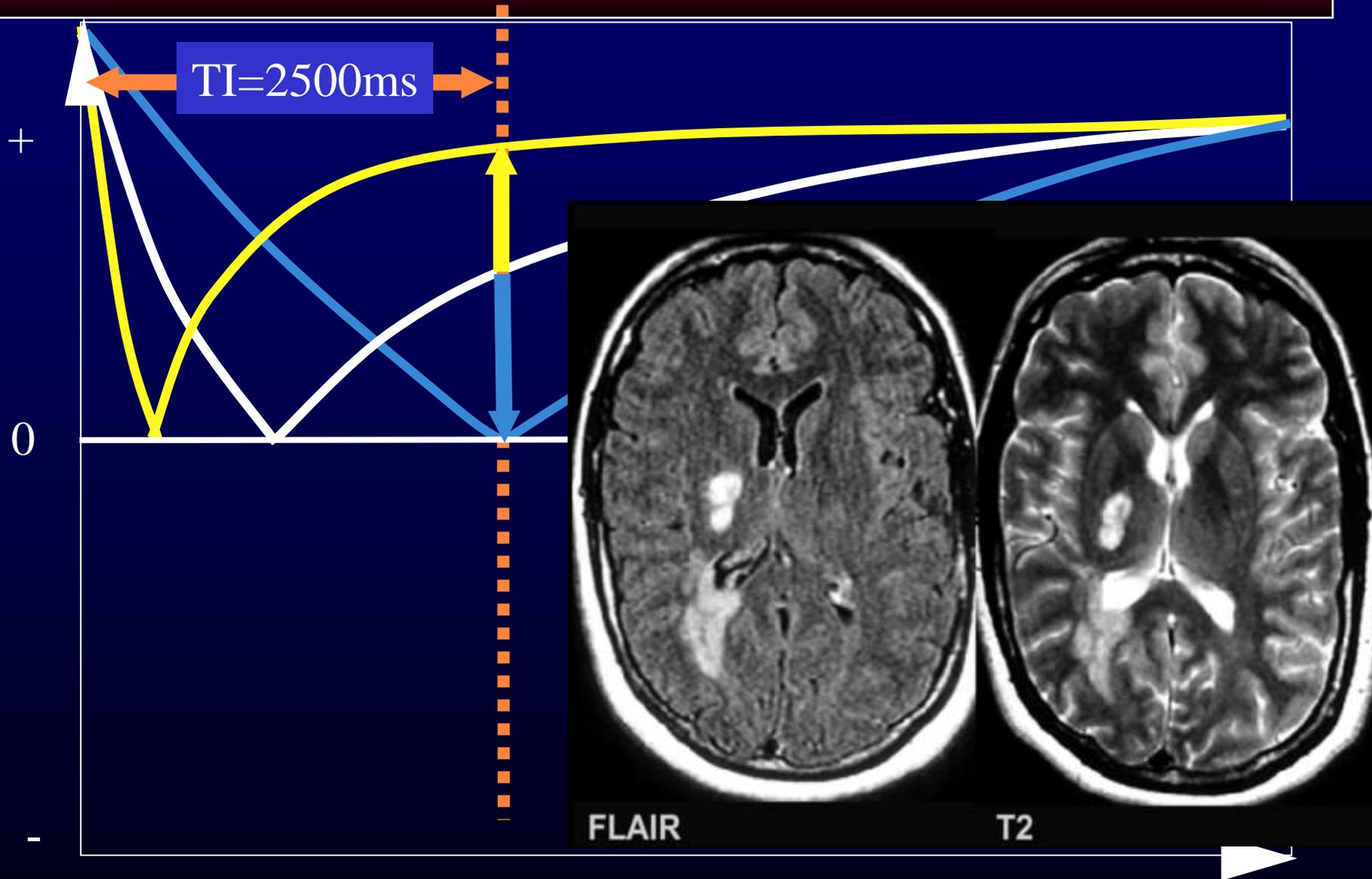
En pondération T2 l'hypersignal de l'eau
peut gêner la lecture



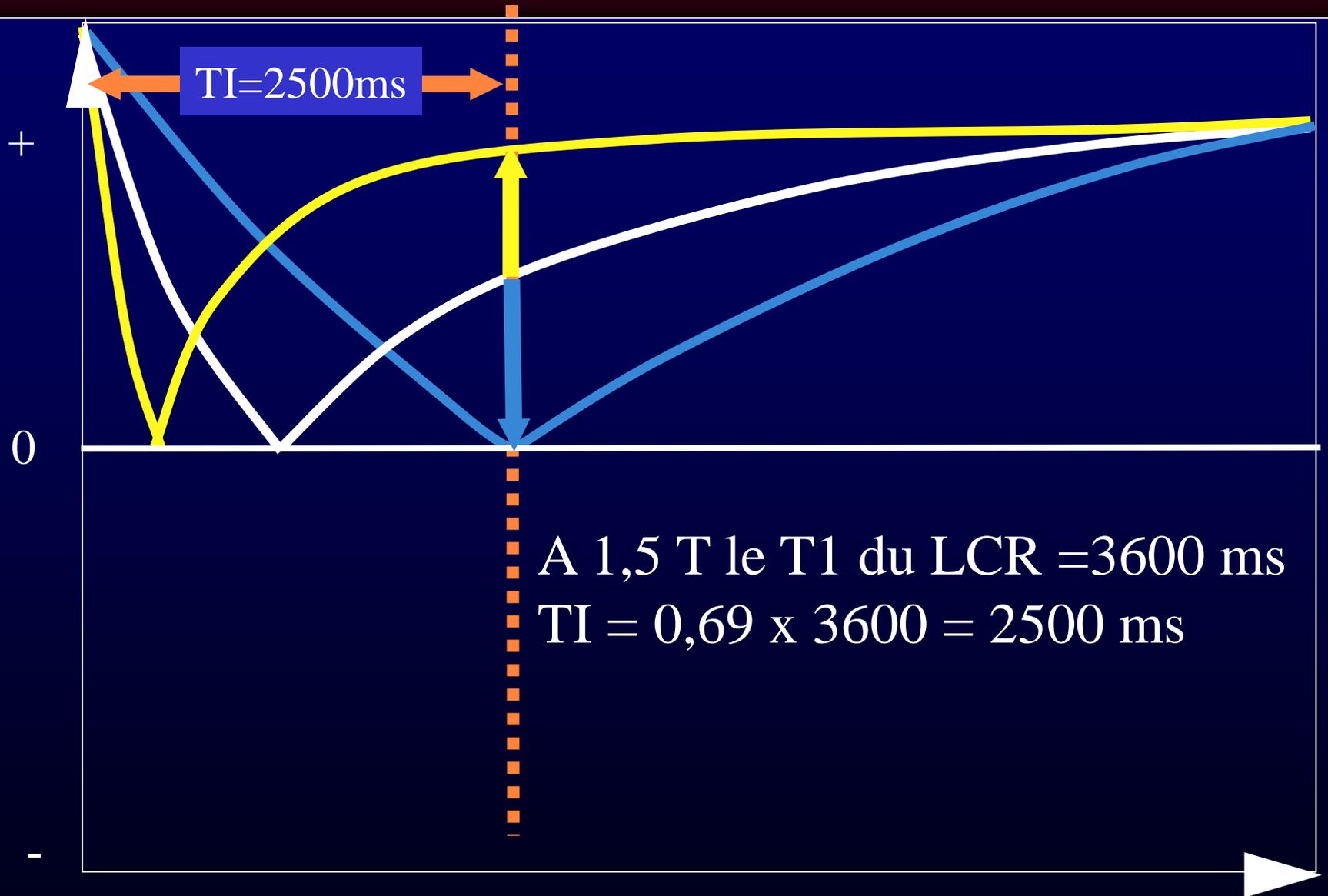
Contraste en Inversion Récupération FLAIR



Contraste en Inversion Récupération FLAIR



Fluide Attenuation IR : FLAIR



Inconvénients des séquences d'IR

- durée d'acquisition longue
- Faible rapport signal/bruit
- Sémiologie trompeuse
- Annulation du signal du Gd pour STIR

Conclusion pondération T1 T2

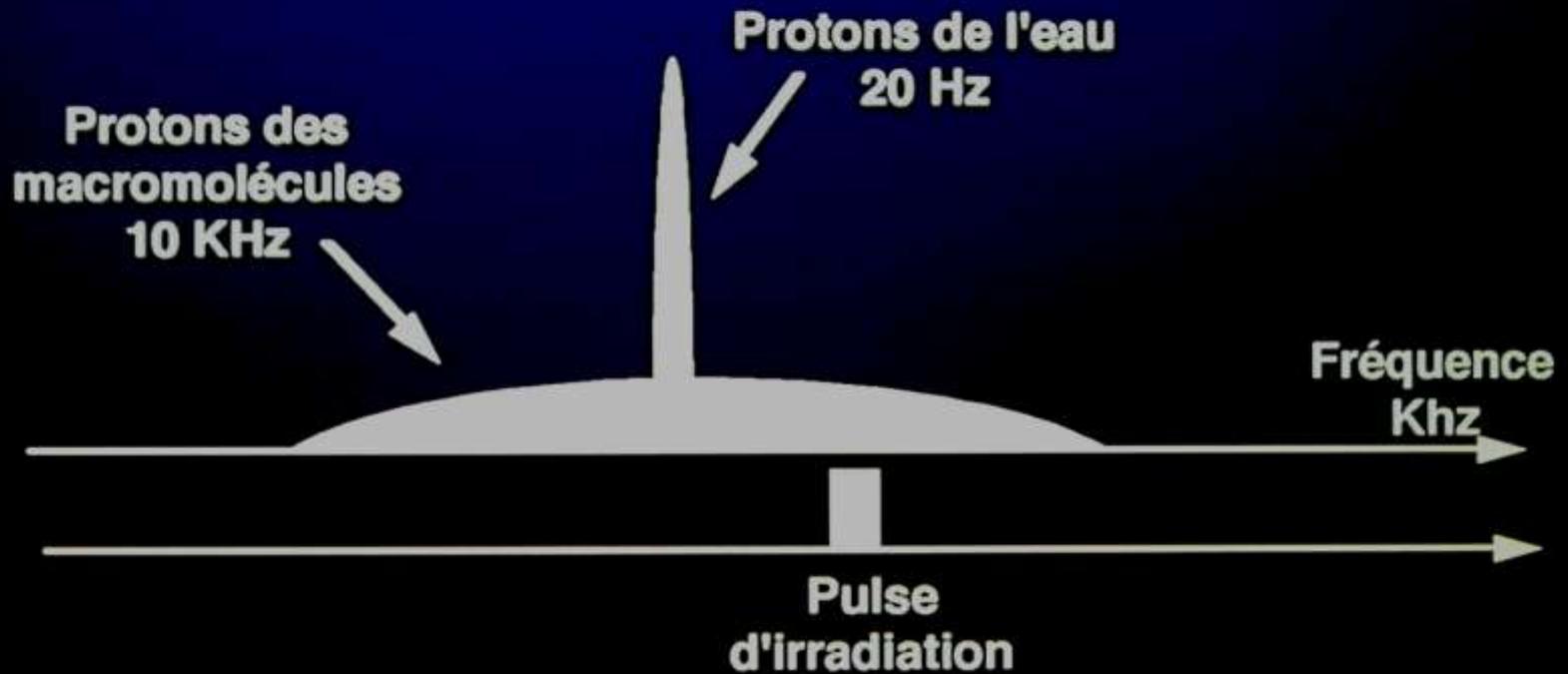
- Ne pas confondre **signal** et **contraste**
- Comprendre la notion de contraste sur bruit (C/N)
- Savoir reconnaître une séquence pT1 et p T2
- Toujours parler de **pondération** T1 ou T2
- Rehaussement du **contraste** sur le 2ème écho
- Les séquences d'inversion-récupération peuvent être trompeuses (le signal très négatif apparaît comme très positif)

Caractère multiparamétrique de l'IRM

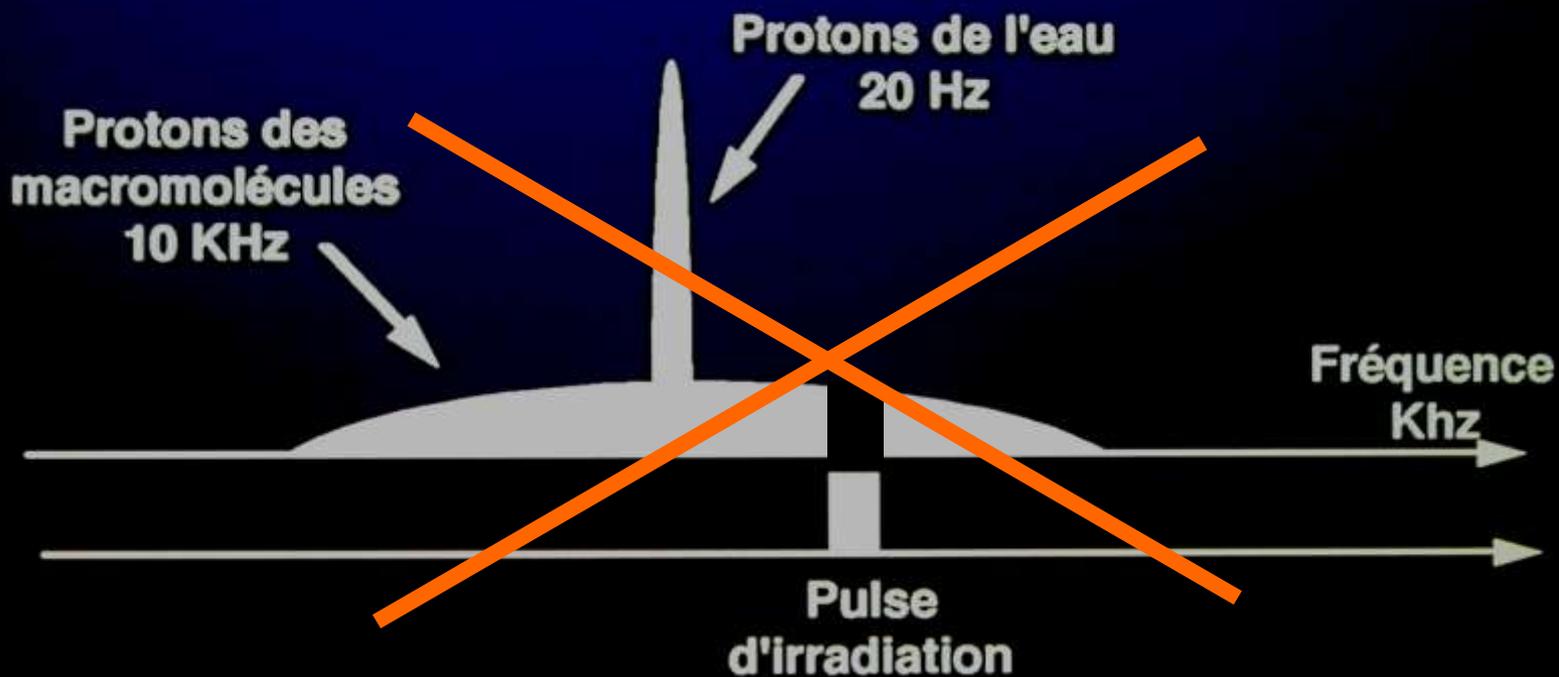
- Relaxation T1 et T2
- Différence de fréquence (*imagerie de la graisse*)
- Modificateurs du signal (endogènes/exogènes)
 - agents paramagnétiques (Gd, Hb, cuivre ...)
 - agents superparamagnétiques (oxyde de fer)
- Mouvement des molécules H₂O
 - Angiographie
 - Perfusion-perméabilité
 - Diffusion
 - Transfert de magnétisation
- Température
- Elasticité
- Spectroscopie

TRANSFERT DE MAGNETISATION (saturation transfer)

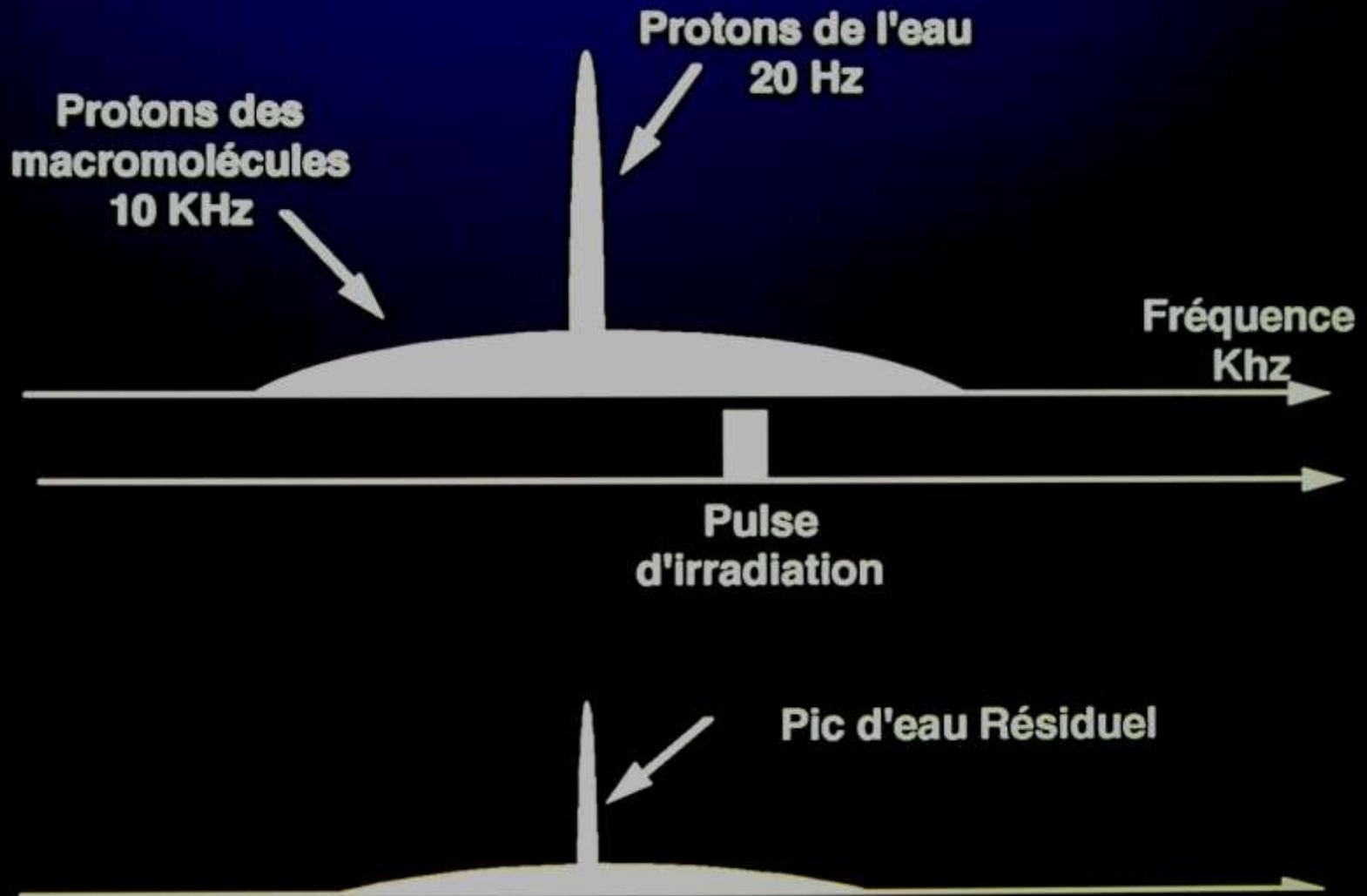
Transfert de Magnétisation



Transfert de Magnétisation

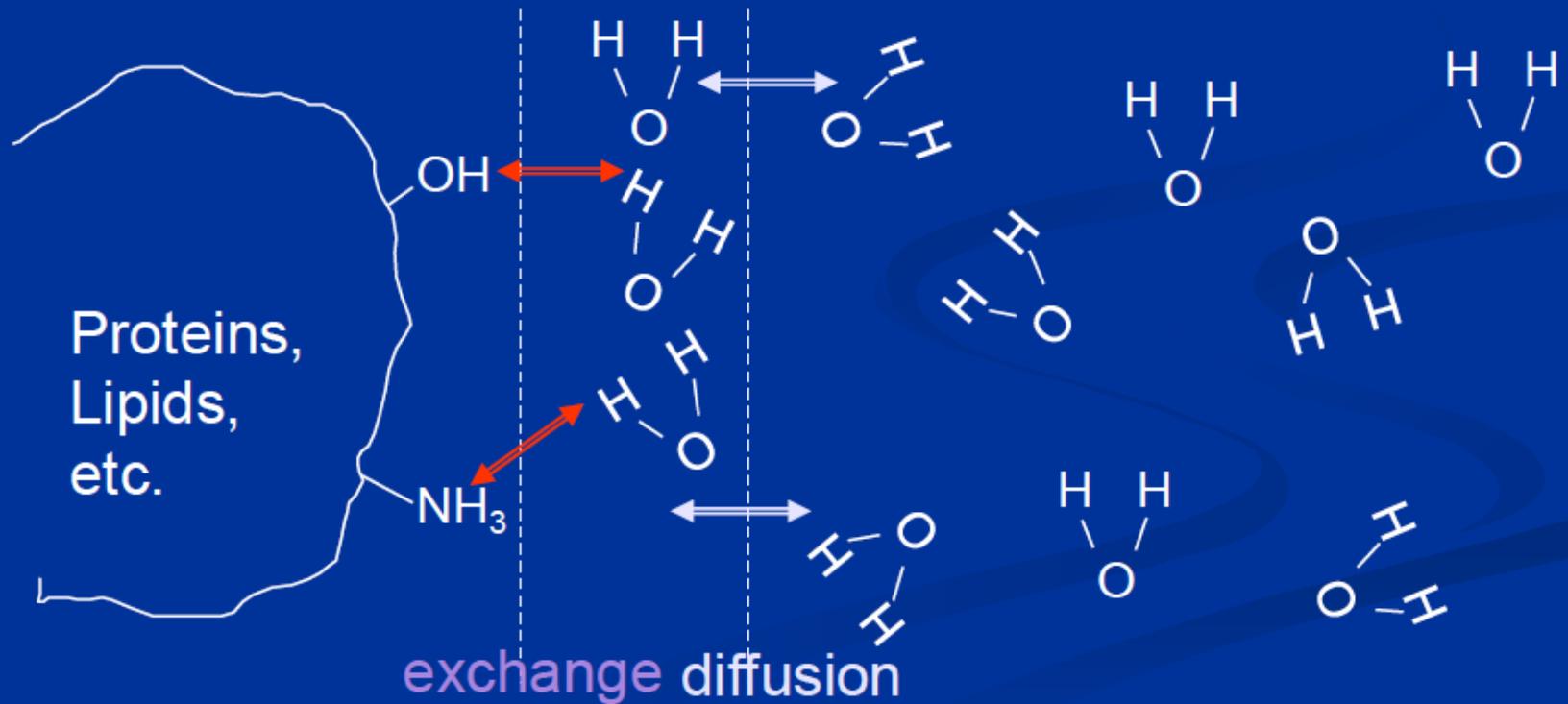


Transfert de Magnétisation



Macro molecules (invisible) Surface
(bound protons - short T_2)

Bulk water (visible)
(free protons- long T_2)



TRANSFERT DE MAGNETISATION

PRINCIPE

- Irradiation des protons peu mobiles
(liés aux protéines et à la graisse)

INTERET : AUGMENTATION DU CONTRASTE

- Angiographie
- Détection de prise de contraste (Gd)
- Imagerie des tendons
- Caractérisation tissulaire ?

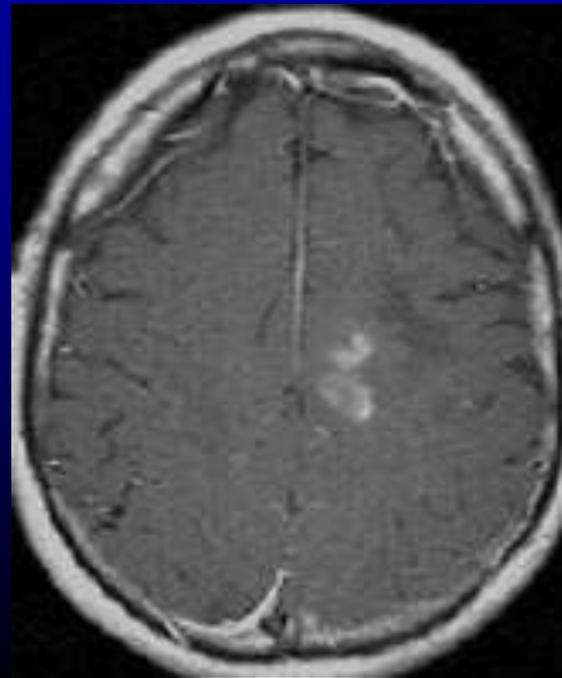
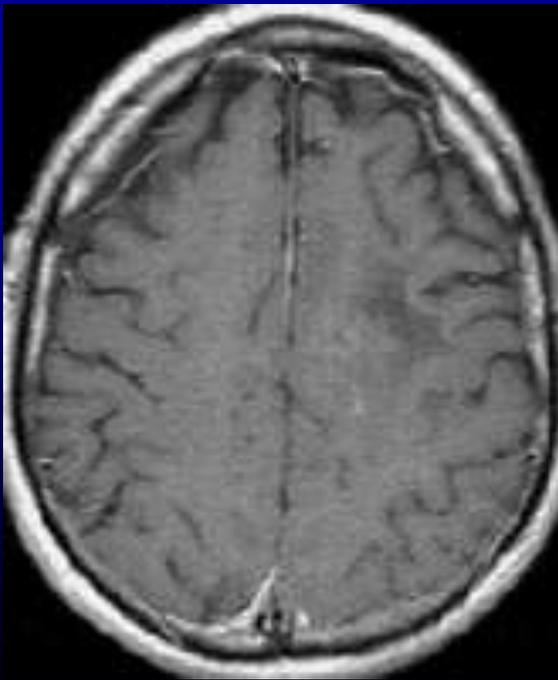
INCONVENIENTS

- Irradiation RF



TRANSFERT DE MAGNETISATION

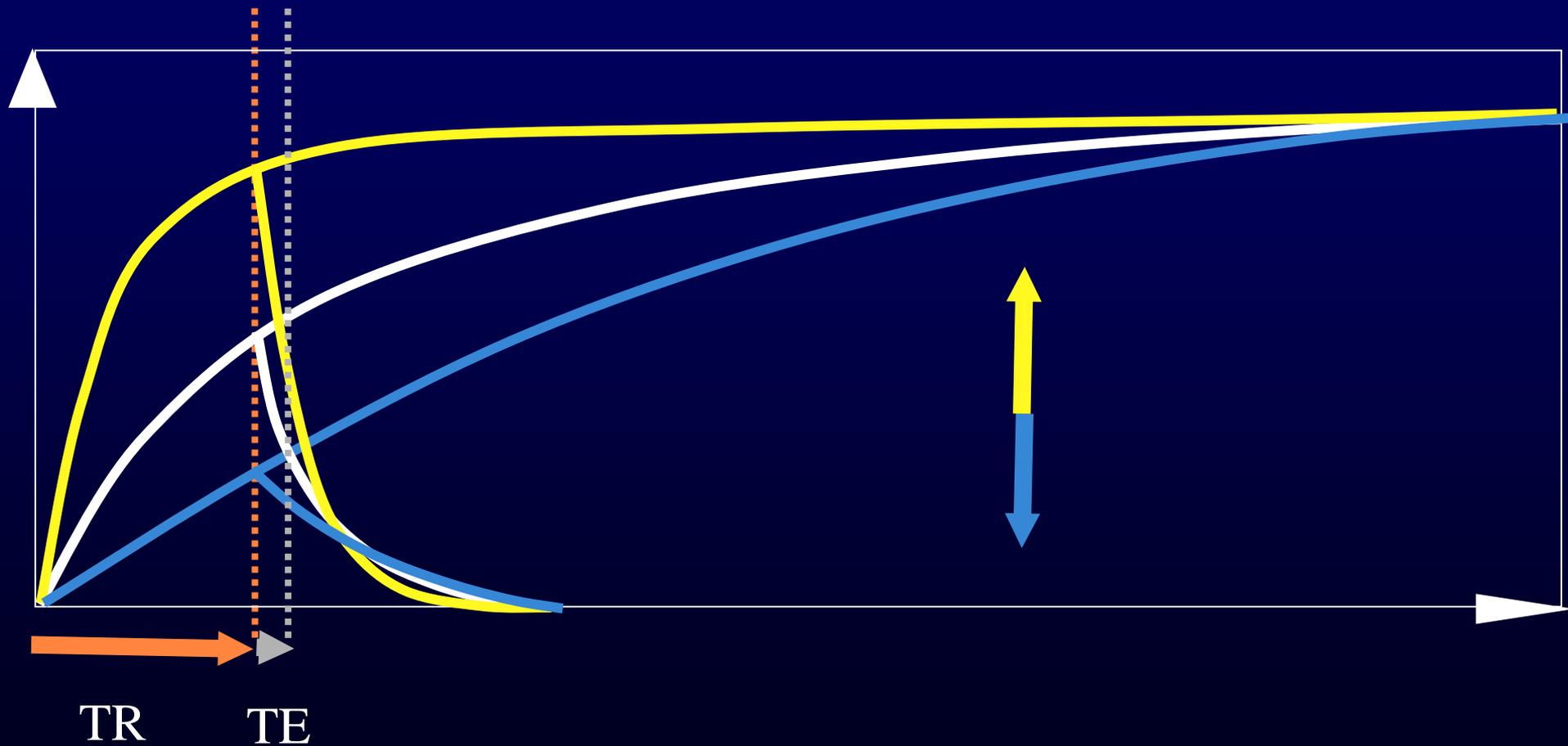
- Détection de prise de contraste (Gd)

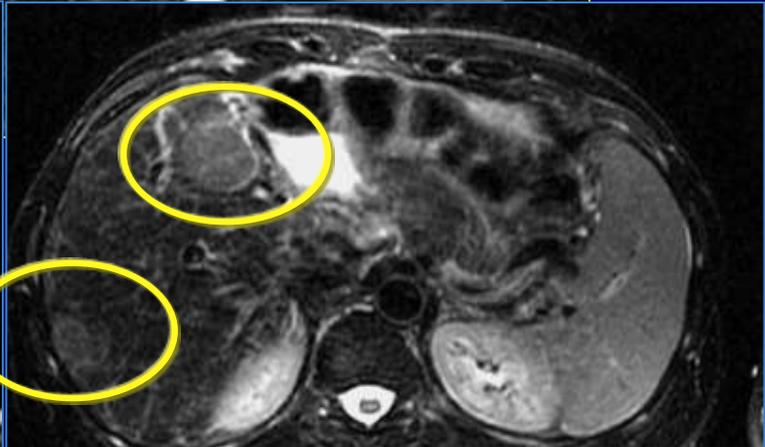
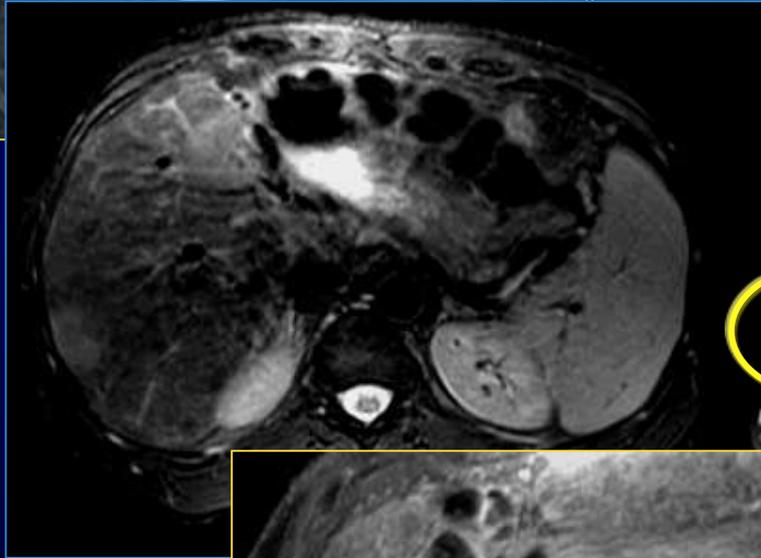
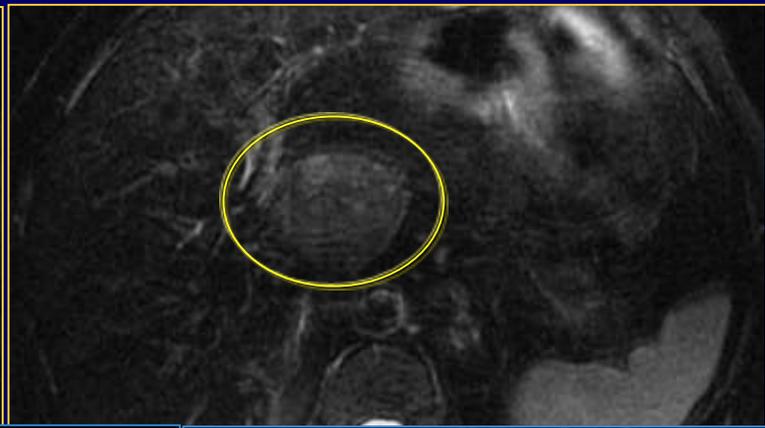
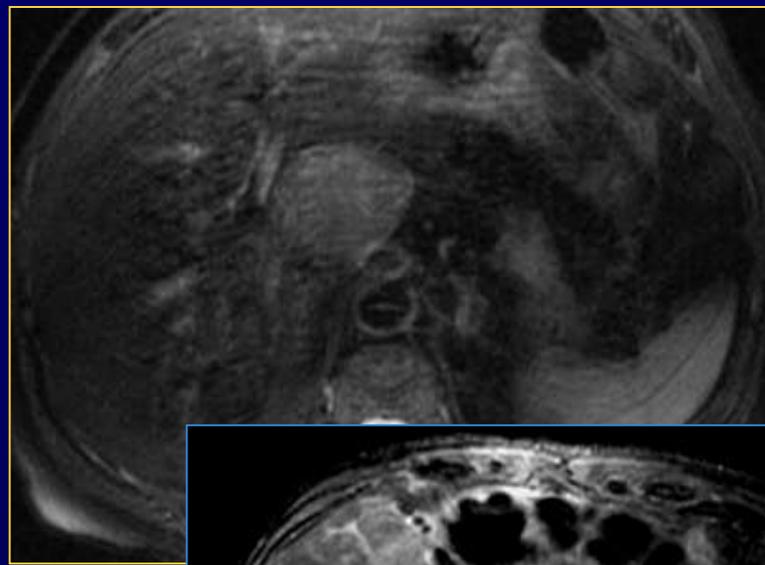


Caractère multiparamétrique de l'IRM

- Relaxation T1 et T2
- Différence de fréquence (imagerie de la graisse)
- Modificateurs du signal (endogènes/exogènes)
 - agents paramagnétiques (Gd, Hb, cuivre ...)
 - agents superparamagnétiques (oxyde de fer)
- Mouvement des molécules H₂O
 - Angiographie
 - Perfusion-perméabilité
 - Diffusion
 - Transfert de magnétisation
- Température
- Spectroscopie

Cinétique de relaxation T1-T2





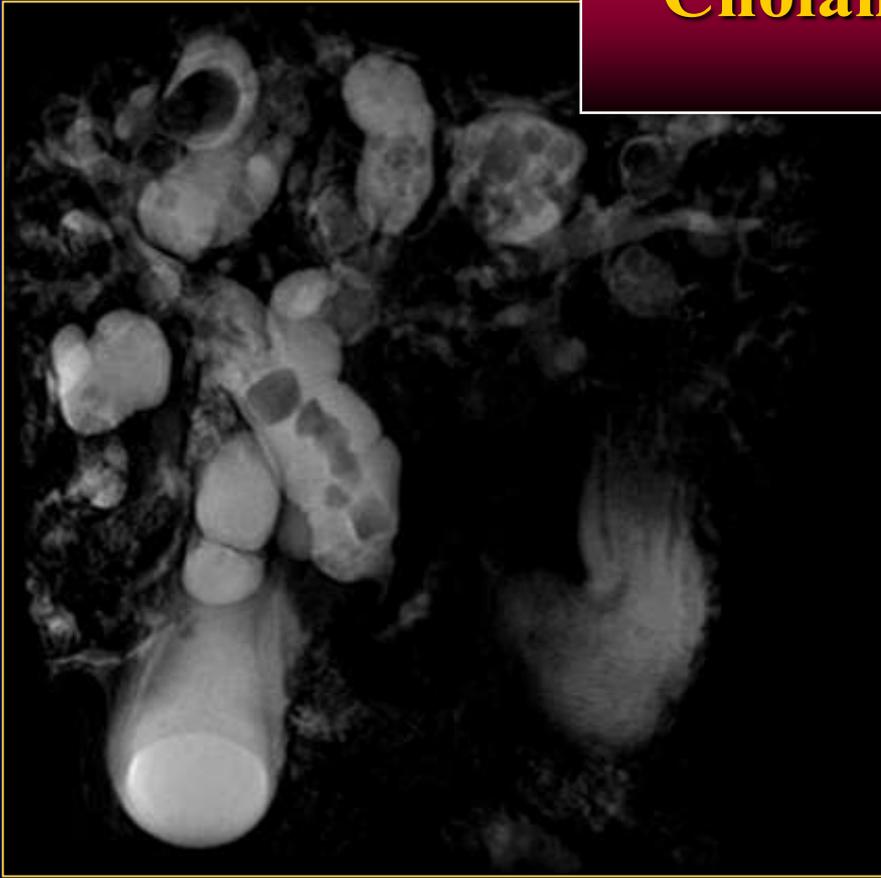
E1



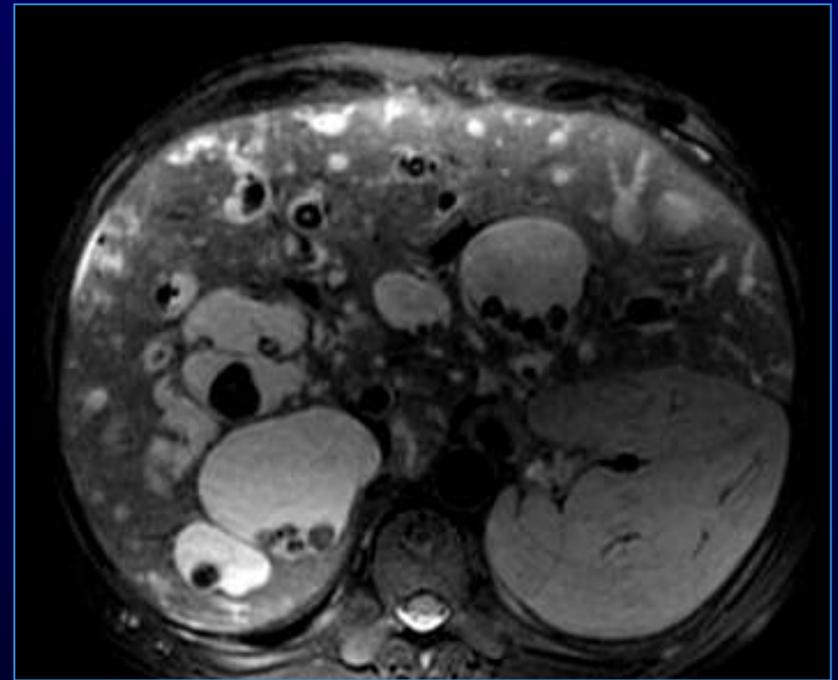
E2

CHC :
Différents
aspects
possibles

Cholangio-Pancréatographie par IRM



Maladie de Caroli



Dilatations moniliformes des voies biliaires intrahépatiques.
Lacunes correspondant à des calculs intrahépatiques



Le T1 de la graisse est court 250 ms

Le T1 des tissus est intermédiaire 700 ms

Le T1 de l'eau est long > 1000 ms

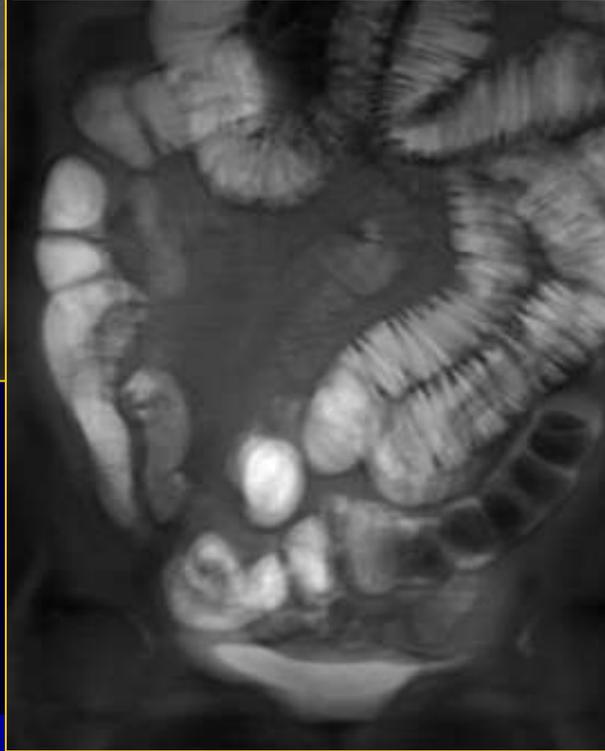
TI pour STIR 160 ms à 1,5T ($250 \times 0,69 = 172$ ms)

ENTERO-IRM

La technique de Cholangio-IRM peut être adaptée à l'étude de l'intestin (on remplit le grêle d'eau par une sonde d'entéroclyse poussée jusqu'à l'angle de Treitz)

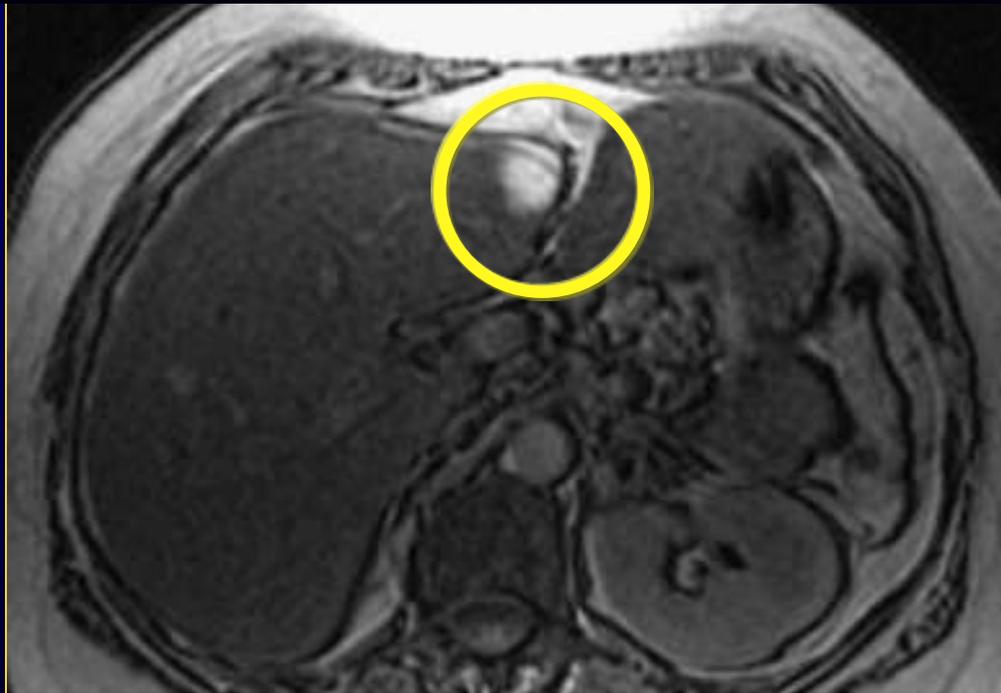
Sclérodermie

(valvules fines et grêle dilaté)



Foie en pondération T1 : séquence écho de gradient

Echo de Gradient Pondéré T1 en apnée



Les séquences rapides permettent des acquisition en apnée et d'éviter ainsi les artefacts respiratoires .

Ici chez le patient de la page précédente, une métastase de mélanome (chargé en mélanine donnant un hypersignal .en T1) qui était masquée par les artefacts respiratoires est ainsi révélée