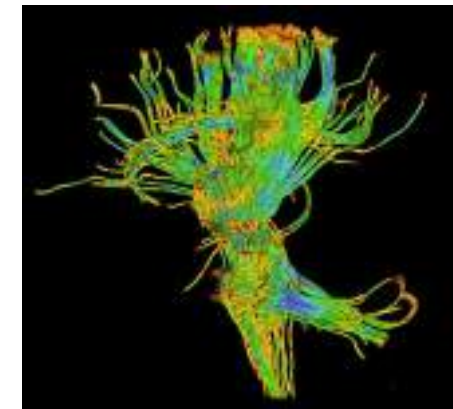
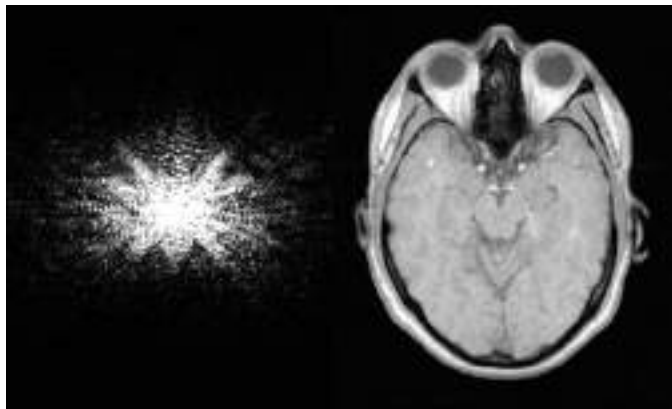


Compléments de RMN

Formation de l'image Séquences d'acquisition



Catherine Lozza - Fayçal Ben Bouallègue

UM – CHU Montpellier

catherine.lozza@umontpellier.fr

<http://scinti.edu.umontpellier.fr/enseignements/cours/>

I. Rappels RMN PACES

- Séquence de RMN
- Les pondérations

II. Formation de l'image

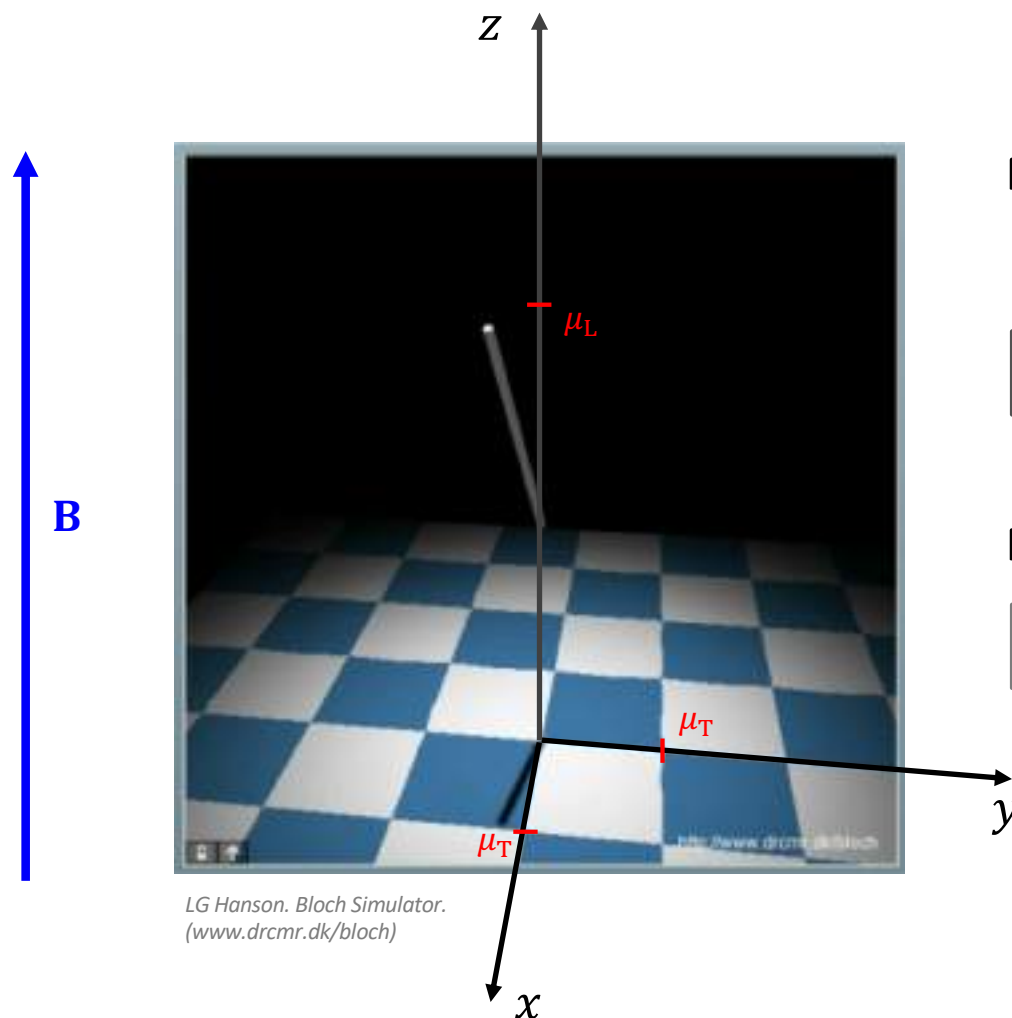
- Transformée de Fourier
- Les gradients

III. Séquences d'acquisition

- Echo de gradient (GRE)
- Echo de spin (SE)
- Inversion-récupération
- Saturation
- Angiographie de RMN (ARM)
- IRM de perfusion
- IRM de diffusion

IV. Cas clinique

Rappels PACES



LG Hanson. Bloch Simulator.
(www.drcmr.dk/bloch)

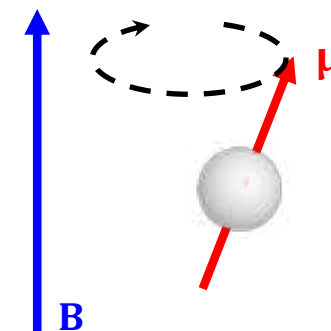
Moment magnétique du proton :

$$\mu = \gamma J$$

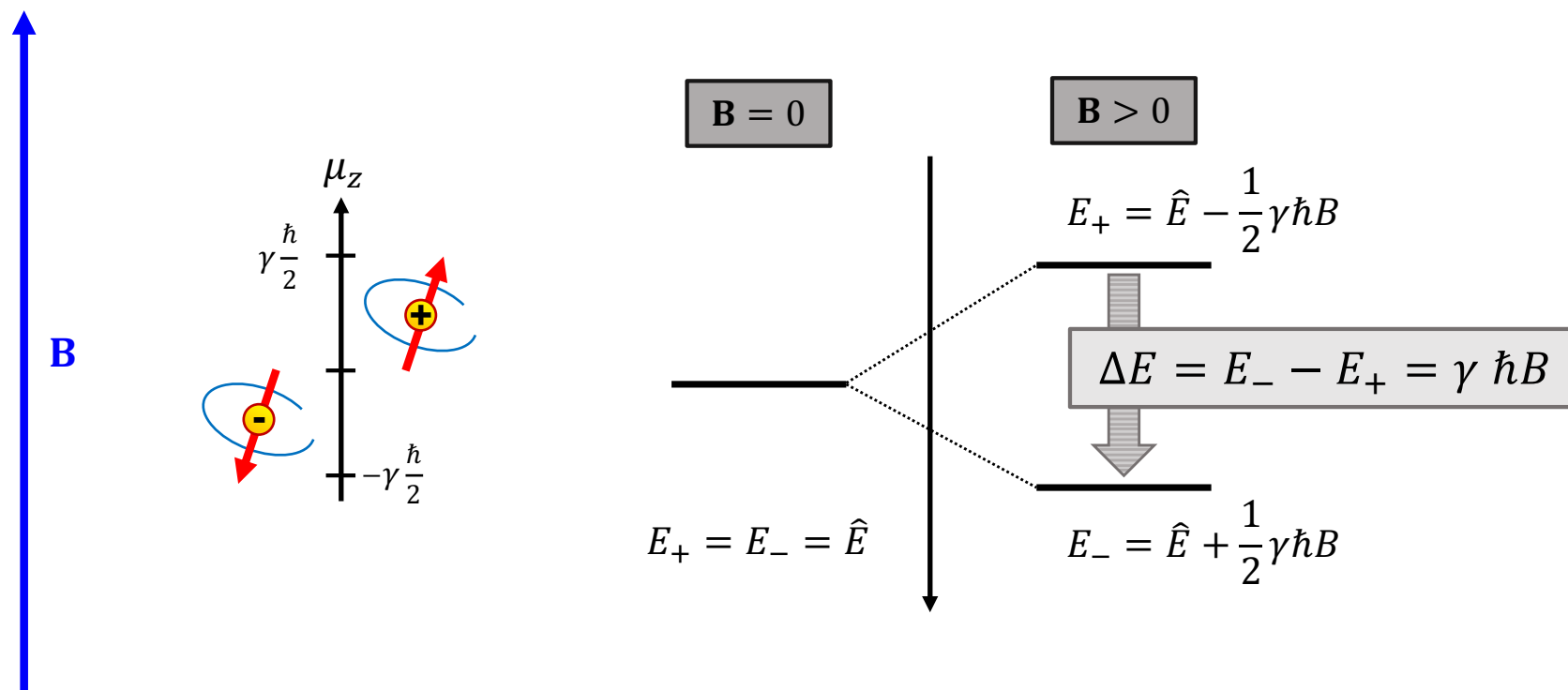
$$\bar{\gamma} = 42,6 \text{ MHz T}^{-1}$$

Précession de Larmor :

$$\omega = \gamma B$$

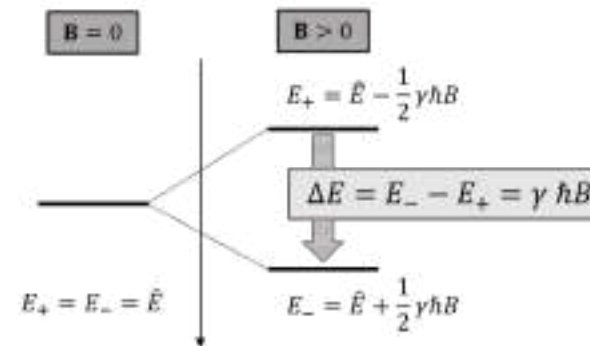
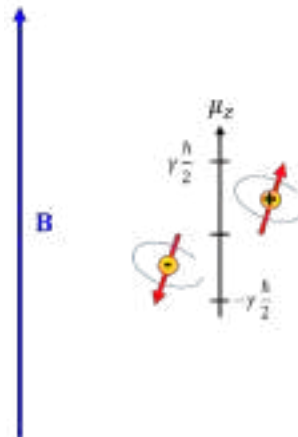


Levée de dégénérescence énergétique (effet Zeeman)



Rappels PACES

Levée de dégénérescence énergétique (effet Zeeman)



Modélisation des gains de résolution des images obtenues par des appareils IRM 3 T, 7 T et 11,7 T

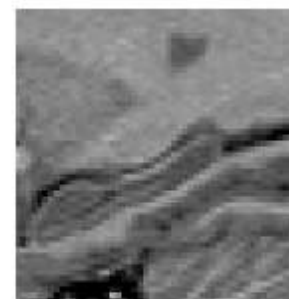
© Justine Beaujoin/CEA

- $B \uparrow$
- sensibilité $\uparrow$
- résolution spatio-temporelle $\uparrow$

Neurospin: IRM 3 et 7 T

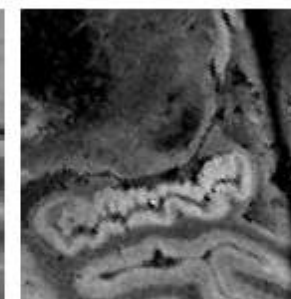
IRM préclinique 7 T 11,7 T et 17,2 T

Projet Iseult: IRM 11,7 T (atteint le 18/07/2019)



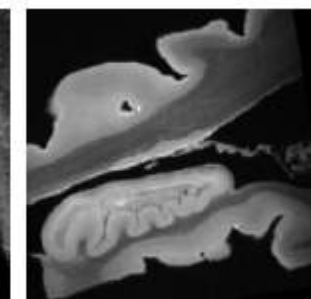
3 teslas

(meilleurs IRM présents dans les centres cliniques)



7 teslas

(image obtenue sur un prélèvement avec un IRM de l'installation Neurospin)



11,7 teslas

(image obtenue avec l'IRM pré-clinique de Neurospin)

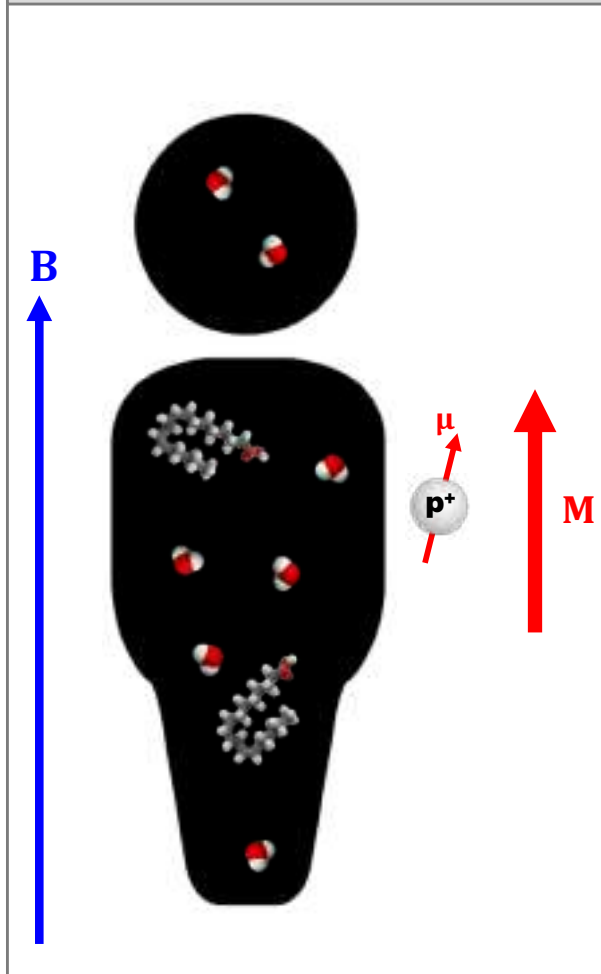
Champs magnétiques : quelques ordres de grandeurs

Champ magnétique (Tesla)	> 100 T	17 T	11,7 T	8,5 T	1 T	10^{-3} T	10^{-5} T
Exemples	Magnétar (10^{11} T)	IRM expérimentaux murins (souris)	Projet Iseult	Tunnel du LHC	Électro-aimant de Faraday	Magnét de frigo	Terre

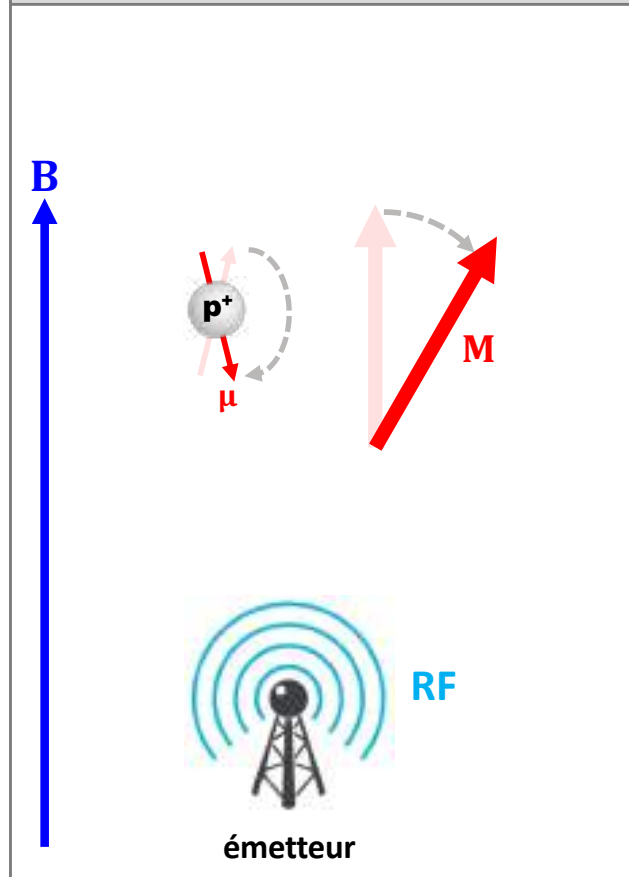
Rappels PACES

Séquence de RMN

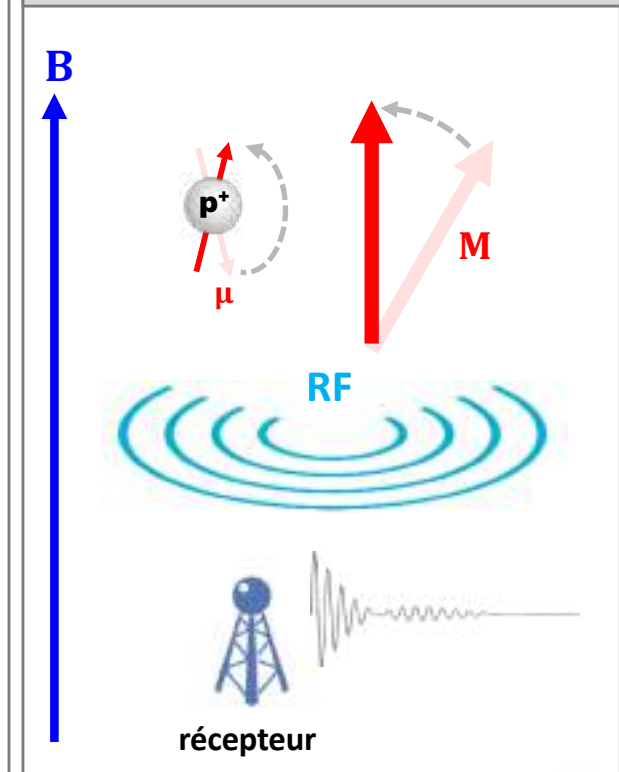
1. Préparation (aimantation)



2. Perturbation (résonance)



3. Mesure (relaxation)



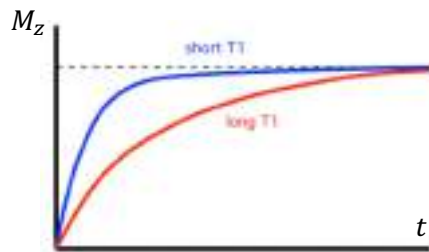
Rappels PACES

1. Préparation (aimantation)

Précession de Larmor : $\omega_0 = \gamma B_0$

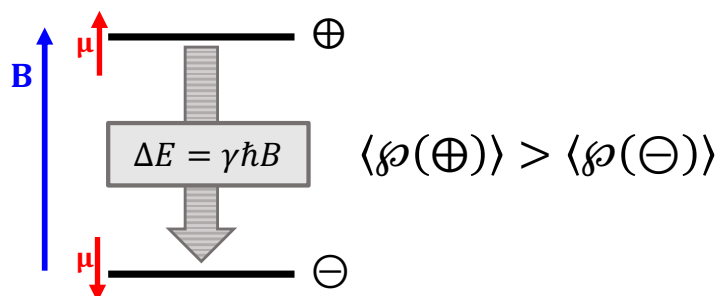
Alignement sur le champ

- Aimantation longitudinale M_z
- Cinétique exponentielle T_1

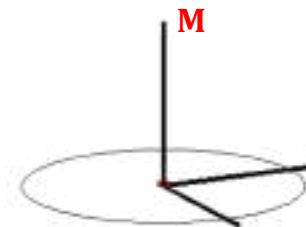
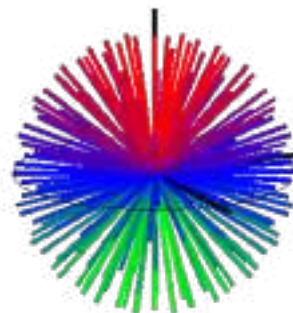
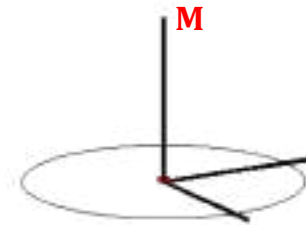
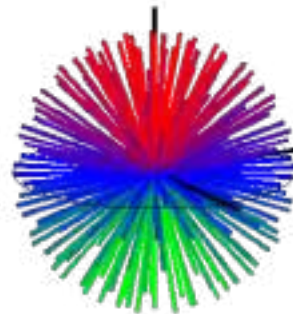


$$M_z(t) = M_L(1 - e^{-t/T_1})$$

- Echanges énergétiques : $E = -\mu \cdot B$



B_0



Rappels PACES

2. Perturbation (résonance)

Application d'un champ tournant B_1

- de **fréquence** $\omega_0/2\pi$
- pendant une durée τ ($\sim$ ms)

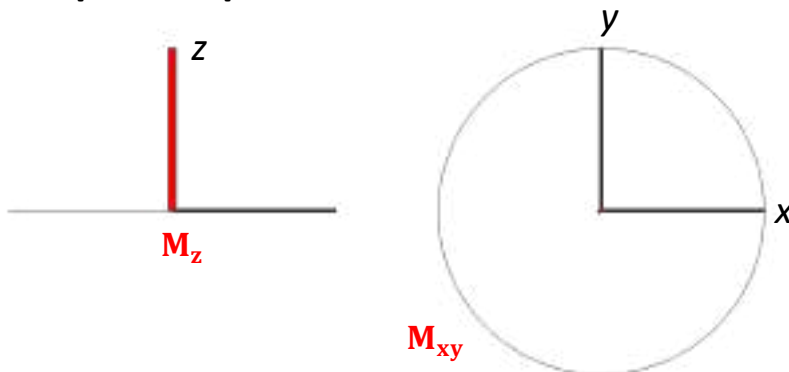
Précession de M autour de B_1

- $\omega_1 = \gamma B_1$
- Bascule (nutation) d'un angle $\eta = \tau \omega_1$

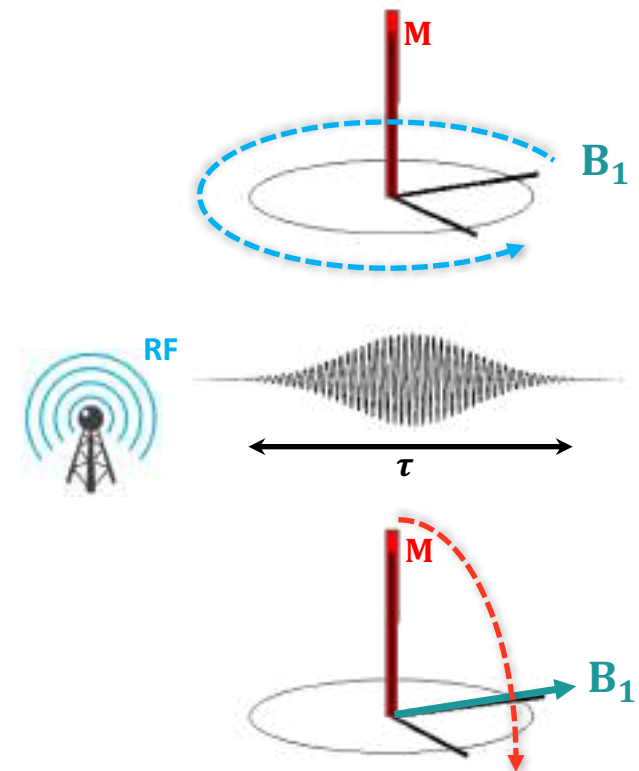
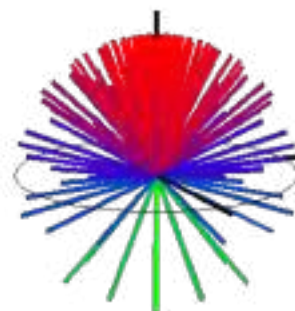
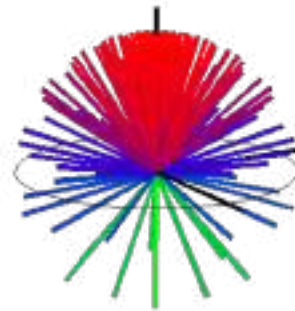
Disparition de M_z

Apparition de M_{xy} (aimantation transverse)

- Spins en phase à la bascule



B_0



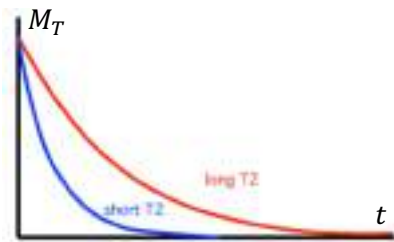
Rappels PACES

3. Mesure (relaxation)

Arrêt de la stimulation RF B_1

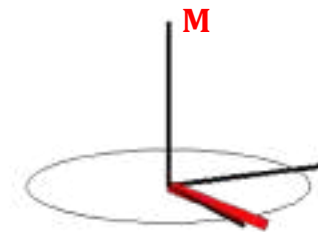
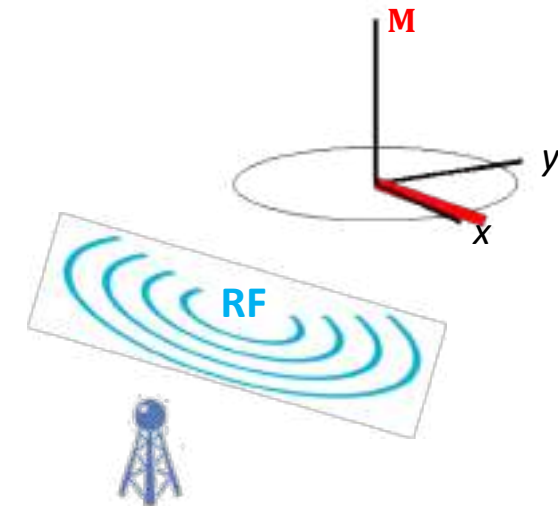
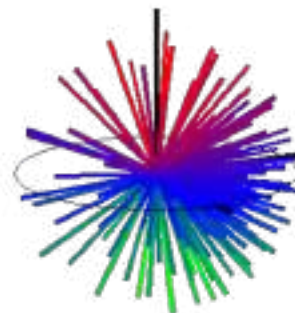
Signal = M_{xy}

- Déphasage progressif
- A cause d'inhomogénéités de champ
- = phénomène entropique
- Cinétique exponentielle T_2



$$M_{xy}(t) = M_T e^{-t/T_2}$$

B_0

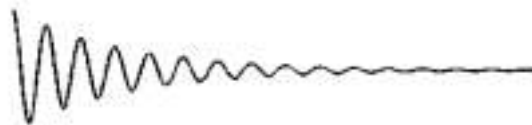


Rappels PACES

3. Mesure (relaxation)

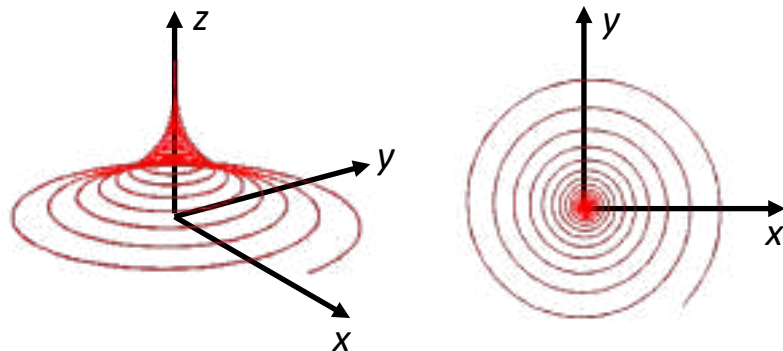
Arrêt de la stimulation RF B_1

Signal = M_{xy}

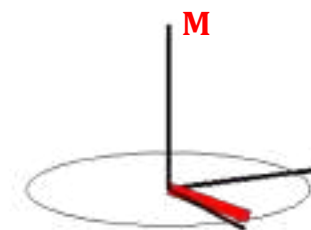
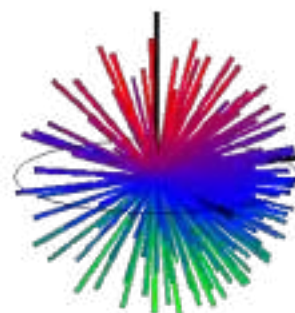
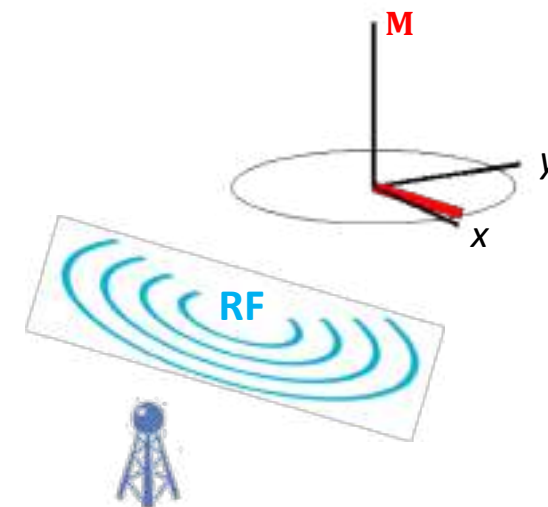
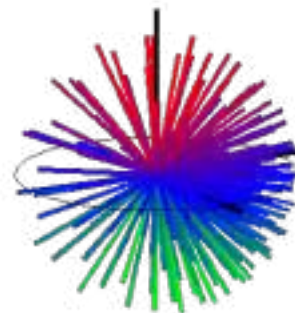


Disparition de M_{xy}
Repousse de M_z

Dans les tissus biologiques : $T_1 \sim 10 T_2$



B_0



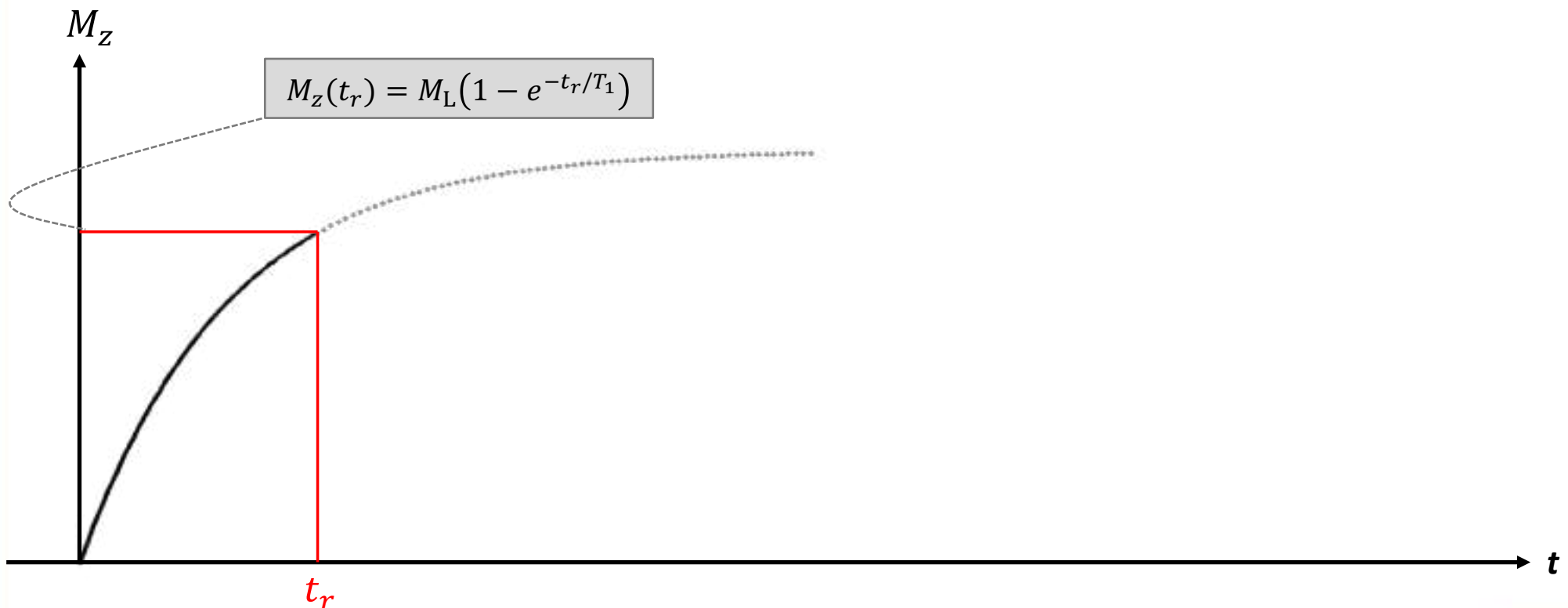
Rappels PACES

Préparation

Aimantation longitudinale dans B_0

Relaxation T_1

Durant un temps t_r (temps de répétition)

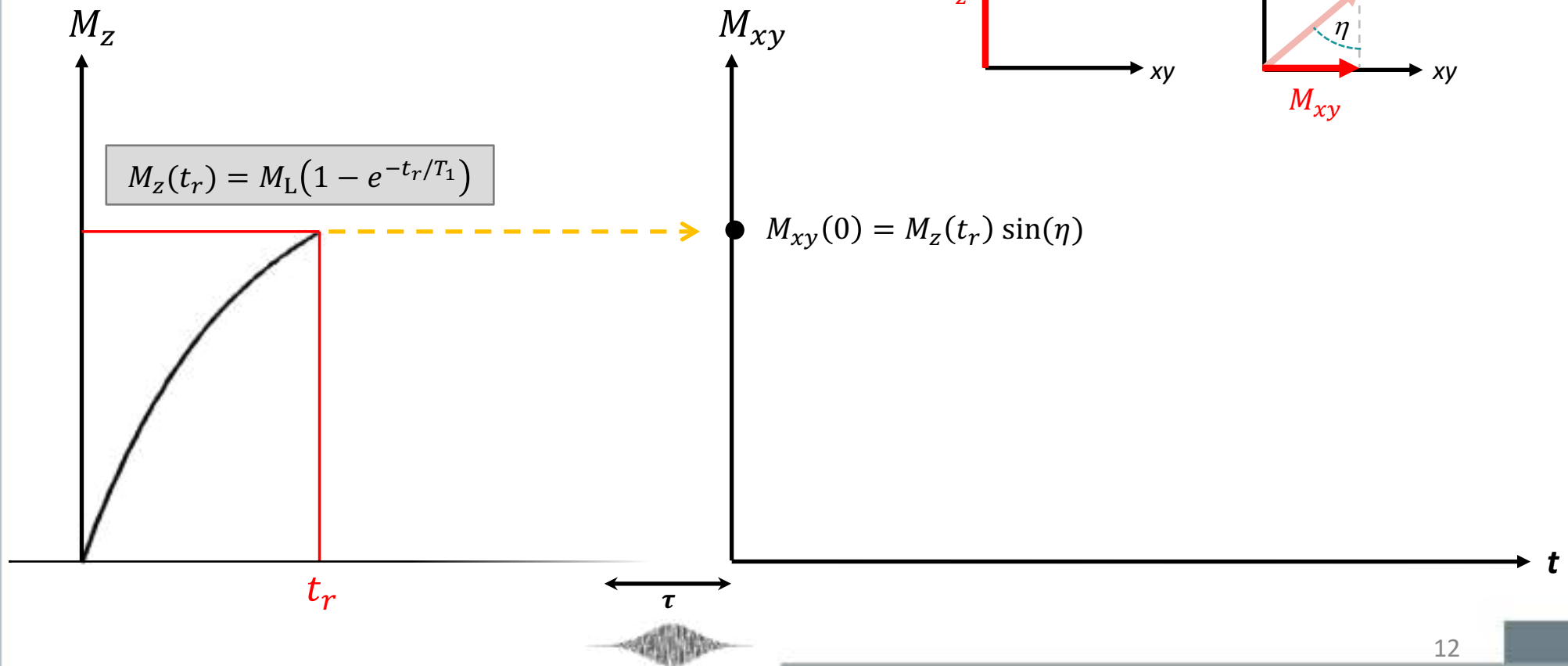


Rappels PACES

Préparation

RF

Stimulation RF durant un temps τ
Bascule de l'aimantation d'un angle η
Apparition d'une aimantation transverse



Rappels PACES

Préparation

RF

Mesure

Retour à l'équilibre
Relaxation T_2

M_z

$$M_z(t_r) = M_L(1 - e^{-t_r/T_1})$$

t_r

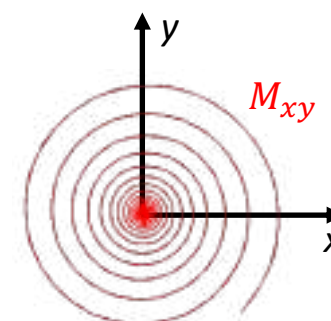
M_{xy}

$$M_T = M_{xy}(0) = M_z(t_r) \sin(\eta)$$

$$M_{xy}(t) = M_T e^{-t/T_2}$$

FID

$$M_x(t) = M_T e^{-t/T_2} \sin(\omega_0 t)$$



Rappels PACES

Préparation

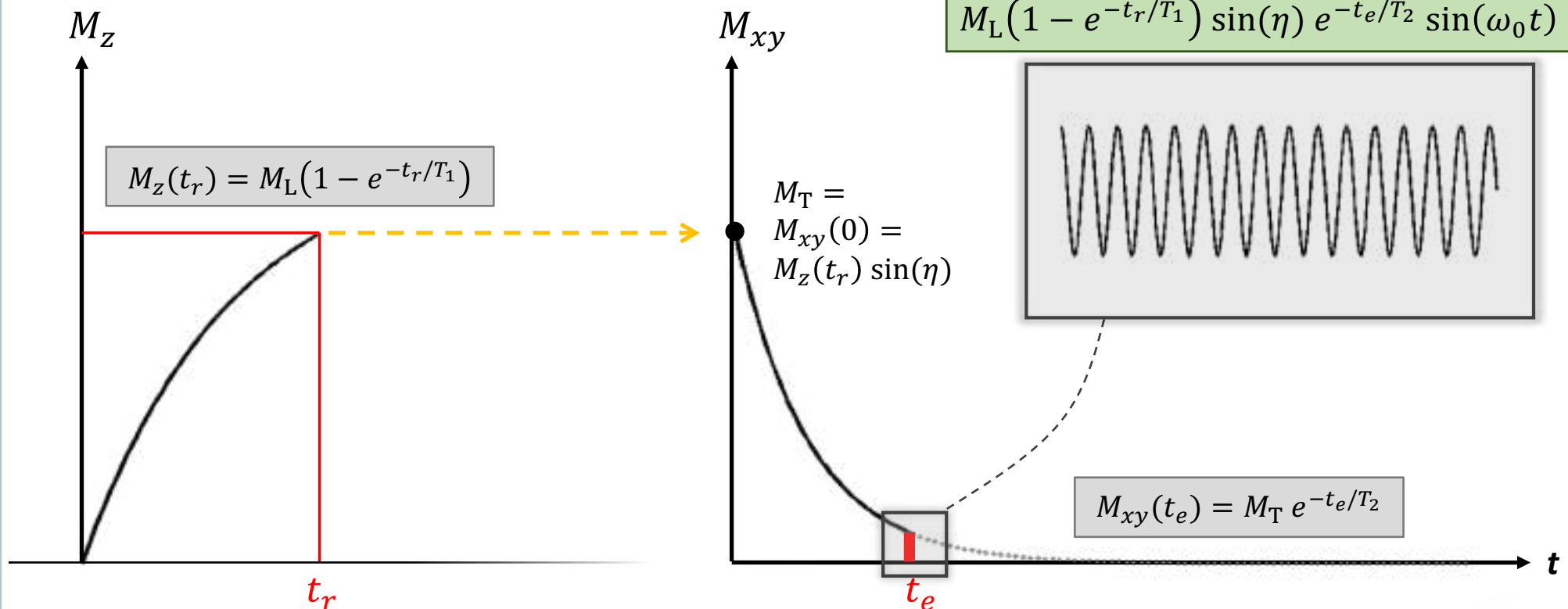
Retour à l'équilibre

Relaxation T_2

Recueil du signal (**FID**) au temps t_e (temps d'écho)

RF

Mesure



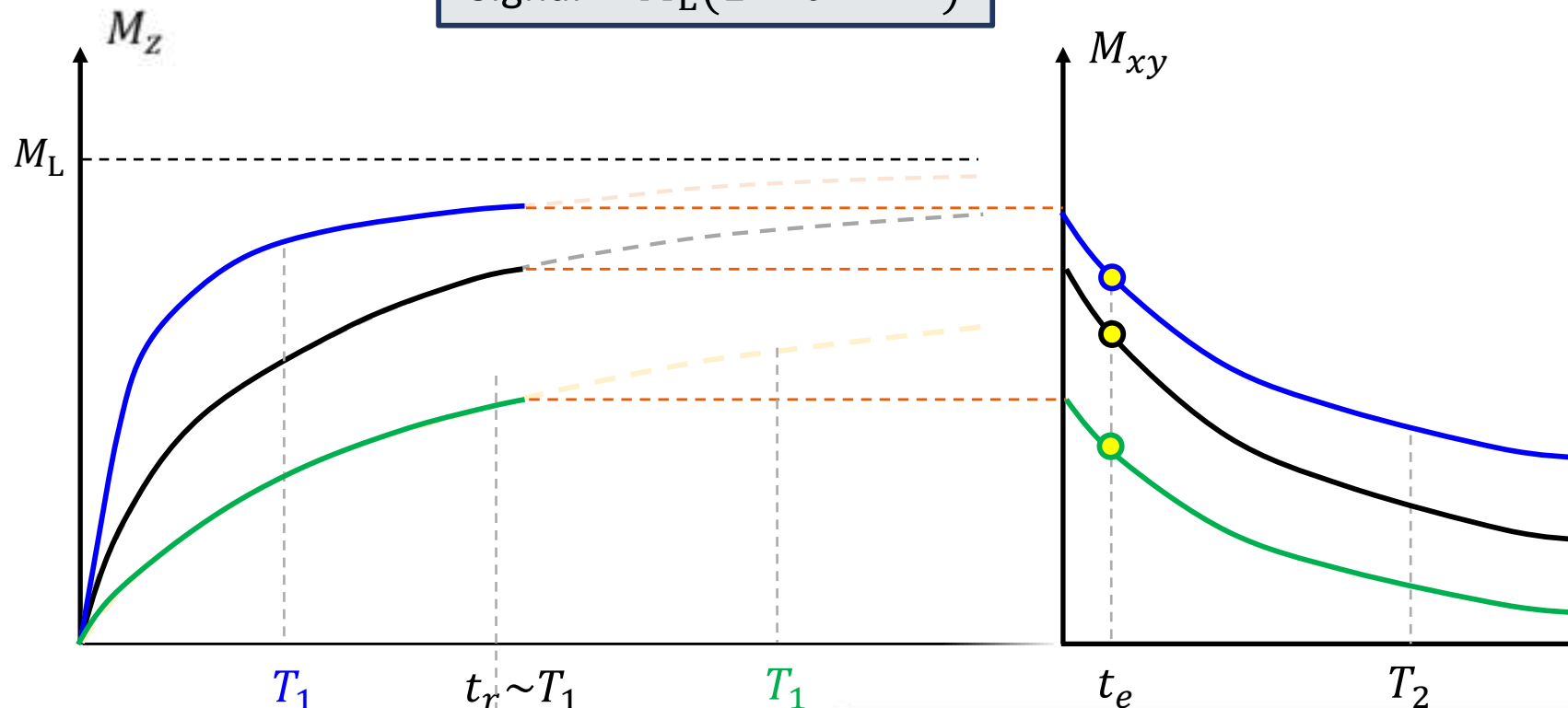
Rappels PACES

Pondération T_1

$$\begin{matrix} t_r \sim T_1 \\ t_e \ll T_2 \end{matrix}$$

$$FID(t) = M_L(1 - e^{-t_r/T_1}) \sin(\eta) e^{-t_e/T_2} \sin(\omega_0 t)$$

$$\text{Signal} \propto M_L(1 - e^{-t_r/T_1})$$



Rappels PACES

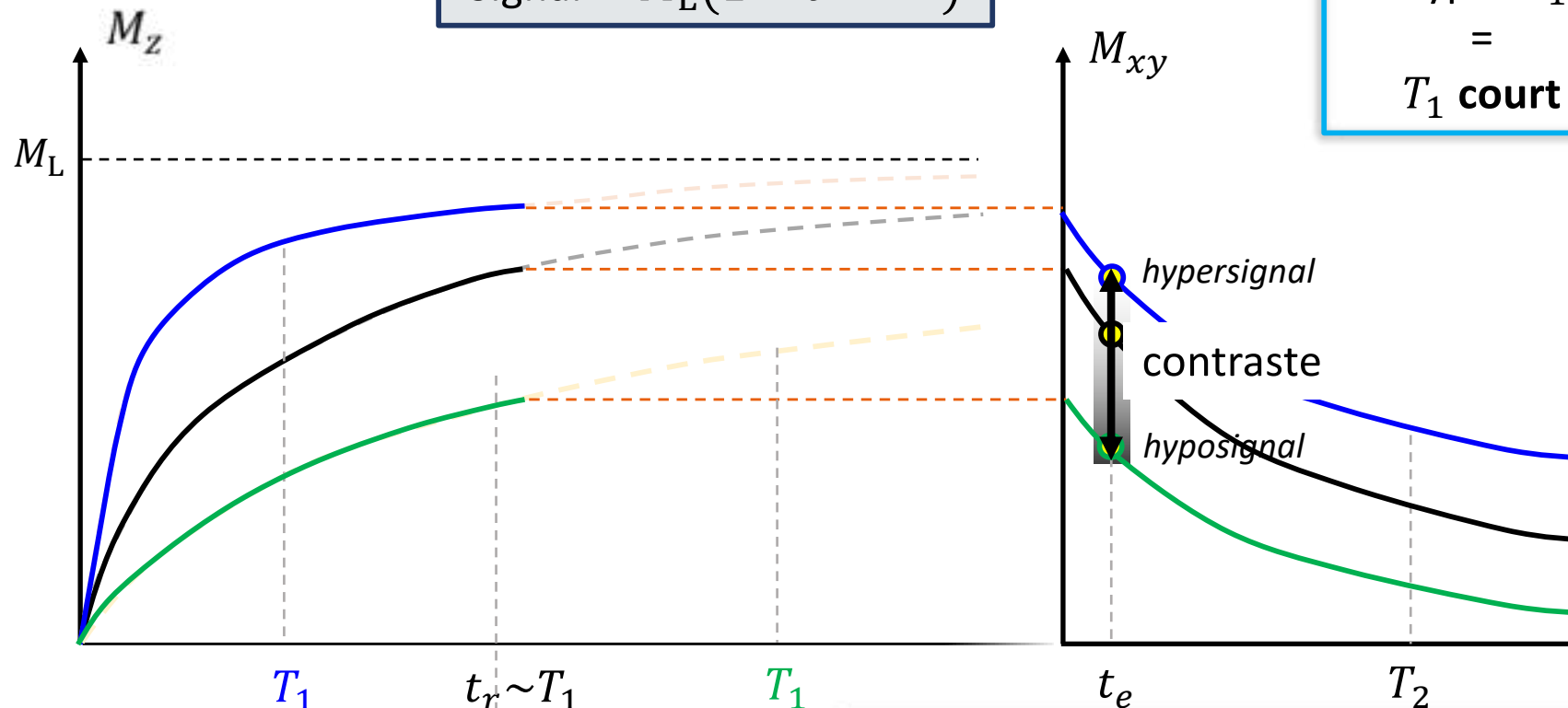
Pondération T_1

$$\begin{matrix} t_r \sim T_1 \\ t_e \ll T_2 \end{matrix}$$

$$FID(t) = M_L(1 - e^{-t_r/T_1}) \sin(\eta) e^{-t_e/T_2} \sin(\omega_0 t)$$

$$\text{Signal} \propto M_L(1 - e^{-t_r/T_1})$$

Hyper- T_1
=
 T_1 court



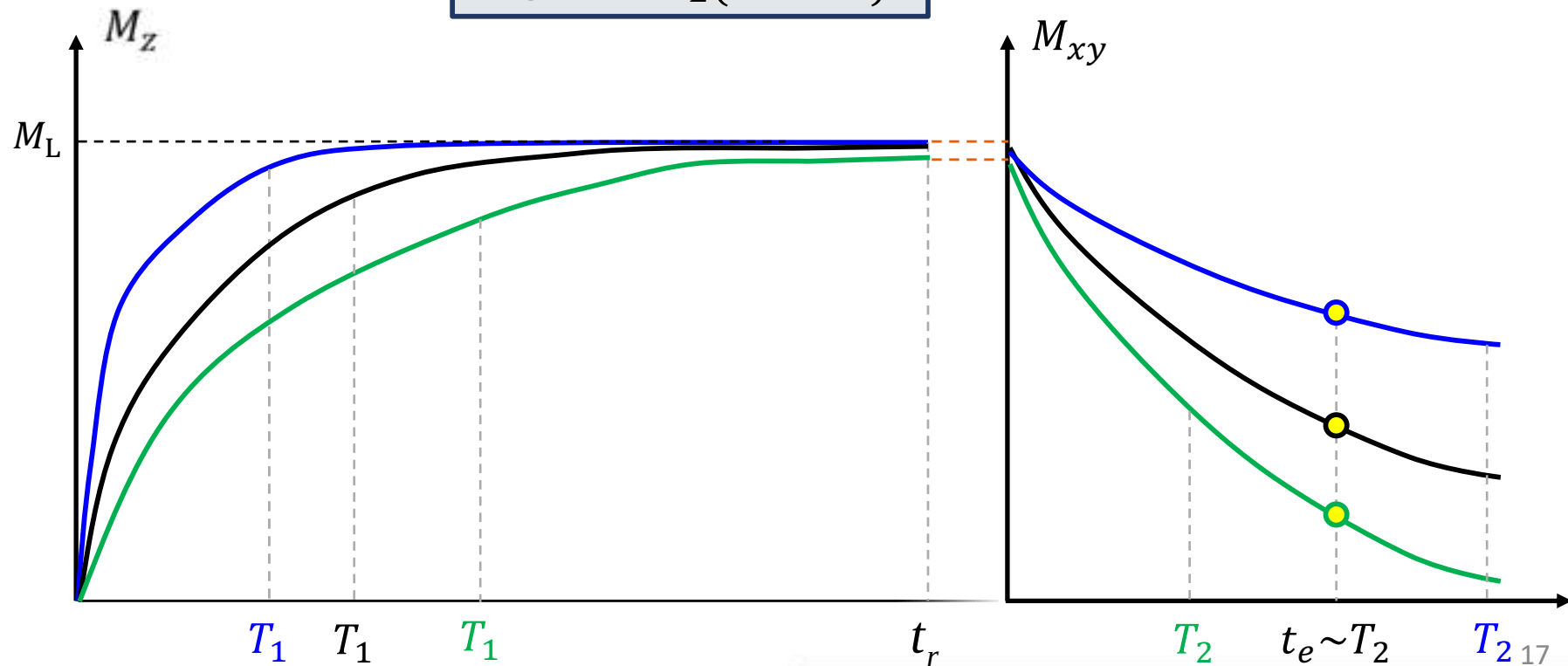
Rappels PACES

Pondération T_2

$$\begin{aligned} t_r &\gg T_1 \\ t_e &\sim T_2 \end{aligned}$$

$$FID(t) = M_L (1 - e^{-t_r/T_1}) \sin(\eta) e^{-t_e/T_2} \sin(\omega_0 t)$$

$$\text{Signal} \propto M_L (e^{-t_e/T_2})$$



Rappels PACES

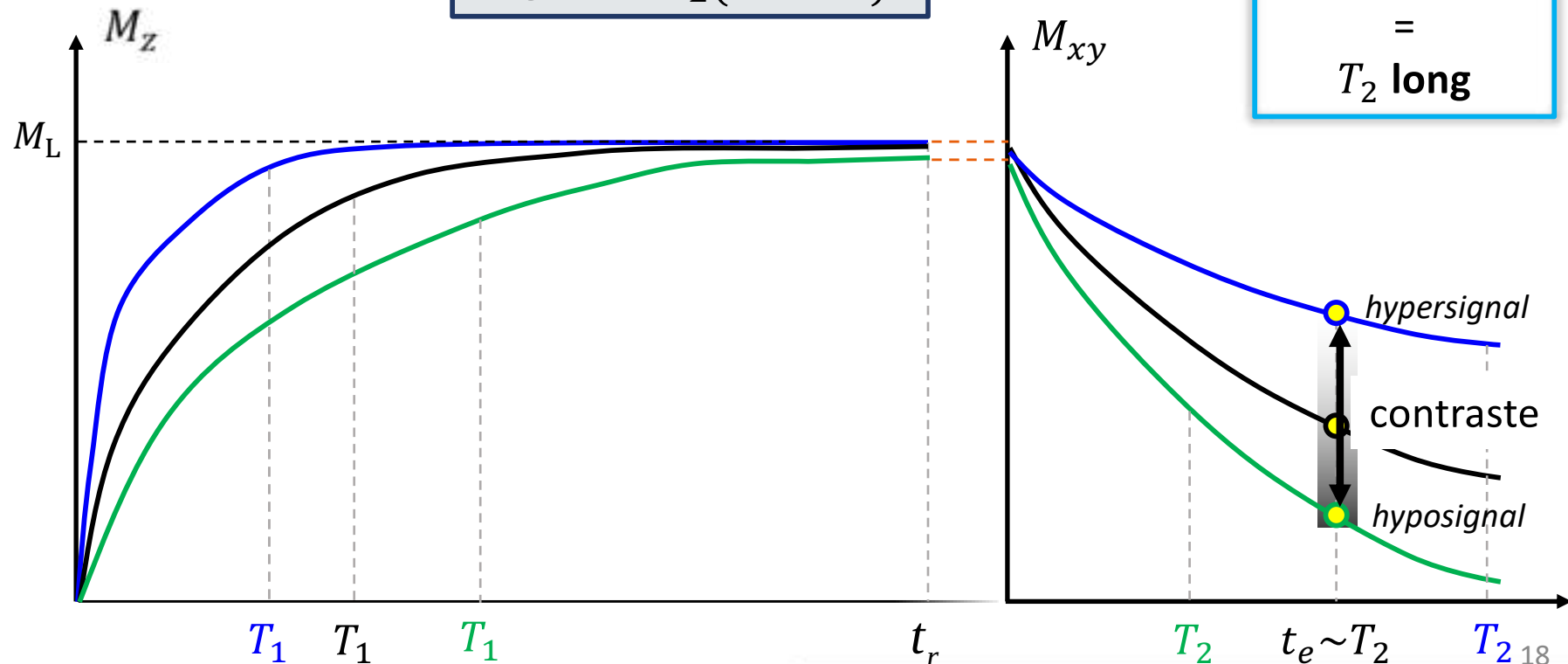
Pondération T_2

$$\begin{matrix} t_r \gg T_1 \\ t_e \sim T_2 \end{matrix}$$

$$FID(t) = M_L(1 - e^{-t_r/T_1}) \sin(\eta) e^{-t_e/T_2} \sin(\omega_0 t)$$

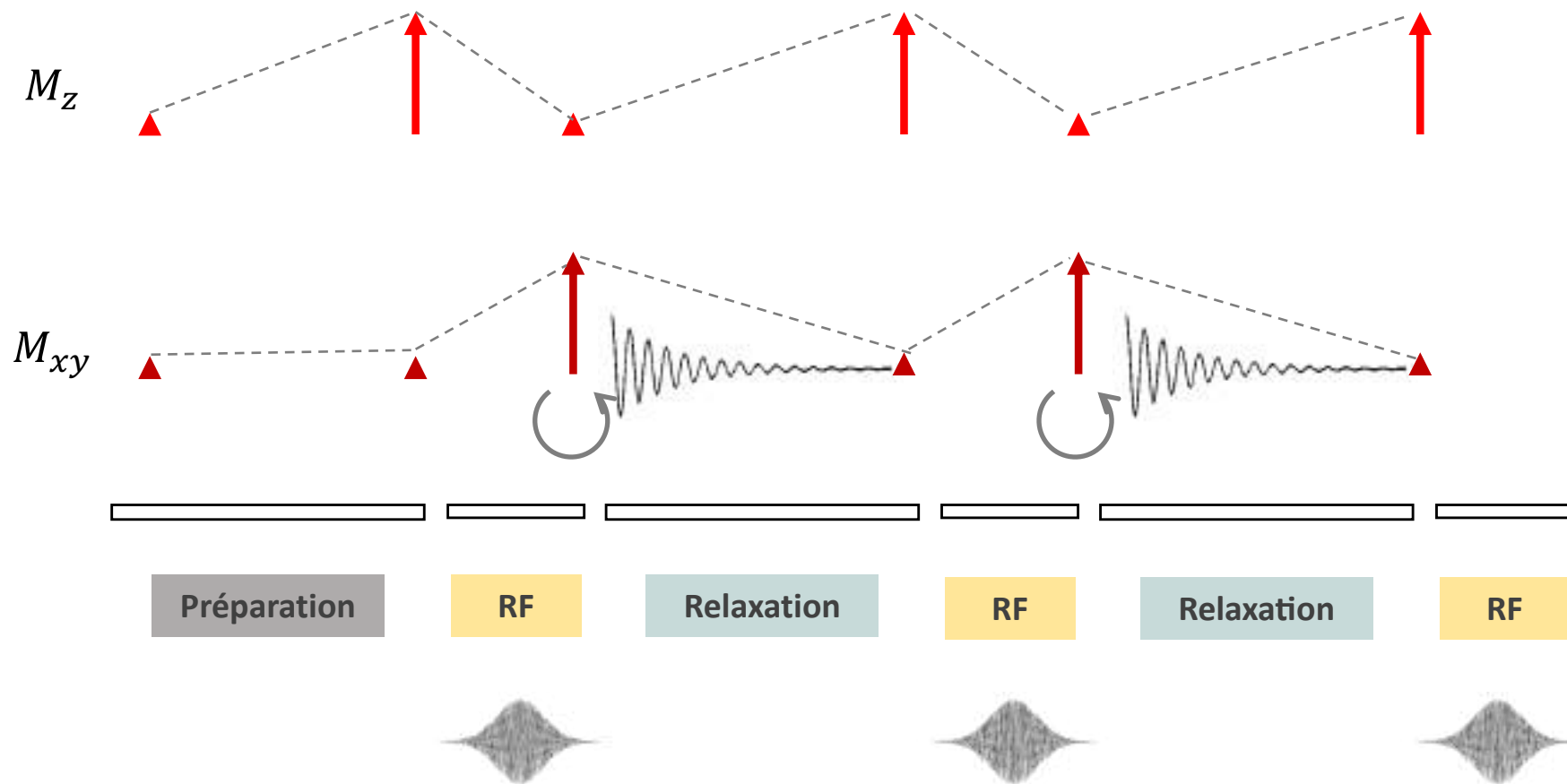
$$\text{Signal} \propto M_L(e^{-t_e/T_2})$$

Hyper- T_2
=
 T_2 long



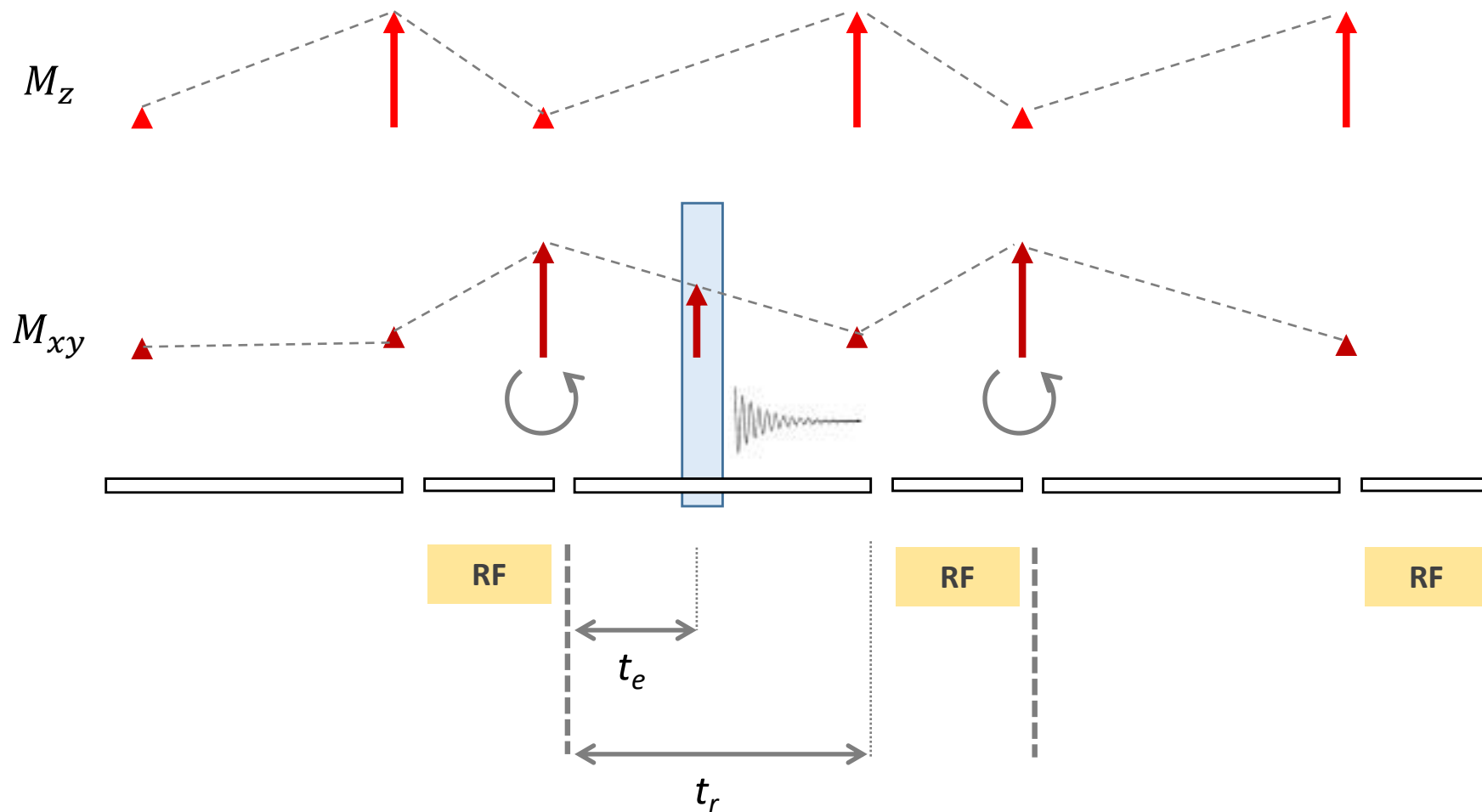
Rappels PACES

séquence: synthèse



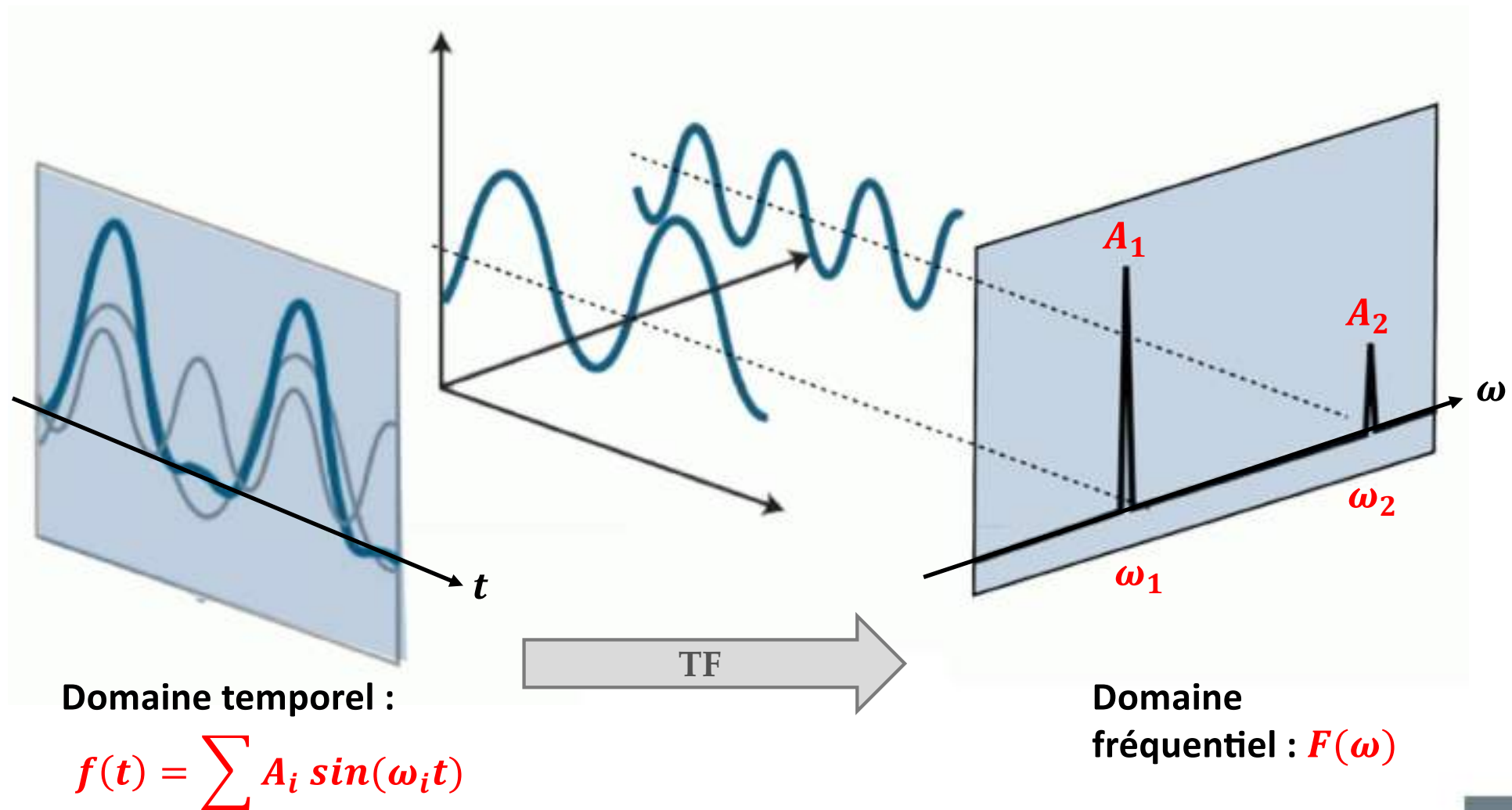
Rappels PACES

séquence: synthèse

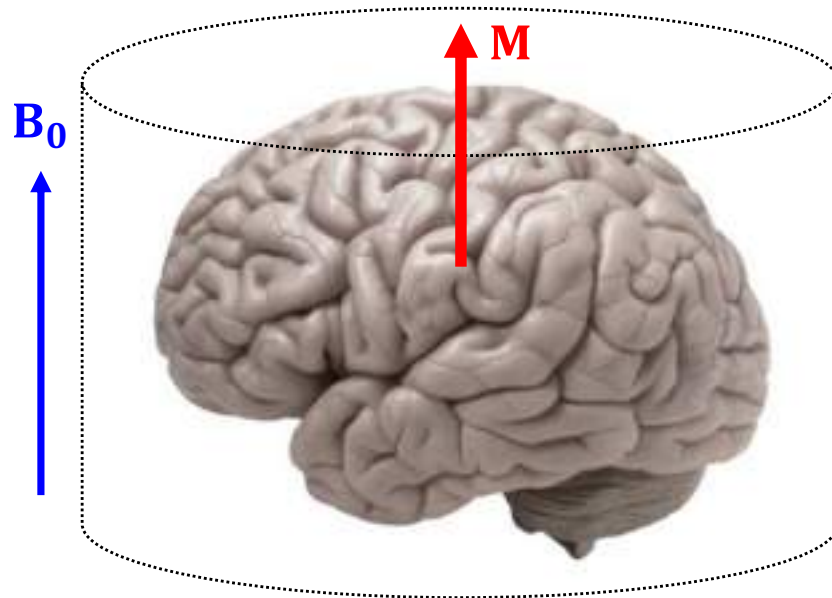


Formation de l'image

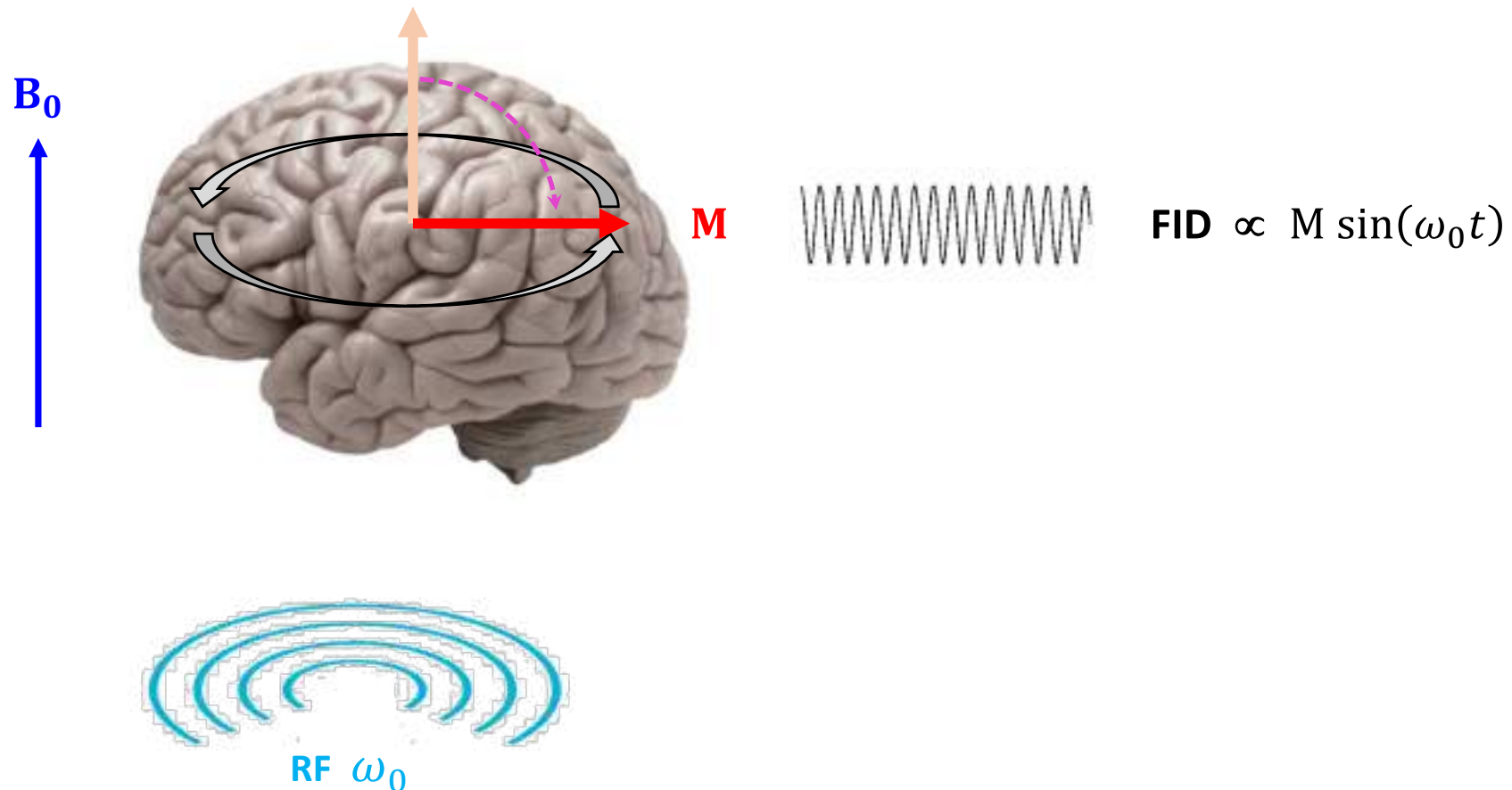
Transformée de Fourier (TF) $FID(t) = M_L(1 - e^{-t_r/T_1}) \sin(\eta) e^{-t_e/T_2} \sin(\omega_0 t)$



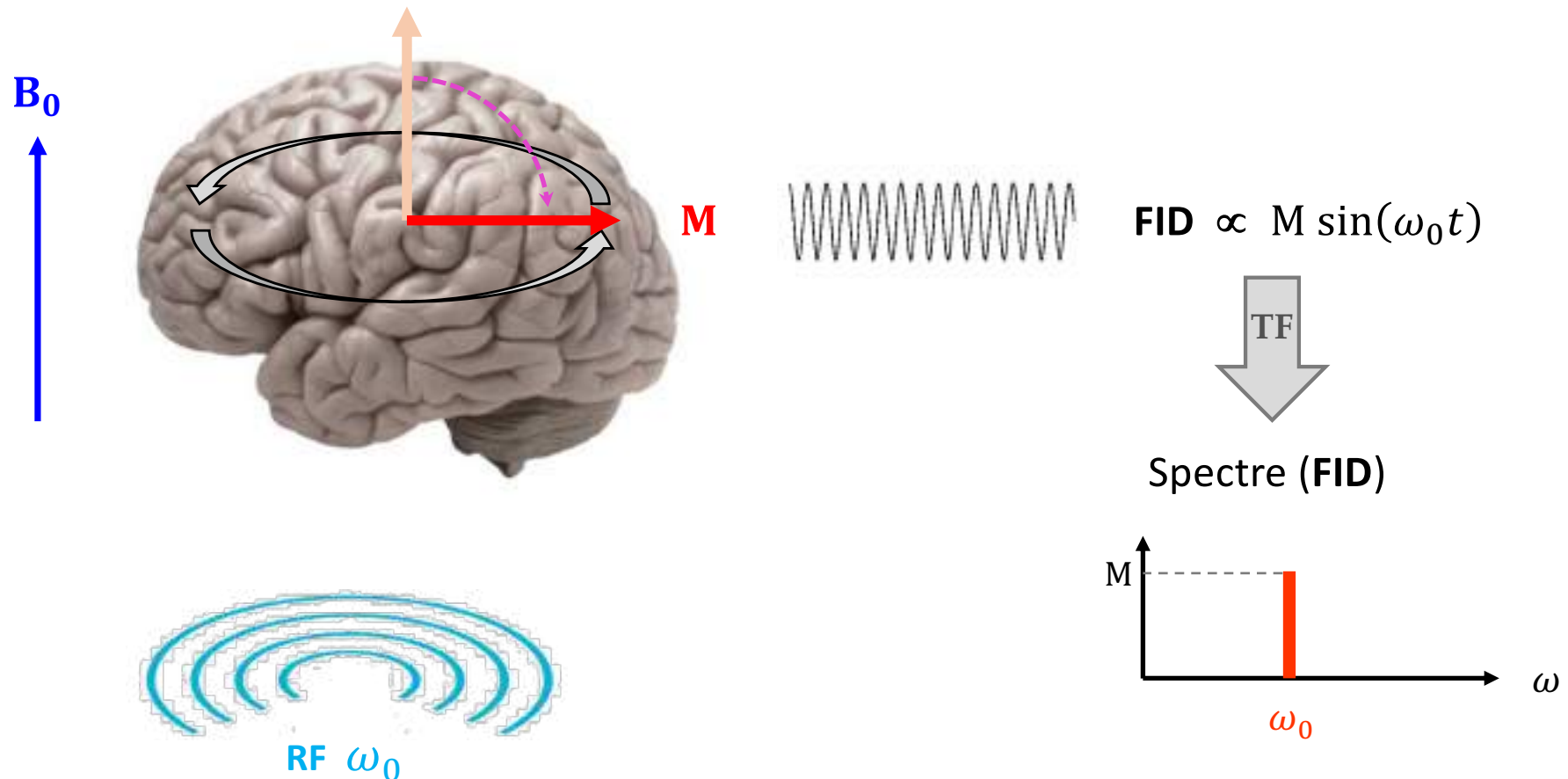
Formation de l'image



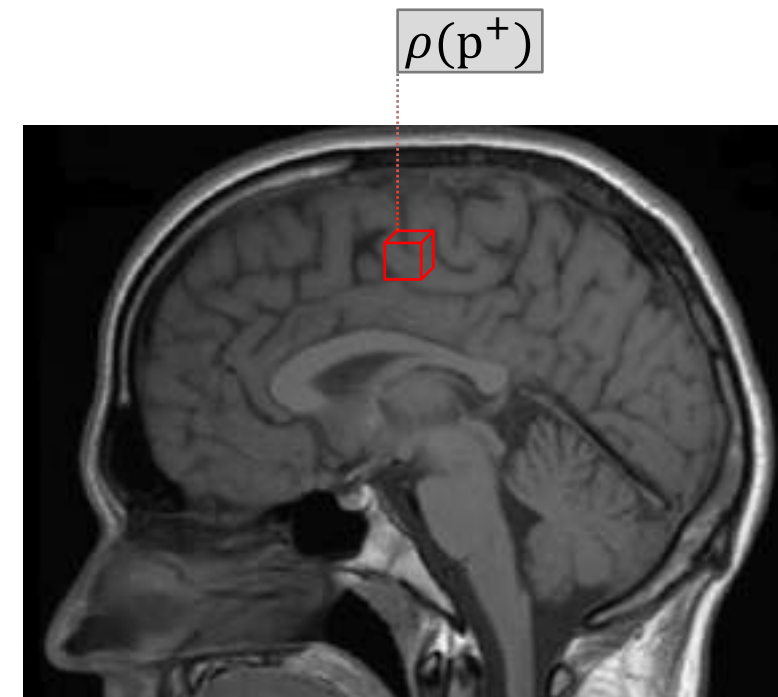
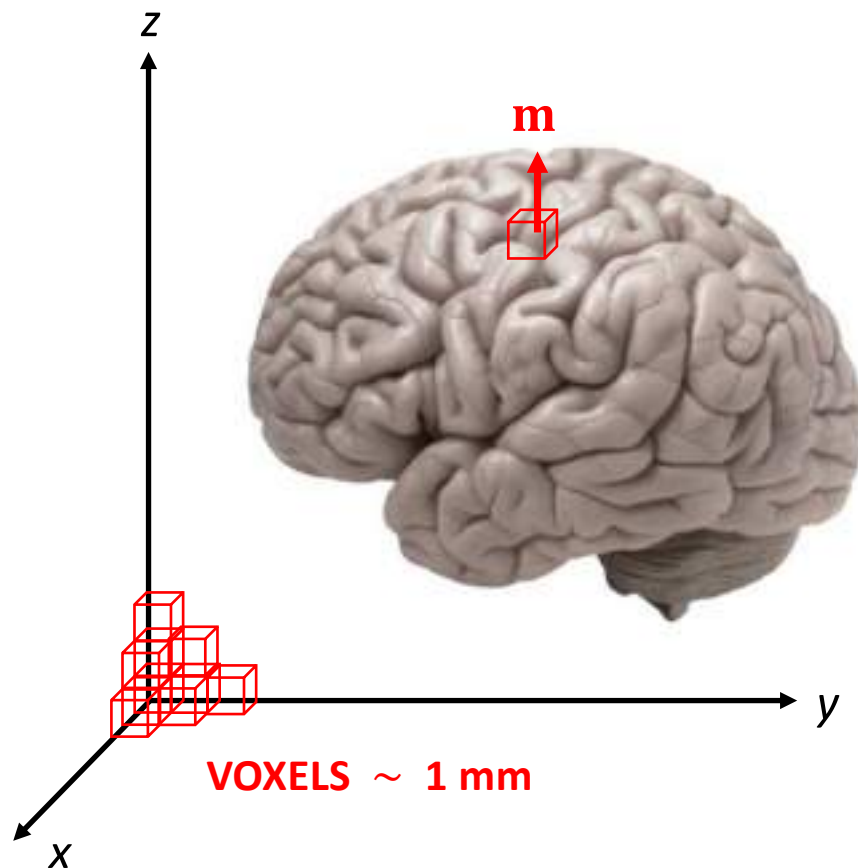
Formation de l'image



Formation de l'image



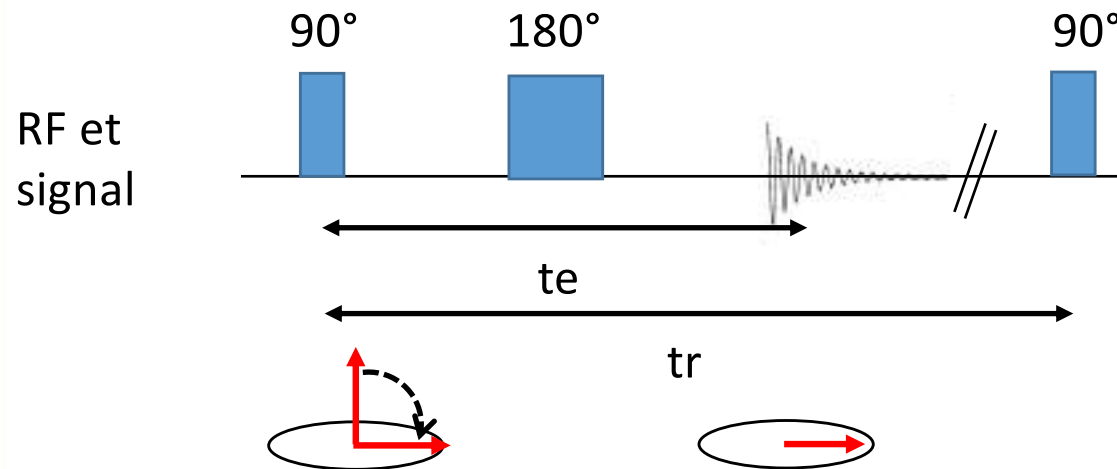
Formation de l'image



- Matrice
- Dimension du volume dont on veut obtenir des images = champ de vue (FOV)

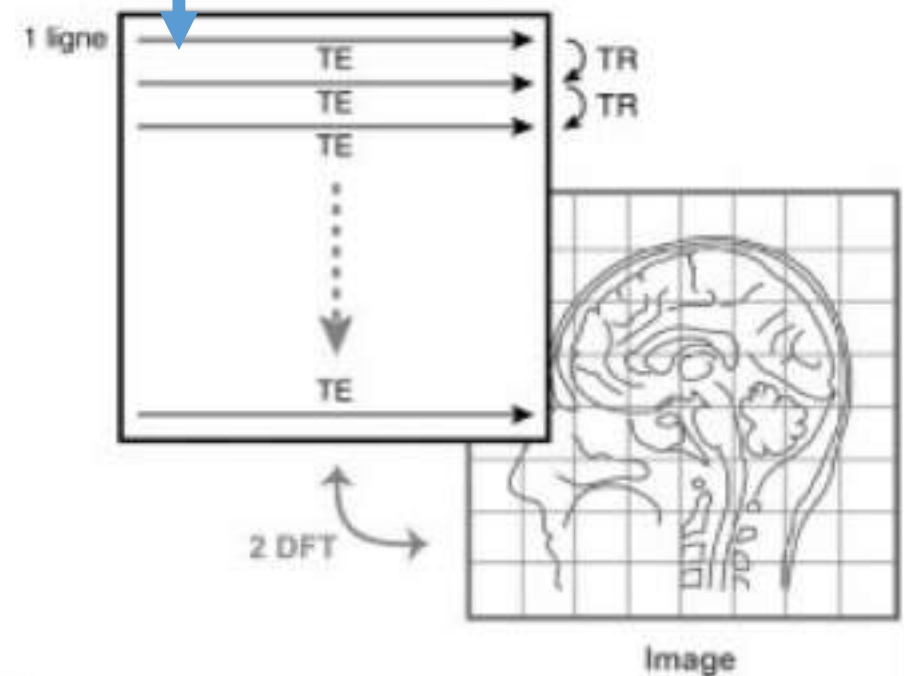
Formation de l'image

Chronologie des impulsions RF en écho de spin



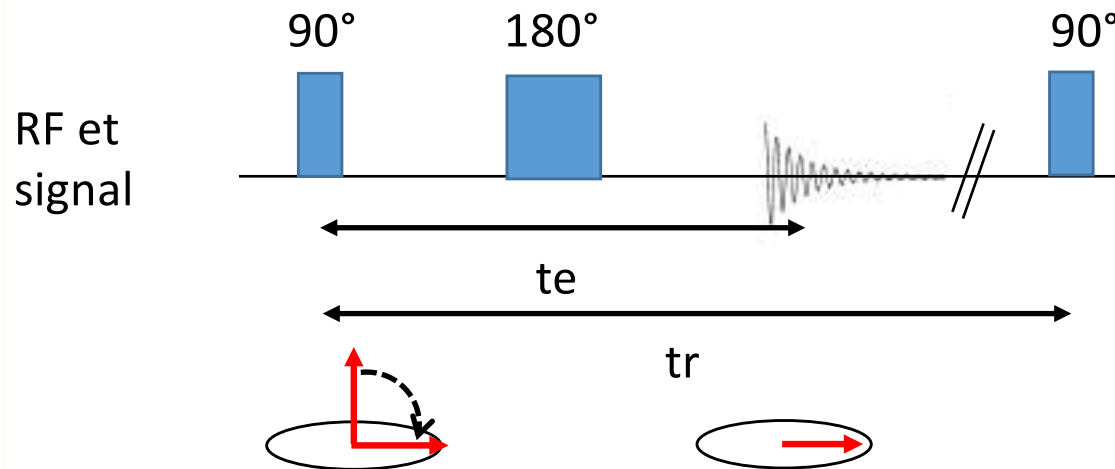
- 1 cycle d'impulsions de 90° et 180° → 1 ligne du plan de Fourier

Plan de Fourier



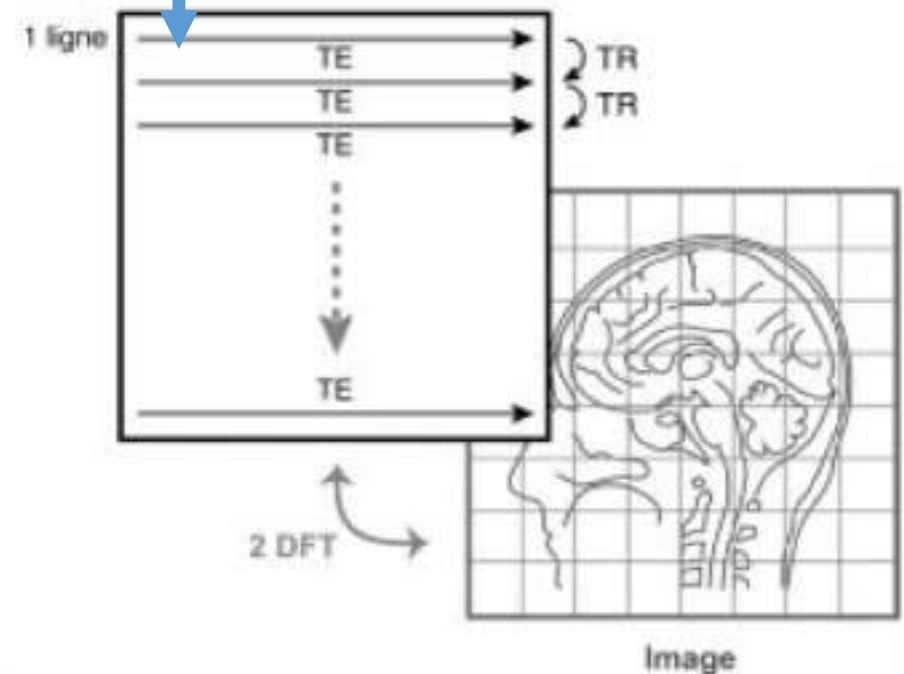
Formation de l'image

Chronologie des impulsions RF en écho de spin



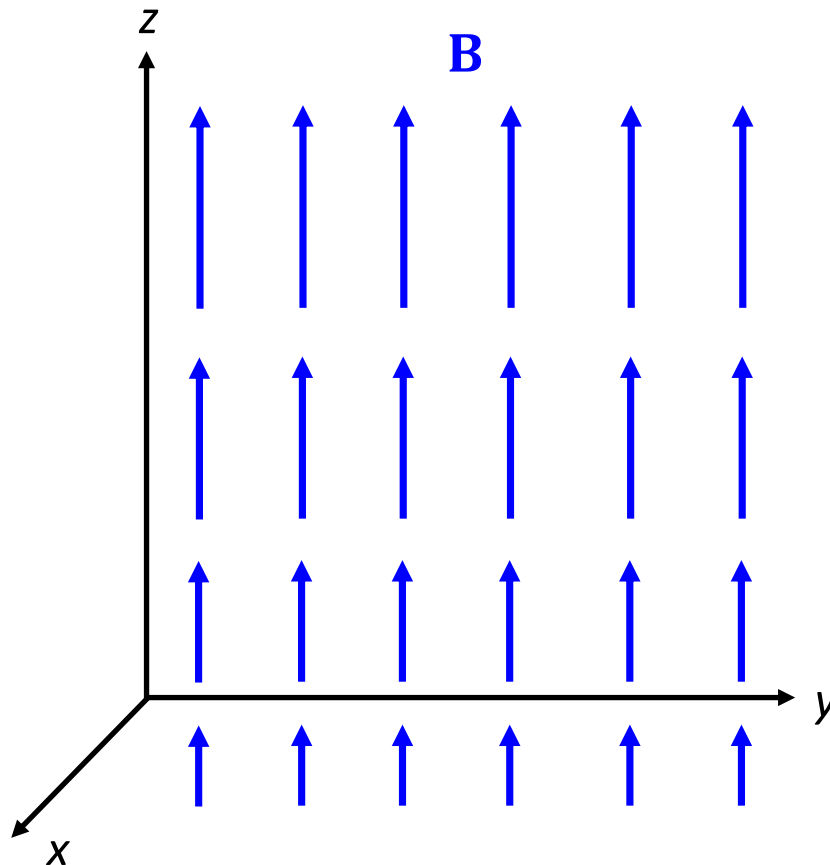
- 1 cycle d'impulsions de 90° et 180° → 1 ligne du plan de Fourier
- 1 cycle complet (128 ou 256 lignes) → répéter ce cycle pour chaque ligne
- Image définitive à partir du plan de Fourier, à partir d'une double transformée de Fourier dans les 2 directions x et y

Plan de Fourier

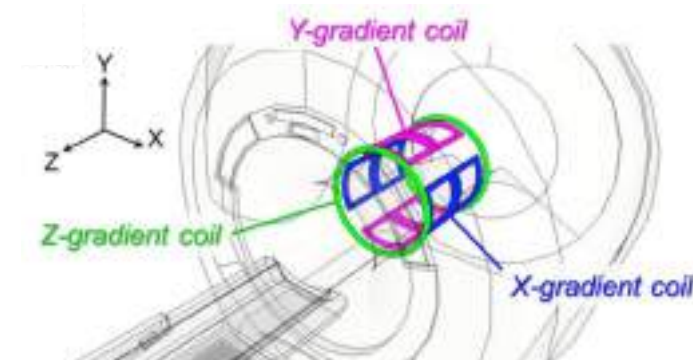


Formation de l'image

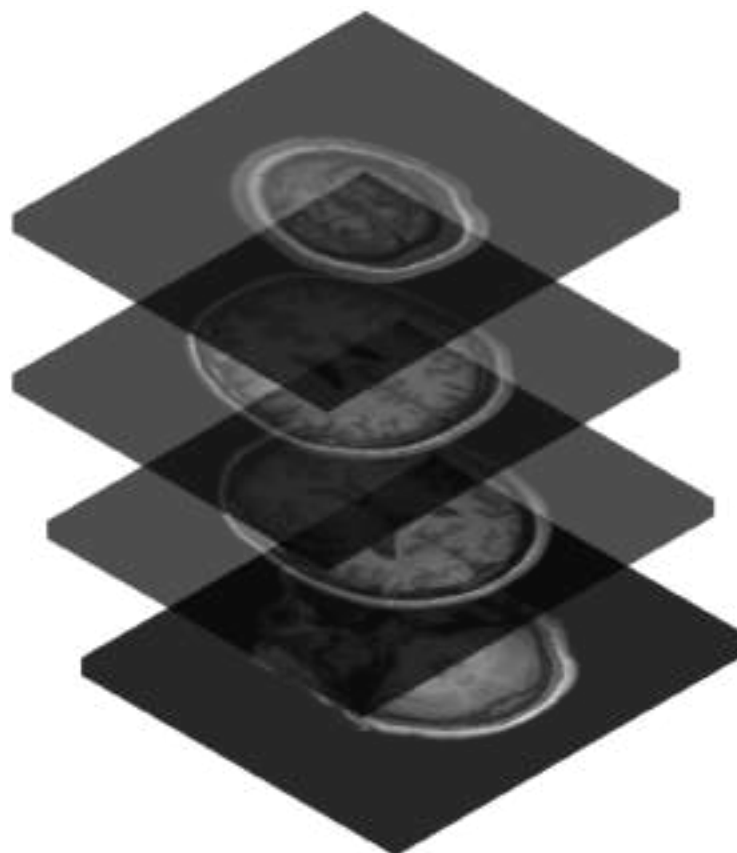
B variable (*gradients d'encodage, de lecture, de phase*)



Gradients = petits électroaimants disposés dans l'aimant principal pour permettre la localisation spatiale du signal (ie la reconstruction du signal) = petits champs magnétiques



Formation de l'image



Formation de l'image

Principe de fonctionnement des gradients (= champs magnétiques additionnels)

Champ magnétique statique B_0

- Intensité 1,5 T
- Fréquence 64 000 000 Hz

Application d'un gradient

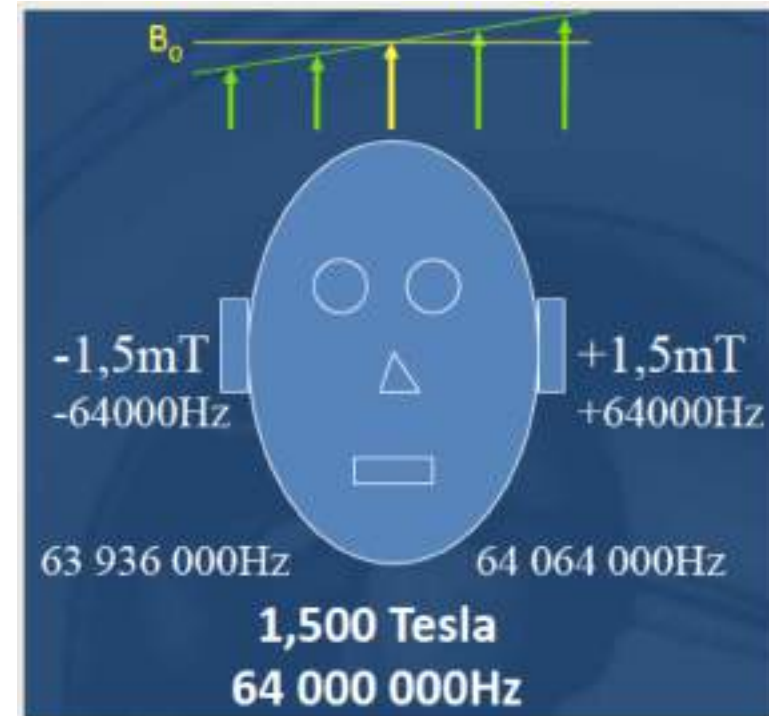
- 1,5 mT
- 64 000 Hz

Oreille droite: 1,5 T – 1,5 mT (63 936 000 Hz)

Oreille gauche: 1,5 T + 1,5 mT (64 064 000 Hz)

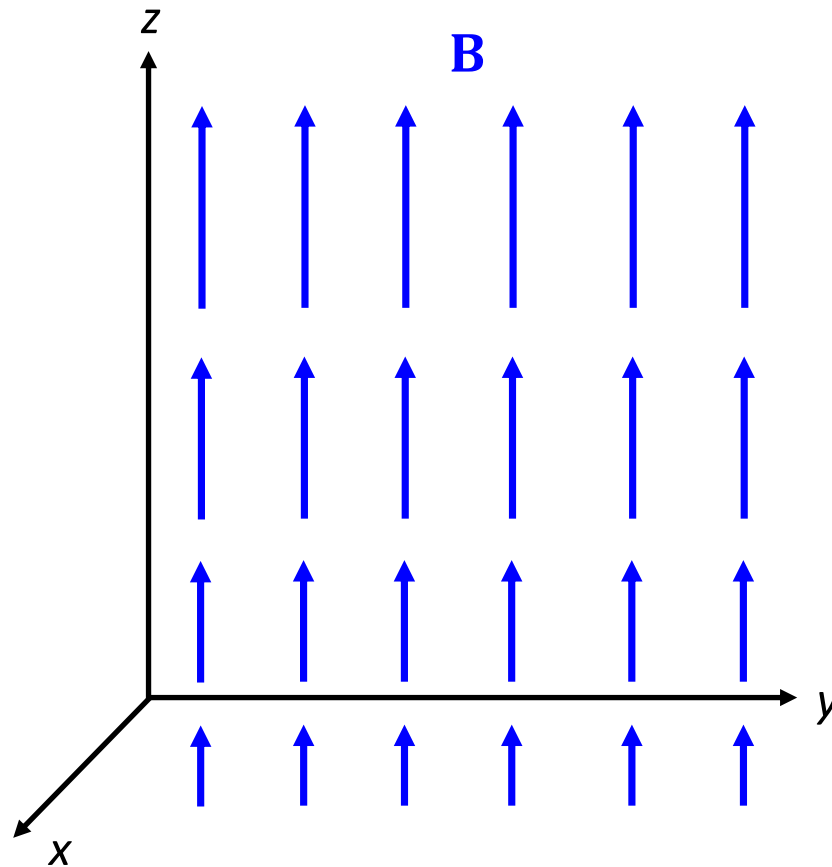
= codage spatial

intensité de B croissante de pente = gradient



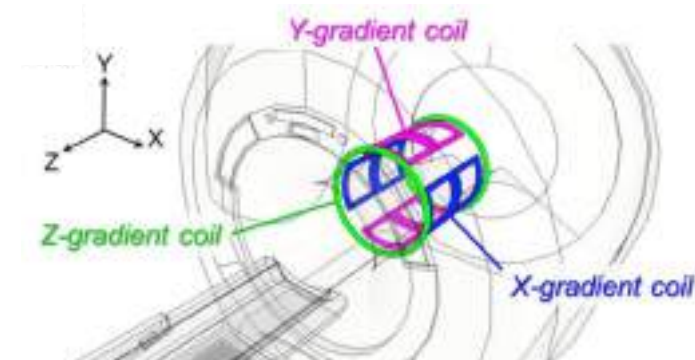
Imagerie Adaptive Diagnostique et Interventionnelle.
Nancy

Formation de l'image

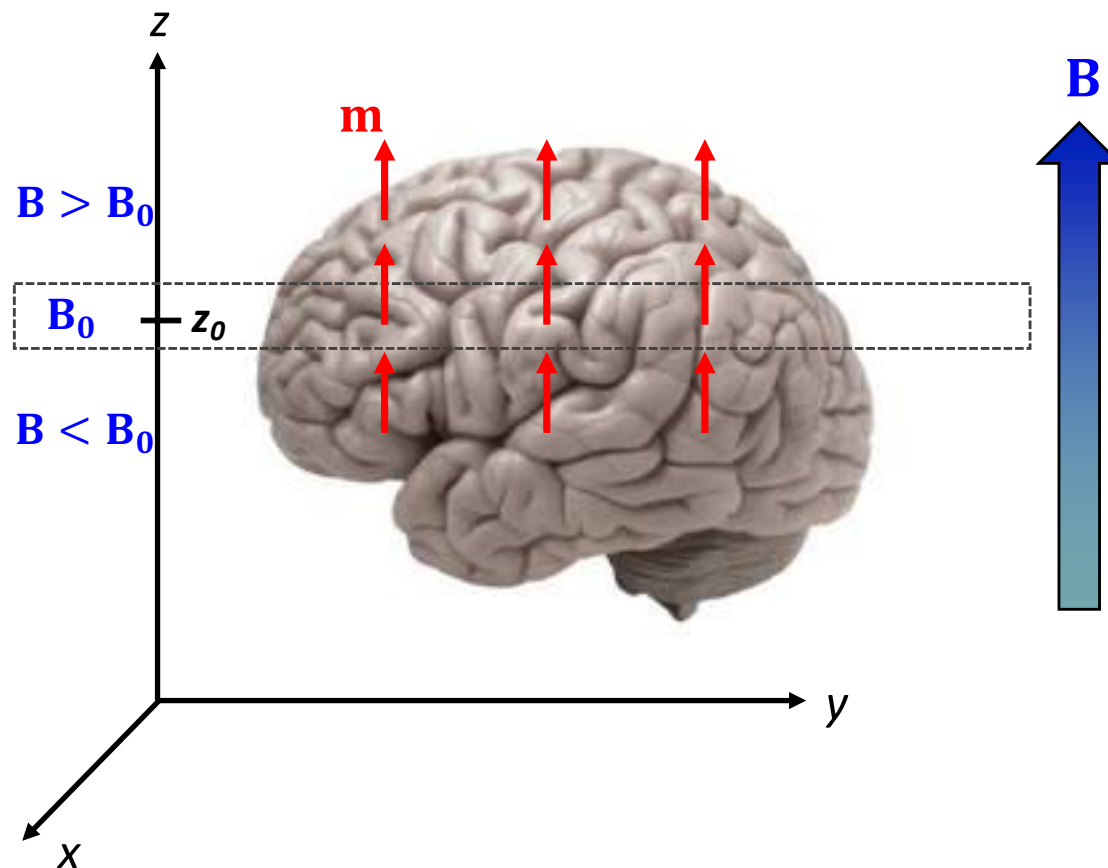


B variable (*gradient d'encodage = gradient de sélection de coupe*)

$$G_E = \frac{dB}{dz}$$



Formation de l'image



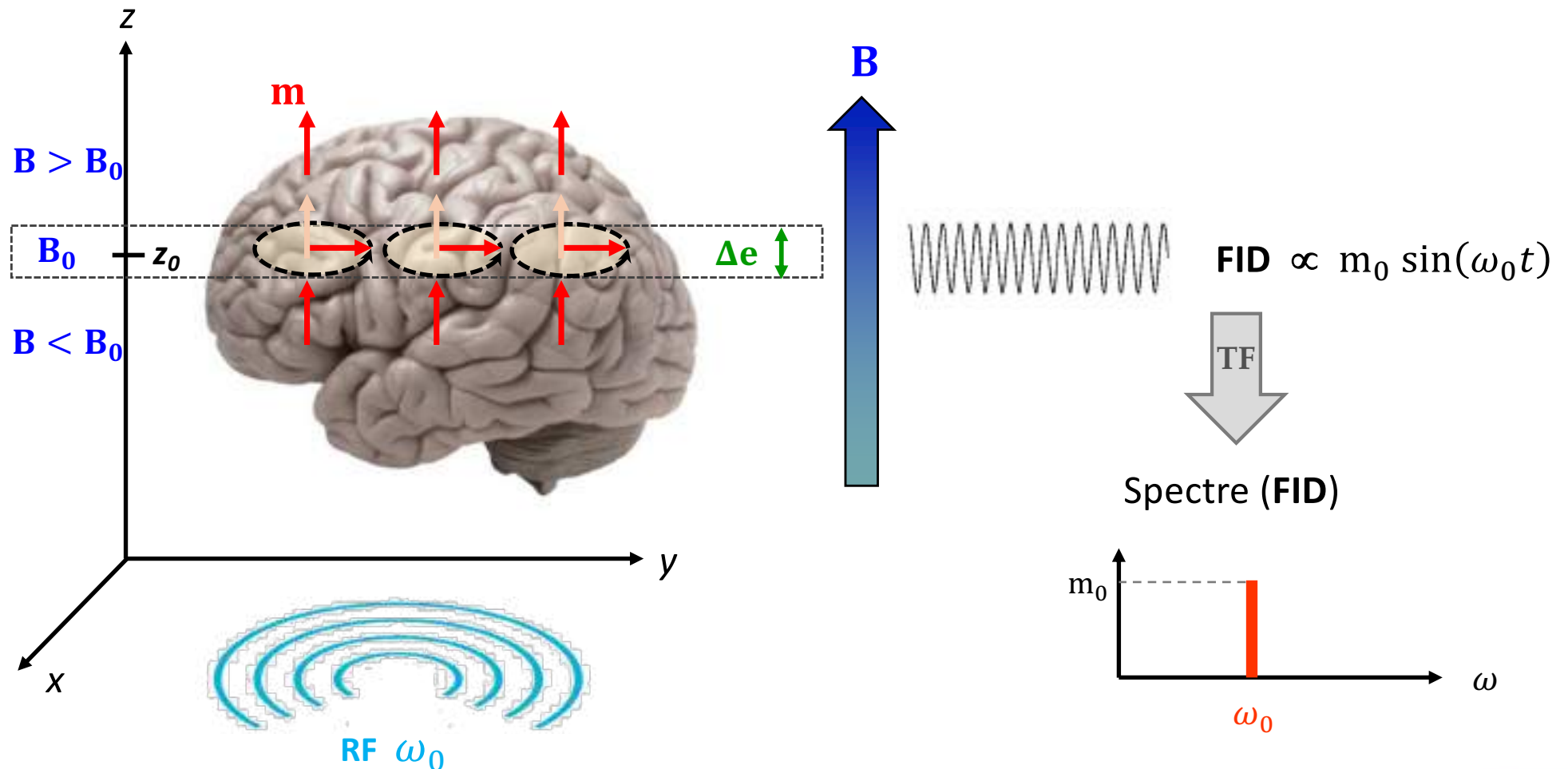
B variable (*gradient d'encodage = gradient de sélection de coupe*)

$$B = B_0 + G_E (z - z_0)$$

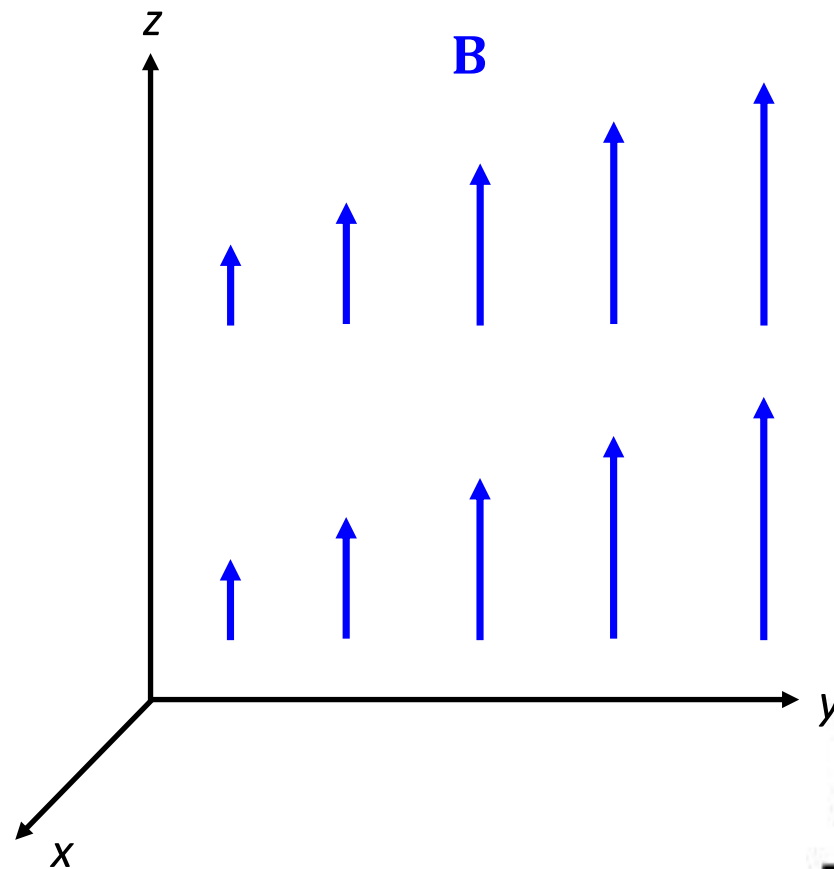
$$G_E = \frac{dB}{dz}$$



Formation de l'image



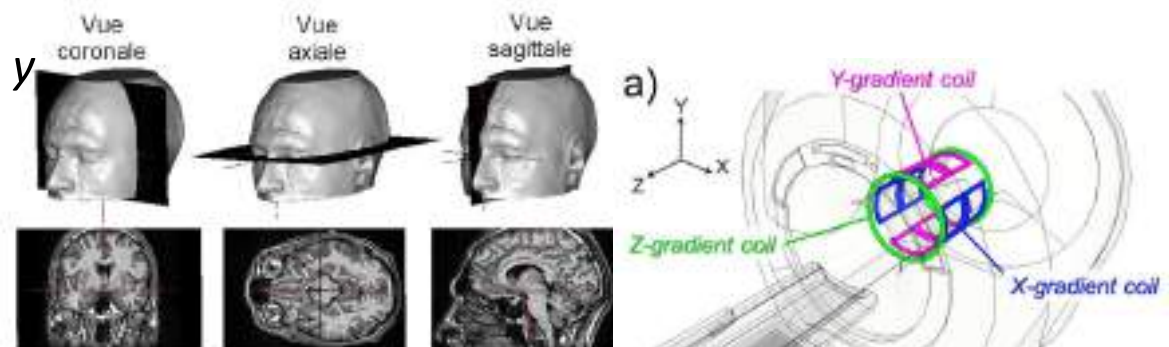
Formation de l'image



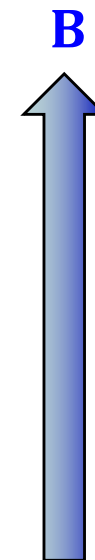
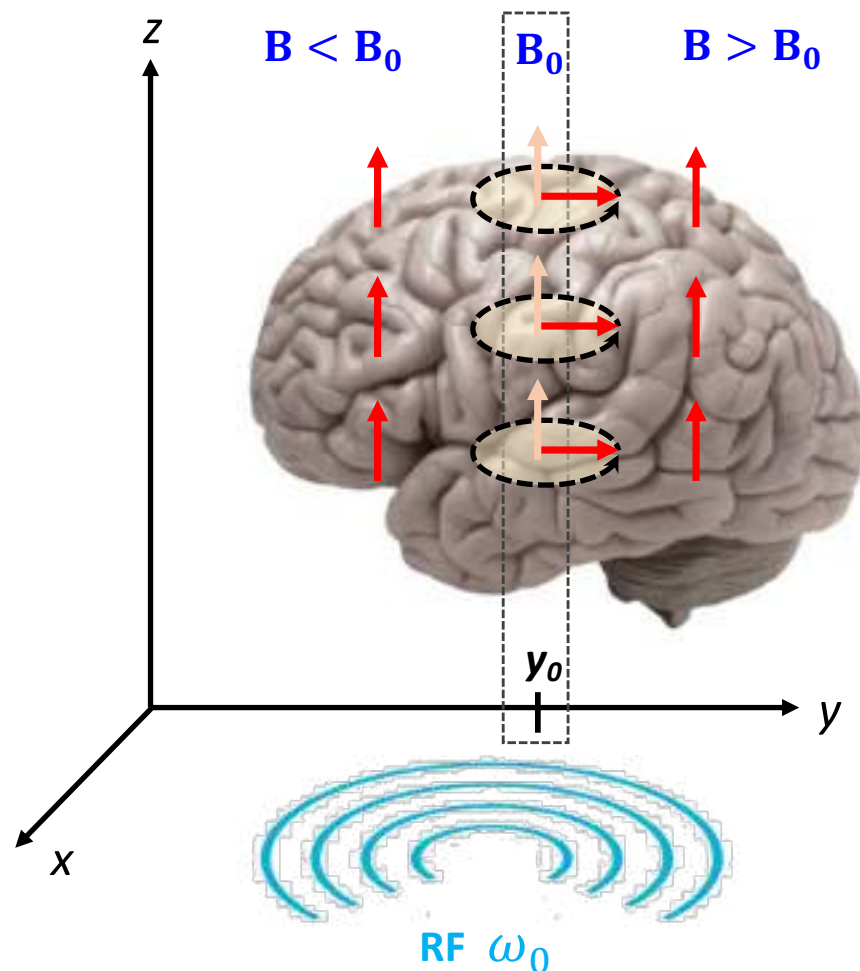
B variable (*gradient d'encodage*)

$$B = B_0 + G_E (y - y_0)$$

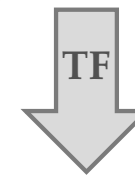
$$G_E = \frac{dB}{dy}$$



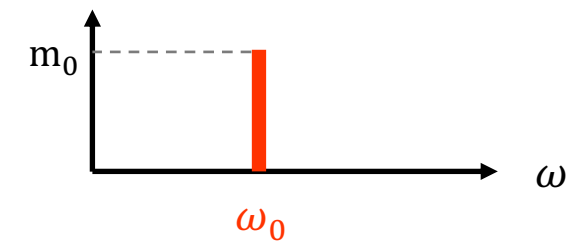
Formation de l'image



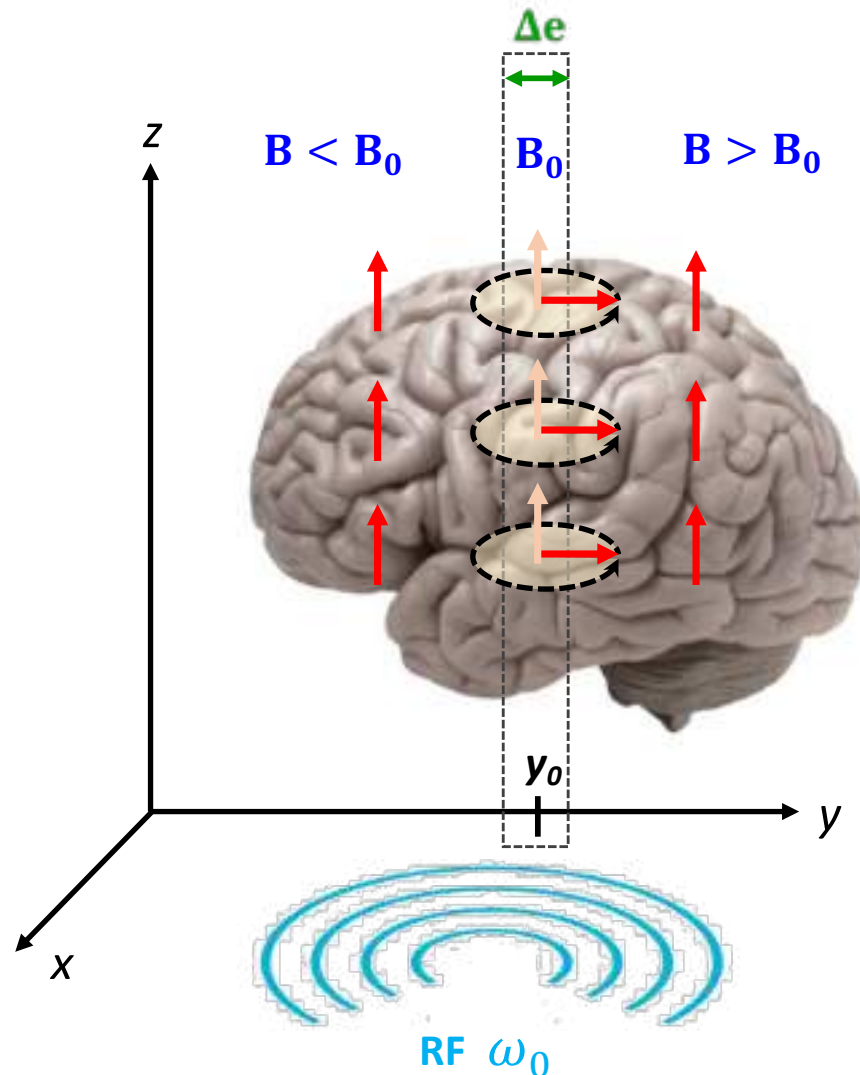
$$\text{FID} \propto m_0 \sin(\omega_0 t)$$



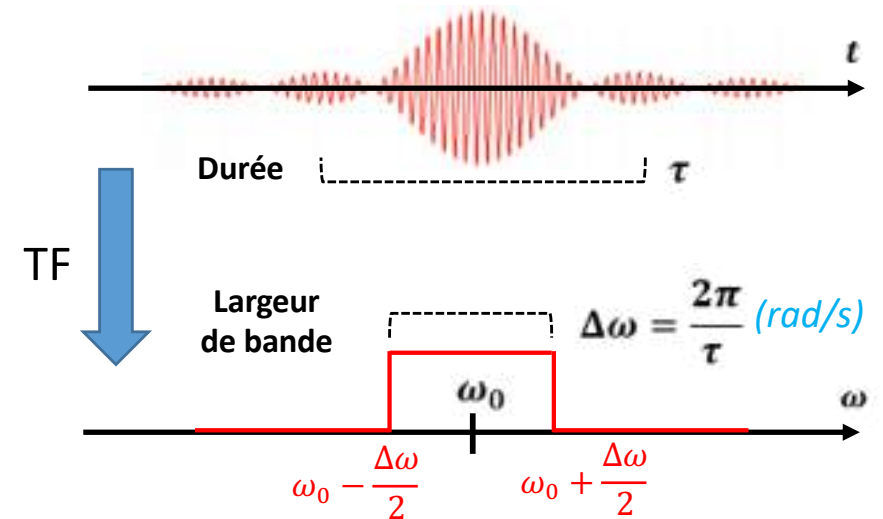
Spectre (FID)



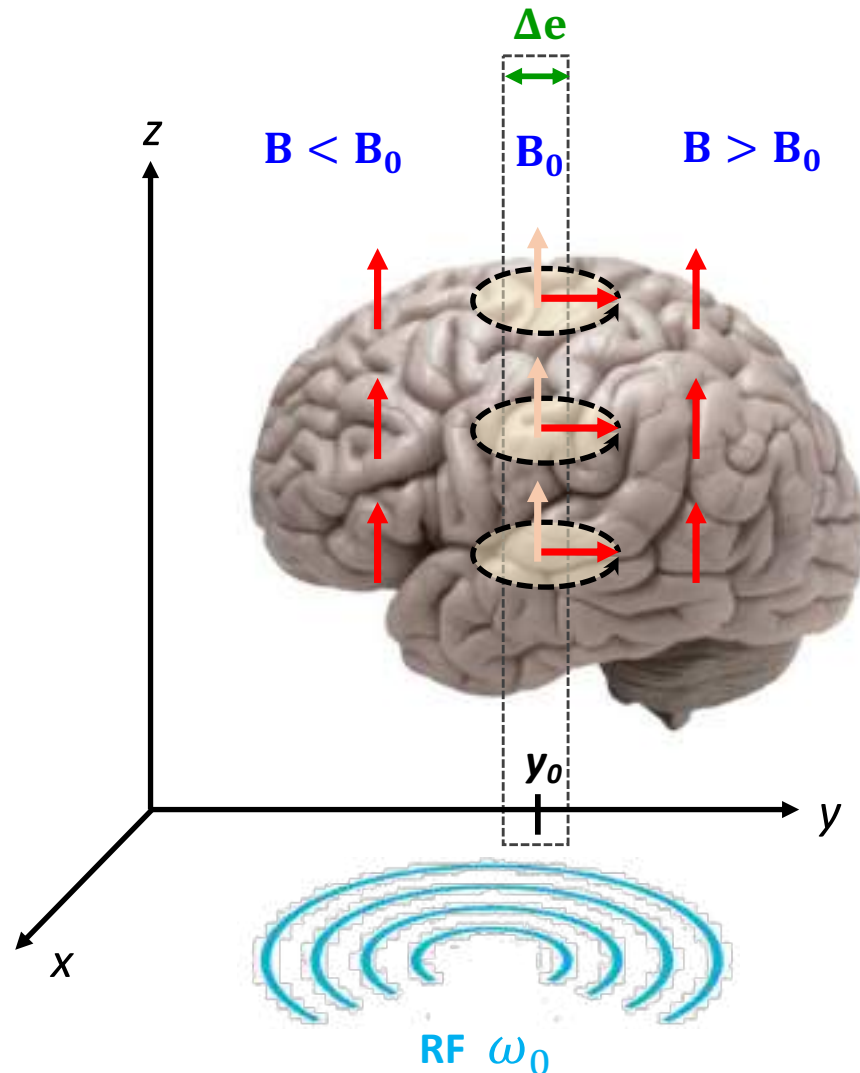
Formation de l'image



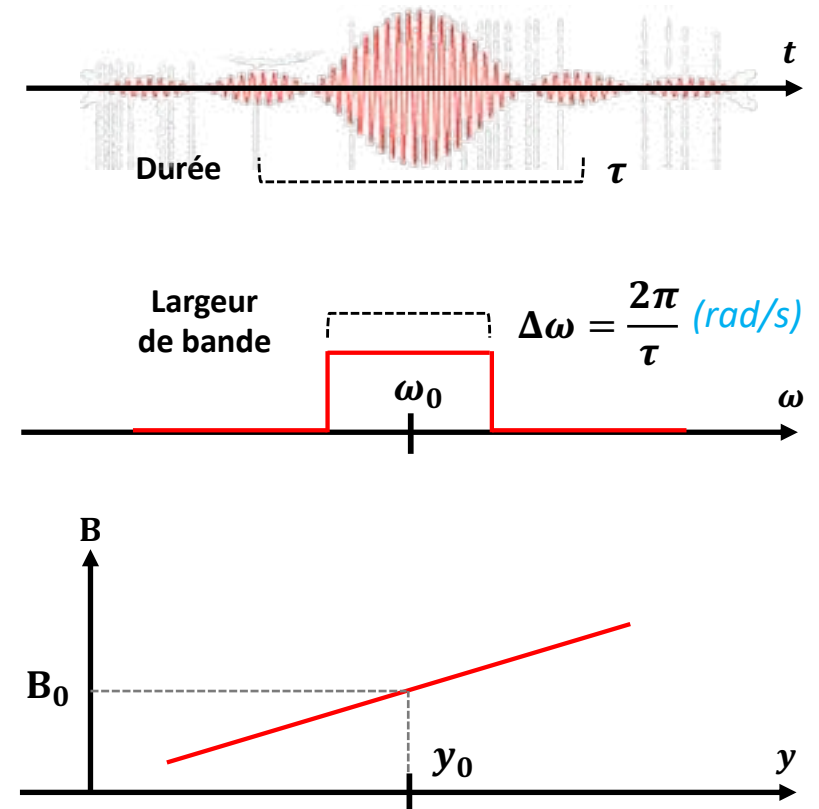
Impulsion radiofréquence



Formation de l'image

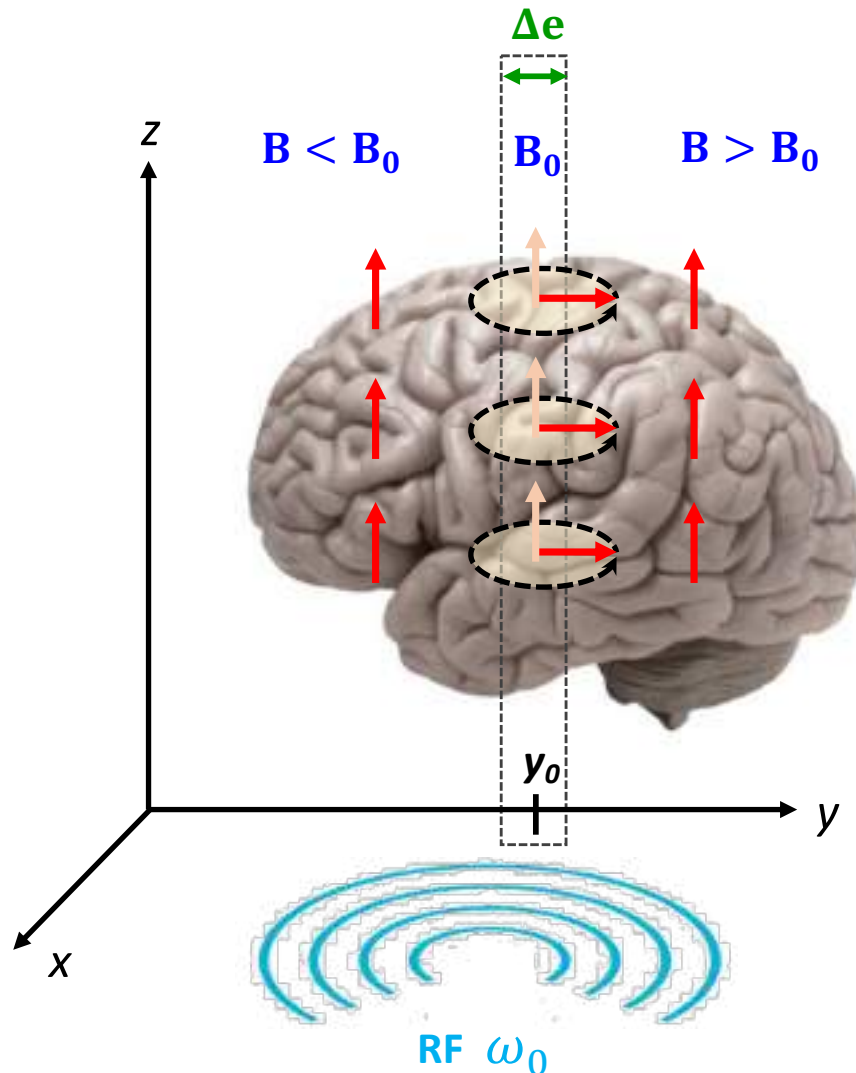


Impulsion radiofréquence

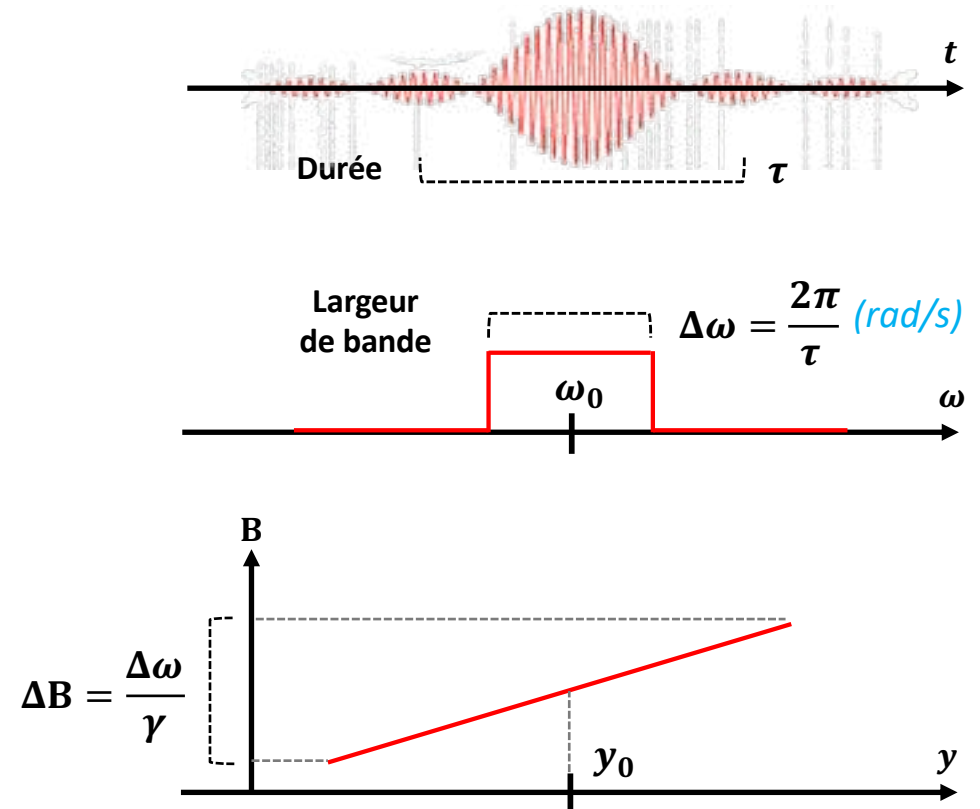


Formation de l'image

$$B = B_0 + G_E (y - y_0)$$

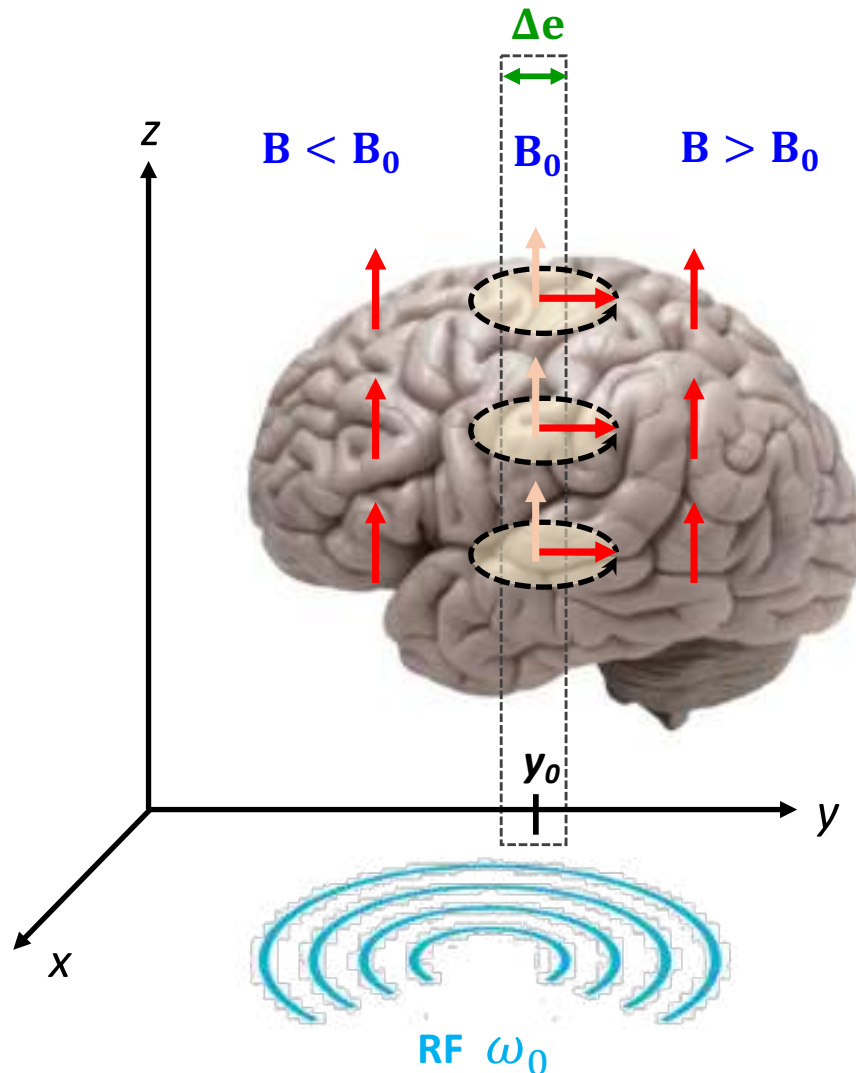


Impulsion radiofréquence

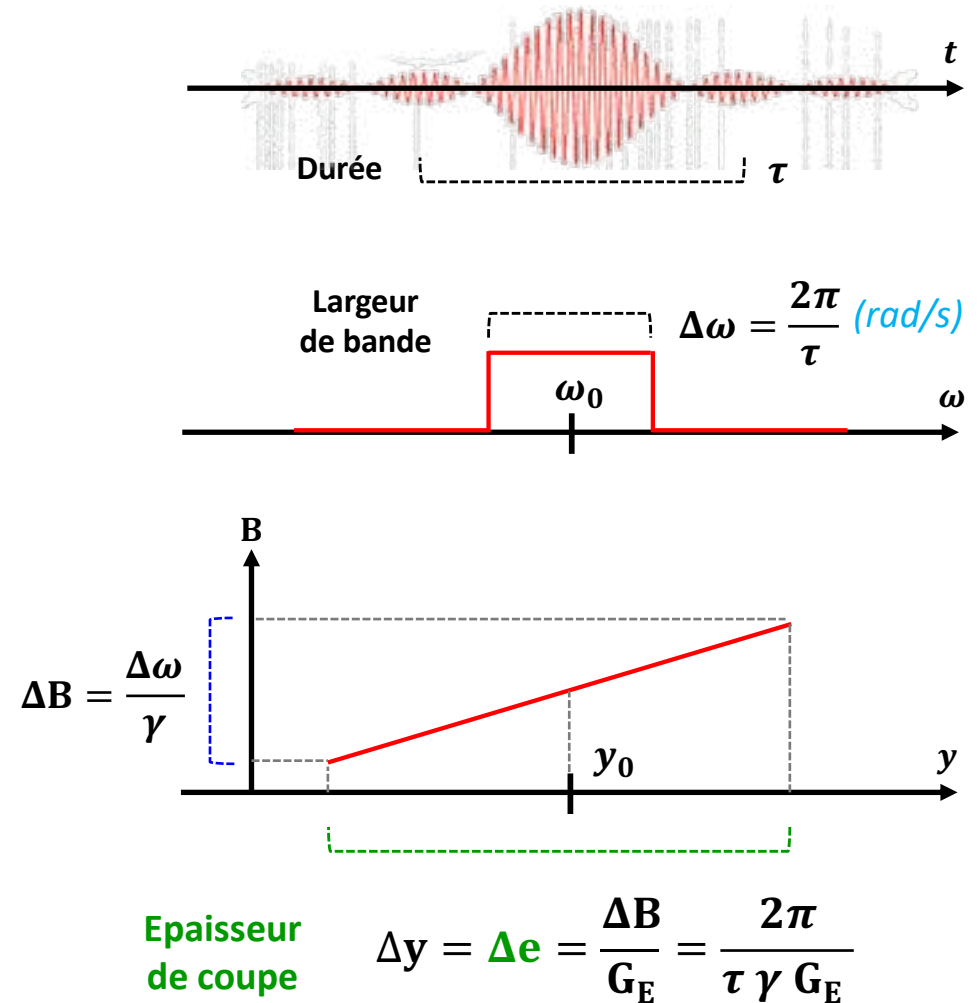


Formation de l'image

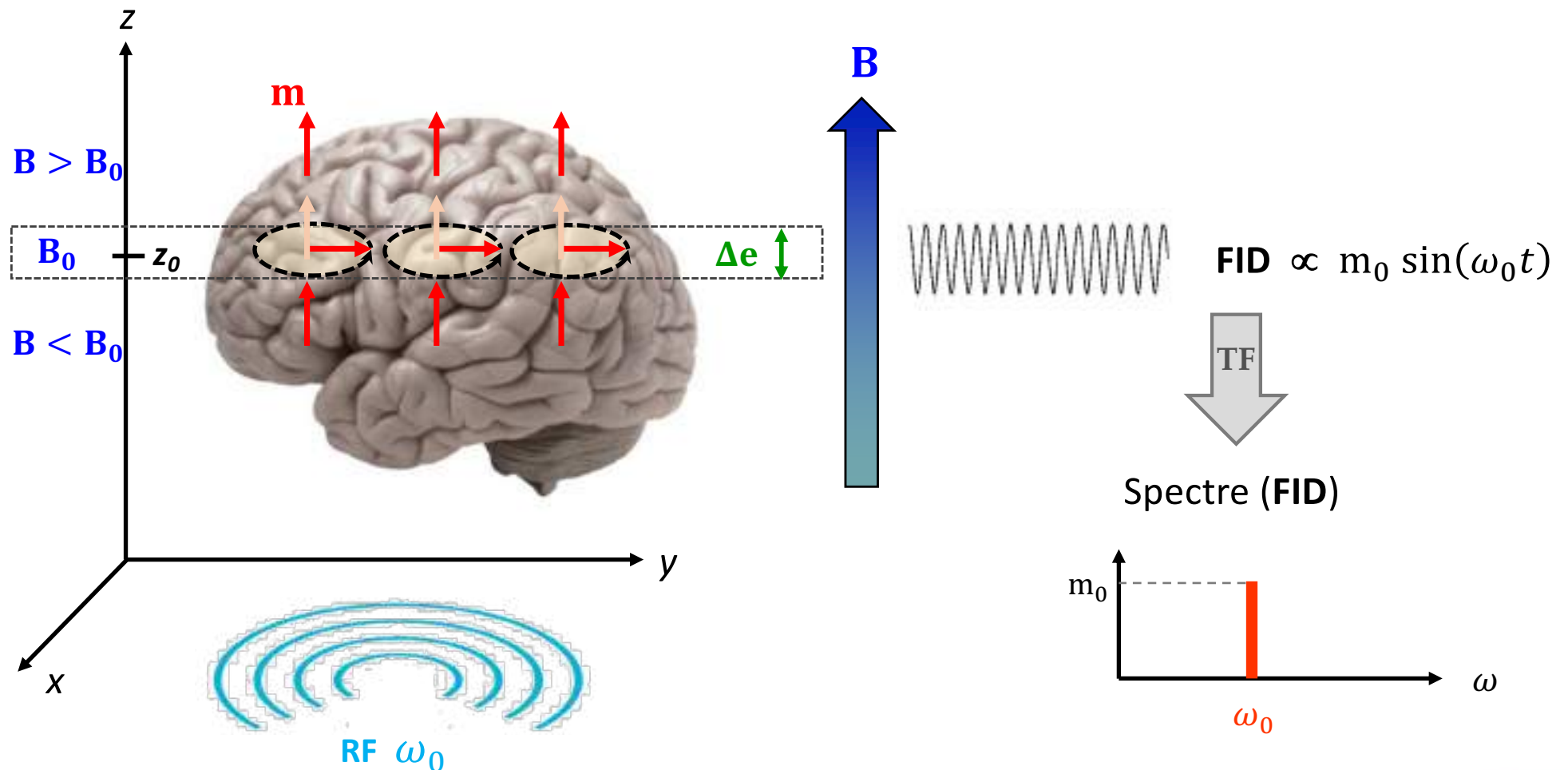
$$B = B_0 + G_E (y - y_0)$$



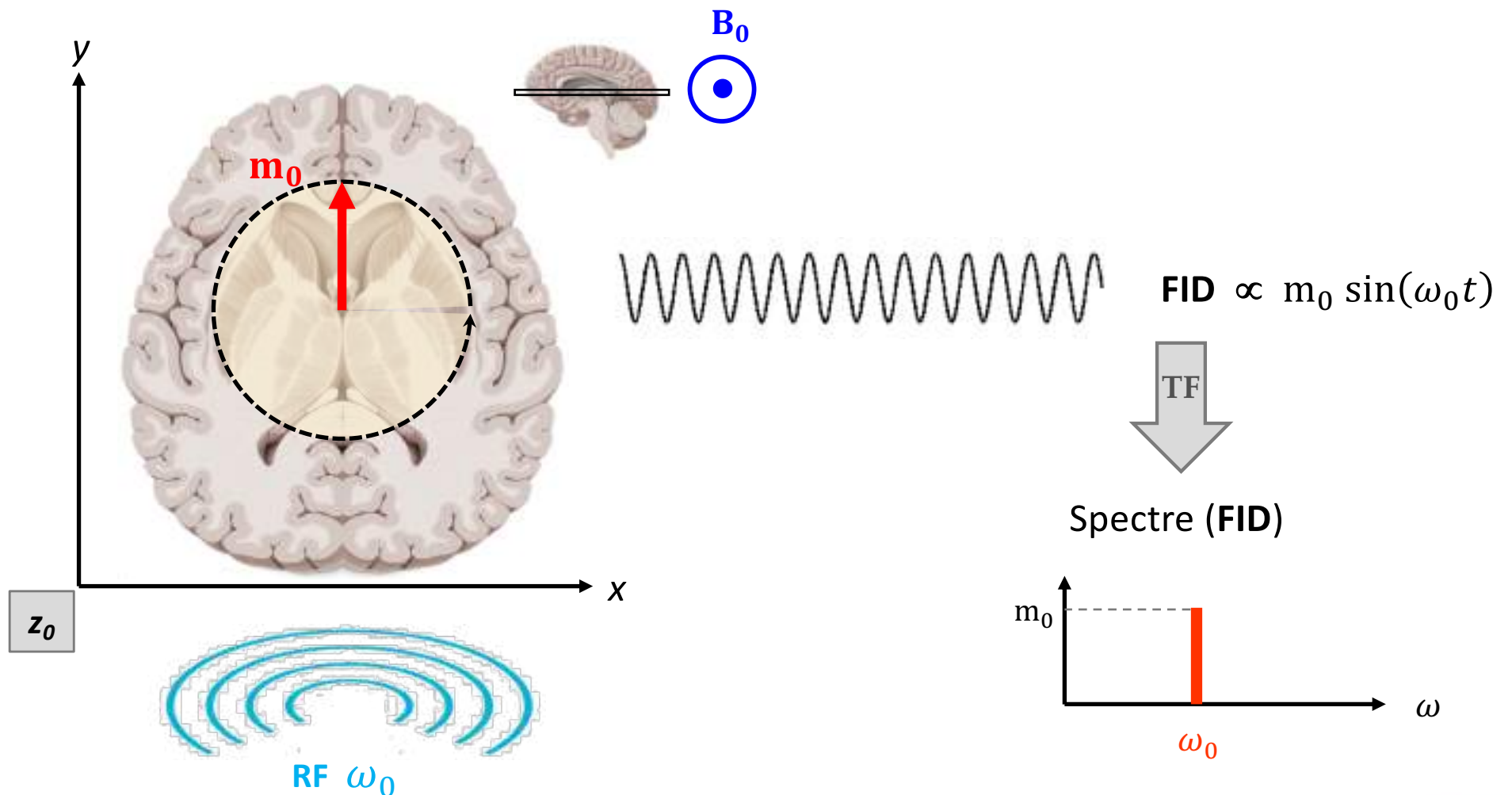
Impulsion radiofréquence



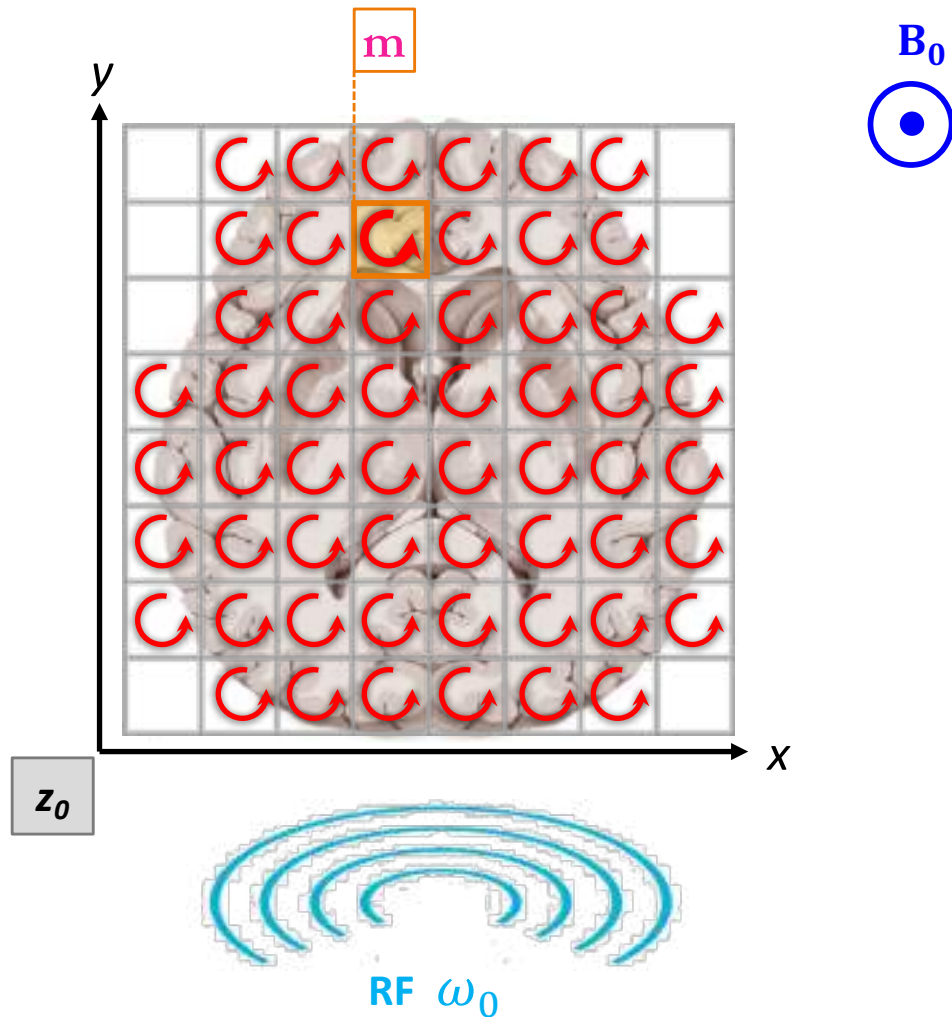
Formation de l'image



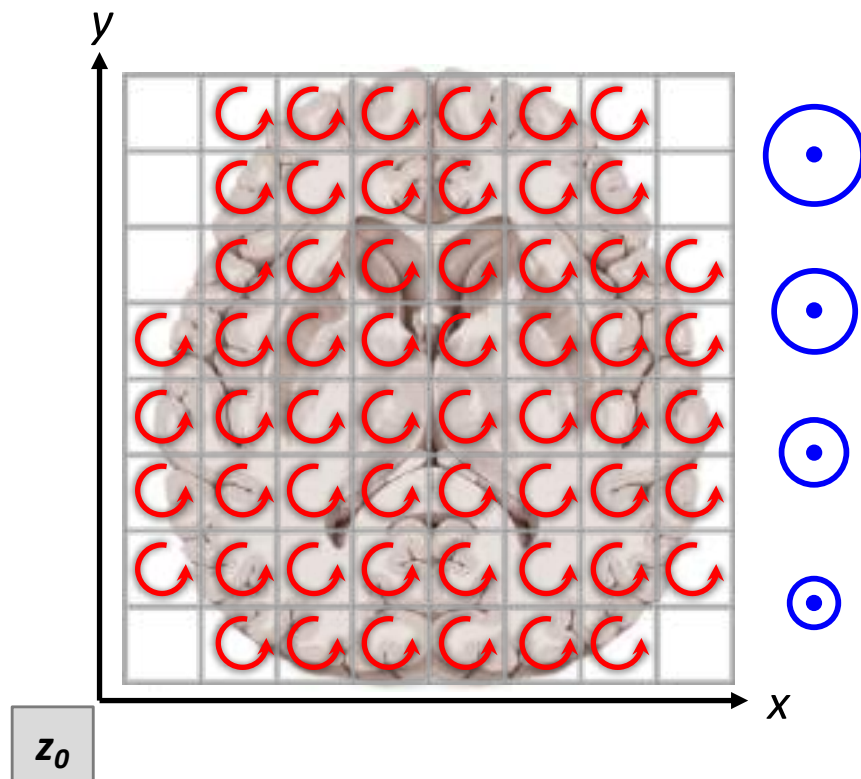
Formation de l'image



Formation de l'image



Formation de l'image



B variable (*gradient de lecture*)

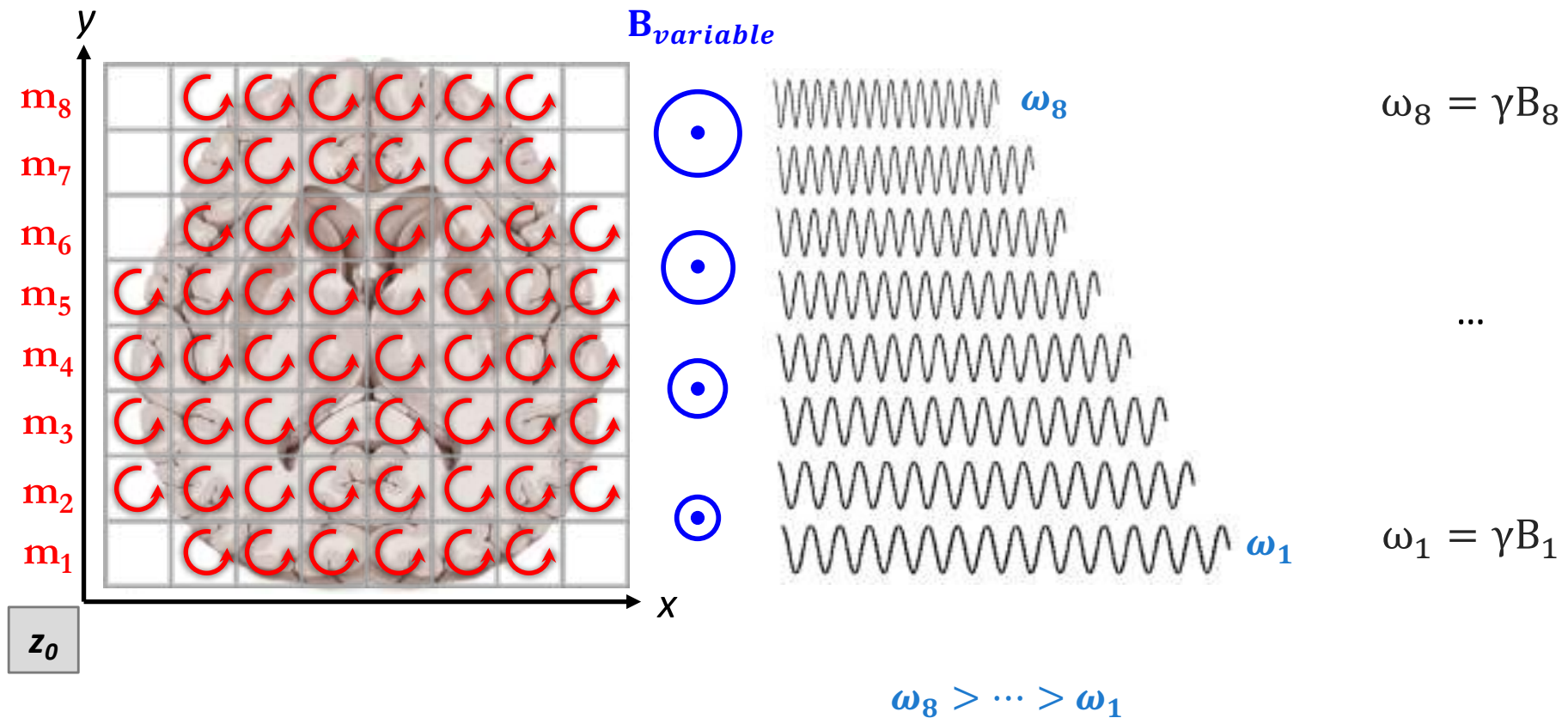
$$B = B_0 + G_L (y - y_0)$$

$$G_L = \frac{dB}{dy}$$

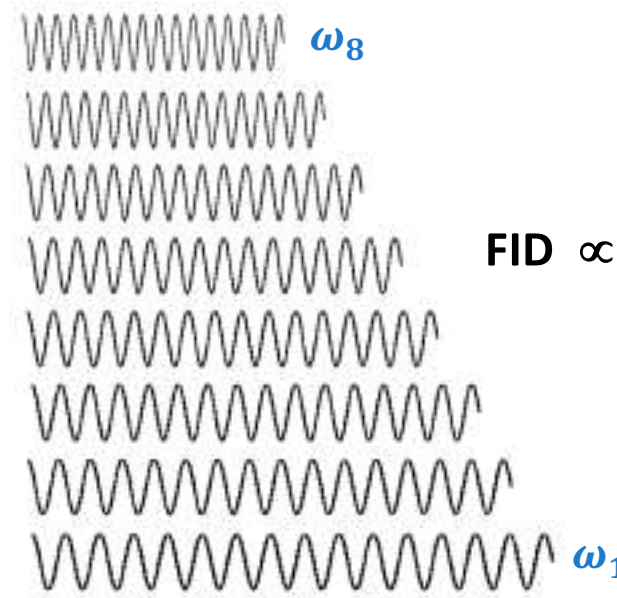
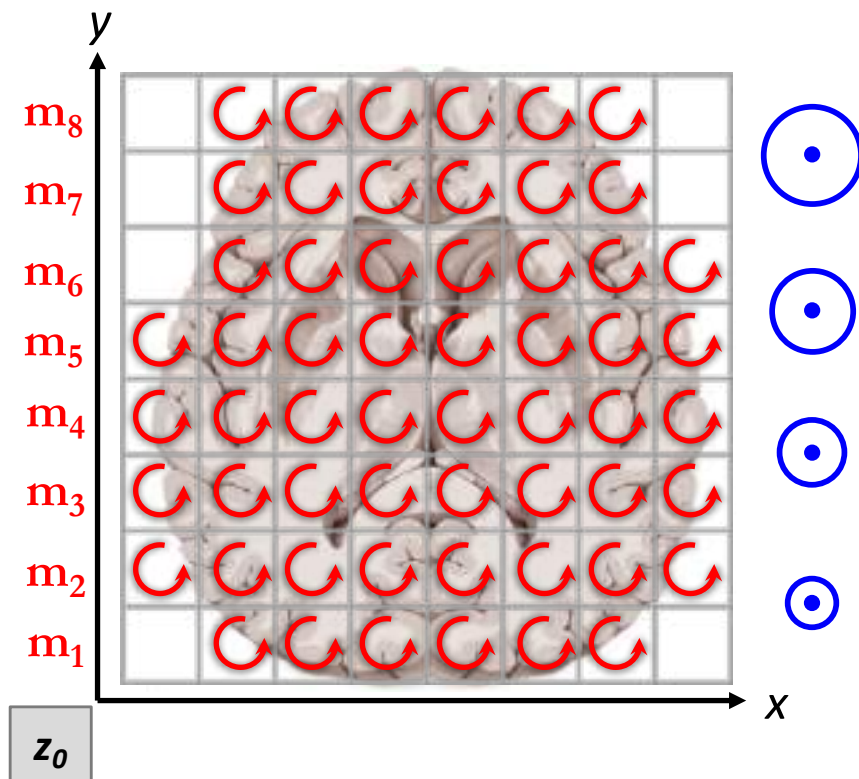
G_L appliqué pendant l'acquisition du signal

Formation de l'image

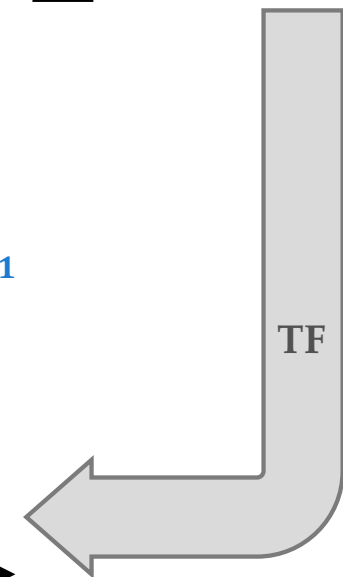
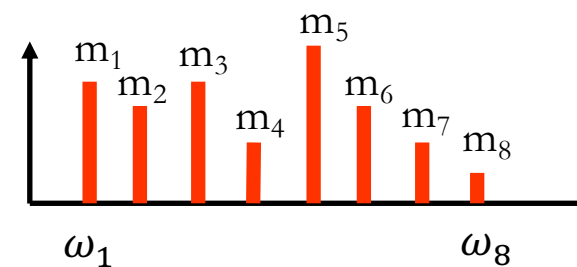
$$\omega = \gamma \cdot B$$



Formation de l'image



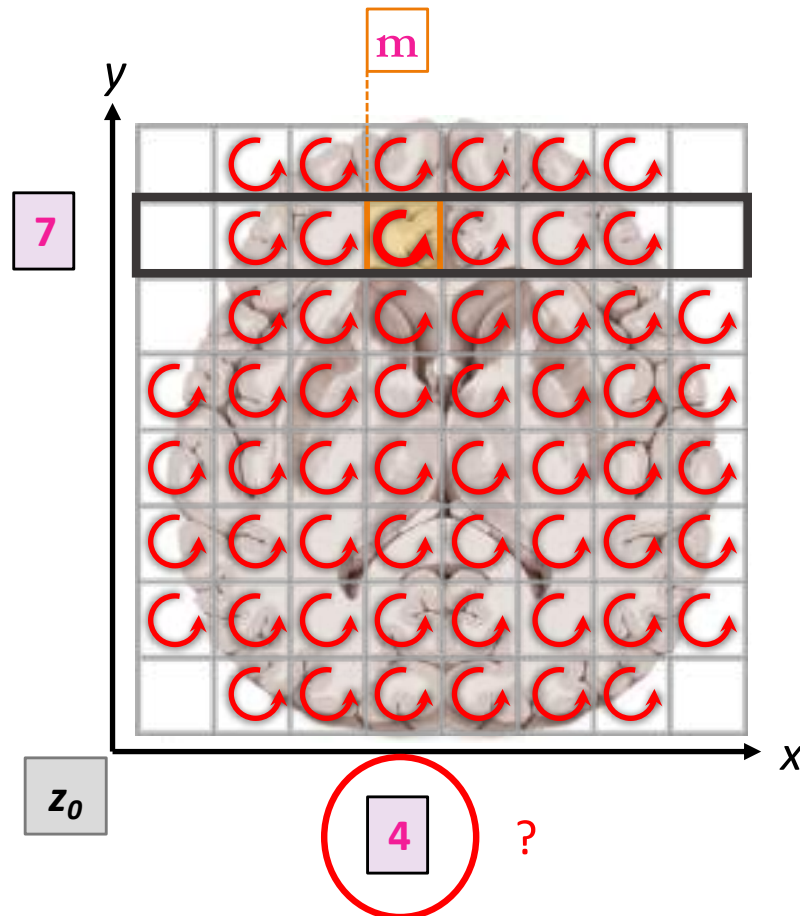
$$\text{FID} \propto \sum m_i \sin(\omega_i t)$$



Formation de l'image

B variable en z (*gradient d'encodage =
gradient de sélection de coupe*)

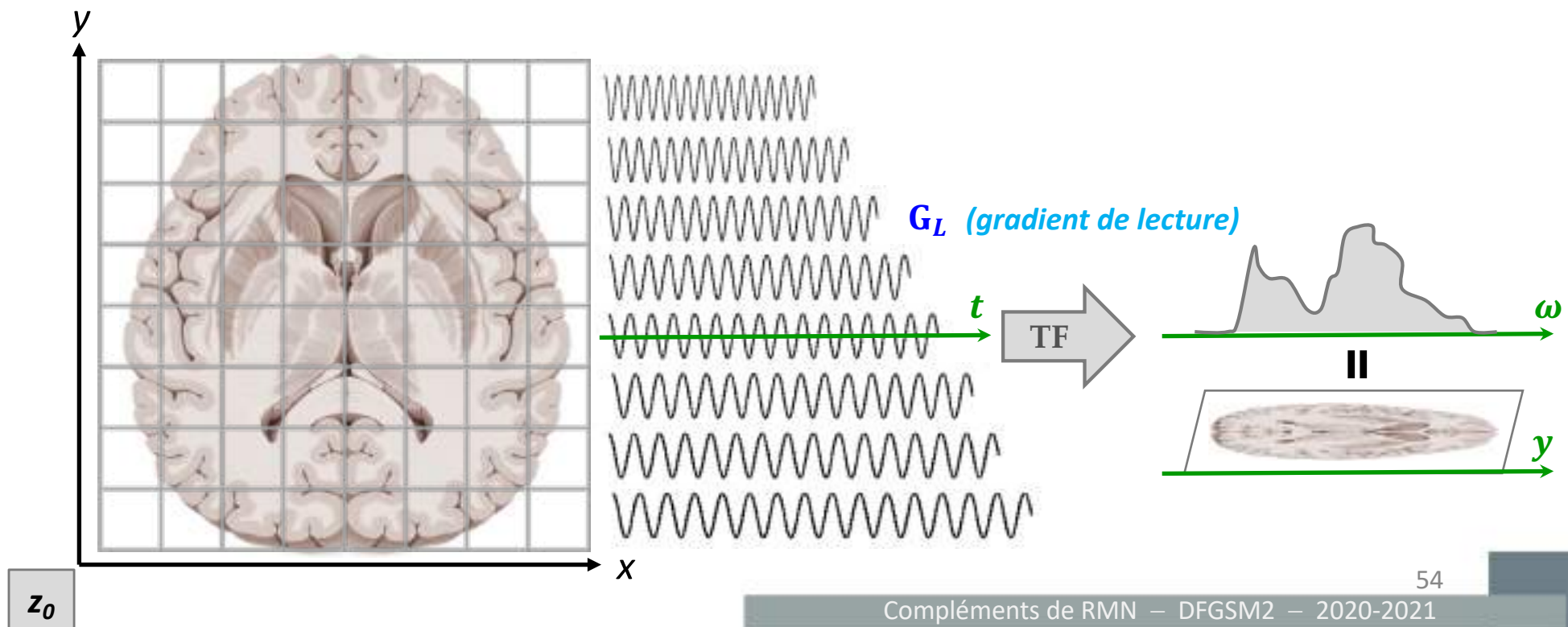
$$G_E = \frac{dB}{dz}$$



B variable en y (*gradient de lecture*)

$$G_L = \frac{dB}{dy}$$

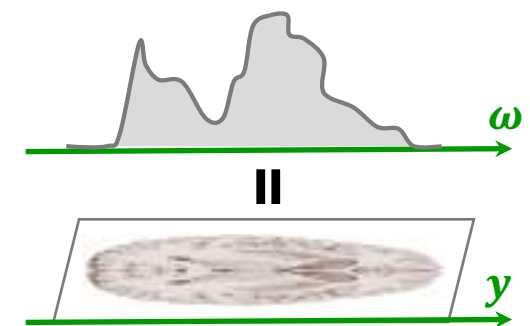
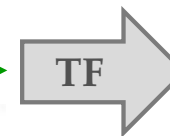
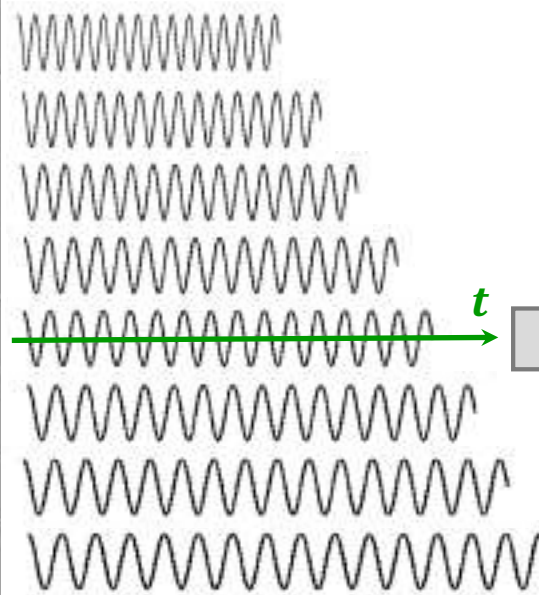
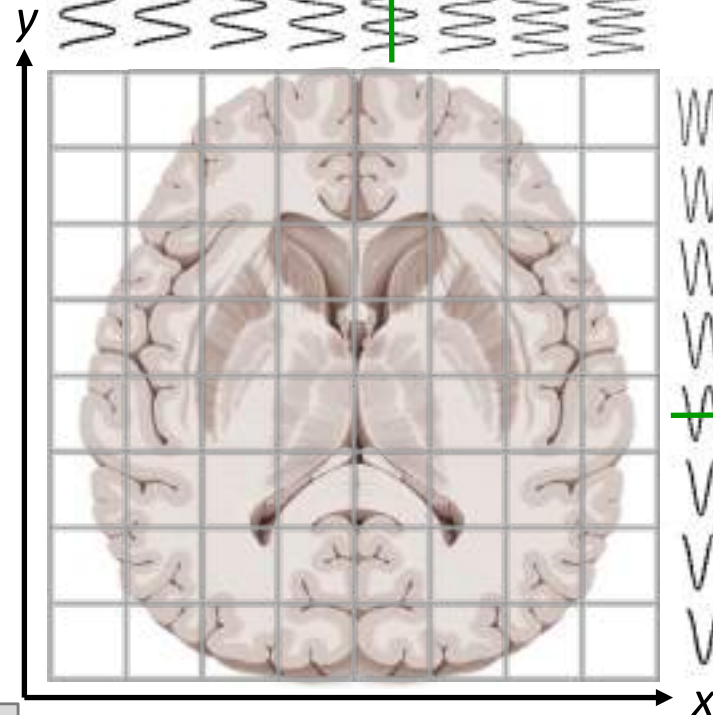
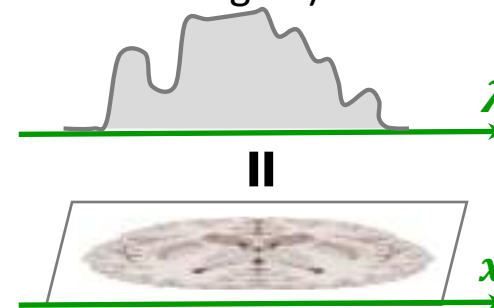
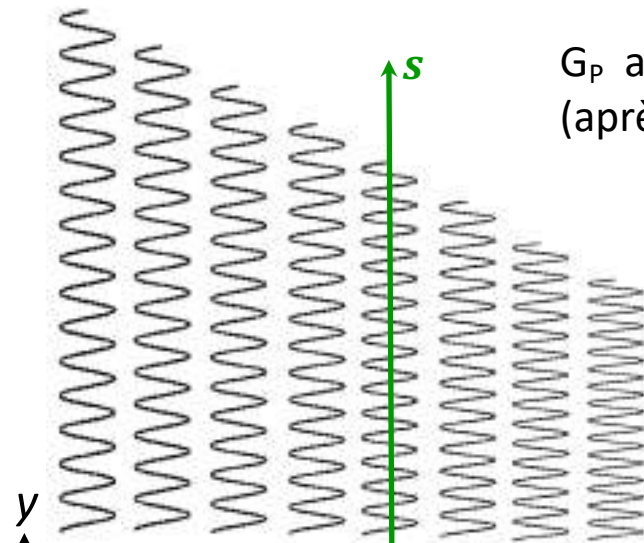
Formation de l'image



Formation de l'image

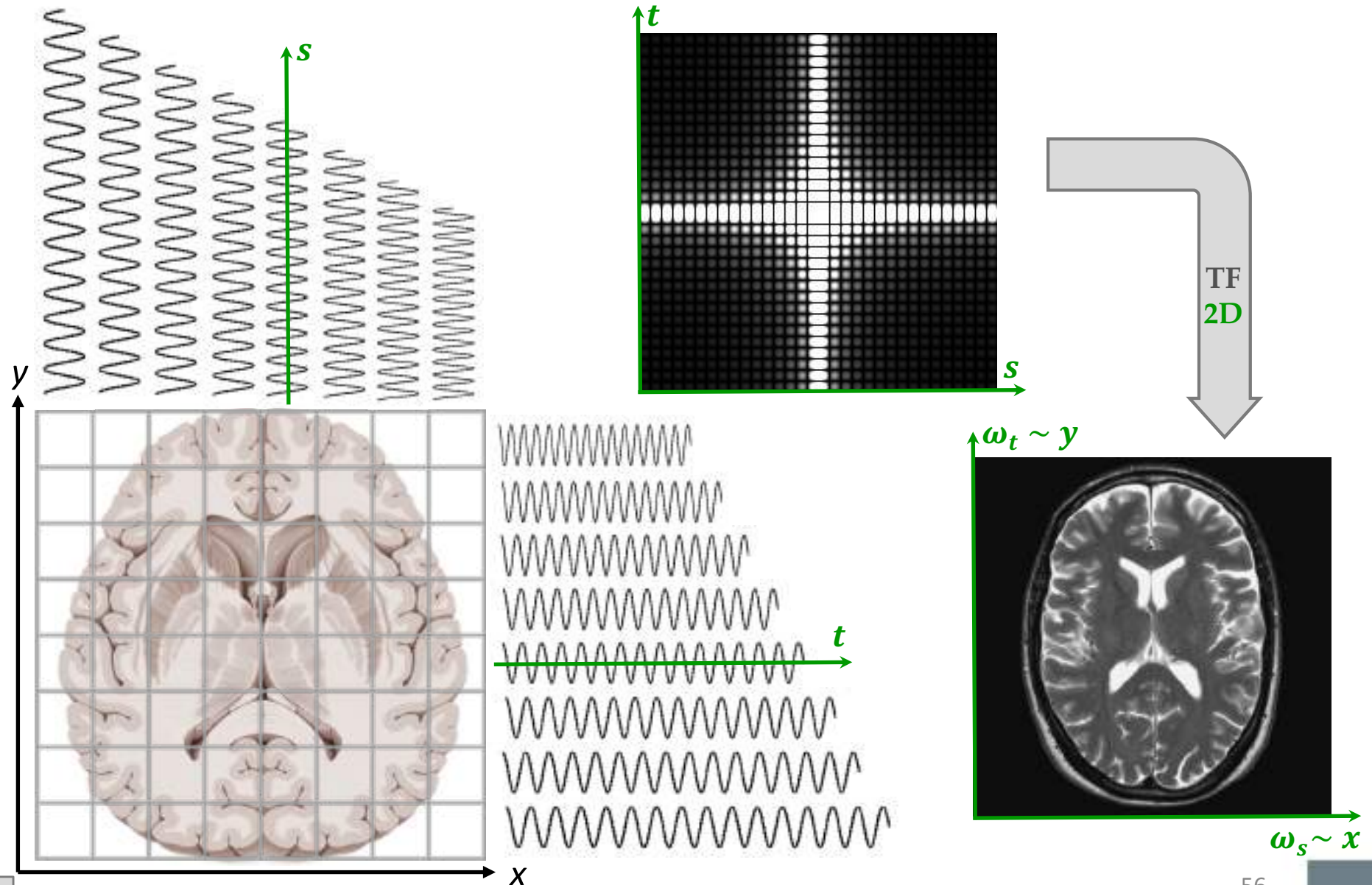
G_p (gradient de phase)

G_p appliqué entre impulsion initiale et rephasage des spins
(après bascule, avant mesure du signal)



z_0

Formation de l'image

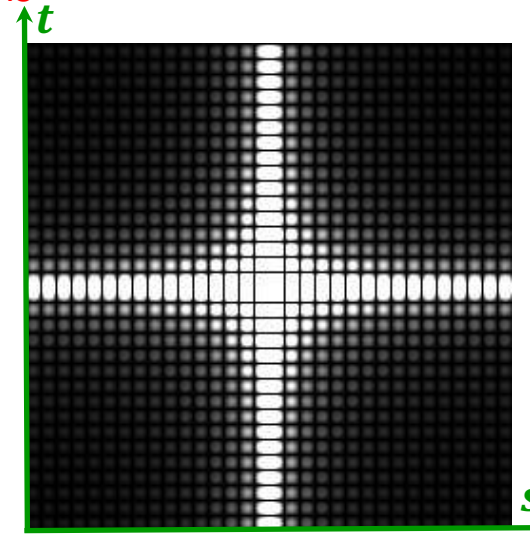


Formation de l'image

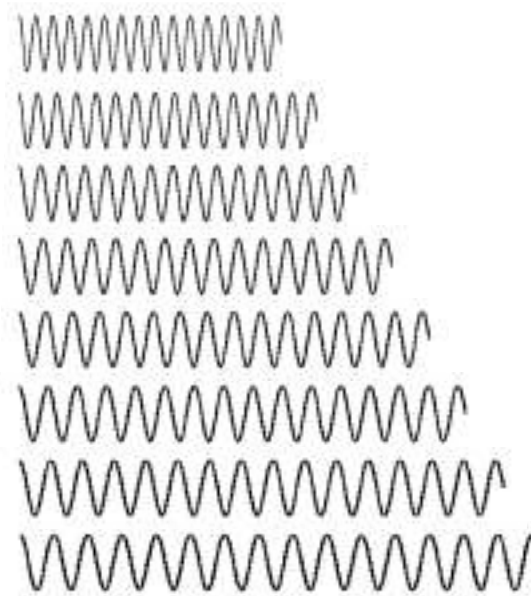
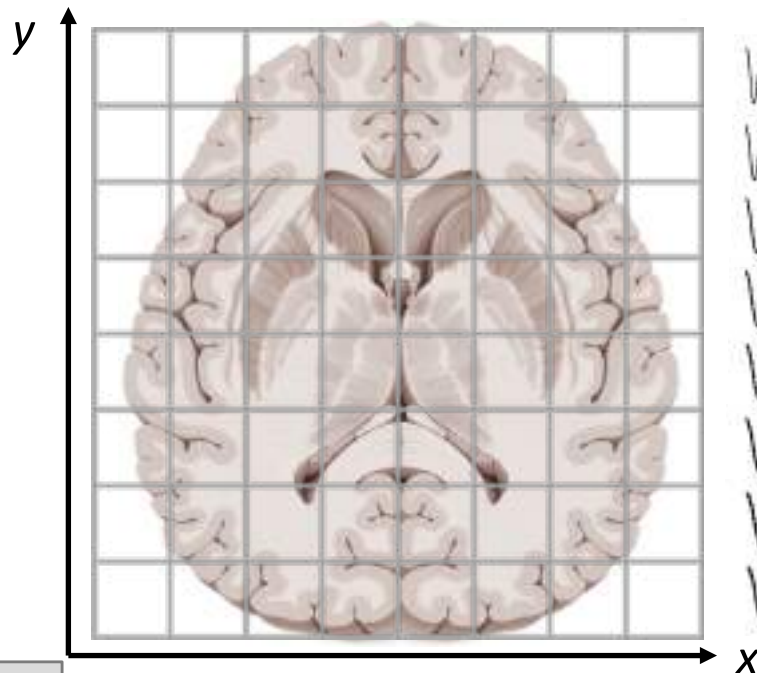
$s = 0$ phase des spins



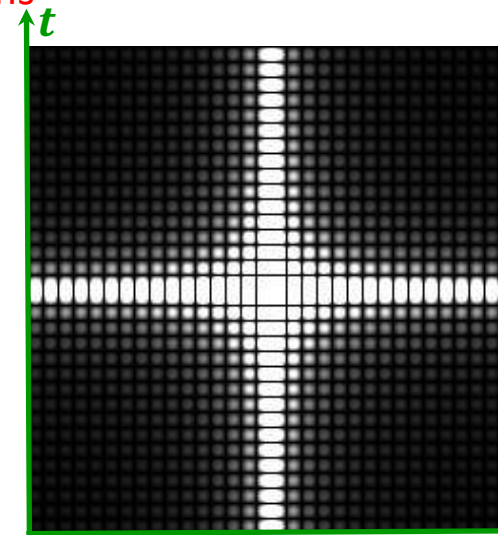
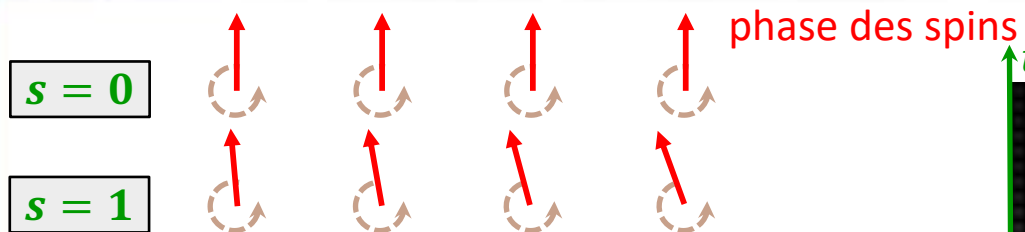
$G_{P0} = 0$



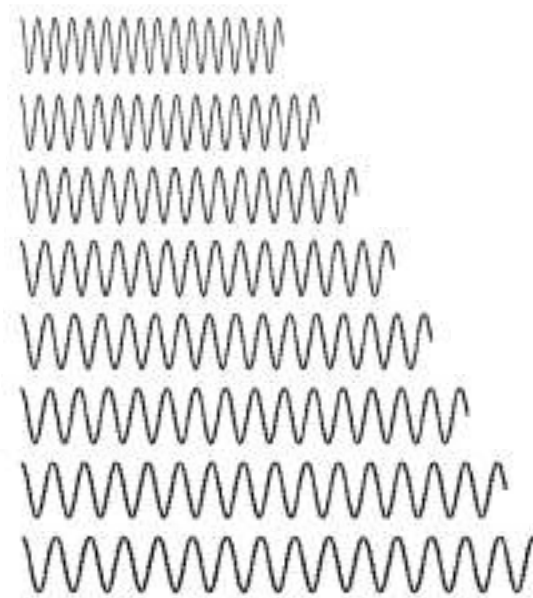
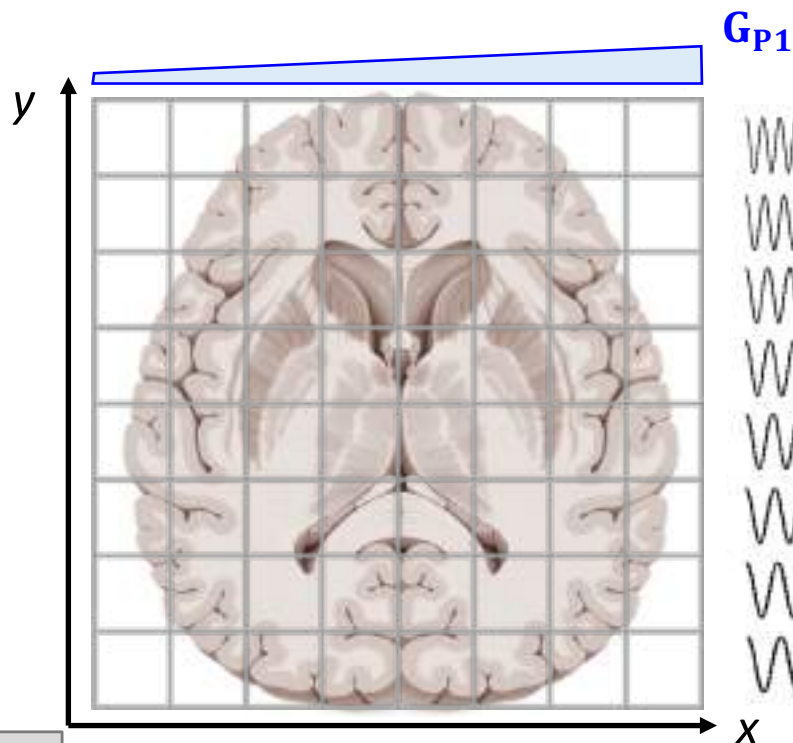
TF
2D



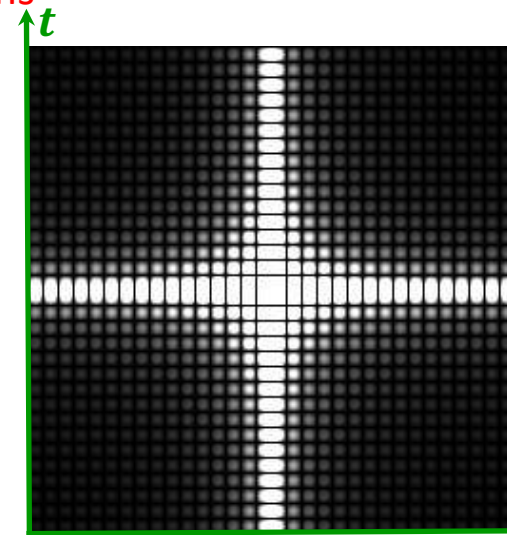
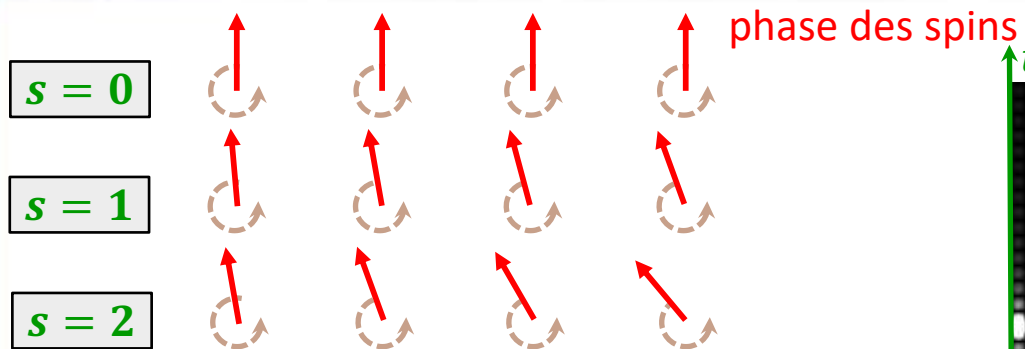
Formation de l'image



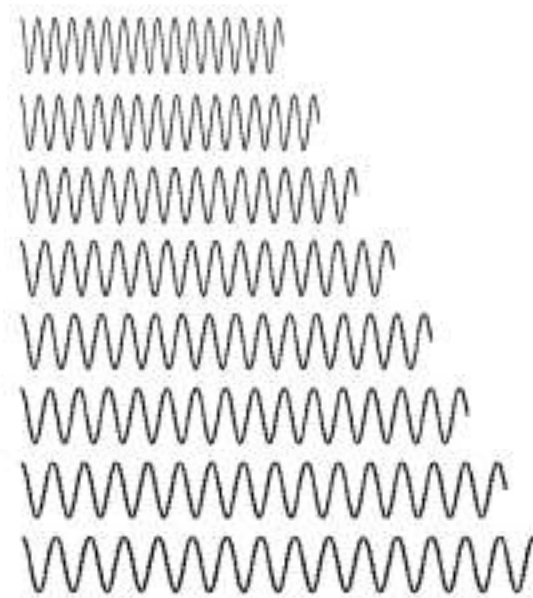
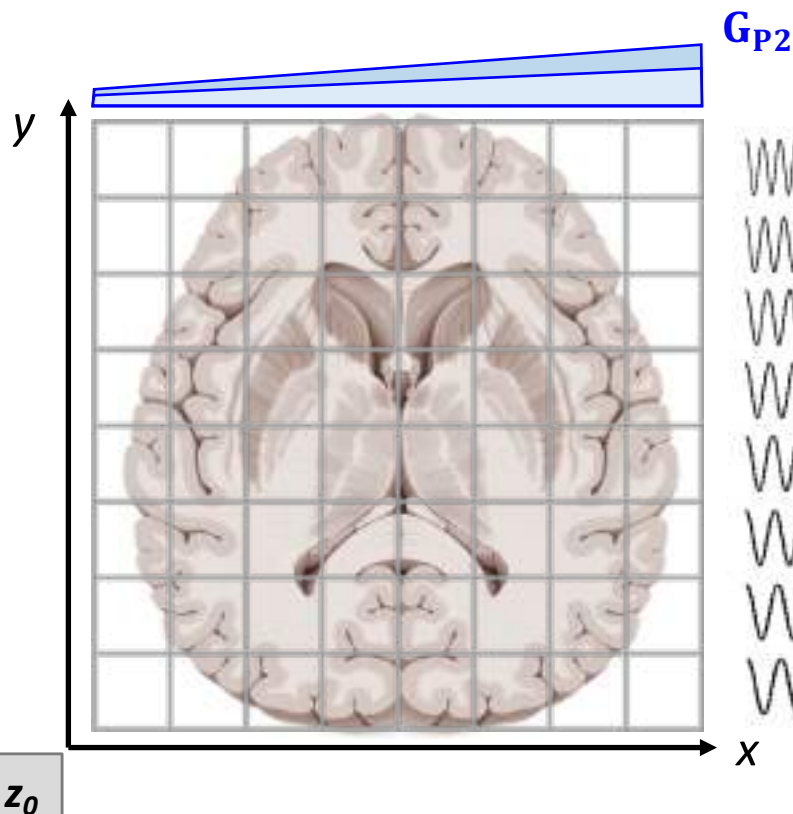
TF
2D



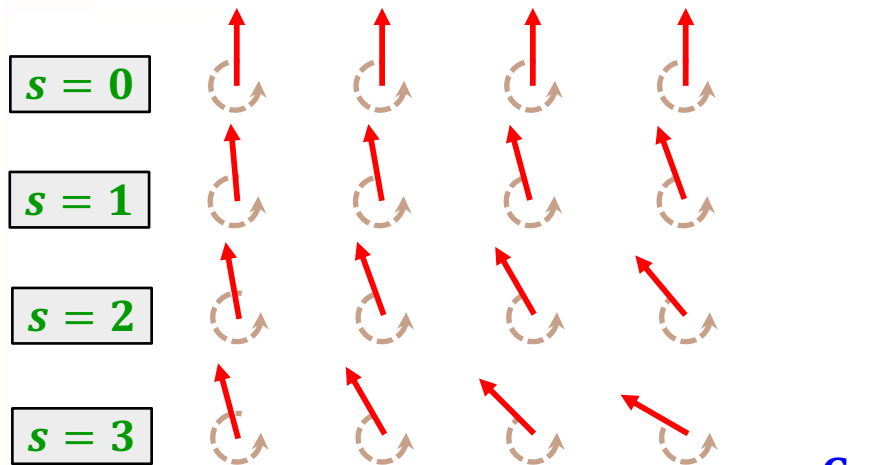
Formation de l'image



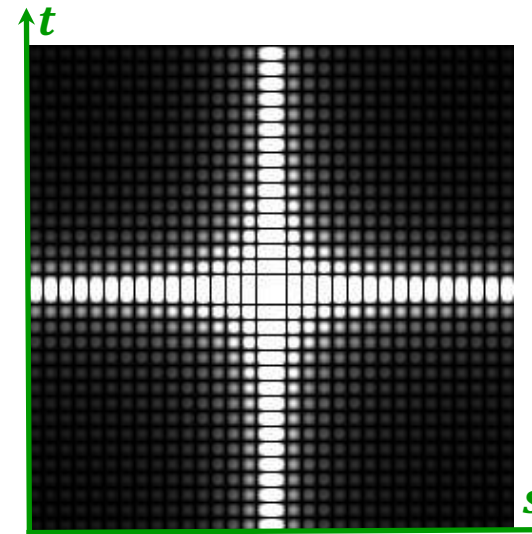
TF
2D



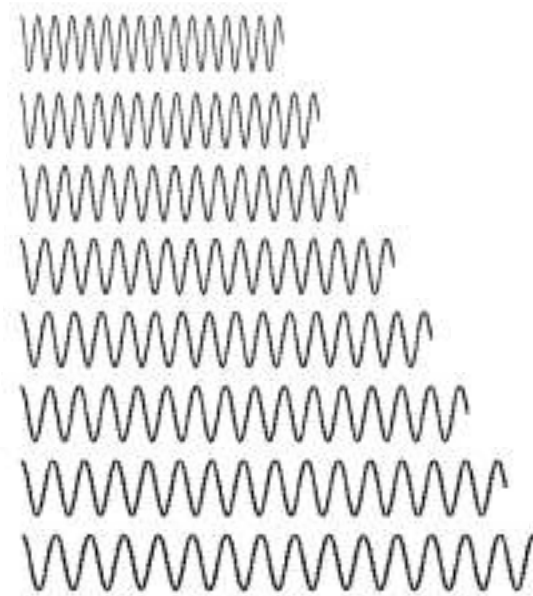
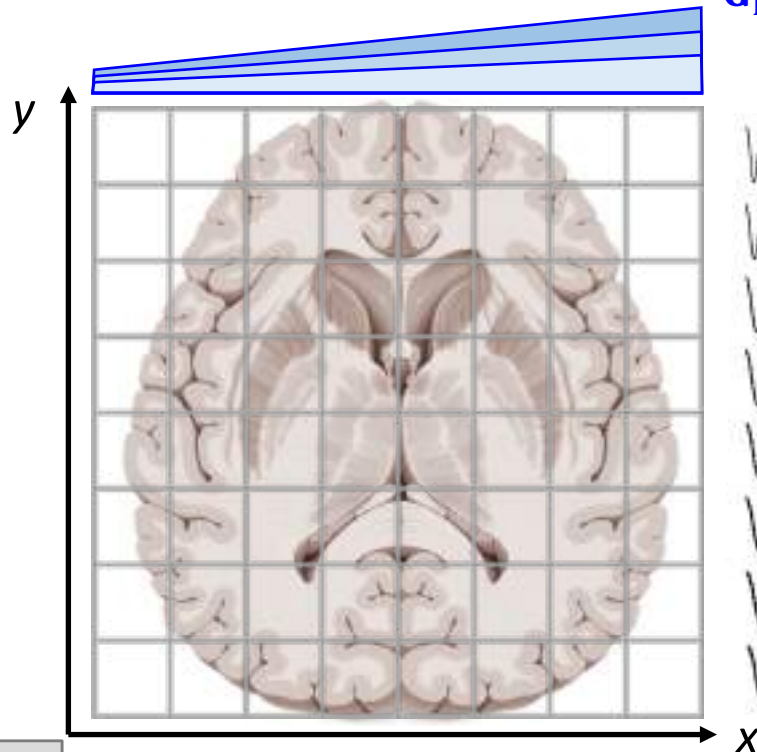
Formation de l'image



G_{p3}

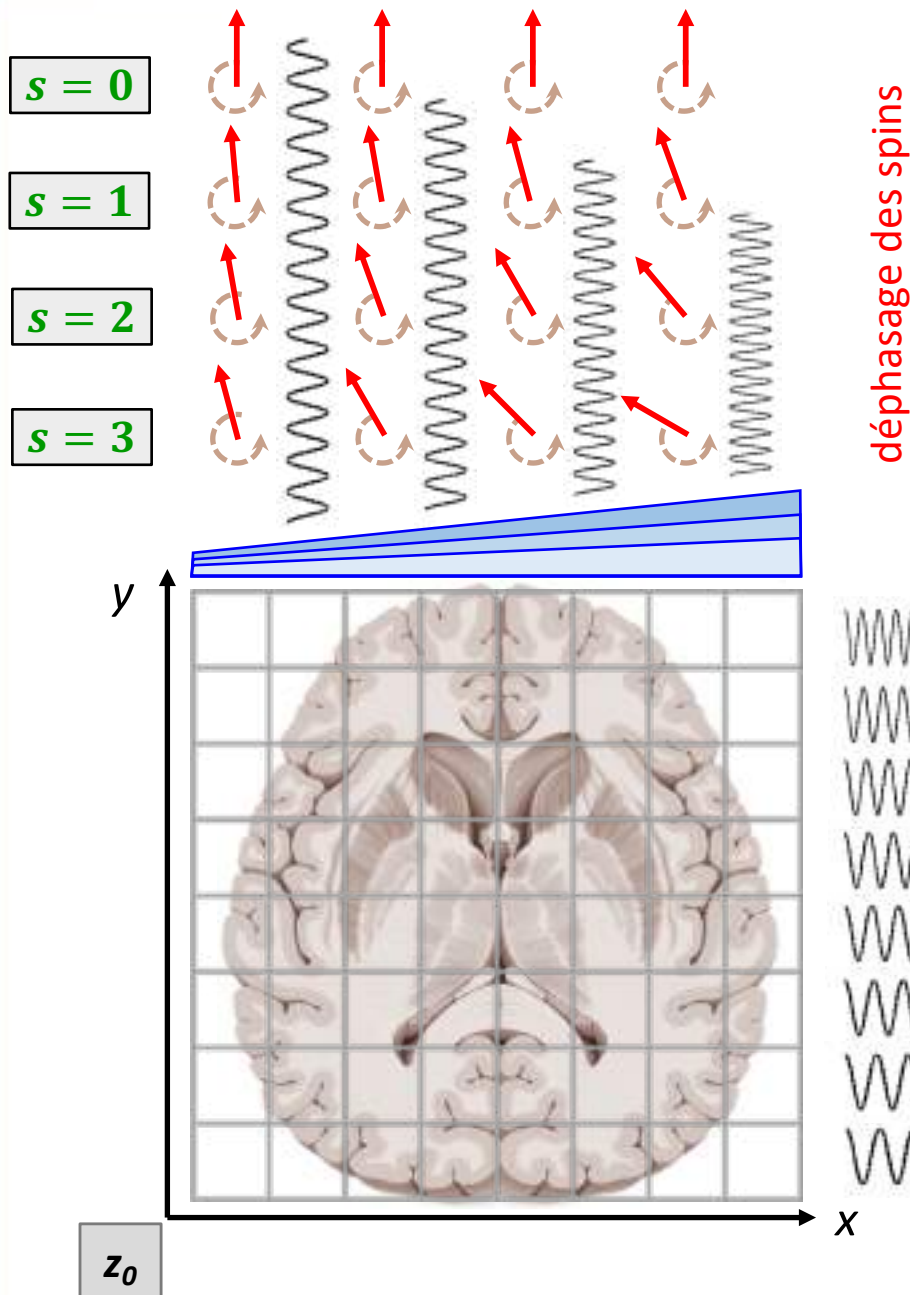


TF
2D

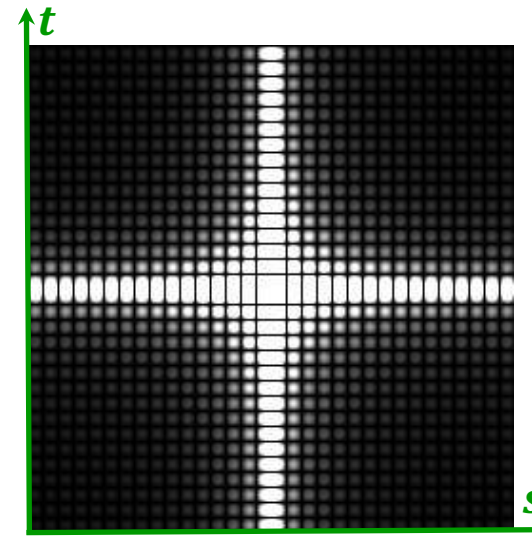


z_0

Formation de l'image



déphasage des spins

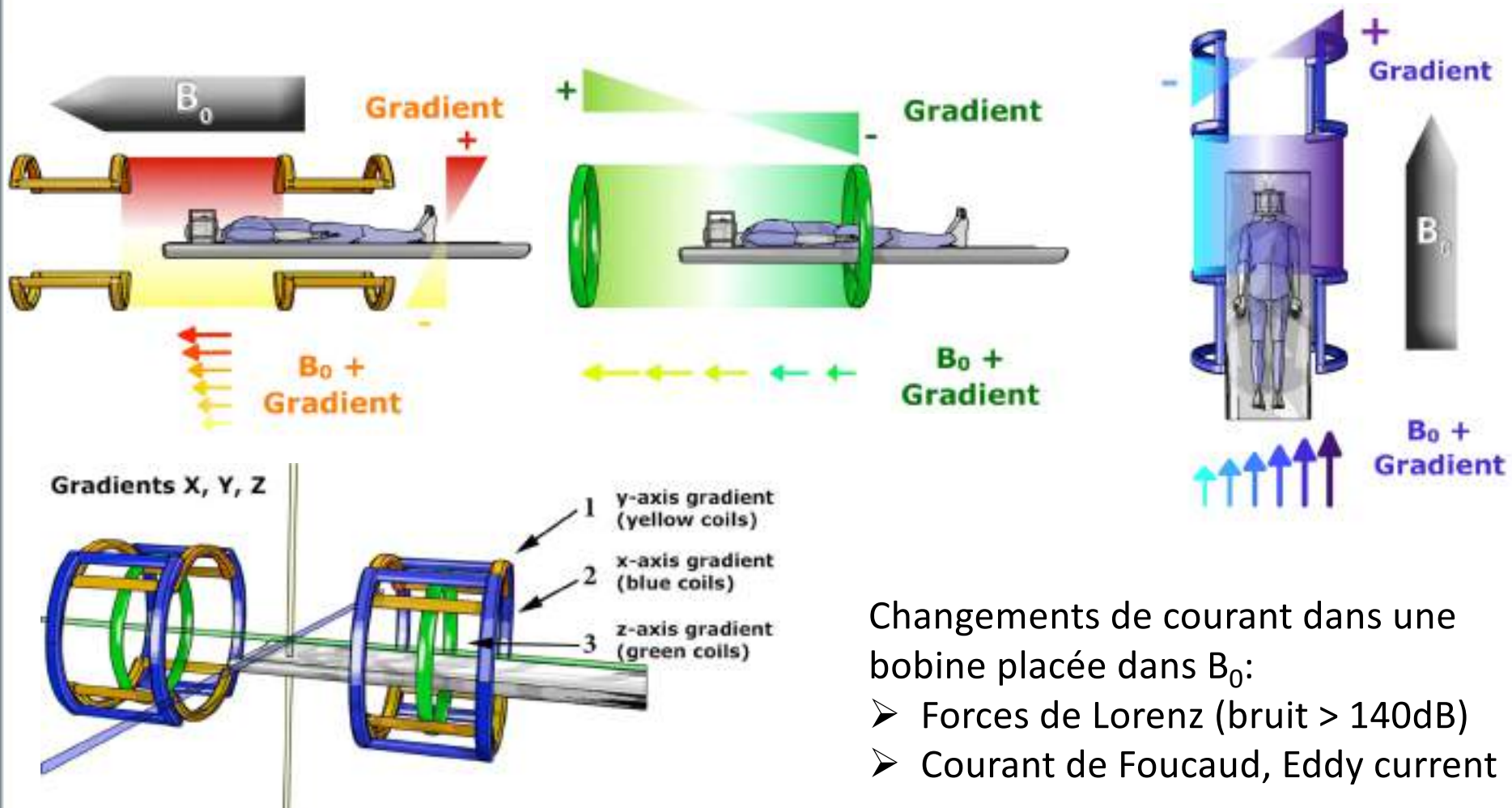


TF
2D



Formation de l'image

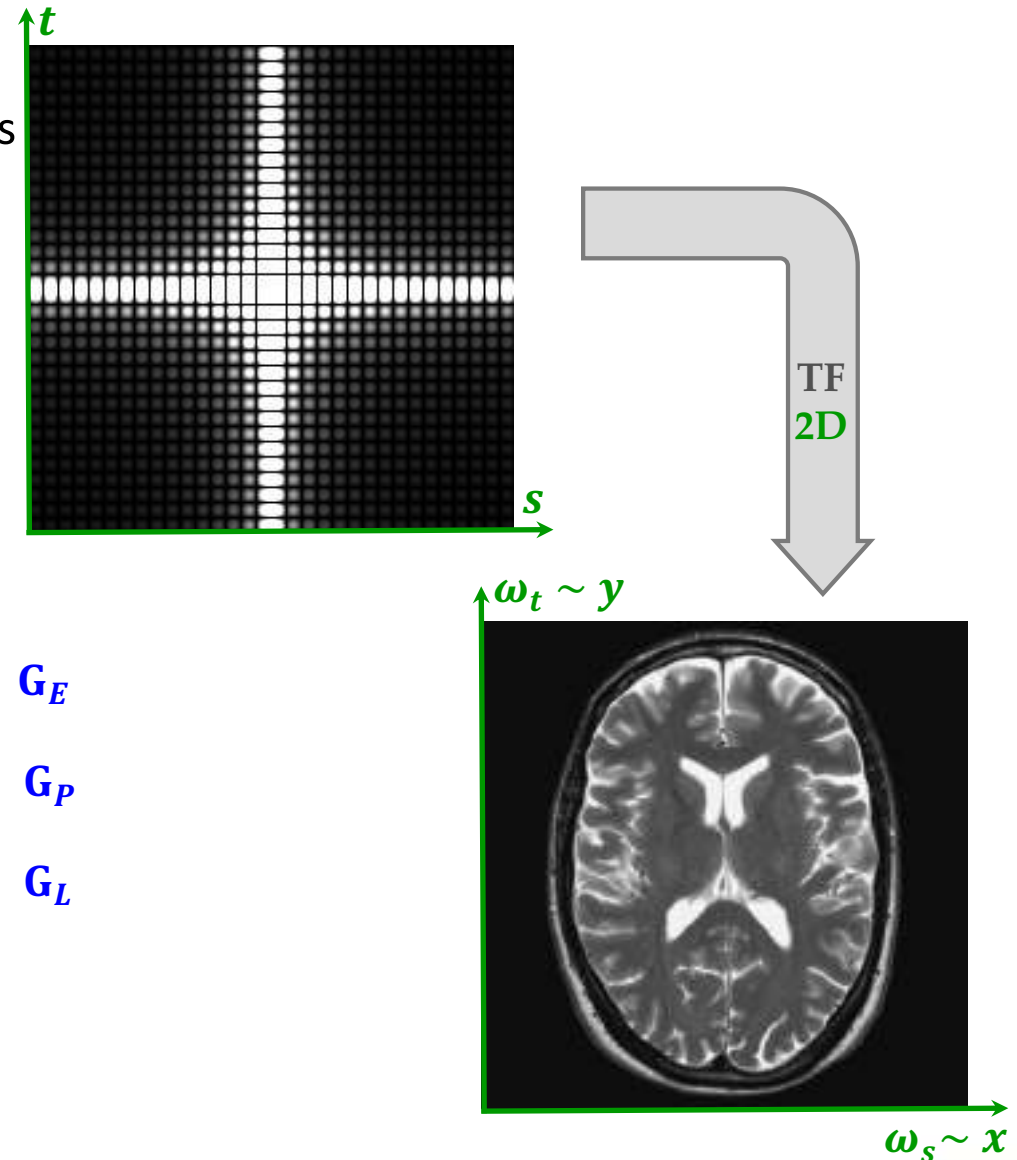
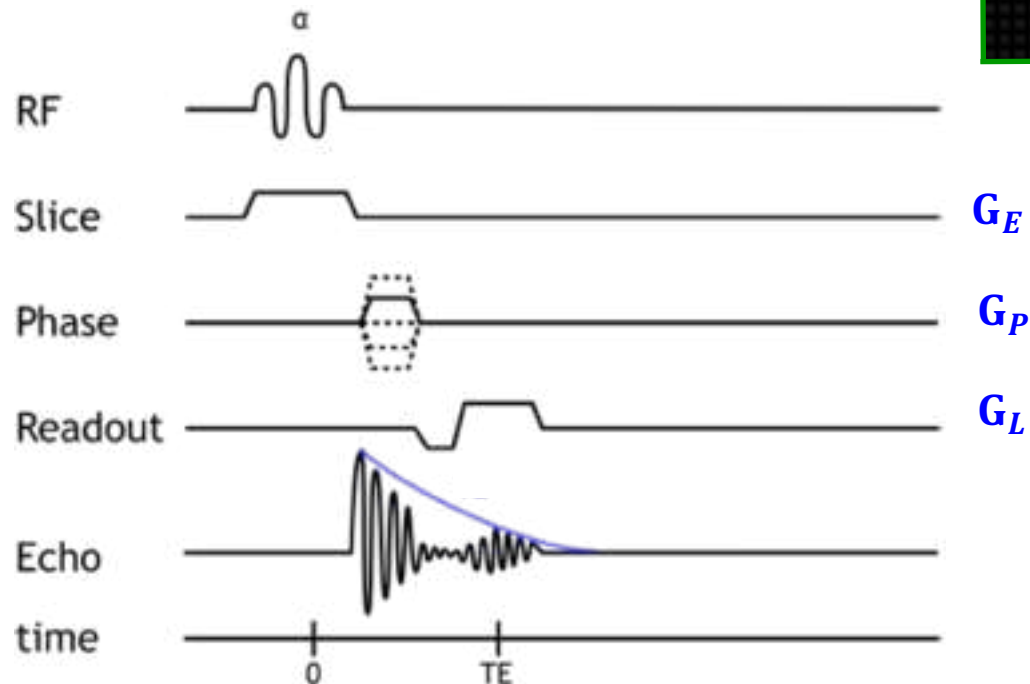
Variations de champ provoquées par les gradients dans les 3 directions



- Changements de courant dans une bobine placée dans B_0 :
- Forces de Lorenz (bruit > 140dB)
 - Courant de Foucaud, Eddy current

Séquences d'acquisition

Séquence d'application des différents gradients



Séquences d'acquisition

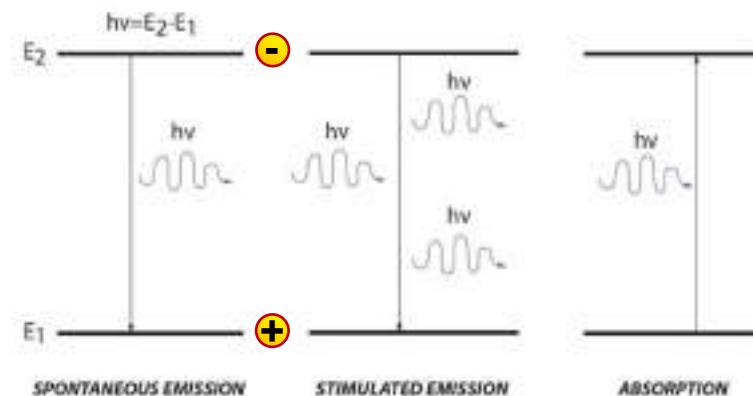
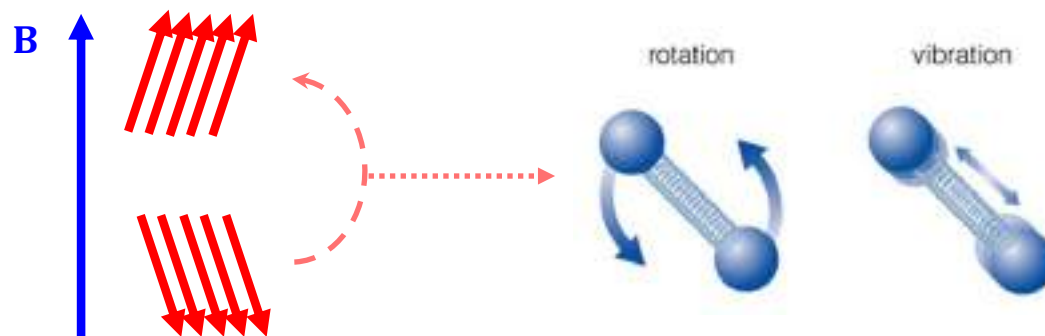
Séquence d'acquisition = assemblage des paramètres ajustables (TR, TE, impulsions, gradients) qui permet d'obtenir des images de contrastes différents

Relaxation → fluctuations du champ magnétique

Relaxation T_1

Fluctuations temporelles

Echanges énergétiques avec le réseau



Séquences d'acquisition

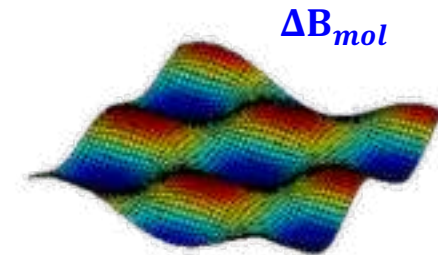
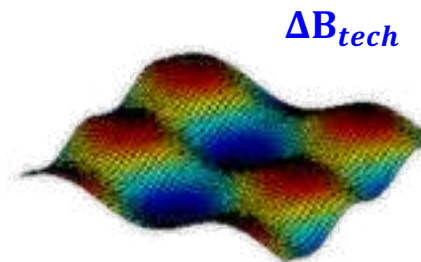
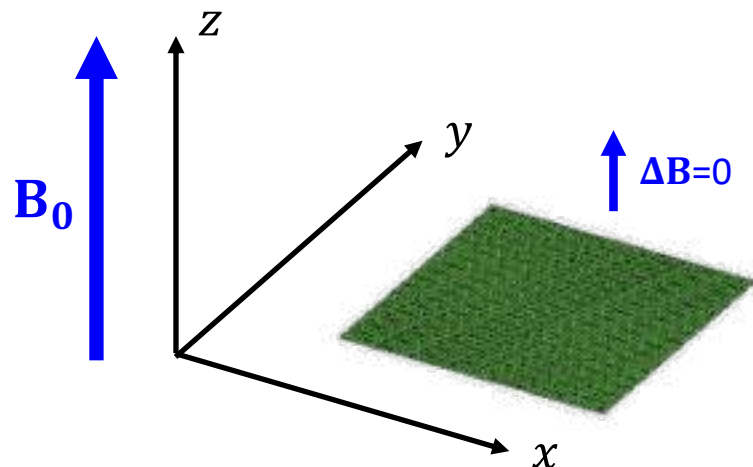
Relaxation T_2

Inhomogénéités de champ (locales)

T_2 : environnement moléculaire : ΔB_{mol}

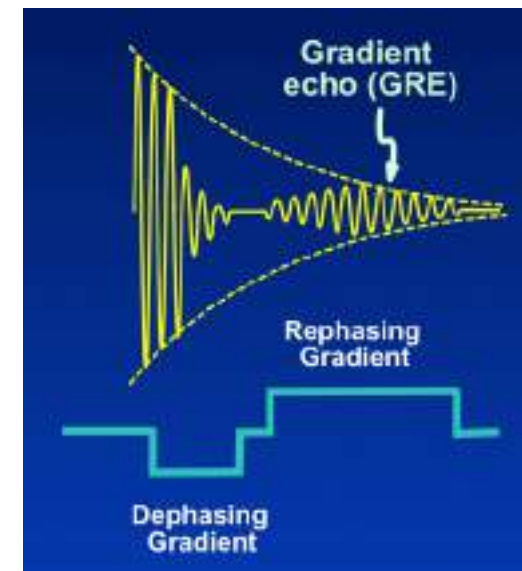
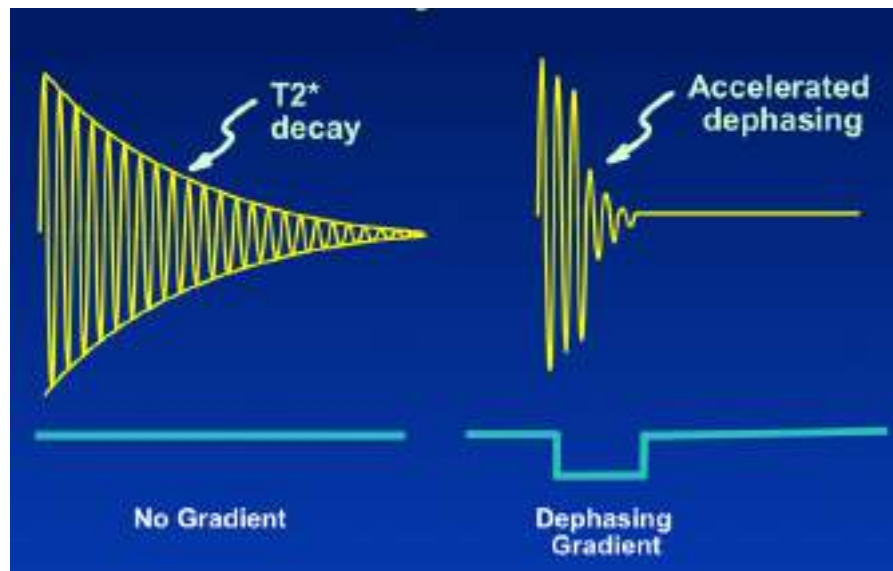
$$T_2^* \ll T_2$$

T_2^* : environnement moléculaire & inhomogénéités de champ : $\Delta B_{mol} + \Delta B_{tech}$



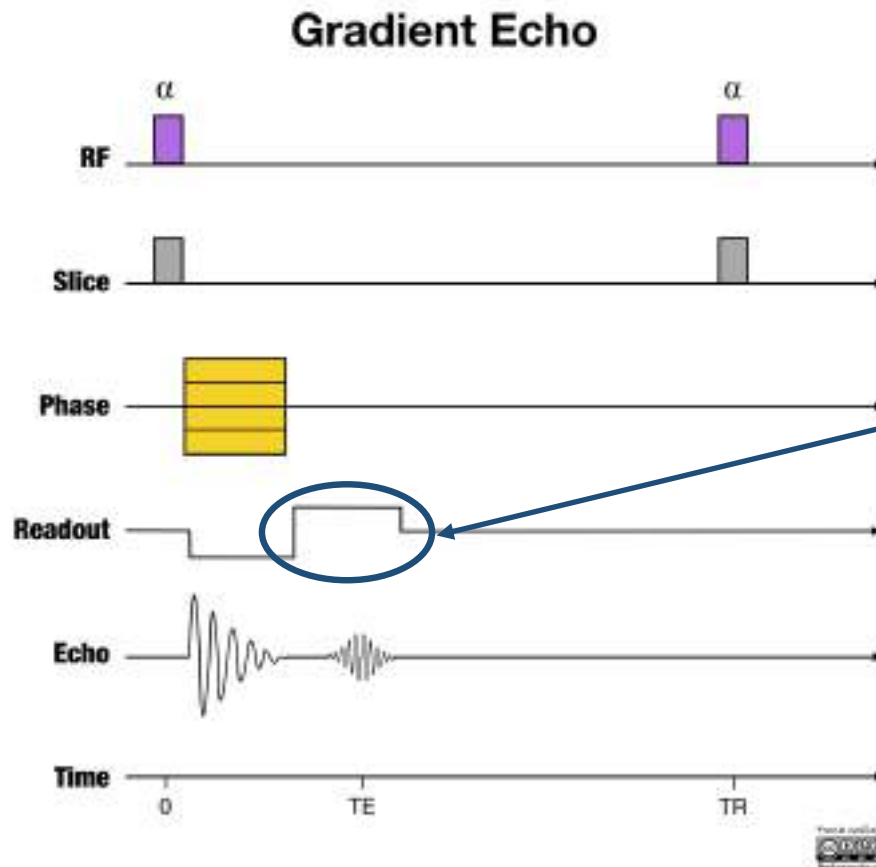
Séquences d'acquisition

Echo de gradient



Séquences d'acquisition

Echo de gradient



Impulsion RF suivie par
l'inversion de polarité
d'un gradient

Si TE long séquence pondérée T_2^*

Séquences d'acquisition



Echo de gradient

T_2 : environnement moléculaire

T_2^* : environnement moléculaire & inhomogénéités de champ

Susceptibilité magnétique :

- Tissus ($\chi = 0$)
- Calcium ($\chi < 0$)
- Produits de dégradation de l'hémoglobine ($\chi > 0$)

Séquences d'acquisition

Echo de gradient

T_2 : environnement moléculaire

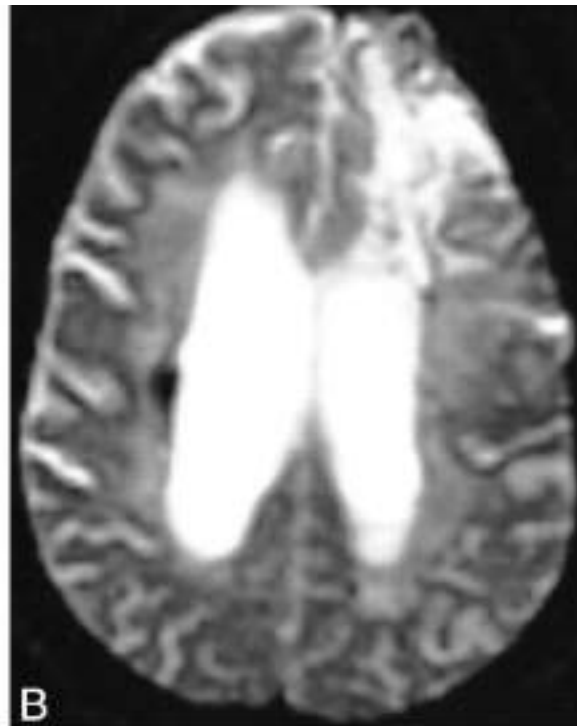
T_2^* : environnement moléculaire & inhomogénéités de champ

- Image en T_2^*
- Sensible aux artéfacts de susceptibilité magnétique et au déplacement chimique

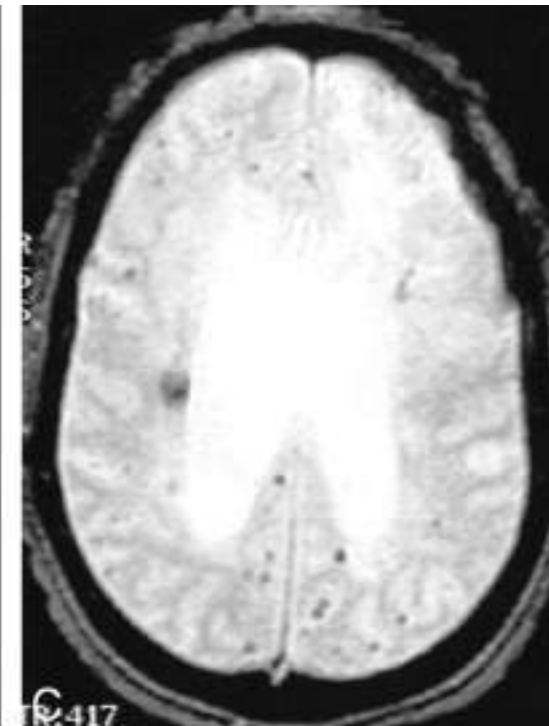
DWI



T_2



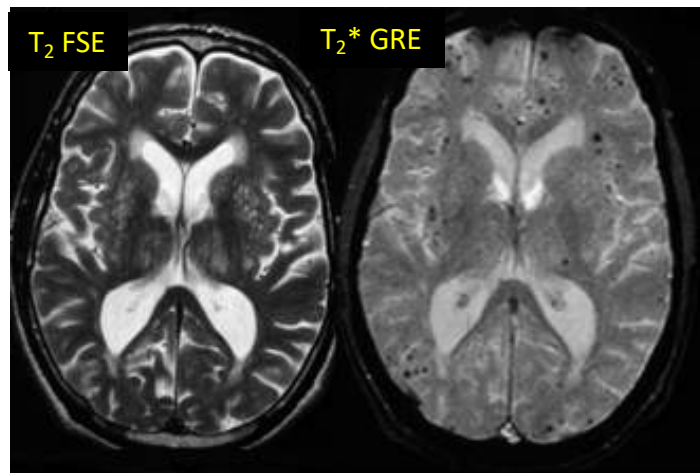
T_2^*



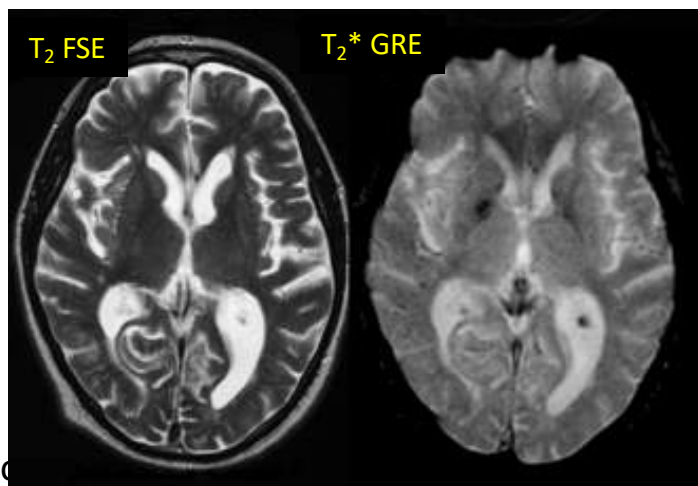
Séquences d'acquisition

Echo de gradient

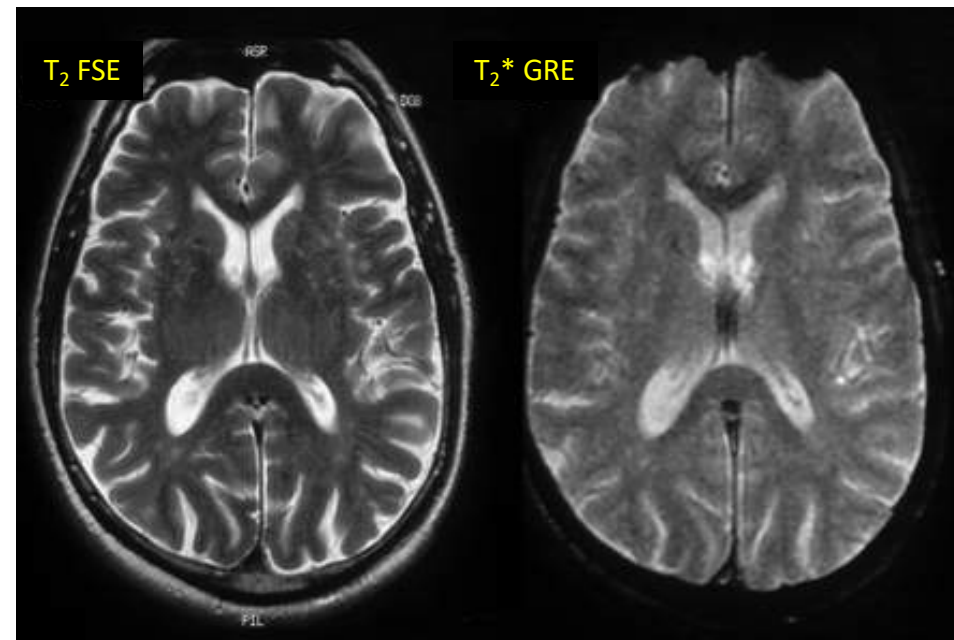
Homme 63 ans, trble fonctions exécutives



Homme 81 ans, trble fonctions exécutives



Homme 73 ans, fonctions exécutives normales



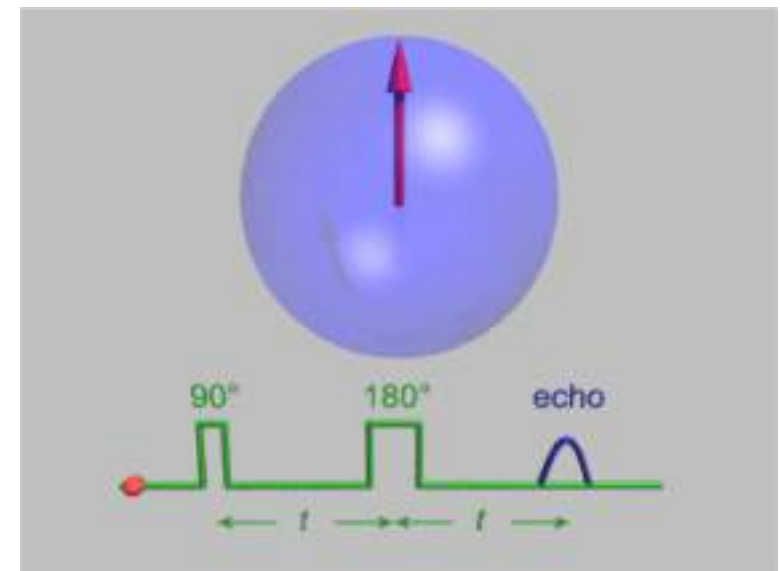
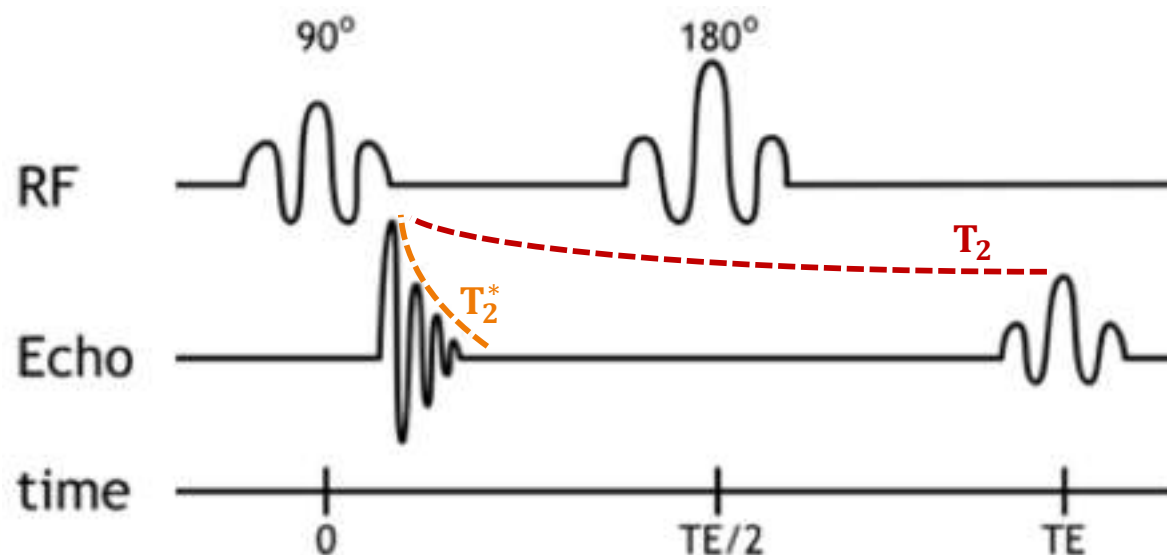
Werring et al. Brain 2004

Séquences d'acquisition

Echo de spin

T_2 : environnement moléculaire

T_2^* : environnement moléculaire & inhomogénéités de champ



L'impulsion RF de départ est suivie d'une impulsion de rephasage qui remet les spins en phase et permet d'obtenir un écho du signal

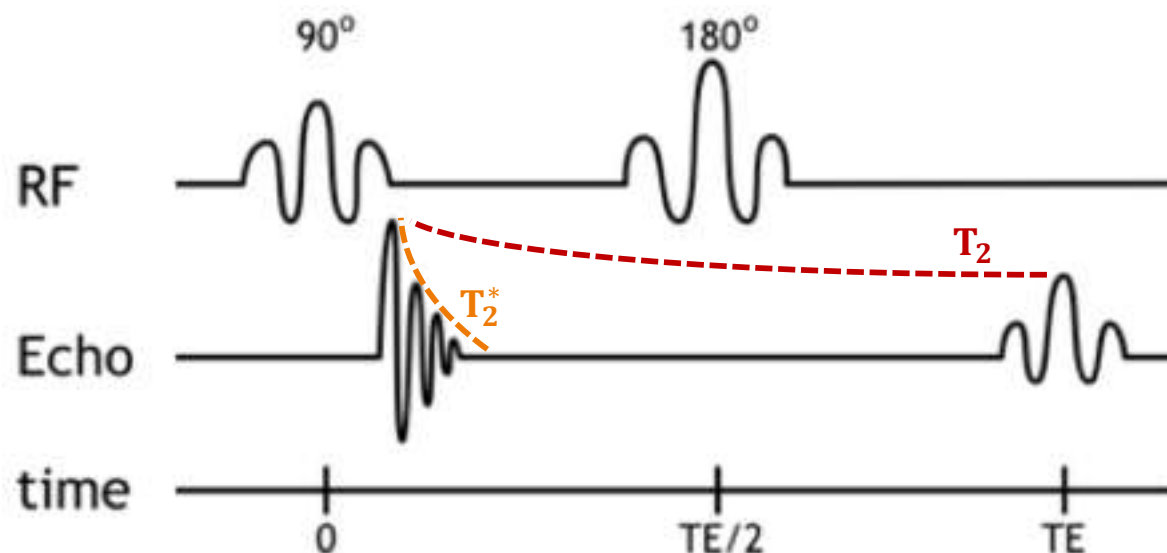
https://en.wikipedia.org/wiki/Spin_echo#/media/File:HahnEcho_GWM.gif

Séquences d'acquisition

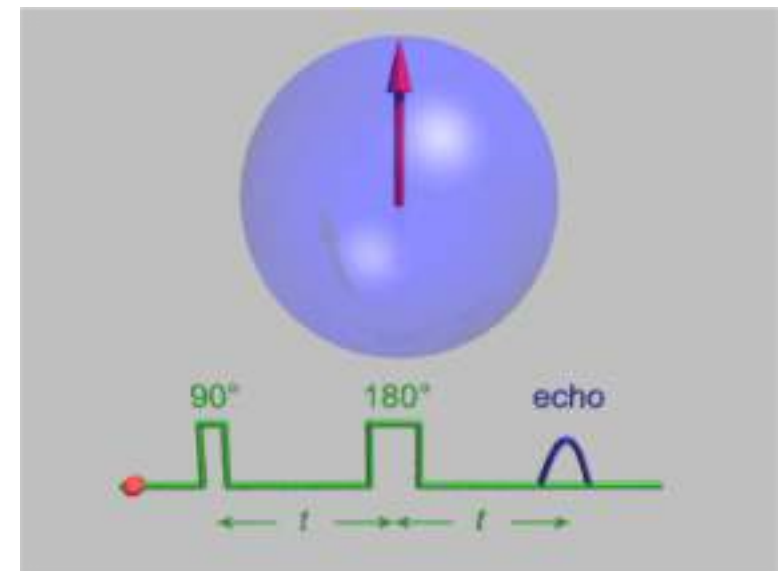
Echo de spin

T_2 : environnement moléculaire

T_2^* : environnement moléculaire & inhomogénéités de champ



- Peu sensible aux artéfacts
- Bonne qualité
- « vrai » contraste T_2
- Séquence assez longue



L'impulsion RF de départ est suivie d'une impulsion de rephasage qui remet les spins en phase et permet d'obtenir un écho du signal

https://en.wikipedia.org/wiki/Spin_echo#/media/File:HahnEcho_GWM.gif

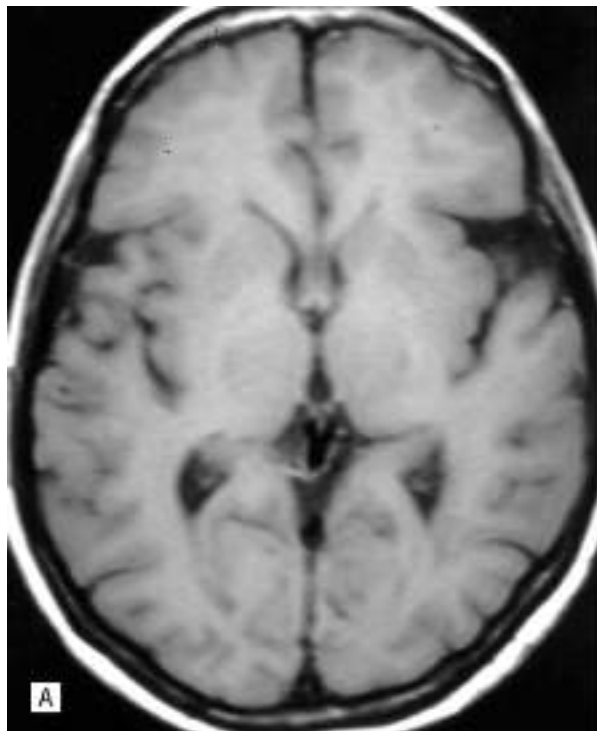
Séquences d'acquisition

Echo de spin

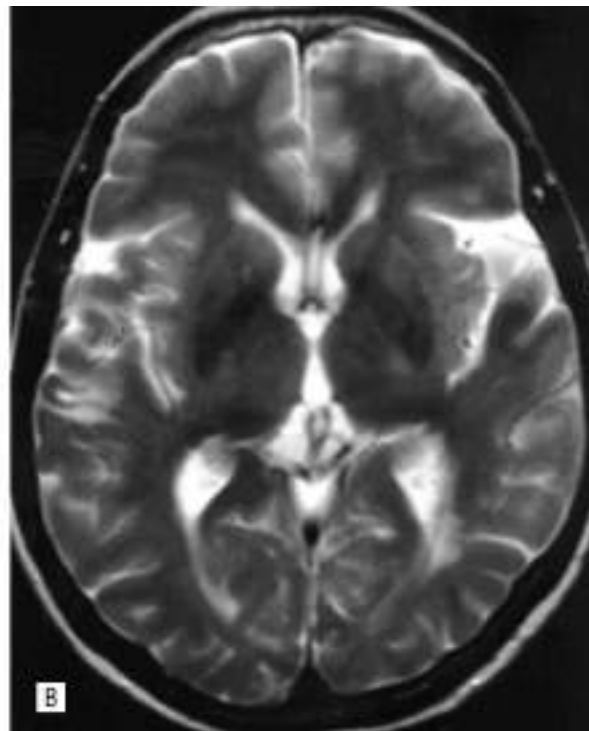
T_2 : environnement moléculaire

T_2^* : environnement moléculaire & inhomogénéités de champ

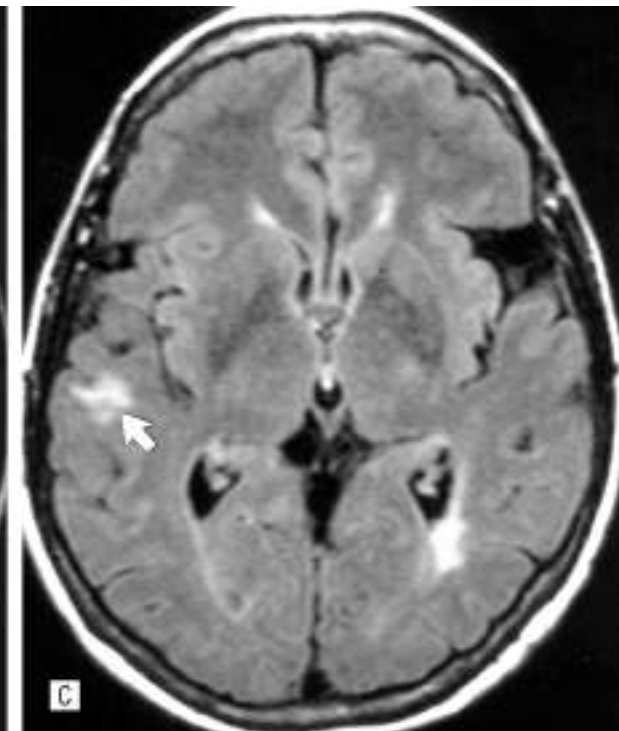
T_1



T_2 « vrai »



T_2 inversé



TE long

Bakshi et al. Arch Neurol 2001

Options applicables aux séquences SE et GRE pour définir de nouvelles séquences

Modifier le contraste de l'image

→ En préparant la magnétisation par une ou plusieurs ondes supplémentaires

1) Préparation par une impulsion d'inversion

Le temps d'inversion (T_i) ajouté rallonge la durée de la séquence mais augmente le signal et permet d'annuler au choix le signal de certains tissus (ce qui augmente le contraste des autres)

- T_i long: suppression signal LCR = séq FLAIR
- T_i moyen: suppression signal muscle = séq inversion-récupération
- T_i court: suppression signal graisse = séq STIR

2) La saturation sélective

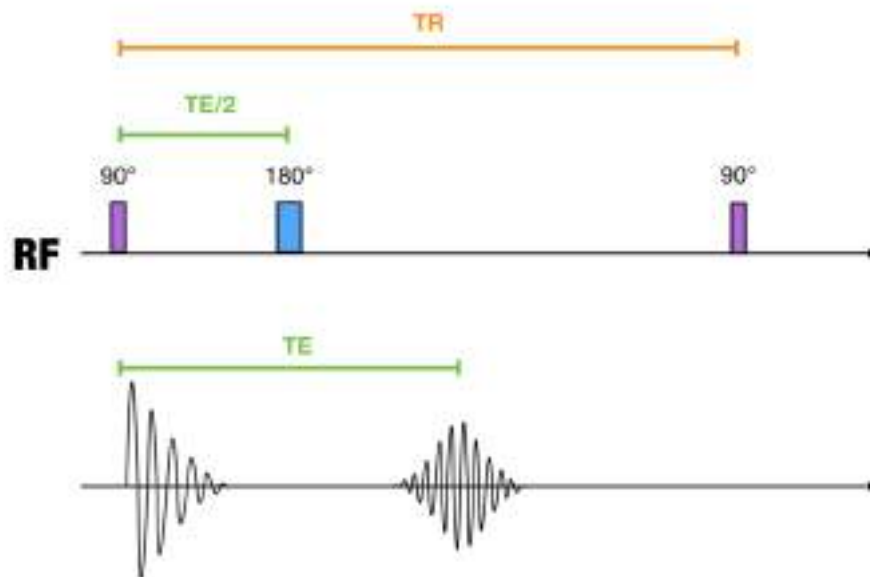
La séquence excite tous les tissus sauf la graisse dont le signal a été précédemment annulé

- Séq FAT-SAT

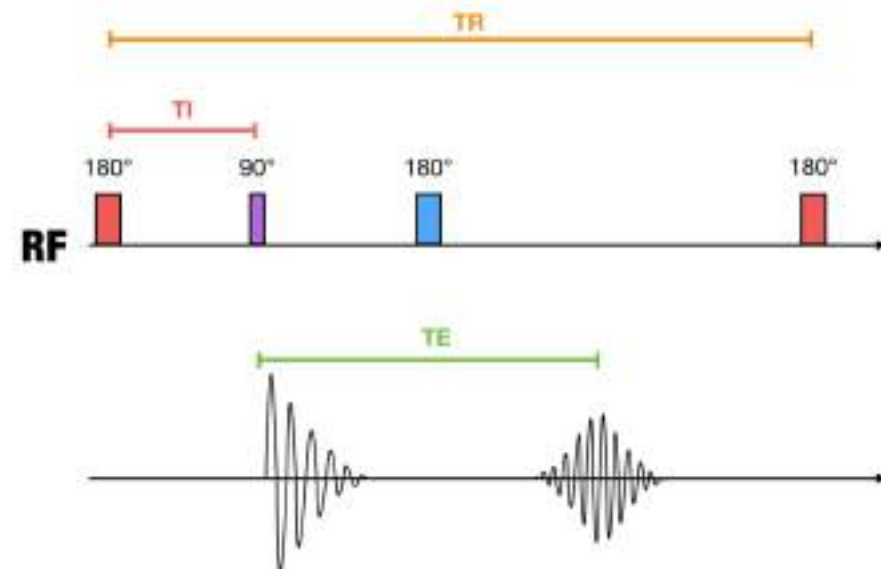
Séquences d'acquisition

Inversion - récupération

Conventional Spin Echo



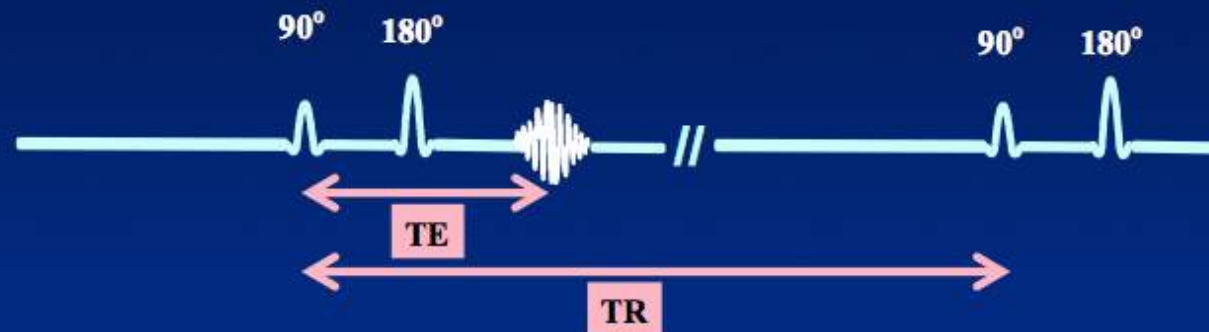
Inversion Recovery (Spin Echo)



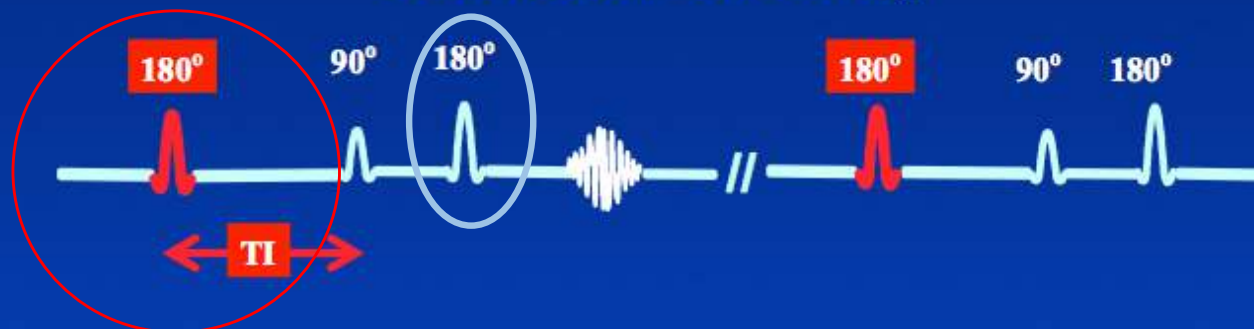
Séquences d'acquisition

Inversion - récupération

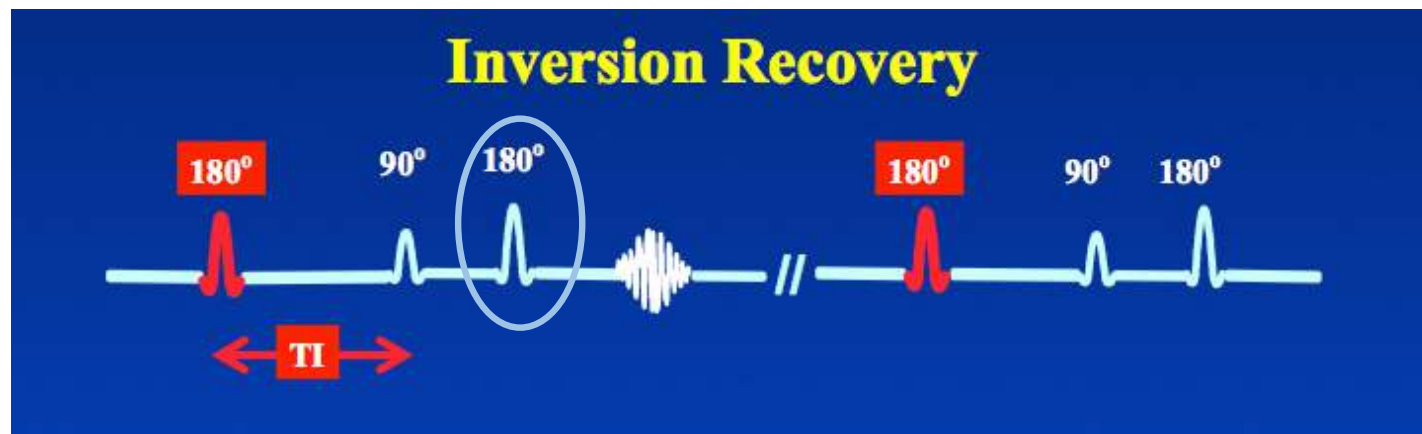
Conventional Spin-Echo



Inversion Recovery



FLAIR : FLuid Attenuated Inversion Recovery

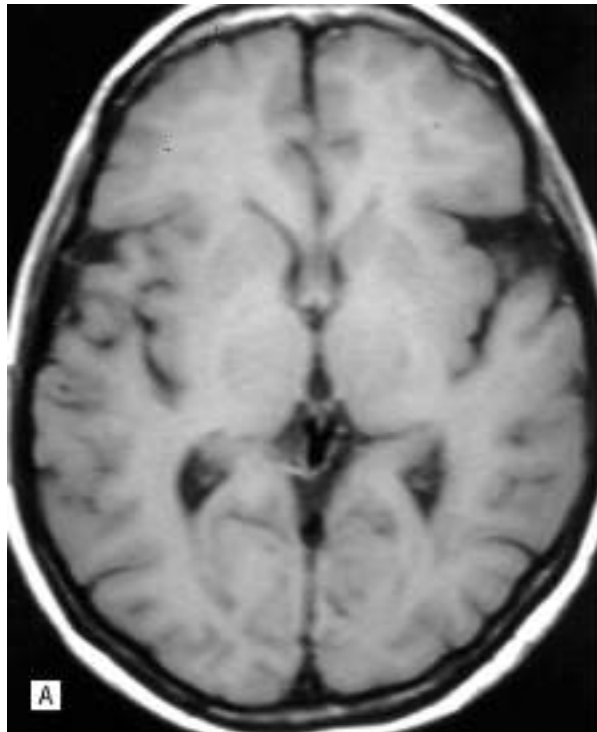


Séquences d'acquisition

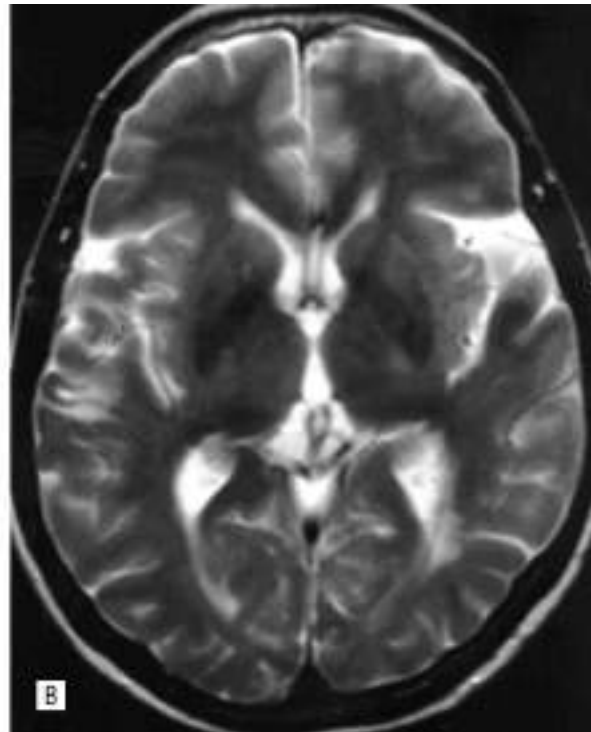
Inversion - récupération

FLAIR : FLuid Attenuated Inversion Recovery

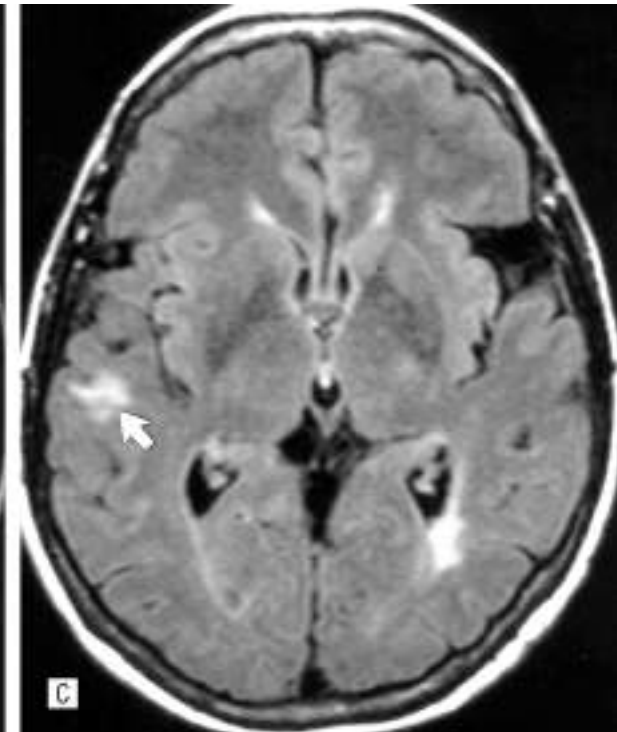
T₁



T₂



T₂ FLAIR



Séquences d'acquisition



Inversion - récupération

FLAIR : FLuid Attenuated Inversion Recovery

RECOMMANDATIONS DE BONNE PRATIQUE

**Accident vasculaire cérébral :
prise en charge précoce
(alerte, phase préhospitalière, phase
hospitalière initiale, indications de la
thrombolyse)**

RECOMMANDATIONS

Mai 2009

5.1 Thrombolyse intraveineuse

► Indications

La thrombolyse intraveineuse (IV) par rt-PA des IC est recommandée jusqu'à 4 heures 30 (hors AMM, voir annexe 2) (accord professionnel). Elle doit être effectuée le plus tôt possible (grade A).

La thrombolyse IV peut être envisagée après 80 ans jusqu'à 3 heures (accord professionnel).

4.3 Quels patients justifient d'une hospitalisation en UNV ?

Tout patient ayant un AVC doit être proposé à une UNV.

4.2 Imagerie cérébrale et vasculaire

Les patients suspects d'AVC aigu doivent avoir un accès prioritaire 24 h/24 et 7 j/7 à l'imagerie cérébrale. Des protocoles de prise en charge des patients suspects d'AVC aigu doivent être formalisés et contractualisés entre le service accueillant ces patients et le service de radiologie (accord professionnel).

L'IRM est l'examen le plus performant pour montrer précocement des signes d'ischémie récente, et elle visualise l'hémorragie intracrânienne. Il convient de la réaliser de façon privilégiée.

Si l'IRM est possible comme examen de première intention, elle doit être accessible en urgence et elle doit privilégier des protocoles courts incluant les séquences suivantes : diffusion, FLAIR, écho de gradient (grade B).

En cas d'impossibilité d'accéder en urgence à l'IRM, il convient de réaliser un scanner cérébral. Cet examen ne montre qu'inconstamment des signes d'ischémie récente, mais permet de visualiser une hémorragie intracrânienne.

L'exploration des artères intracrâniennes est effectuée par ARM cérébrale, angioscanner ou Doppler transcrânien (accord professionnel).

Une exploration des artères cervicales doit être réalisée précocement devant tout accident ischémique cérébral. Celle-ci est urgente en cas d'AIT, d'infarctus mineur, d'accident ischémique fluctuant ou évolutif. L'examen de première intention peut être un écho-Doppler, une ARM des vaisseaux cervico-encéphaliques avec injection de gadolinium ou un angioscanner des troncs supra-aortiques (grade B).

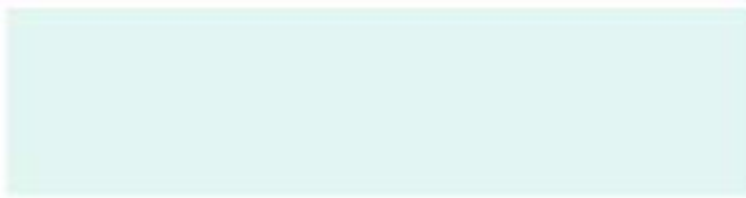
Séquences d'acquisition



Inversion - récupération

FLAIR : FLuid Attenuated Inversion Recovery

Diagnostic and Interventional Imaging (2014) 95, 1135–1144



CONTINUING EDUCATION PROGRAM: FOCUS...

Patient "candidate" for thrombolysis: MRI is essential

M. Tisserand, O. Naggara, L. Legrand, C. Mellerio,
M. Edjlali, S. Lion, C. Rodriguez-Régent,
R. Souillard-Scemama, C.-F. Jbanca, D. Trystram,
J.-F. Méder, C. Oppenheim*

Objectifs primaires

- Confirmer l'AVC ischémique
- Exclure l'hémorragie
- Exclure les diag. diff.

Objectifs secondaires

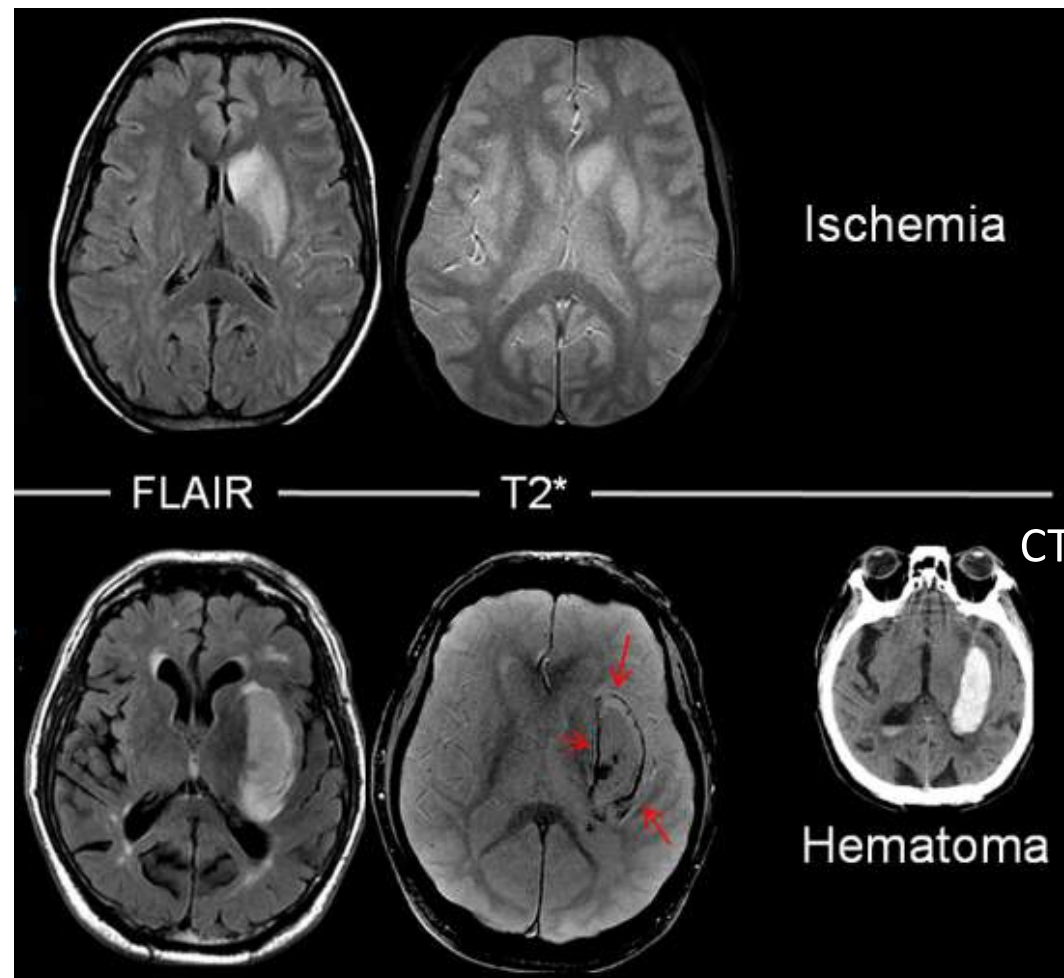
- Dater l'AVC
- Localiser l'occlusion
- Evaluer la pénombre (pron.)

Séquences d'acquisition

Inversion - récupération

FLAIR : FLuid Attenuated Inversion Recovery

Accident
vasculaire
cérébral
ischémique
(ACM gauche)



Hématome
profond

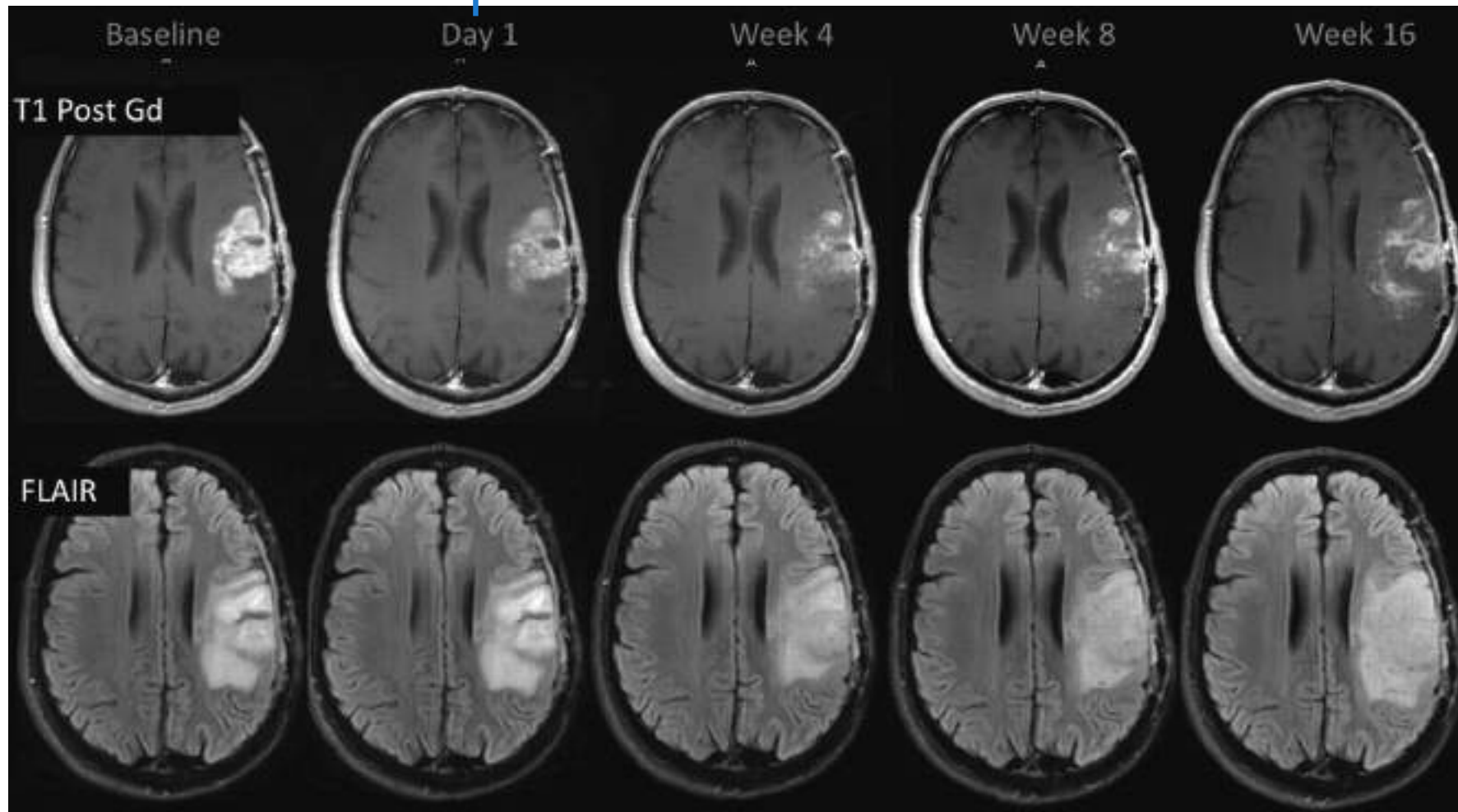
Séquences d'acquisition

Inversion - récupération

FLAIR : FLuid Attenuated Inversion Recovery

Homme, 47 ans glioblastome multiforme

bevacizumab



Hygino da Cruz et al. Am J Neuroradiol 2011

82

Séquences d'acquisition



Inversion - récupération

FLAIR : FLuid Attenuated Inversion Recovery

THE LANCET
Neurology

REVIEW | VOLUME 17, ISSUE 3, P262-324, MARCH 01, 2018

MRI criteria for the diagnosis of multiple sclerosis: MAGNIMS consensus guidelines

Prof Massimo Filippi, MD, FR, FRCS, Maria A Rocca, MD, Prof Olga Ciccarelli, PhD, Nicola De Stefano, MD, Nikola Evangelou, PhD, Prof Ludwig Kappos, MD, et al. [Show all authors](#) [Show institution](#)

Panel 2: Recommended 2016 MAGNIMS MRI criteria to establish disease dissemination in space in multiple sclerosis

Dissemination in space can be shown by involvement* of at least two of five areas of the CNS as follows:

- Three or more periventricular lesions
- One or more infratentorial lesion
- One or more spinal cord lesion
- One or more optic nerve lesion
- One or more cortical or juxtacortical lesion†

*If a patient has a brainstem or spinal cord syndrome, or optic neuritis, the symptomatic lesion (or lesions) are not excluded from the criteria and contribute to the lesion count. †This combined terminology indicates the involvement of the white matter next to the cortex, the involvement of the cortex, or both, thereby expanding the term juxtacortical lesion.

Séquences d'acquisition

Inversion - récupération

FLAIR : FLuid Attenuated Inversion Recovery

THE LANCET
Neurology

REVIEW | VOLUME 15, ISSUE 3, P392-398, MARCH 01, 2016

MRI criteria for the diagnosis of multiple sclerosis: MAGNIMS consensus guidelines

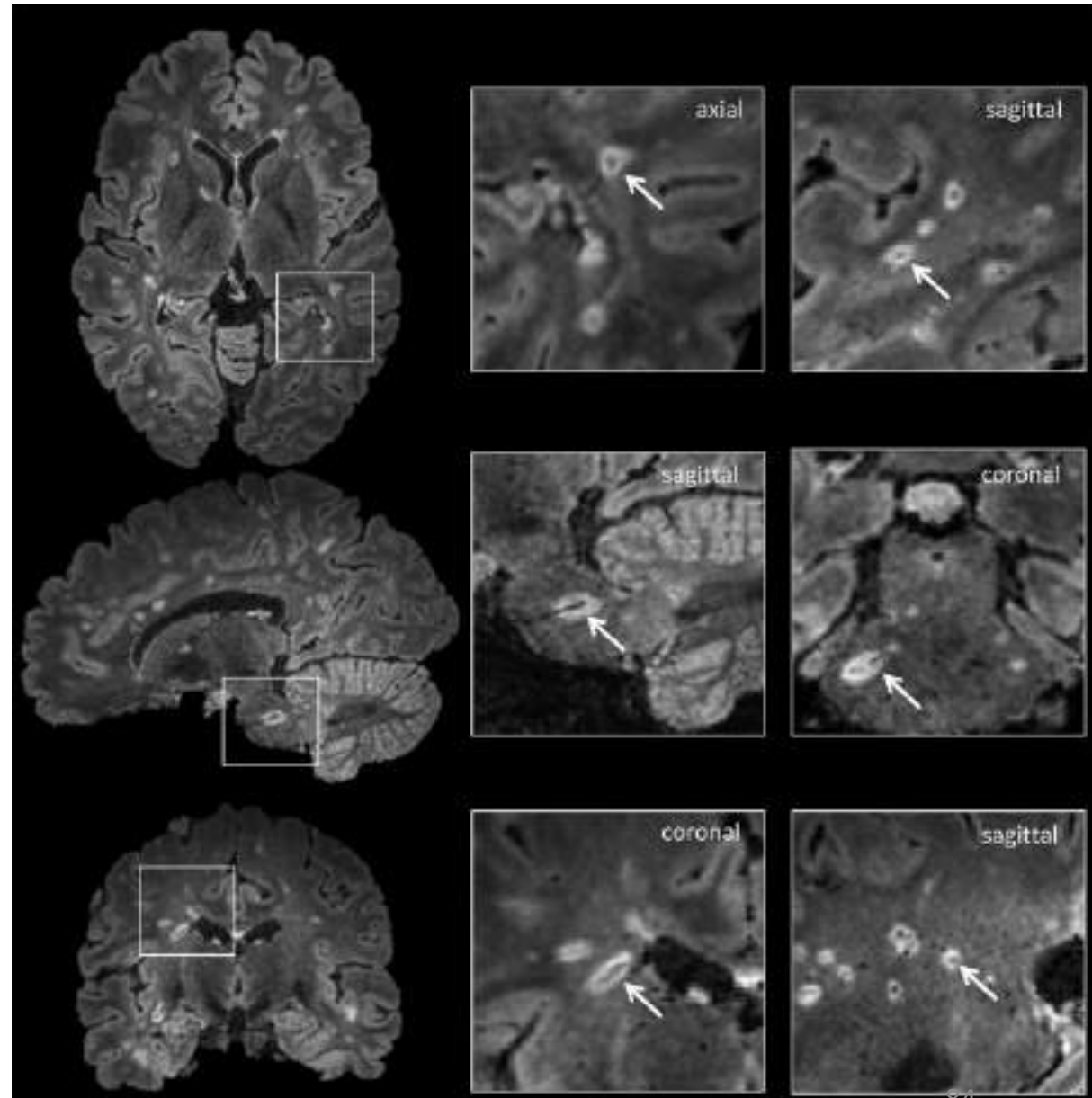
Prof Massimo Filippi, MD, FRCS, Maria A Rocca, MD, Prof Olga Ciccarelli, PhD, Nicola De Stefano, MD, Nikos Evangelou, PhD, Prof Leifong Kappas, MD, et al. [Show all authors](#) [Show full article](#)

Lésions corticales/juxta-corticales

Lésions sous-tentorielles

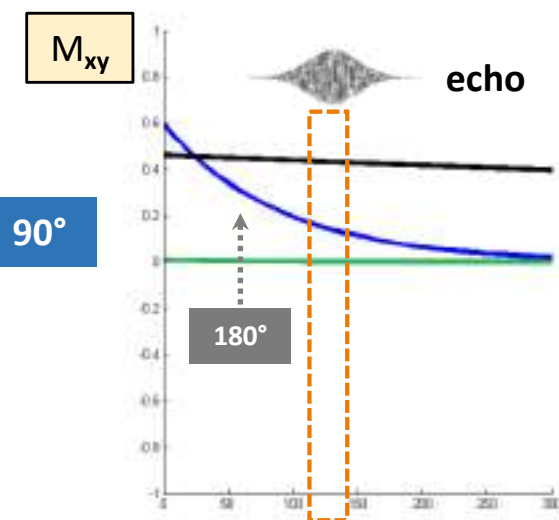
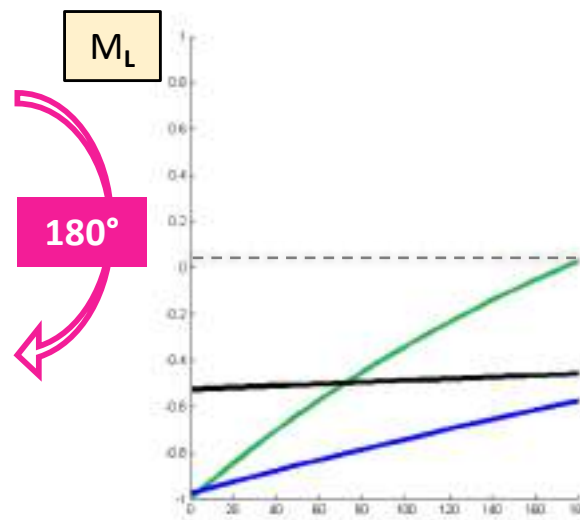
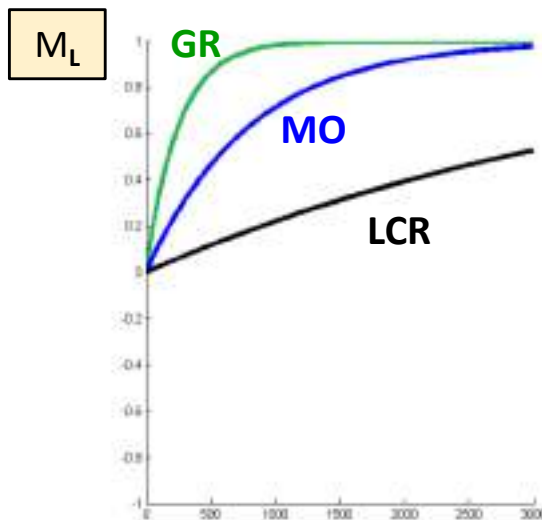
Lésions périventriculaires

Homme, 33 ans, sclérose en plaques



Séquences d'acquisition

Inversion - récupération STIR : Short Ti Inversion Recovery



Séquences d'acquisition

Inversion - récupération

STIR : Short Ti Inversion Recovery

SE T₂



Sclérose en plaques

STIR



Lésion démyélinisante

Alcaide-Leon et al. Am J Neuroradiol 2016

Séquences d'acquisition

Inversion - récupération
STIR : Short Ti Inversion Recovery

Homme 56 ans, douleurs lombaires.



Hyposignal MO

Hypersignal STIR > T2

Salinas et al. ECR 2017

Séquences d'acquisition

Inversion - récupération
STIR : Short Ti Inversion Recovery

Abcès intraduraux et péri-duraux



Hyposignal T1

T1 Gd

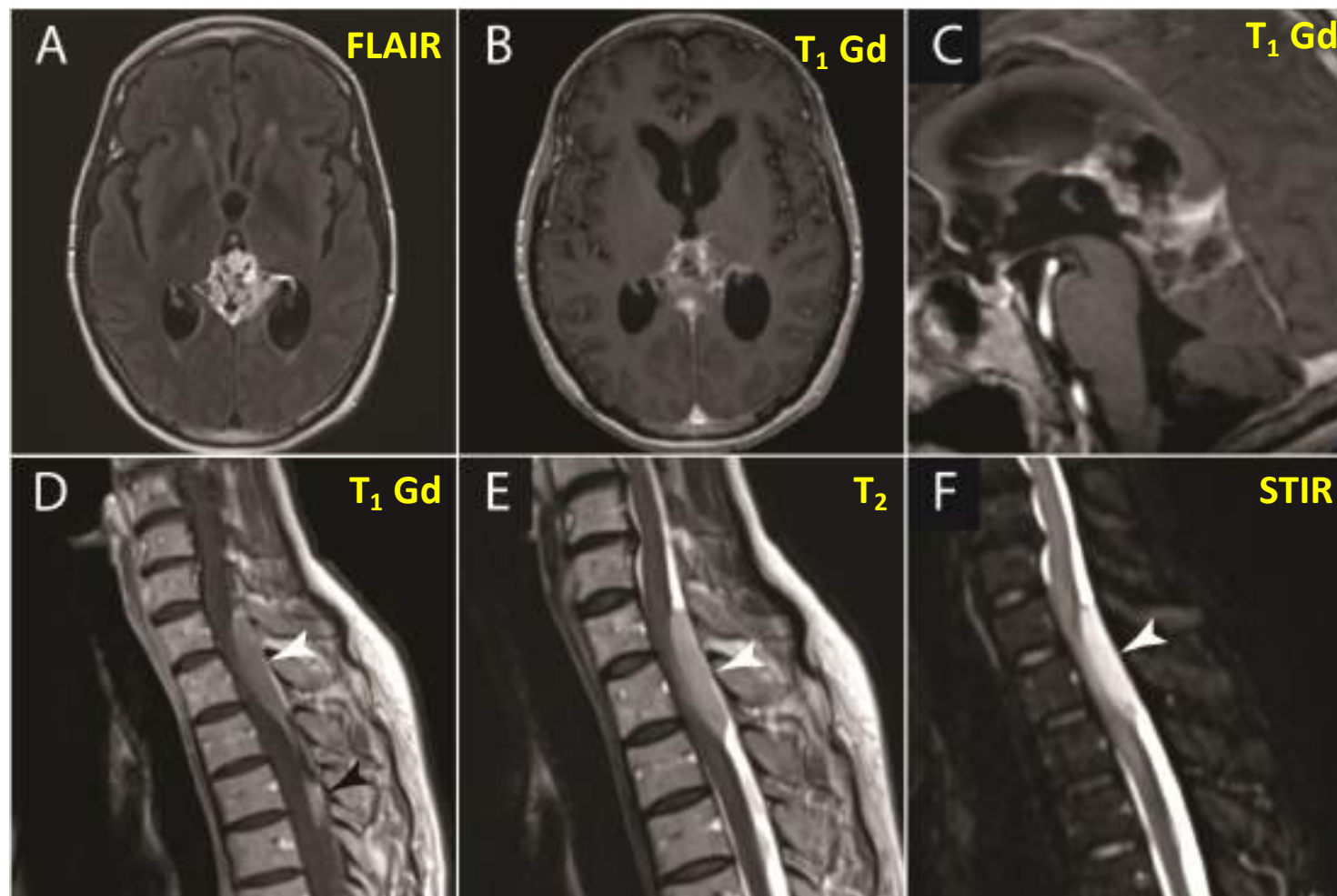
Hypersignal T2, STIR *Salinas et al. ECR 2017*

Séquences d'acquisition

Inversion - récupération

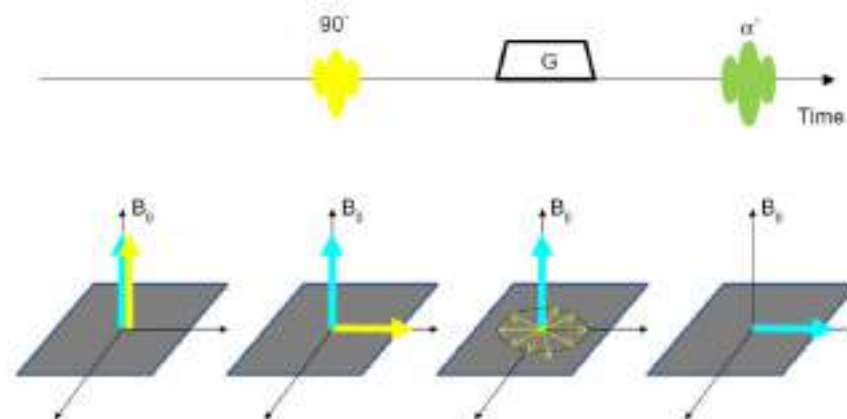
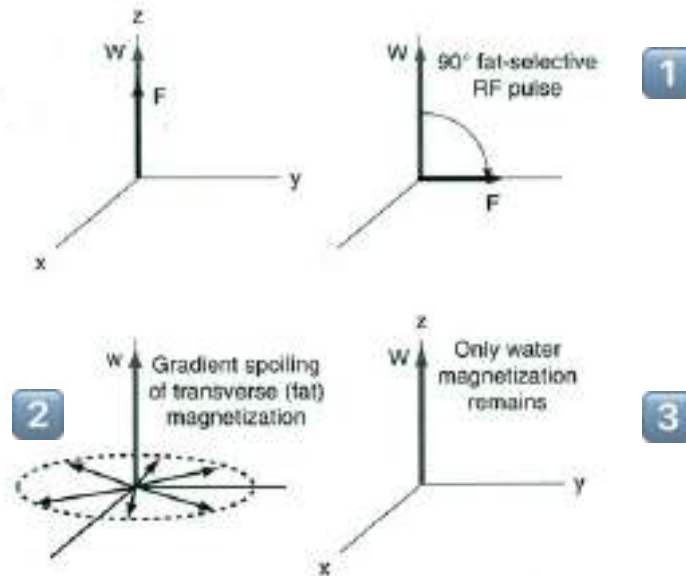
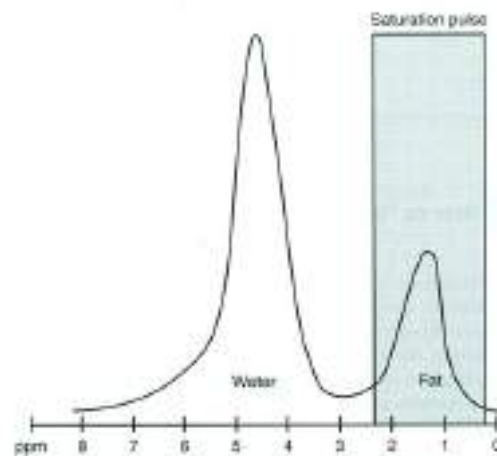
STIR : Short Ti Inversion Recovery

Femme, 49 ans, paraparésie subaiguë associée à une névralgie cervicobrachiale bilatérale intense



Séquences d'acquisition

Techniques de saturation FAT-SAT

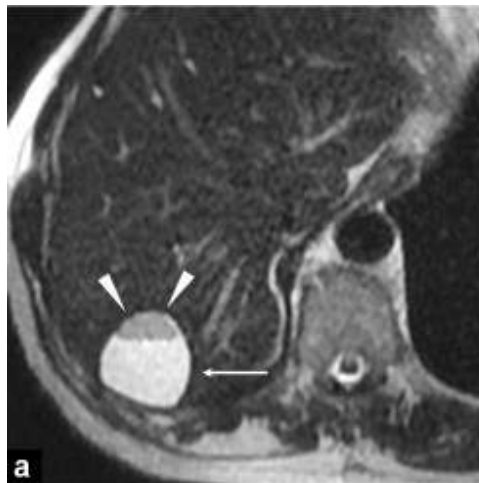


Séquences d'acquisition

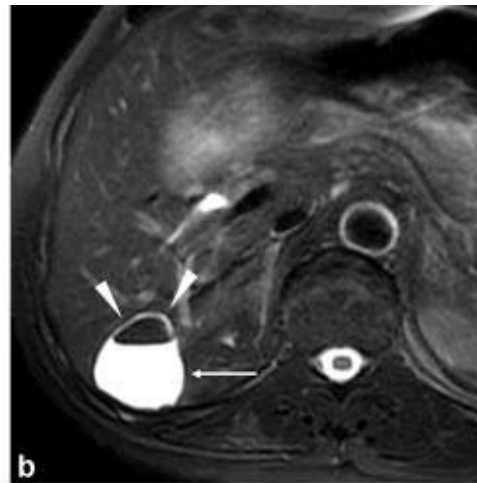
Techniques de saturation FAT-SAT

Kyste hydatique

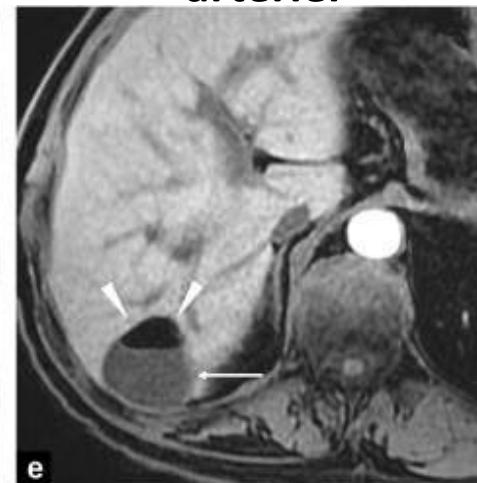
T₂



T₂ FAT SAT



T₁ FAT SAT Gd
artériel



T₁ FAT SAT Gd
portal



Fluide: hypersignal T₂ et T₂ FAT-SAT

Graisse: hypersignal T₂ hyposignal T₂ FAT-SAT

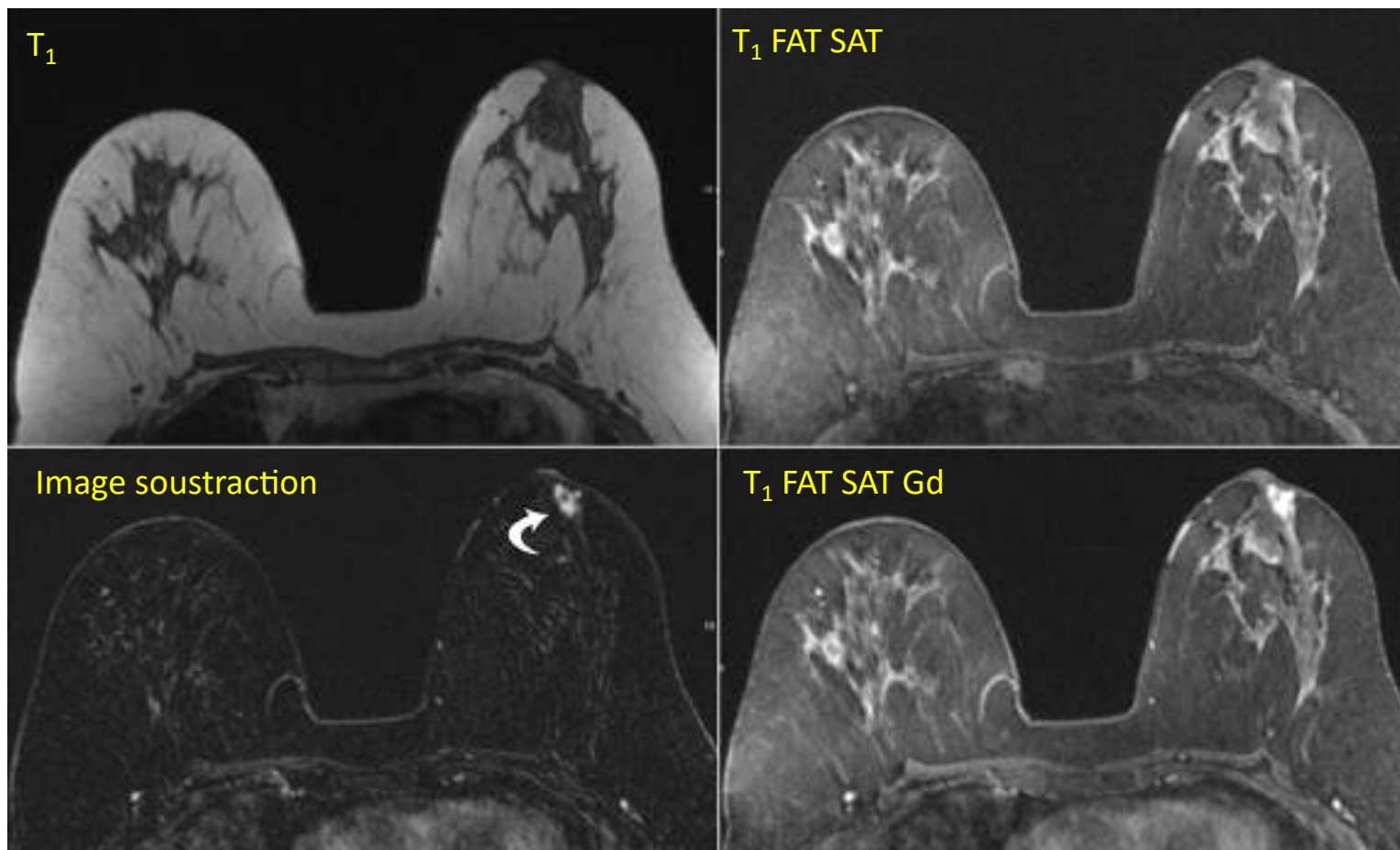
Pas d'absorption après Gd

Tekath et al. Diag Interv Imaging 2015

Séquences d'acquisition

Techniques de saturation FAT-SAT

Femme 55 ans carcinome canalaire *in situ* sein droit

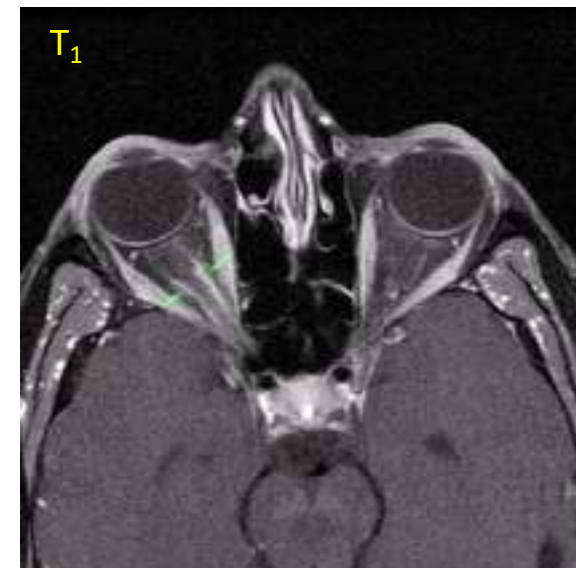
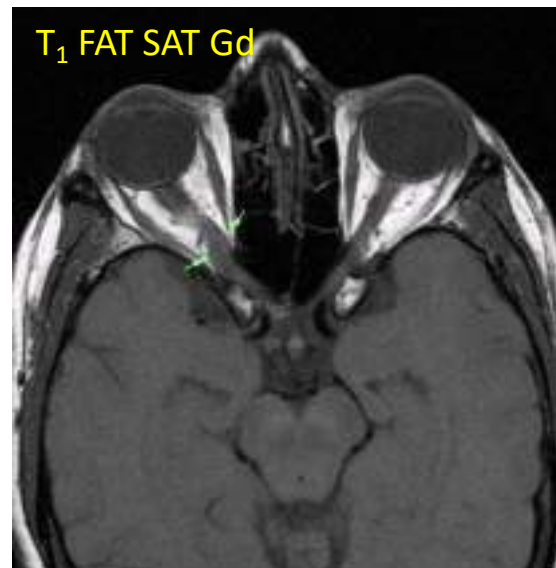
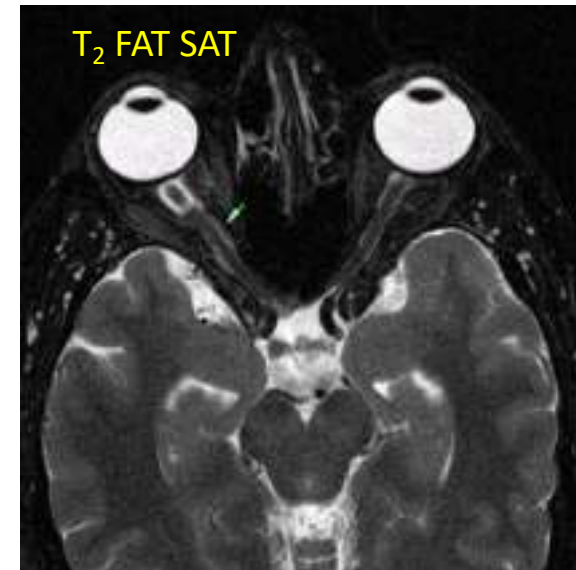
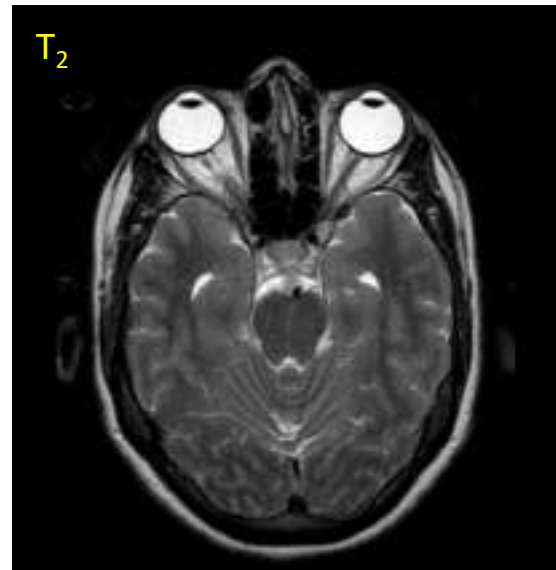


Daly et al. AJR 2008

Séquences d'acquisition

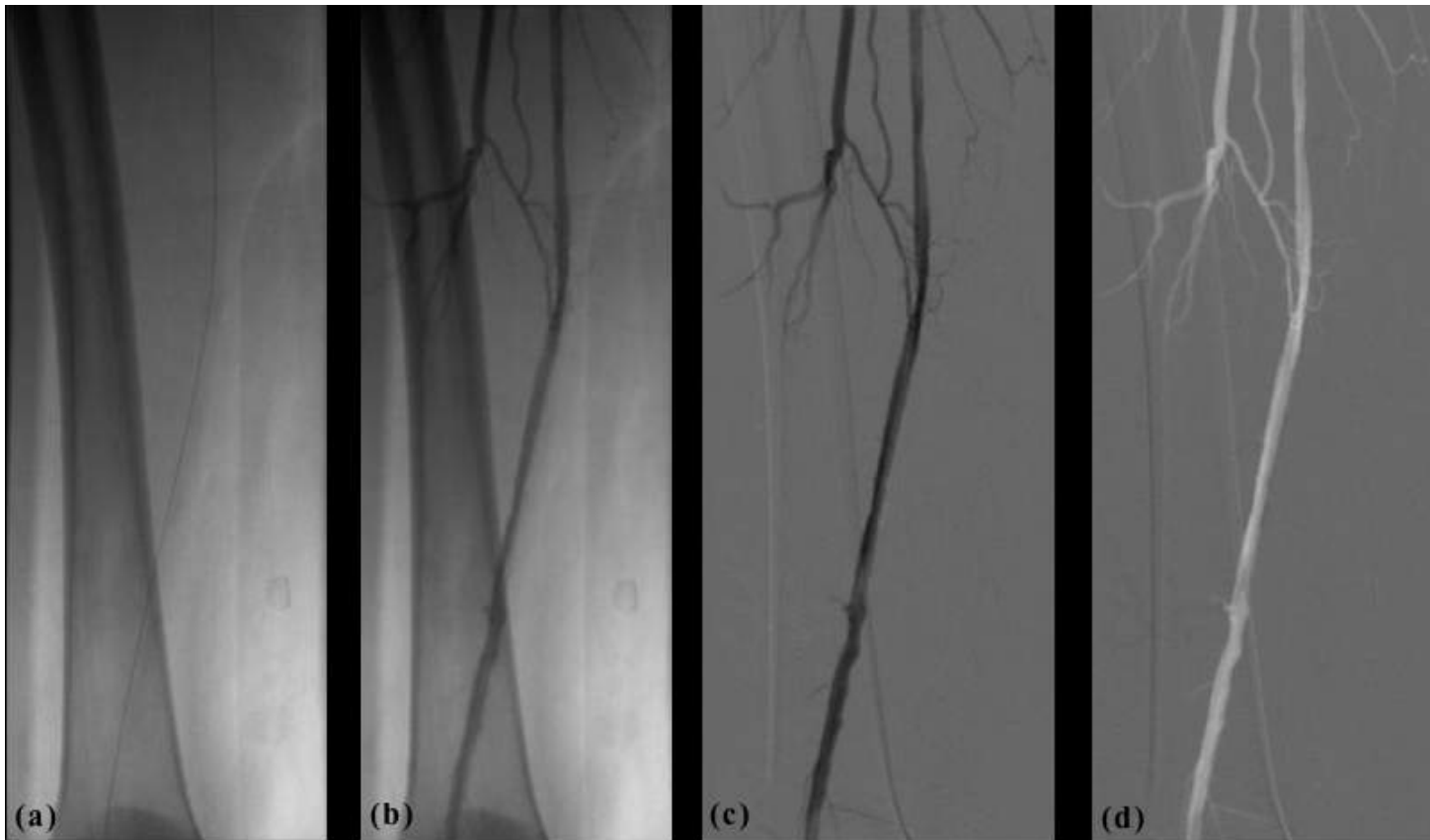
Techniques de saturation FAT-SAT

Méningiome nerf optique



Séquences d'acquisition

Angiographie IRM Contraste



CT standard

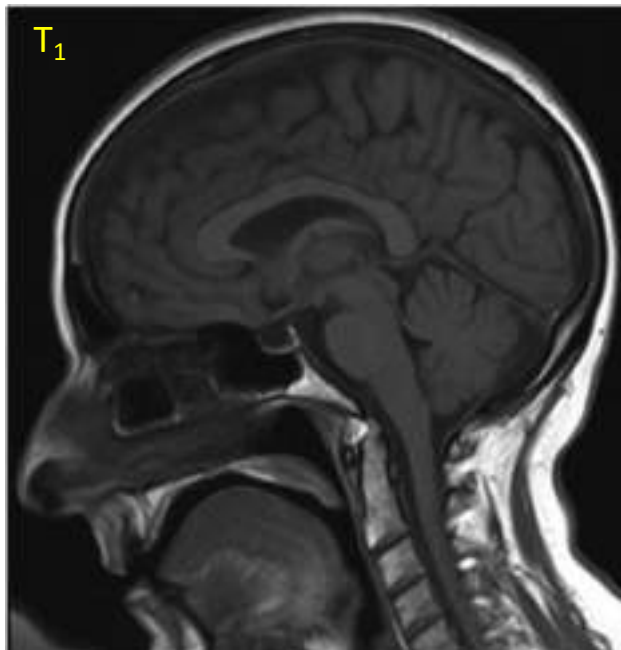
opacification du
réseau artériel
fémoral

image de soustraction

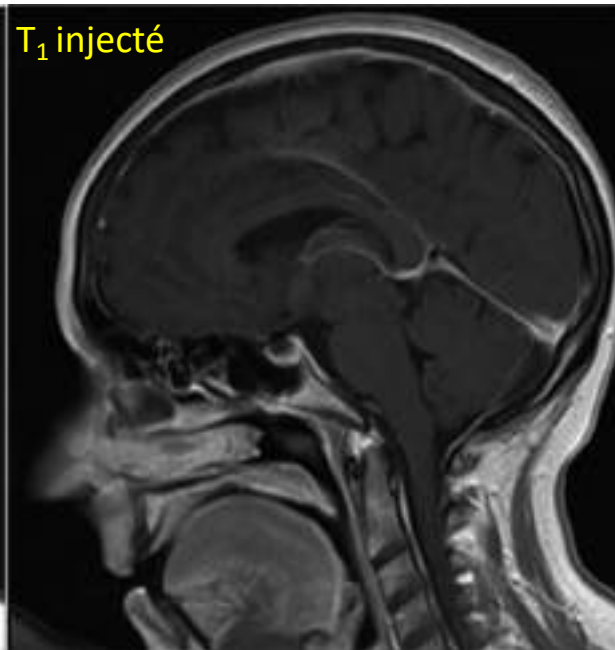
idem en négatif

Séquences d'acquisition

Angiographie IRM Contraste



Currie et al. Postgrad Med J 2013



Injection au temps veineux



Séquences d'acquisition

Angiographie IRM Contraste

ARM dynamique :

http://mriquestions.com/uploads/3/4/5/7/34572113/4833459_orig.gif



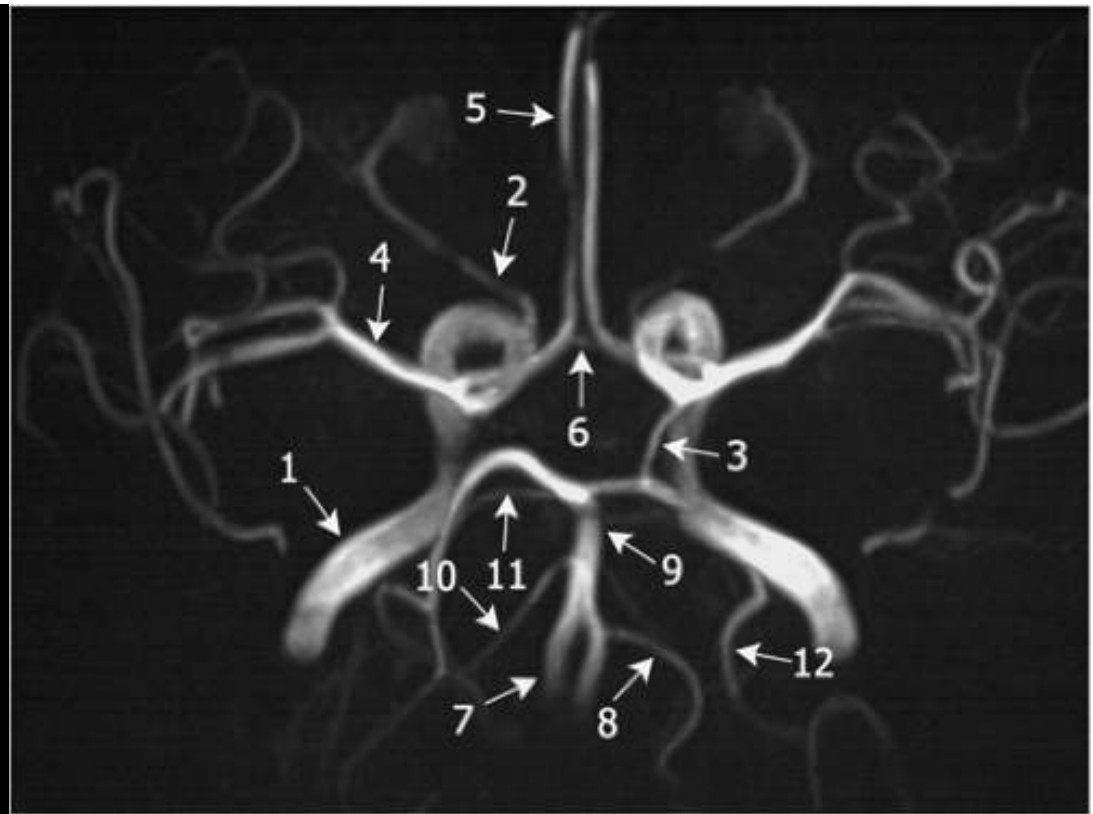
Séquences d'acquisition

Angiographie IRM Contraste

ARM des troncs supra-aortiques



ARM du polygone de Willis



Options applicables aux séquences SE et GRE pour définir de nouvelles séquences

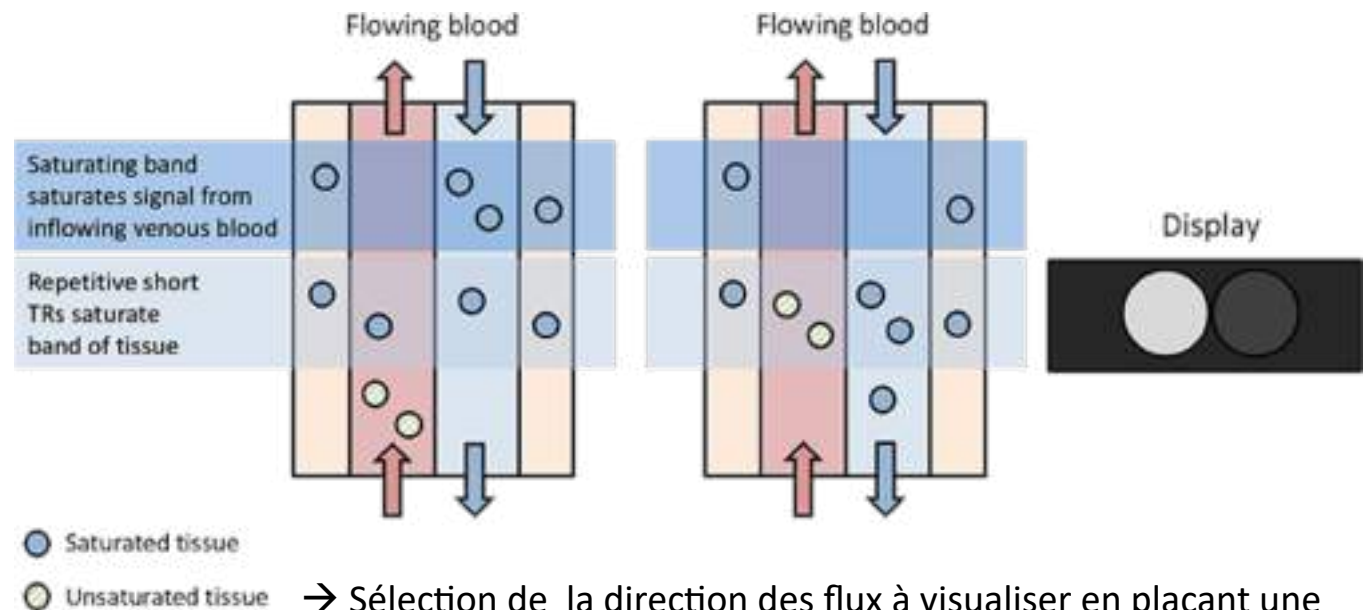
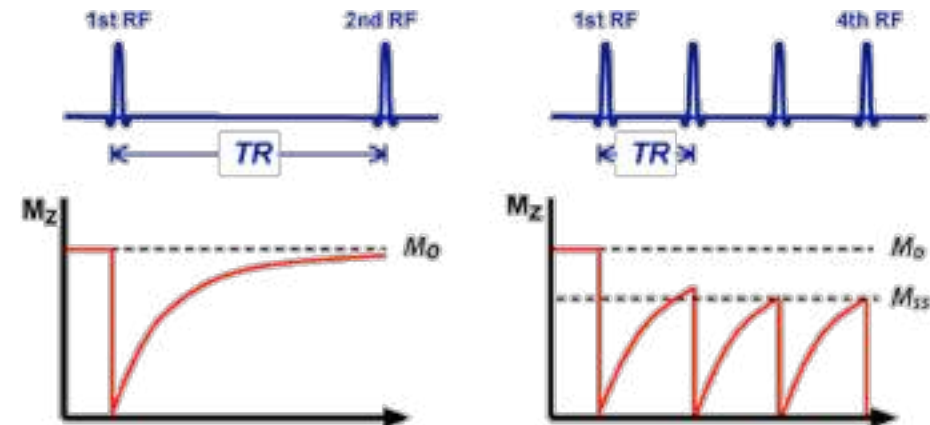
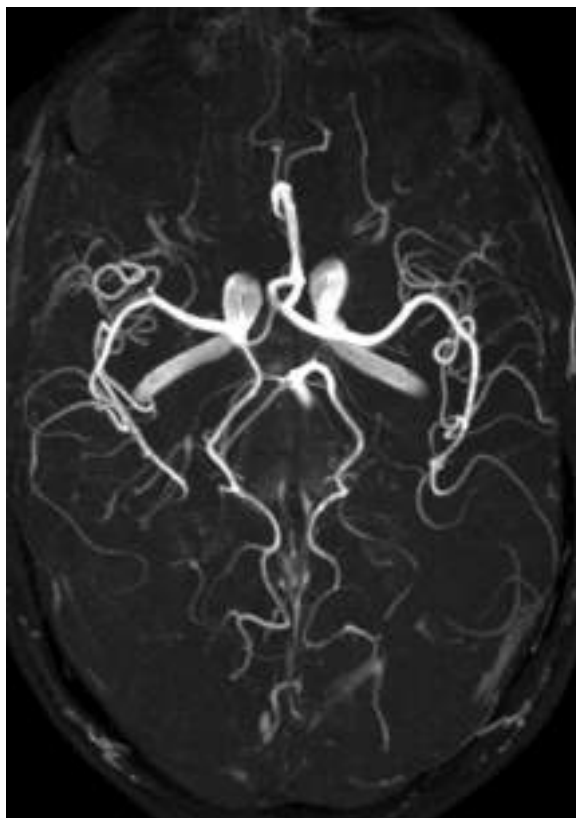
Modifier le contraste de l'image

→ En préparant la magnétisation par une ou plusieurs ondes supplémentaires

3) Le transfert de magnétisation est utilisé en angiographie par temps de vol (TOF) cela diminue le signal des protons stationnaires

Séquences d'acquisition

Angiographie IRM TOF (time of flight)



→ Sélection de la direction des flux à visualiser en plaçant une bande de pré-saturation en amont du volume d'intérêt pour supprimer les flux artériels ou veineux non désirés

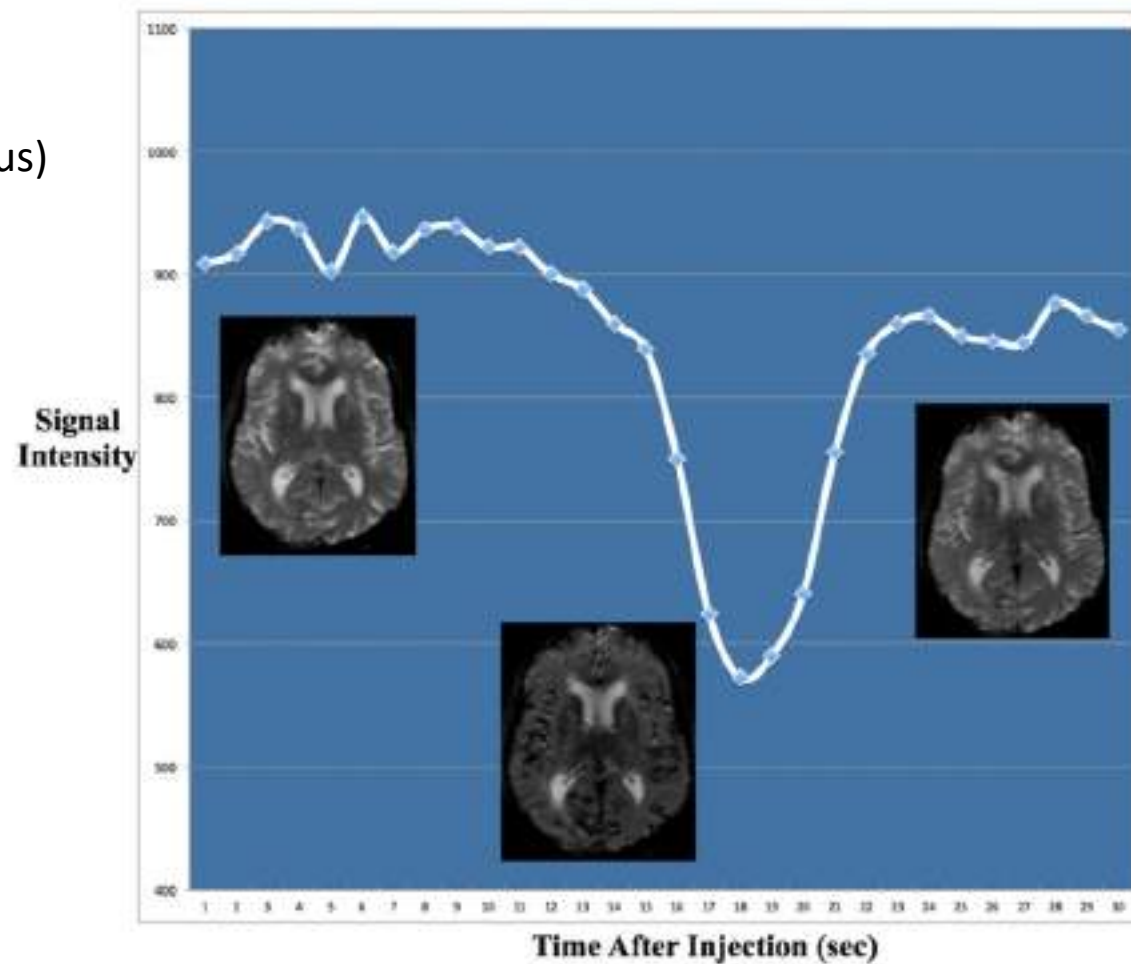
Séquences d'acquisition

IRM de perfusion Contraste

DSC (dynamic susceptibility contrast, T₂)

Gd forte concentration (bolus)

chute du signal en pondération T₂*



Séquences d'acquisition

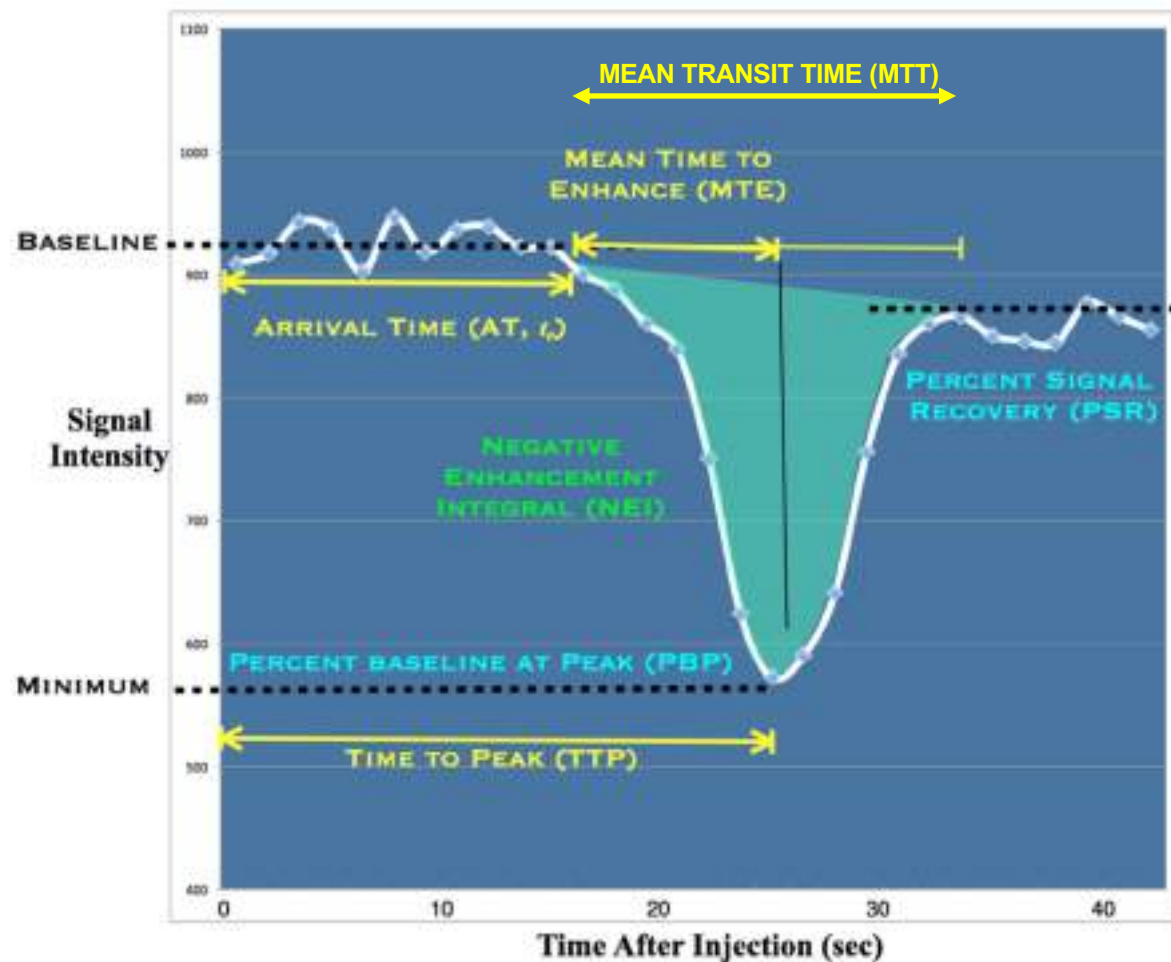
IRM de perfusion Contraste

DSC (dynamic susceptibility contrast, T_2)

Obtention d'images paramétriques

NEI $\rightarrow$ rCBV

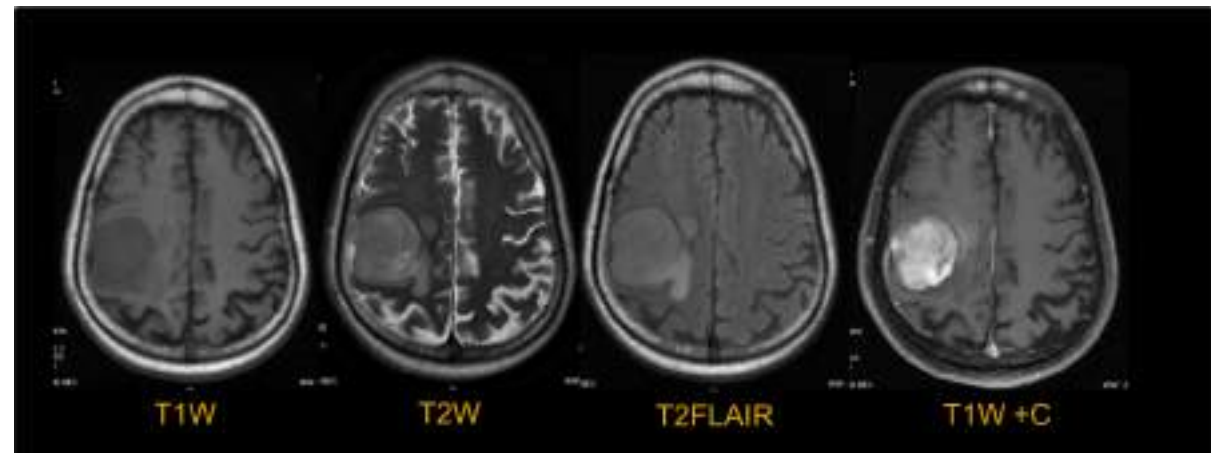
NEI/MTT $\rightarrow$ rCBF



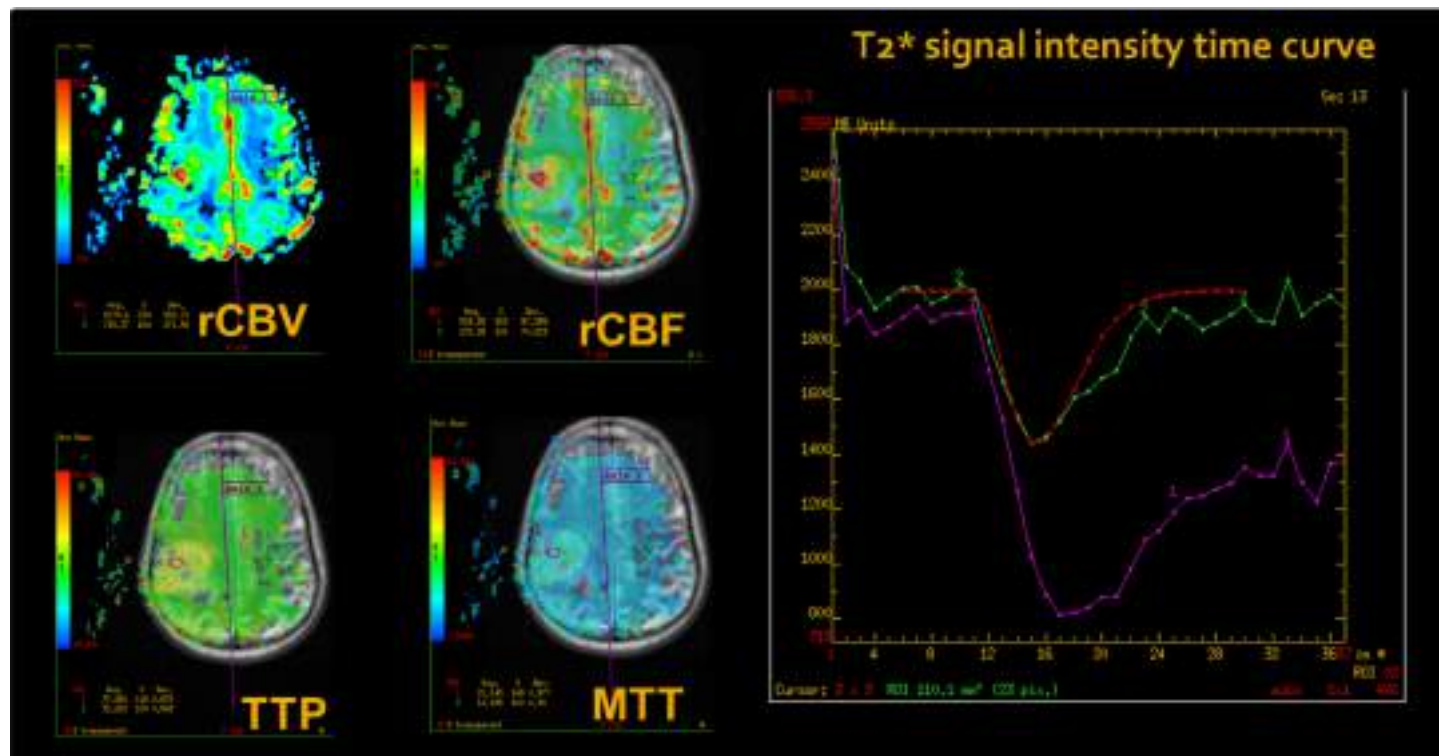
Séquences d'acquisition

IRM de perfusion Contraste

DSC (dynamic susceptibility contrast, T₂)



Udare et al. ECR 2014

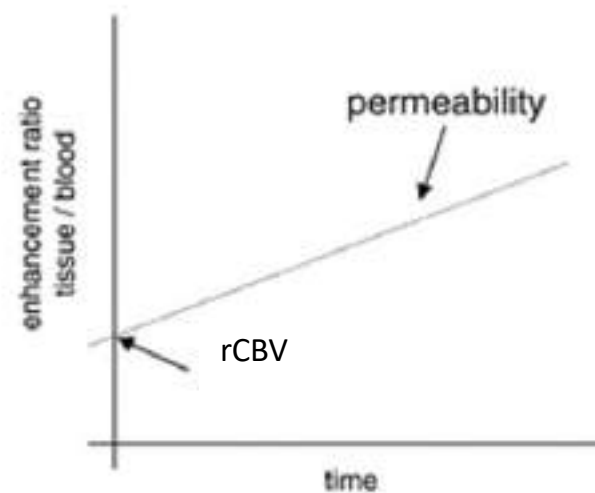
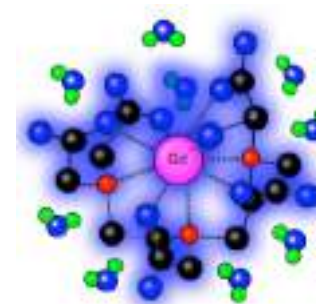
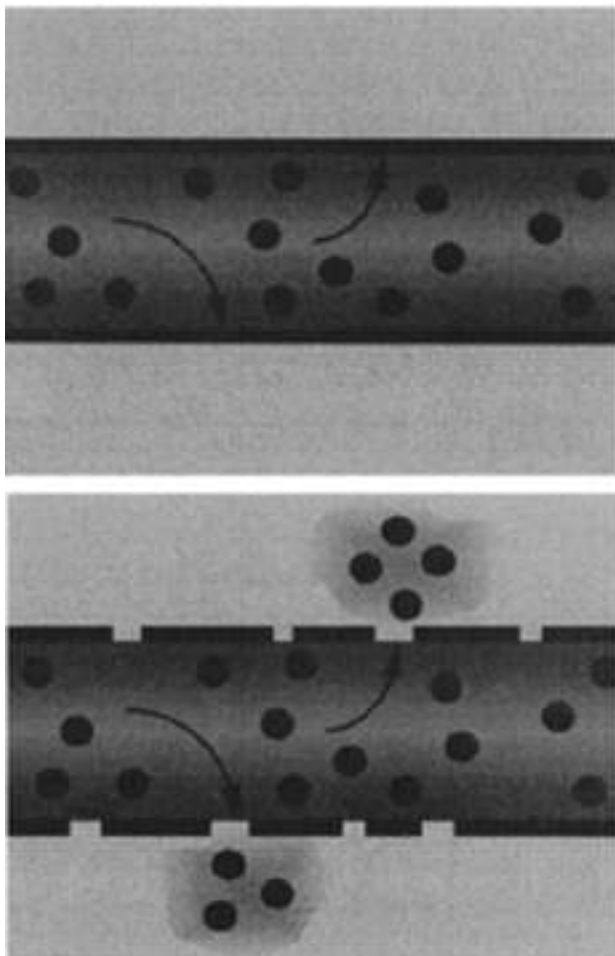


↑ rCBV (2,34:1)
↑ rCBF (3,43:1)
légère élévation du
TTP et MTT

Séquences d'acquisition

IRM de perfusion Contraste

DCE (dynamic contrast enhanced, T_1)

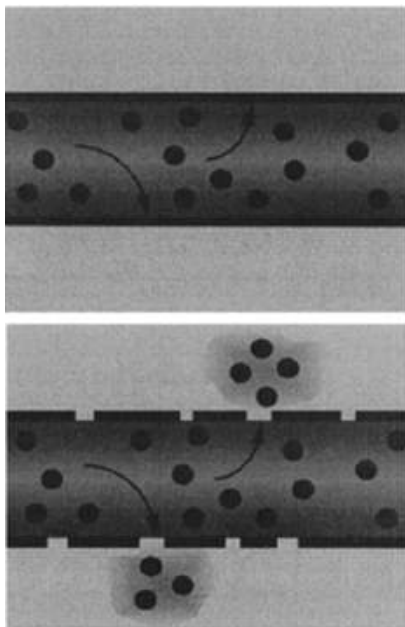


Séquences d'acquisition

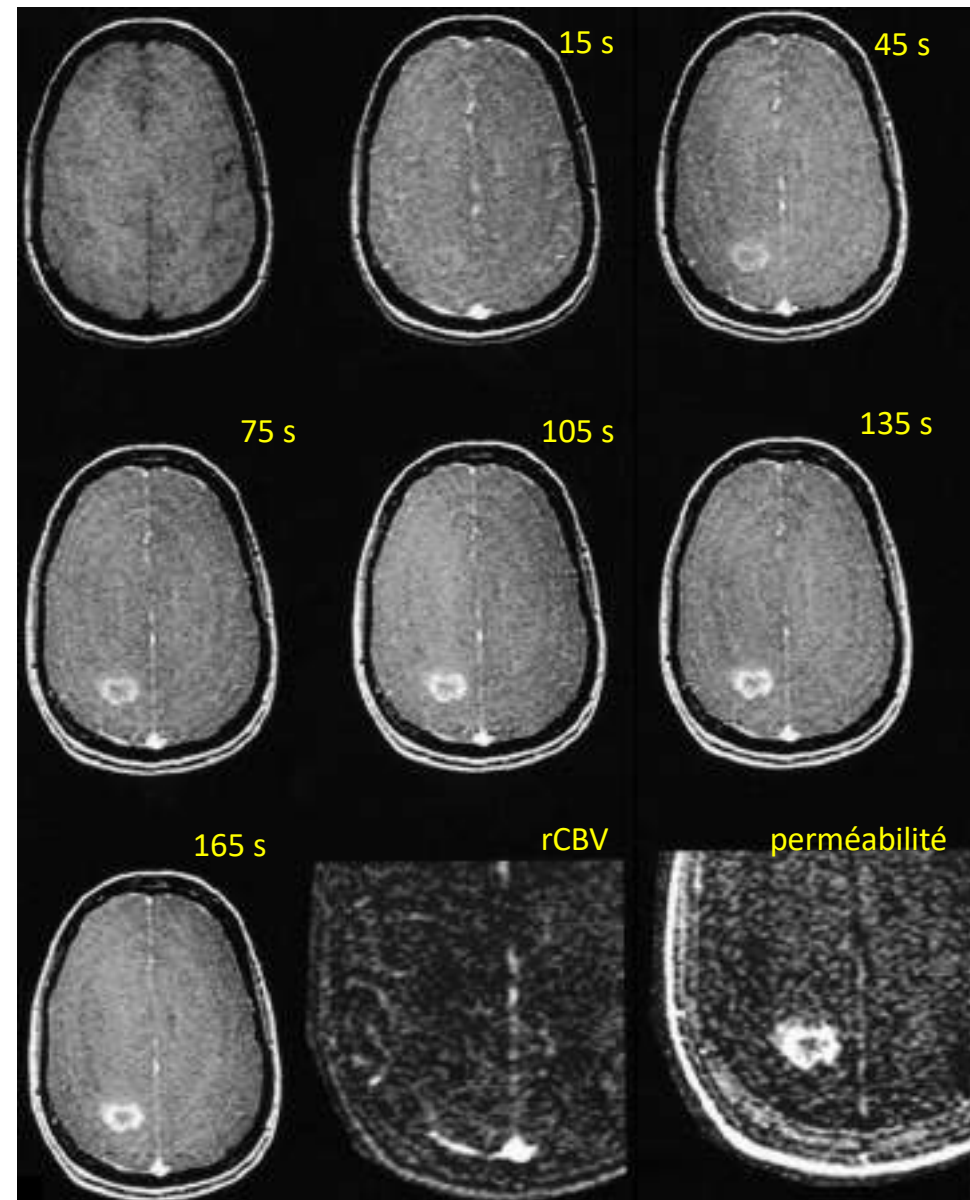
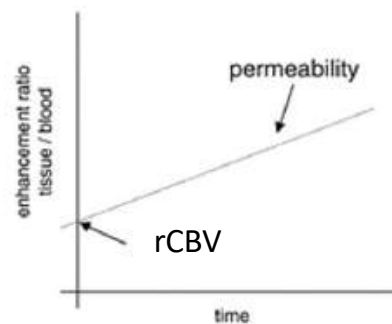
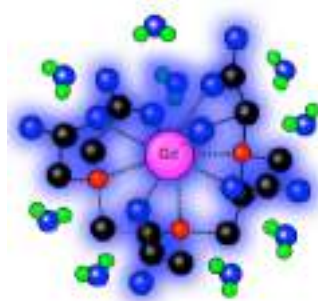
glioblastome multiforme de grade 4

IRM de perfusion Contraste

DCE (dynamic contrast enhanced, T_1)



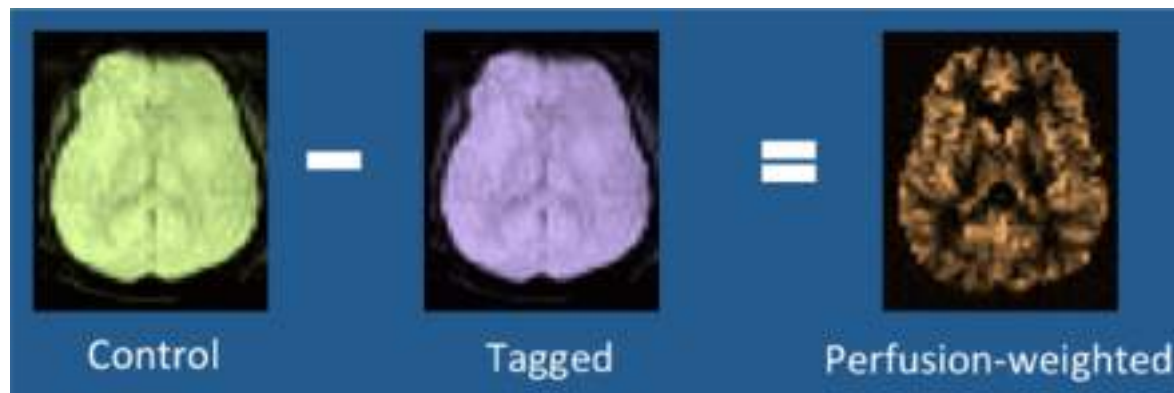
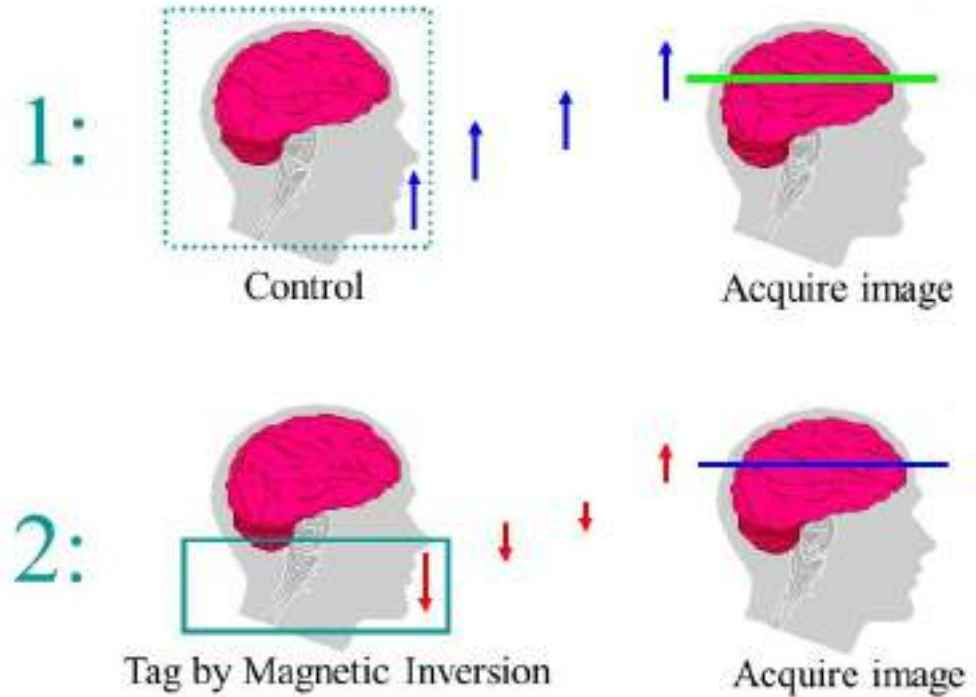
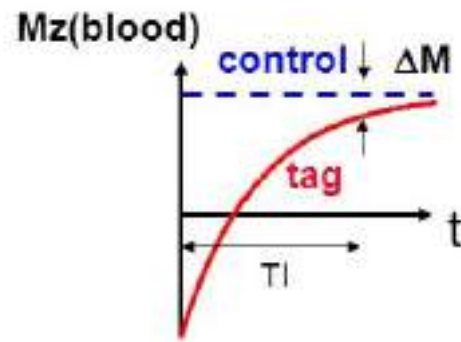
Roberts et al. AJNR 2000



Séquences d'acquisition

IRM de perfusion ASL (arterial spin labeling)

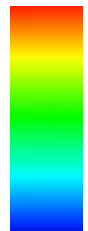
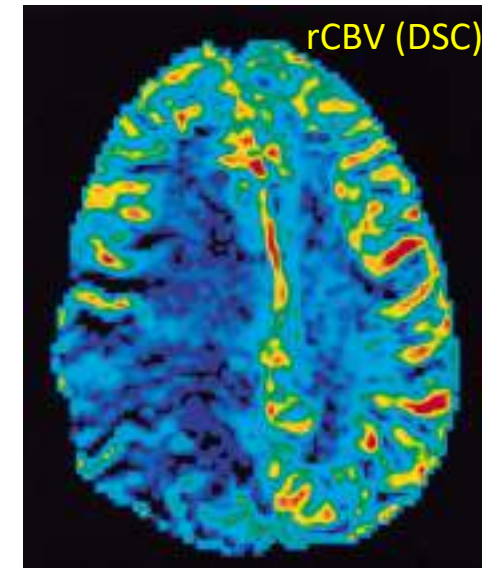
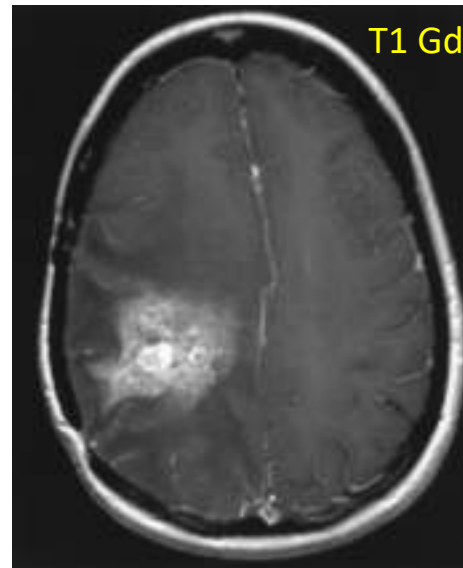
Principe global



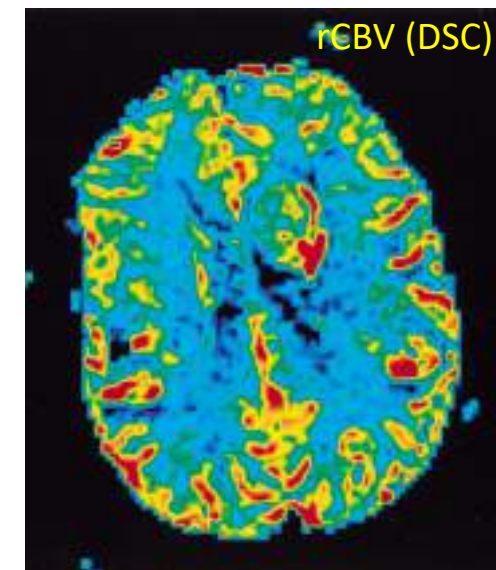
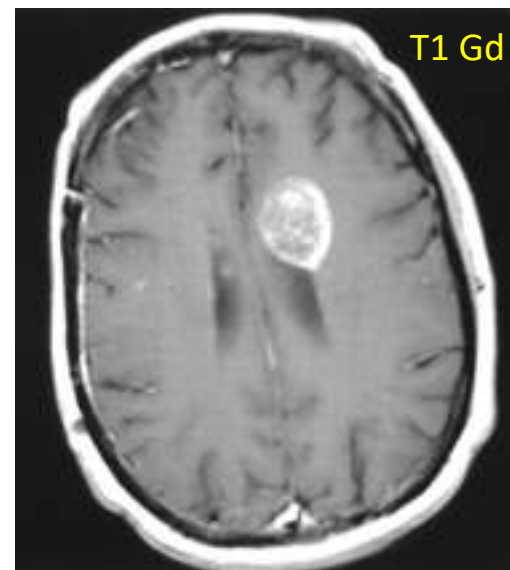
Séquences d'acquisition

IRM de perfusion Applications

Femme 24 ans, néoplasme cérébral de haut grade (épendymome anaplasique) traité.
La biopsie a révélé une nécrose frontopariétale droite par radiation.



Femme 29 ans, astrocytome de haut grade traité. La biopsie a révélé une tumeur dans la substance blanche périventriculaire du lobe frontal gauche.

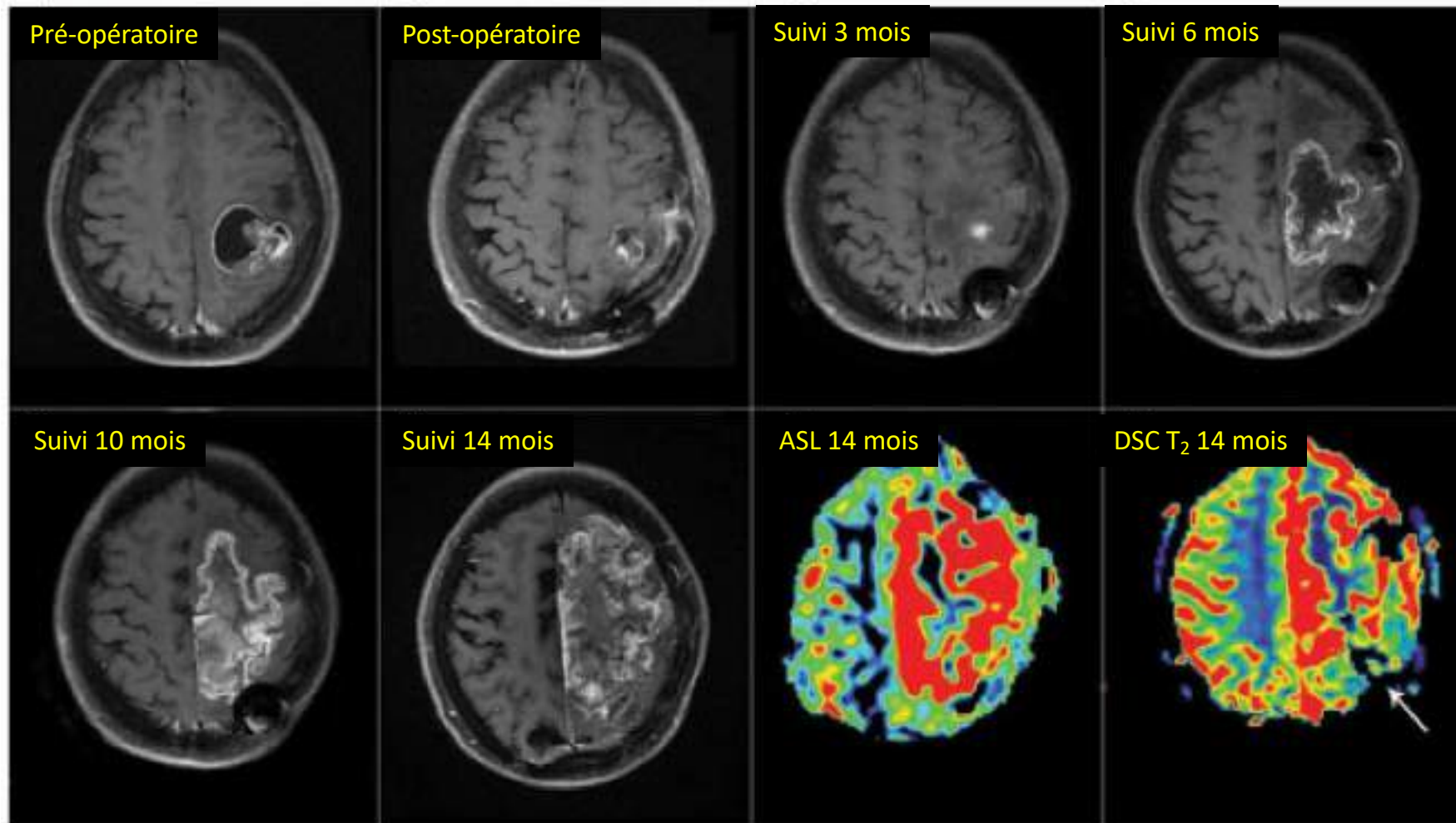


Petrella et al. AJR 2000

Séquences d'acquisition

IRM de perfusion Applications

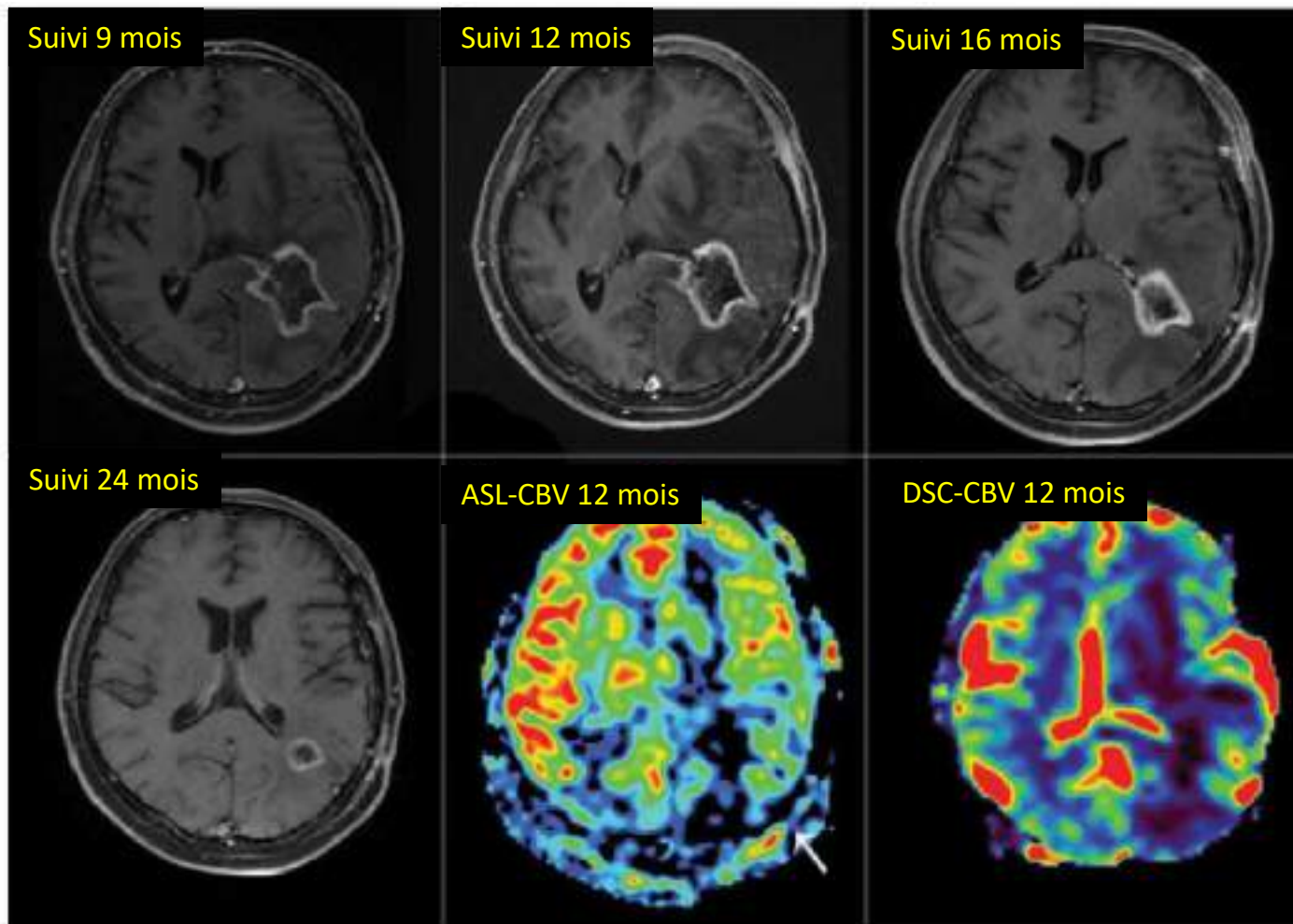
Homme 54 ans, glioblastomes. Images T₁



Séquences d'acquisition

IRM de perfusion Applications

Homme 37 ans glioblastome multiforme
Images postopératoires T1

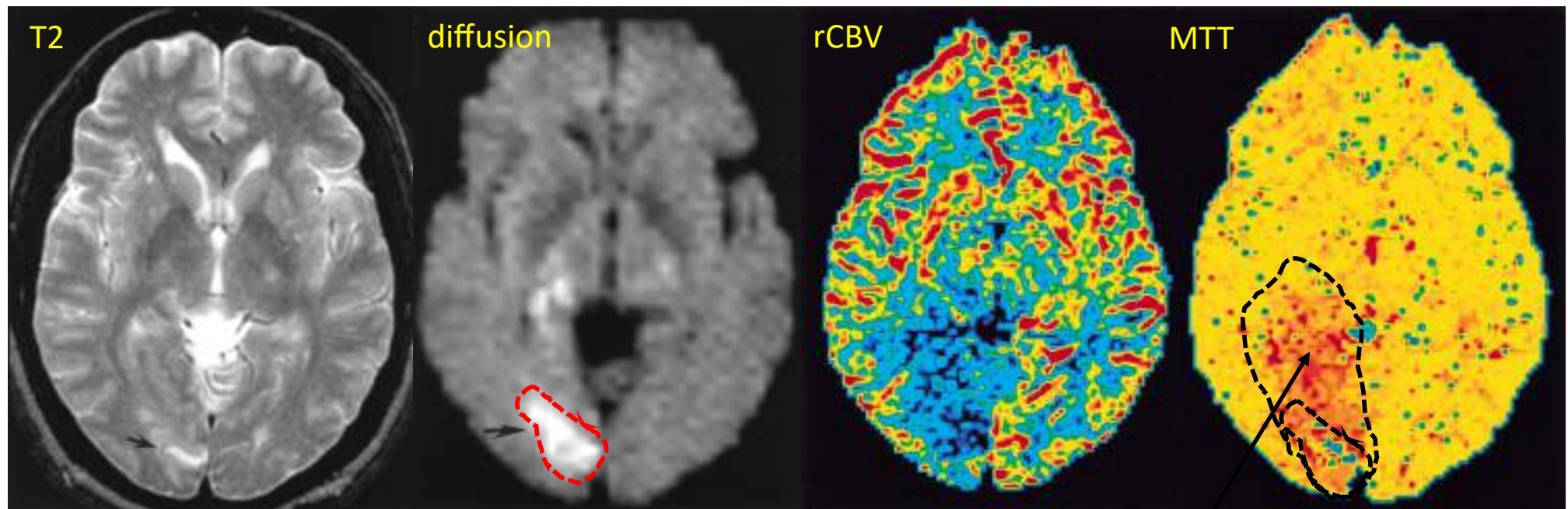


Ye et al. Exp Ther Med 2016

Séquences d'acquisition

IRM de perfusion Applications

Homme 43 ans hémianopsie AVC ischémique



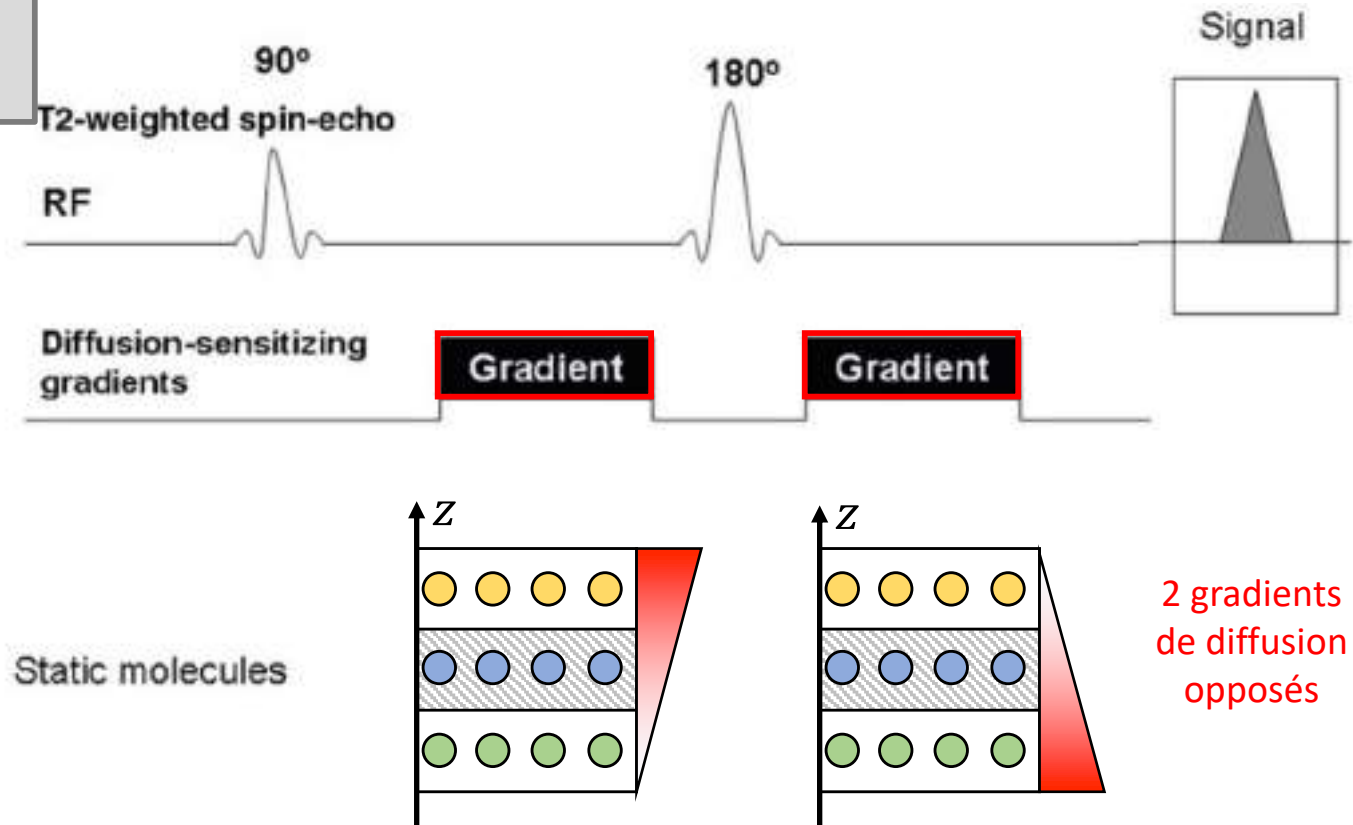
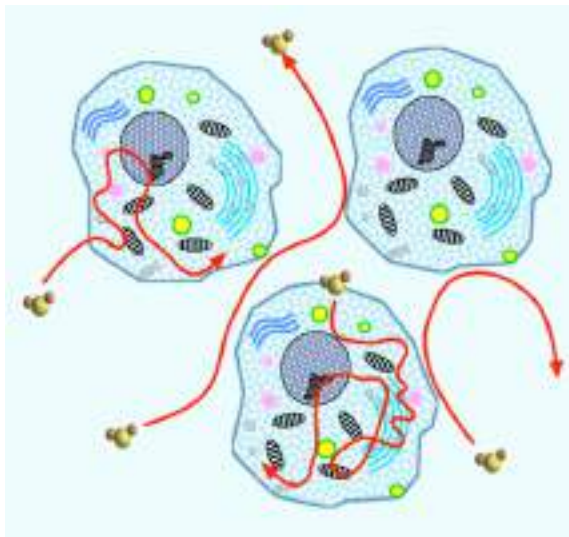
Petrella et al. AJR 2000

Pénombre ischémique

Séquences d'acquisition

IRM de diffusion

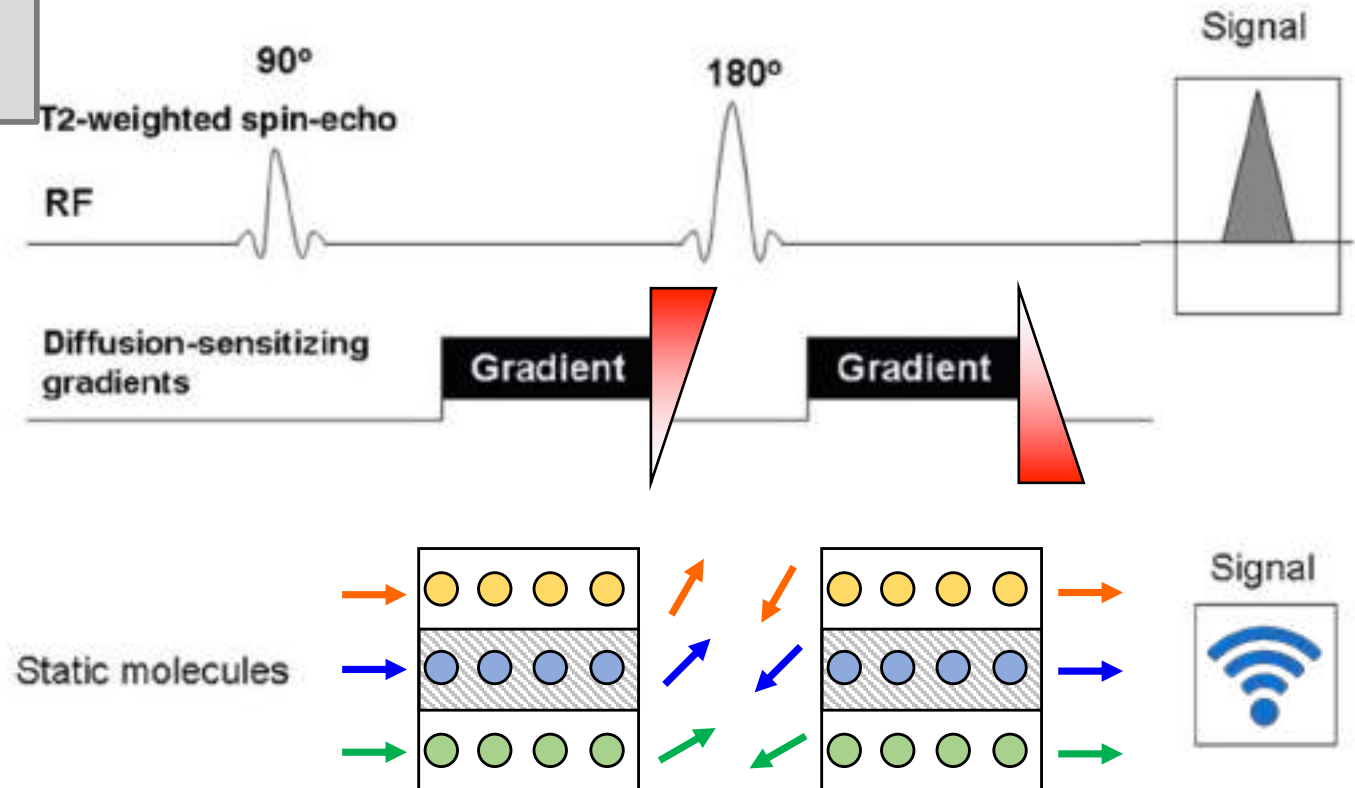
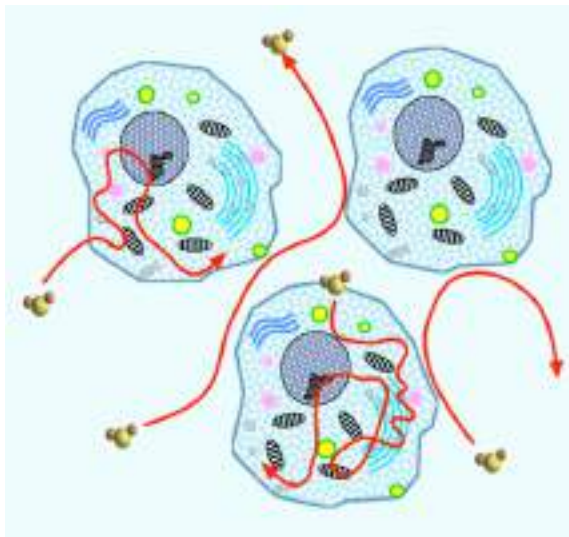
DWI (Diffusion Weighted Imaging, T_2)



Séquences d'acquisition

IRM de diffusion

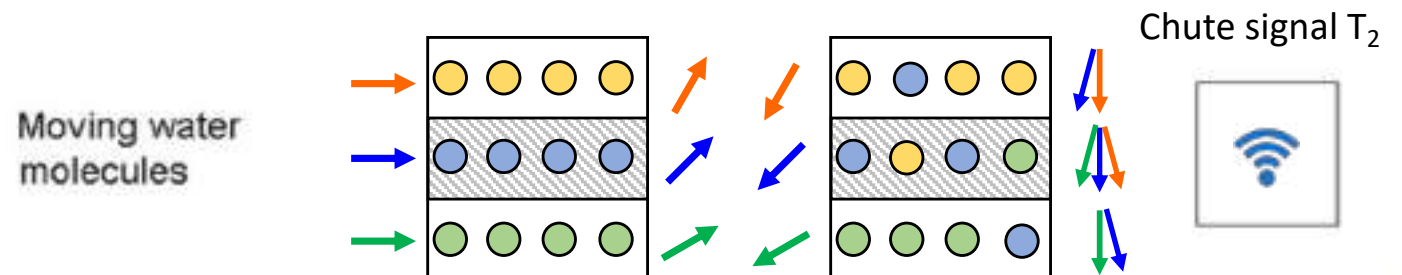
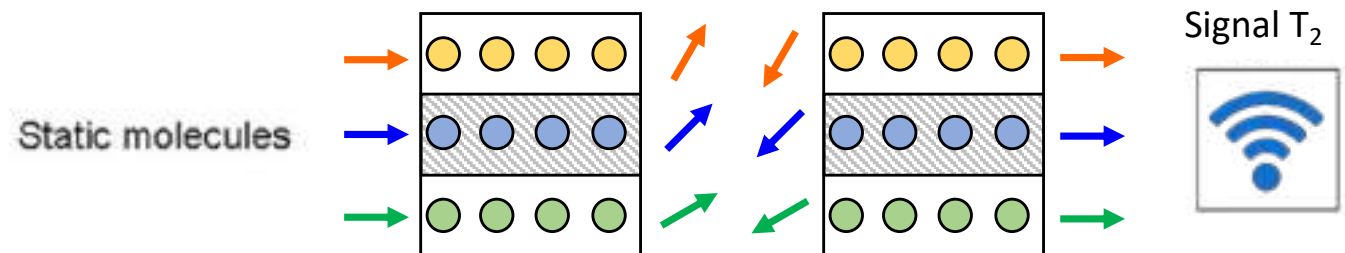
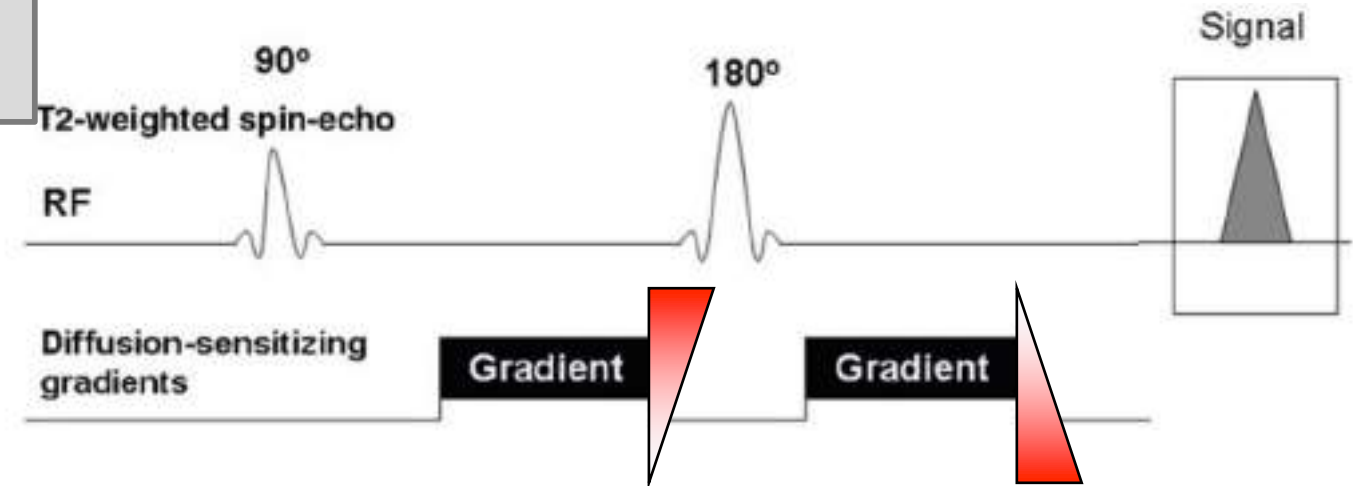
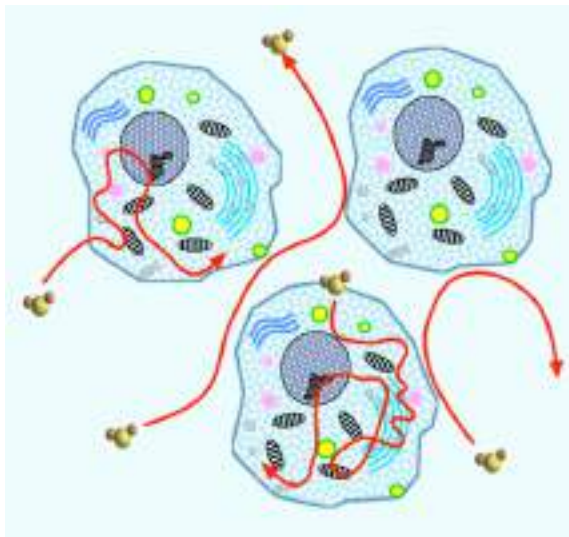
DWI (Diffusion Weighted Imaging, T_2)



Séquences d'acquisition

IRM de diffusion

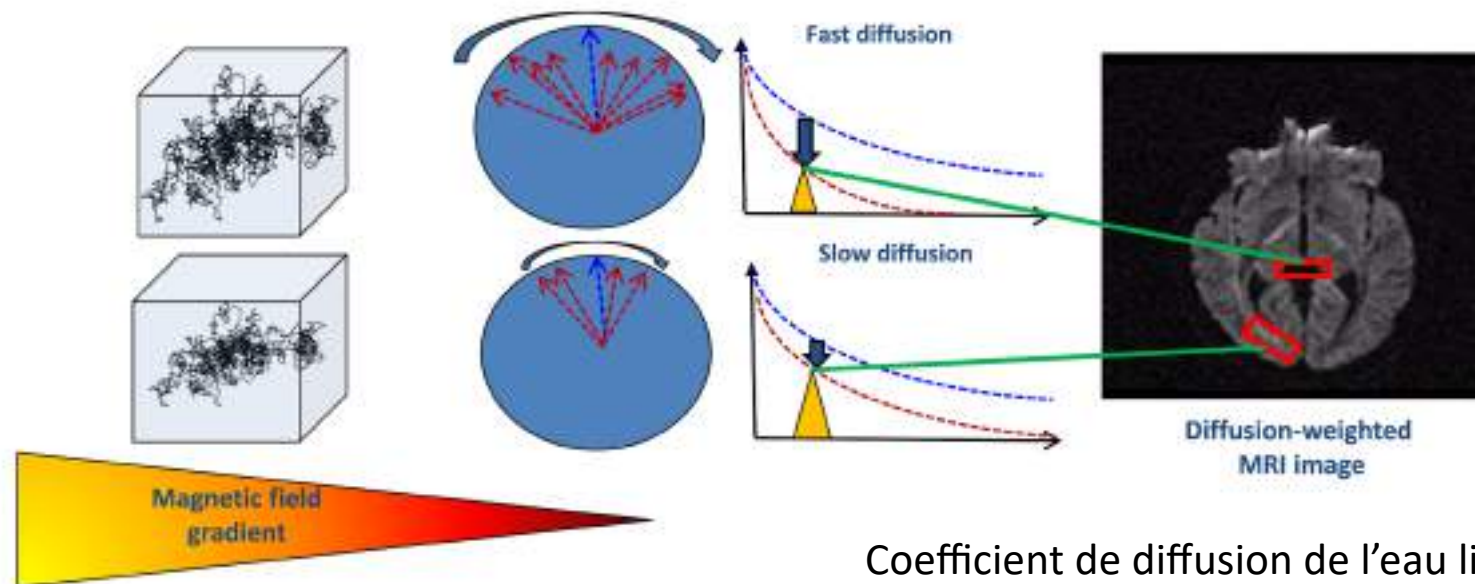
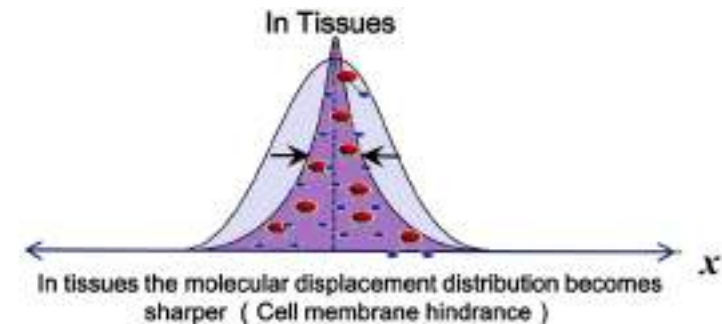
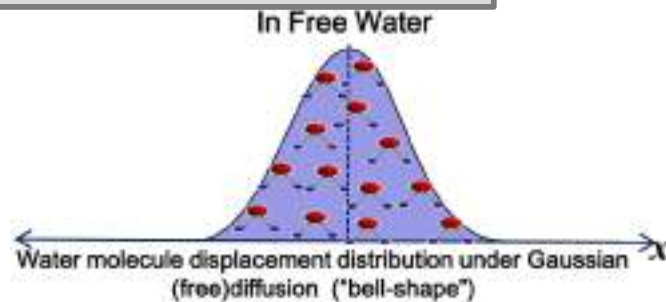
DWI (Diffusion Weighted Imaging, T_2)



Séquences d'acquisition

IRM de diffusion

DWI (Diffusion Weighted Imaging, T_2)



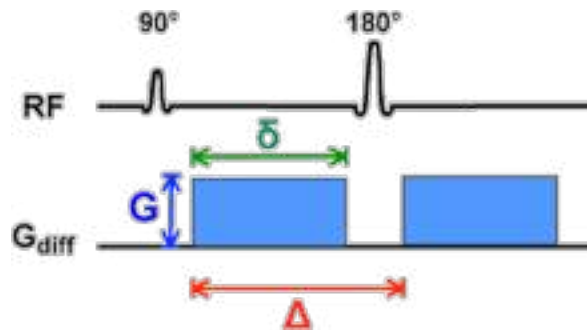
Coefficient de diffusion de l'eau libre à 37°C est de l'ordre de $3 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2/\text{s}$

Le Bihan et al. Plos One 2015

Séquences d'acquisition

IRM de diffusion

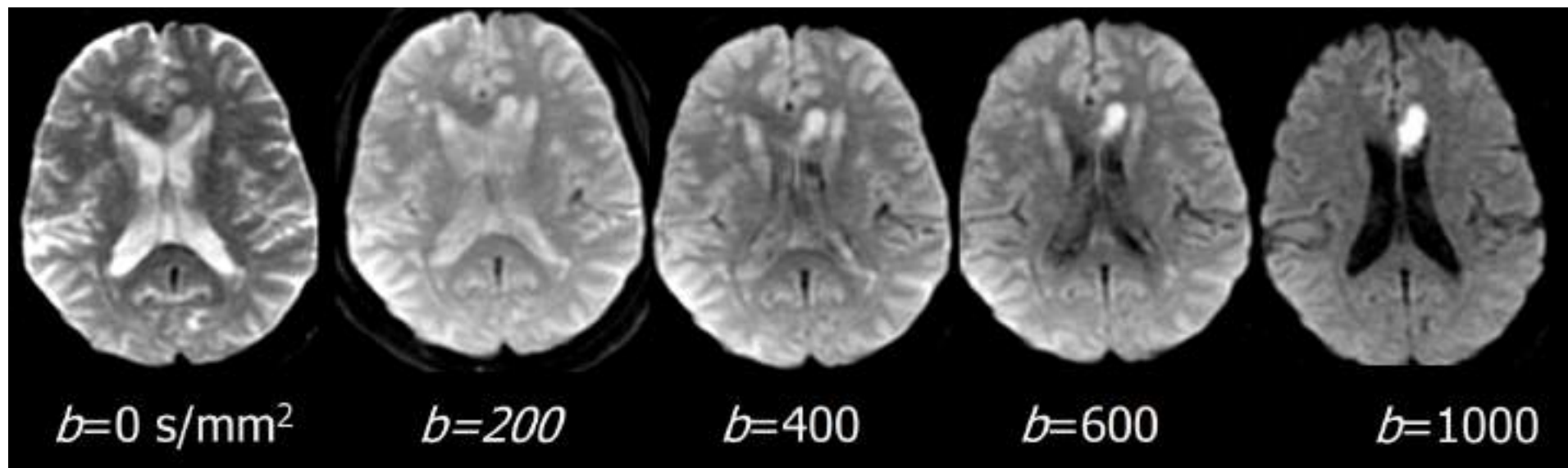
DWI (Diffusion Weighted Imaging, T_2)



$$b = G^2 \gamma^2 \delta^2 \left(D - \frac{\delta}{3} \right)$$

[s/mm²]

G: intensité du gradient
 γ : rapport gyromagnétique
 δ : durée du gradient
D: délai entre 2 gradients



T_2

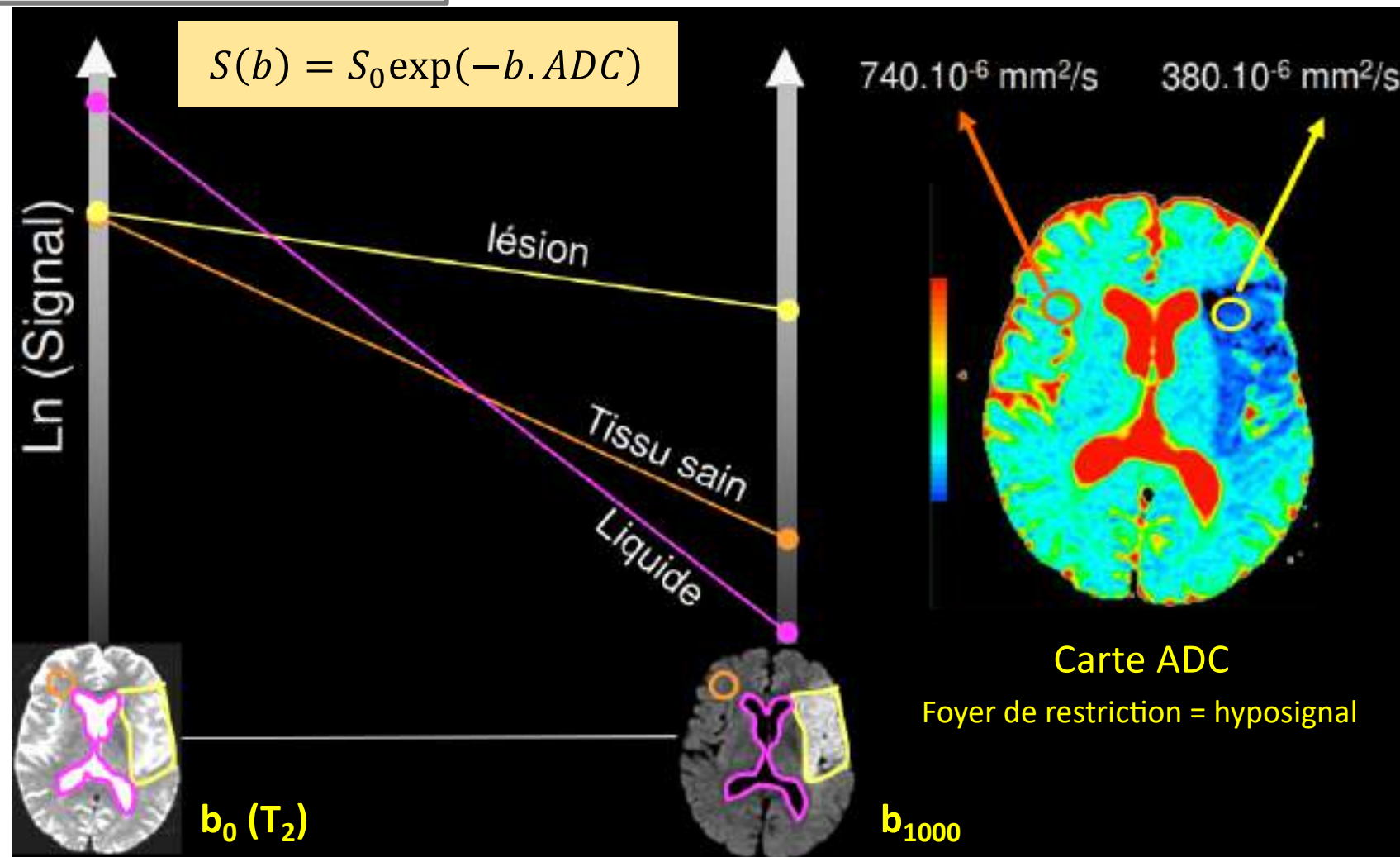
Foyer de restriction = hypersignal

Séquences d'acquisition

IRM de diffusion

DWI (Diffusion Weighted Imaging, T_2)

Apparent Diffusion Coefficient (ADC)
Image paramétrique



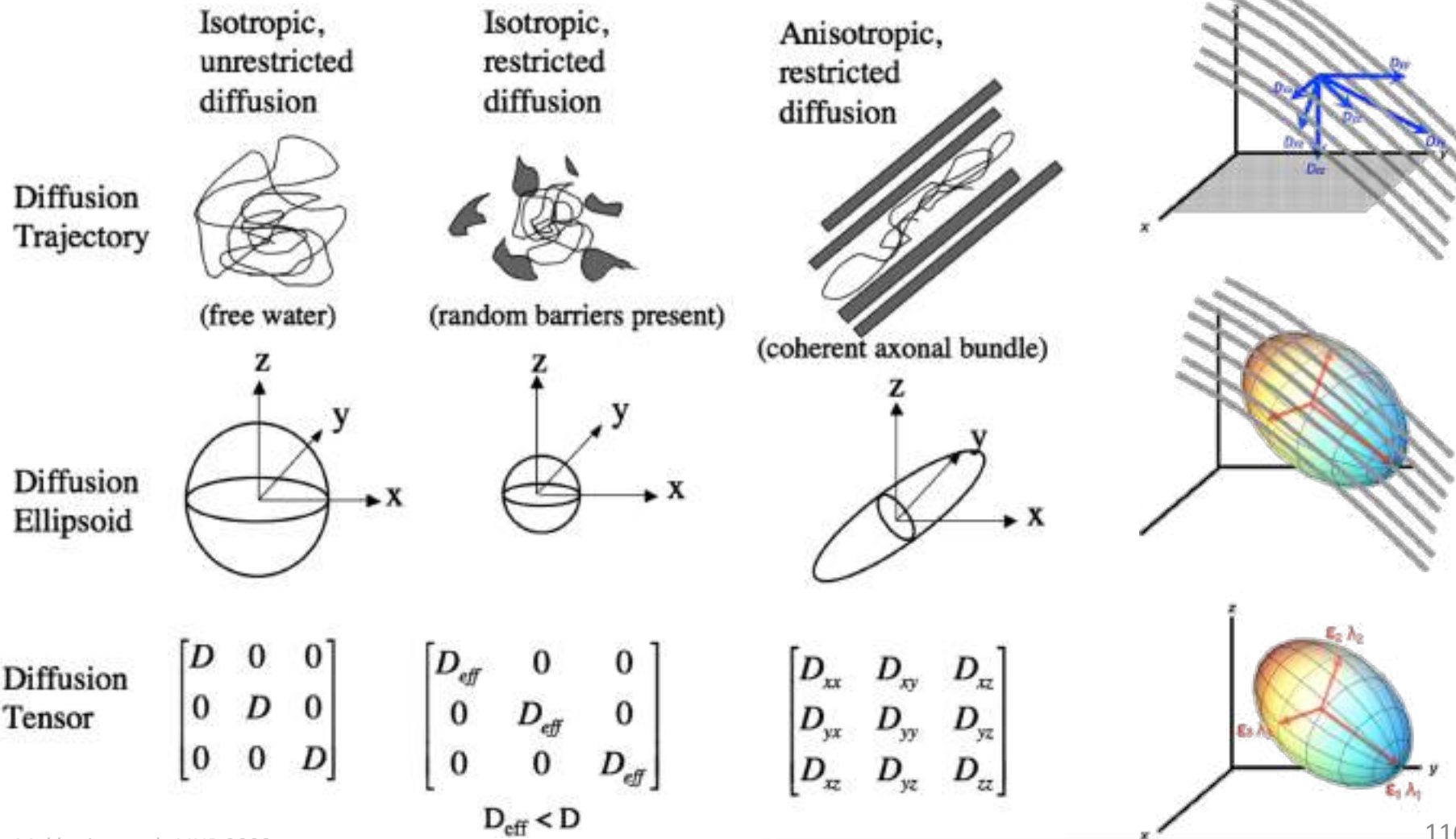
Foyer de restriction = hypersignal

Séquences d'acquisition

IRM de diffusion

DTI (diffusion tensor imaging, T_2)

Tractographie

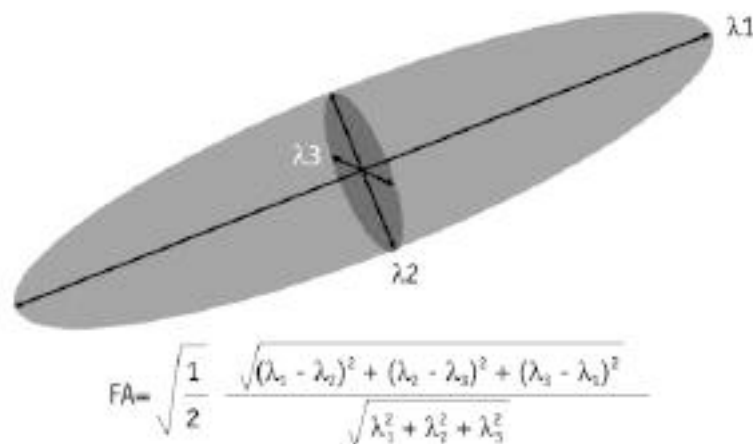
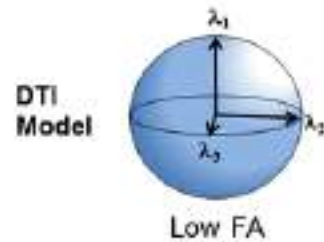
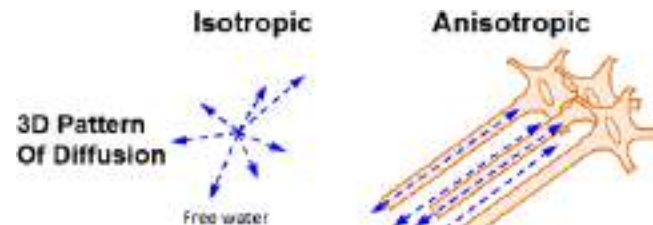


Séquences d'acquisition

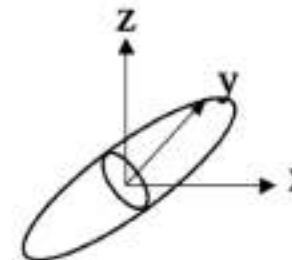
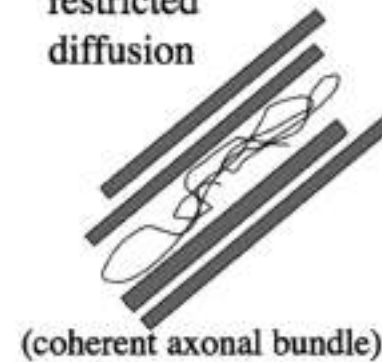
IRM de diffusion

DTI (diffusion tensor imaging, T_2)

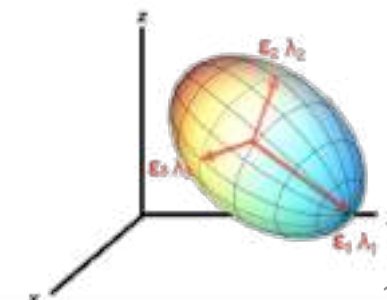
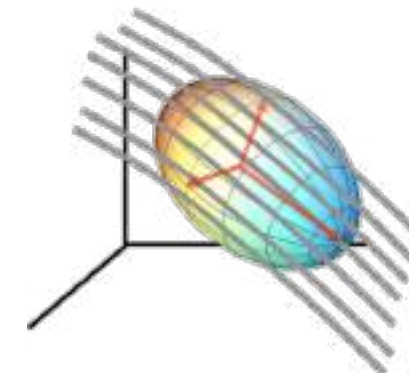
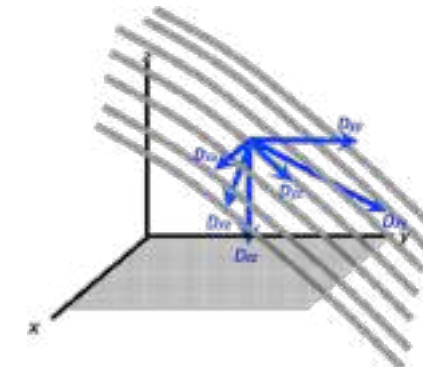
Tractographie



Anisotropic,
restricted
diffusion



$$\begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{yz} & D_{zz} \end{bmatrix}$$

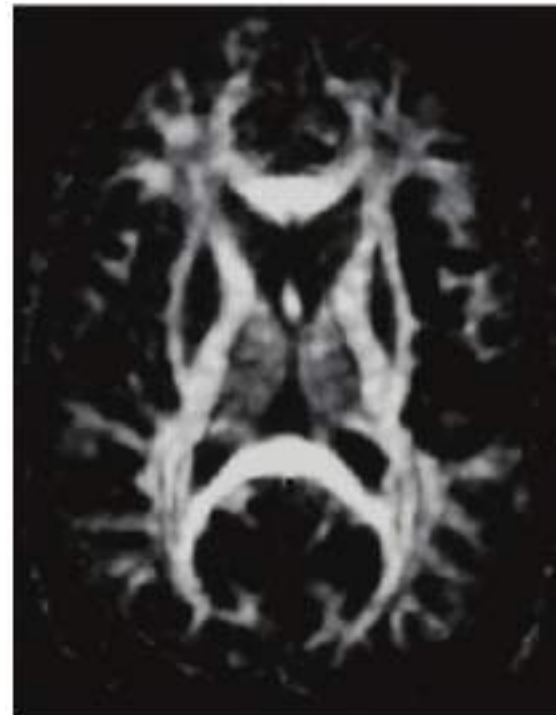
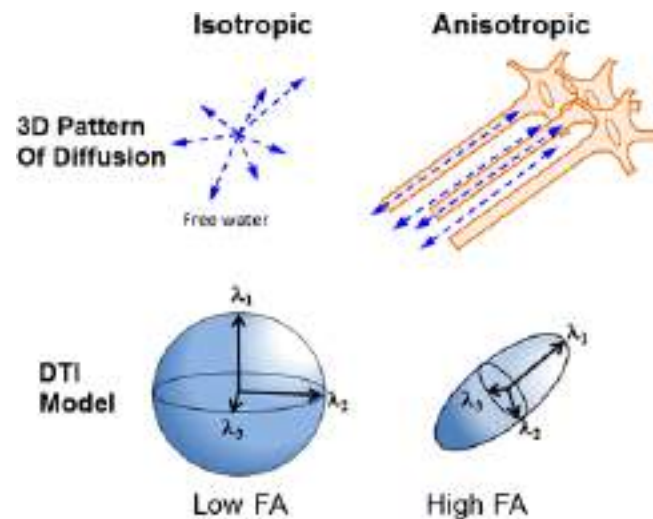


Séquences d'acquisition

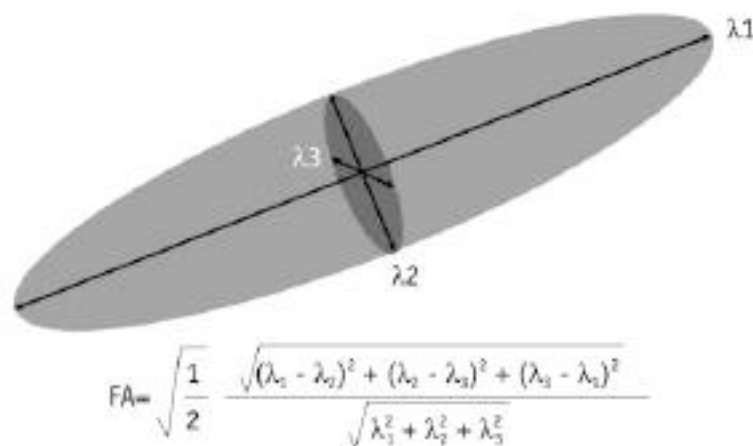
IRM de diffusion

DTI (diffusion tensor imaging, T₂)

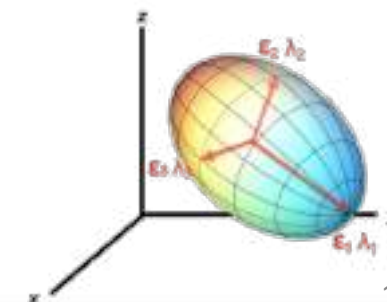
Image paramétrique de FA (anisotropy fraction)



Fibres SB: hypersignal
SG, LCR: hyposignal
(diffusion isotrope)



$$\begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{xz} & D_{yz} & D_{zz} \end{bmatrix}$$



Séquences d'acquisition

IRM de diffusion

DTI (diffusion tensor imaging, T₂)

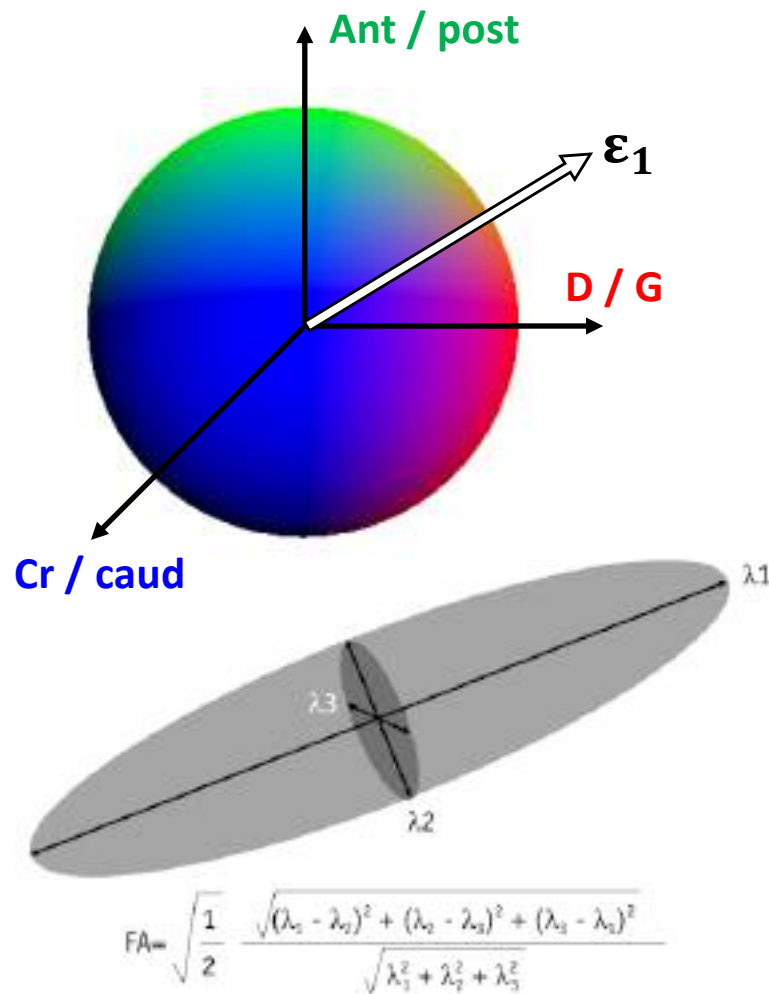
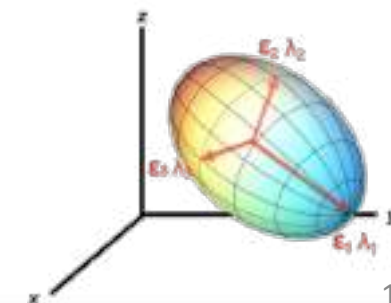
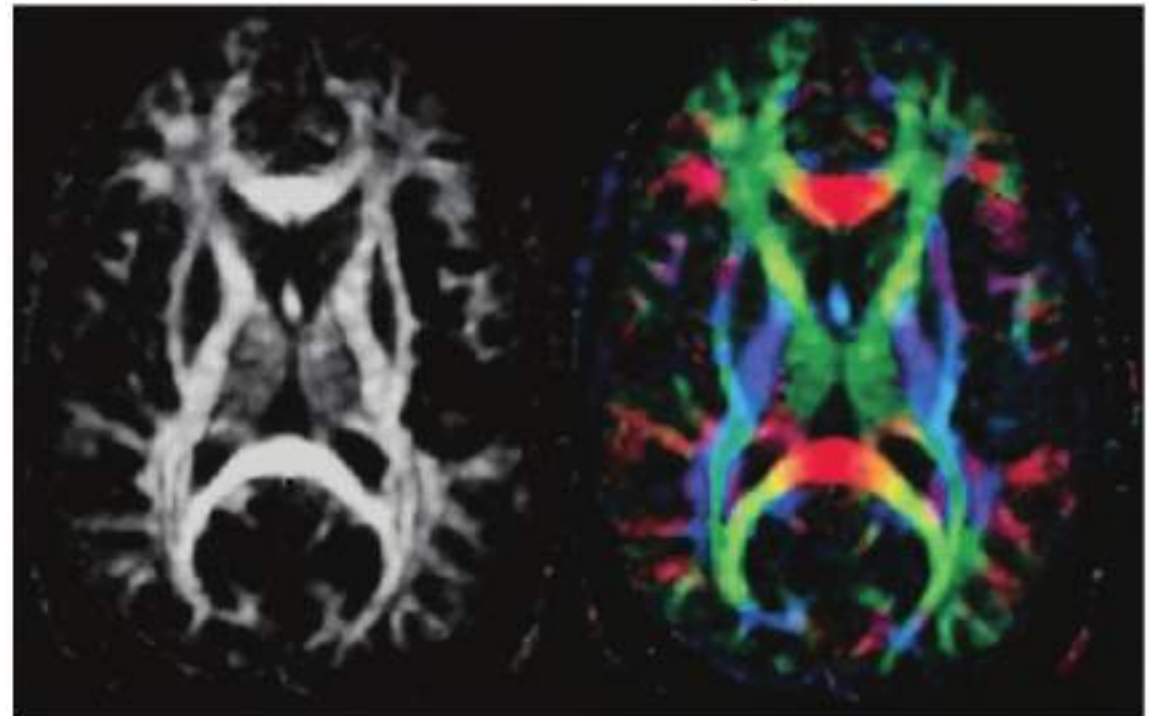


Image paramétrique d'anisotropie directionnelle



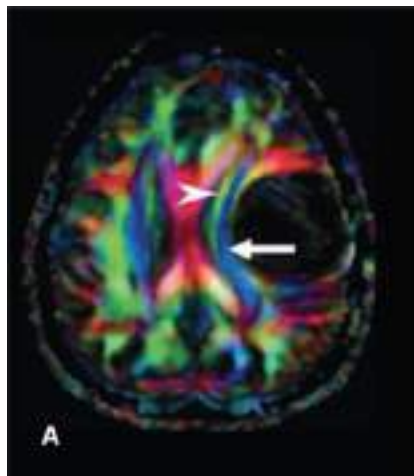
Séquences d'acquisition

IRM de diffusion
DTI (diffusion tensor imaging, T₂)

Tractographie

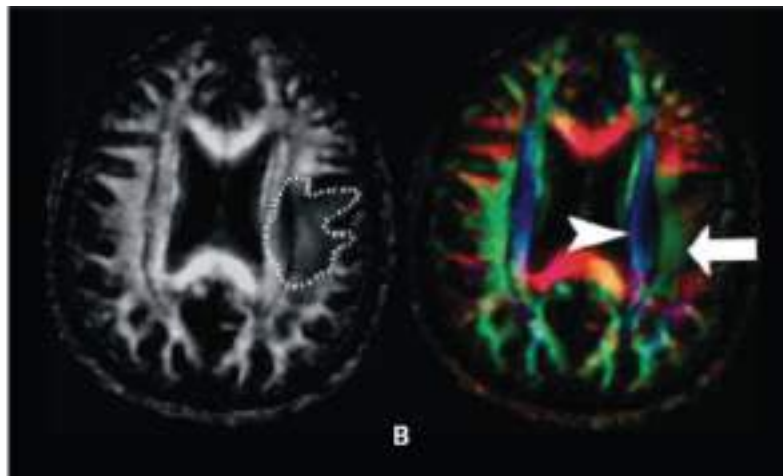
Vert: faisceau occipito-frontal sup
Bleu: corona radiata

Astrocytome
kystique



Fibres SB déviées par
astrocytome
(orientation
anormale) mais
anisotropie normale

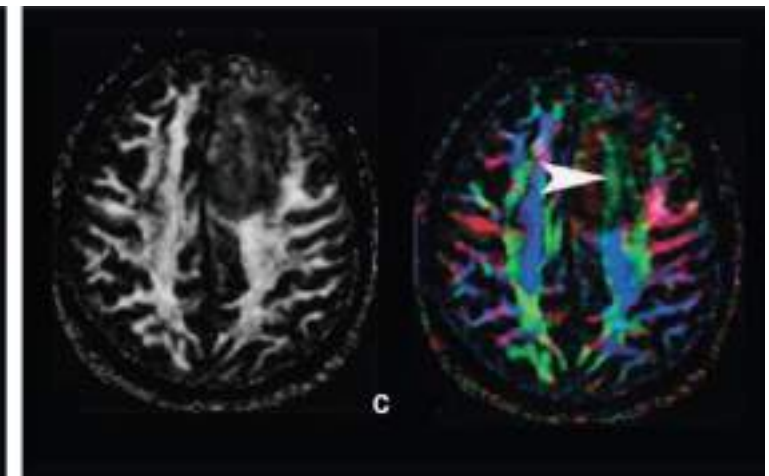
Métastases



Faible anisotropie
sur cartographie FA

Orientation normale
sur cartographie
directionnelle

Astrocytome infiltrant



Anisotropie
diminuée

Modification
couleur des fibres

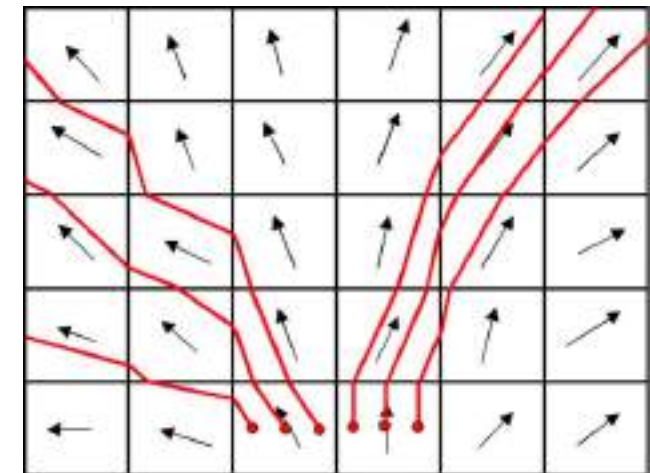
Guillevin et al. Neurologie.com 2010

Séquences d'acquisition

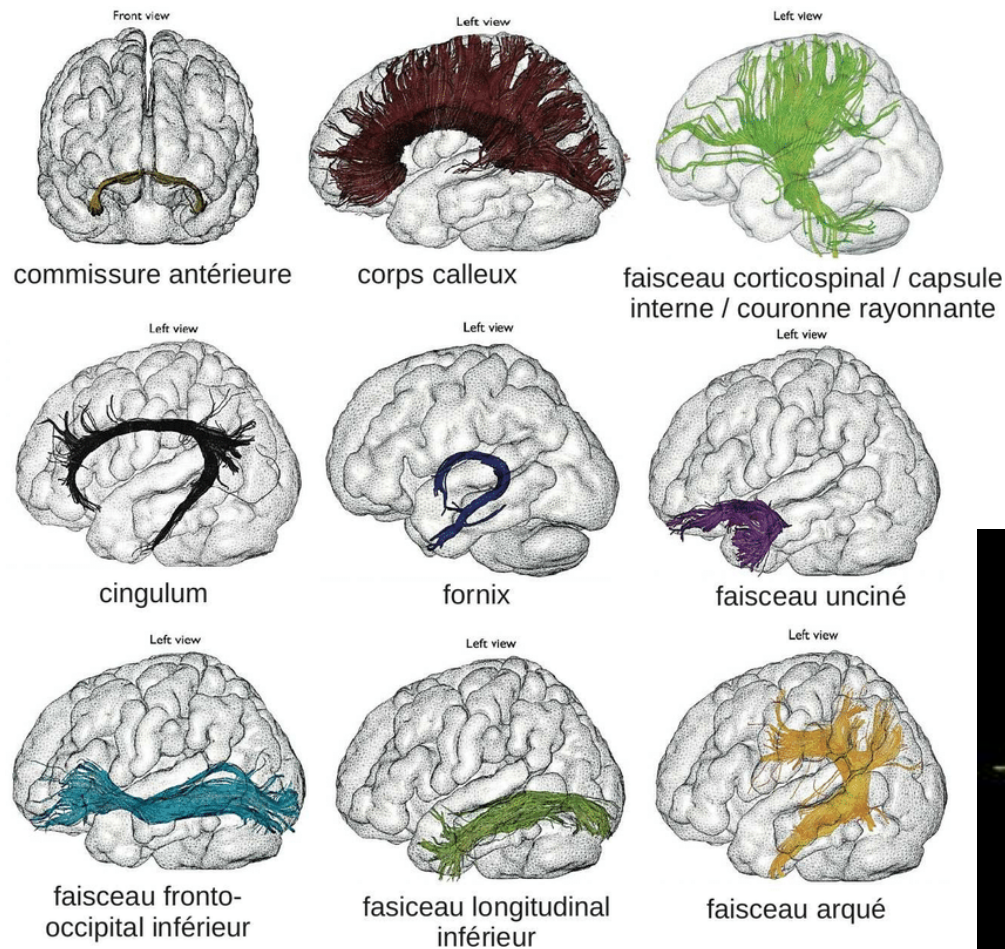
IRM de diffusion

DTI (diffusion tensor imaging, T_2)

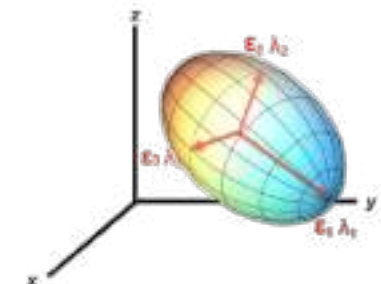
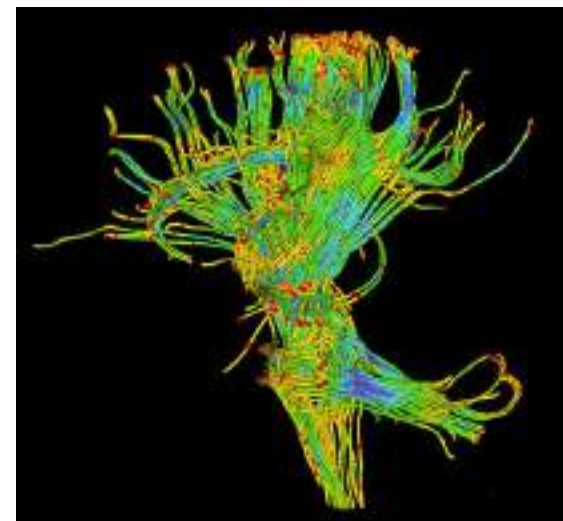
Tractographie



Mukherjee et al. AJNR 2008



Adapted from Catani et al. Cortex 2008



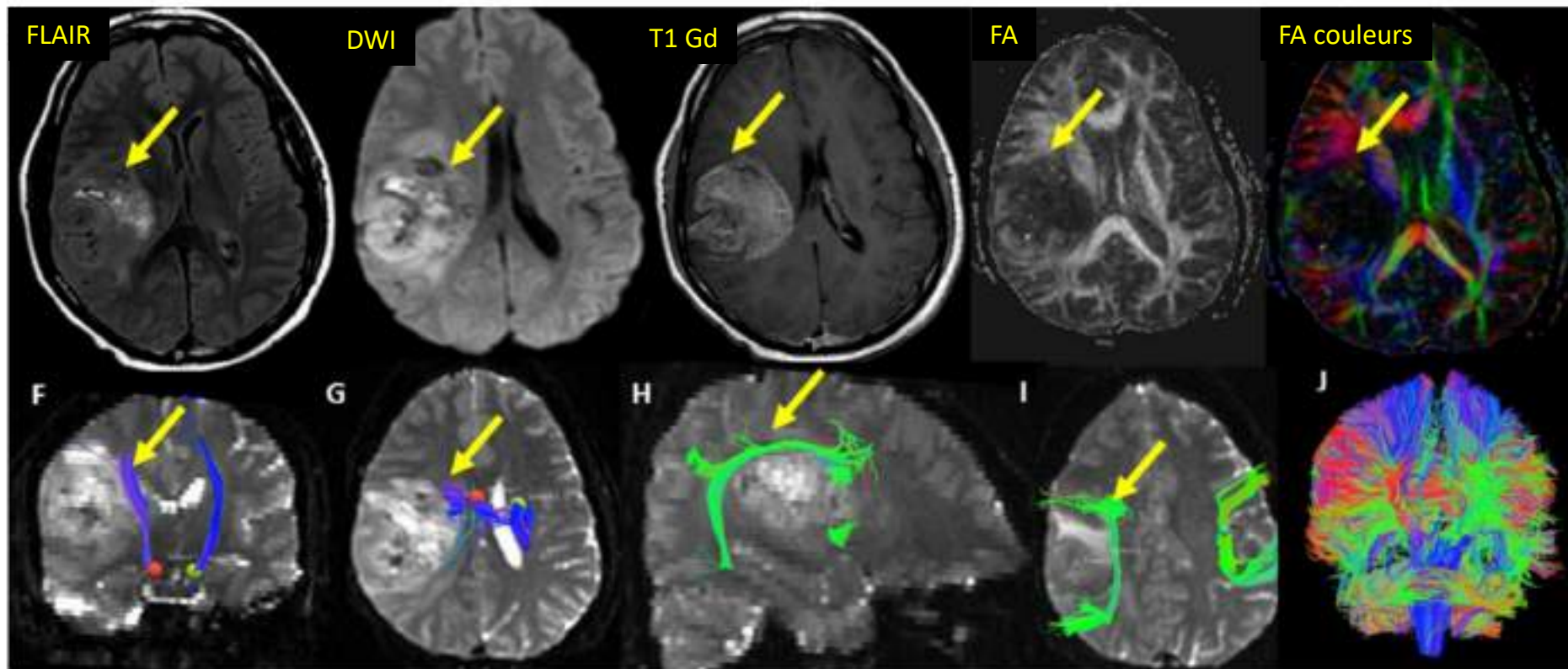
Séquences d'acquisition

IRM de diffusion

DTI (diffusion tensor imaging)

Homme 24 ans, glioblastome fronto-pariétal droit

destruction des fibres SB



tractographie 3D (F, G) à partir du tronc cérébral (sphère rouge et verte): tractus cortico-spinal droit passe à travers la lésion

tractographie 3D (H, I) montre le fascicule arqué comprimé et dévié par la lésion.

Tractographie coronale du cerveau entier (J)

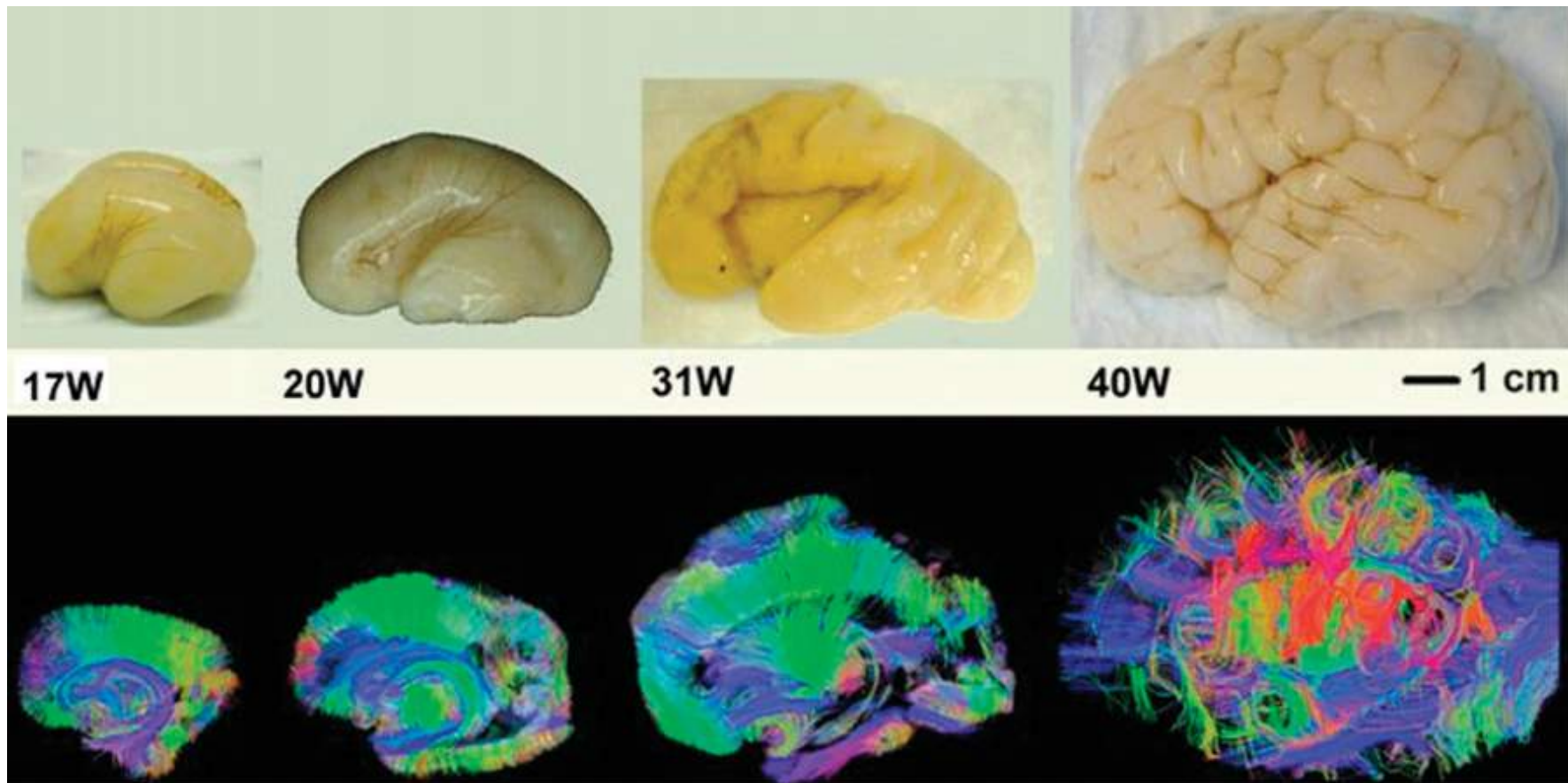
Soni et al. Cureus 2017

Séquences d'acquisition

IRM de diffusion

DTI (diffusion tensor imaging, T_2)

Tractographie



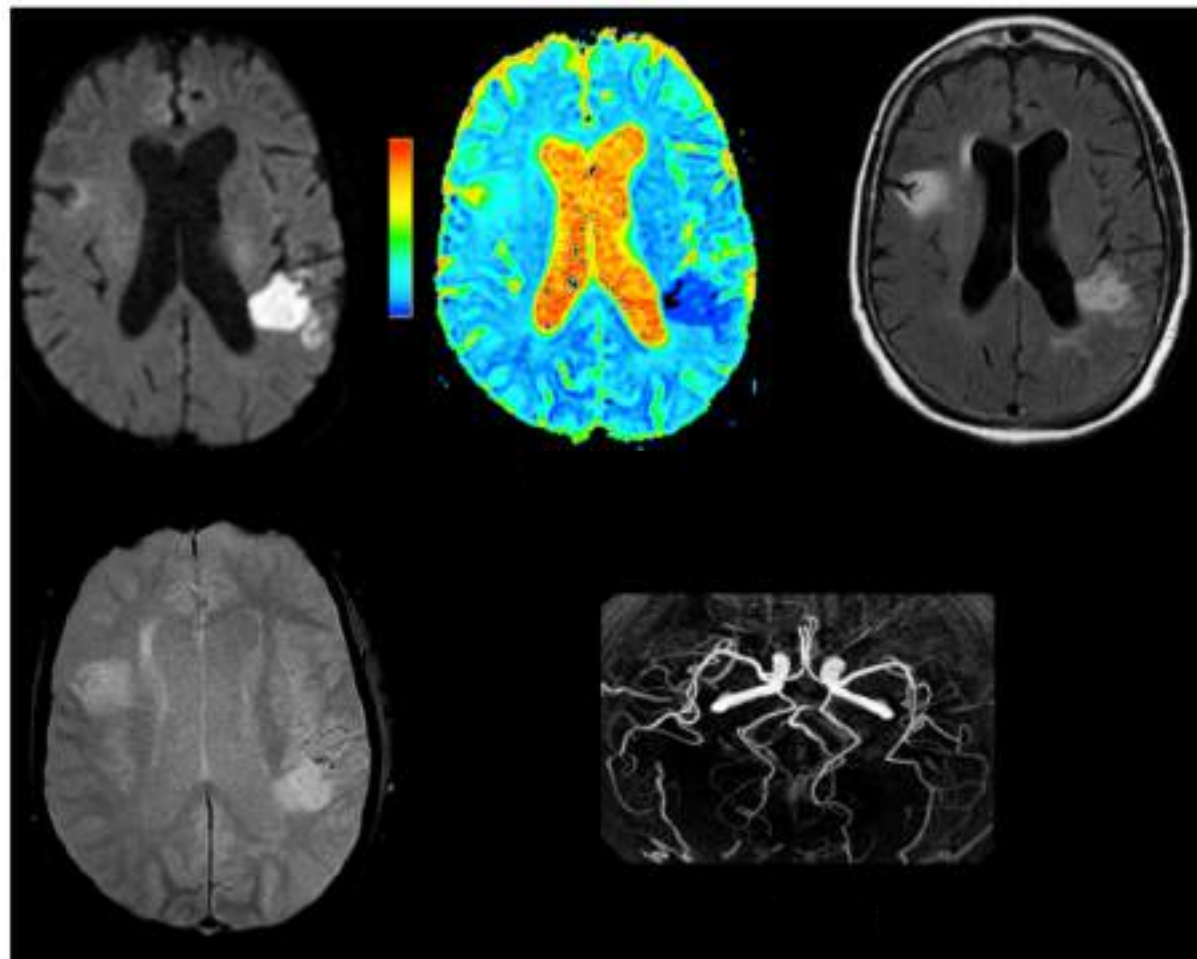
la régression de l'organisation radiale et
l'émergence de la connectivité cérébrale fœtale
passent du postéro-dorsal à l'antéro-central

Takahashi et al. Cereb Cortex 2012

Séquences d'acquisition

Cas clinique

Une patiente de 50 ans se présente aux urgences pour une aphasia dont elle n'est pas capable de dater le début.
Une IRM est réalisée.



Séquences d'acquisition

Cas clinique

- 1) Quel est le diagnostic ?
 - A. hématomes multiples
 - B. Infarctus d'âges différents
 - C. Métastases
 - D. Abscès et lésions pré-suppuratives
- 2) Décrire l'aspect des différentes lésions
- 3) Que représente l'hyposignal ponctuel T2* en topographie insulaire postérieure gauche ?
- 4) La thrombolyse est-elle indiquée chez cette patiente ?

