

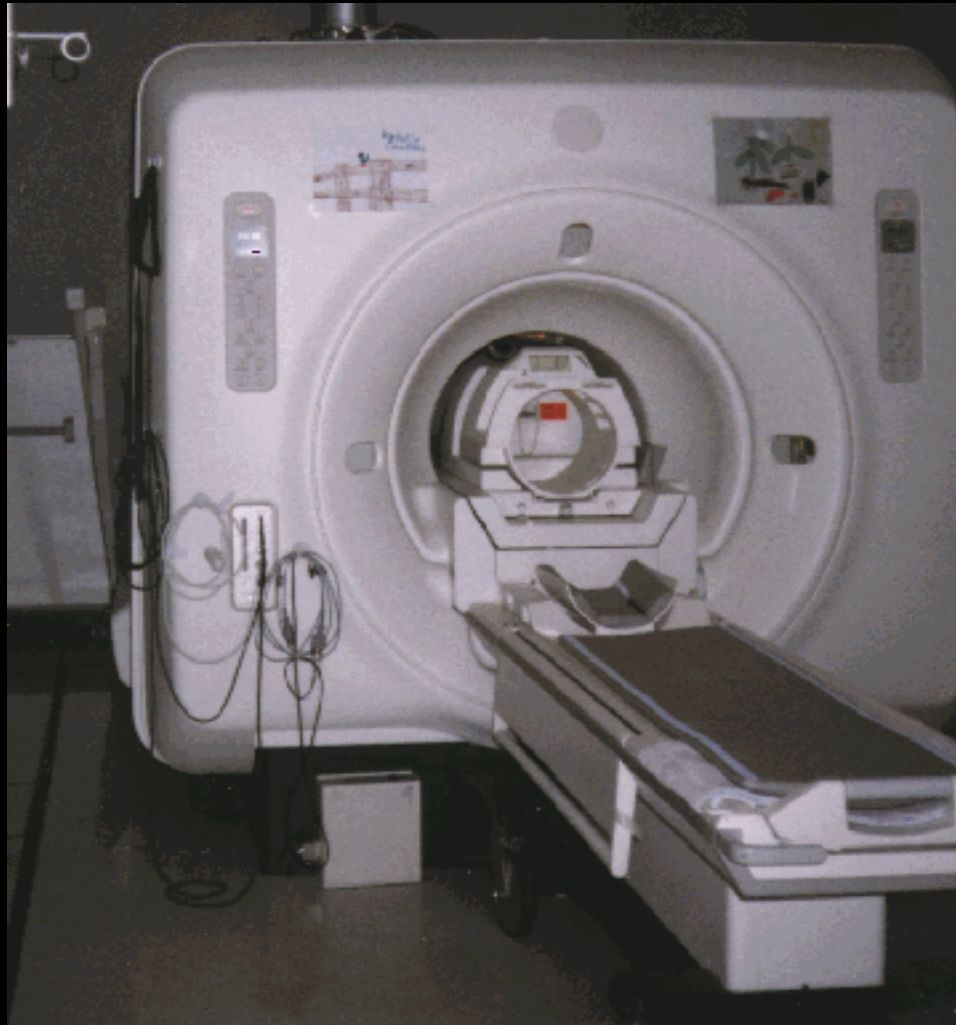
- i -

COMPLEMENTS DE
RESONANCE
MAGNETIQUE
NUCLEAIRE

Michel ZANCA, CHU Montpellier

Le but de ces compléments de RMN est de comprendre comment sont fabriquées les images de RMN (IRM) et d'en décrire les propriétés essentielles, en particulier dans le cadre des applications à l'exploration de l'homme sain et malade

Appareillage D'IRM



http://rad.usuhs.mil/rad/handouts/hood/mr_options/sld002.htm

Caractéristiques de l'imagerie IRM

Acquisition :

En mode tomographique (coupes d'organisme)

D'images numériques (matrice pixels (x_i, y_i))

Pour les seuls noyaux ^1H (protons, spin $\frac{1}{2}$)

L'image d'IRM est donc :

Une cartographie matricielle 2D en transparence

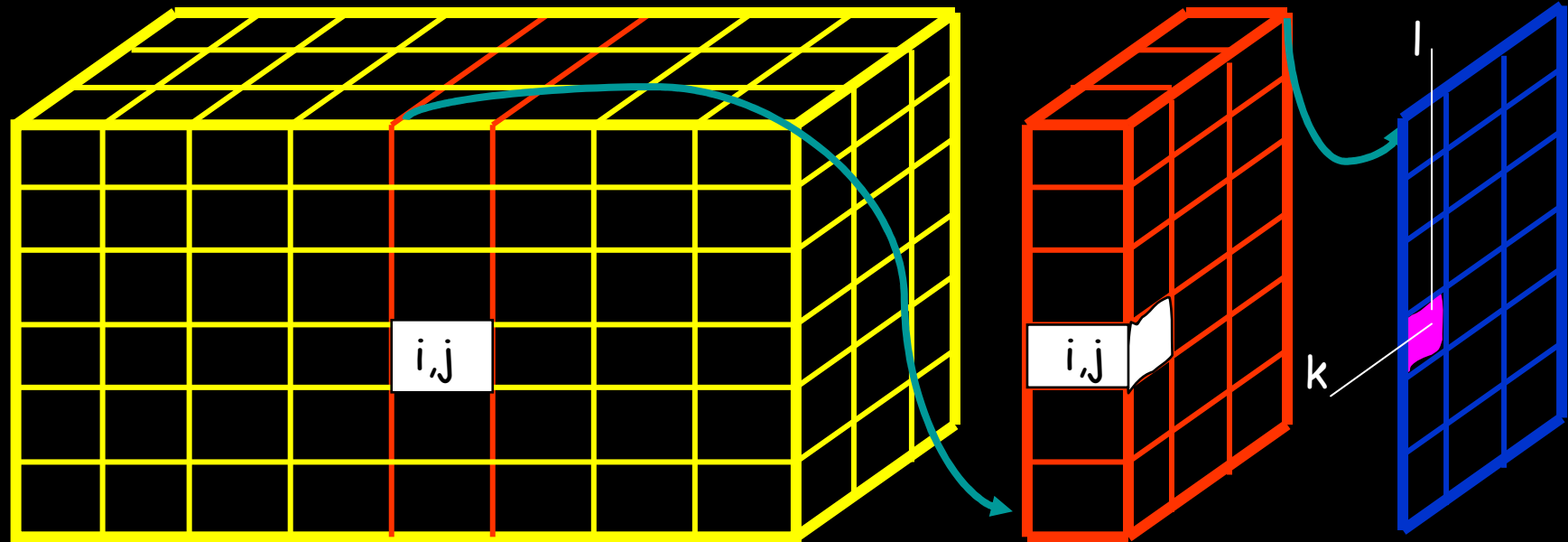
De la répartition eau / lipides dans les tissus

D'où le problème posé

Il s'agit, à partir du volume échantillon exploré et pendant l'expérience de RMN

- de sélectionner une tranche (coupe plane par ex)
- de la découper en cubes élémentaires (VOXELS ij)
- d'y mesurer les concentrations en ^1H (eau, lipides)
- d'affecter aux carrés élémentaires correspondants (PIXELS ij) sur la future image, des niveaux de gris (NG) évoluant comme ces concentrations

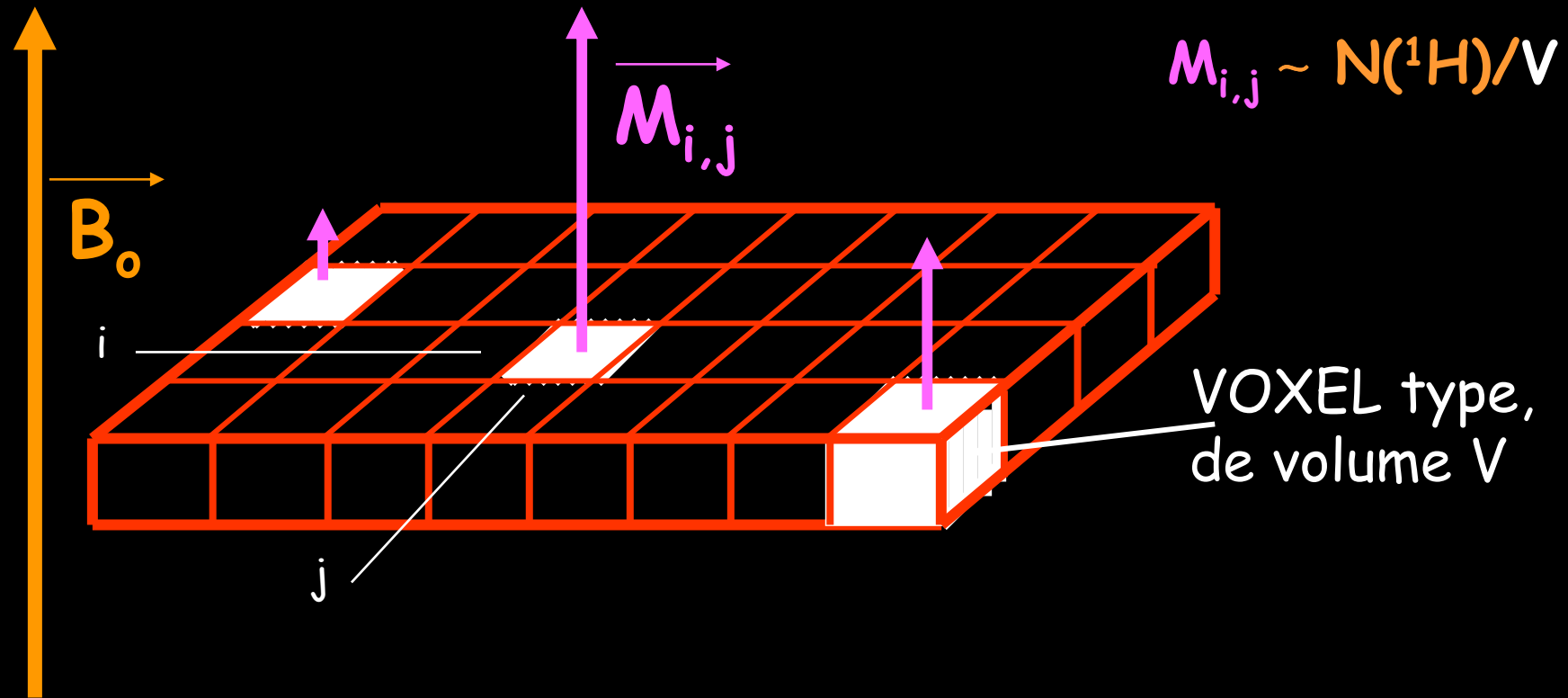
La définition de la matrice image



LA COUPE SÉLECTIONNÉE, TRANCHE VIRTUELLE
... et l'un de ses VOXELS, le n° i,j

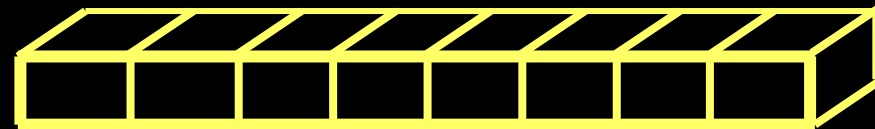
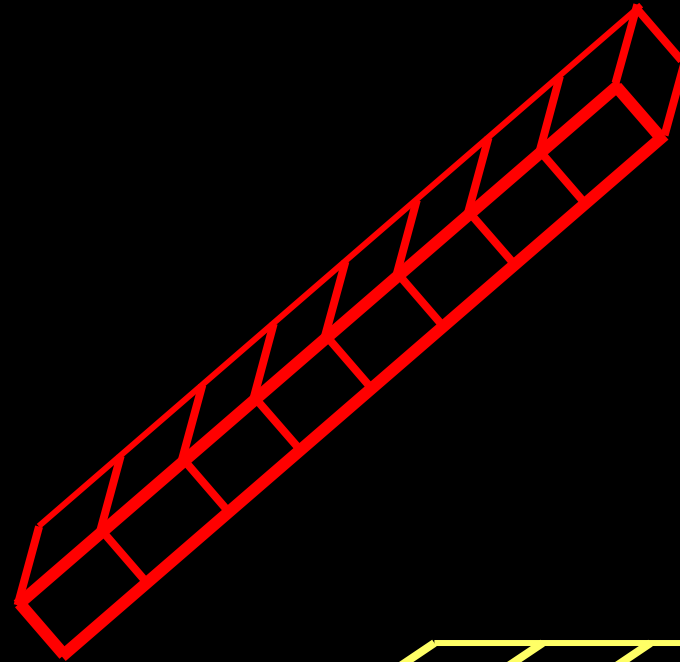
LE PLAN DE LA MATRICE IMAGE correspondante
... et un PIXEL k,l de l'image

On souhaite mesurer l'aimantation en ^1H propre à chaque voxel dans la coupe



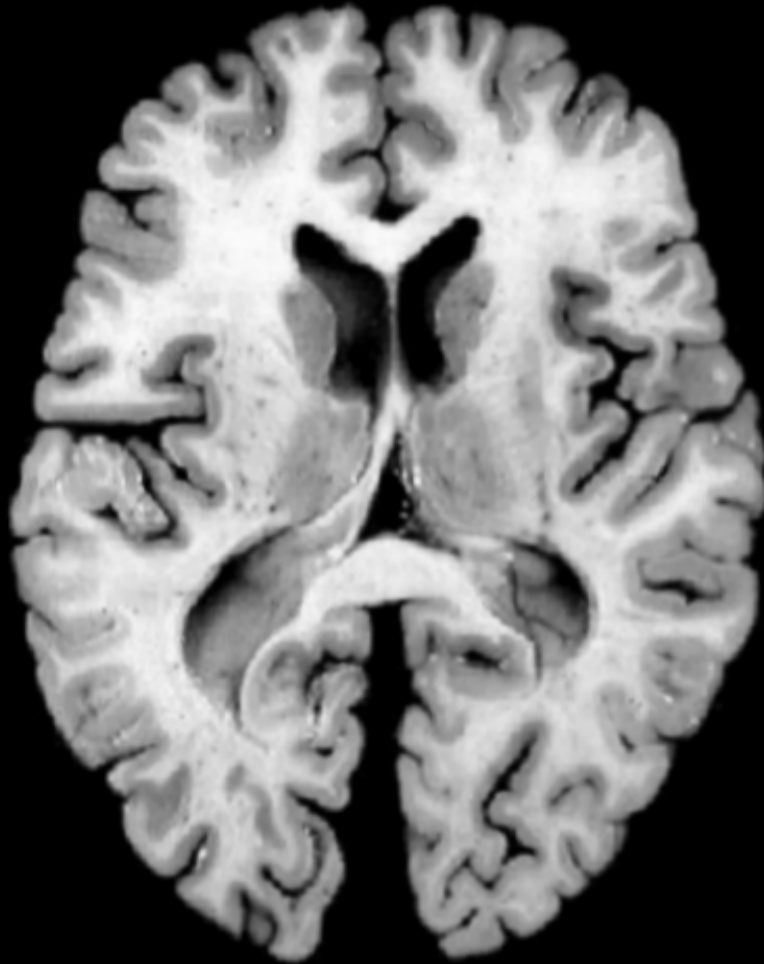
Chaque VOXEL i,j porte une $M_{i,j}$ qui augmente avec B_0 (intensité et durée d'imprégnation), et avec la densité des spins (ρ) qui s'y trouvent

La coupe n'est qu'un empilement de lignes ou un alignement de colonnes

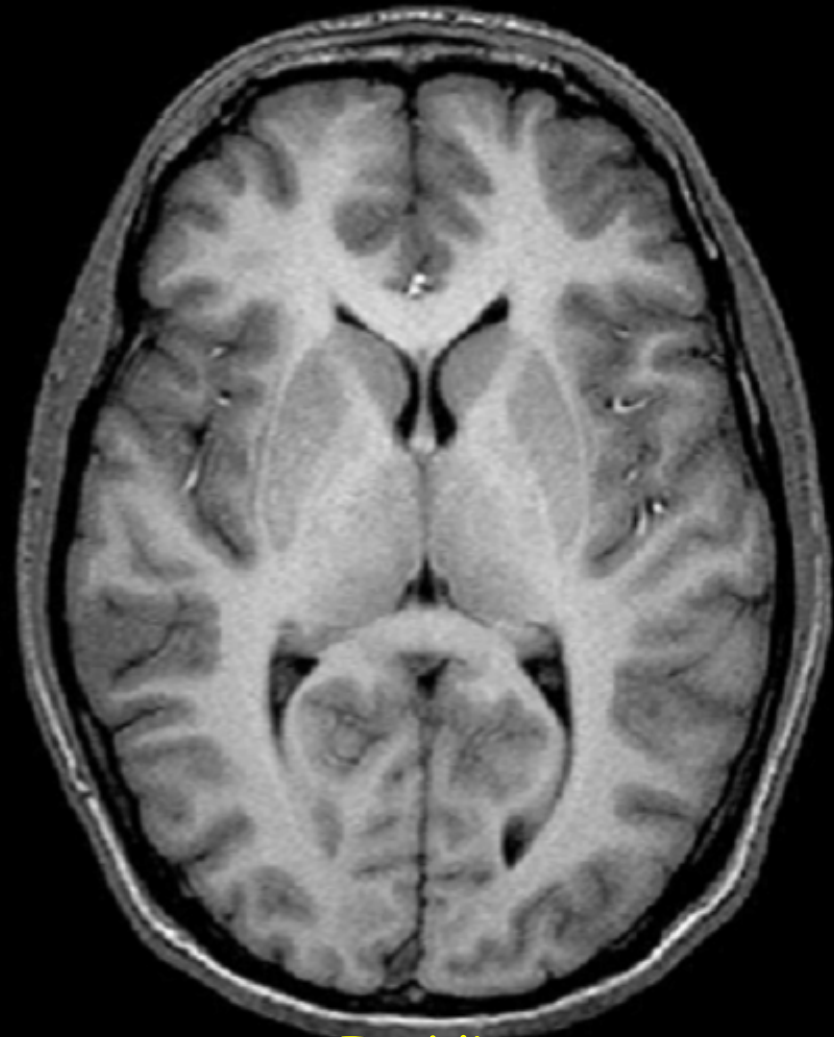


On peut donc raisonner à partir d'une "frite"
horizontale, verticale, ou de direction quelconque

L'IRM permet une remarquable exploration anatomique *in vivo*



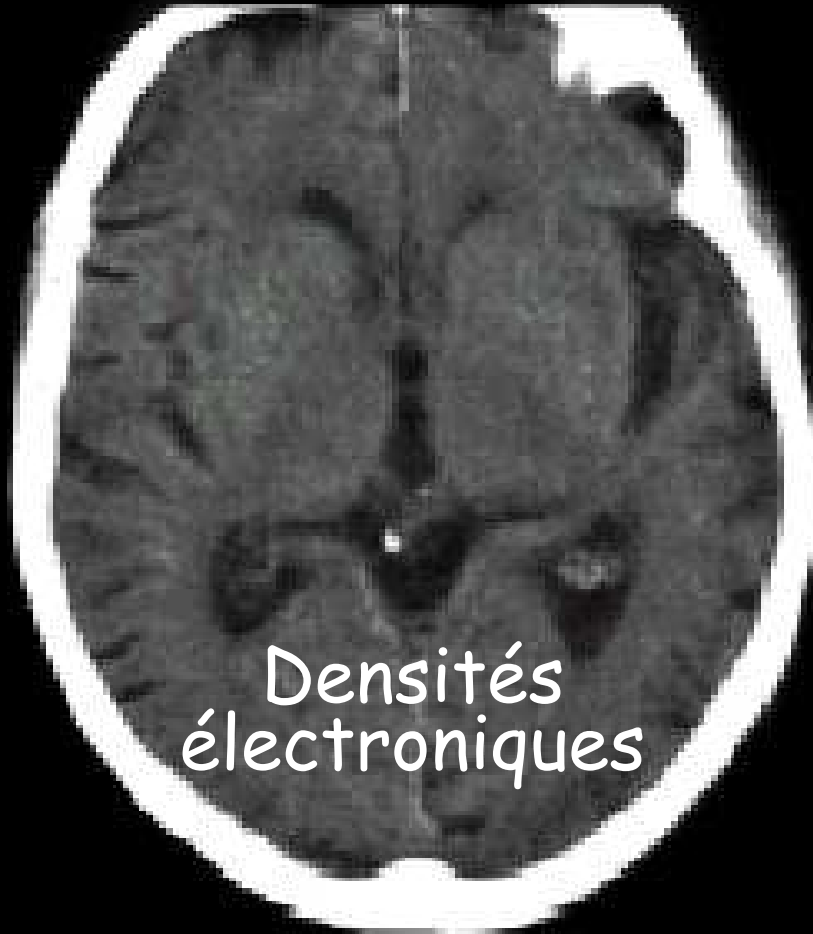
Post Mortem



In Vivo

DIFFÉRENCE IRM / TDM

Electrons en TDM
(scanner X)



Densités
électroniques

Noyaux ^1H
(protons) en IRM



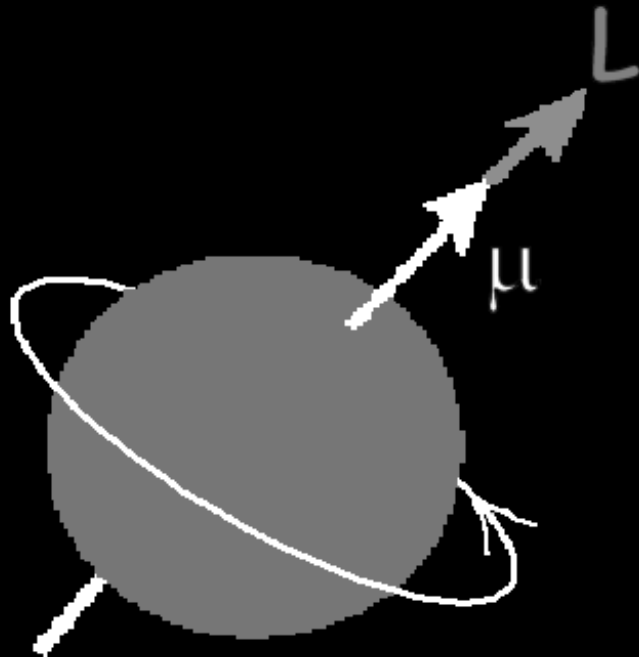
Eau et lipides

1 - RAPPELS

DU SPIN AU SIGNAL DE RMN

Le spin nucléaire

Le module de $\vec{\mu}$ est quantifié par le nombre quantique de spin « s »



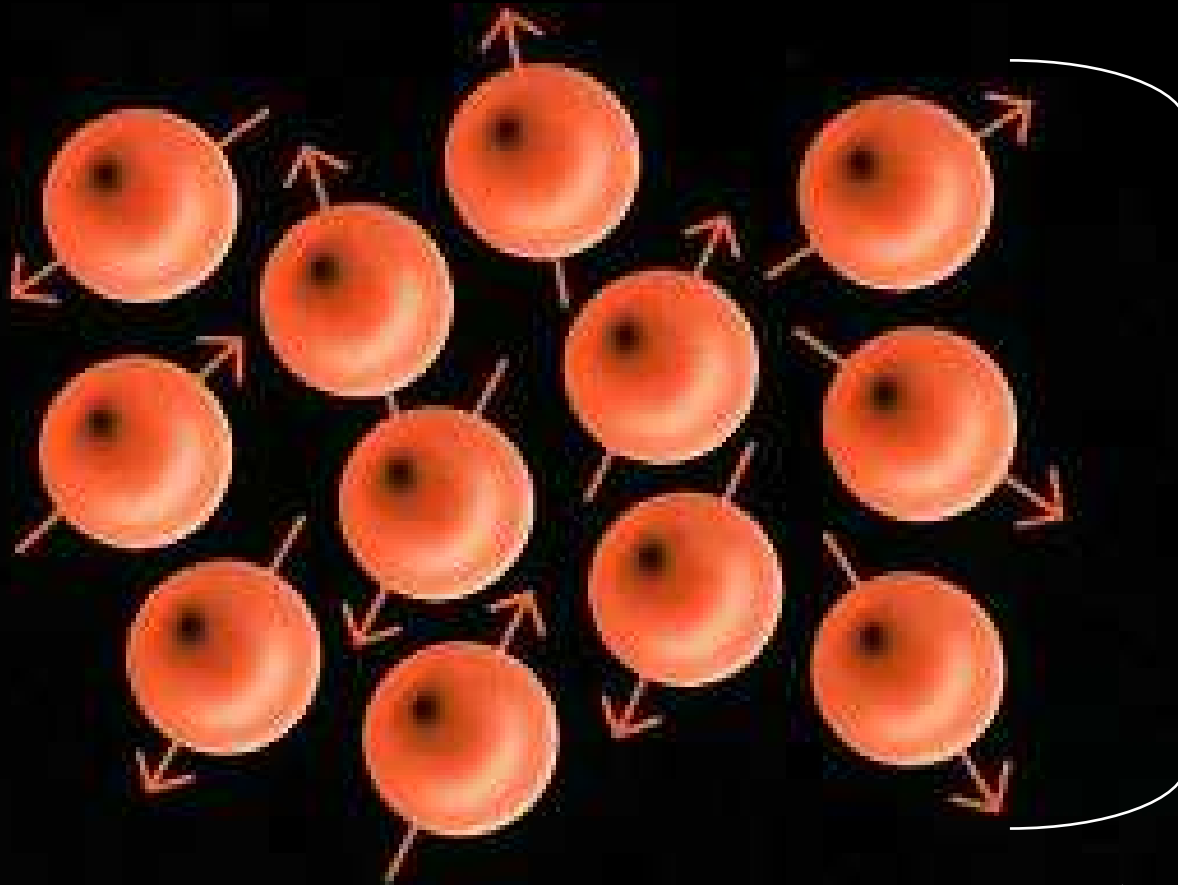
Pour fermions, $s = 1/2$

Dans noyau (un $B \Xi$),
combinaison ($\uparrow\downarrow$) des
spins nucléoniques par
famille ($m = +/- \frac{1}{2}$)

Ainsi, spin $^{12}\text{C} = 0$ mais
spin $^{13}\text{C} = 1/2$ (id ^1H)

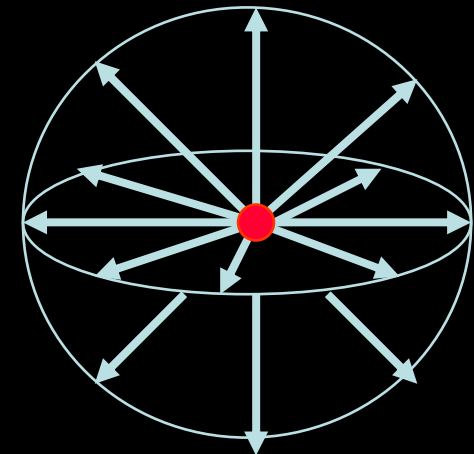
$$\mu = \gamma \hbar [s(s+1)]^{1/2}$$

Absence de champ magnétique B : orientations aléatoires des spins



$$\vec{M}_0 = 0$$

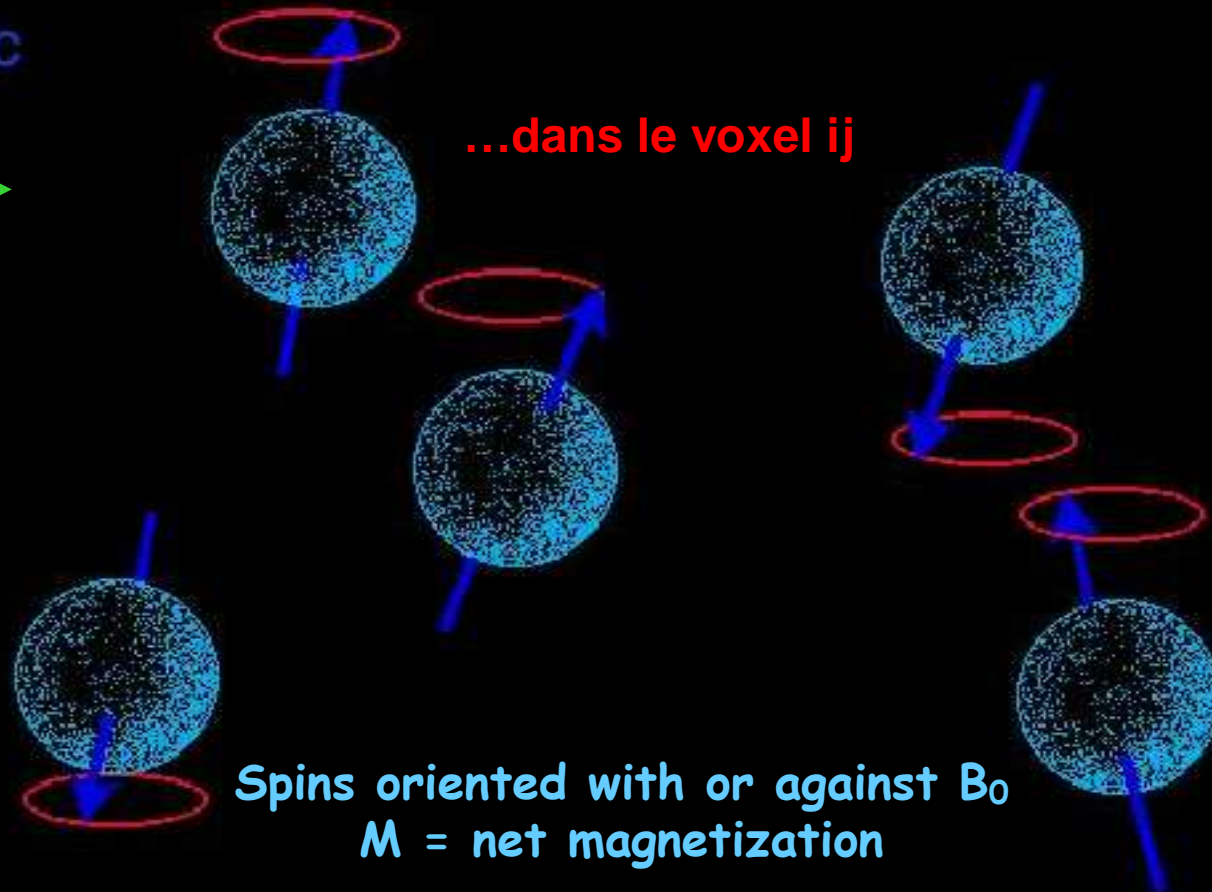
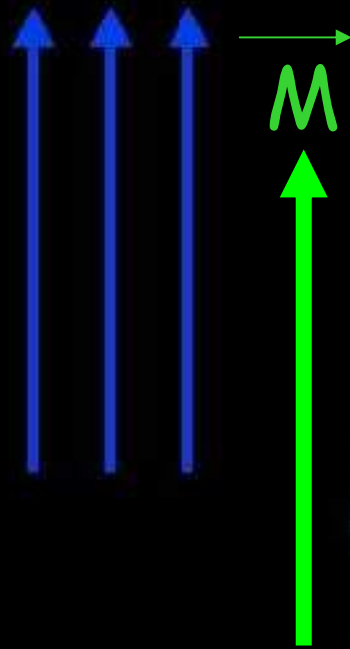
« OURSIN »



Aimantation macroscopique ($\vec{M}_0 = \sum_i \vec{\mu}_i$) nulle à l'équilibre thermodynamique : un seul état d'énergie

Orientation dans B_0 et génération d'une aimantation macroscopique // à B_0

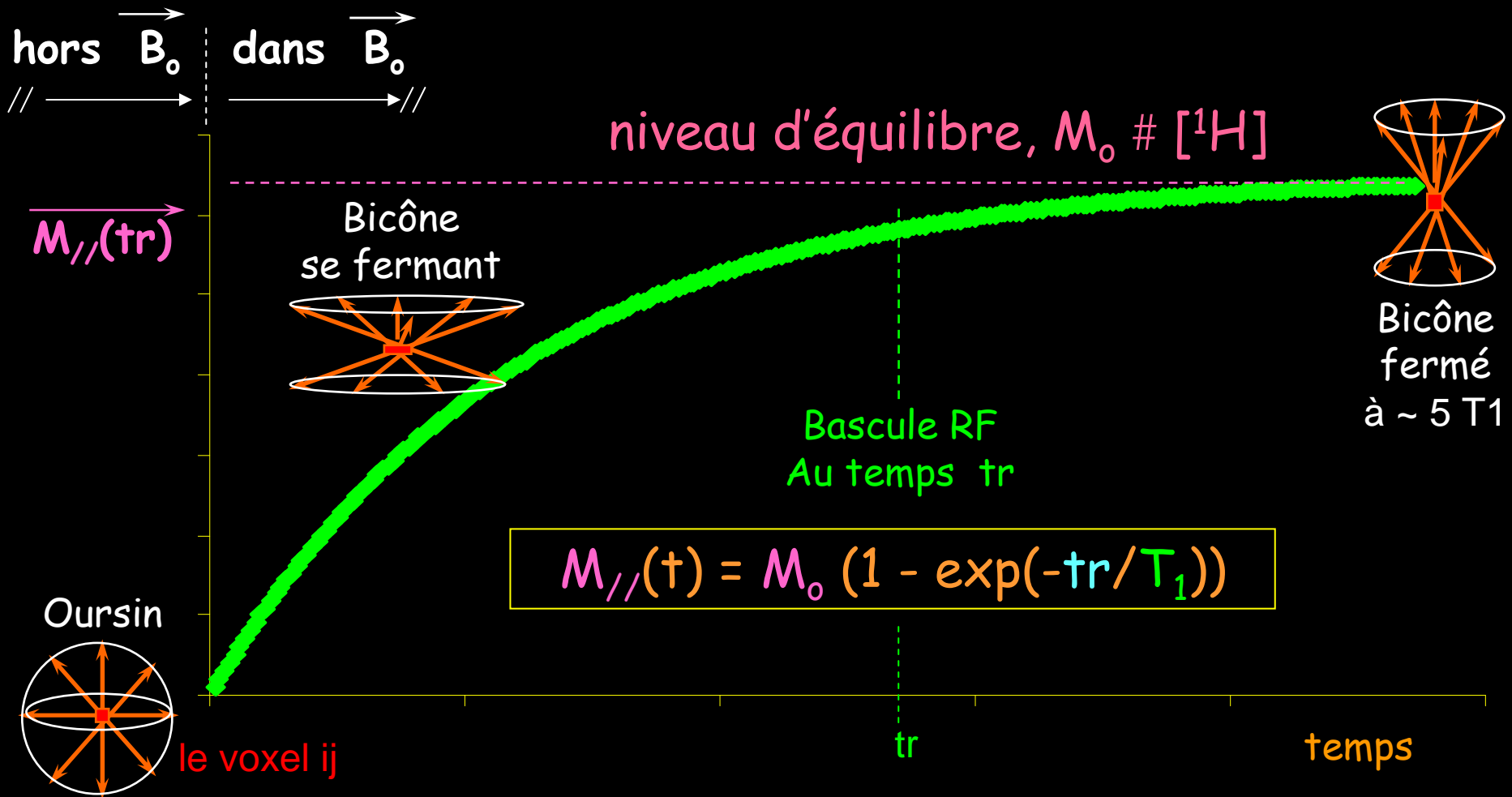
Applied Magnetic Field



there is a small difference (10:1 million) in the number of protons in the low and high energy states – with more in the low state leading to a net magnetization (M)

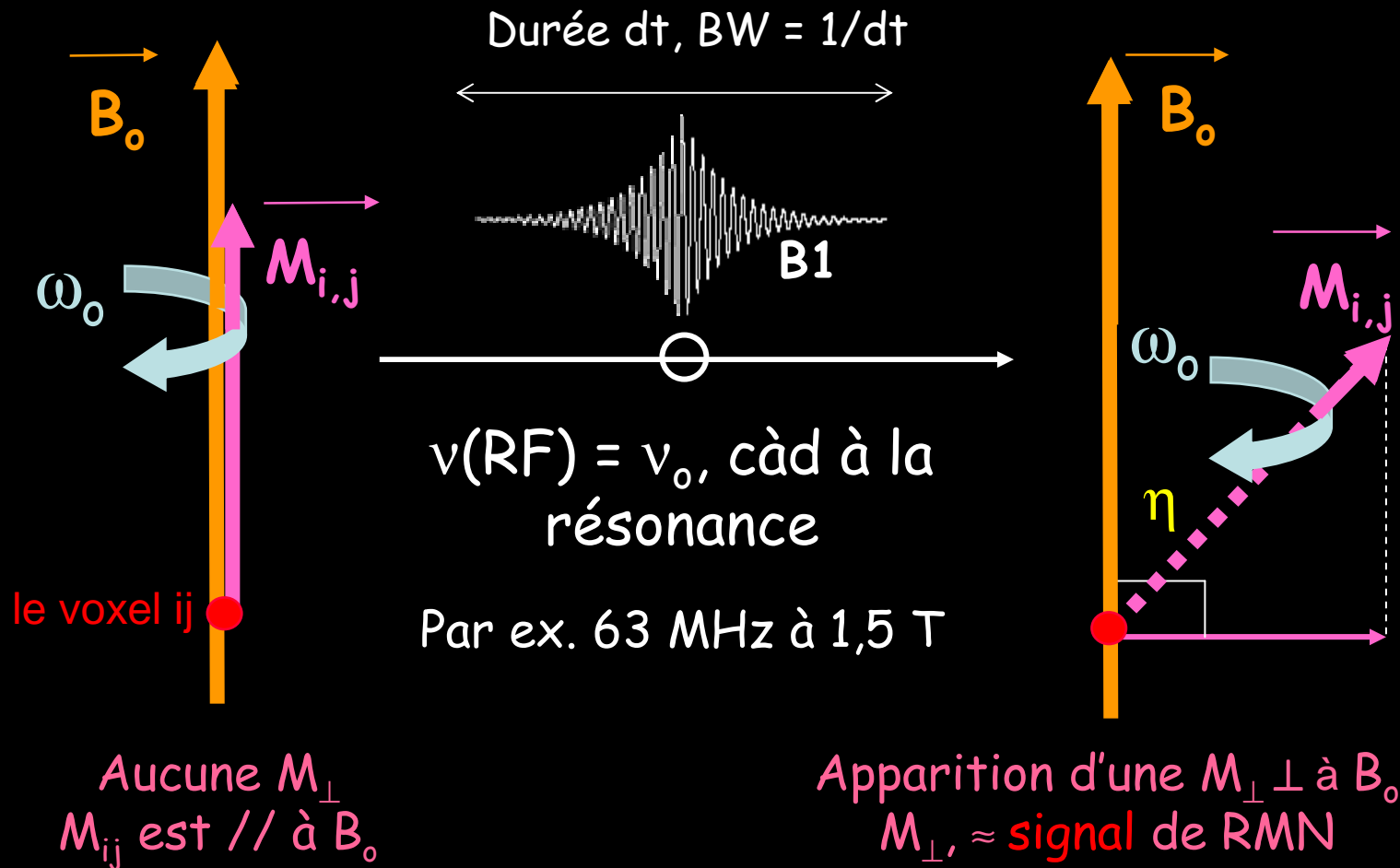
Le Temps de Relaxation T_1

Rythme le passage « oursin \rightarrow bicône », donc la (re)pousse longitudinale de $M_{//}$ vers M_0 (équilibre)



L'excitation RF revient à une bascule

chaque \vec{M}_{ij} est désalignée (basculée de η) par des photons RF à la résonance (de fréquence ν_0)



En fin d'excitation RF

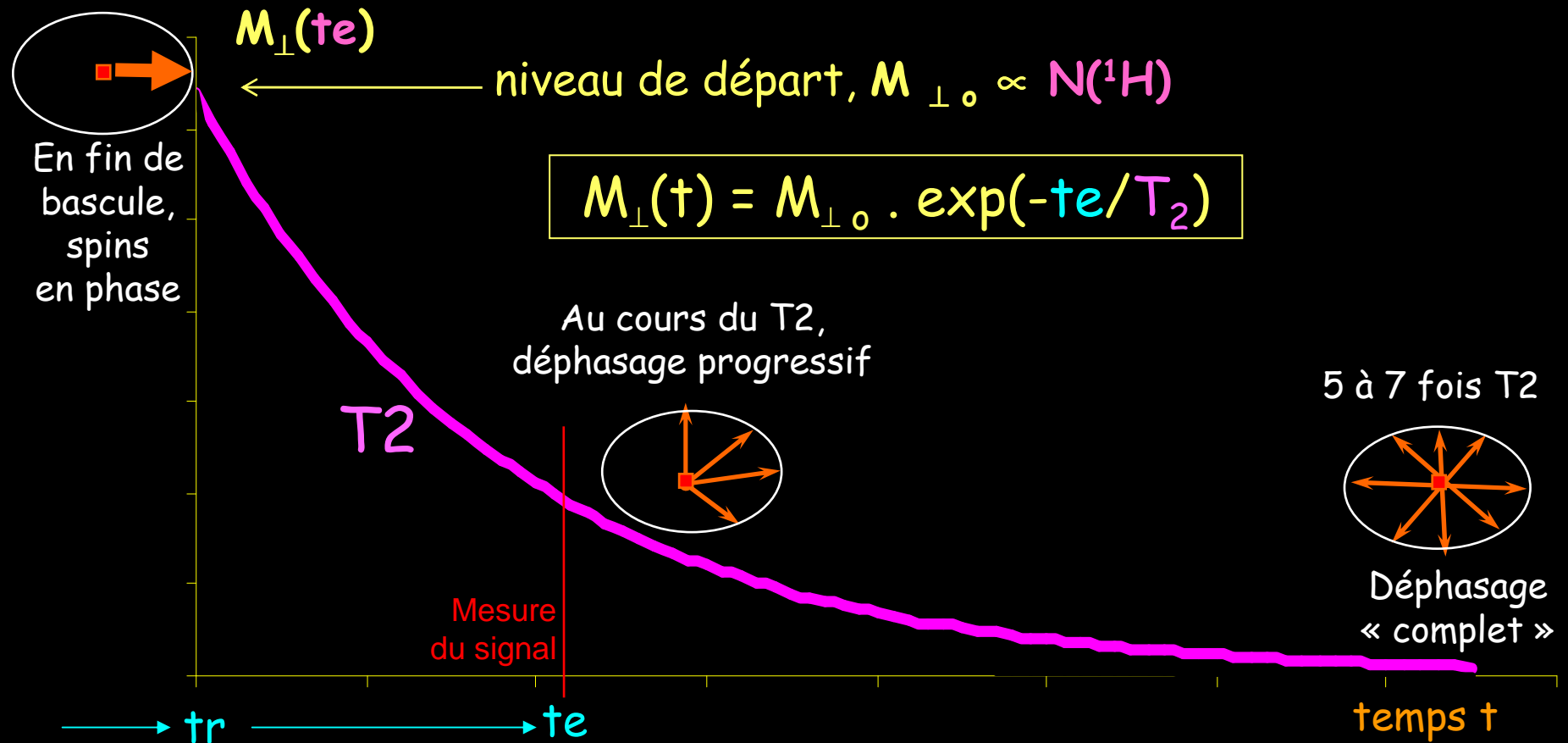
... Toute aimantation résiduelle précède à la résonance autour de B_0 ...

M_L en repoussant $//^\dagger$ à B_0 à son rythme propre
(T1)

M_T en disparaissant \perp^\dagger à B_0 à son rythme propre (T2)

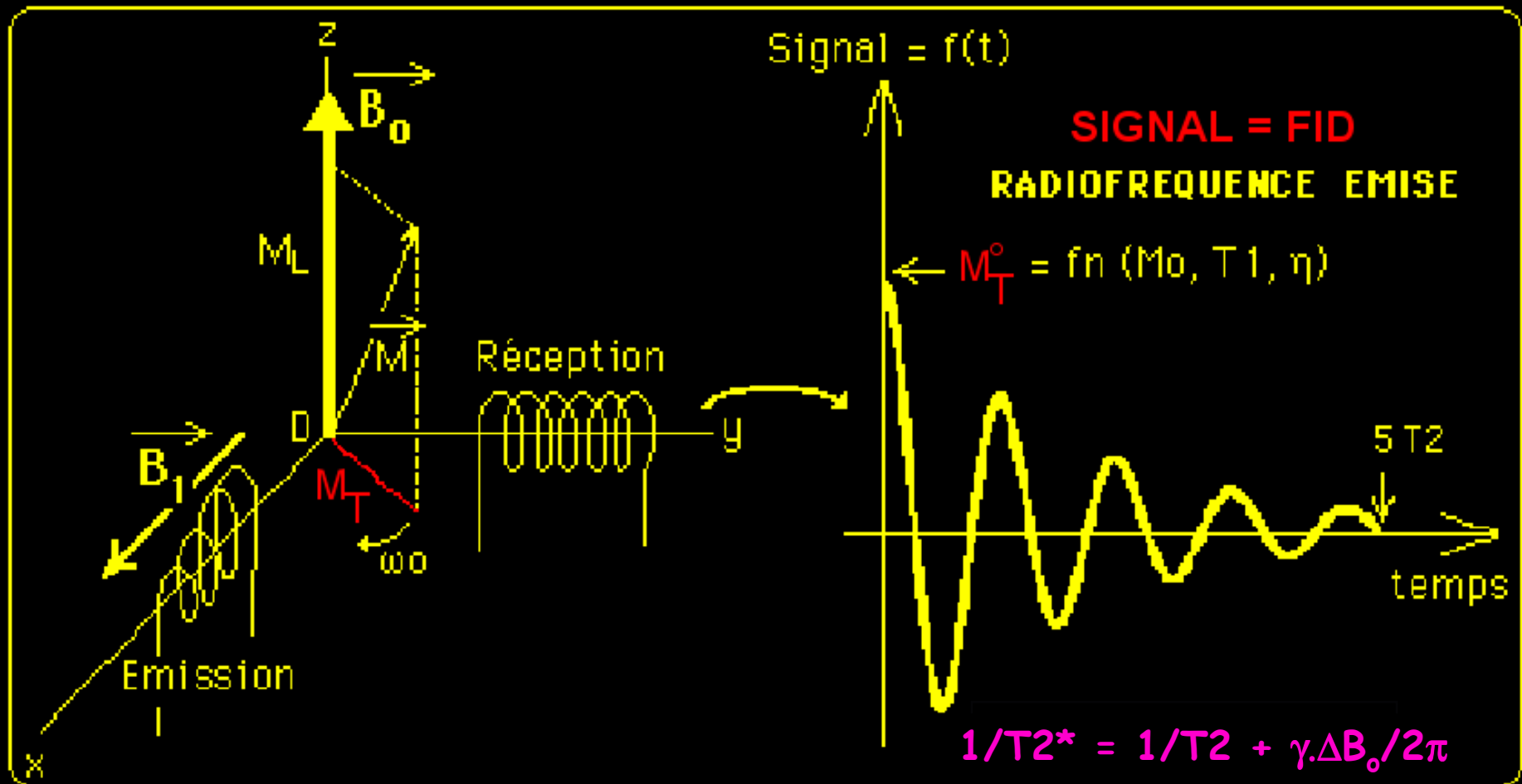
Le Temps de Relaxation T_2

T_2 rythme la disparition du signal, càd de toute composante transverse, M_{\perp} , par déphasage des spins



D'où l'allure du signal de RMN

FID (Free Induction Decay)
formé d'oscillations à ν_0 amorties en $T2^*$



Contenu simplifié et caractères du signal de RMN

$$\text{Signal} = M_T(\eta). e^{-te/T2}. \cos(2\pi\nu_0 te + \varphi)$$

avec

$$M_T(\eta). = k.N(^1H).(1 - e^{-tr/T1}). \sin\eta$$

$N(^1H)$, $T1$ et $T2$ sont les paramètres intrinsèques, caractéristiques de chaque tissu

te , tr et η sont les paramètres extrinsèques, contrôlés par le médecin pour ajuster le contraste

2- SIGNAL ET SEQUENCES DE RMN

**LE SIGNAL DE FID EST TROP
COURT ET COMPOSITE**

A quoi est dû le déphasage en T_2 ?

Au fait que tous les spins qui composent M_T ne voient pas vraiment en fait B_0 , mais $B_0 \pm$ d'infimes variations, ΔB , suffisantes pour accélérer ou ralentir les spins par rapport à ω_0 (repère tournant)

Double cause aux ΔB :

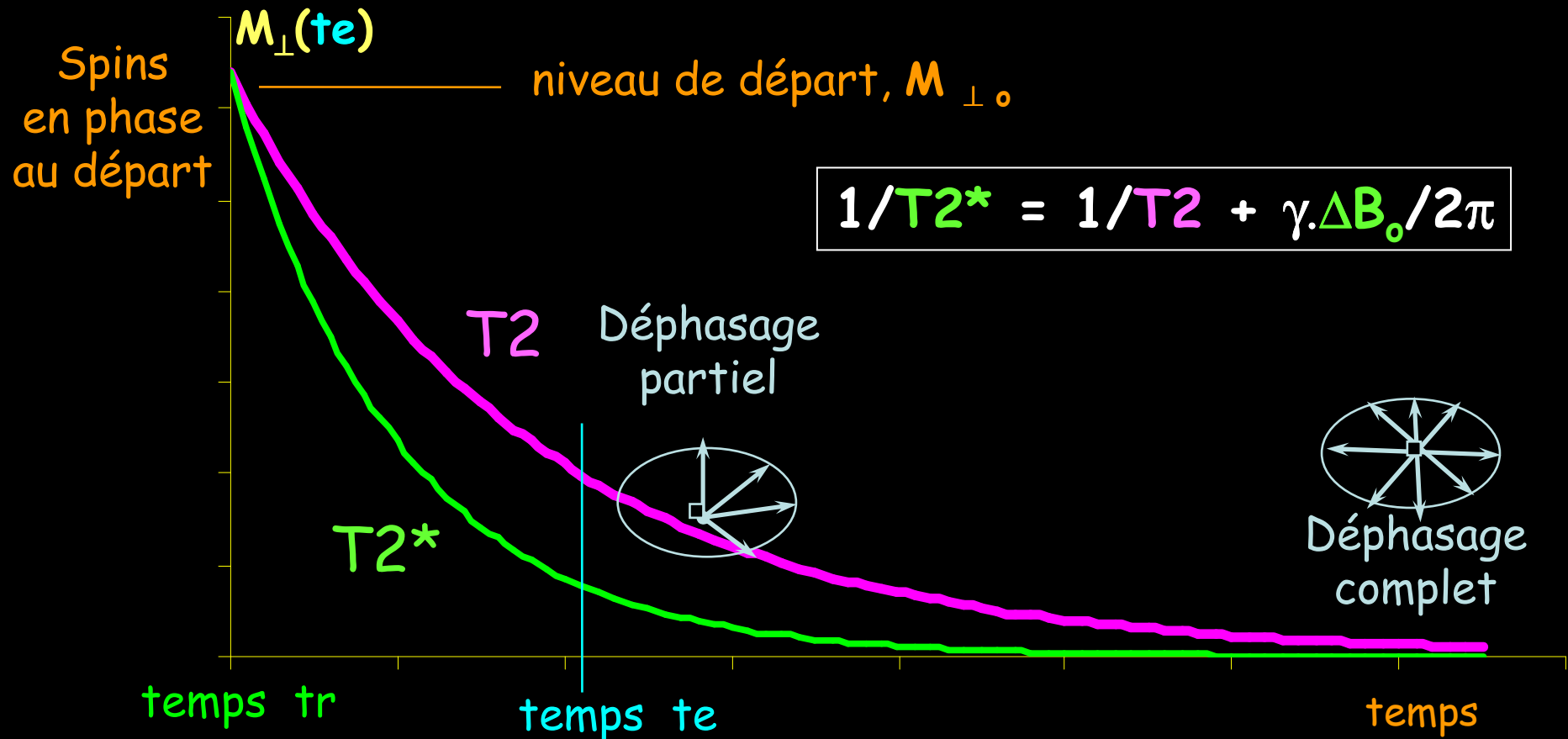
- moléculaires ($\Delta B_{i(\text{mol})}$), dues aux interactions browniennes entre spins dans le voxel, non récupérables car aléatoires et on peut écrire :

$$1/T_2 \propto \gamma \cdot \Delta B_{i(\text{mol})} / 2\pi$$

- technologiques, dues à des hétérogénéités de l'aimant (ΔB_0), récupérables car constantes sur le court terme (systématiques)

Les Temps de Relaxation T_2 et T_2^*

T_2 lorsque seulement ΔB_i moléculaires, aléatoires, non compensables, T_2^* quand $\exists \Delta B_0$ technologiques, compensables car systématiques et constants



Notion de séquence RMN

Une séquence RMN est un enchaînement temporel d'évènements RMN destinés à fournir une M_T (constituant le signal) :

1. Préparation des spins dans B_0 (génération de $M_{//}$ au rythme T_1 pendant tr)
2. Bascule de $M_{//}$ par une RF à la résonance, qui fait apparaître une aimantation transverse M_{\perp}
3. Evolution en T_2 pendant te (disparition de M_{\perp})
4. Enregistrement du signal de RMN (M_{\perp} résiduel)

Notion d'isochromats

Les ΔB_0 , inhomogénéités spatiales locales du champ B_0 qui sont dues aux imperfections technologiques de l'aimant sont de l'ordre de quelques ppm, (très) faibles mais observables

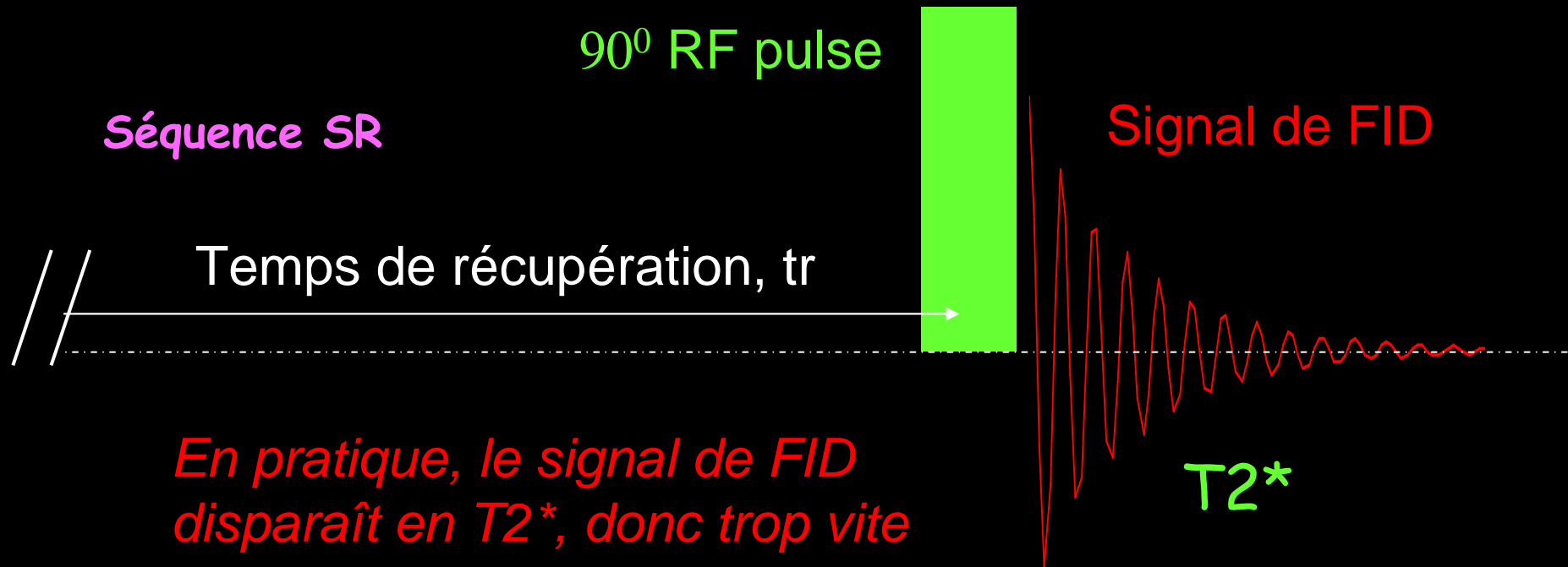
Conséquences :

- déphasage effectif dans la FID globalement plus rapide que si simplement ΔB_i moléculaire ($T2^*$ et non $T2$)
- selon où ils se trouvent, tous les spins ne subissent pas les mêmes ΔB globaux et ne voient donc pas le même B effectif ; ils ne subissent donc pas tous le même déphasage

Un isochromat est un groupe de spins qui voient le même champ local (subissent le même défaut d'homogénéité) et précessent donc à la même fréquence de résonance.

L'aimantation globale est en pratique constituée de plusieurs isochromats de fréquence propre différente mais (très) proche de ν_0

La séquence SR, saturation récupération

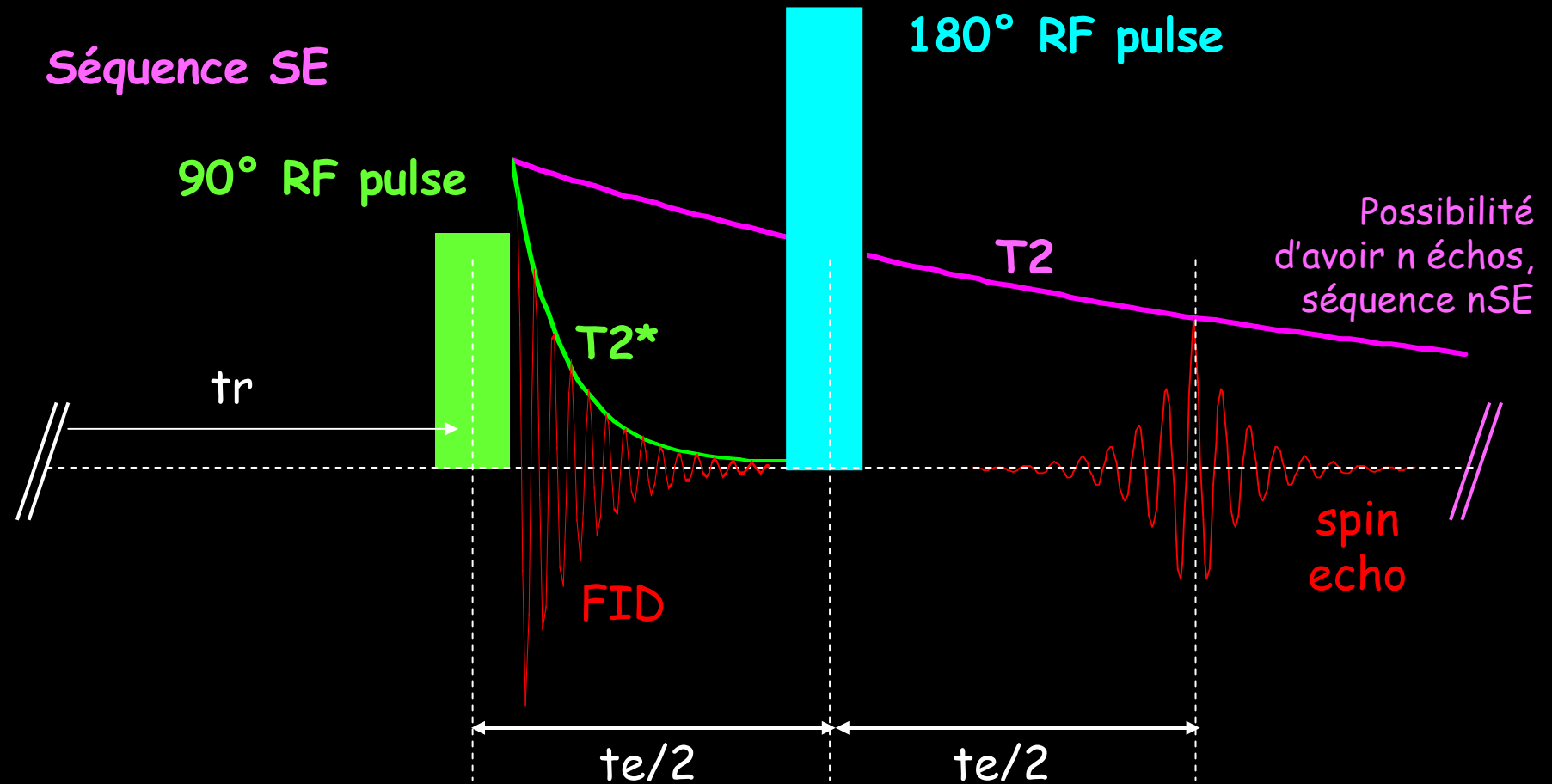


En pratique, le signal de FID disparaît en T2, donc trop vite*

En effet, en raison des inhomogénéités de l'aimant, le déphasage en T2 est plus rapide (T2*) qu'en théorie (T2 vrai) ; l'expression du T2* est

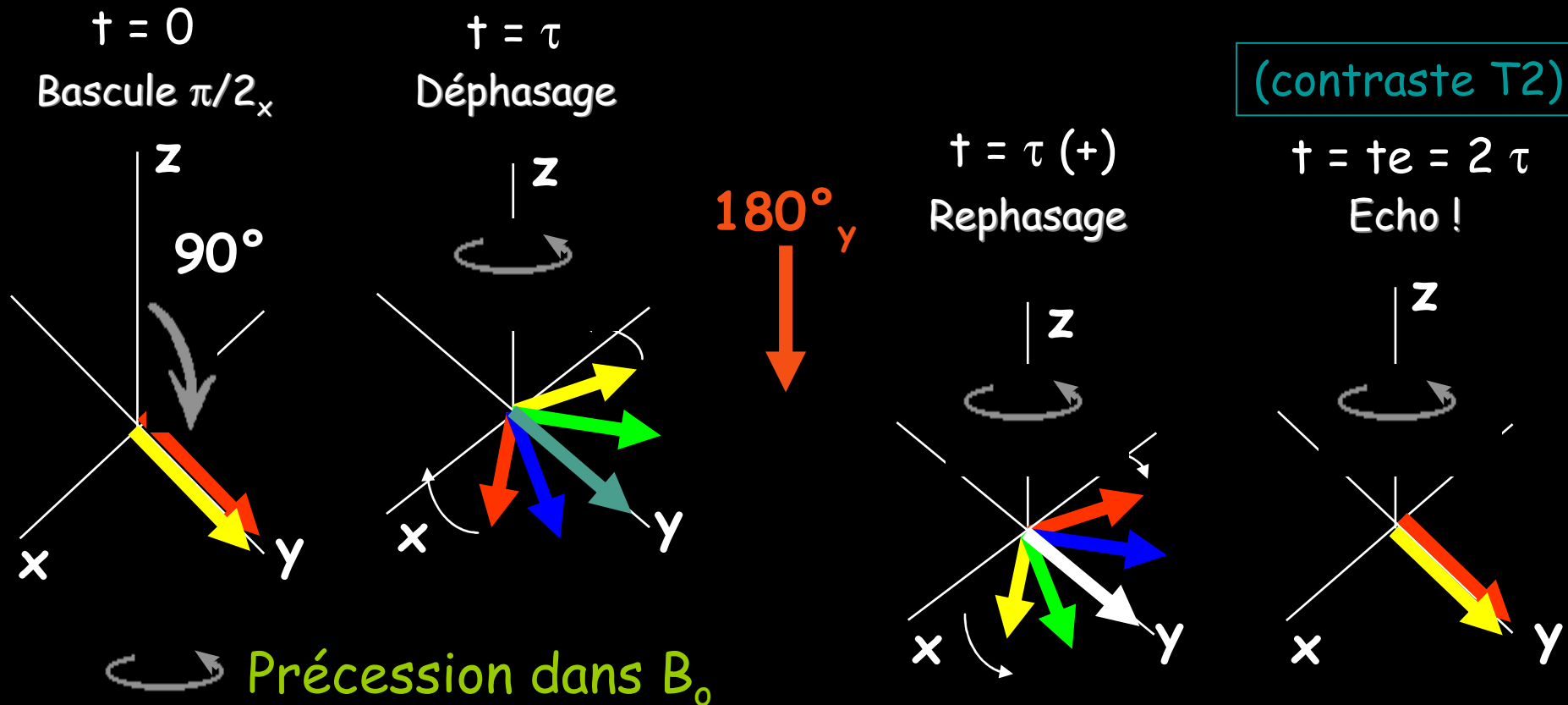
$$1/T2^* = 1/T2 + \gamma \cdot \Delta B_0 / 2\pi$$

Solution, la séquence SE, écho(s) de spins



En fait, l'écho n'est autre qu'une double FID, et une série d'échos décroissent eux en $T2$ vrai et non en $T2^*$

Le mécanisme d'écho des spins

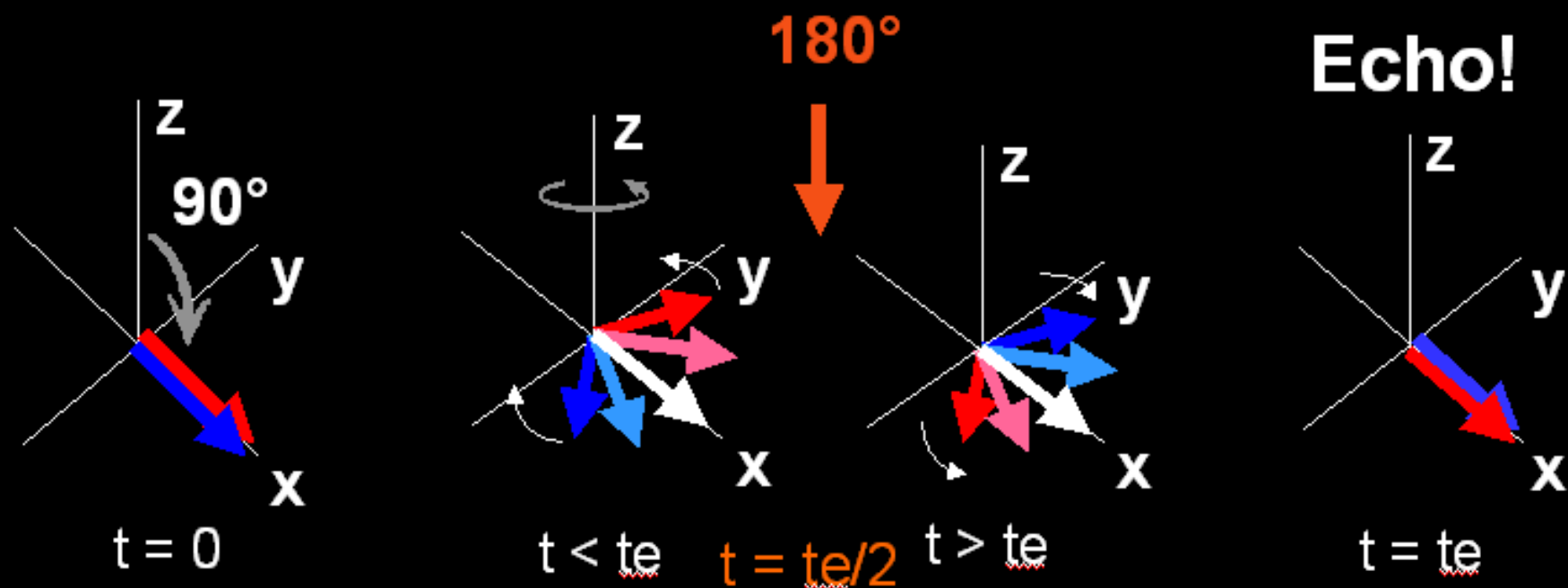


Les spins **rouges** et **bleu** précessent plus vite en raison des ΔB locaux que les spins **jaunes** et **verts**

L'effet des seuls ΔB_{tech} , constants, est éliminé dans l'écho

Echo de Spin (contraste T2)

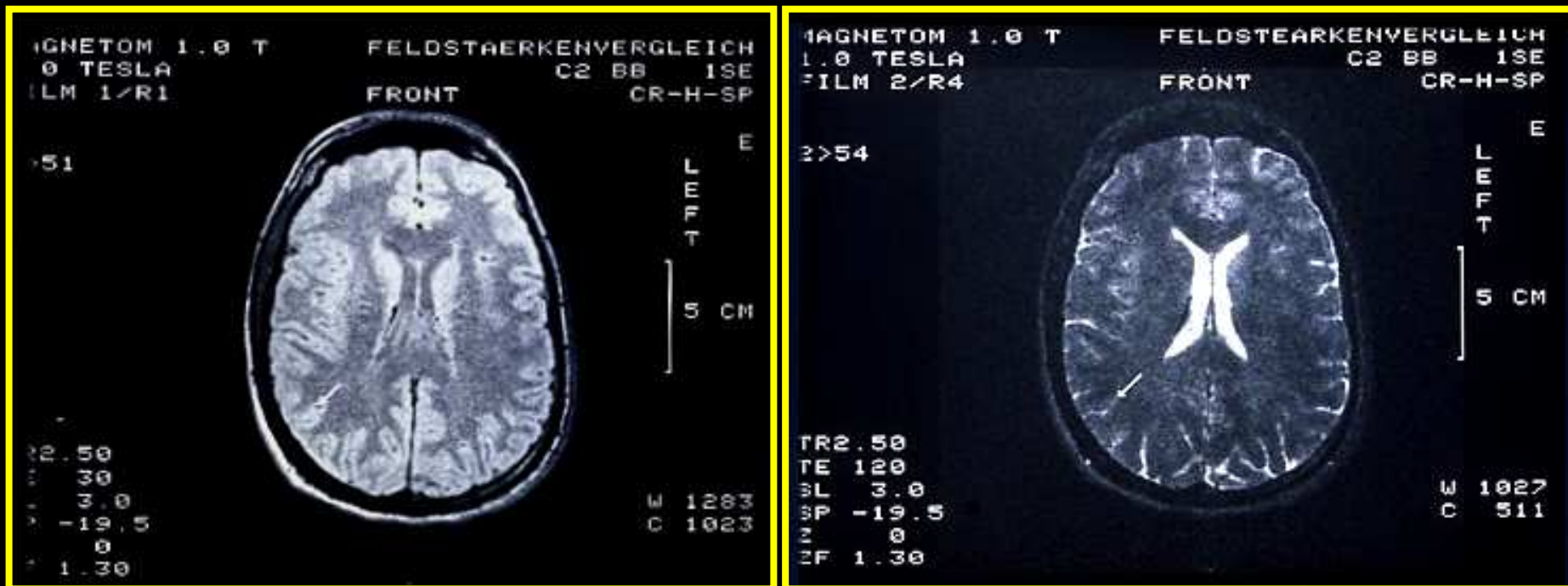
En raison d'inhomogénéités locales de B_0 , les isochromats bleu précèdent (ici) plus vite que les rouges



La partie de déphasage qui n'est due qu'à des inhomogénéités statiques (reproductibles dans le temps) peut donc être récupérée. La partie liée aux propriétés tissulaires est aléatoire, elle est perdue définitivement (vrai T2)

La séquence échos multiples, nSE

On peut enchaîner plusieurs 180° , donc plusieurs échos, mais attention à la perte de signal en T2 au fil des échos, comme ici entre E1 & E4



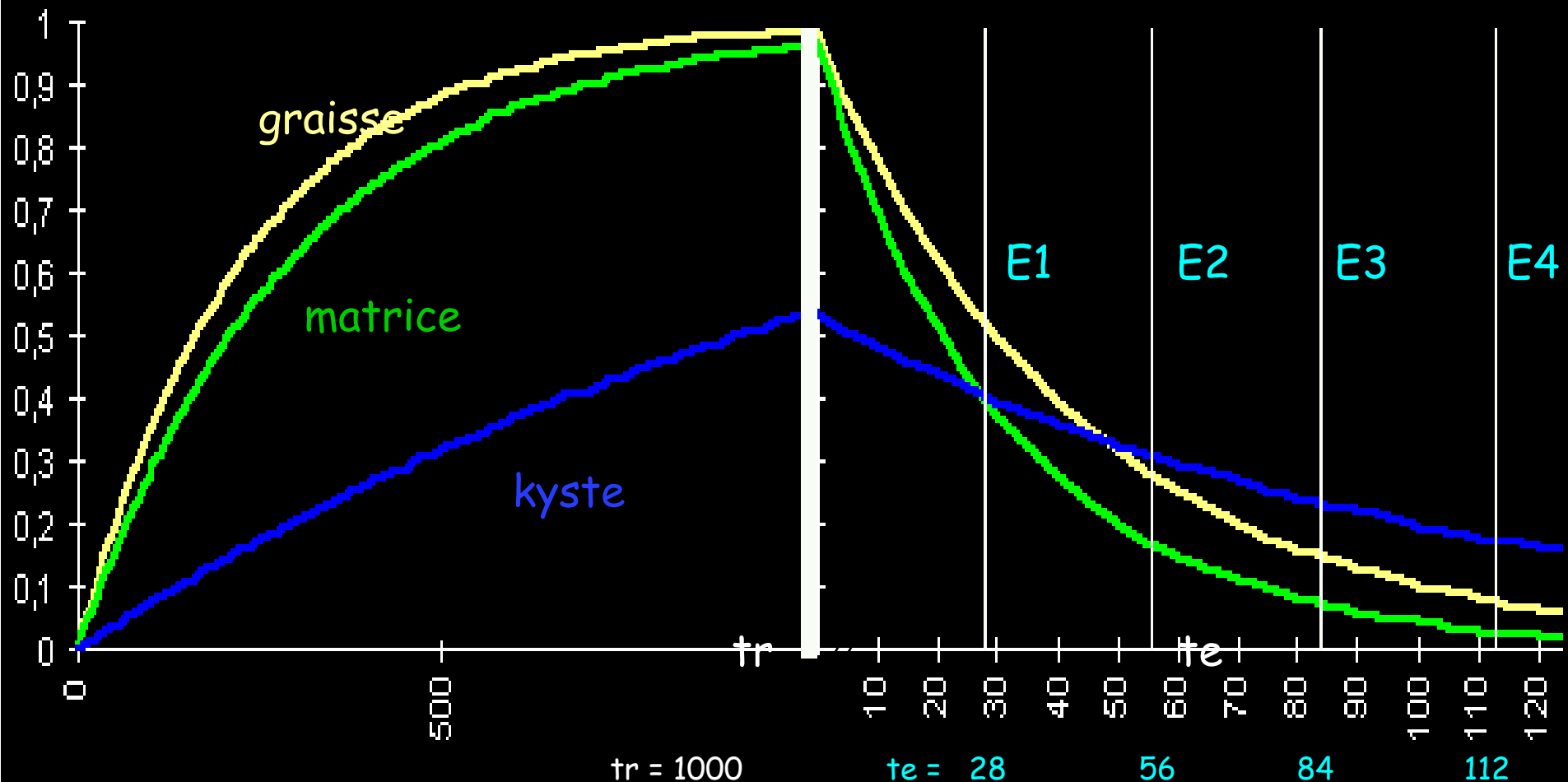
CERVEAU à 1T - Observer la modification du contraste

La nSE permet d'éviter les pièges de contrastes

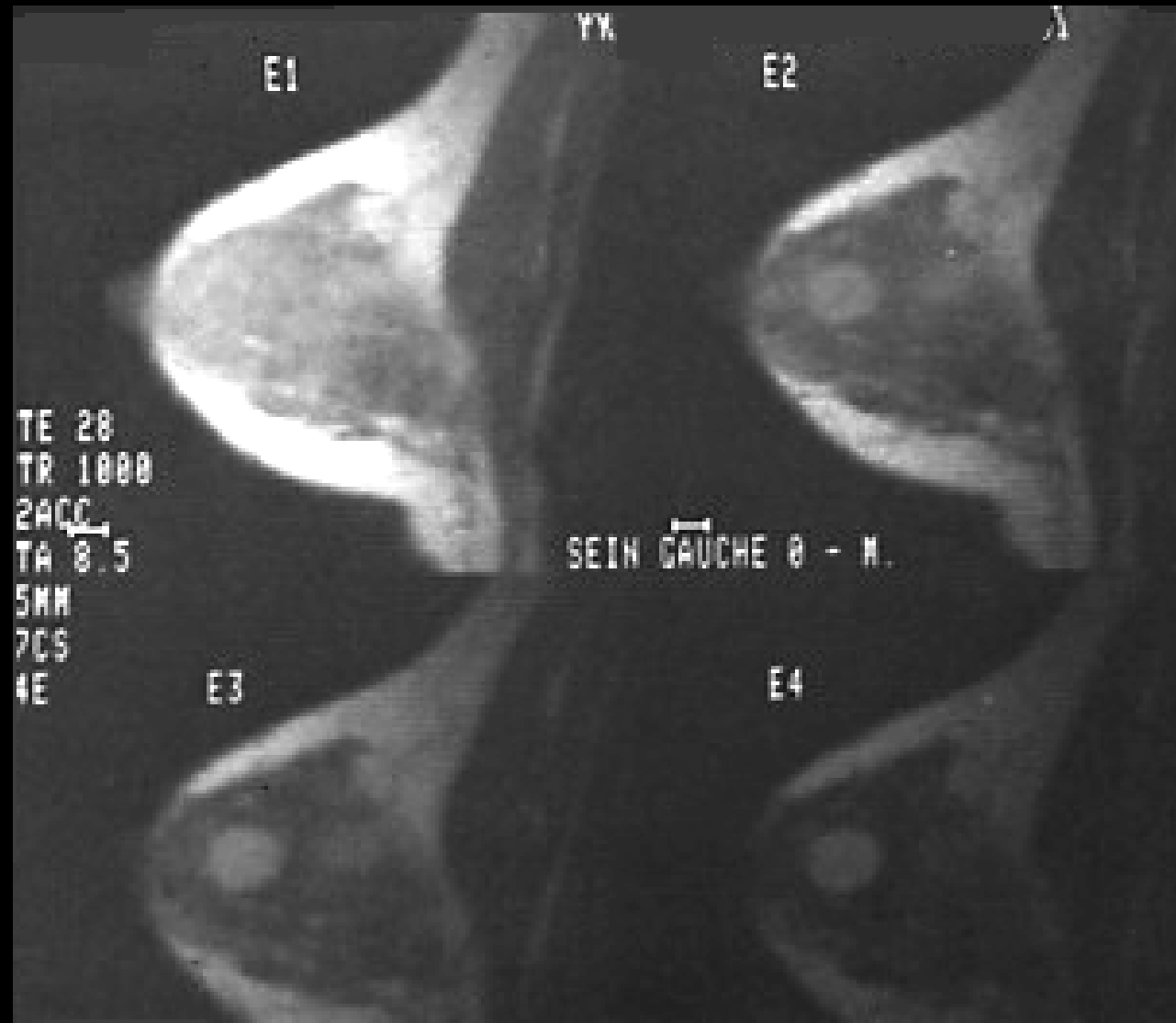
Les pièges sont liés aux croisements des courbes

Une pathologie peut ne pas apparaître

Exemple sur des kystes du sein en 4SE(28/1000)



Ex. : kystes séreux du sein E1-E4



3- LA RESONANCE ET SES CONSEQUENCES

RELATION DE LARMOR ET SELECTIVITE EN FREQUENCES

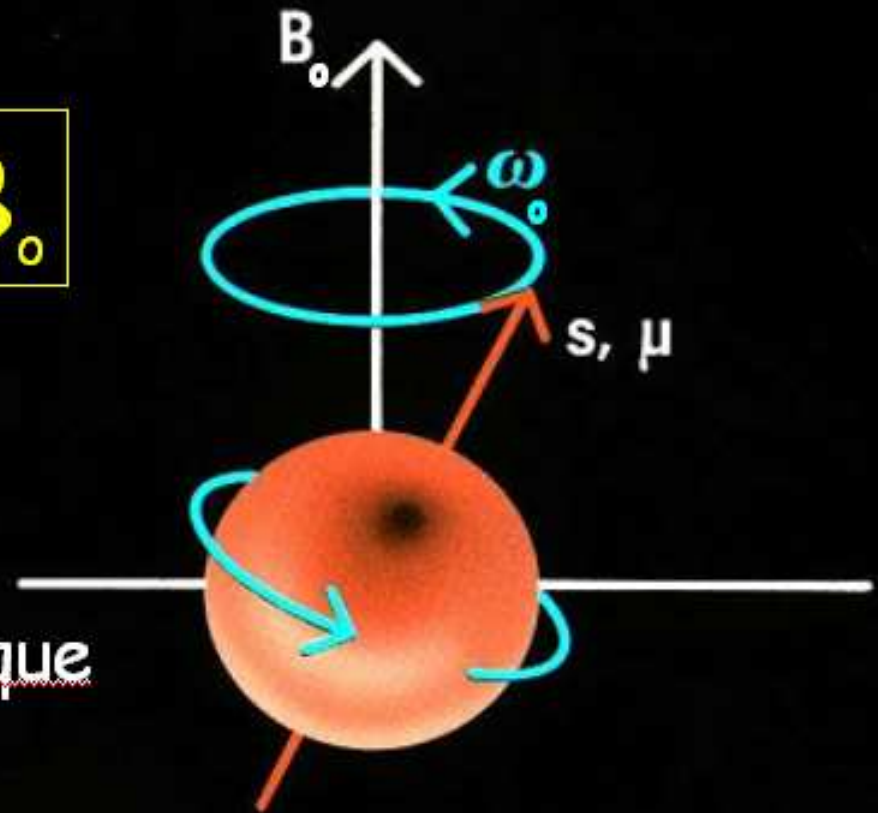
Précession des μ autour de B_0

Sous l'effet de $B_0 \Rightarrow$ précession des spins μ , donc de M , à la pulsation ω_0

$$\omega_0 = 2\pi \nu_0 = \gamma B_0$$

$\nu_0 =$ Fréquence de Larmor

$\gamma =$ Rapport gyromagnétique



Si ν (RF) = ν_0 , on parle de résonance

La fréquence de résonance

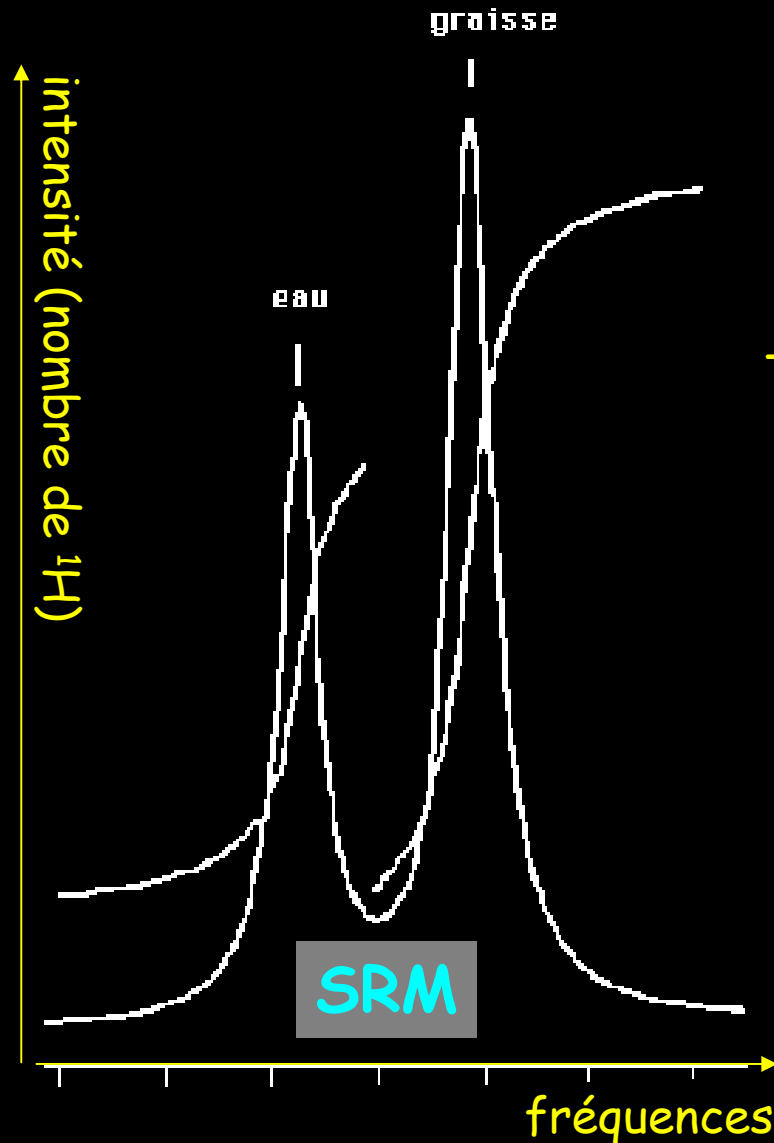
C'est la fréquence ν_0 que doit posséder l'impulsion RF pour exciter les spins, donc basculer M

C'est aussi la fréquence (de lecture) du signal de RMN (FID, ...)

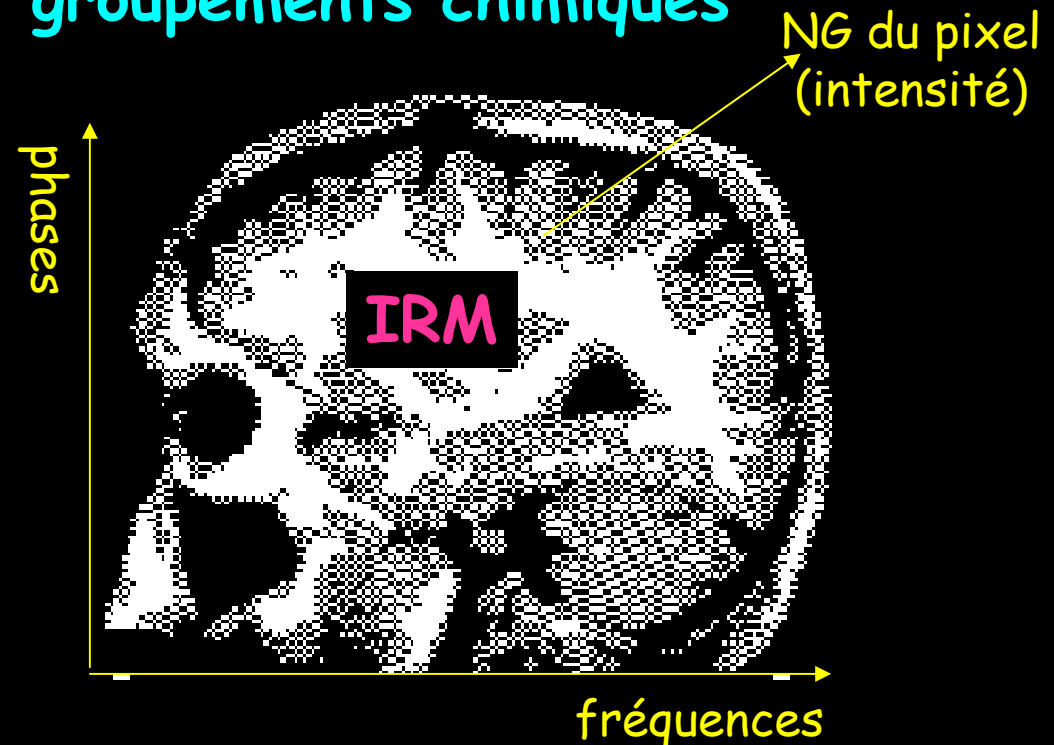
Elle ne dépend que

- du type de noyau observé (par γ)
- de la valeur effective du champ observé (B_{eff}), et c'est là toute la richesse de la RMN

Ainsi, à $B \neq$, fréquences \neq ...



... ce qui reviendra, en SRM, à séparer des groupements chimiques

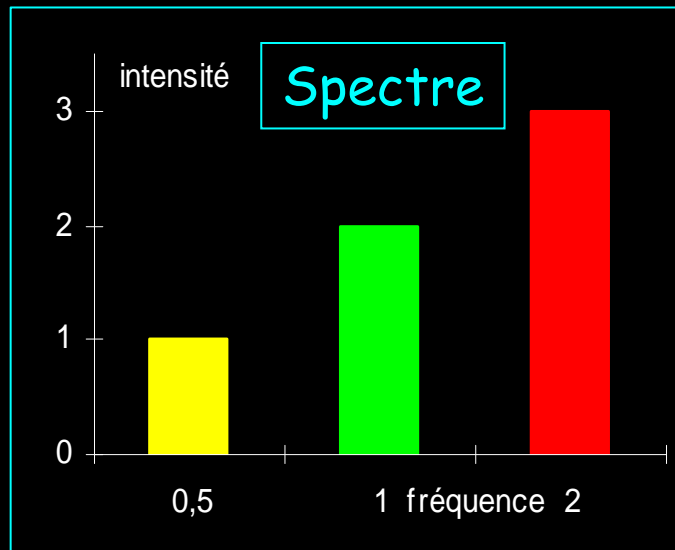


...et, en IRM, à séparer des VOXELS (d'espace)

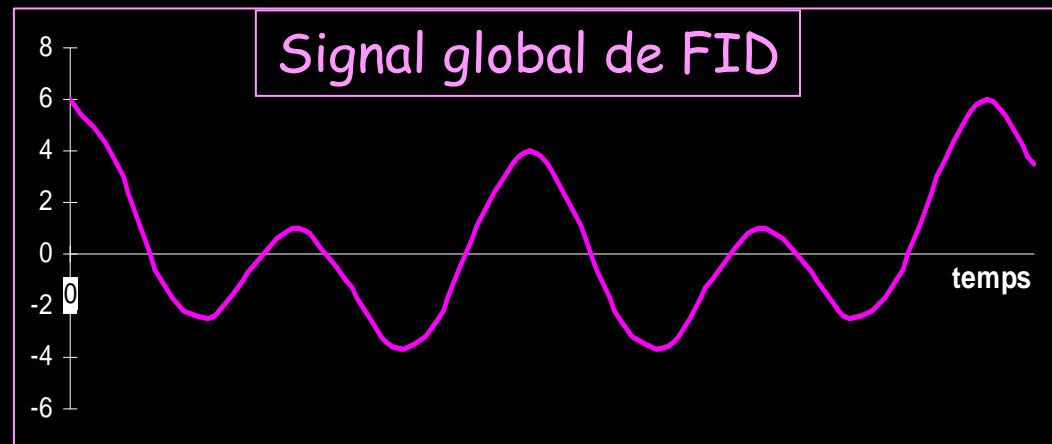
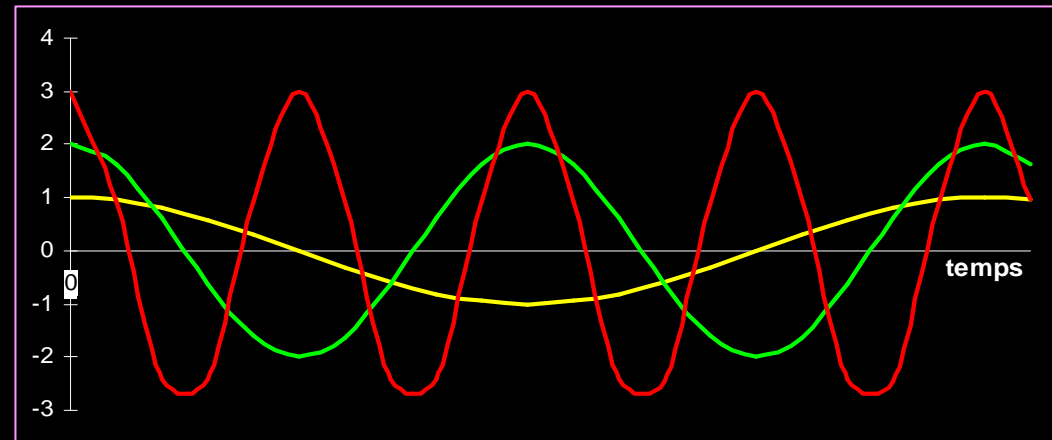
Mélange temporel des signaux RMN

Problème : dans une FID, un mélange de fréquences est indiscernable

3 pics d'intensités différentes à 3 fréquences différentes

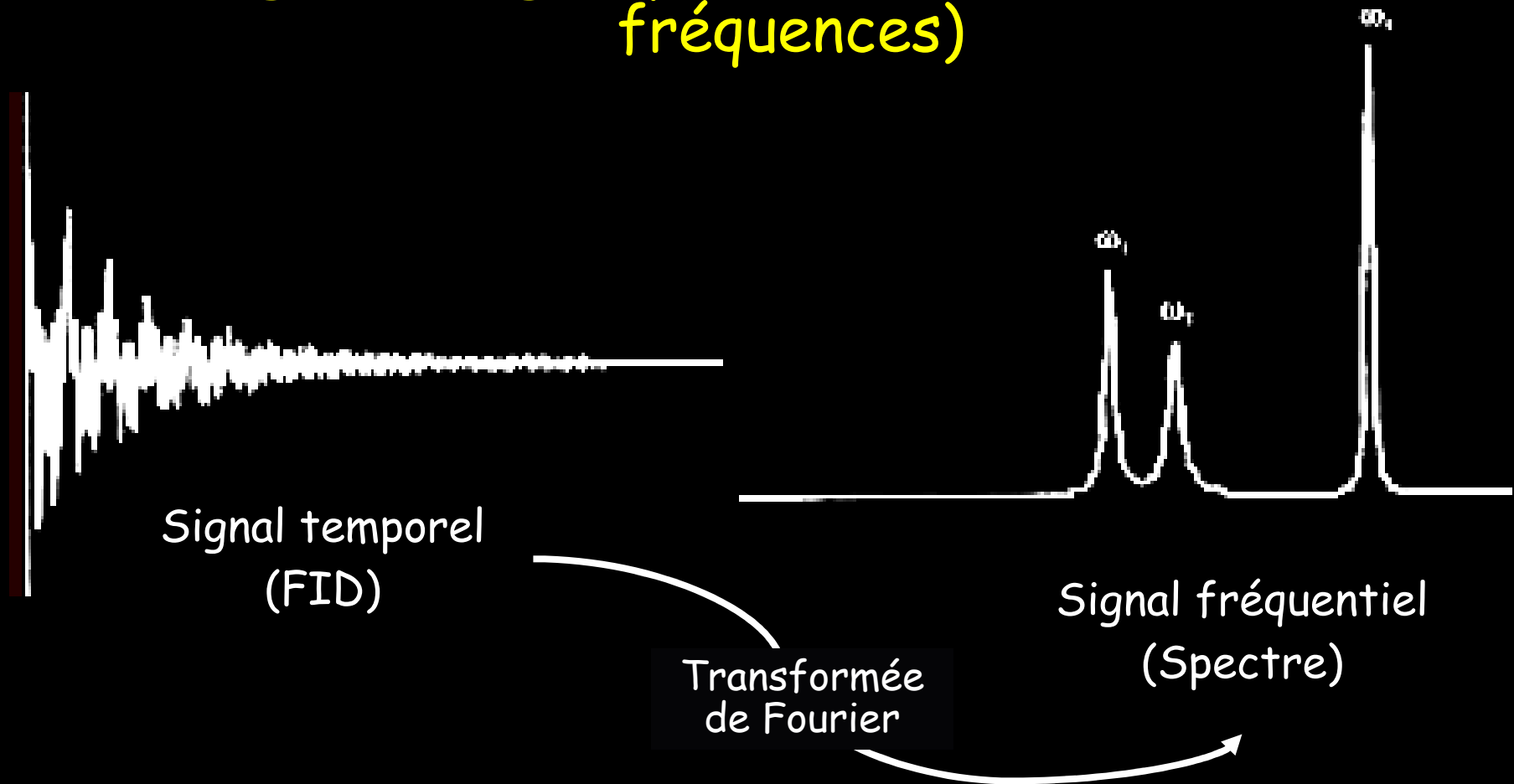


Les signaux temporels sont mélangés



D'un signal temporel composite à un spectre de raies par TF

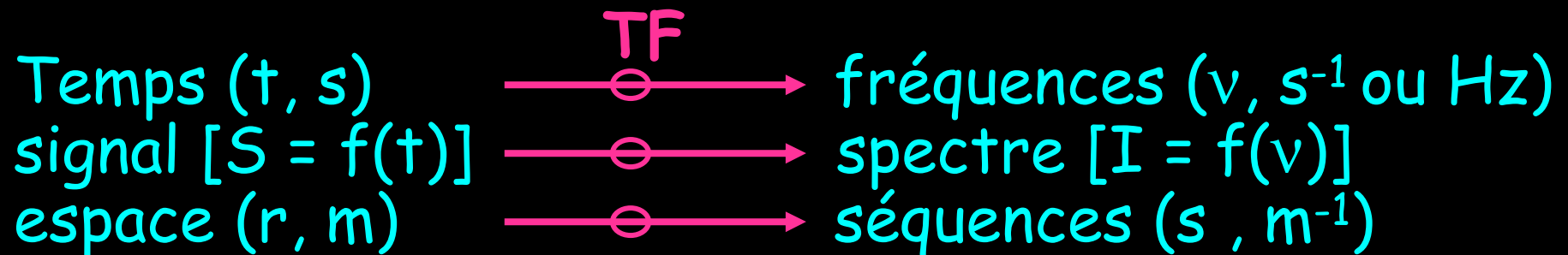
"mélange" de 3 groupements différents (donc 3 fréquences)



Le passage du temps aux fréquences nécessite donc une transformation de **FOURIER**

Pour séparer les fréquences, il faut exprimer le signal, non pas en fonction du temps (FID) mais des fréquences (spectre).

L'application adaptée est une TF (transformation d'inversion), qui ici, inverse temps et fréquence



Bande passante fréquentielle de la RF

Liée à l'utilisation d'impulsions RF (de durée finie)

Lorsque M_x bascule, il précesse en fait autour de la composante magnétique (B_1) de la RF : $\omega_1 = \gamma \cdot B_1$

C'est la de durée dt de l'impulsion RF qui permet de choisir la valeur de l'angle de bascule : $\eta = \omega_1 \cdot dt = \gamma \cdot B_1 \cdot dt$

Or, par TF, l'inverse de la durée dt constitue en fait une bande passante fréquentielle $dv = 1/dt$ du pulse RF.

L'émission RF se fait donc à $\nu_0 \pm dv/2$

La résonance existera donc dans la gamme correspondante des fréquences, càd pour tous les spins susceptibles d'observer des champs appartenant à la gamme

$$B_0 \pm \pi \cdot dv / \gamma = B_0 \pm \pi / (\gamma \cdot dt)$$

Signification de la résonance

$$\omega_{eff} = 2 \pi \nu_{eff} = \gamma B_{eff}$$

en RMN (et IRM), on ne sait lire que des fréquences ν , mais très précisément

Or, ces fréquences ne dépendent,
pour un type de noyau donné (γ)
que du champ B_{eff} effectivement observé par
ces noyaux

L'ensemble {Relation de LARMOR, TF} constitue un
remarquable outil de sélection de fréquences



NGC 7000

A suivre, merci de votre attention ...

- ii -

APPLICATION DES PROPRIETES DE RESONANCE

Michel ZANCA, CHU Montpellier

Signification de la résonance et relation de Larmor

$$\omega_{\text{eff}} = 2 \pi \nu_{\text{eff}} = \gamma B_{\text{eff}}$$

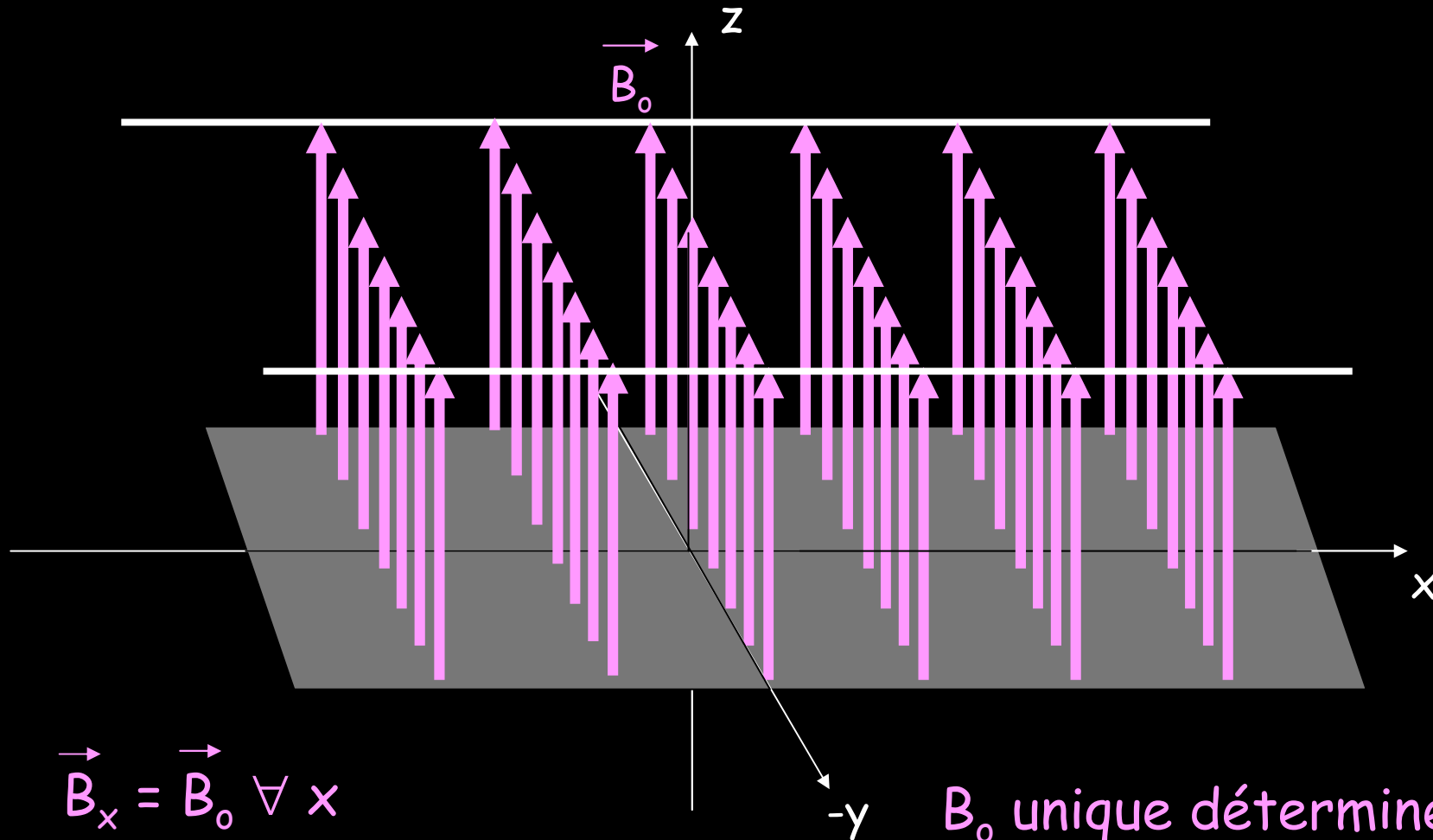
La RMN détecte très précisément la fréquence ν_{eff} , ce qui, pour un type de noyau donné (γ du ^1H en IRM), permet de caractériser la valeur effective du champ local, B_{eff}

Or, ce champ effectif est modulé en permanence par des ΔB locaux et les différentes causes qui les génèrent.

Nous allons considérer ces effets selon l'intensité des $\Delta\nu$ liées aux ΔB et la nature des phénomènes mis en jeu.

Dans tous les cas, l'ensemble {FID, Relation de LARMOR, TF} constitue un remarquable outil de sélection de fréquences

Le champ idéal est constant dans l'espace



$$\vec{B}_x = B_0 \nabla x$$

$$\vec{G}_x = dB/dx = \vec{0}$$

(gradient nul)

B_0 unique détermine une unique fréquence de résonance $\nu_0 = \gamma \cdot B_0$

1 - VARIATIONS DE FREQUENCES
DANS LA GAMME DES (10^{AINES} DE) Hz

SPECTROSCOPIE DE RMN ou SRM
(opérateur indépendant)

Gamme de 10^{aines} de Hz (SRM)

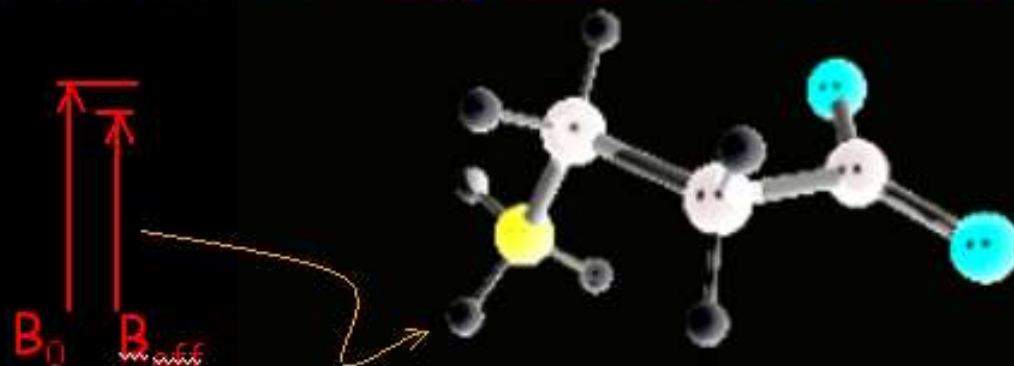
$$\omega_{\text{eff}} = 2 \pi \nu_{\text{eff}} = \gamma B_{\text{eff}}$$

Dans cette gamme, la fréquence dépend de variations moléculaires de champs locaux

Application : SRM et détermination des structures moléculaires par déplacement chimique (δ) ...

des $\Delta B_{\text{élec}}$ d'écrans électroniques moléculaires modulent le B_0 , provoquant des $\Delta \nu_{\text{élec}}$ de quelques Hz (ppm) : groupements chimiques caractérisés par leur fréquence propre, ce qui permet de les séparer

Ecrantage électronique, champ local et déplacement chimique



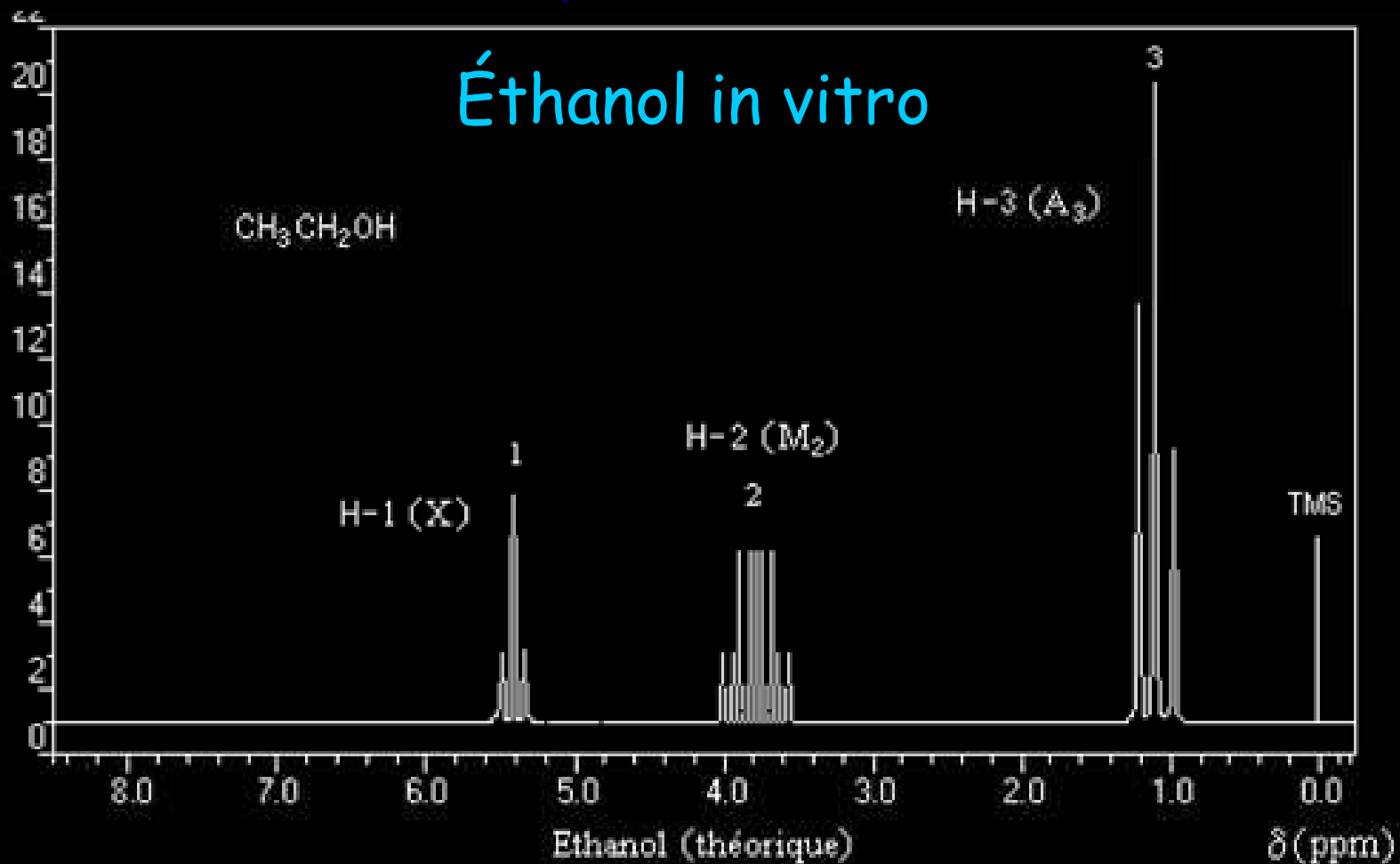
B_{eff} , le champ magnétique local vu par un noyau, dépend de son environnement électronique ; il diffère de B_0 selon :

$$B_{eff} = B_0 (1 - \sigma)$$

σ , constante d'écran liée aux électrons périphériques, varie selon le groupement chimique portant les ^1H , et l'on peut définir le "déplacement chimique" δ selon :

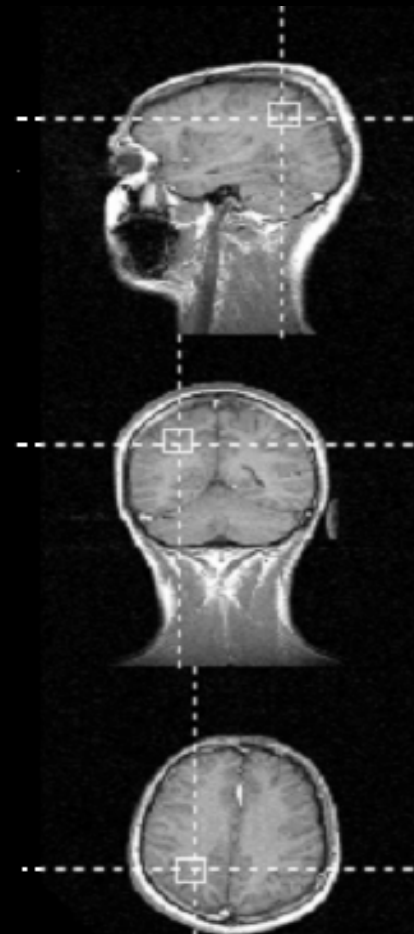
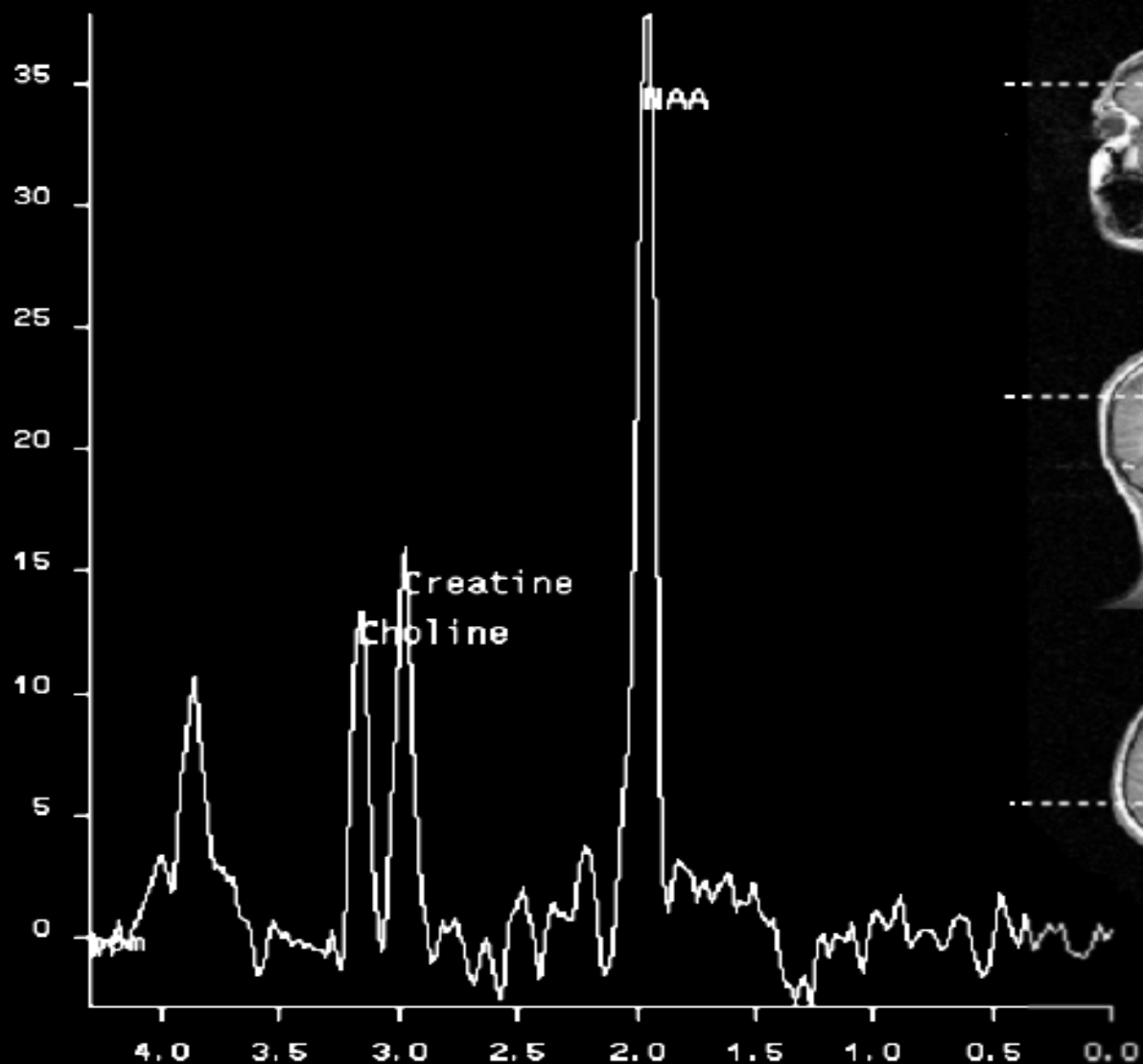
$$\delta = (\omega_{eff} - \omega_0) / \omega_0 = -\sigma$$

Ex. n°1, spectre 1D en ^1H



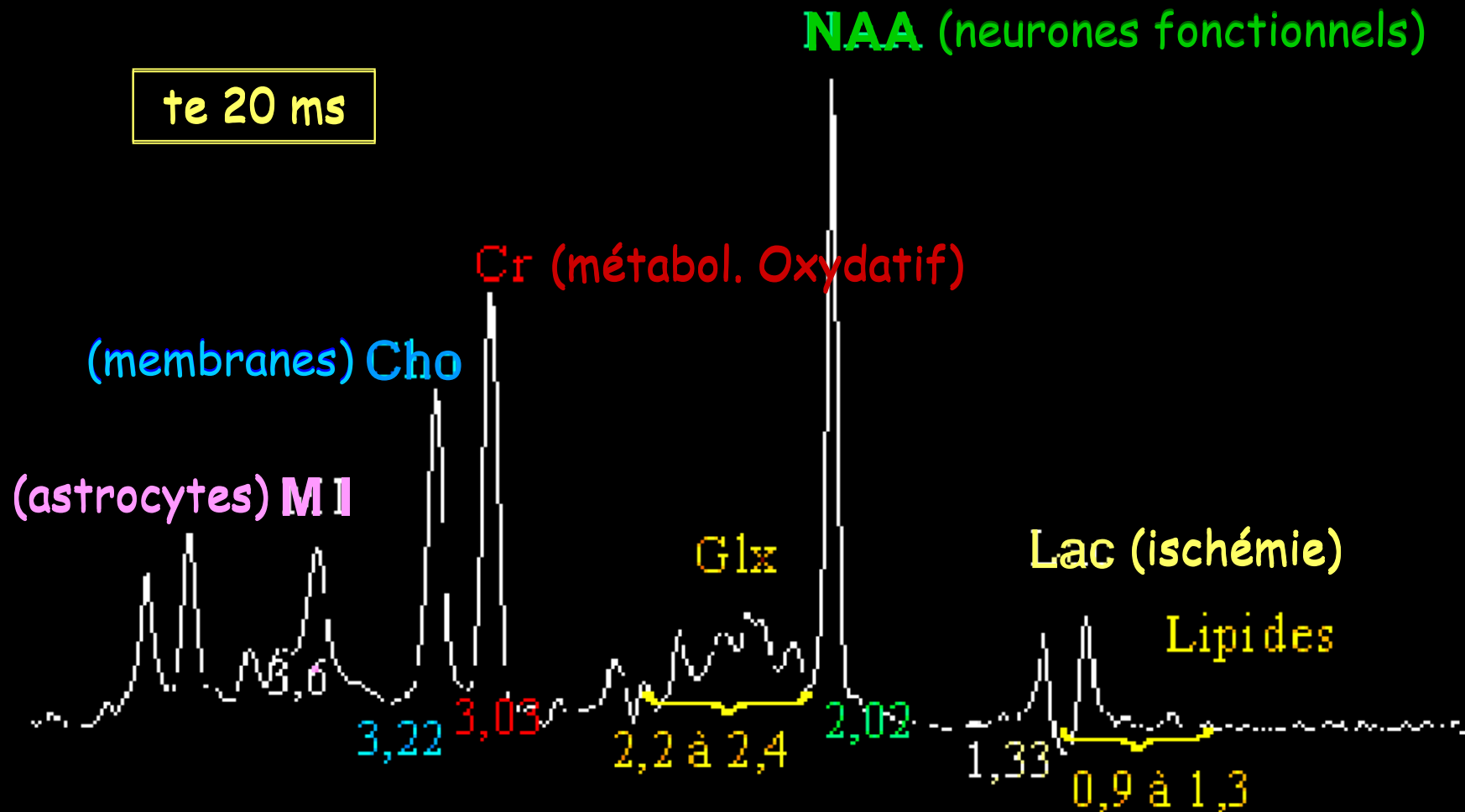
Le spectre s'étale sur moins de 10 ppm, c'ad 630 Hz au plus à 1.5 T, ce qui correspond à des ΔB_{mol} de 15 μT au plus

Cerveau normal en SRM in vivo du ^1H



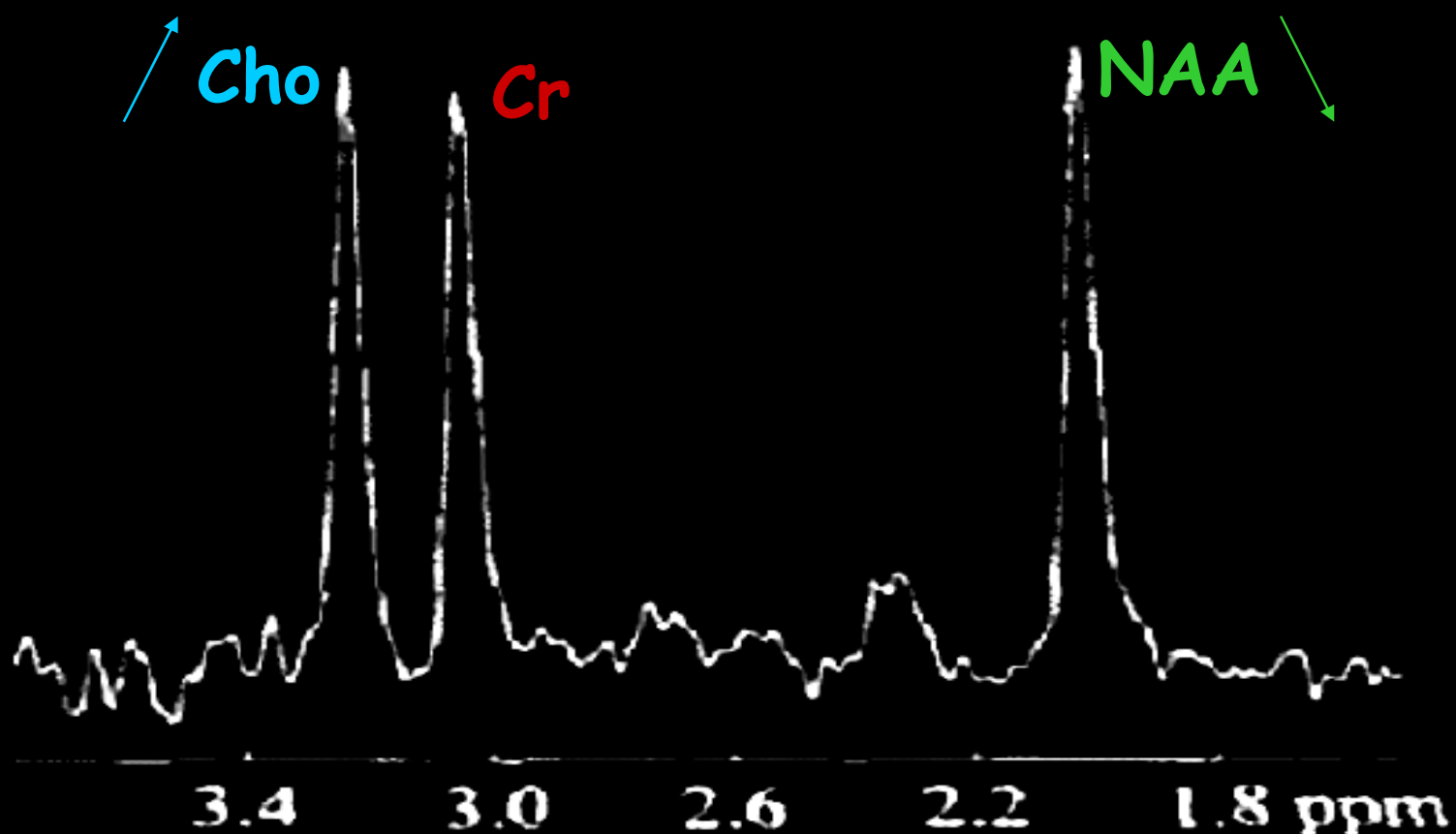
Les métabolites cérébraux en ^1H -SRM

SPECTRE CÉRÉBRAL TYPE IN VIVO



^1H -SRM & Schizophrénie

Pertes neuronales \pm importantes



Tumeur ou abcès ?

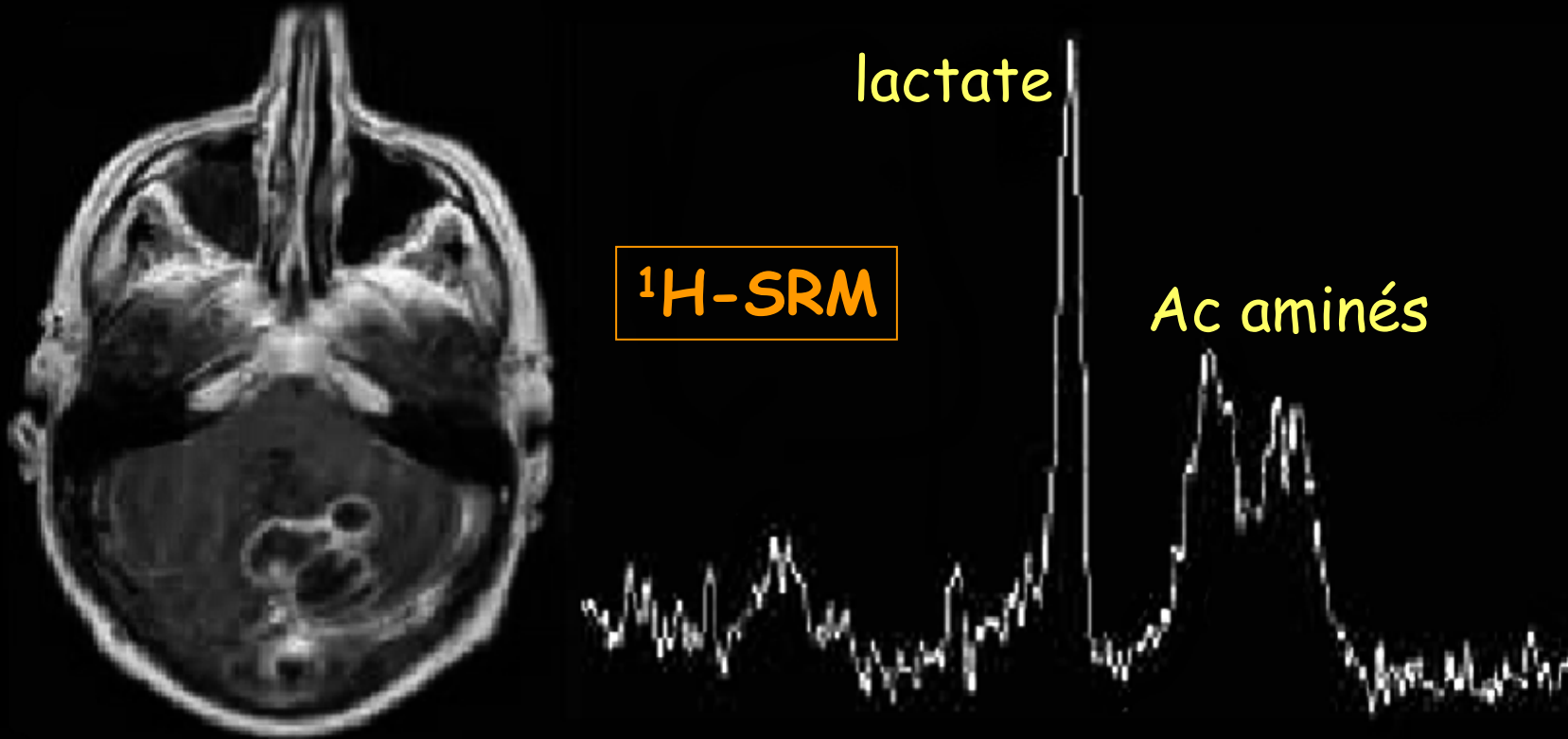


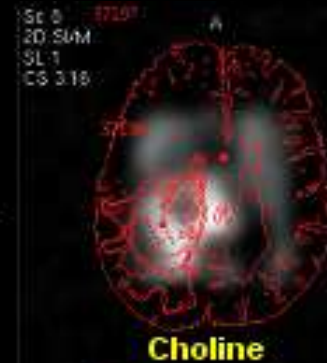
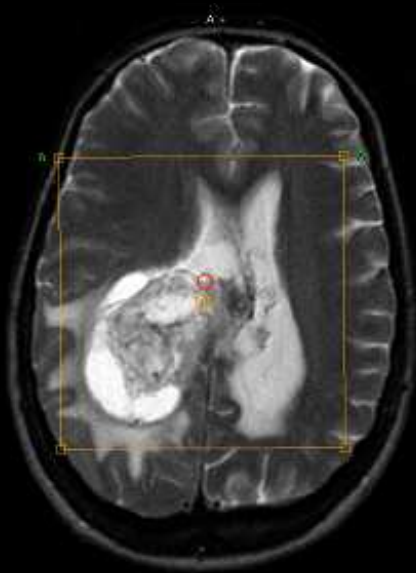
Image T1-Gd : lésion cérébelleuse polycyclique avec prise de contraste périphérique ... tumeur nécrosée ou abcès ?

La ^1H SRM lève l'ambiguïté : lactate et acides aminés signent l'abcès

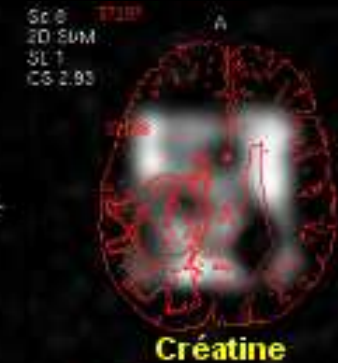
Ex. n°2, Imagerie Spectroscopique ^1H

Glioblastome

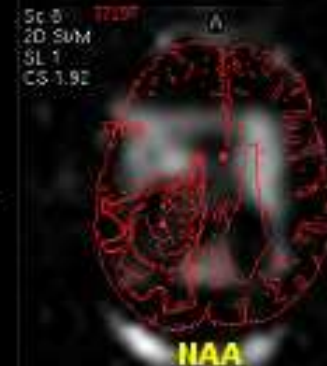
Orientations double oblique



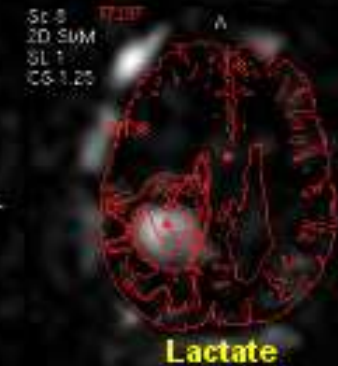
Choline



Créatine



NAA



Lactate

Images Spectroscopiques

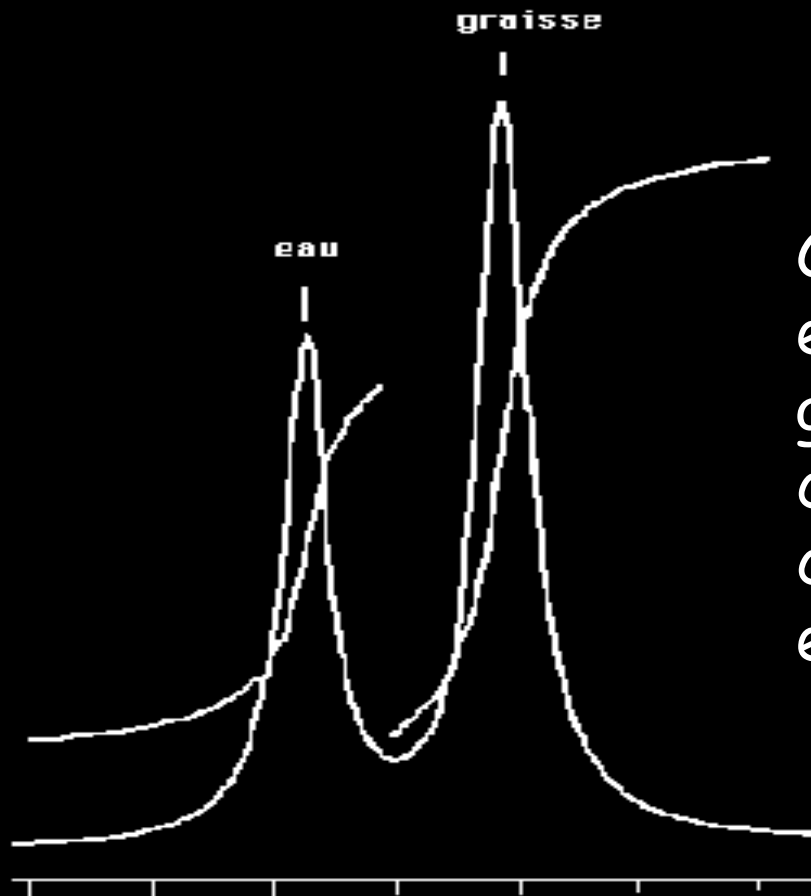
Resolution : 32 x 32

(0.7 * 0.7 * 15 mm)

IRM - GYROSCAN NT PHILIPS

Ex. n°3, Imagerie de déplacement chimique

L'eau et les lipides en ^1H présentent une différence de δ caractéristique de 3,5 ppm (222,6 Hz à 1,5 T)

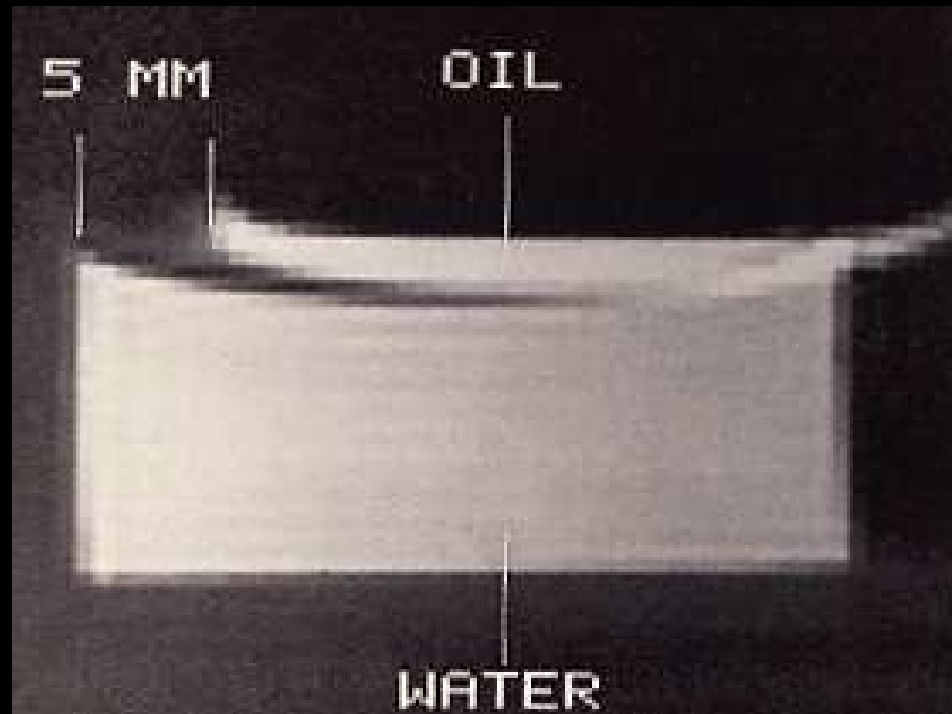
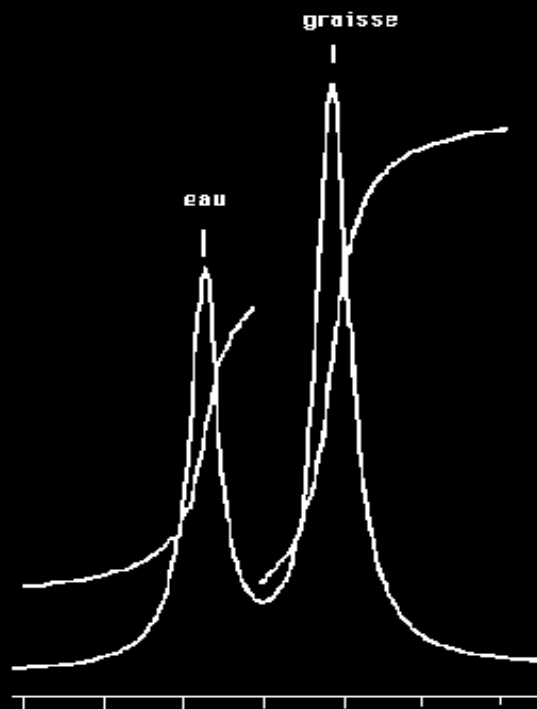


Cette différence est exploitée en IRM pour générer des images non composites, des seuls contenus en lipides et en eau

Artefact de déplacement chimique

Nous verrons en imagerie que c'est la fréquence qui permet de localiser dans l'espace. Toute différence de déplacement chimique va donc générer un artefact en IRM

Exemple typique aux interfaces eau / lipides ($\delta = 3,5$ ppm)



Détournement à notre avantage

Séparation eau / lipides en IRM ^1H



Image de l'eau
(fat sat)



image des lipides

Elimination des lipides en IRM ^1H (fat sat)



SE standard



image de l'eau liée

2- VARIATION DE FREQUENCES DANS LA GAMME DES kHz

GRADIENTS DE CHAMP ET IRM
(opérateur dépendant)

Applications en IRM

$$\omega_0 = 2 \pi \nu_0 = \gamma B_0$$

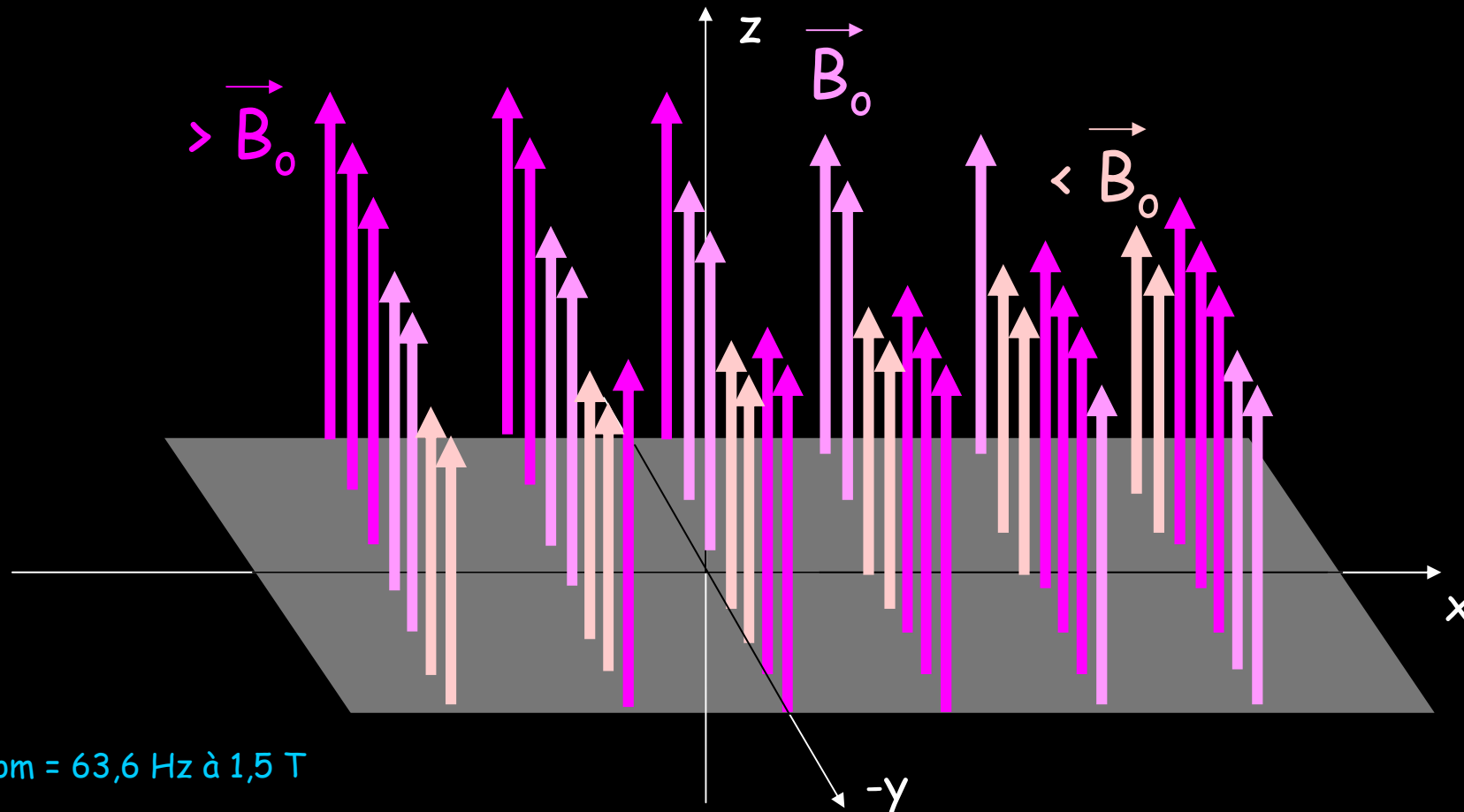
En IRM, on fait varier la fréquence dans l'espace grâce à des variations volontaires du champ B_0

Application : sélection de coupe et codage spatial par application de gradients de champ en IRM

des $\Delta B_{\text{volontaires}}$, gradients de B_0 , bien \gg aux $\Delta B_{\text{élec}}$ moléculaires, permettent de générer des images (IRM), où différents endroits de l'espace sont codés par différentes fréquences ($\Delta \nu$ de qqs kHz)

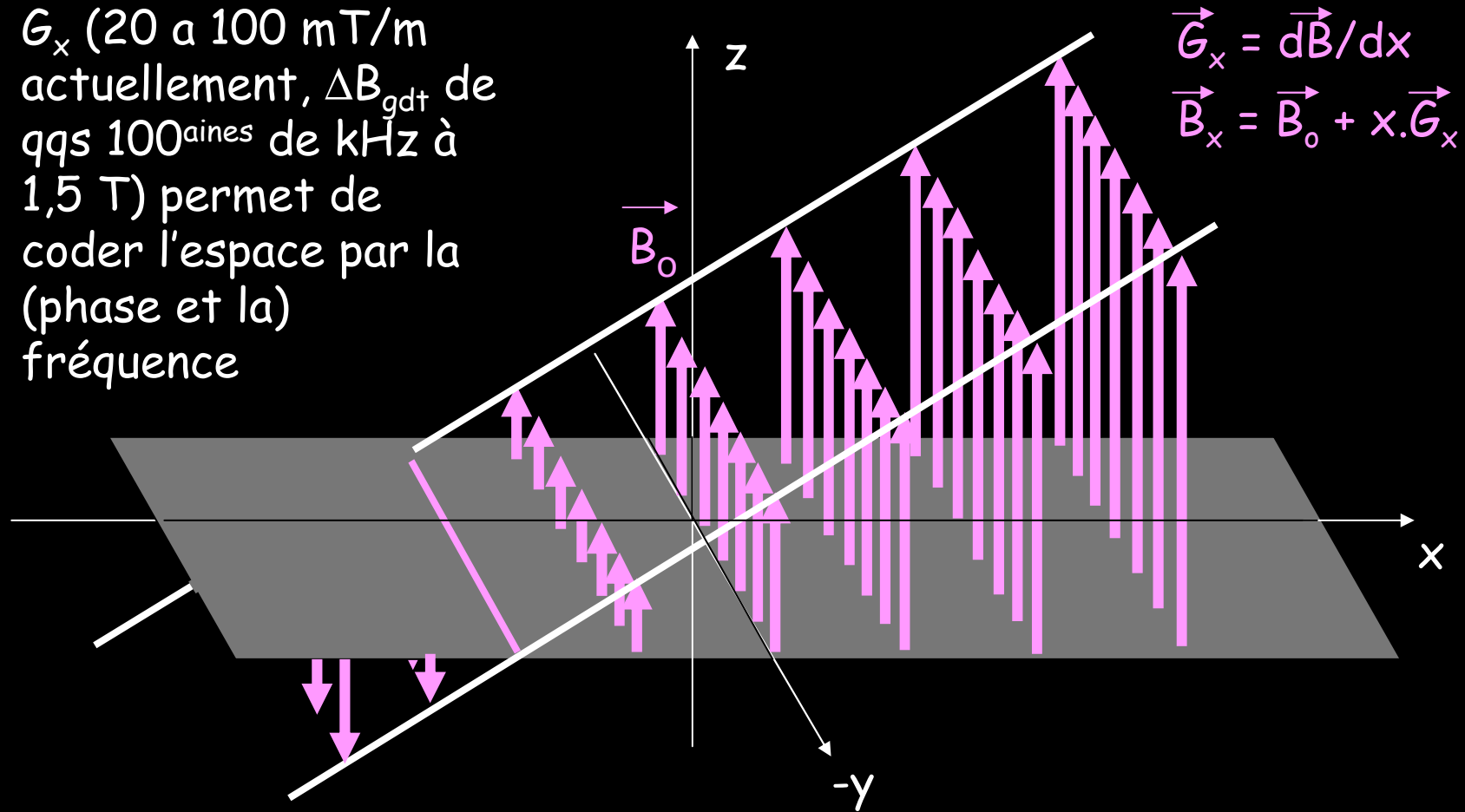
2.a- Hétérogénéités technologiques (opérateur indépendantes)

Il existe des territoires où B est homogène mais différent d'autres territoires, générant des ΔB_{tech} entre les \neq territoires, constants et de qq's 10^{aines} ou 100^{aines} de ppm (0,1 à 10 kHz). L'aimant est d'autant meilleur que les ΔB_{tech} sont + faibles



2.b- Utilisation de Gradients de B_0 (opérateurs dépendants)

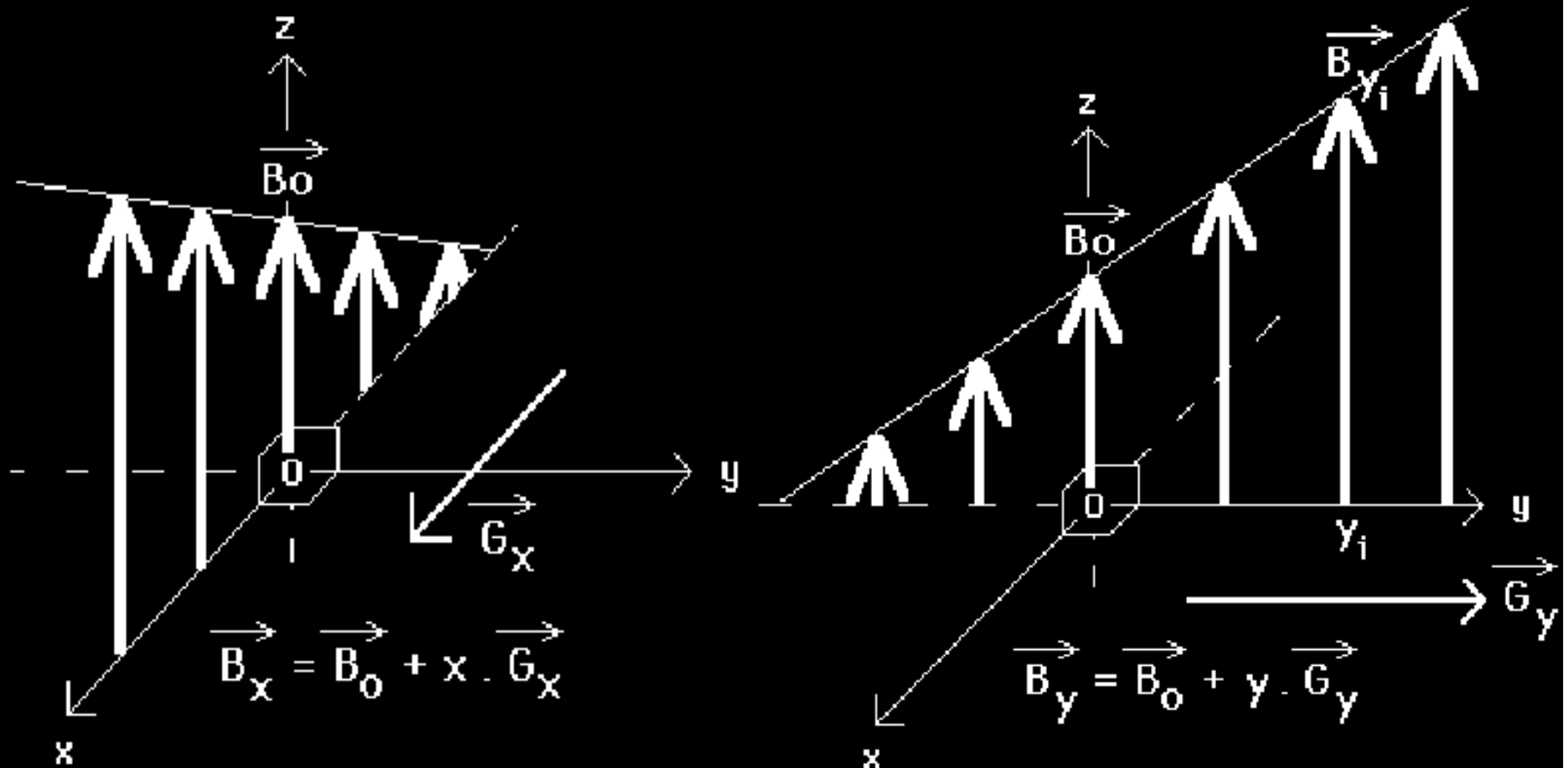
G_x (20 à 100 mT/m
actuellement, ΔB_{gdt} de
qqs 100aines de kHz à
1,5 T) permet de
coder l'espace par la
(phase et la)
fréquence



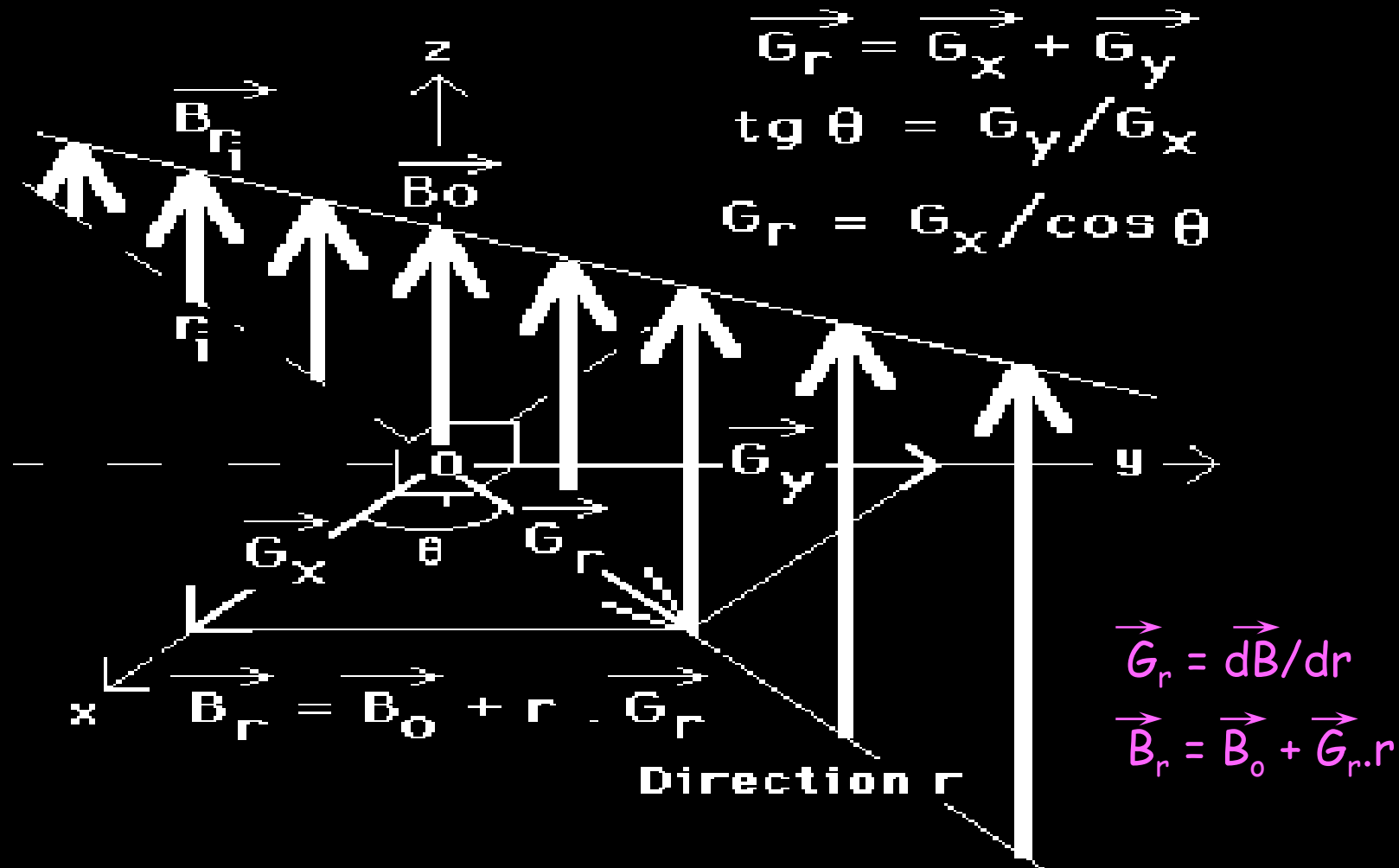
Le gradient $G_x = dB/dx$ fait varier B_0 le long de x . B_{eff} reste // Oz mais varie le long de x , de même que la fréquence et la phase des spins

Exemple de gradients linéaires

\vec{G}_x dans la direction des x , \vec{G}_y vers y

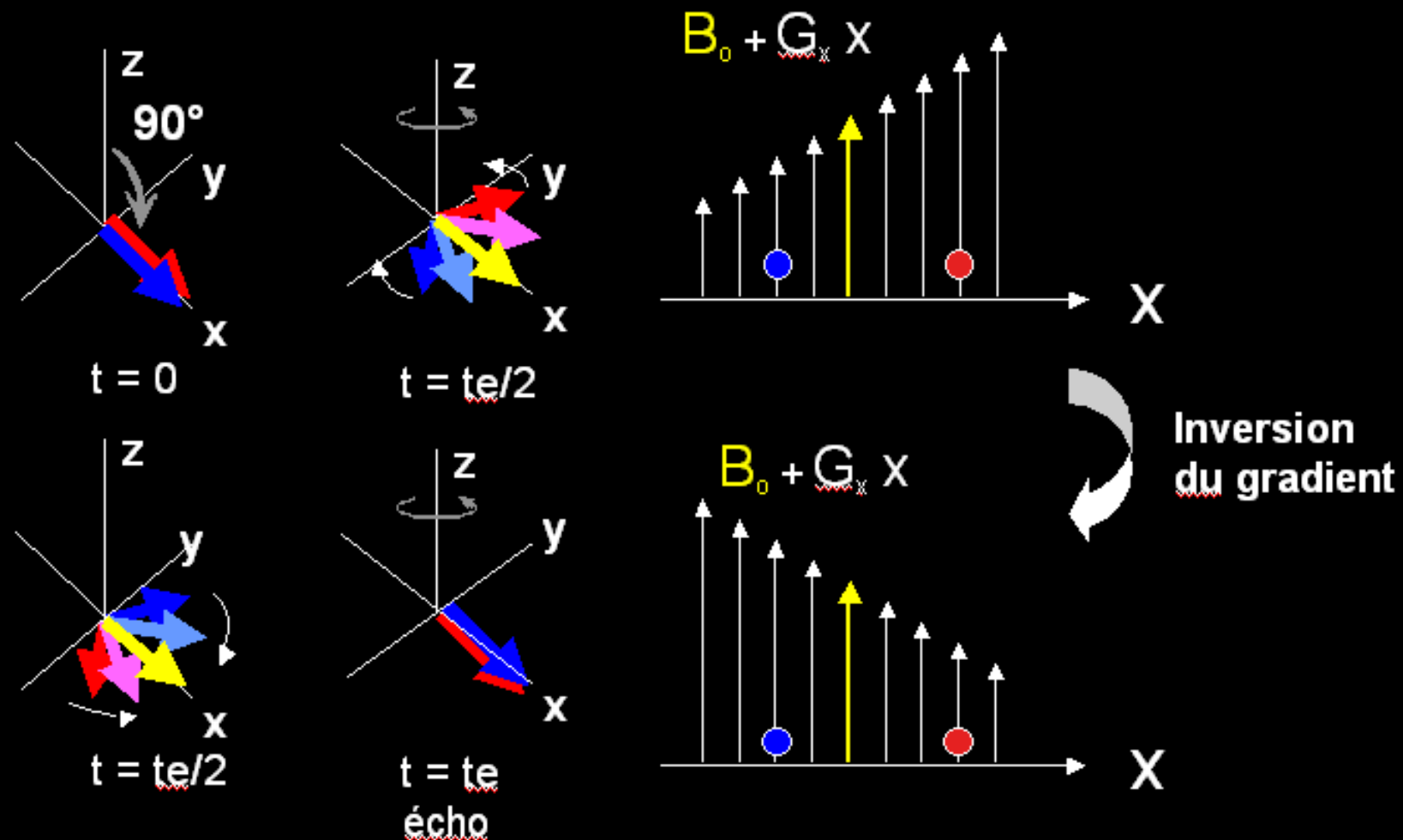


Combinaison vectorielle de deux gradients linéaires non //



Echo de Gradient (contraste $T2^*$)

Le déphasage des "isochromats" de spins n'est dû qu'à la différence spatiale en champ statique appliqué $B_x = B_0 + G_x x$



Codage spatial des images par la fréquence

La relation de Larmor permet le lien entre champ et fréquences

Le gradient permet le lien entre champ et espace

Larmor en présence de gradients (IRM) permet donc le lien entre espace et fréquences

En présence de G_r , B (donc le signal) varie le long de la direction r , et lire les fréquences par LARMOR revient donc à « lire l'espace » dans cette direction

C'est sur ces bases que repose toute l'IRM

3- VARIATION DE FREQUENCES DANS LA GAMME DES MHz

CHOIX DU NOYAU EN RMN
(opérateur dépendant)

Gamme des Méga Hertz

$$\omega_0 = 2 \pi \nu_0 = \gamma B_0$$

La fréquence de résonance ne peut varier dans la gamme des MHz qu'en raison du type de noyau observé (γ), ce qui en permet le choix

À γ unique, noyau unique, fréquence unique :

$$\nu_0(^1\text{H}) = 42,58 \text{ MHz / Tesla,}$$

$$\nu_0(^{12}\text{C}) = 0, \text{ RMN impossible !}$$

$$\nu_0(^{13}\text{C}) = 10,71 \text{ MHz / Tesla,}$$

$$\nu_0(^{31}\text{P}) = 17,24 \text{ MHz / Tesla}$$

Quelques noyaux utilisables en RMN

Noyaux les plus utilisés en SRM in-vivo :

Noyau	Spin	Fréquence résonance	Abondance naturelle	Sensibilité relative	δ range (ppm)
^1H	1/2	63,60	99,9%	100,0%	10
^{19}F	1/3	59,80	100,0%	84,0%	300
^{31}P	1/4	25,70	100,0%	6,6%	30
^{13}C	1/5	16,00	1,1%	1,6%	200

... A suivre, merci de votre écoute ...

M13

-iii -

NOTIONS
SUR LES
TECHNIQUES DE
FABRICATION
D'IMAGES IRM

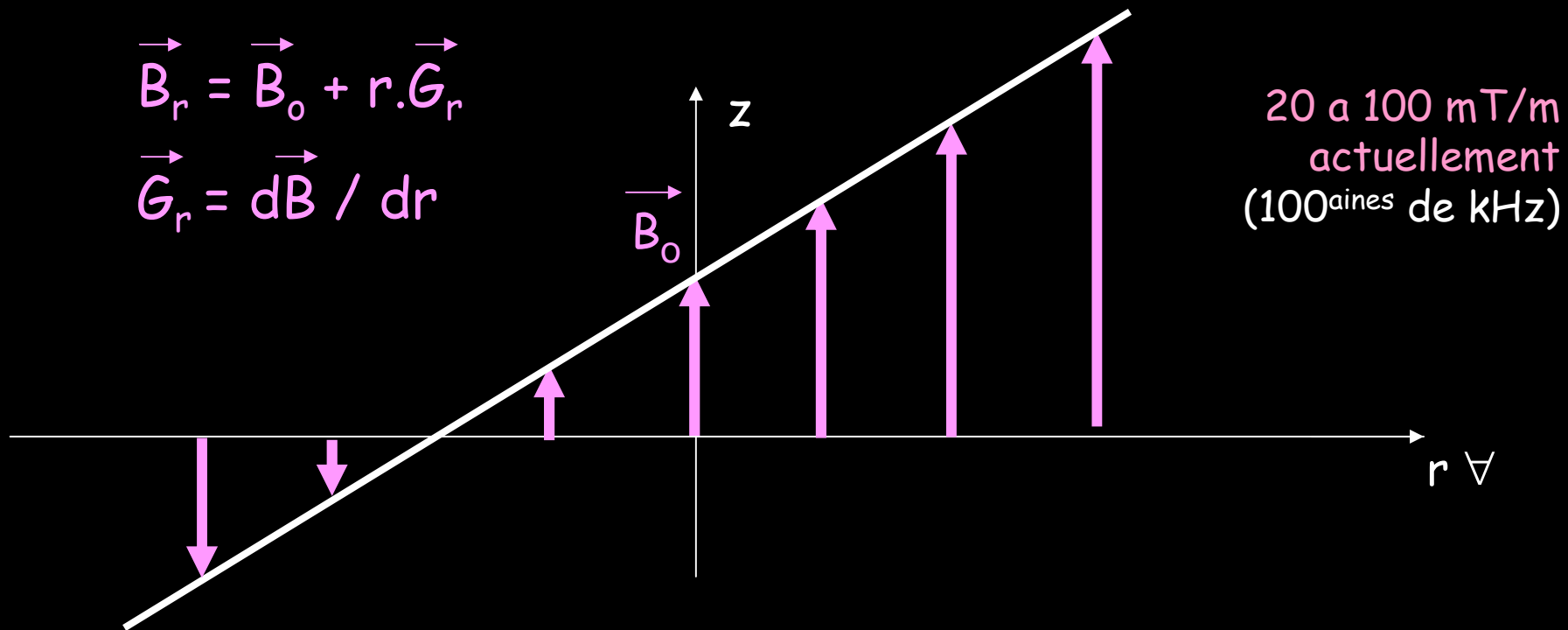
Michel ZANCA, CHU Montpellier

Un Gradient de B selon r : rappel

Un gradient G_r est un dB_{tech} imposé le long d'une direction r quelconque et mesuré sur un élément de longueur dr

$$\vec{B}_r = \vec{B}_0 + r \cdot \vec{G}_r$$

$$\vec{G}_r = d\vec{B} / dr$$



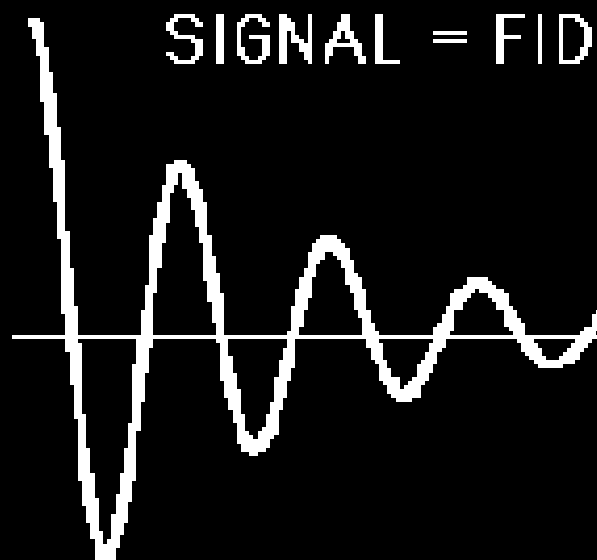
Le gradient $G_r = dB/dr$ fait varier B_0 le long de r. B_{eff} reste // Oz mais varie le long de r, de même que la fréquence et la phase des spins

APPLICATION DES GRADIENTS DE B_0

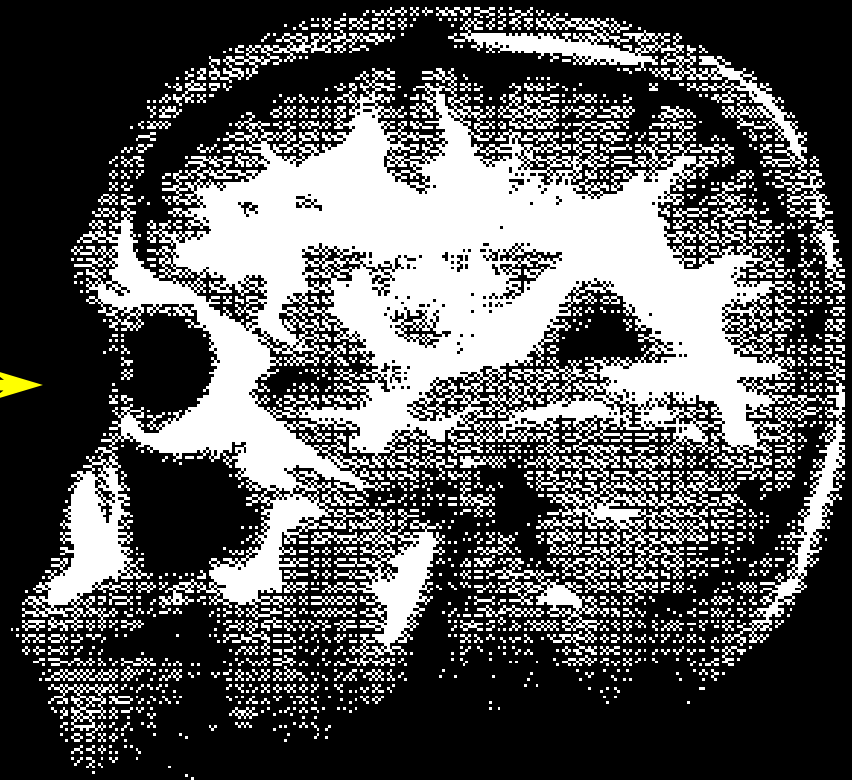
1. SELECTION DE COUPE PAR UTILISATION D'UN GRADIENT SELECTIF AU COURS DE L'EXCITATION RF
2. SEPARATION DES VOXELS D'UNE LIGNE PAR UTILISATION D'UN GRADIENT DE LECTURE PENDANT L'ENREGISTREMENT DU SIGNAL : CODAGE PAR LA FREQUENCE
3. CODAGE DU PLAN DE COUPE ORTHOGONALEMENT AU GRADIENT DE LECTURE : METHODE 1D PAR ROTATION DU GRADIENT DE LECTURE

1 - SELECTION DE COUPE PAR
UTILISATION D'UN GRADIENT
RENDU SELECTIF (G_s) PAR
APPLICATION SYNCHRONNE A
L'EXCITATION RF

Comment passer du signal à l'image ?



?

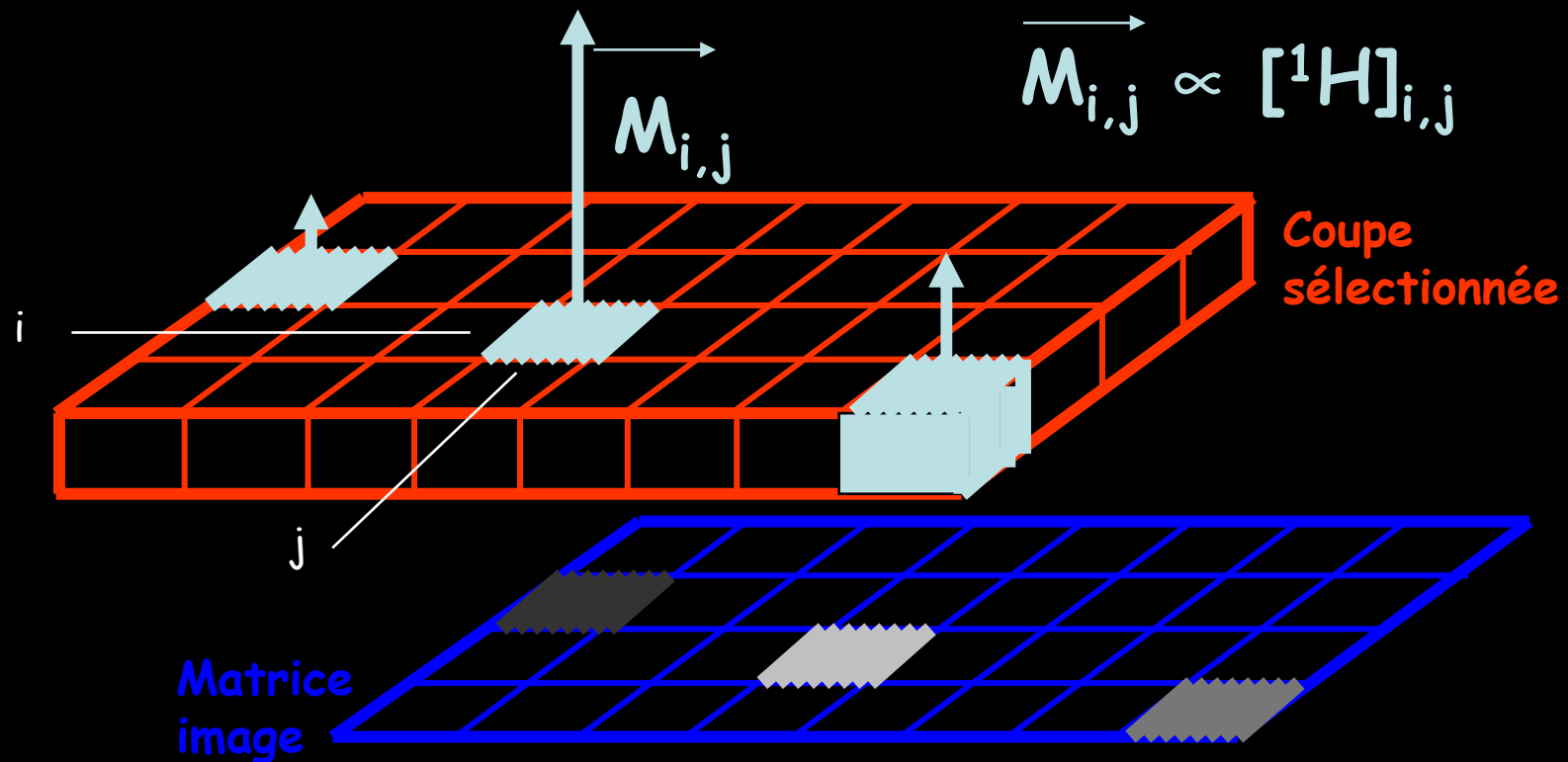


Le signal mélange les \vec{M}_{ij} des différents voxels i, j du volume.

Or, l'image IRM, tomographique, n'est autre que la cartographie de la répartition spatiale de ces différents \vec{M}_{ij} dans une coupe.

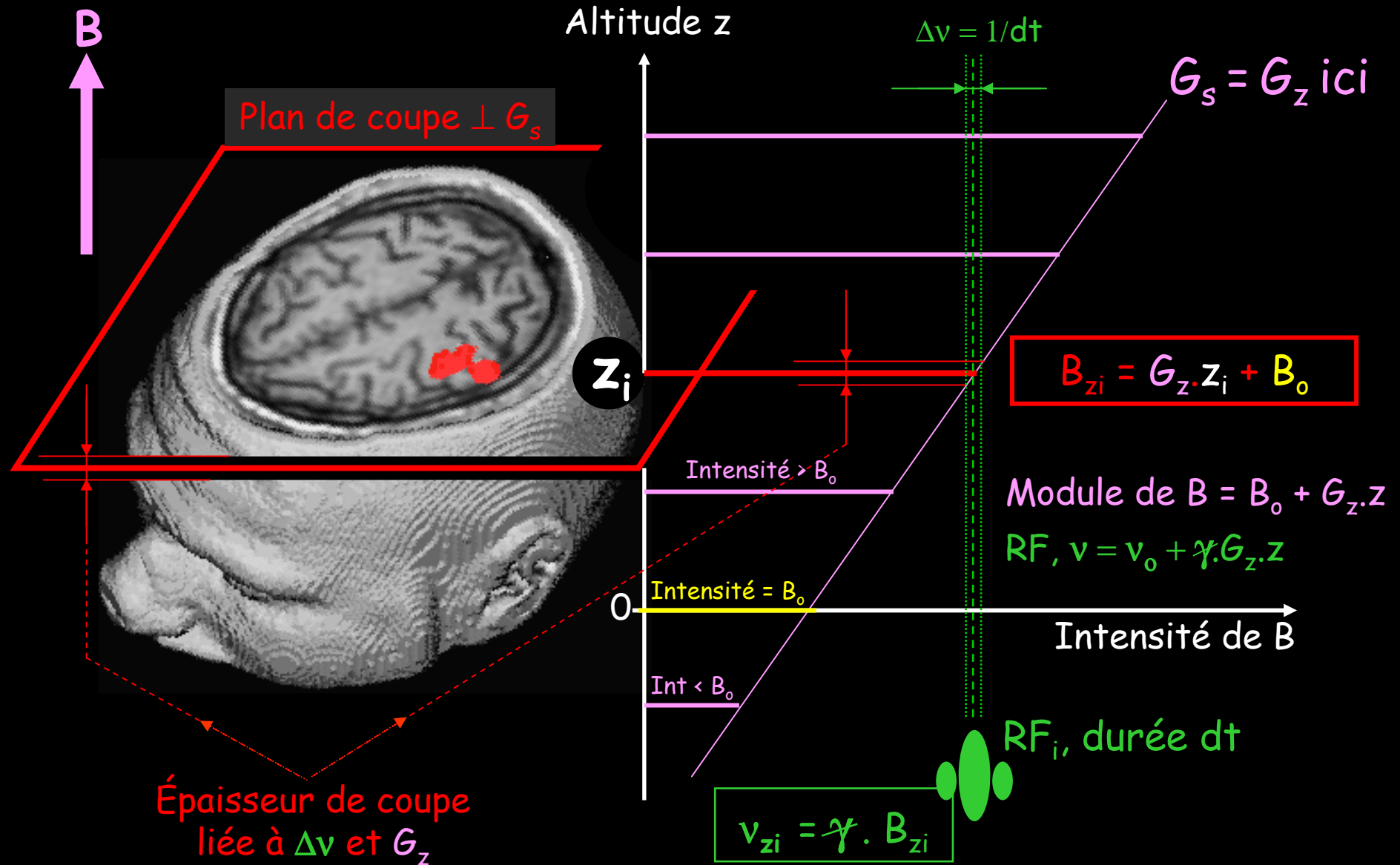
il faut donc sélectionner cette coupe et en séparer les $\neq \vec{M}_{ij} \dots$

... Il suffit de traduire le contenu des voxels en NG dans l'image

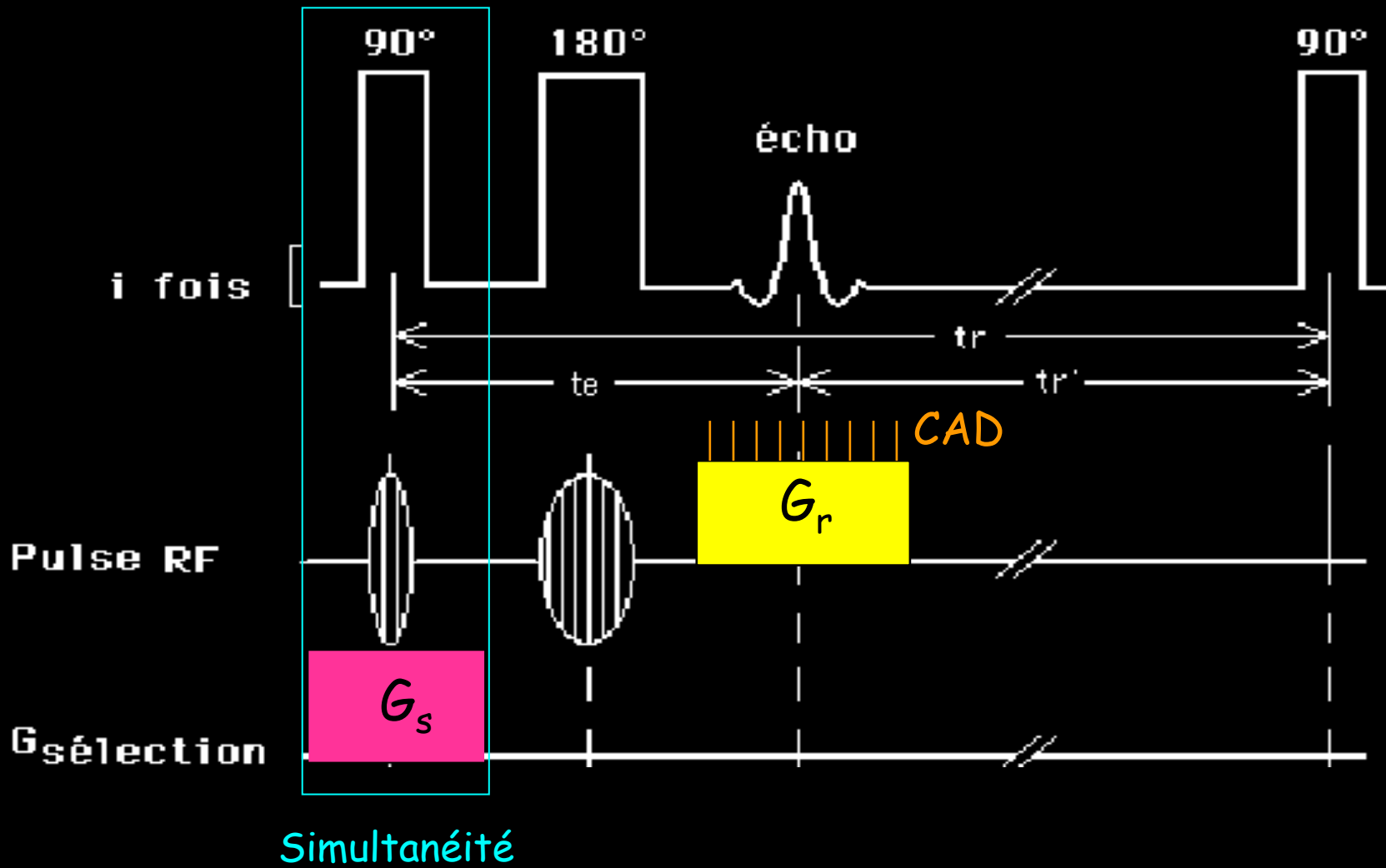


Générer l'image revient, après mesure de la valeur de l'aimantation induite dans chacun des VOXELS, à la reporter, en NG, sur chaque PIXEL de la matrice image

Sélection d'une coupe d'altitude $z = z_i$



ex. en Séquence SE, « Spin Echo »

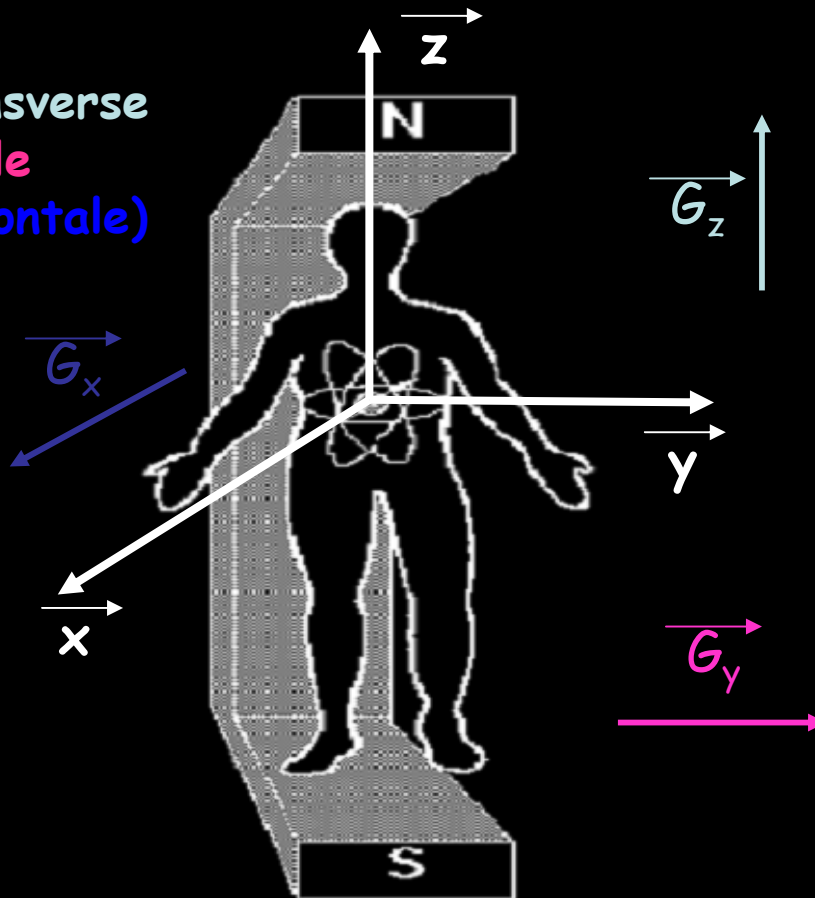
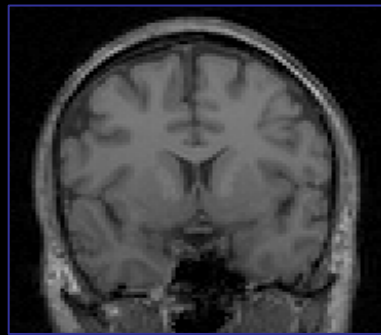


Orientation des coupes en IRM

ELLE EST QUELCONQUE % TDM

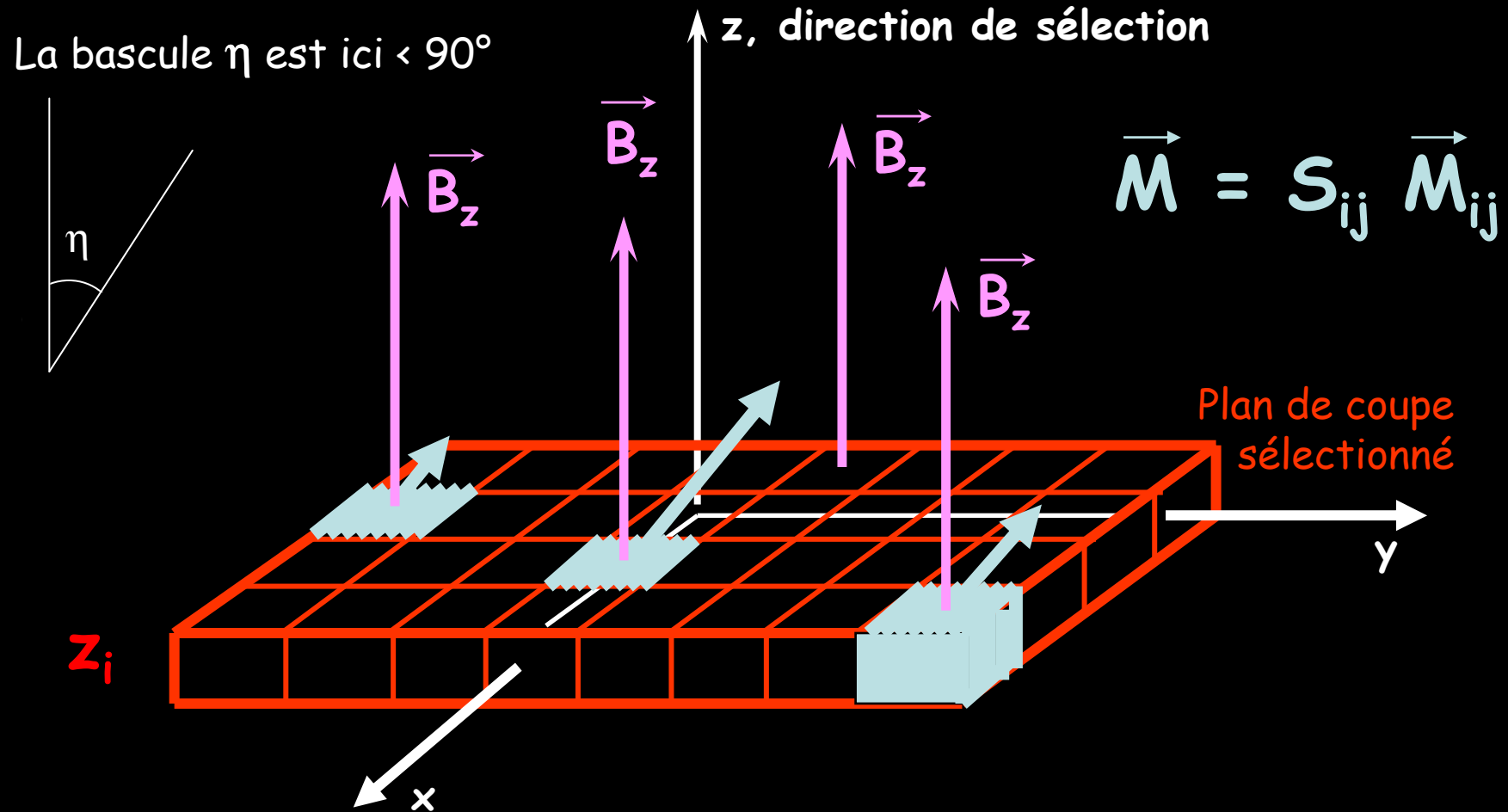
C'est la direction du gradient de sélection de coupe qui détermine l'orientation de la coupe

Coupe (axiale) Transverse
Coupe Sagittale
Coupe Coronale (Frontale)



En fin de bascule sélective

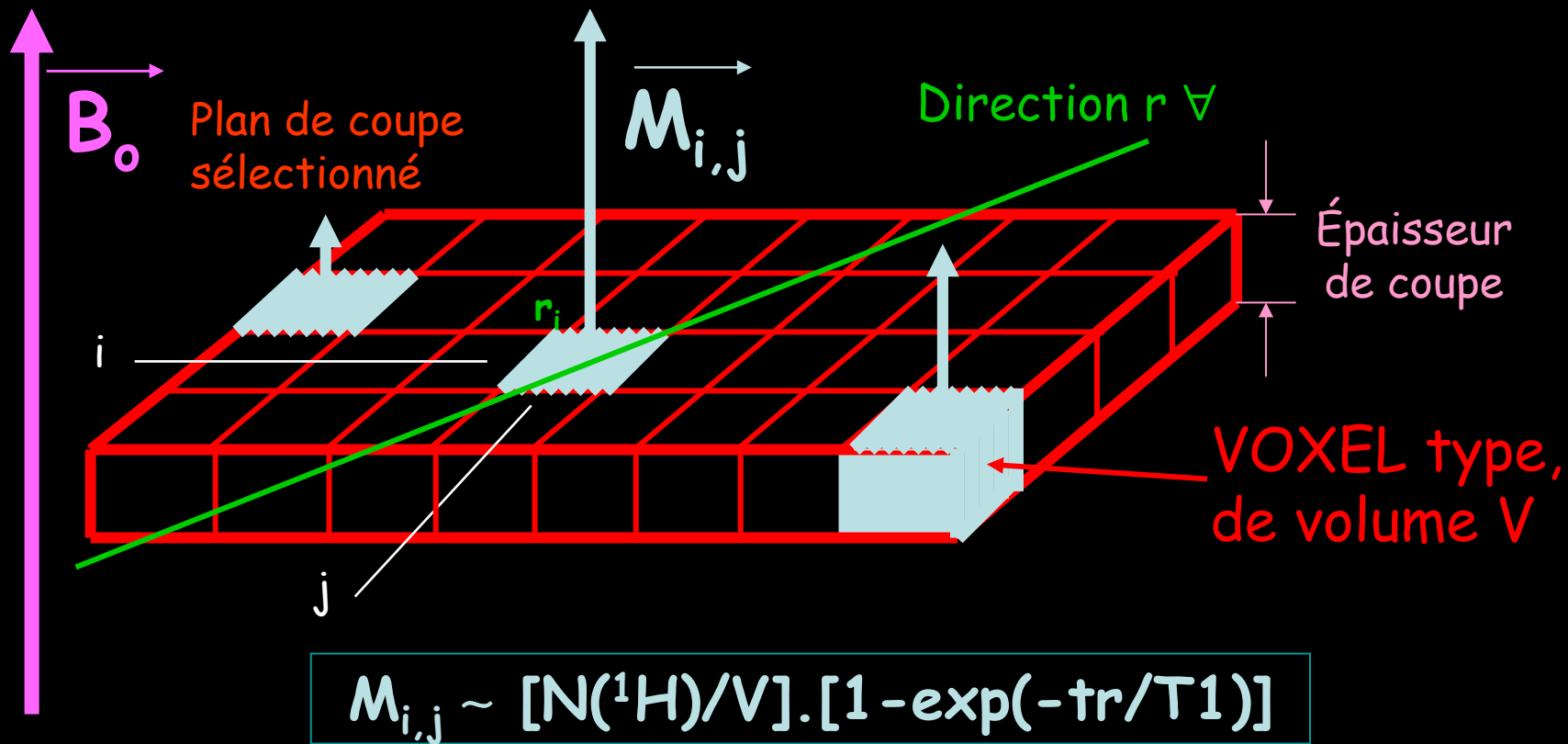
Les \vec{M}_{ij} sont indiscernables, car \vec{B}_{z_i} unique



2- SEPARATION DES VOXELS
D'UNE LIGNE PAR UTILISATION
D'UN GRADIENT DE LECTURE (G_r)
PENDANT L'ENREGISTREMENT DU
SIGNAL

CODAGE PAR LA FREQUENCE

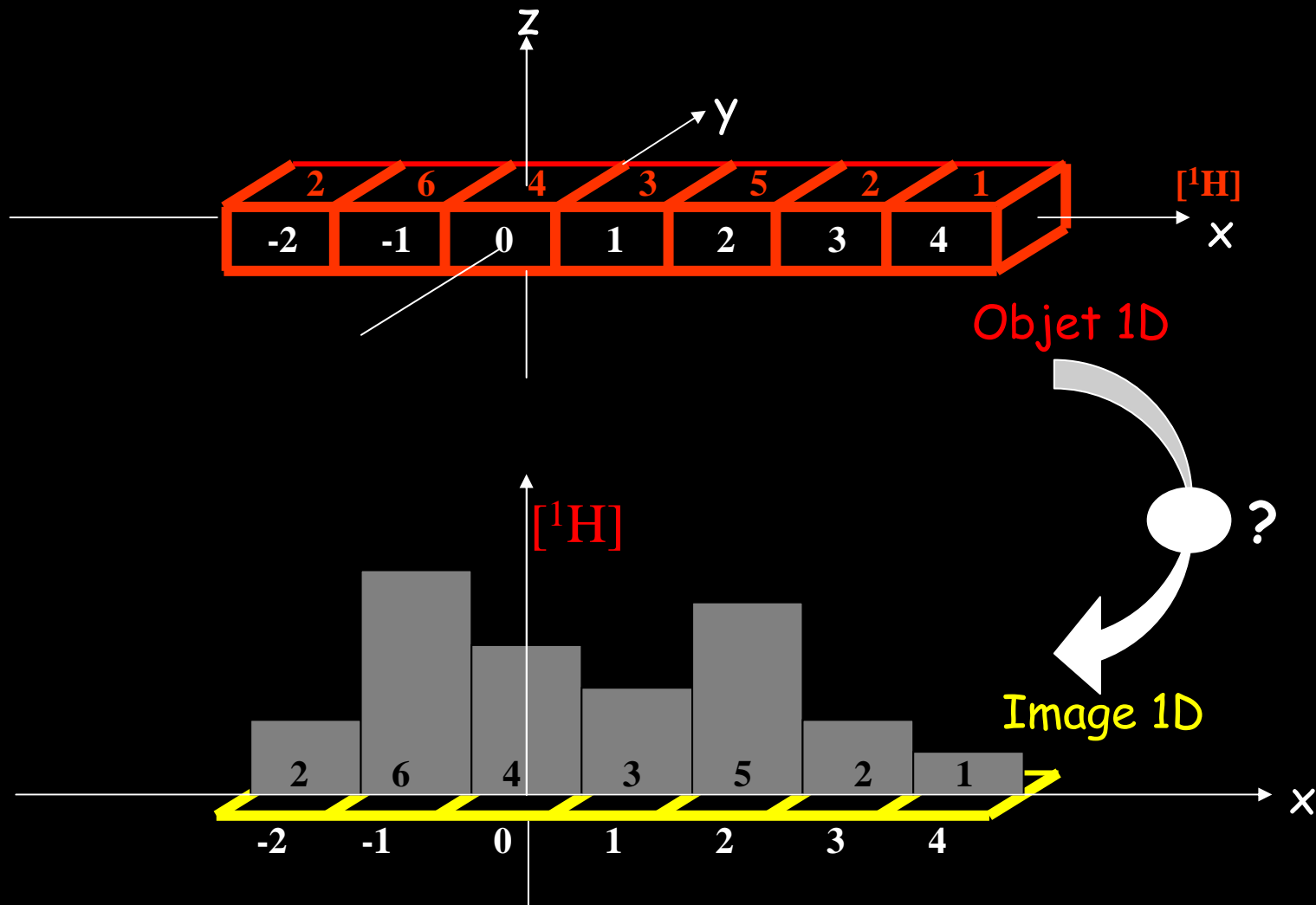
Il faut maintenant mesurer l'aimantation dans chaque voxel de la coupe...



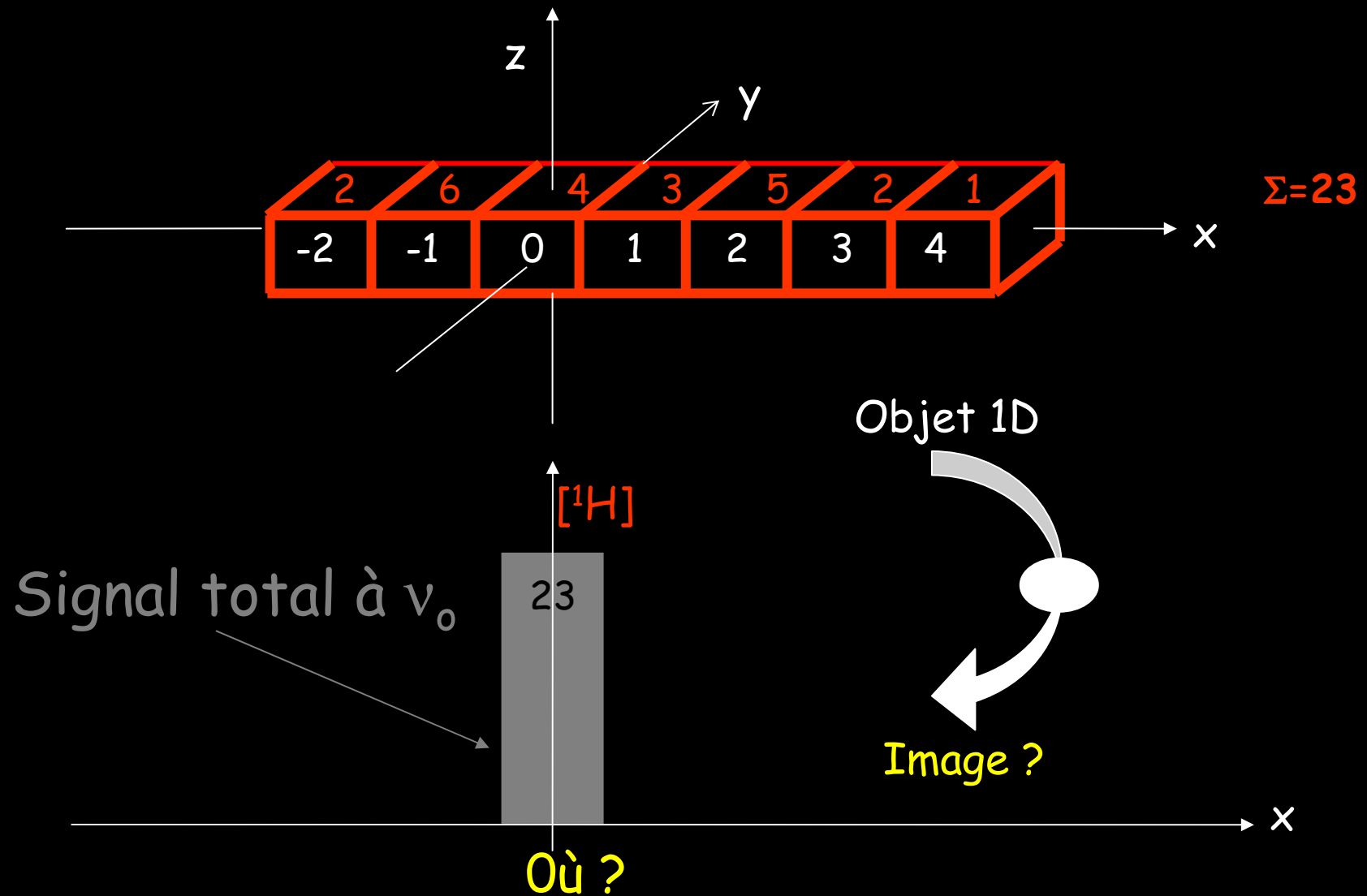
Chaque VOXEL i,j porte une $M_{i,j} \neq M_T(r_i)$, proportionnelle à B_0 (intensité et durée d'imprégnation), et à la quantité de spins (noyaux 1H) qui s'y trouvent

... par ex. pour 1 objet longiligne en x

la variation de NG dans l'image est le profil en x de la [^1H]

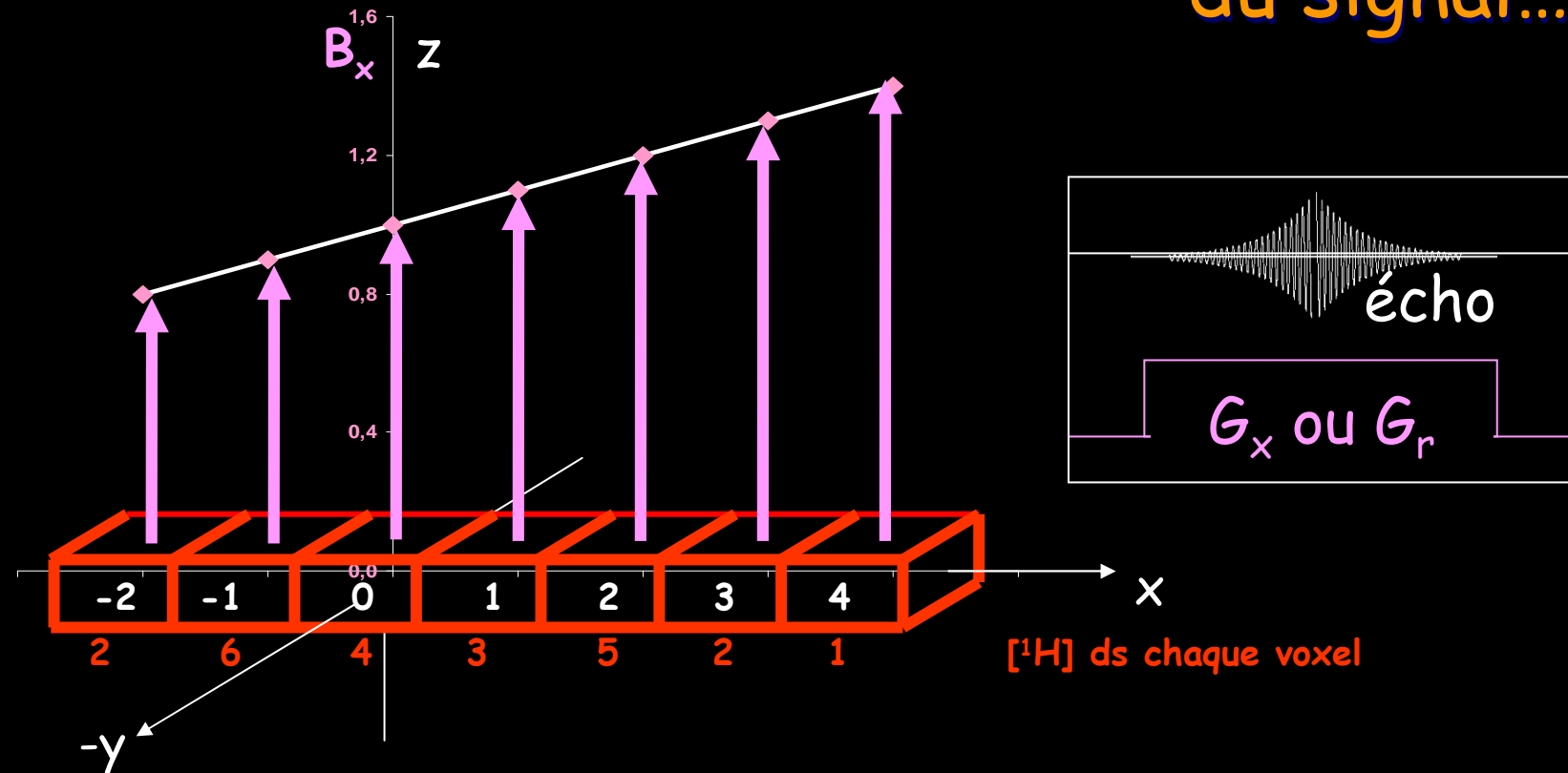


... son « image » dans B_0 sans gradient



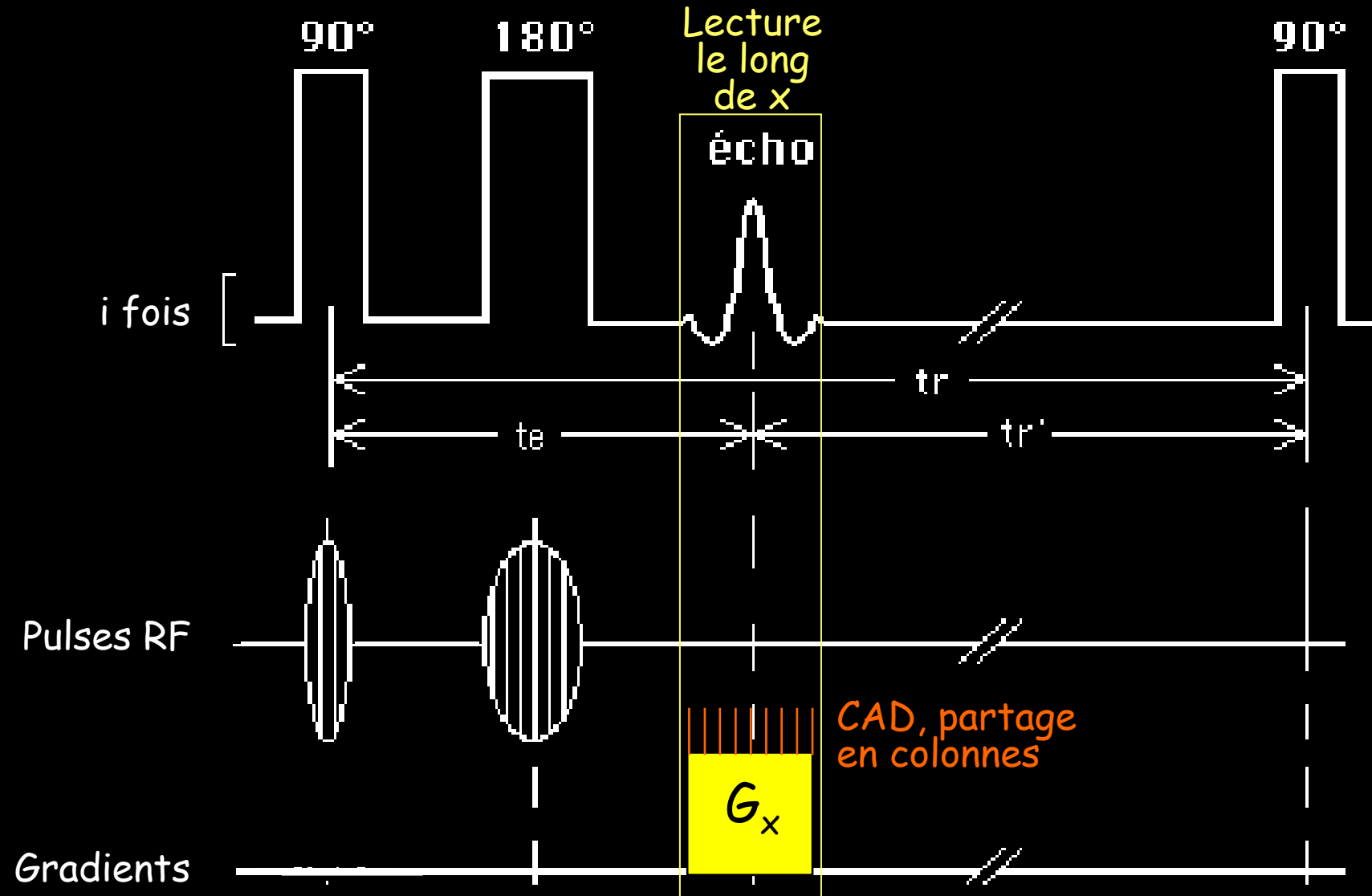
Même ambiguïté pour un objet \forall dans un champ homogène

Un gradient G_x appliqué pendant la lecture du signal...

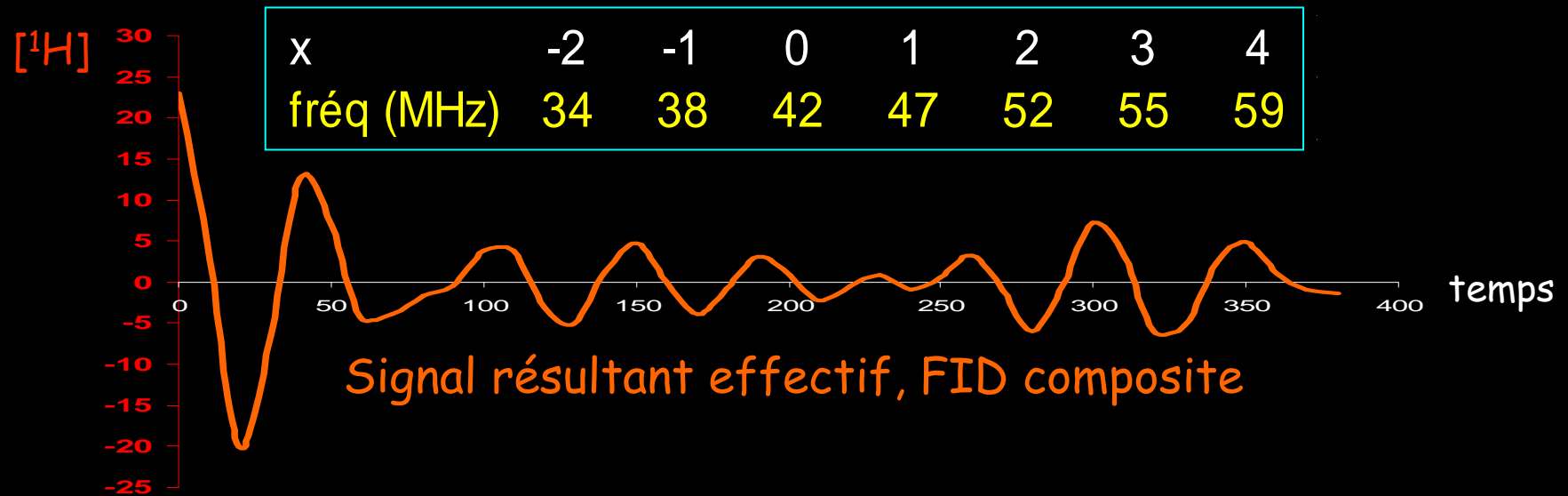
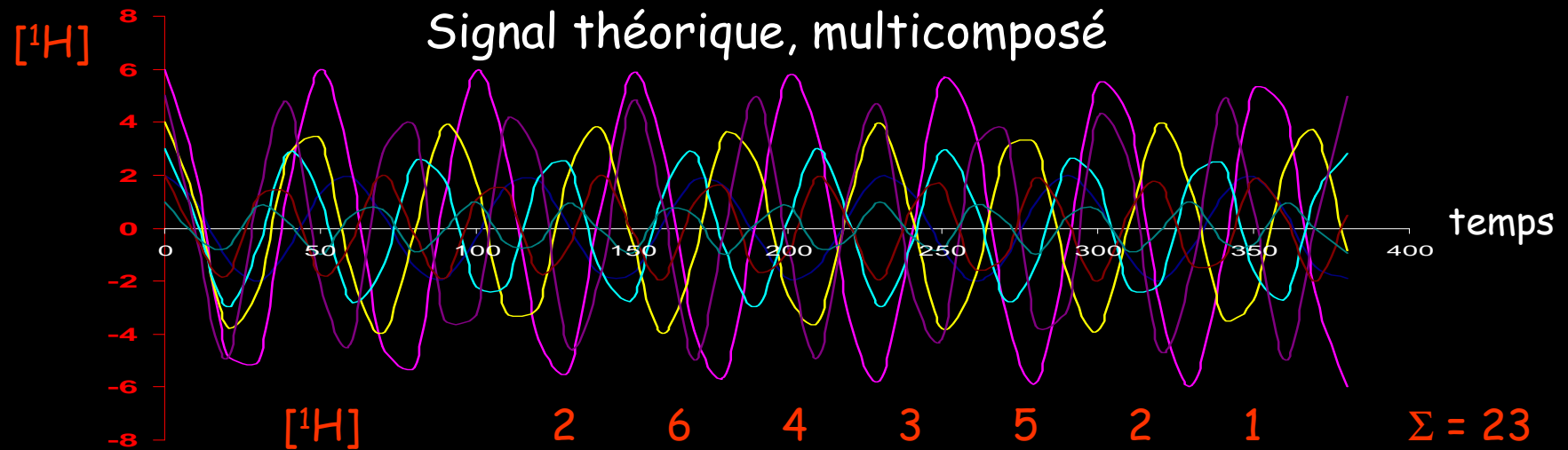


G_x	0,1 T/m, déphasage croissant avec x								
x (m)	-3	-2	-1	0	1	2	3	4	5
B_x (Tesla)	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5
fréq (MHz)	29	34	38	42	46	50	55	59	63

Exemple de Gradient G_x de lecture en SE

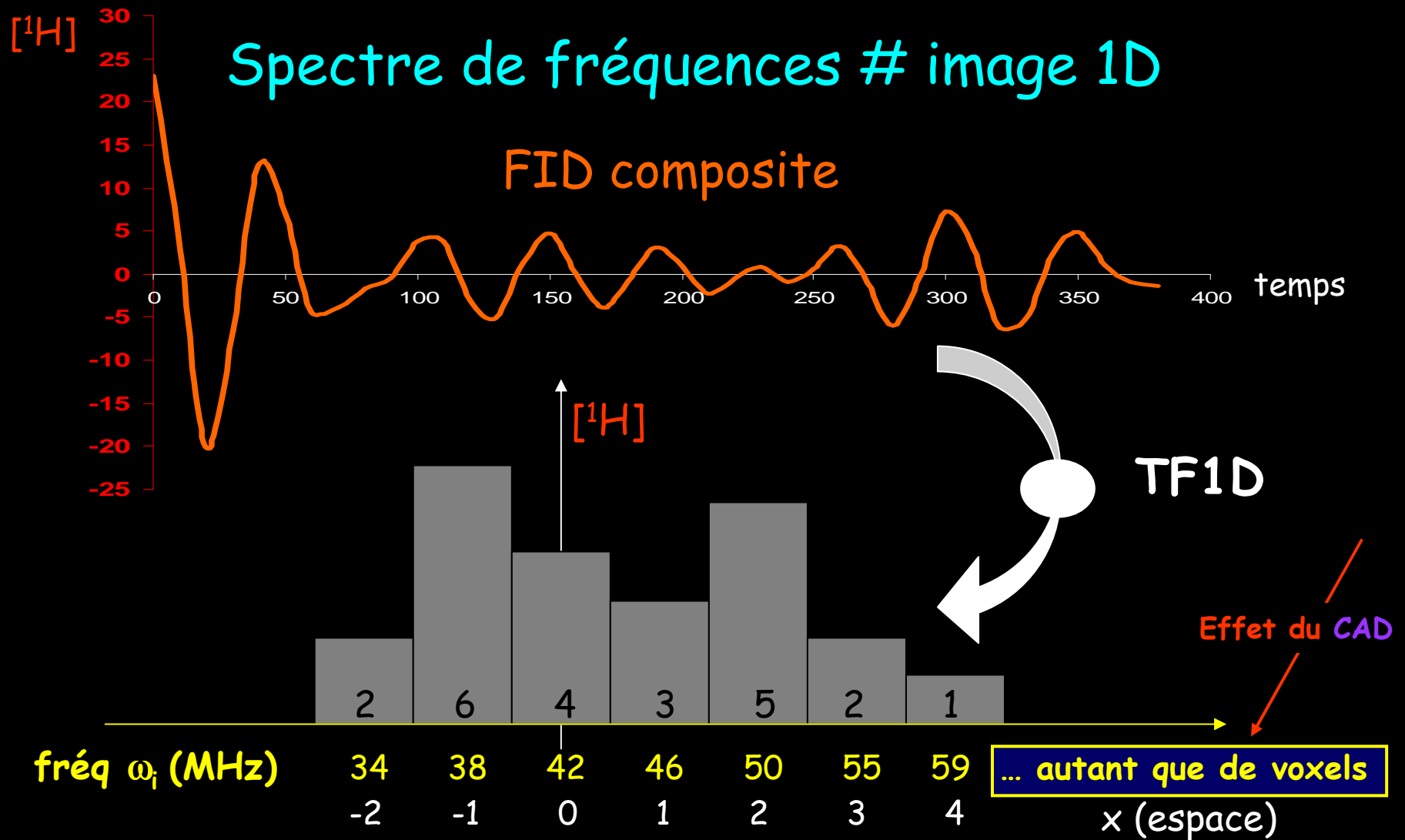


...fournit un mélange temporel des signaux



Le signal réel est ininterprétable mais G_x , pendant la lecture, a fait correspondre espace & fréquences au sein de la FID

Une simple TF 1D donne le spectre/image



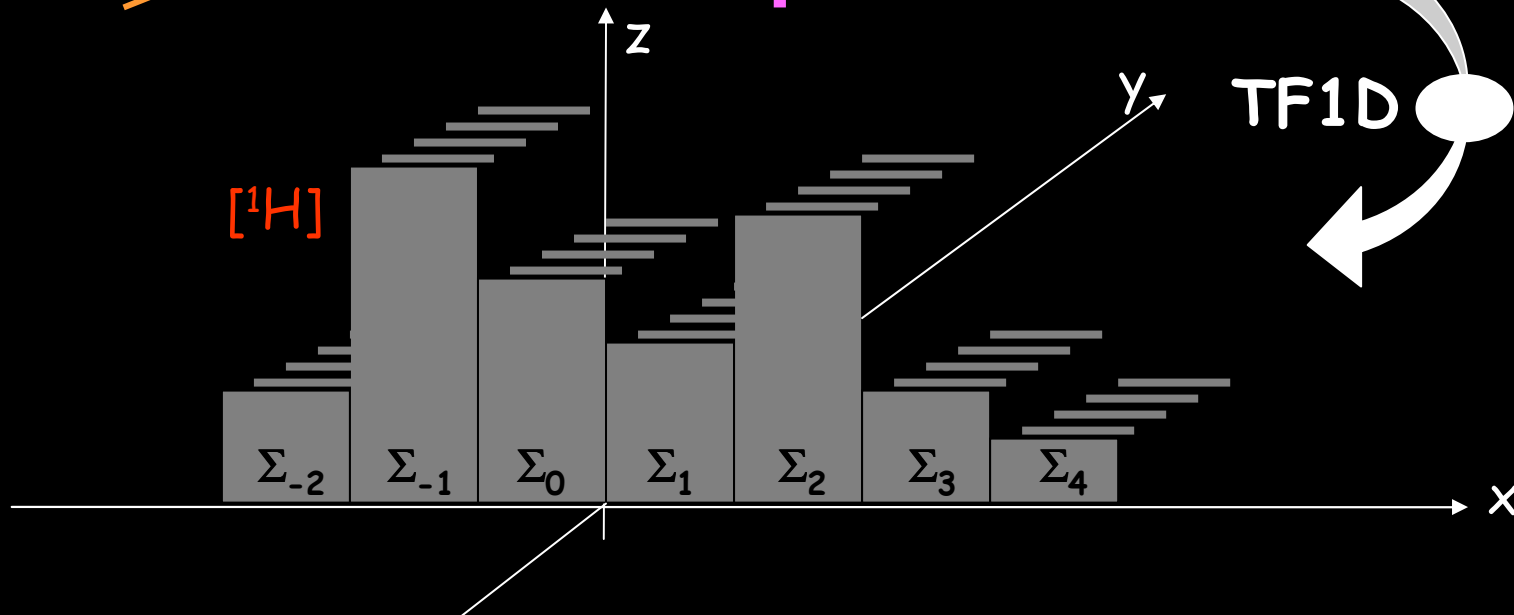
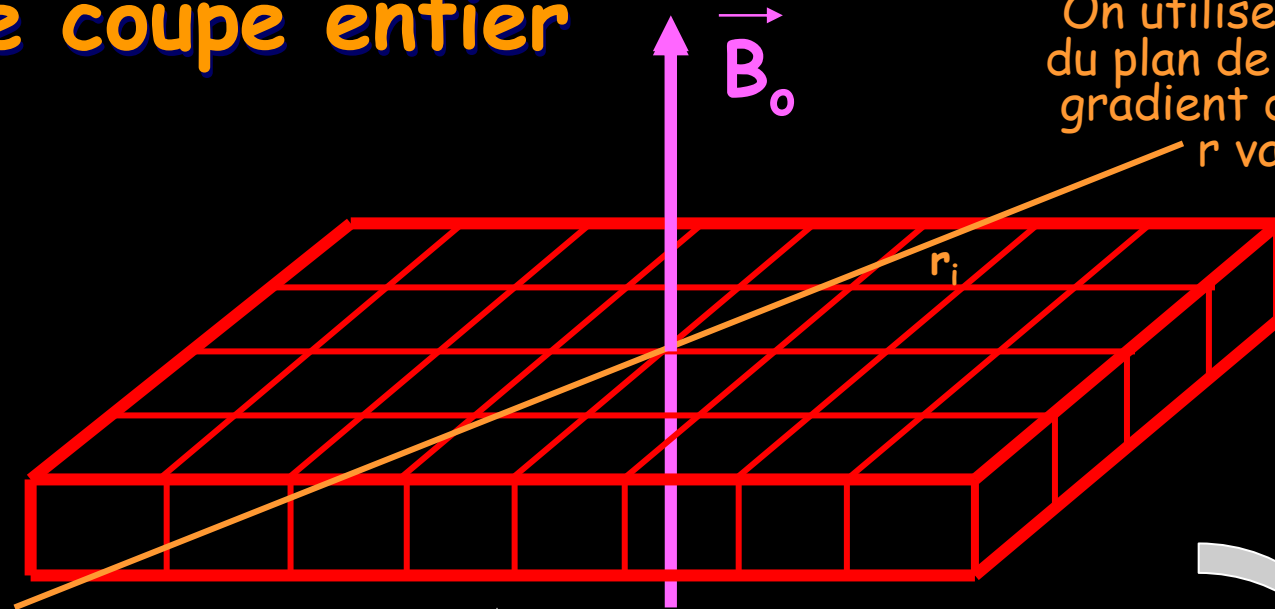
Après TF, les fréquences codent l'espace

3- CODAGE DU PLAN DE COUPE ORTHOGONALEMENT AU GRADIENT DE LECTURE

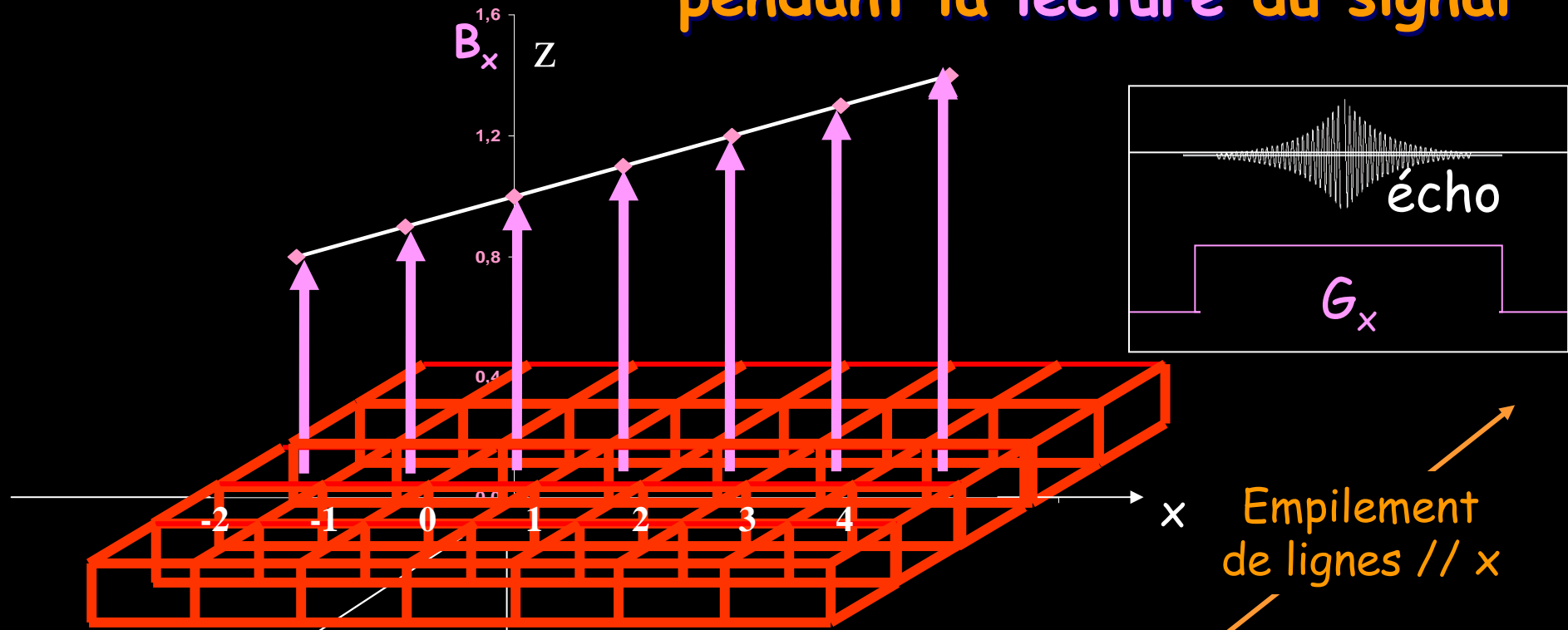
METHODE 1D PAR ROTATION DU GRADIENT

On veut cette fois faire l'image du plan de coupe entier

On utilise un balayage du plan de coupe par un gradient de direction r variable



Commençons par le même gradient G_x appliqué pendant la lecture du signal

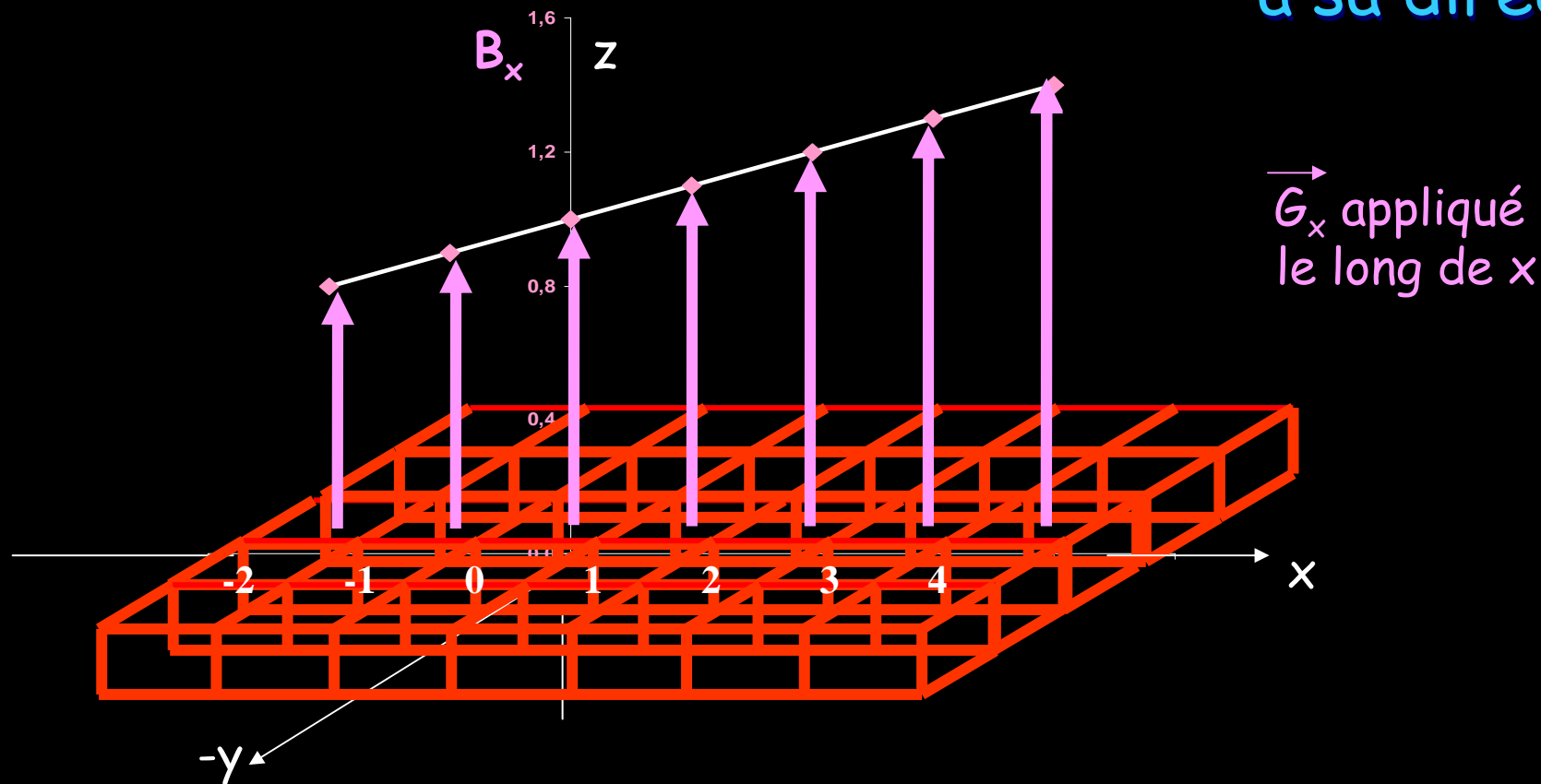


G_x 0,1 T/m, déphasage croissant avec x

x (m)	-3	-2	-1	0	1	2	3	4	5
B_x (Tesla)	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5
fréq (MHz)	29	34	38	42	46	50	55	59	63

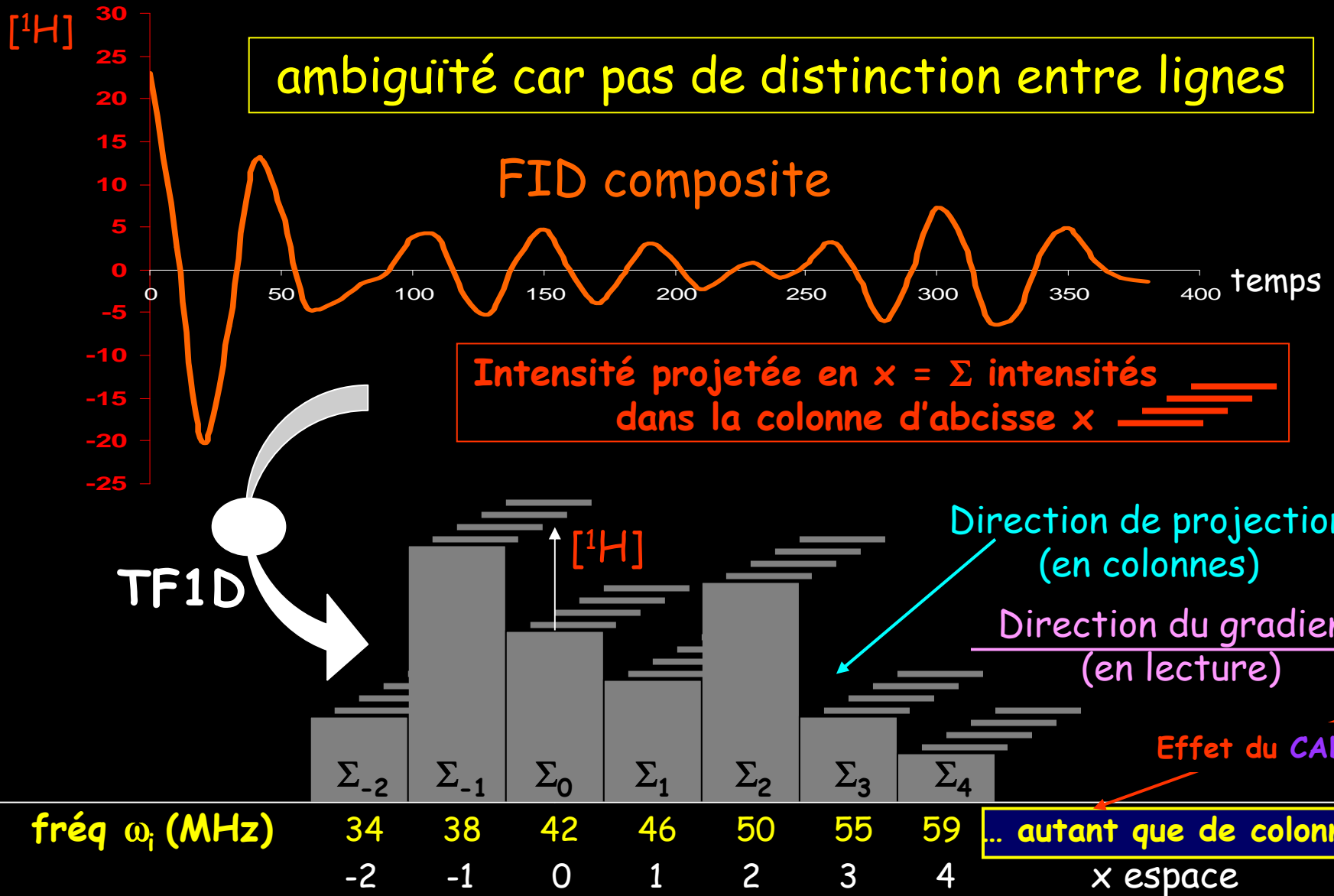
Même fréquence pour tous les spins d'une même colonne (y)
 \exists autant de fréquences que de colonnes (effet du CAD)

Il permet de sommer les signaux orthogonalement
à sa direction



Tous les spins de même abscisse x (colonne // à y) résonant à la même fréquence, on lira en x leur somme :
un gradient projeté donc le signal orthogonalement à sa direction,
par exemple ici en colonnes

Une TF 1D donnera donc la projection du plan de coupe sur cette direction



Acquisition du plan par méthode radiale

Pour acquérir une nouvelle projection, il suffit de répéter la séquence {émission RF - G_s } - {lecture signal - G_r } en changeant la direction de G_r dans le plan de coupe

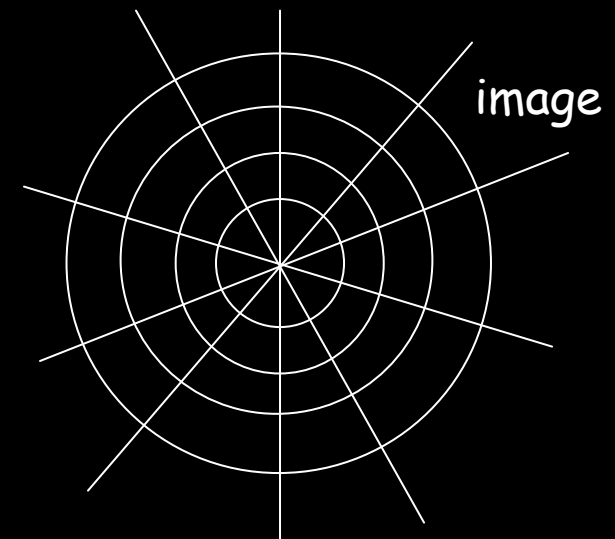
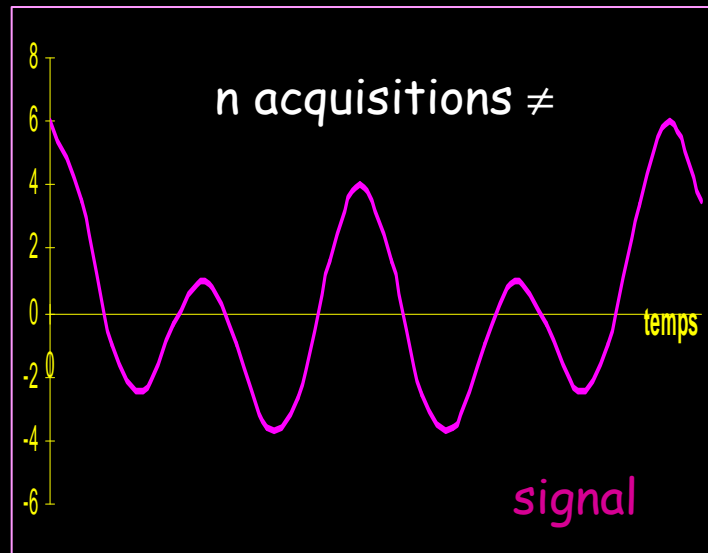
On acquiert ainsi, dans la tranche sélectionnée par G_s , plusieurs signaux temporels codés par G_r , et donc, par TF1D, plusieurs spectres, projections de cette coupe, ce qui revient à tourner autour de l'objet au niveau de la coupe

Après un nombre suffisant de rotations (et de TF1D), nombre qui dépend de la précision recherchée, il suffit d'effectuer, par simple rétroprojection filtrée (épannage), une reconstruction de la tranche explorée

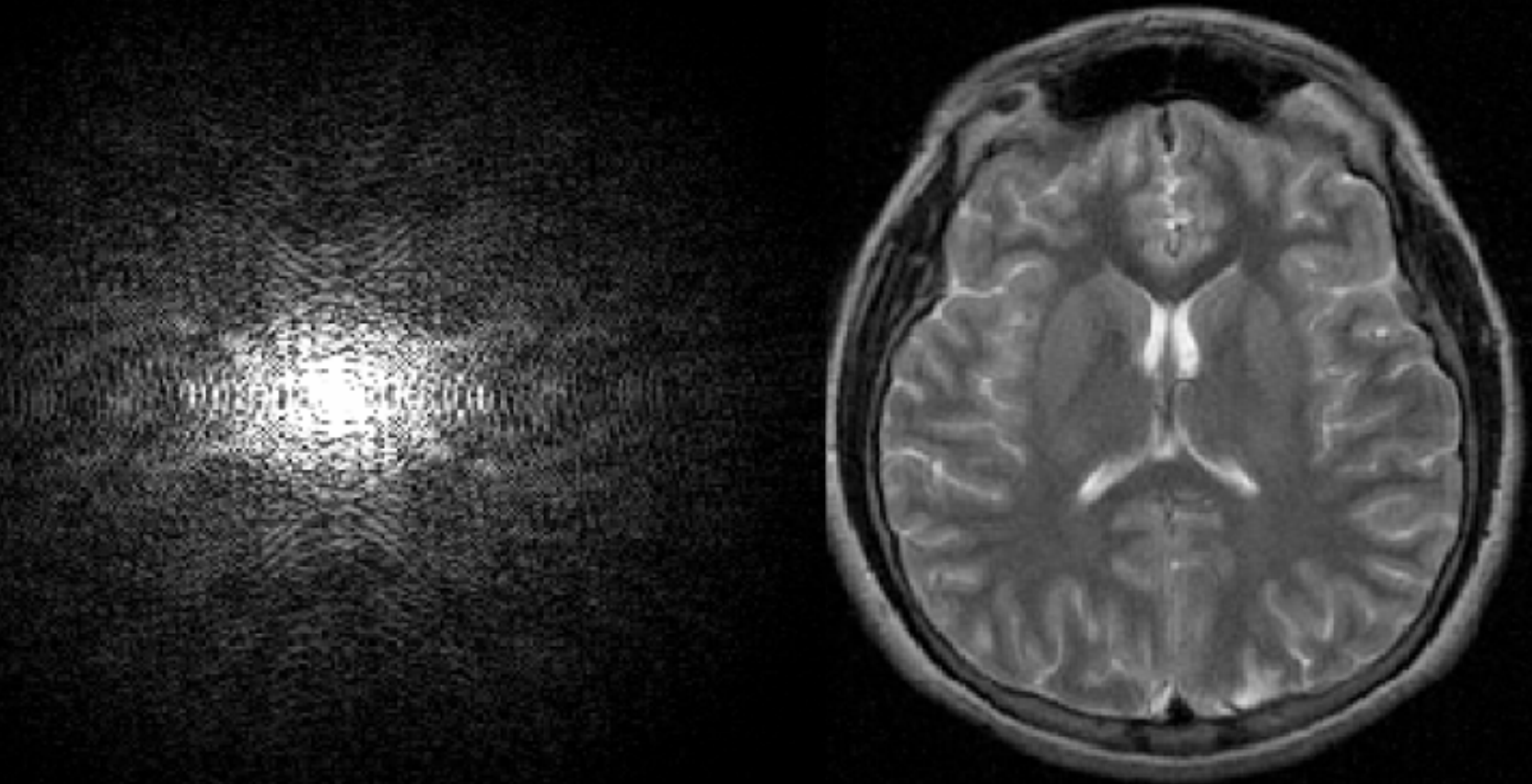
On peut aussi tourner et se contenter de remplir un espace « virtuel » (plan de Fourier) à partir des signaux temporels et n'accéder que plus tard à l'image par une simple 2DFT

Méthode radiale

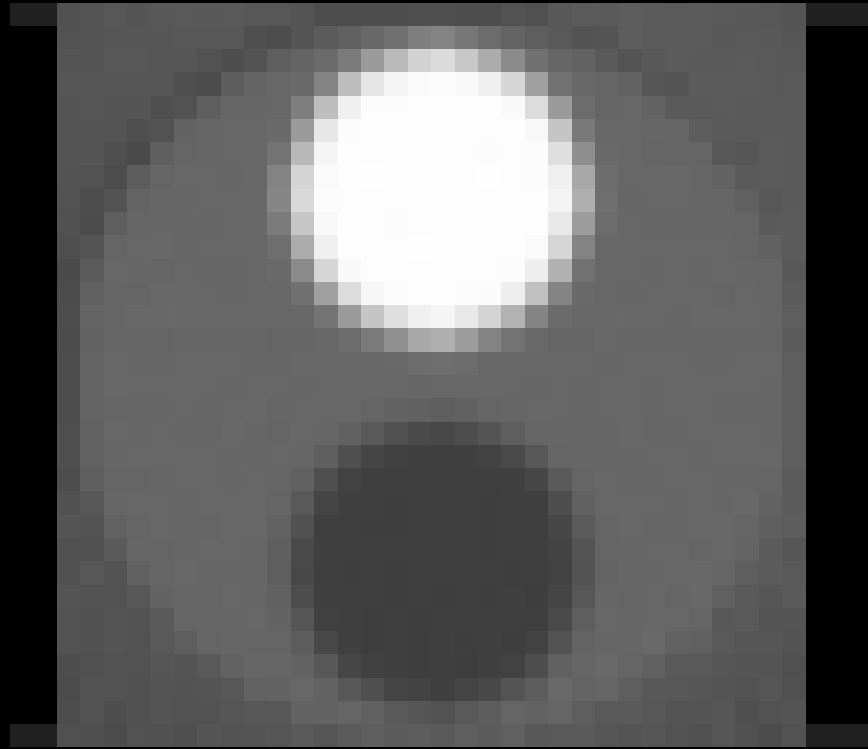
Une simple TF1D du signal codé dans la direction « r »
fournissant la projection de l'image dans cette
direction, il suffit, pour acquérir toute l'image, de
changer de direction en tournant autour de l'objet



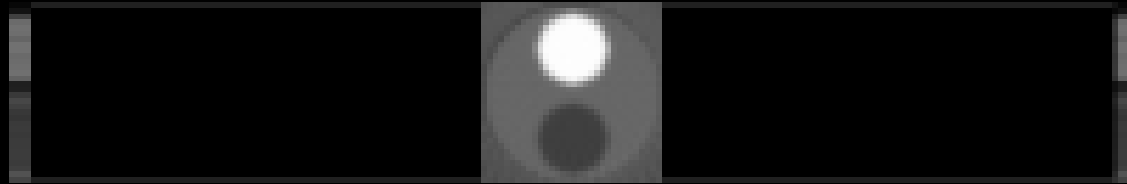
Méthode 2DFT et Plan de Fourier

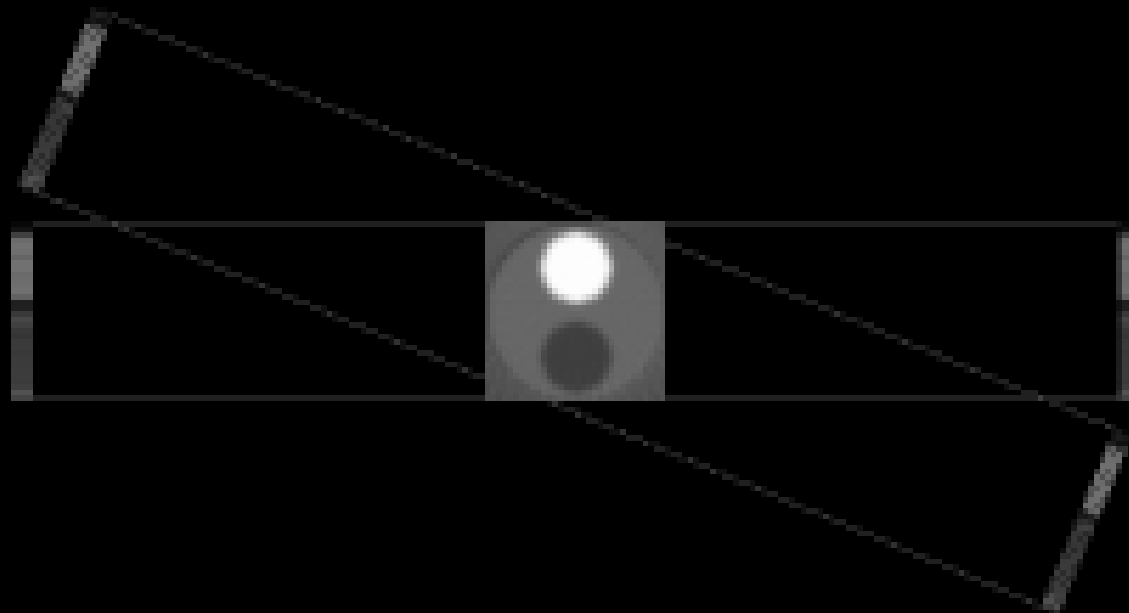


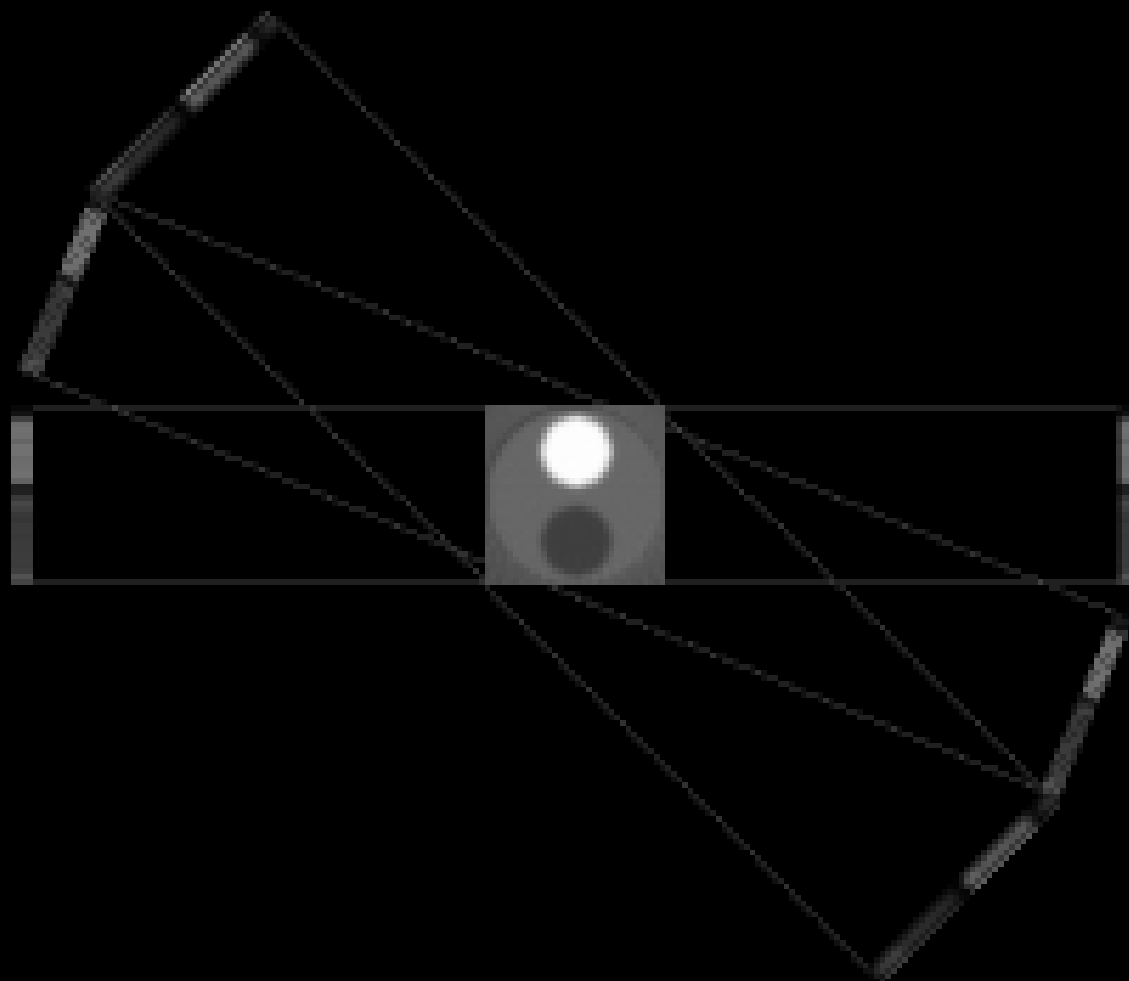
Une simple 2DFT du signal codé en x et y
fournit l'image

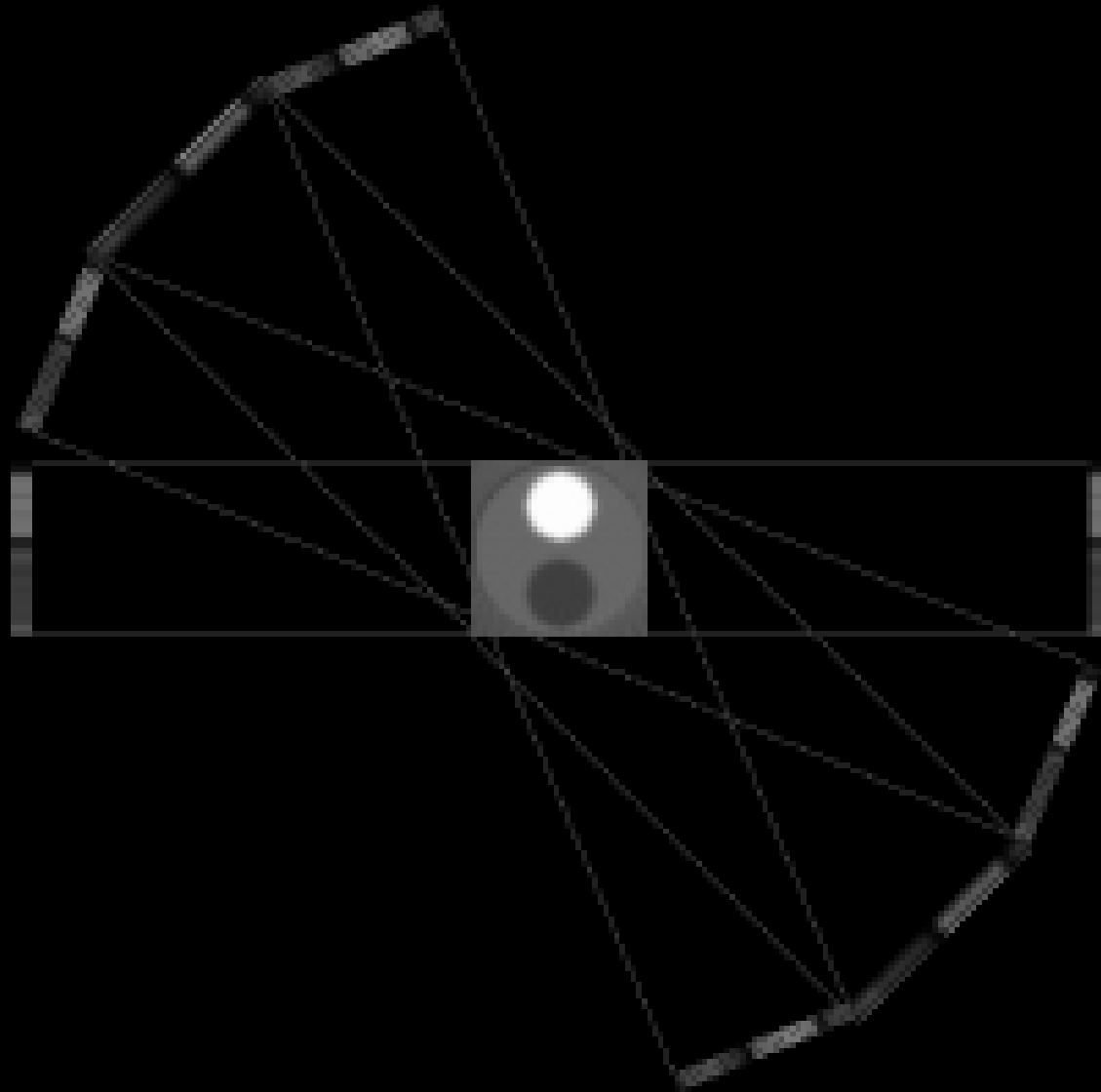


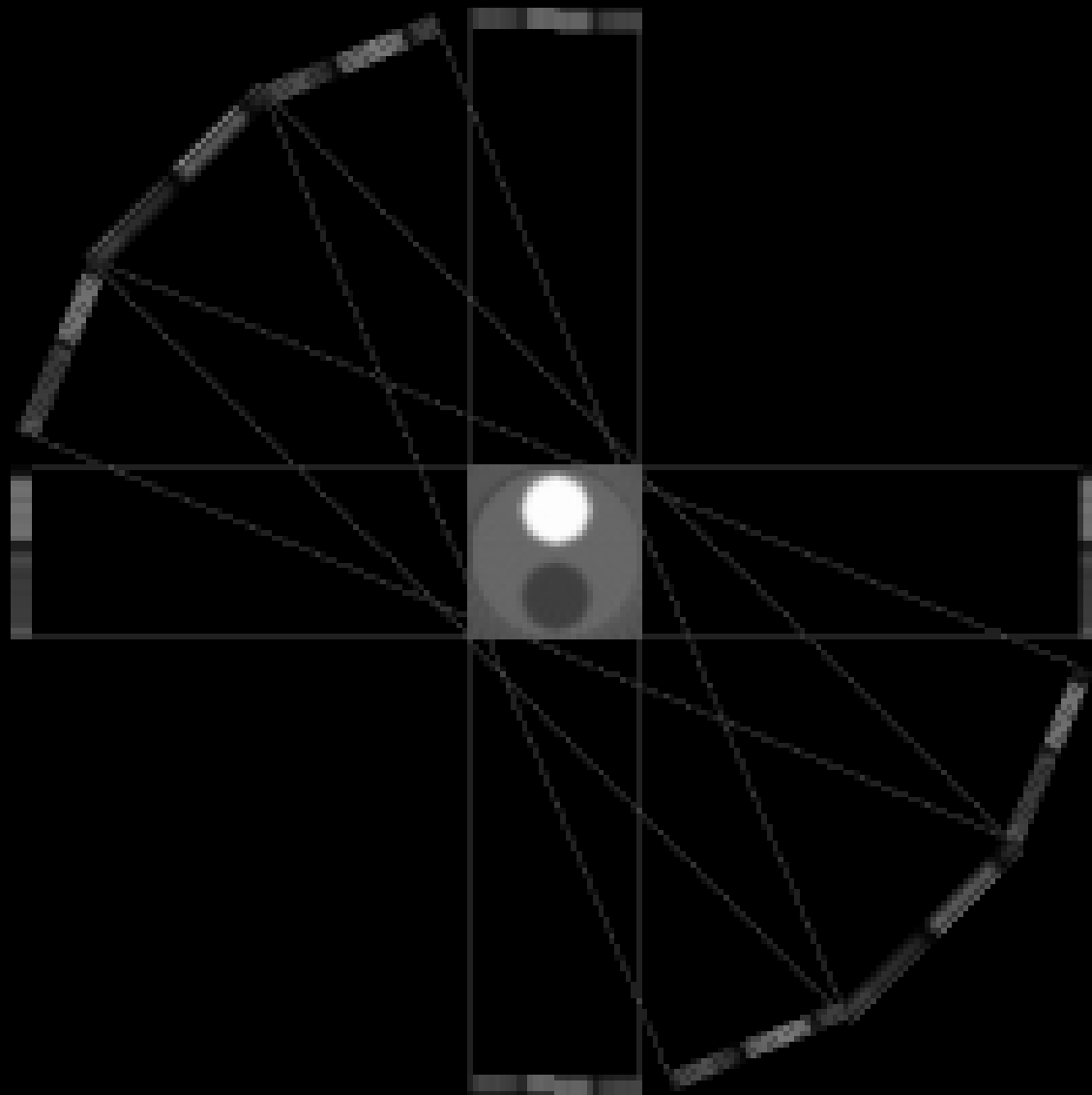
© Denis Mariano-Goulart

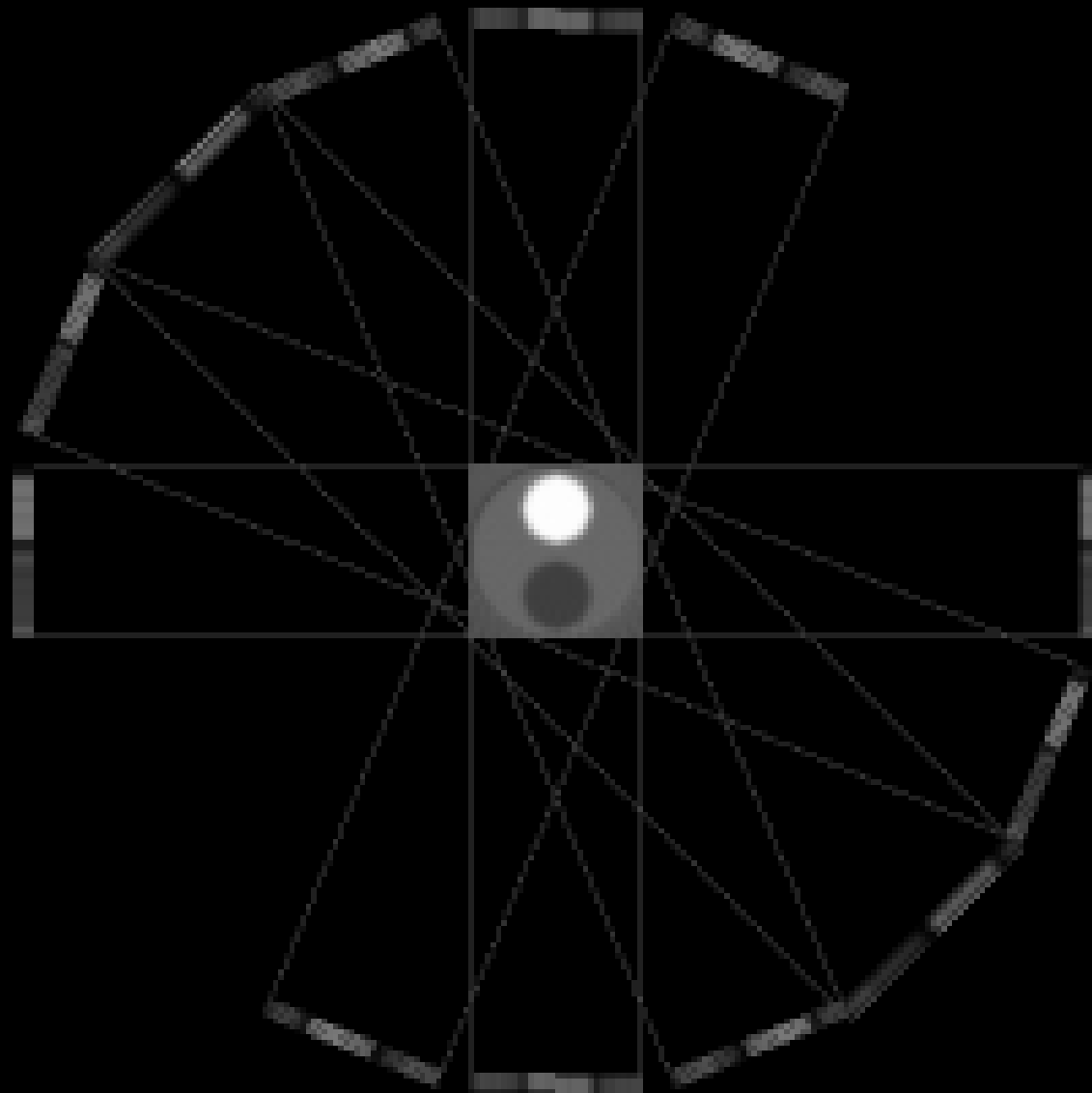


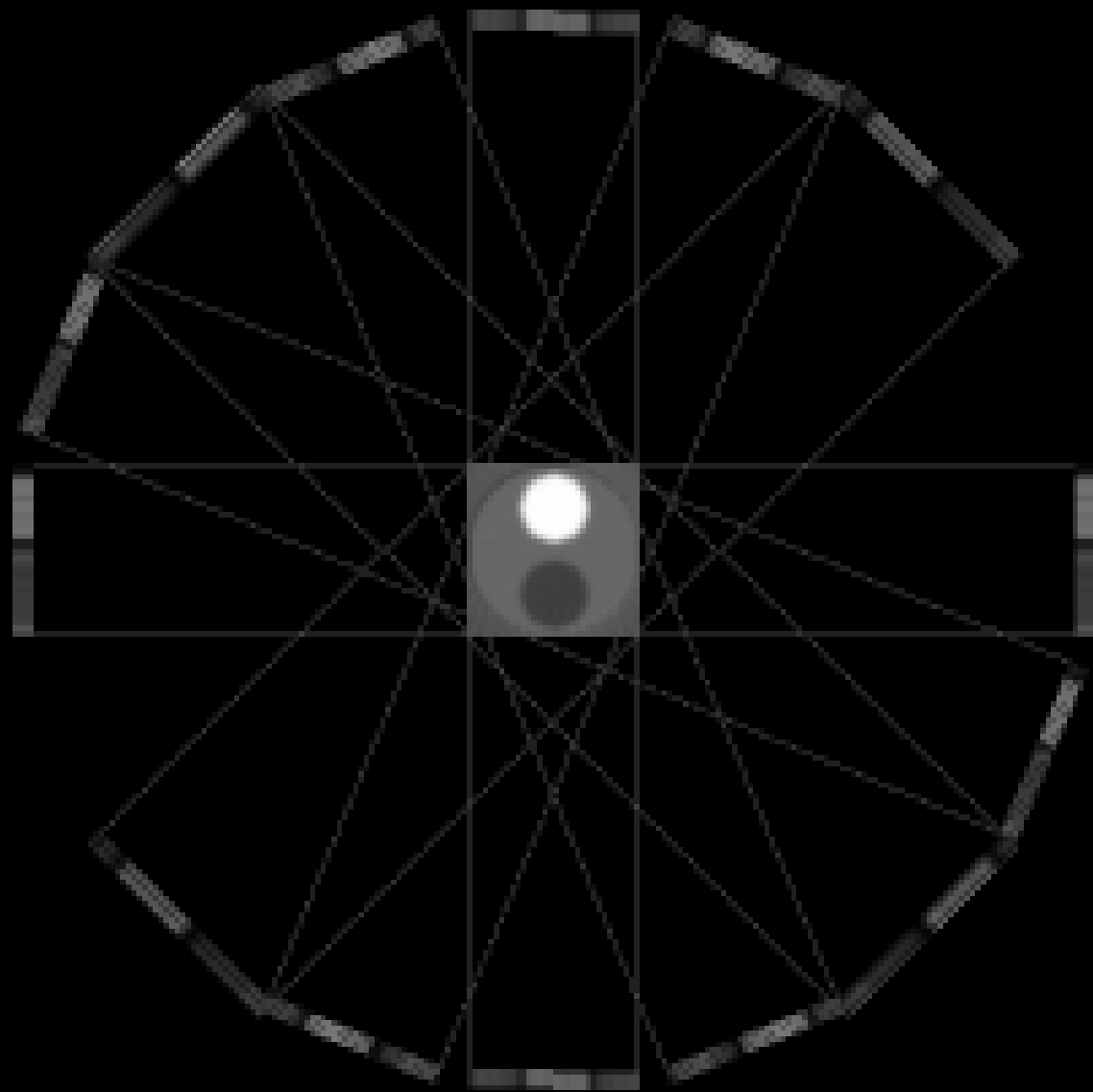


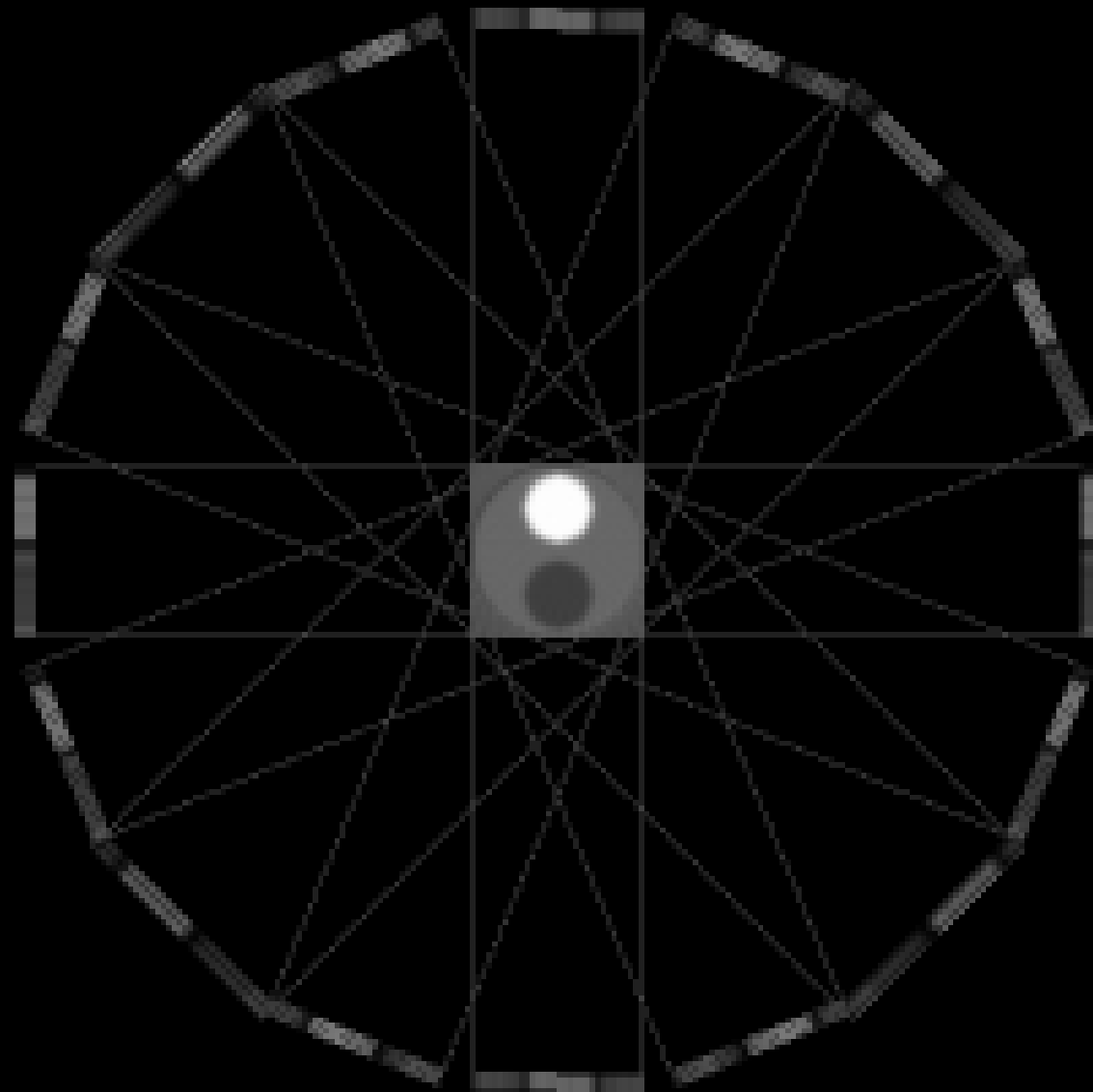


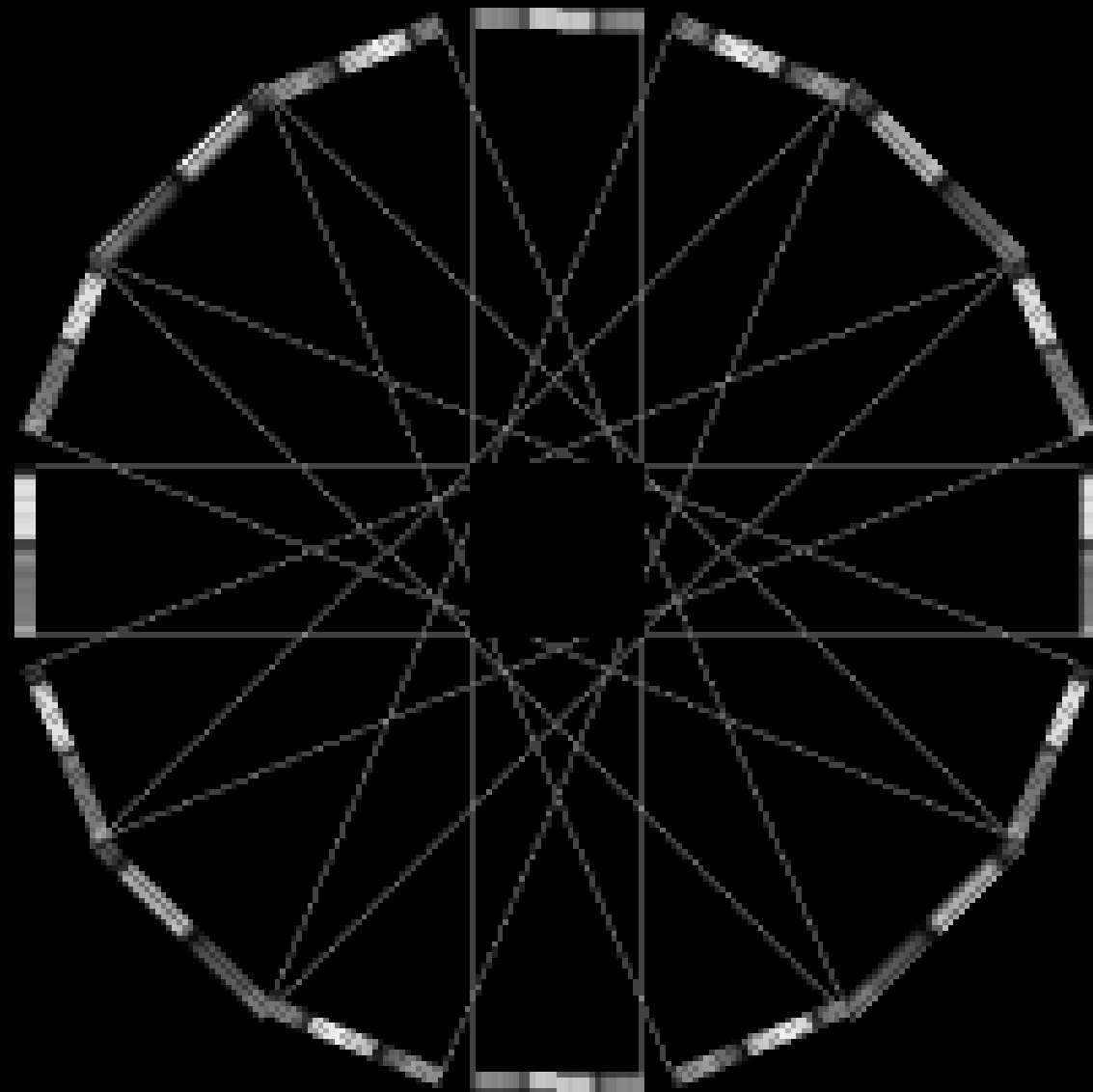




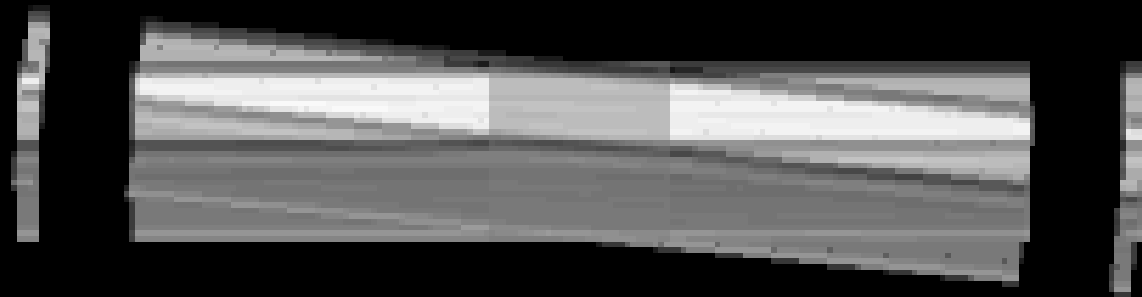


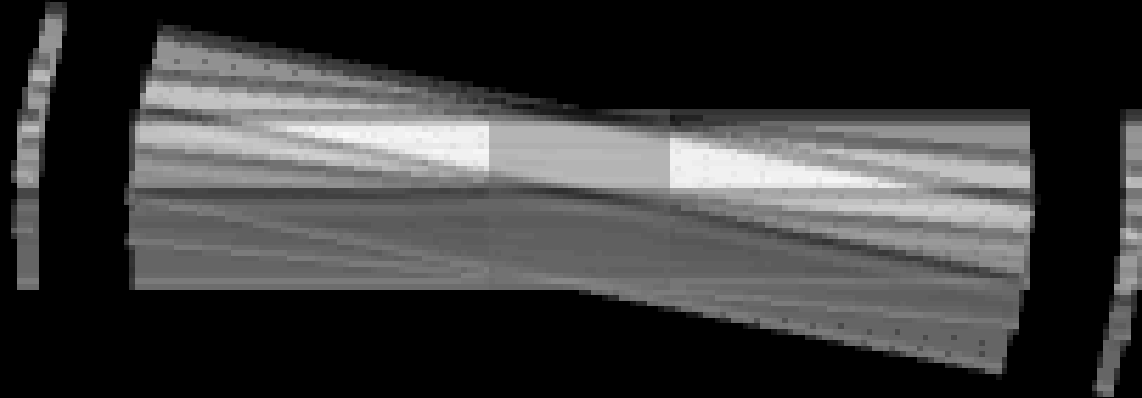


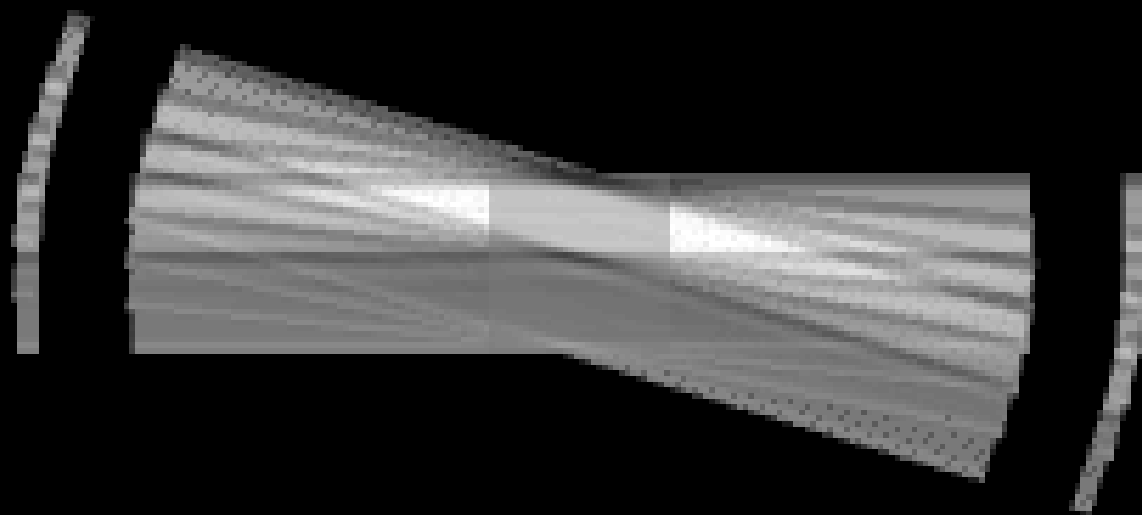


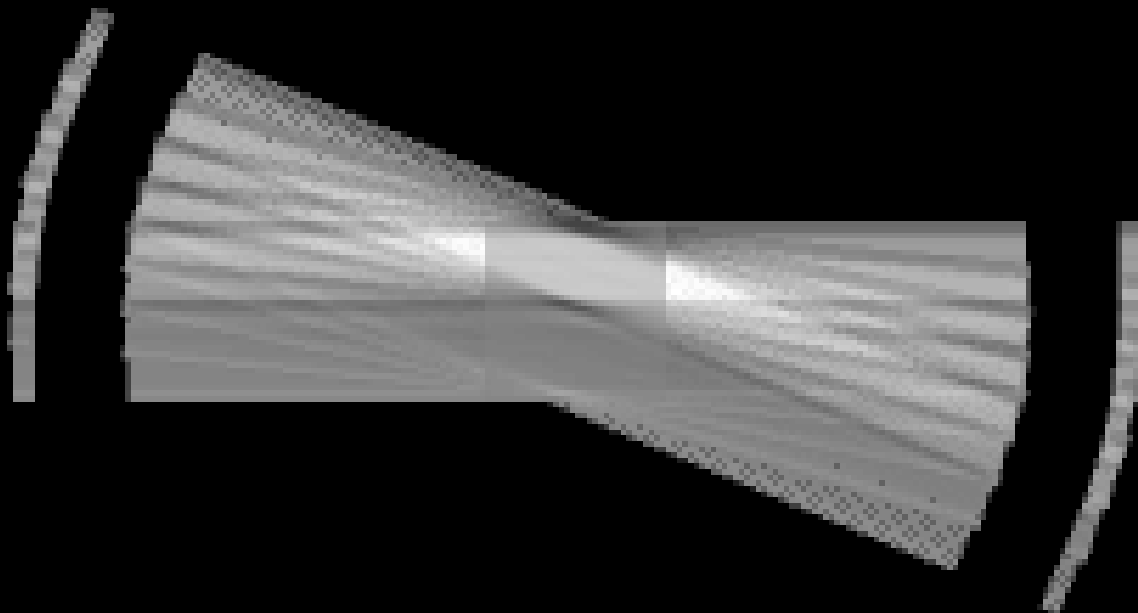


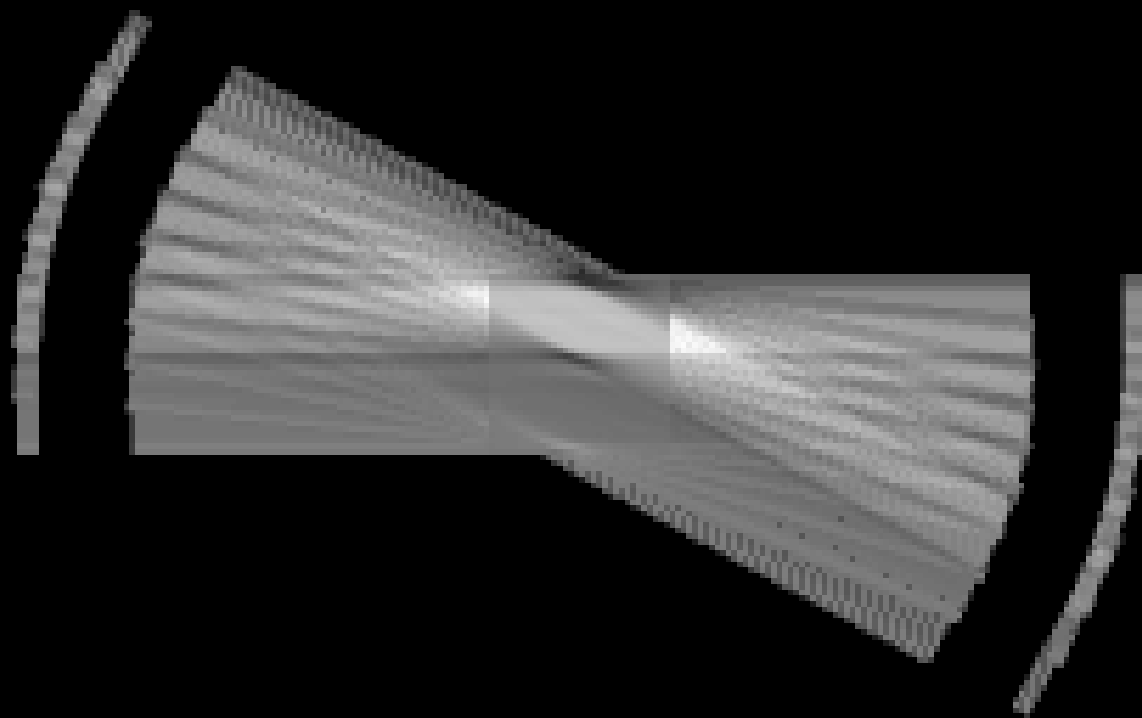


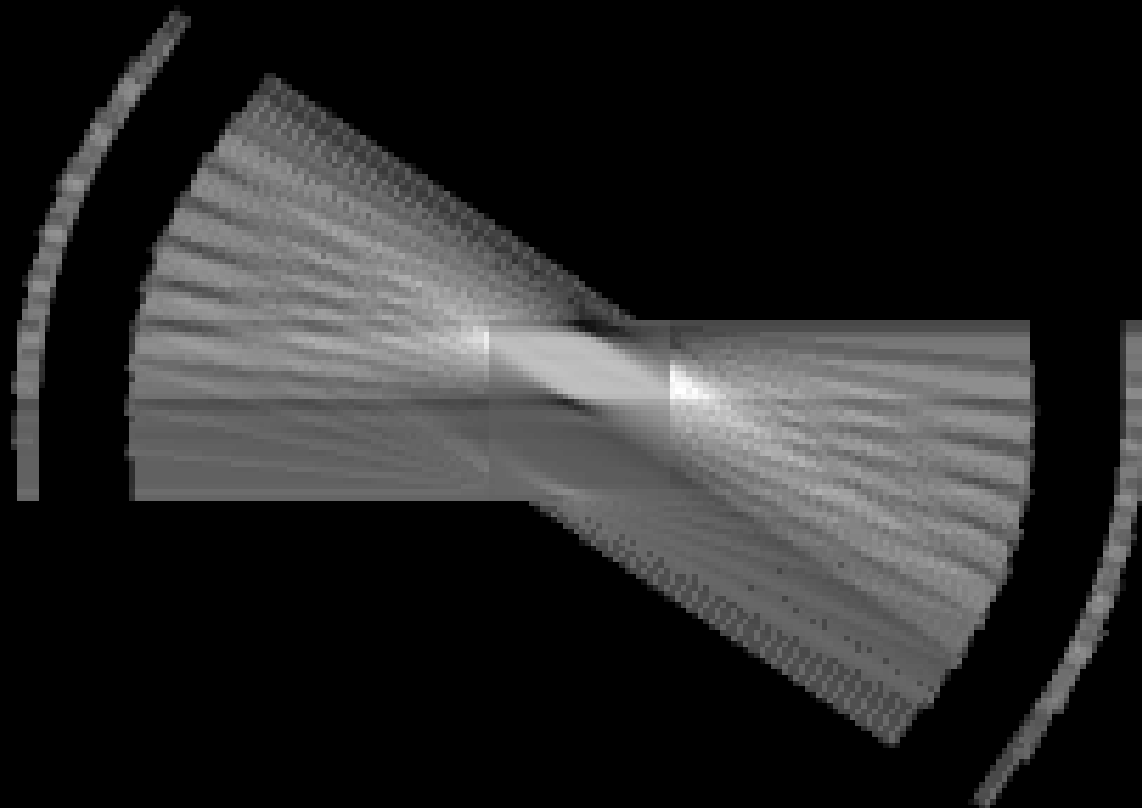


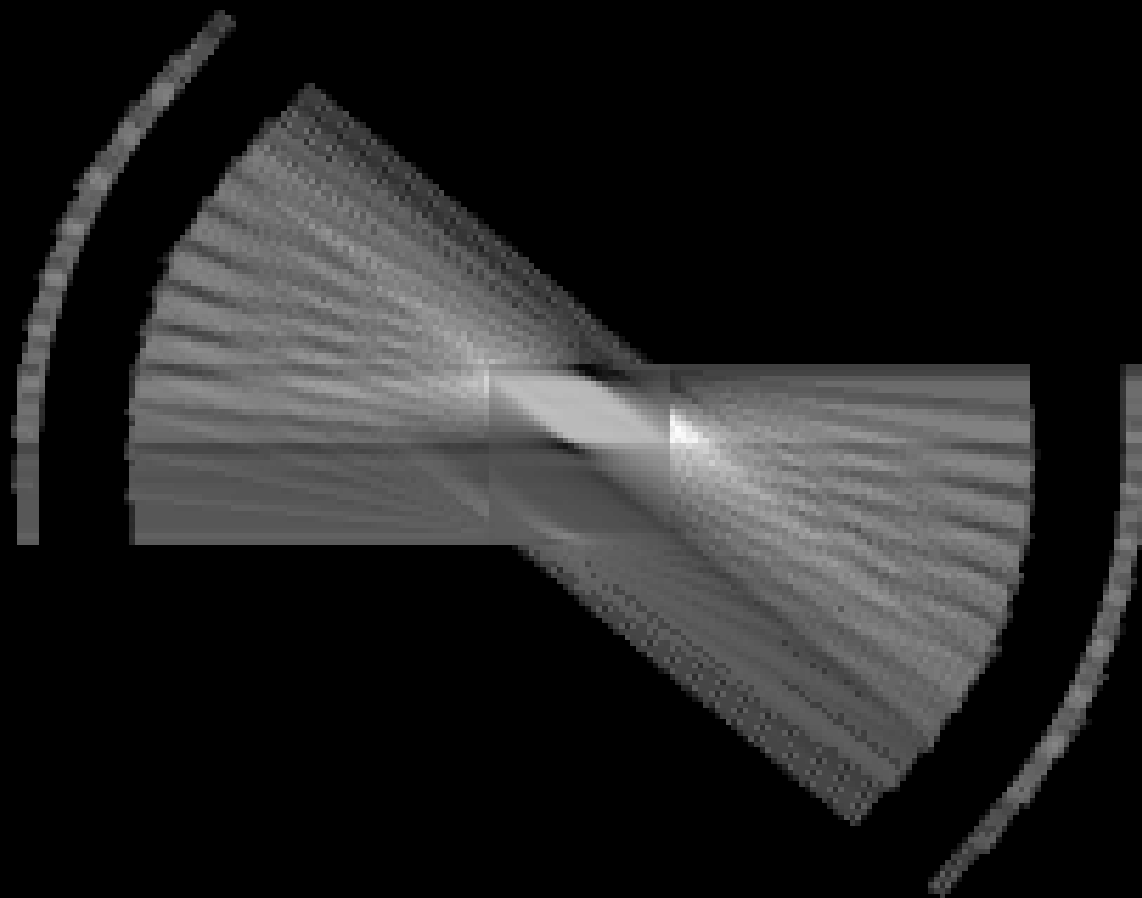


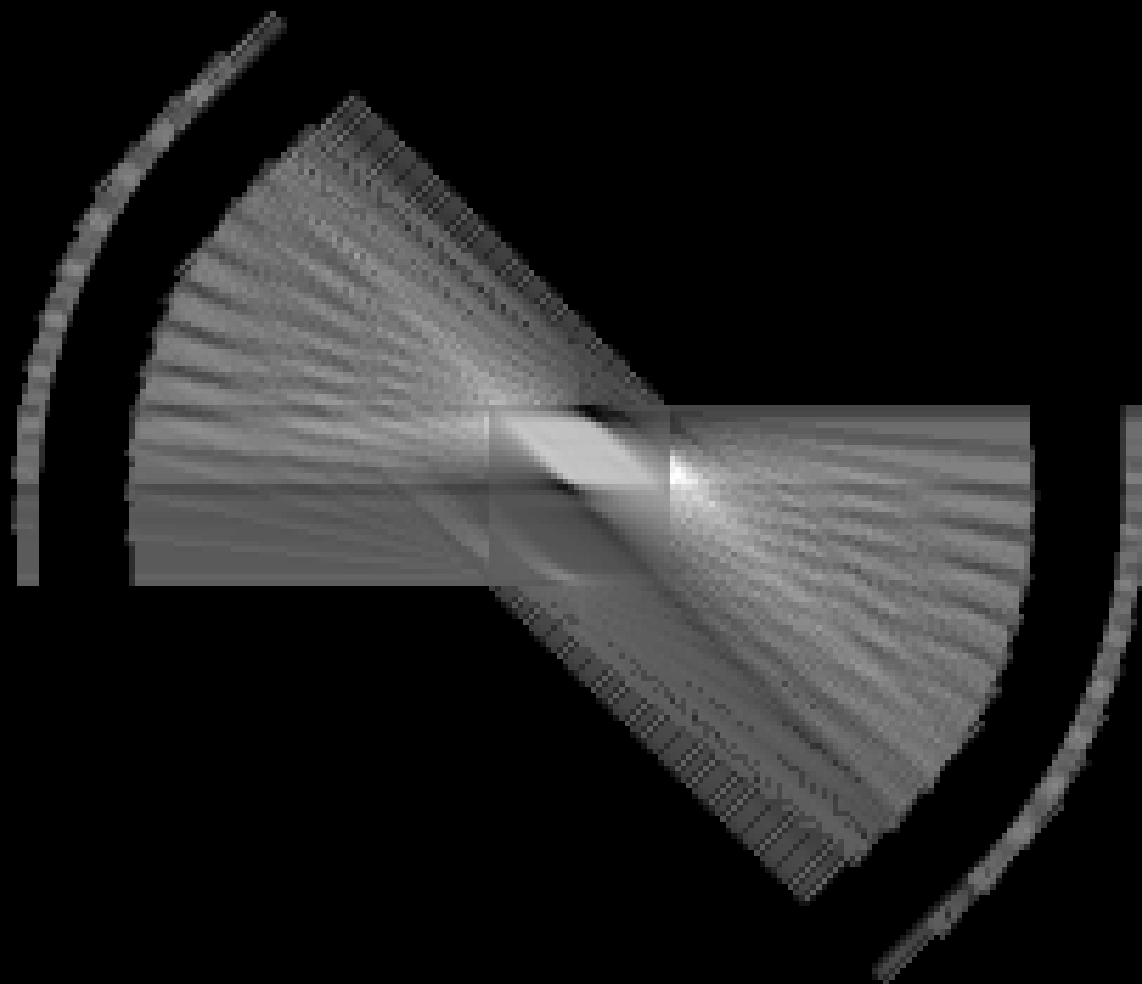


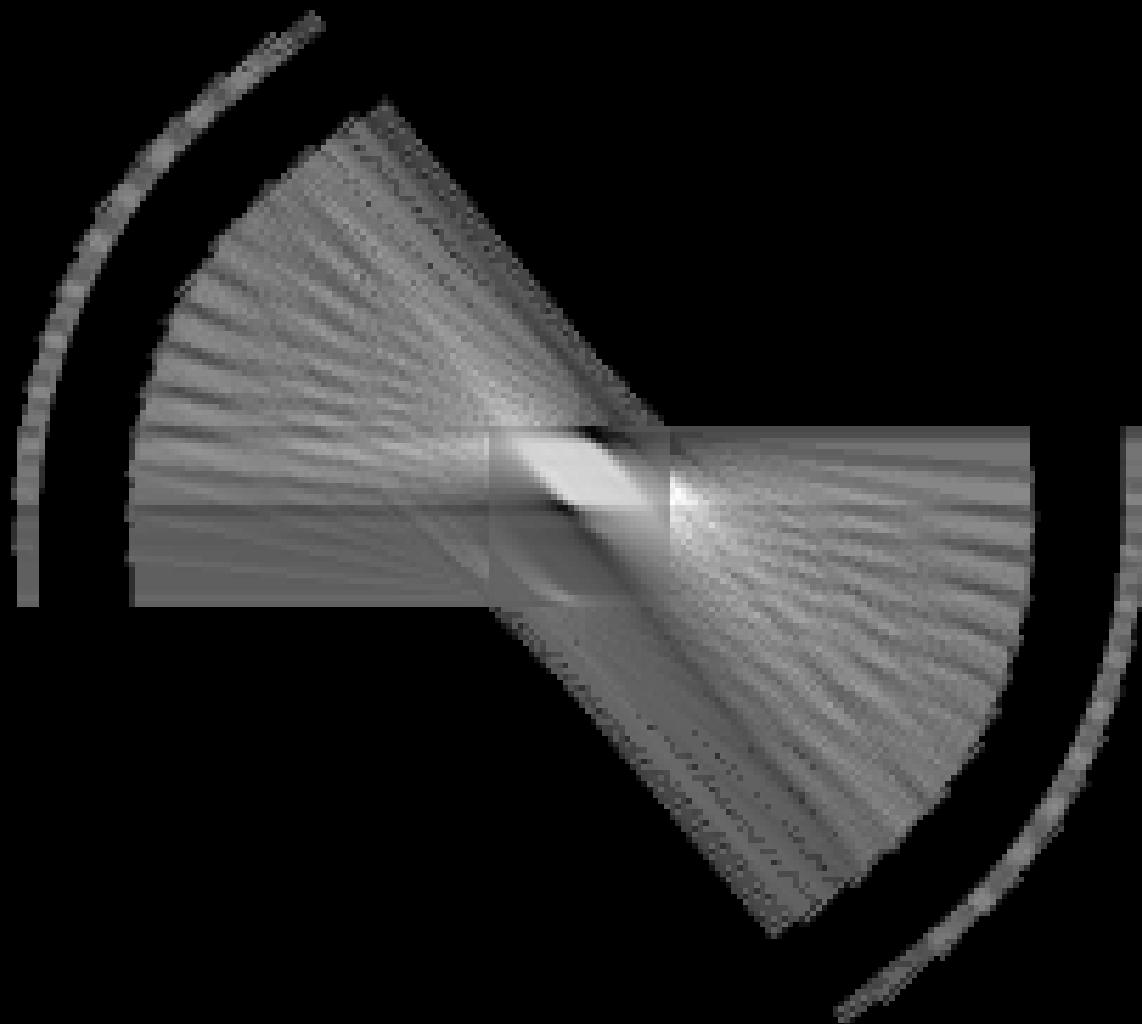


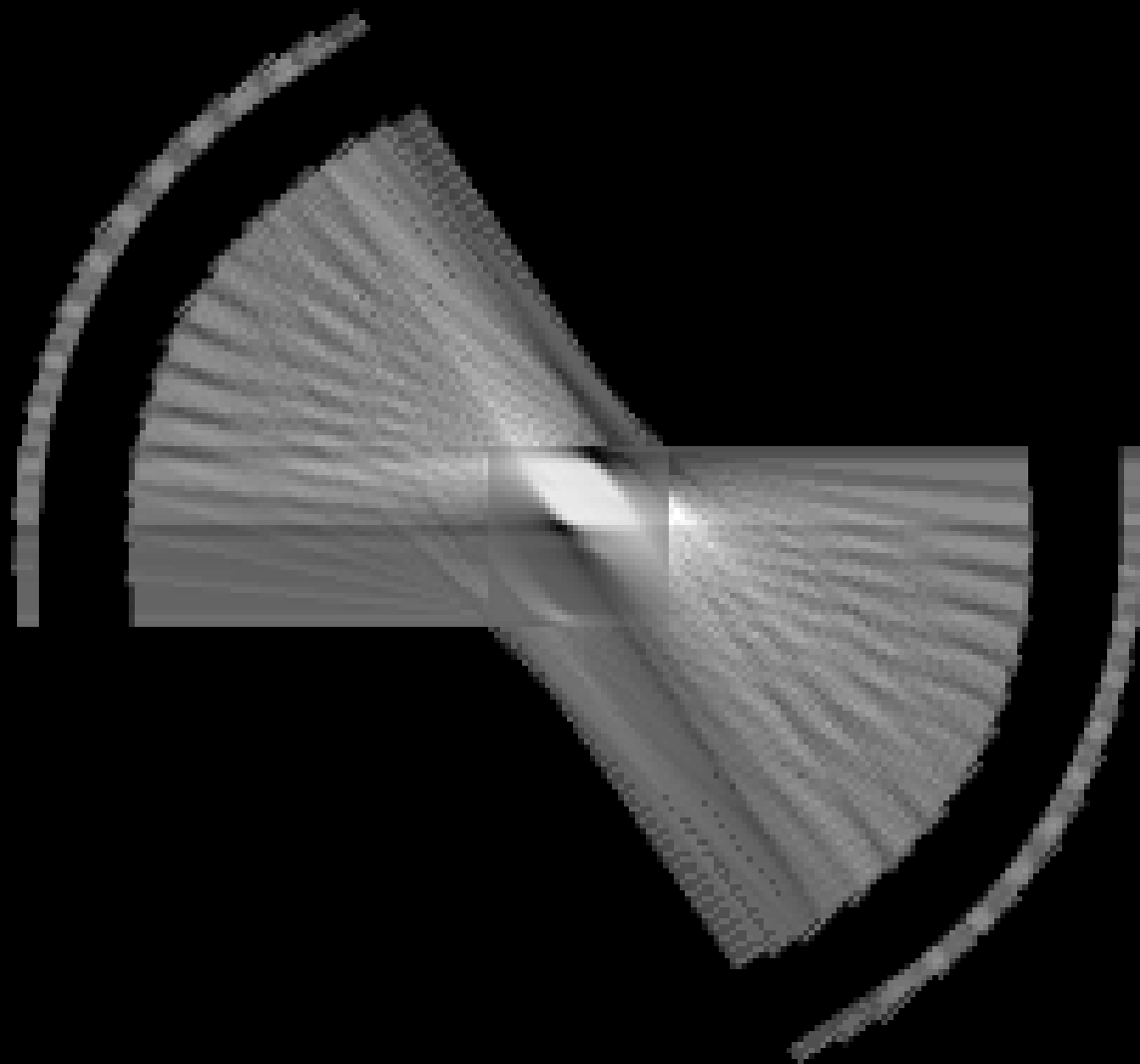


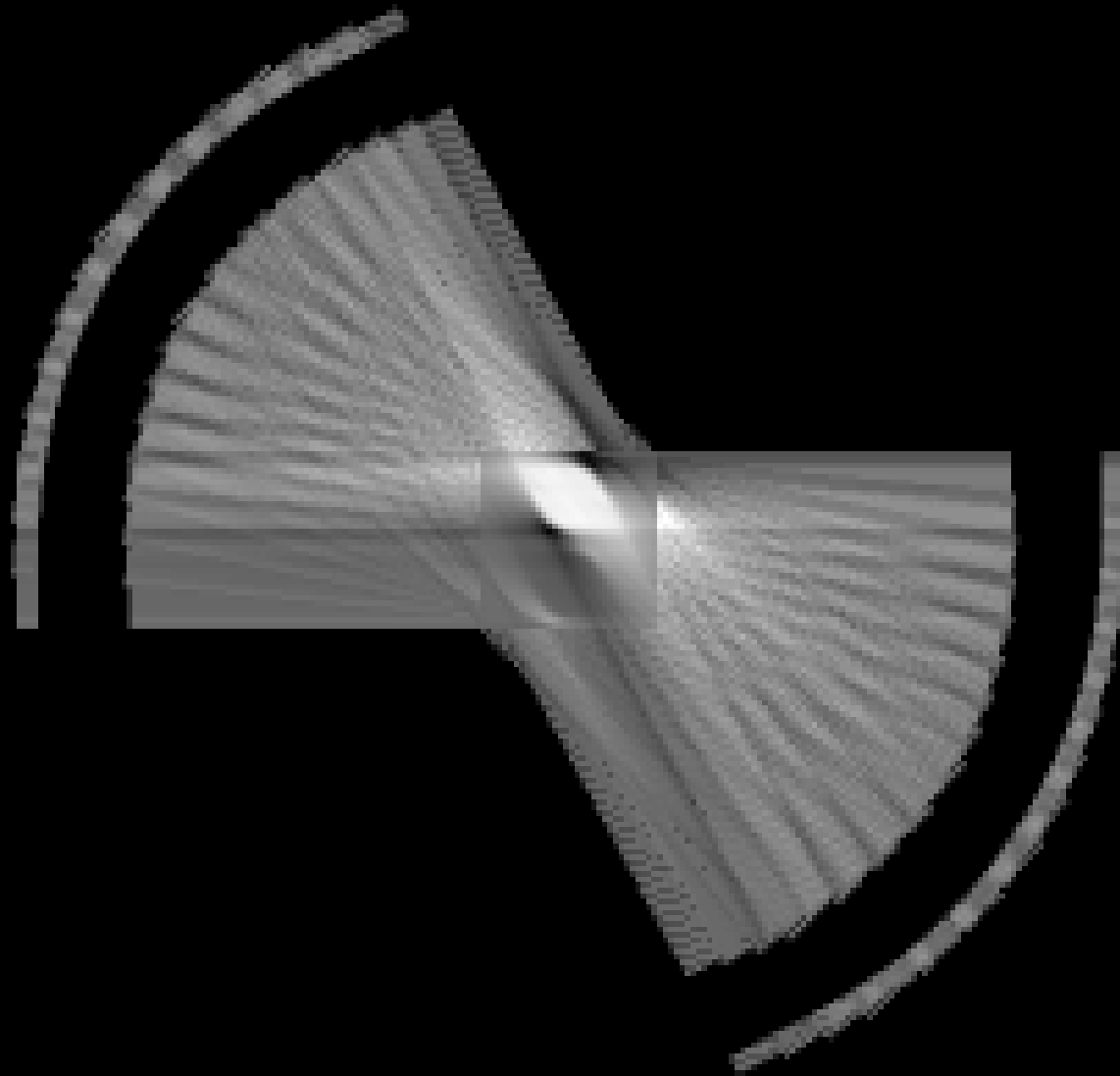


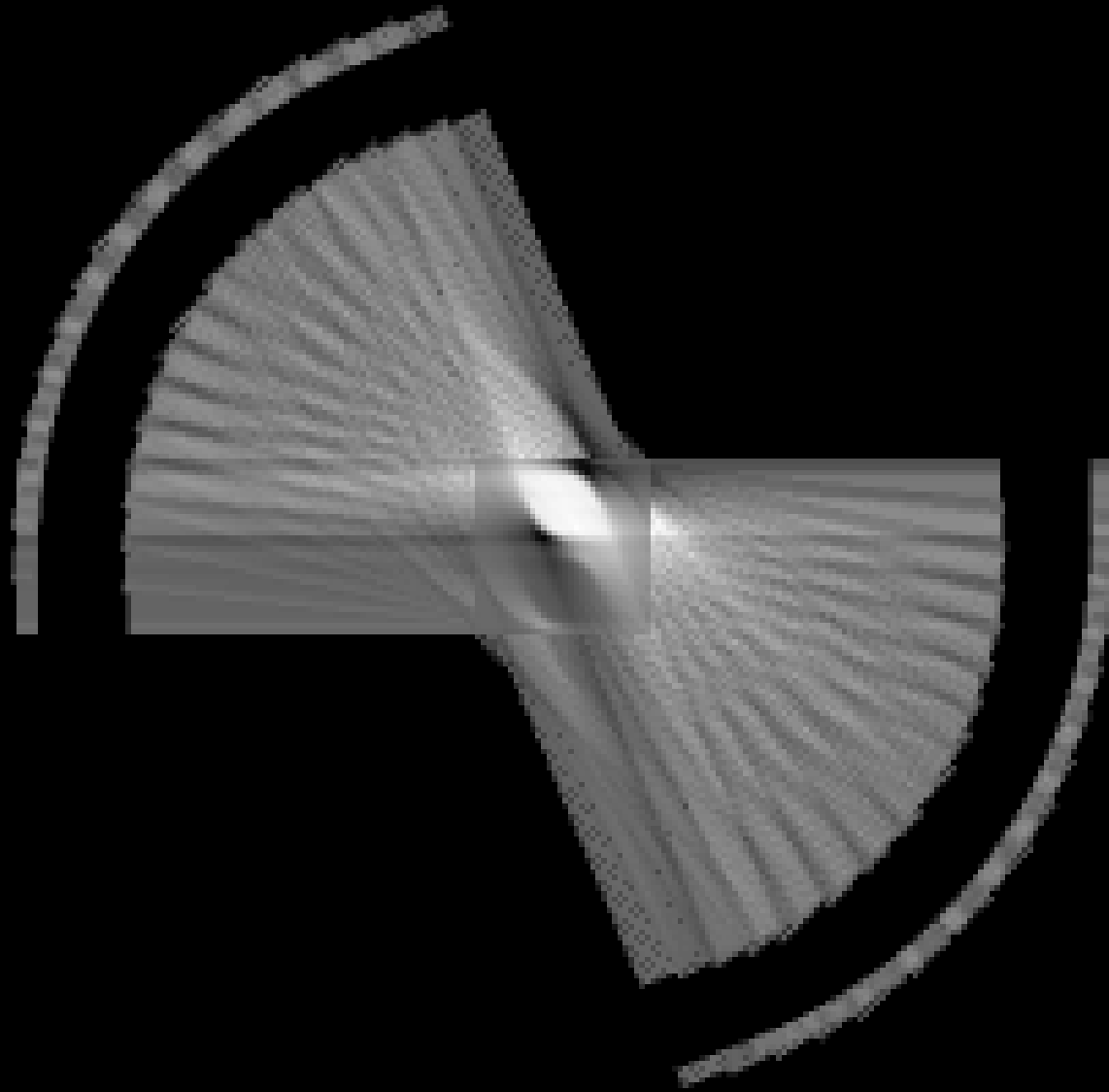


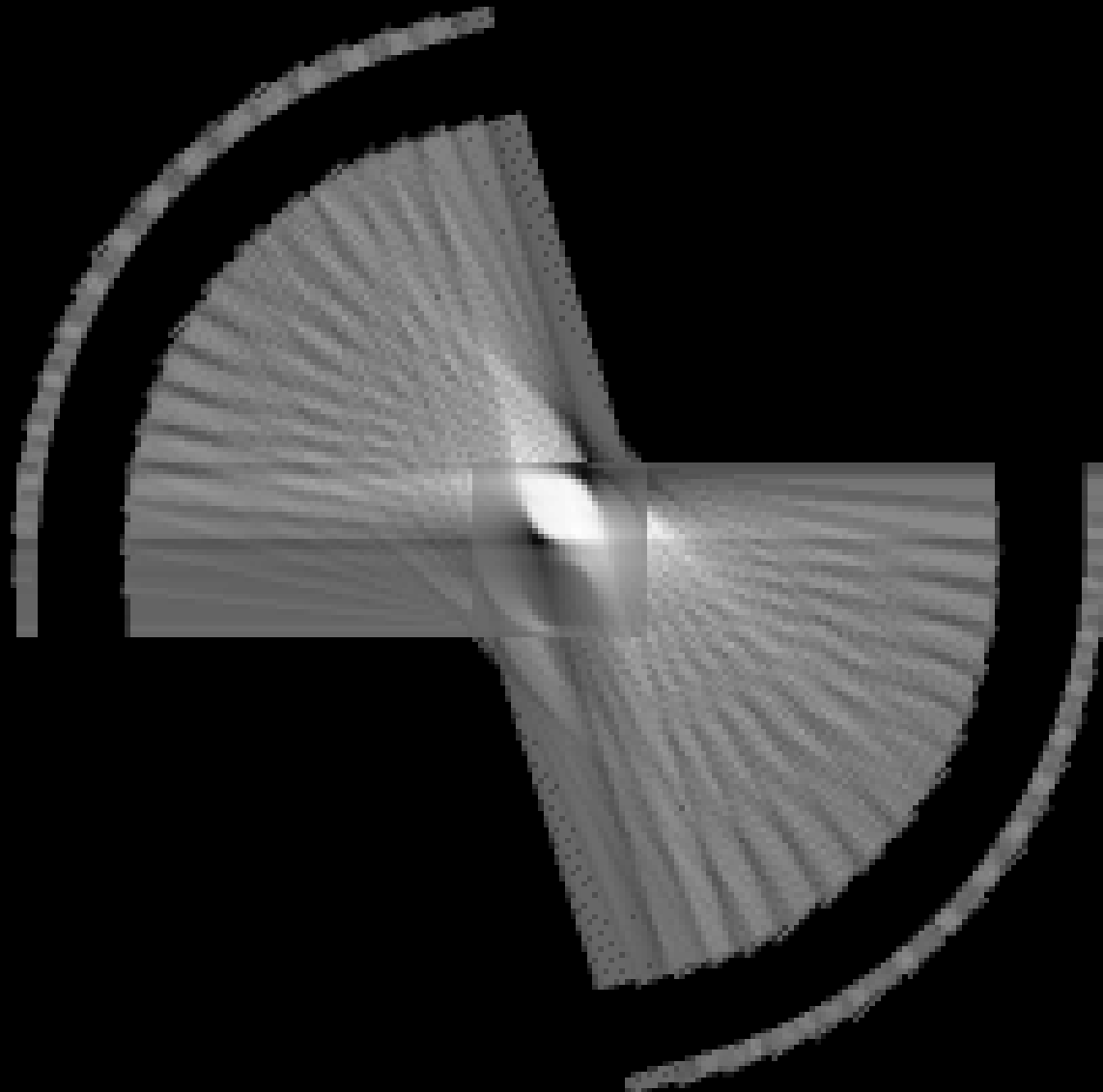


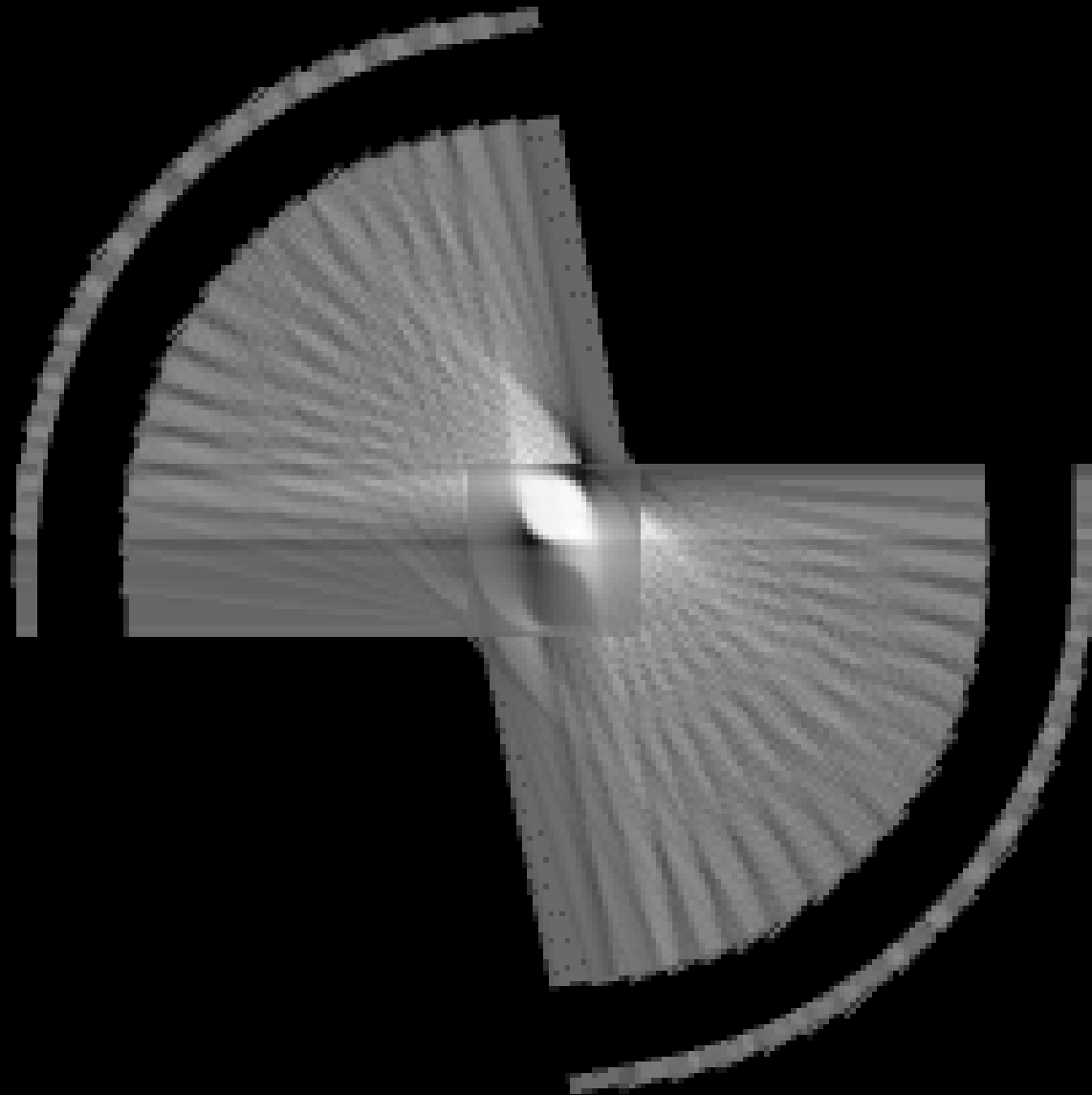


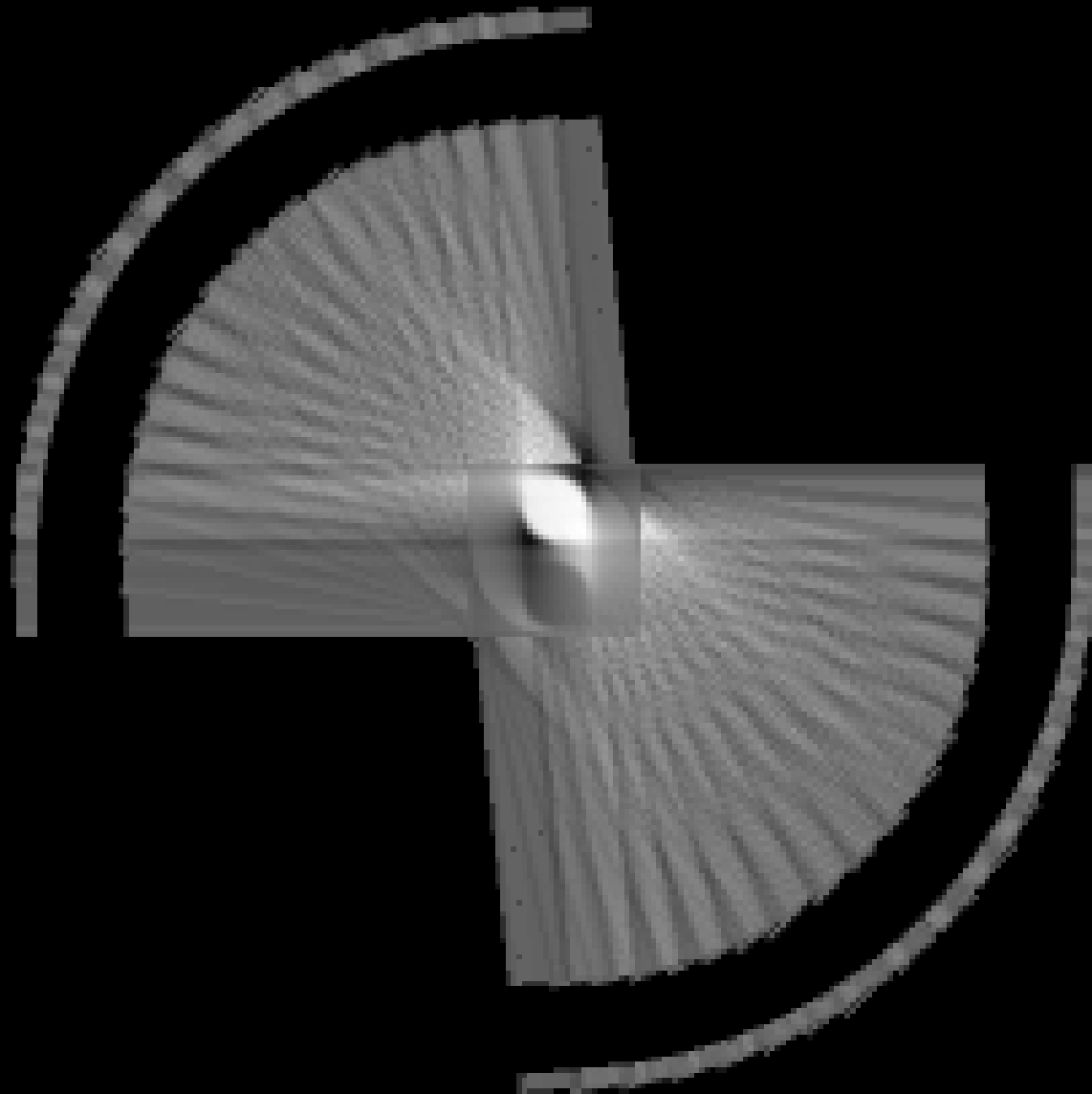


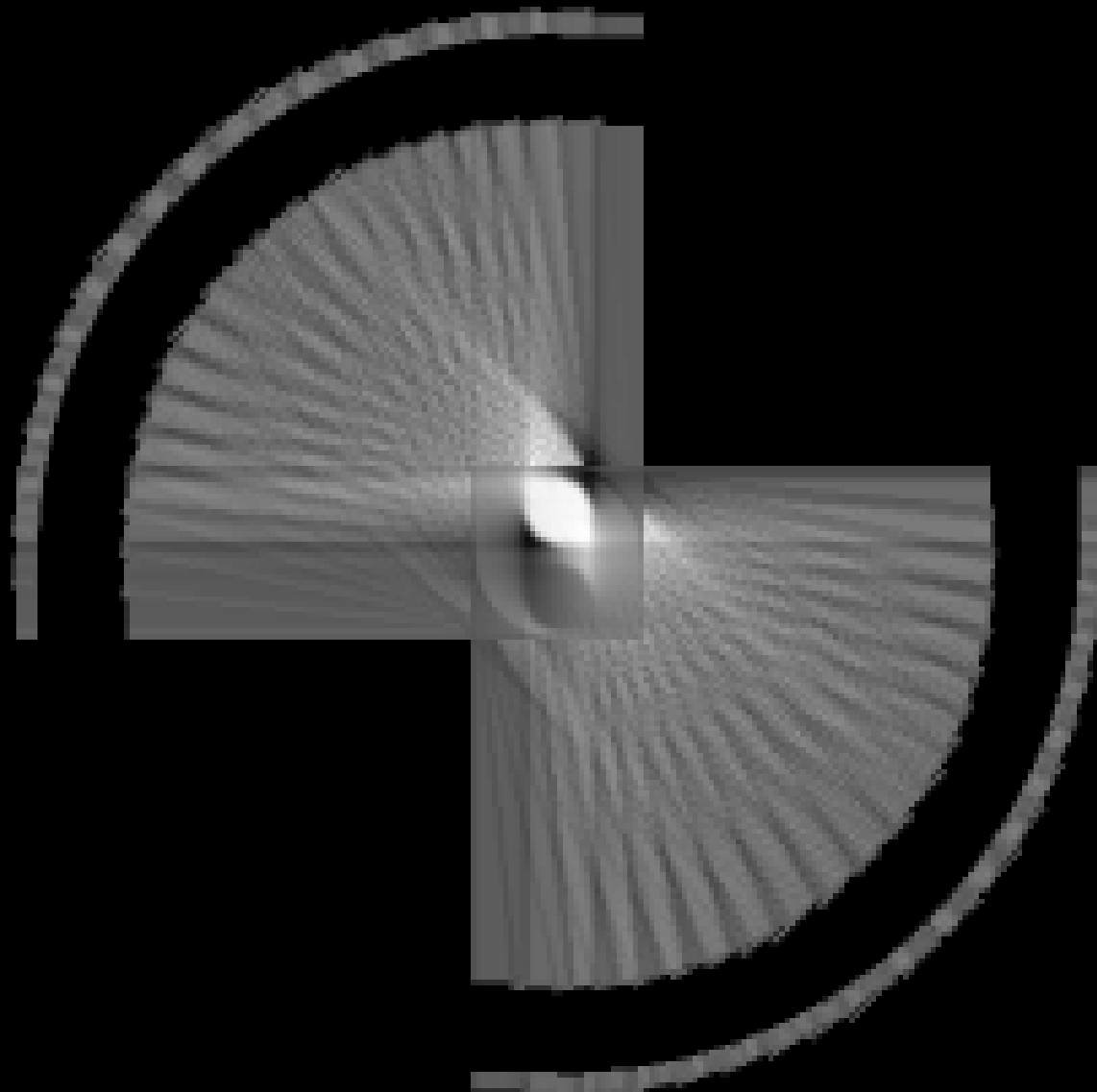


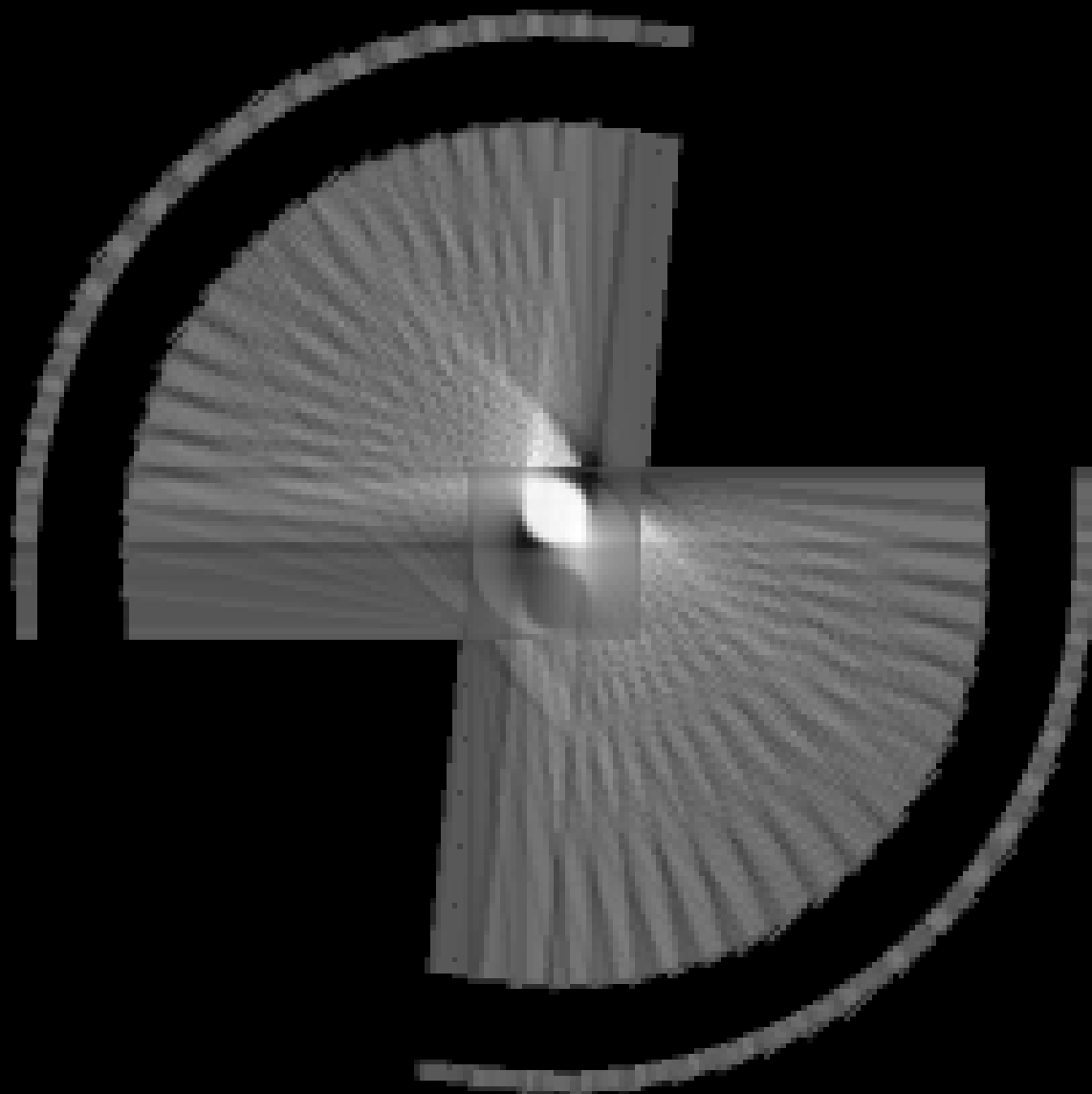


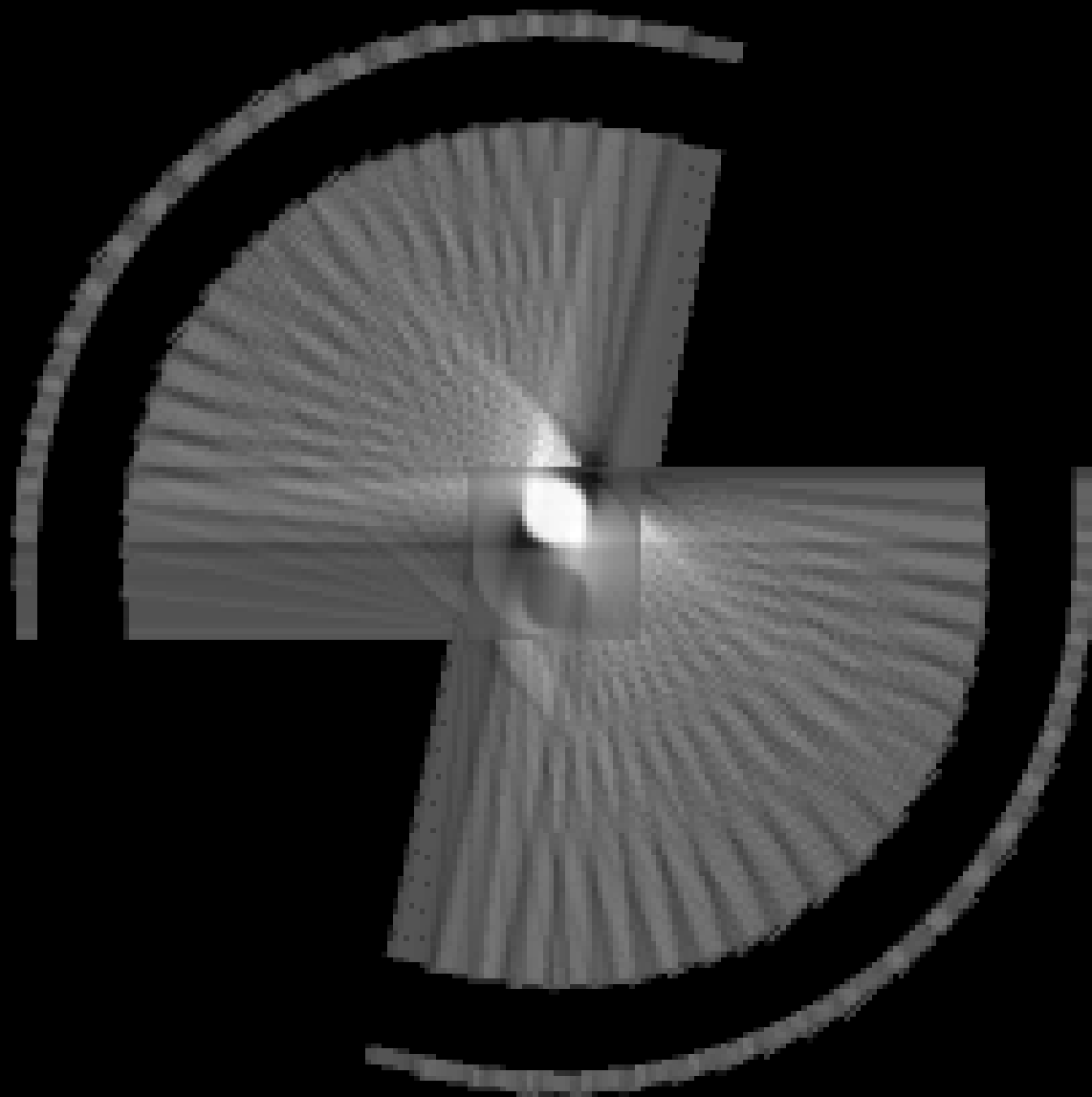


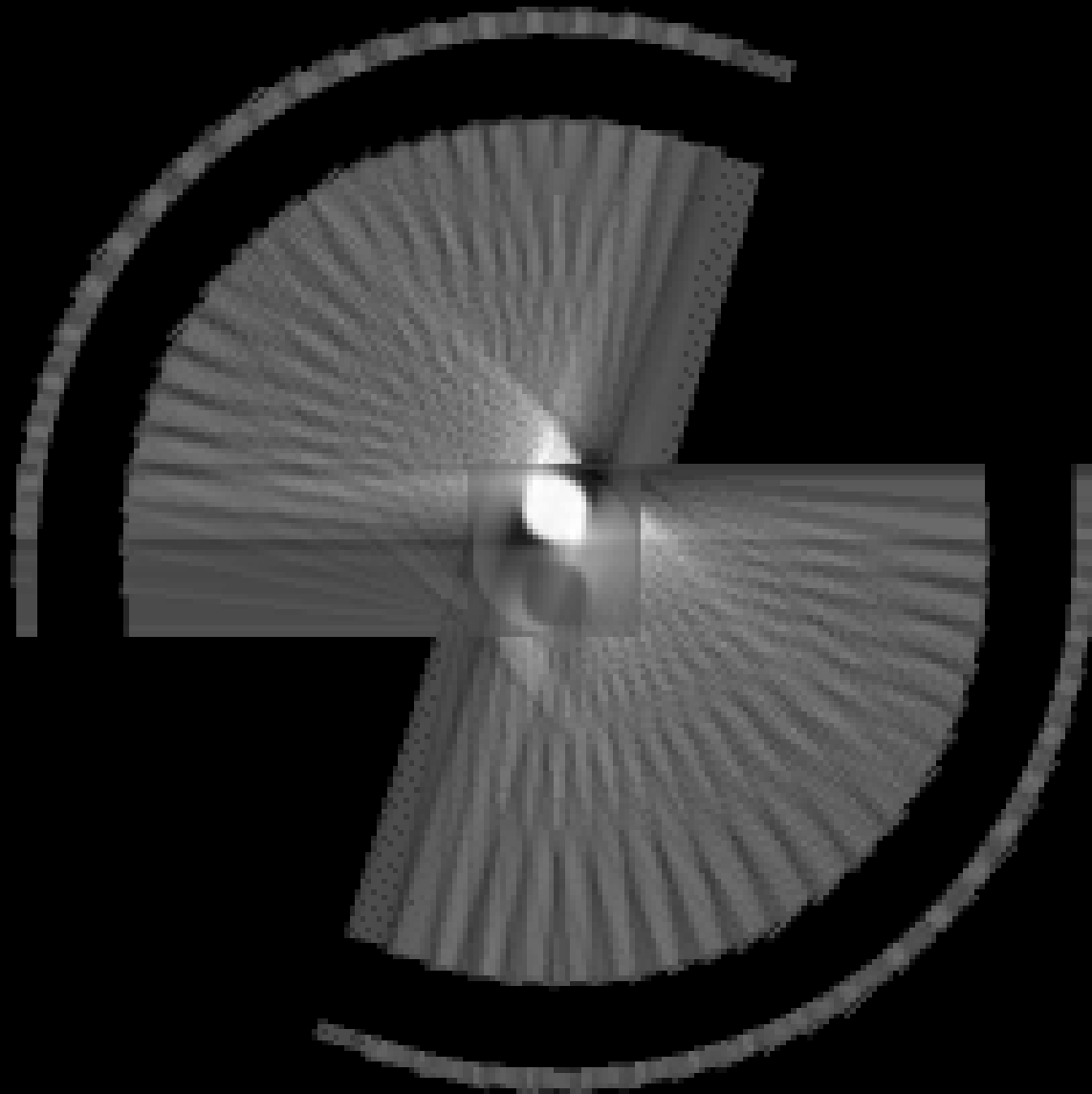


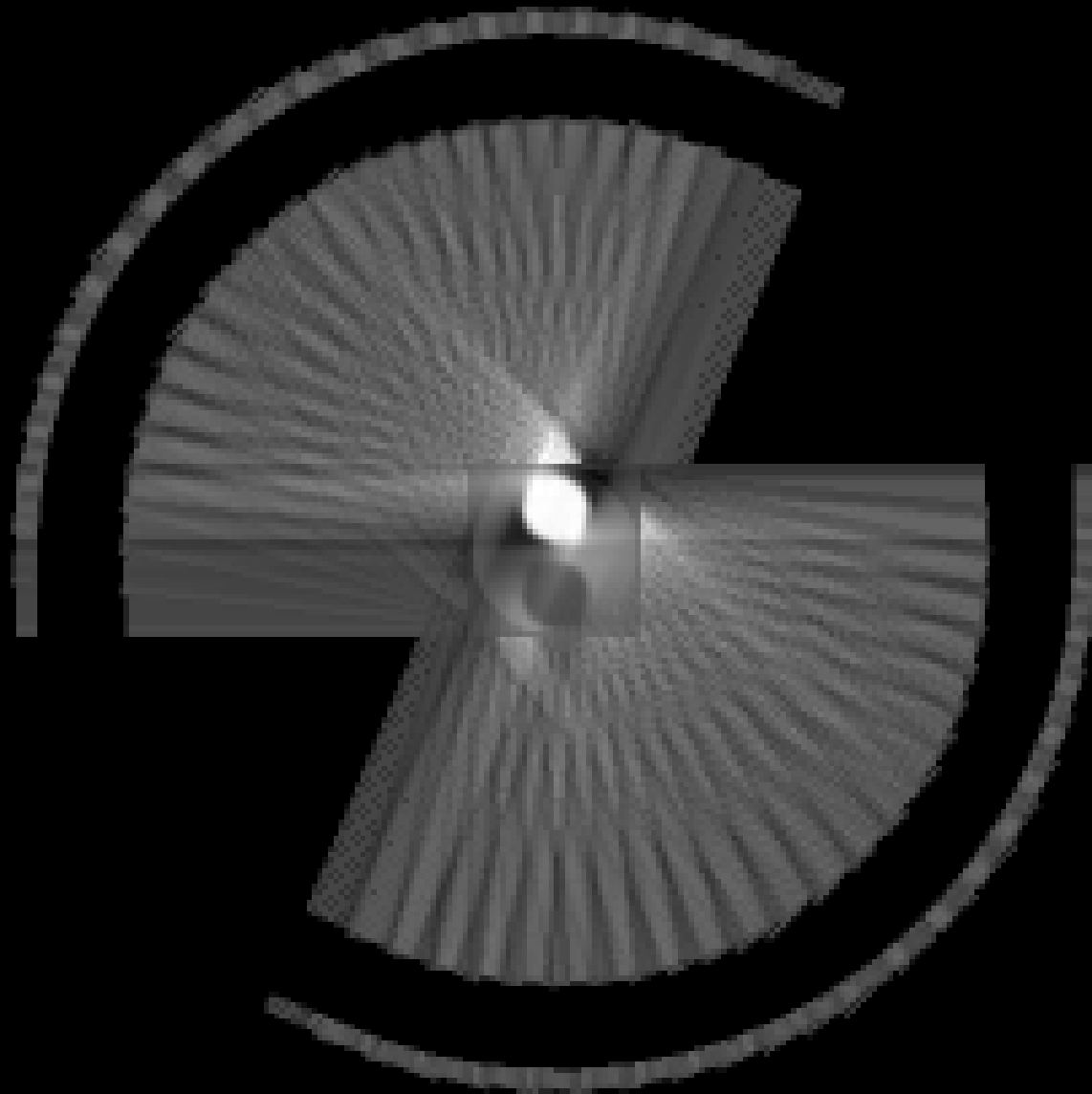


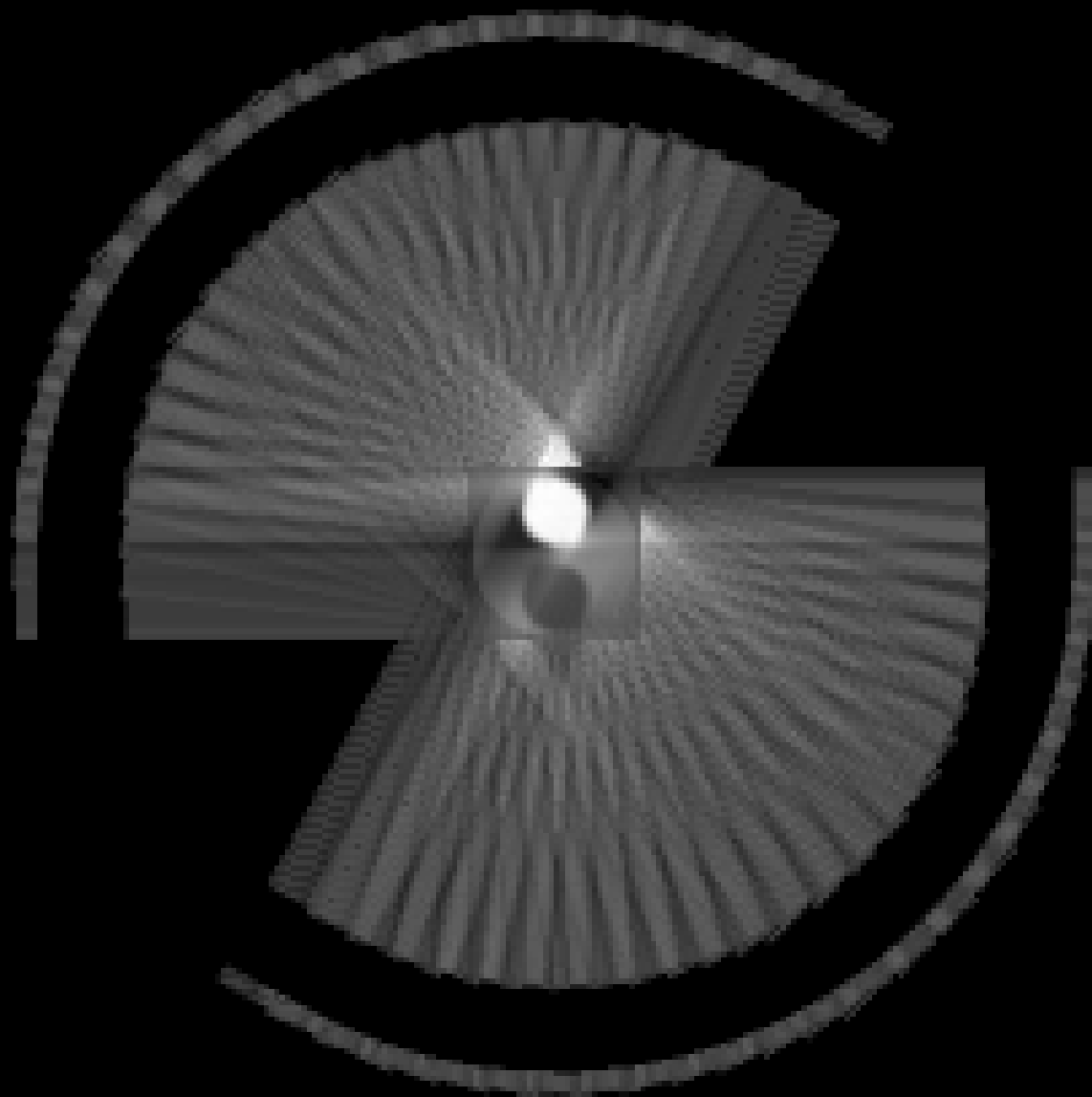


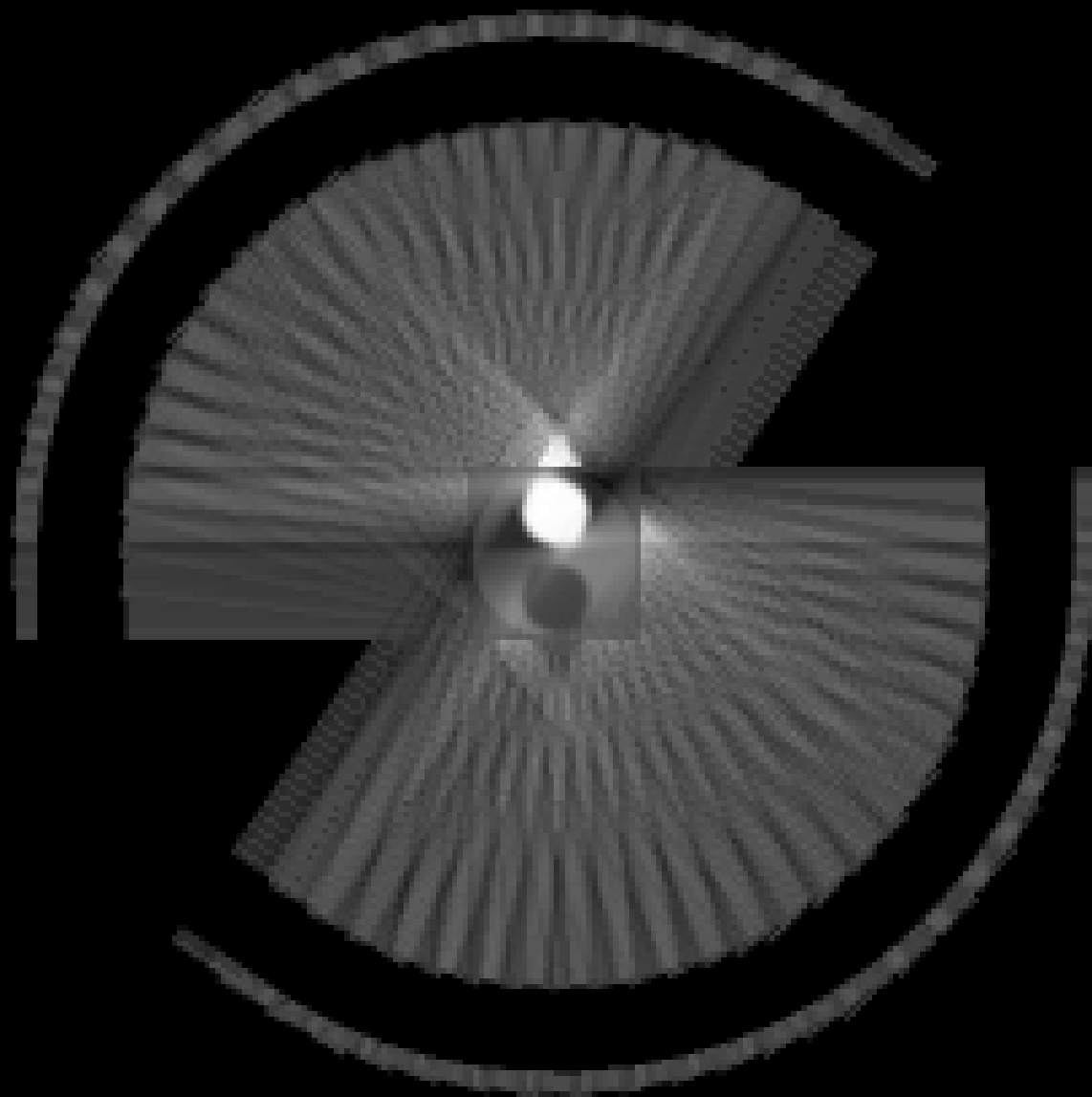


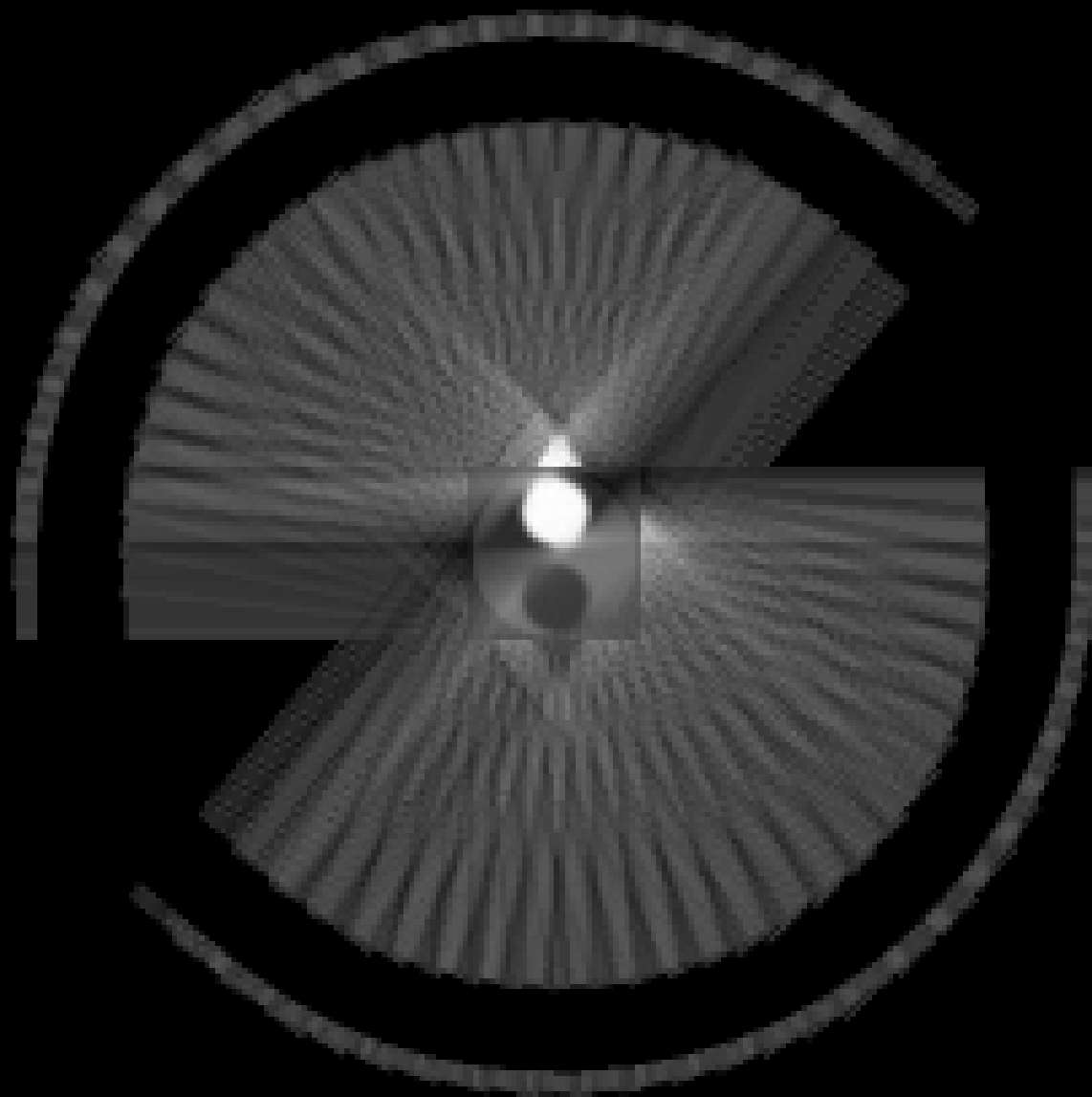


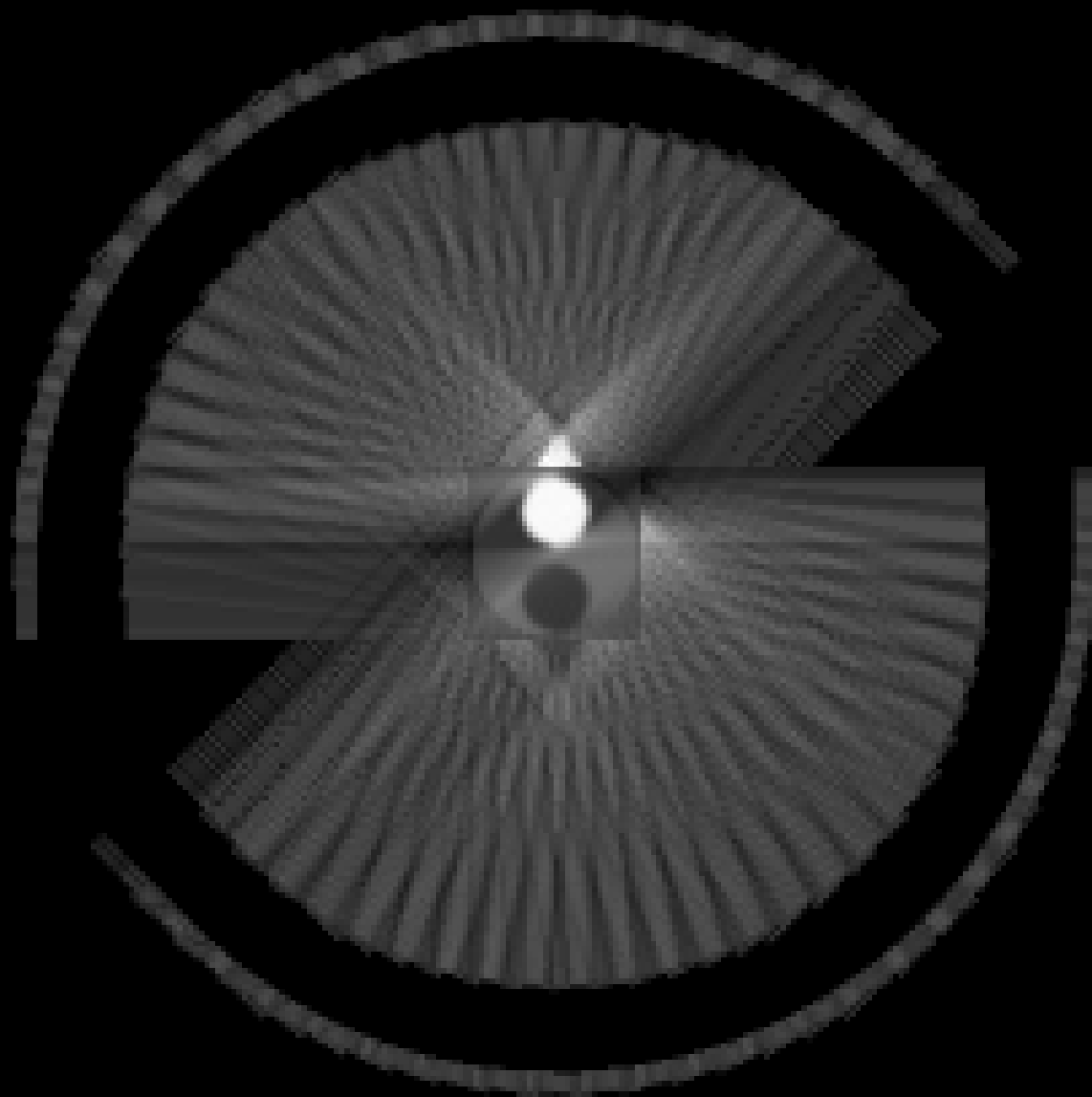


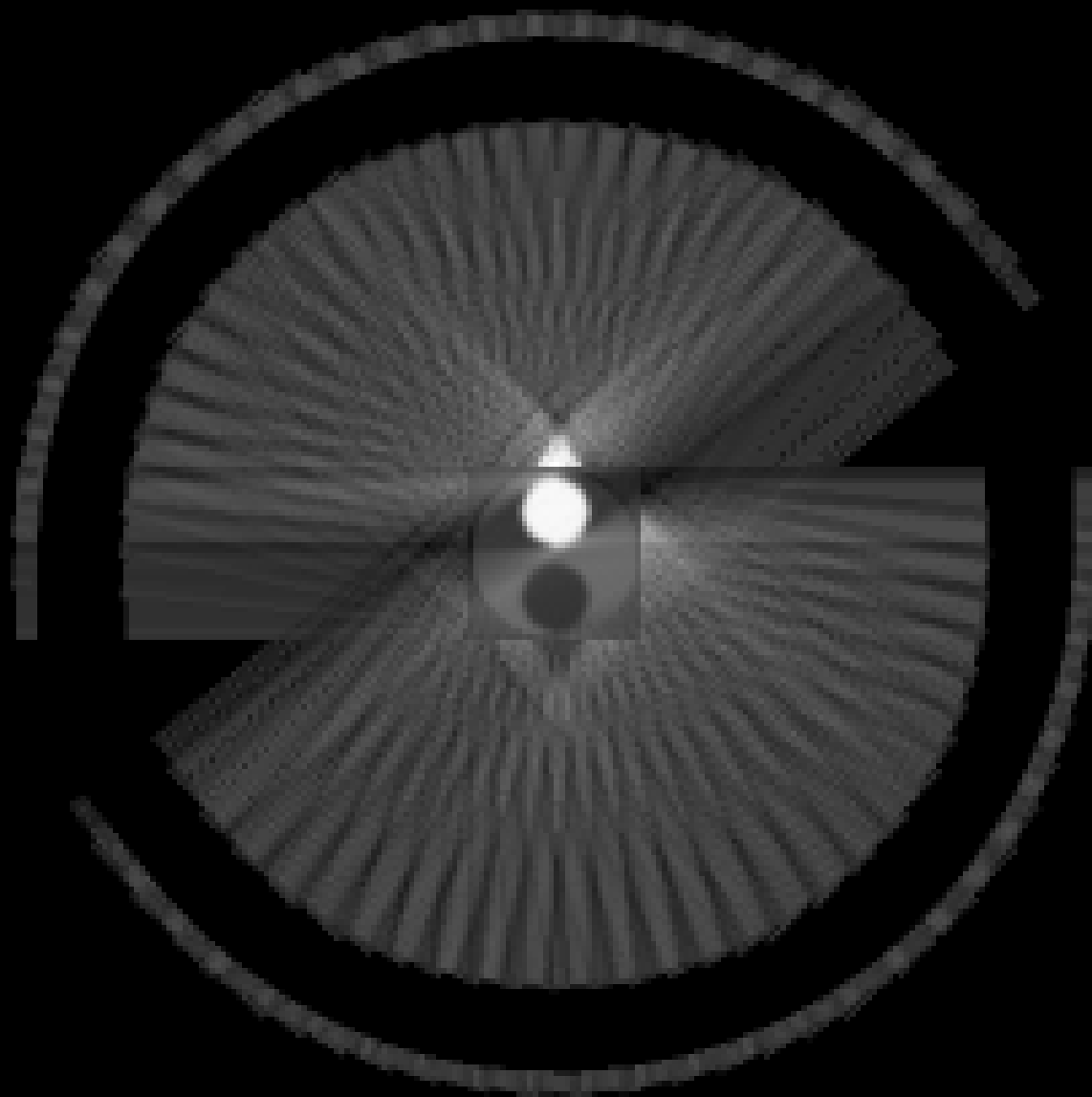


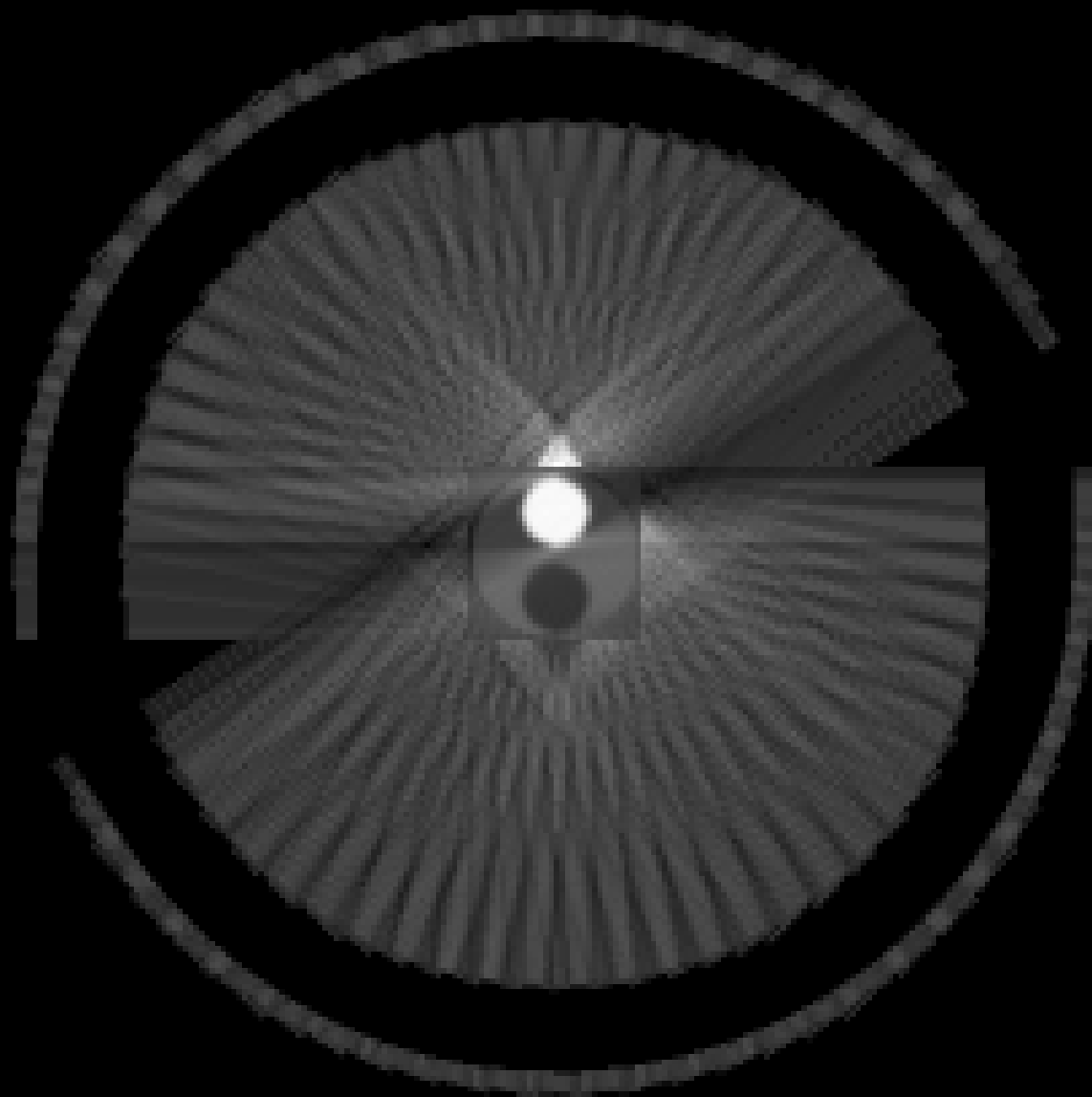


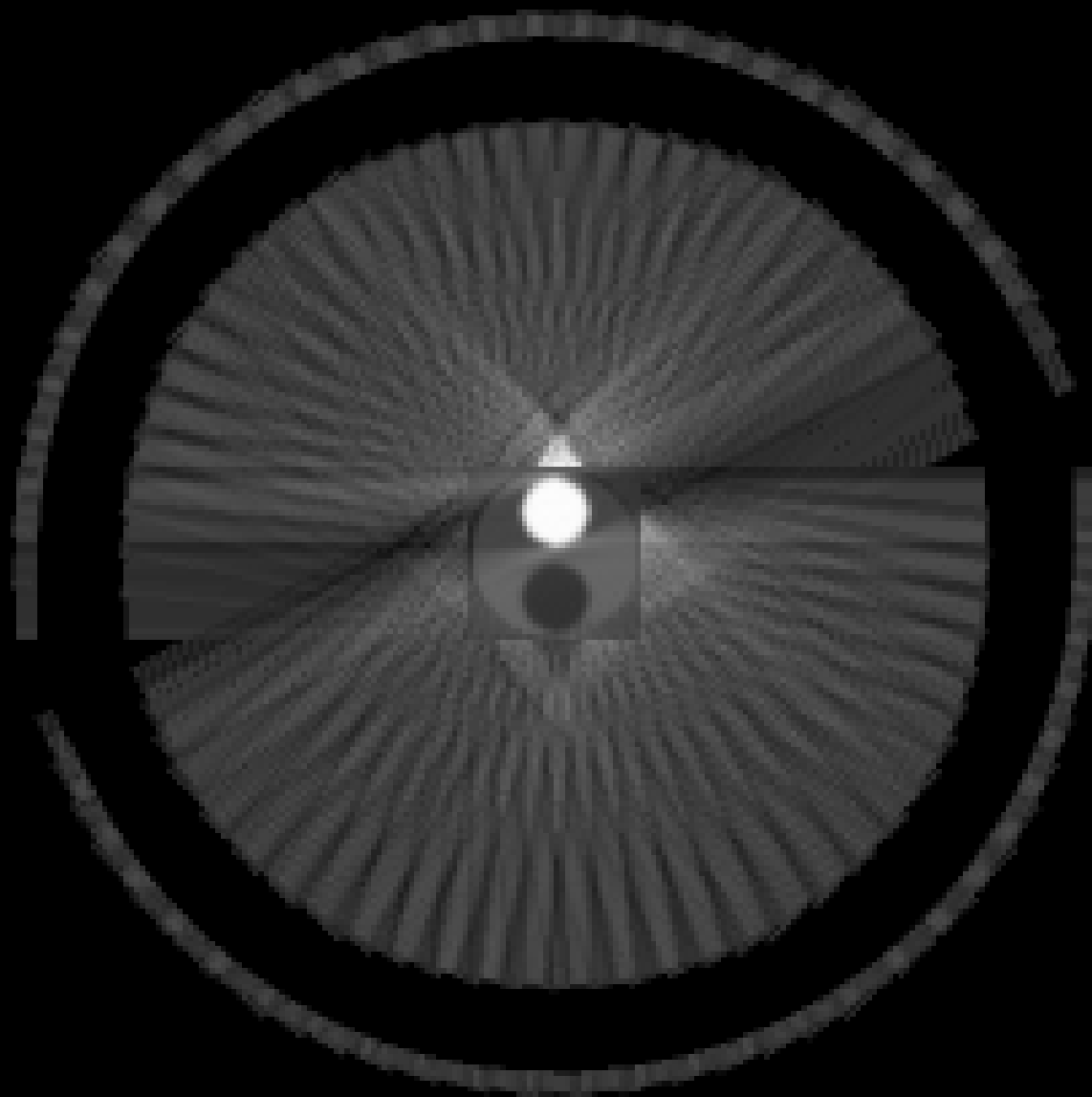


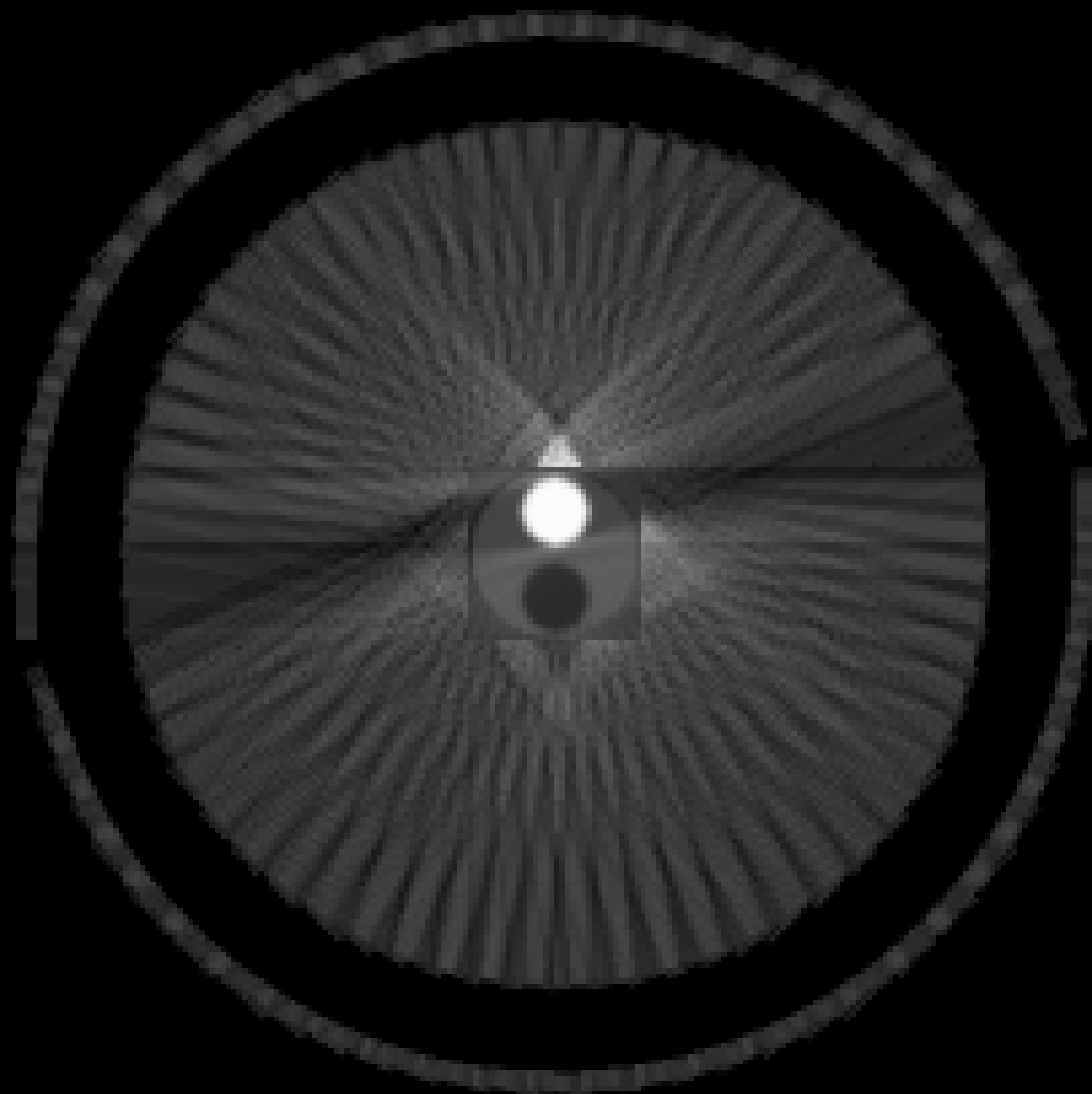


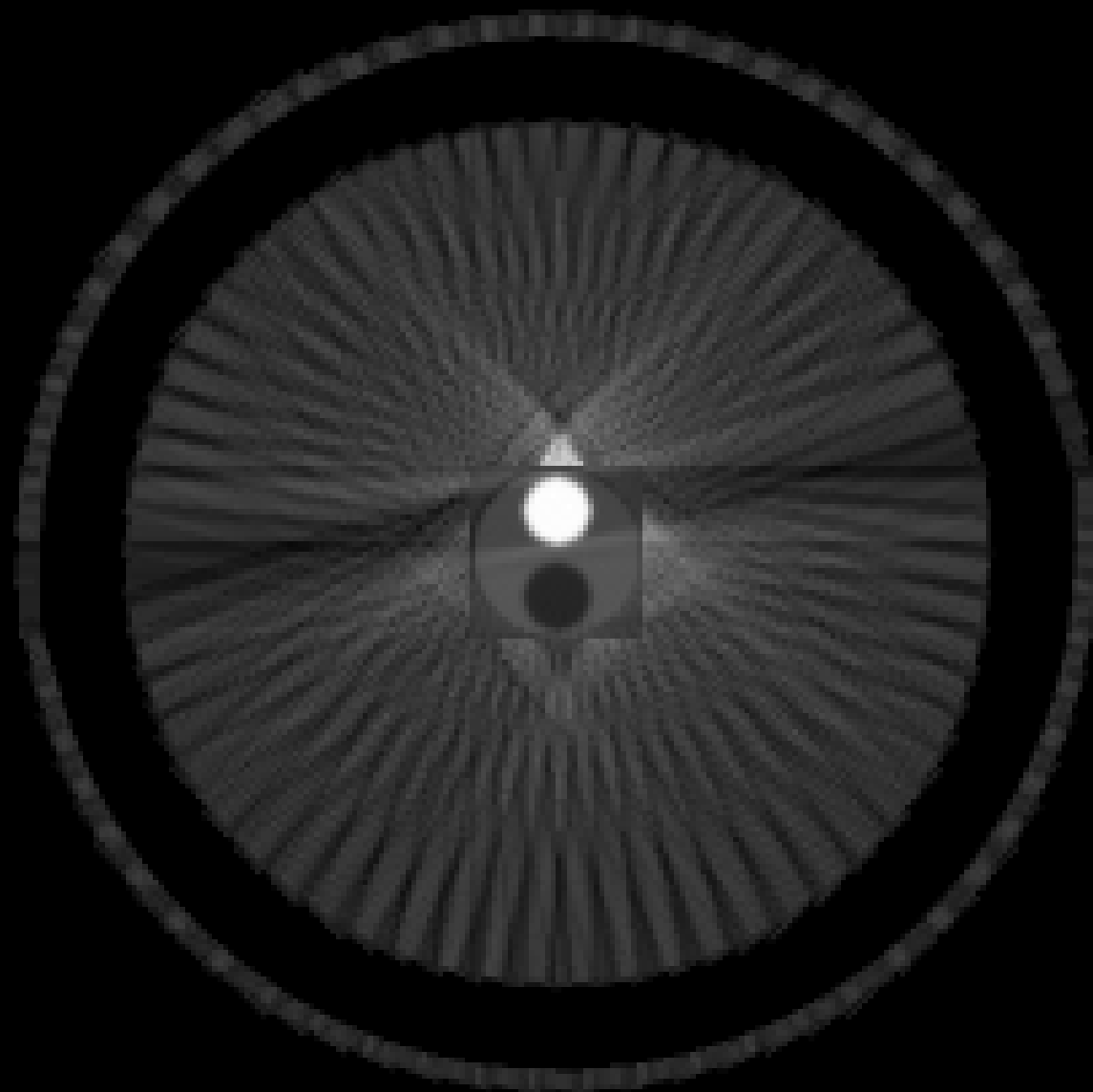


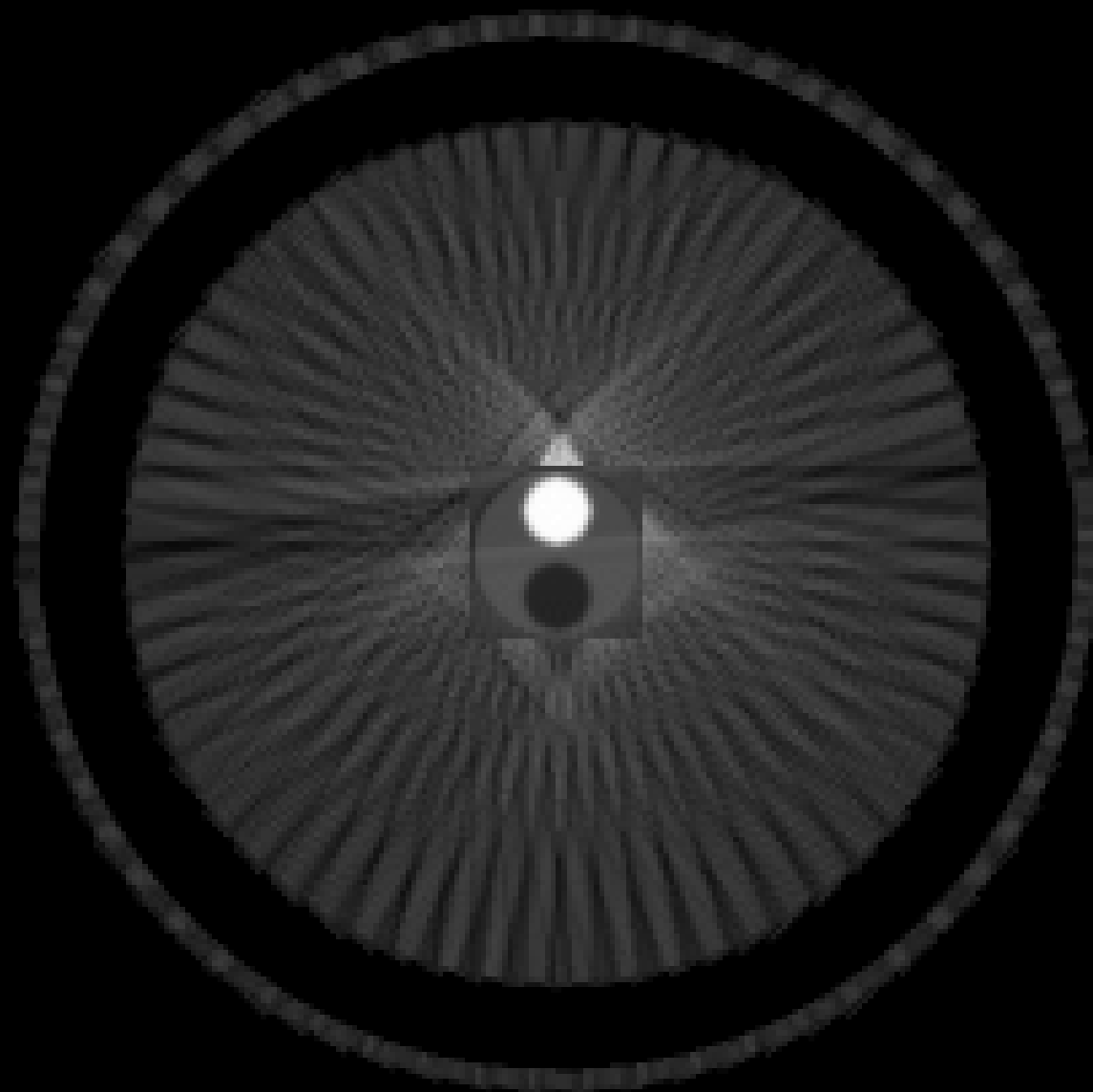


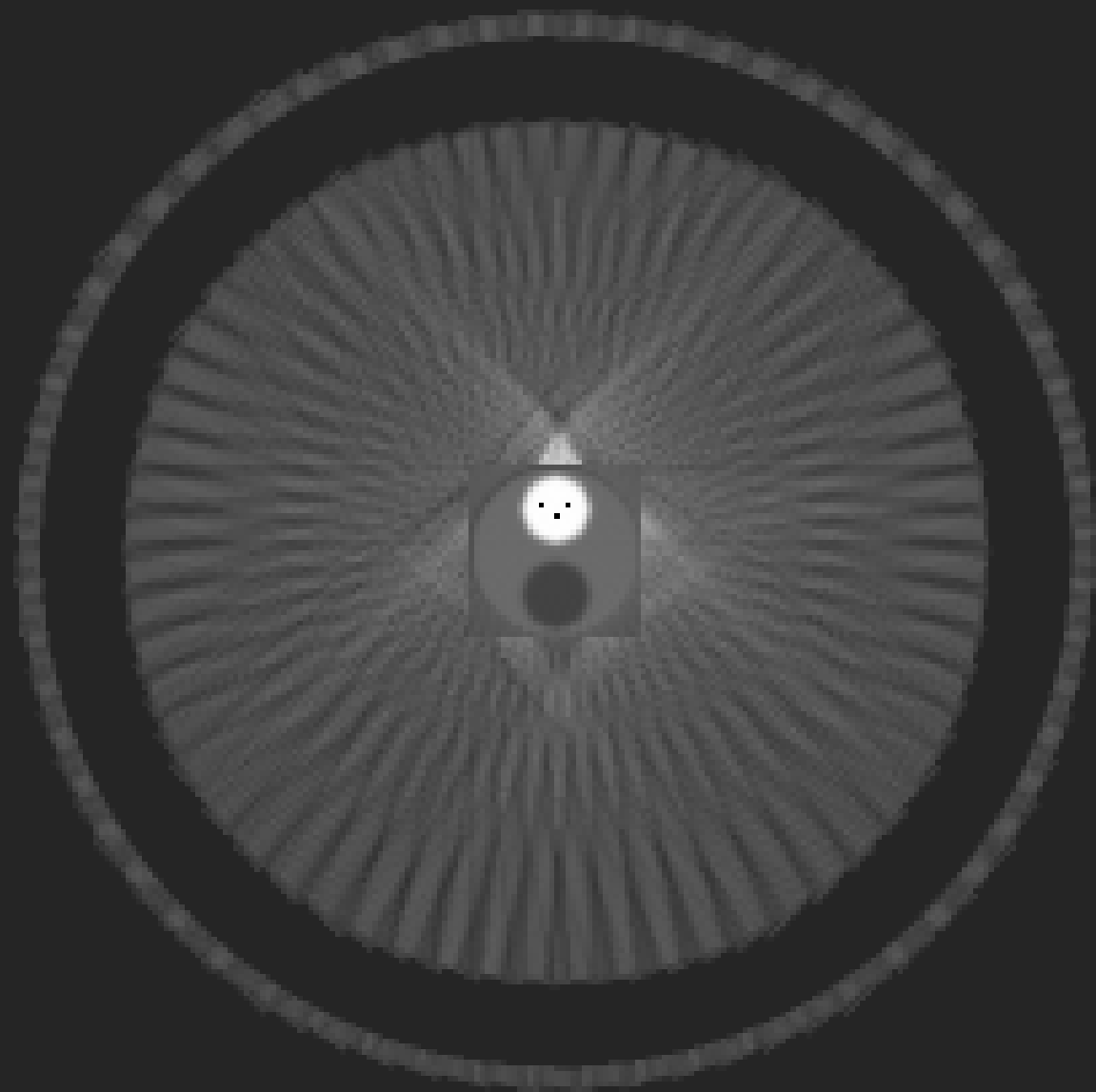












M42

Merci de votre attention ...



- iv -

LES DIFFÉRENTES PONDÉRATION DU SIGNAL DE RMN

EXEMPLES DE CONTRASTES NATURELS EN IRM

Michel ZANCA, CHU Montpellier

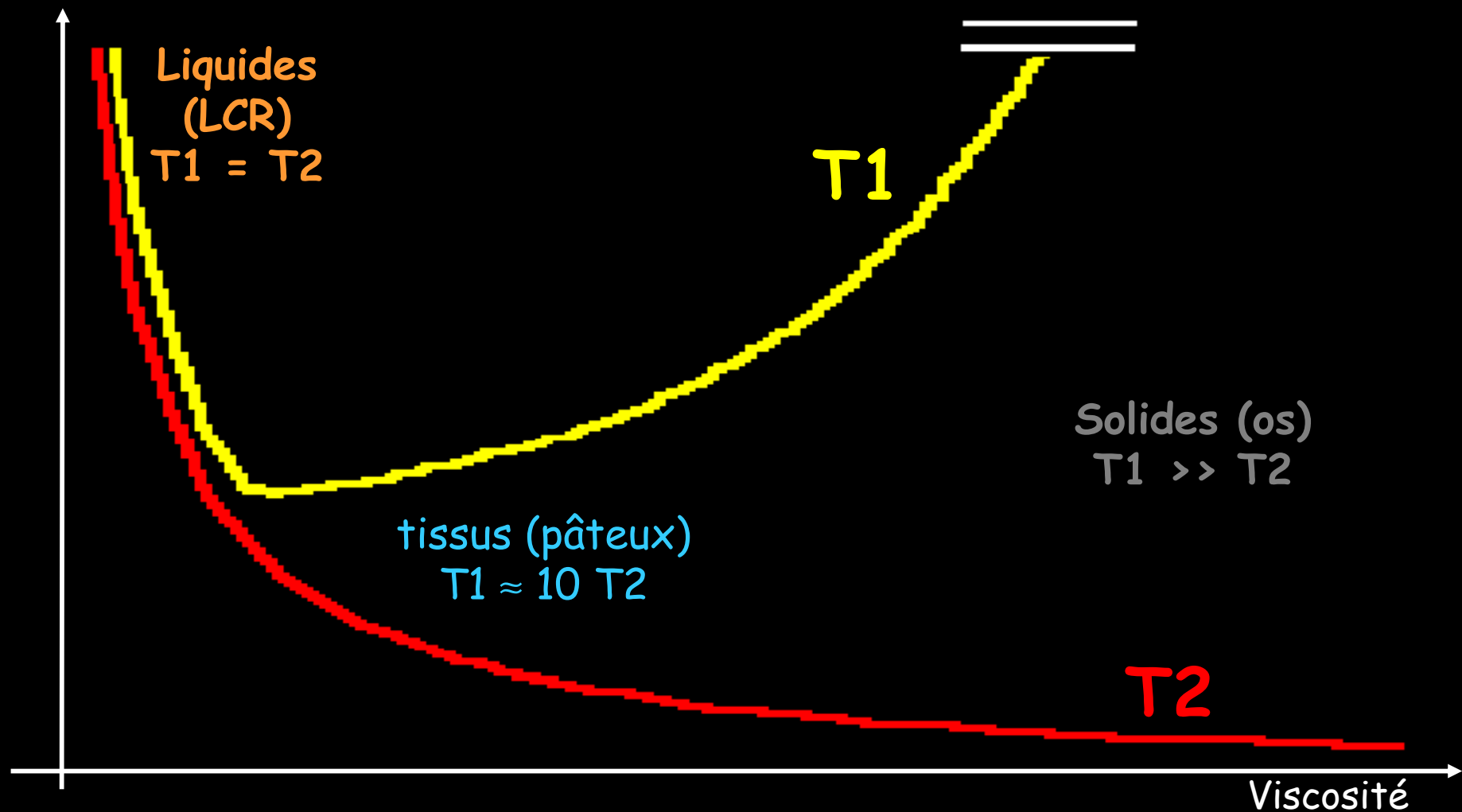
CONTRASTES NATURELS ET FACTEURS TISSULAIRES

1- Pondérations en Rho, T1 & T2

Le signal IRM dépend d'abord de $N(^1\text{H})$,
 contenu en ^1H des tissus (Mo) ...

Tissu	% eau & lipides	NG / image
Os	12 % d'eau	Noir
Matière grise	71 % d'eau	Gris
Matière blanche	84 % d'eau	Gris clair
LCR	100 % d'eau	Blanc
Gras s/s cutané	≥ 100 % (lipides)	Très blanc

Rappel : T1, T2 et état physique



L'os cortical (solide) est invisible : son signal disparaît trop vite (T2 très court)

Si en biologie $T2 \sim T1/10$, ils varient selon les tissus, ce qui module les contrastes ...

Tissue	T1 (ms)	T2 (ms)
Grey Matter (GM)	950	100
White Matter (WM)	600	80
Muscle	900	50
Cerebrospinal Fluid (CSF)	4500	2200
Fat	250	60
Blood	1200	100-200

T1 et T2 modulent fortement les contrastes en Mo

LES FACTEURS TISSULAIRES

La densité de protons, $N(^1\text{H})$ ou M_0 :

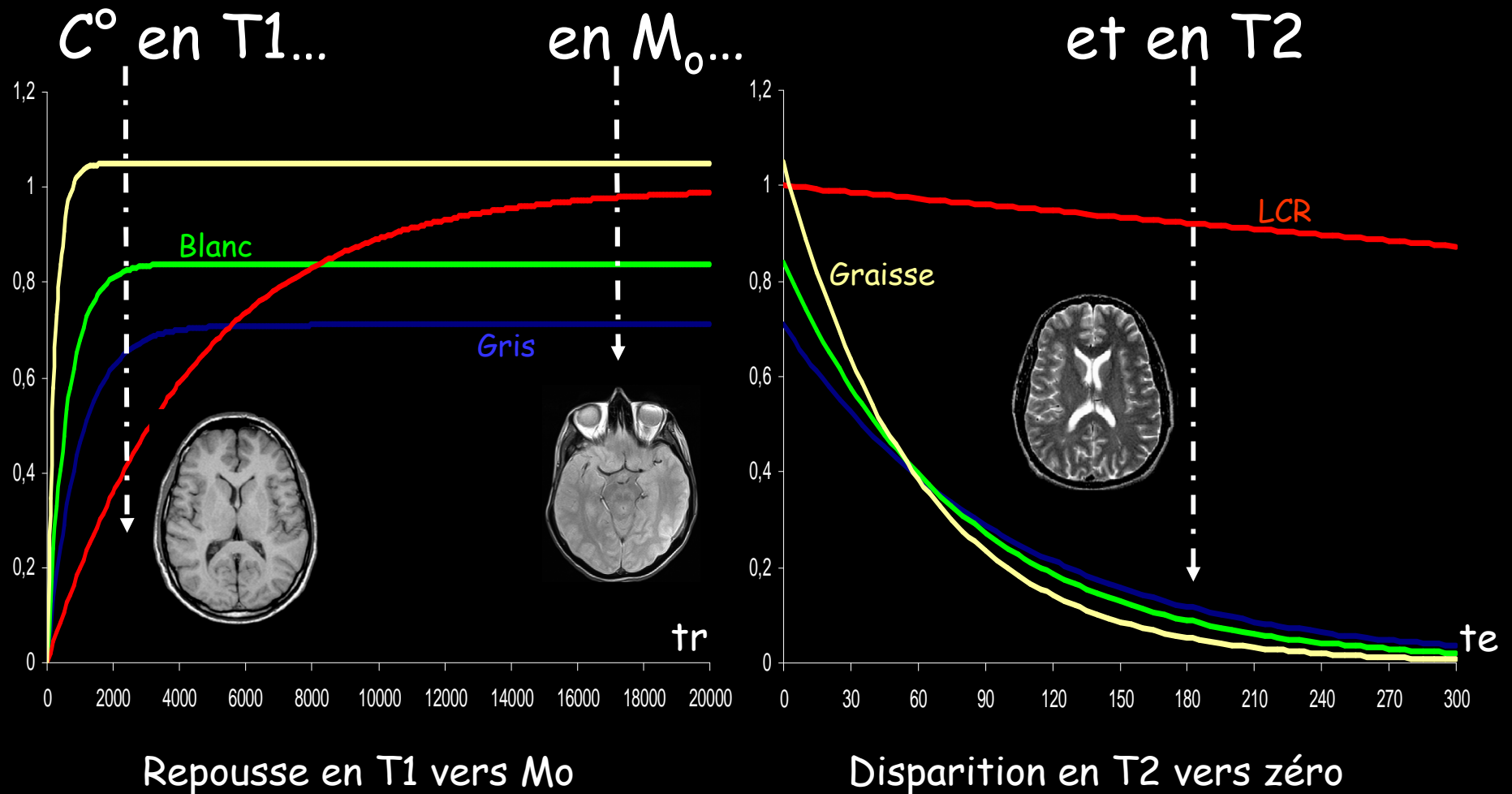
- liée au d° hydrat° et/ou lipidat° tissulaire
- fournit des contrastes «simples» type TDM

Les temps de relaxation T1 & T2 :

- modulent le signal de base donné par M_0
- liés à la dynamique de l'eau dans le tissu
- liés à nature et concentrat° métabolites cellulaires
- liés à état physique, θ° , paramagnétisme e^- , ...

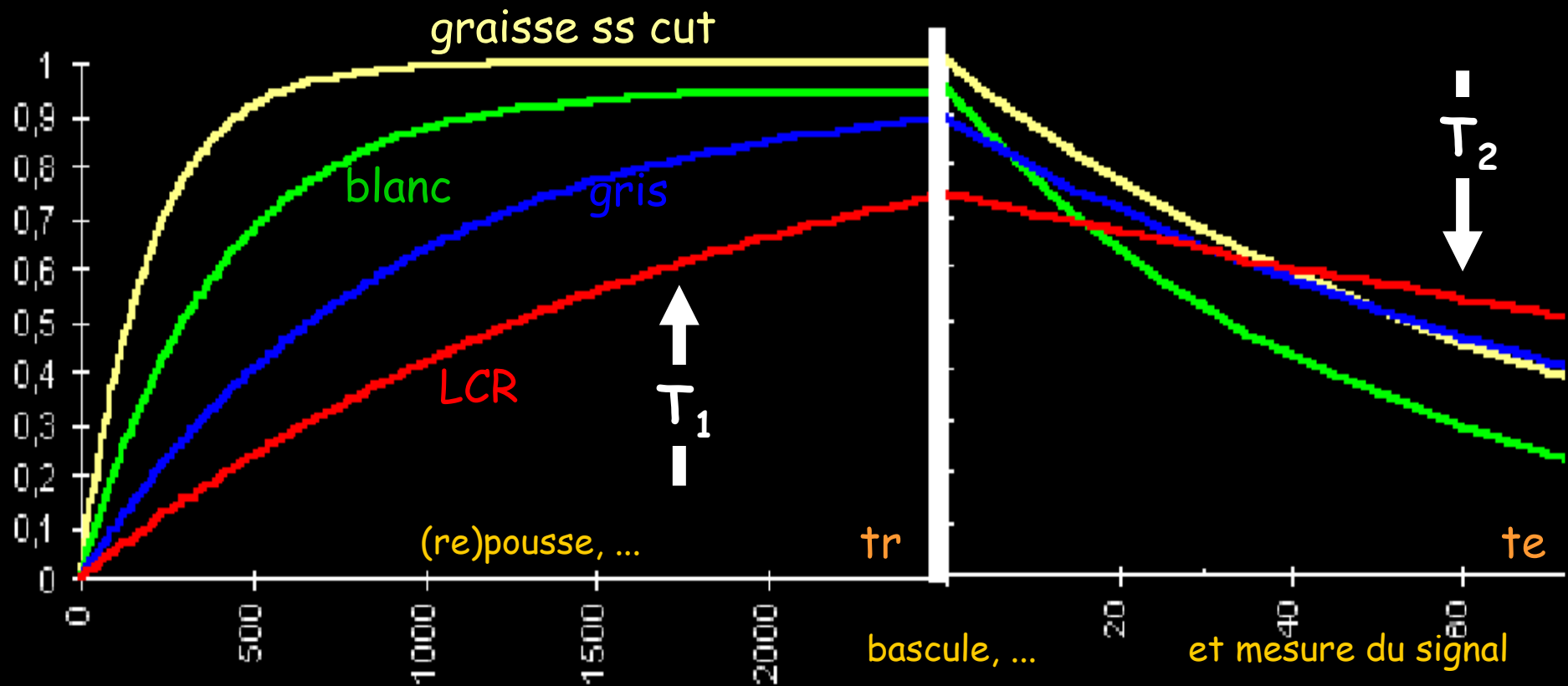
M_0 , T1 et T2 évoluent donc avec le tissu, le cycle cellulaire et la pathologie

... d'où l'importance de simuler l'évolution du signal dans la séquence utilisée



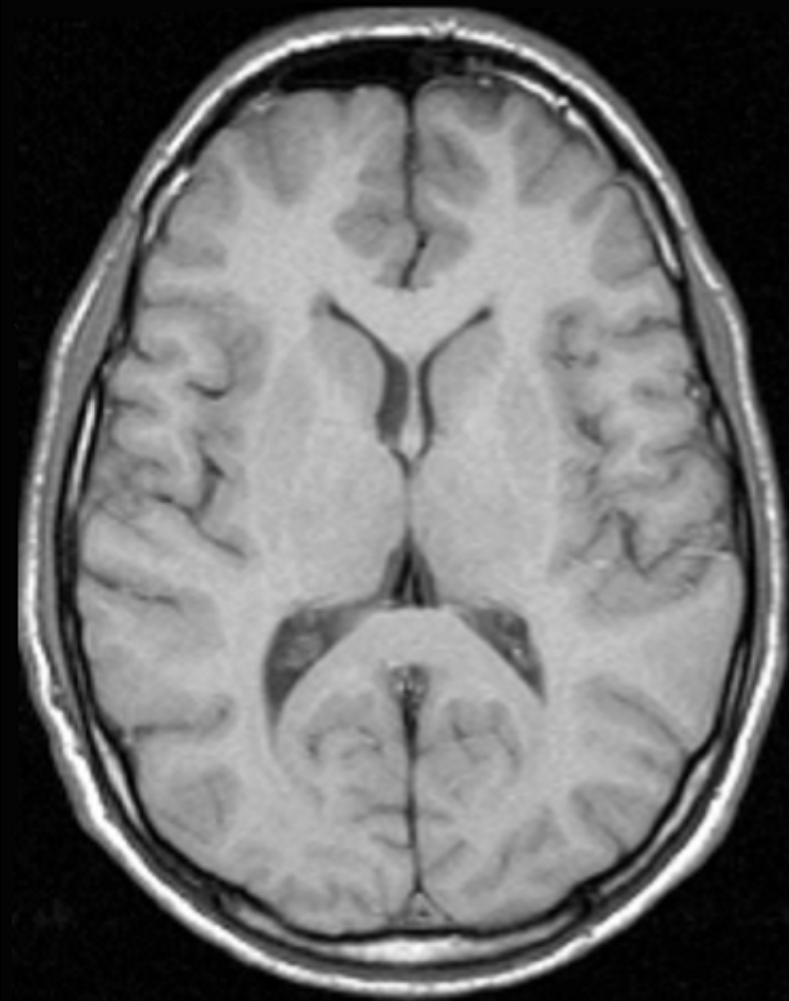
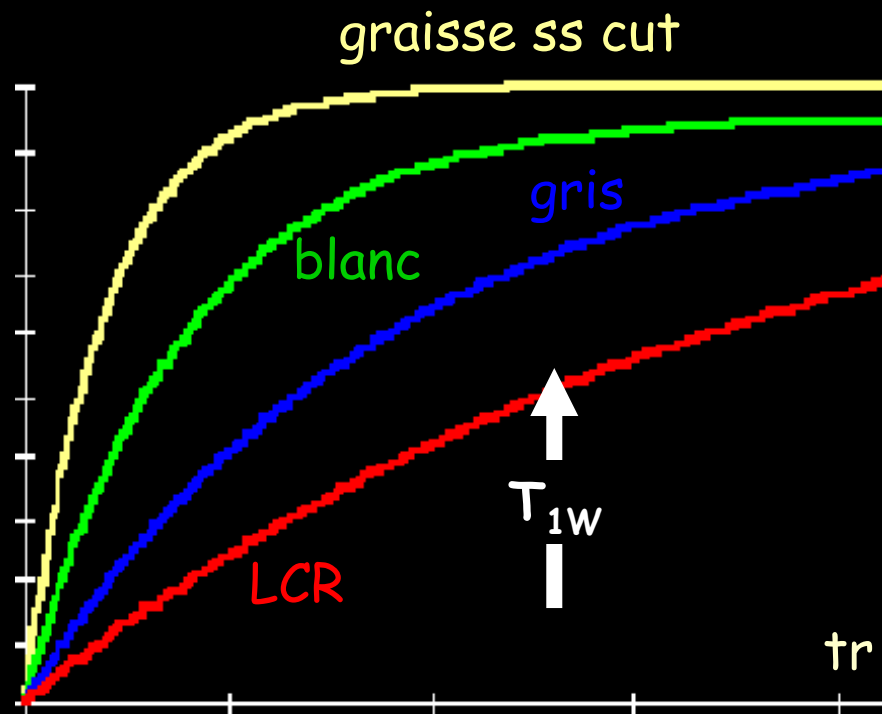
Signal et contrastes : rôle de T1 & T2 % tr & te

Le choix de tr & te pondère ± en T1 & T2
Exemple du CERVEAU en SE



IRM PONDÉRÉE T_1 en SE

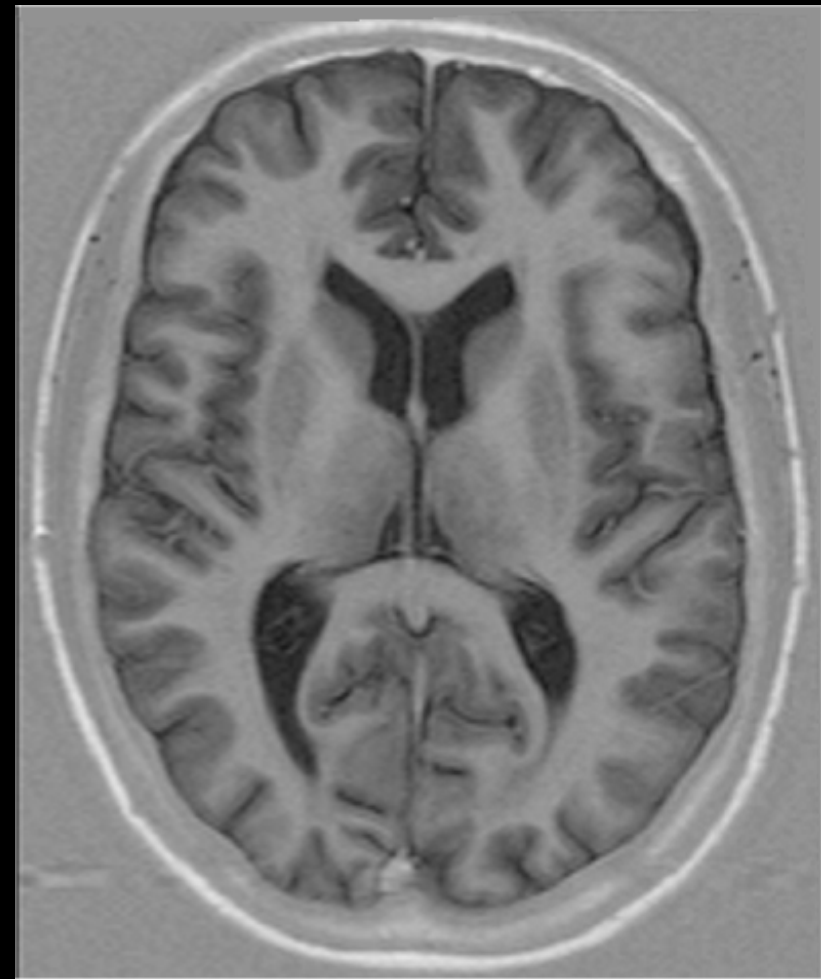
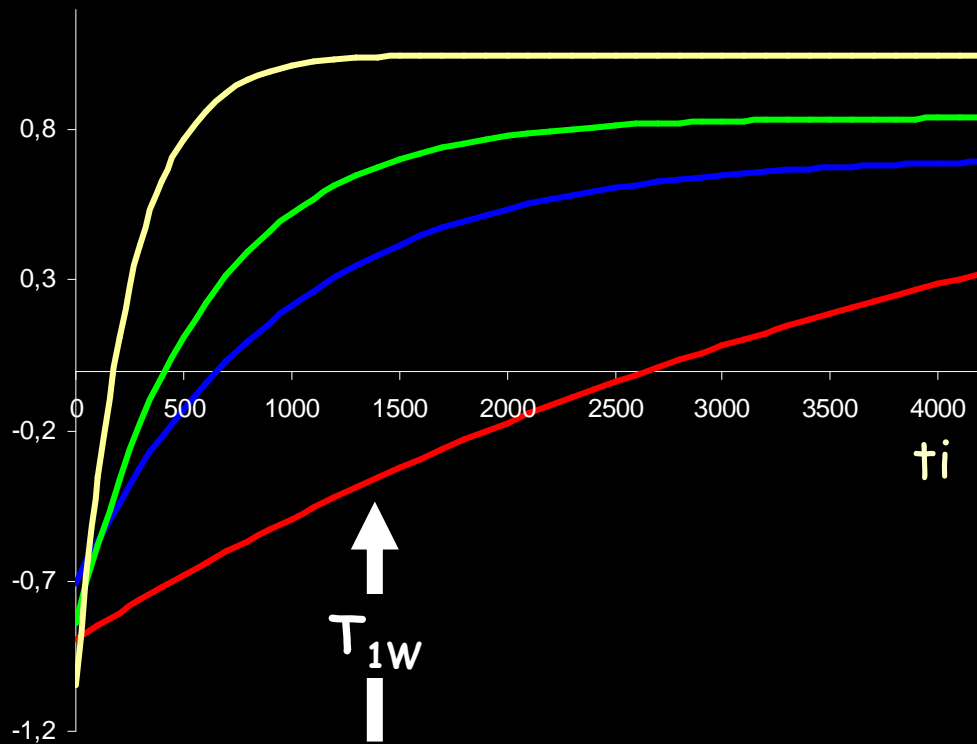
On bascule de 90° après $tr \approx T_1$ et on mesure



Os cortical noir (solide), LCR noir, Matière Grise grise, Matière Blanche blanche, Graisse sous cutanée blanche

IRM PONDÉRÉE T_1 en IRSE

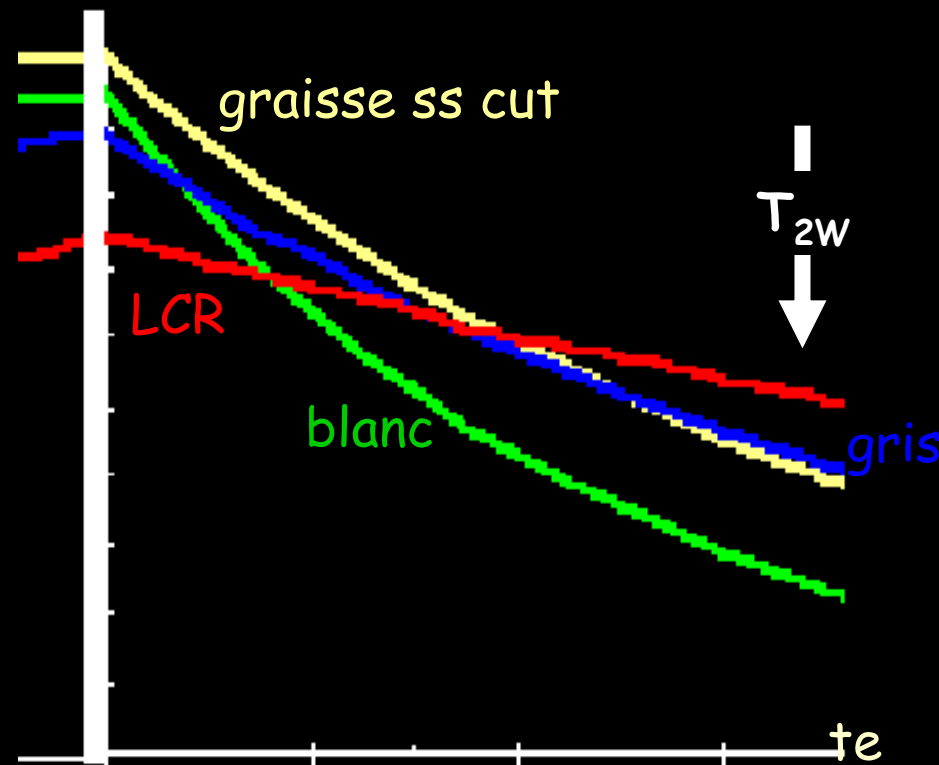
On bascule de 180° après $tr \gg T_1$,
on rebascule de 90° après $ti \approx T_1$
et on mesure



Os cortical noir (solide), LCR noir, Matière Grise grise, Matière Blanche blanche, Graisse ss cut blanche, fond intermédiaire

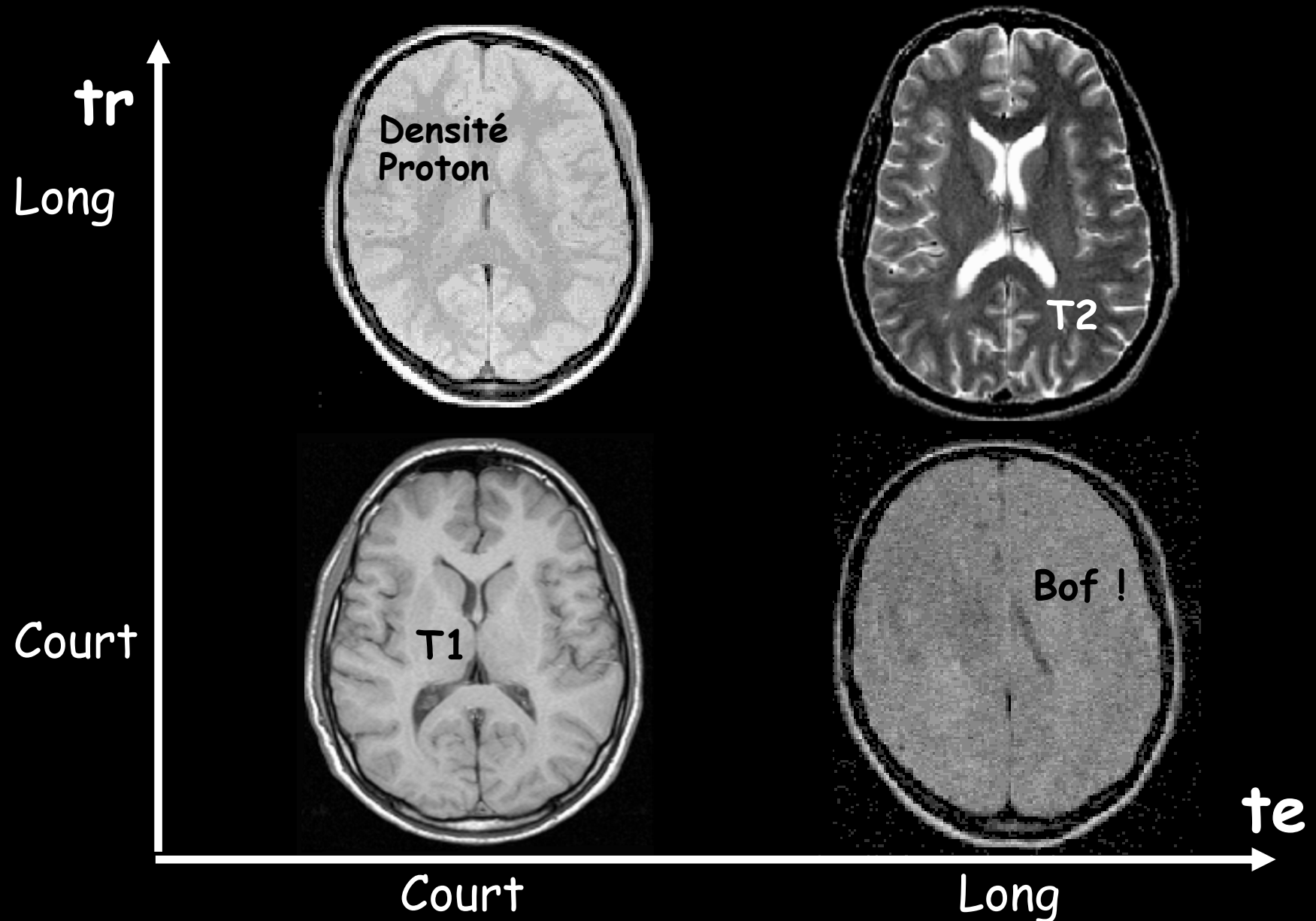
IRM PONDÉRÉE T_2 en SE

On bascule de 90° après $tr \gg T_1$
et on mesure avec $te \approx T_2$



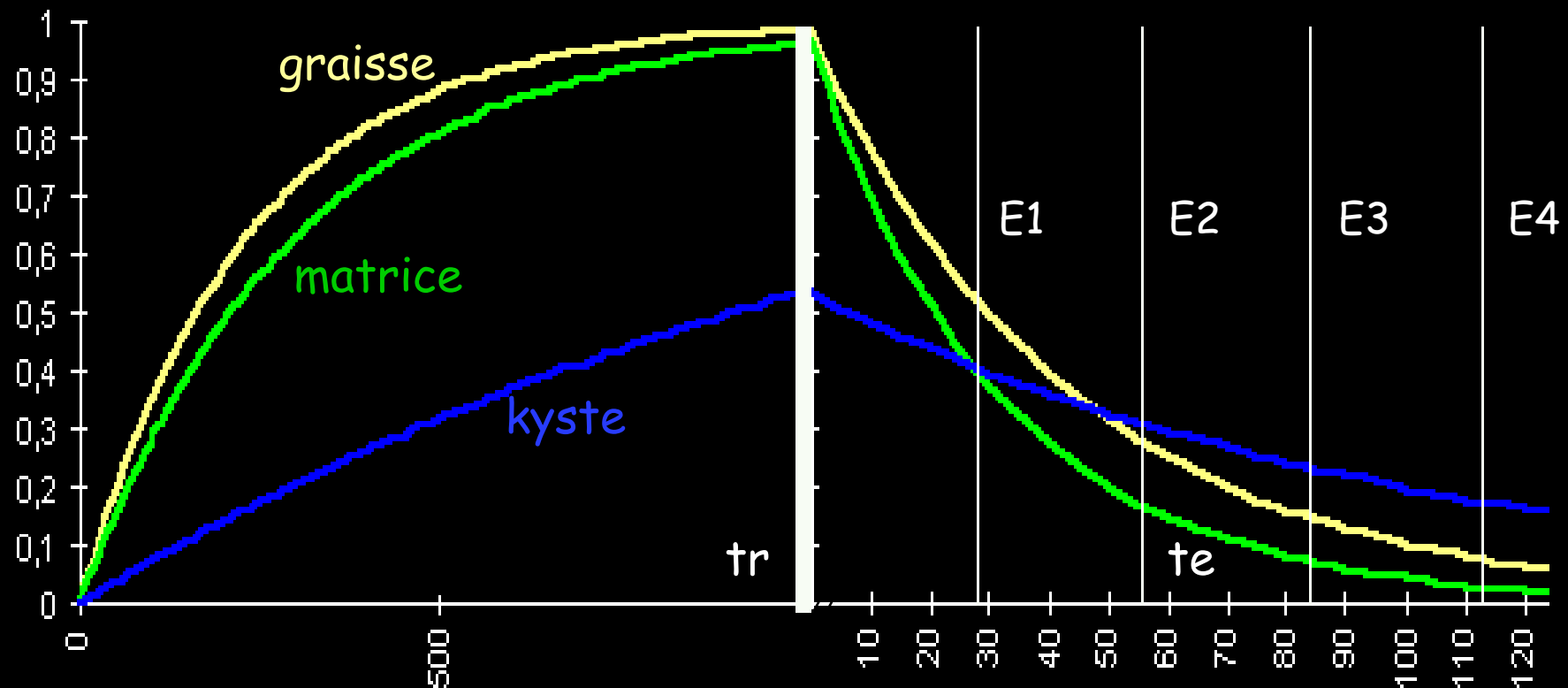
Contrastes « inversés » : os cortical noir (solide), LCR blanc, Matière Grise gris clair, Matière Blanche gris foncé, Graisse ss cut blanche

Résumé : rôle de tr et te en SE

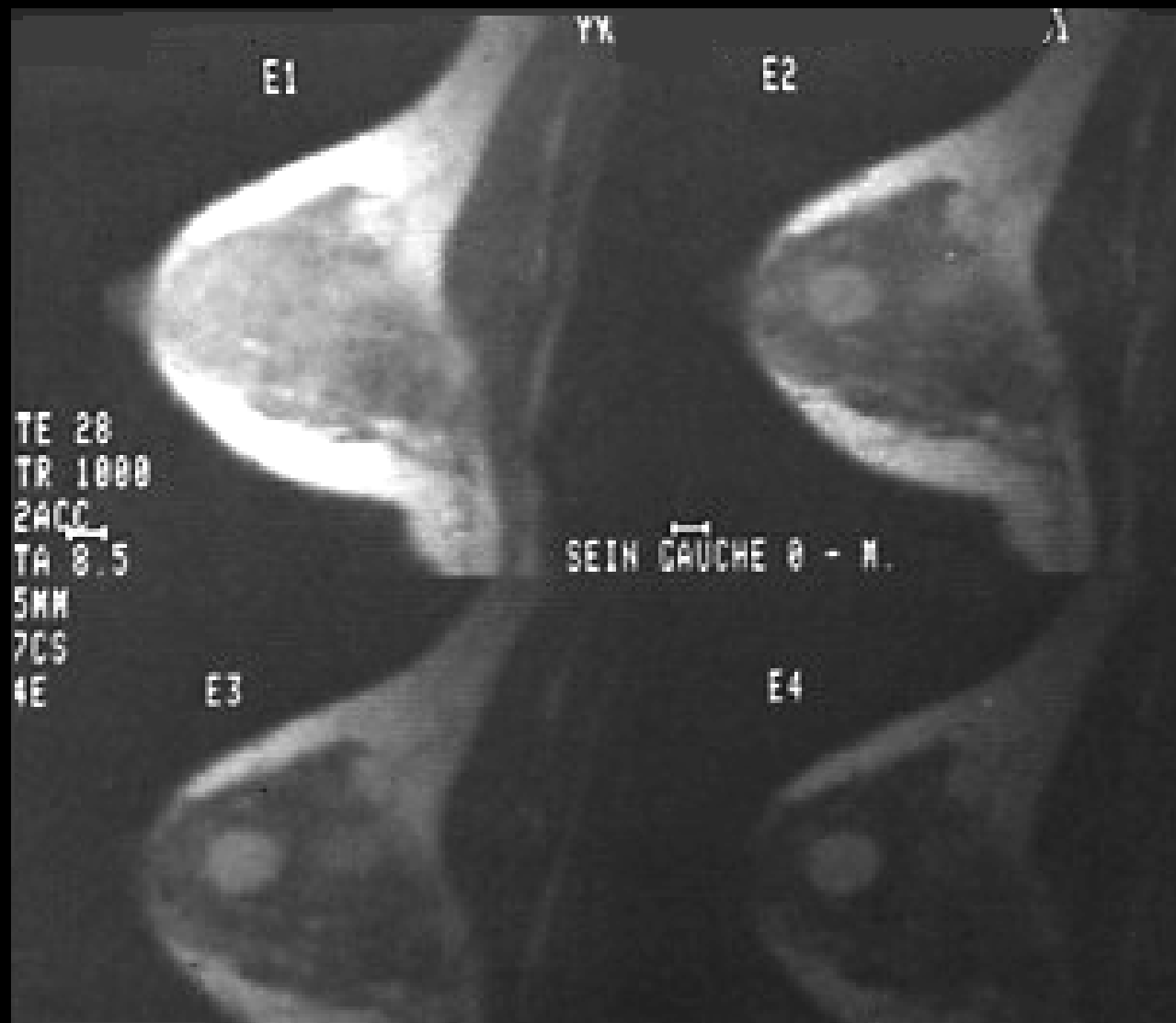


Attention aux pièges de contrastes

Liés aux croisements des courbes
Une pathologie peut ne pas apparaître
Exemple KYSTES SEIN en 4SE(28/1000)



Kyste séreux sein E1-E4



Contraste spontané de certaines pathologies

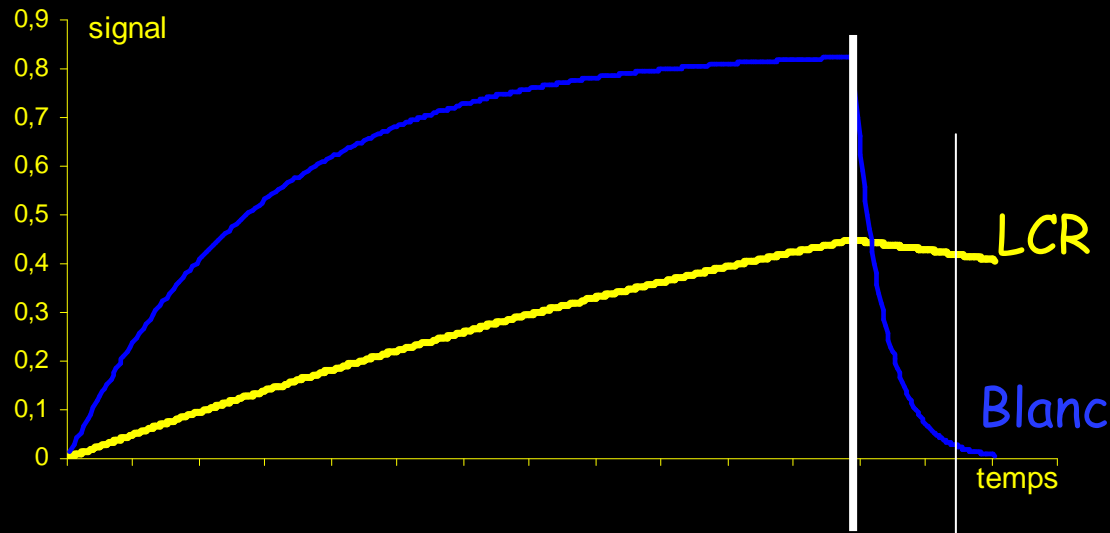
Mélanome oculaire

Pondération T1



T1 est très raccourci % rétine saine

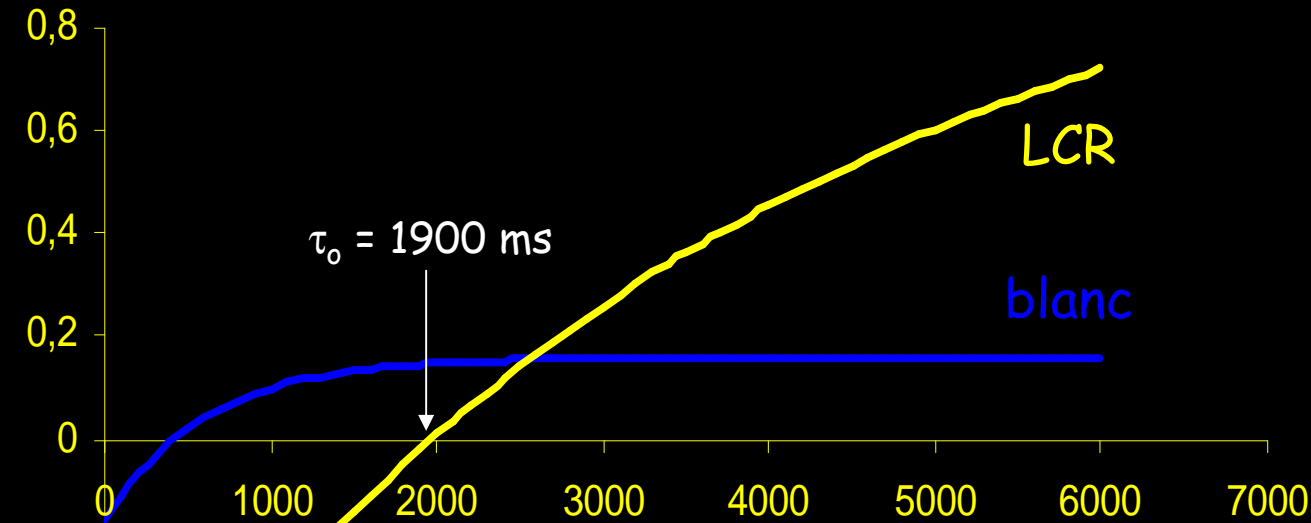
Éliminer l'hypersignal des fluides en SE-T2 ... ex. moelle / LCR



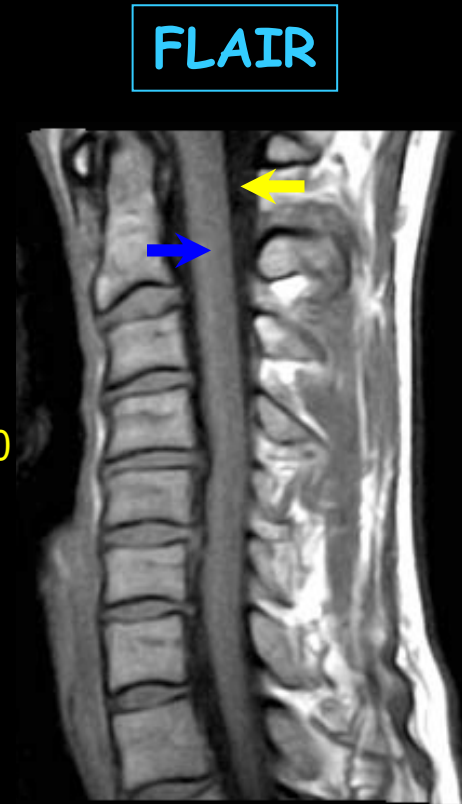
SE (tr = 2.4 s, te = 180 ms)

1,5 T	blanc	gris	LCR
Mo	0,84	0,71	1
T1	600	950	4000
T2	90	100	2000
T2*	50	80	1800

... par une FIRSE T2w (FLAIR) ...



1,5 T	blanc	gris	LCR
Mo	0,84	0,71	1
T1	600	950	4000
T2	90	100	2000
T2*	50	80	1800



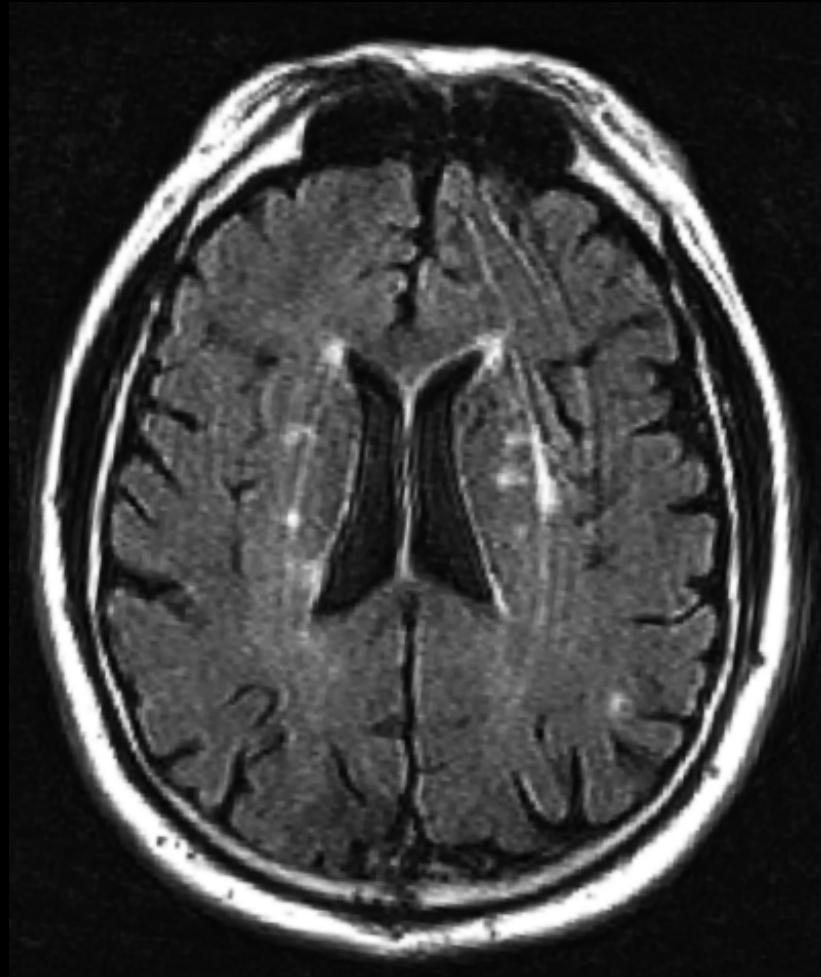
FLAIR (ti = 1,9 s)

(tr = 6 s, te = 150 ms, ti = 1,9 s)

Séquence « FLAIR » ou « Dark Fluids »

La FLAIR "annule" le LCR sur un
contraste T2* ...

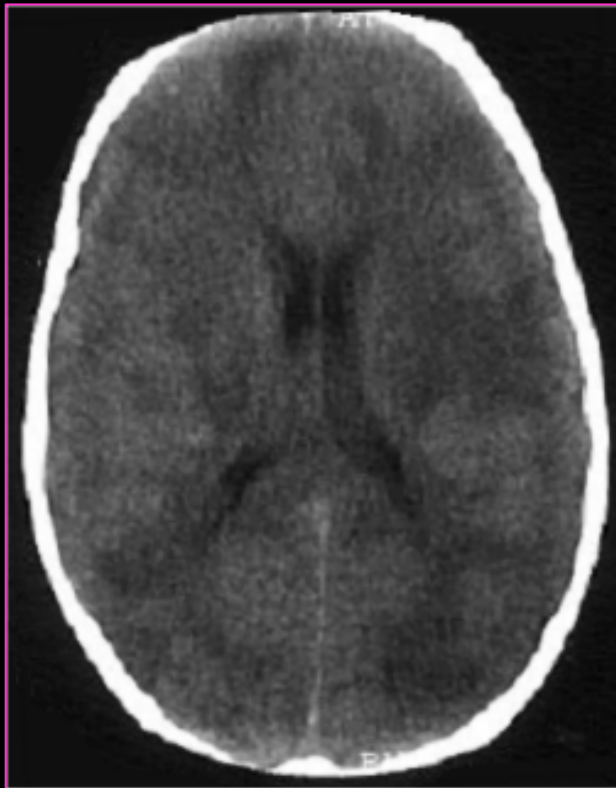
FLAIR (FLuid Attenuated IR)



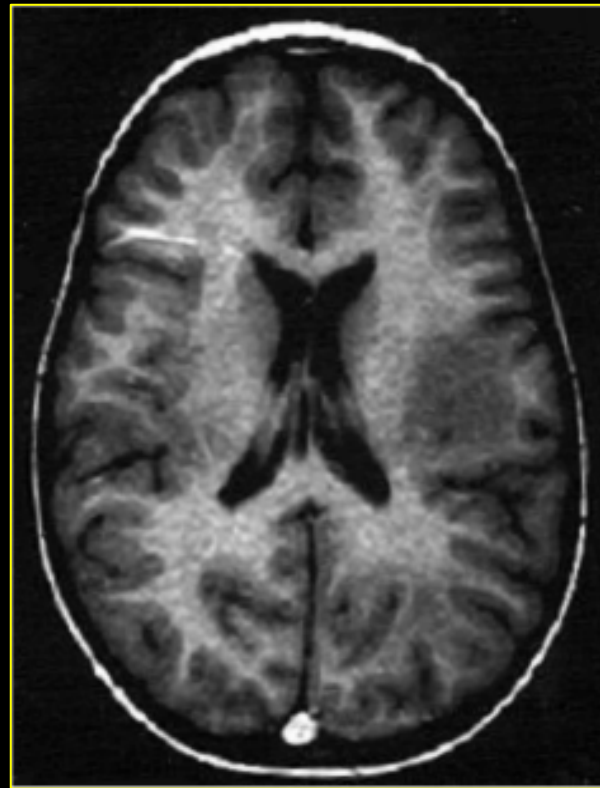
TI - 2 200 ms
TE - 140 ms
TR - 10 000 ms

... ce qui sensibilise en T2

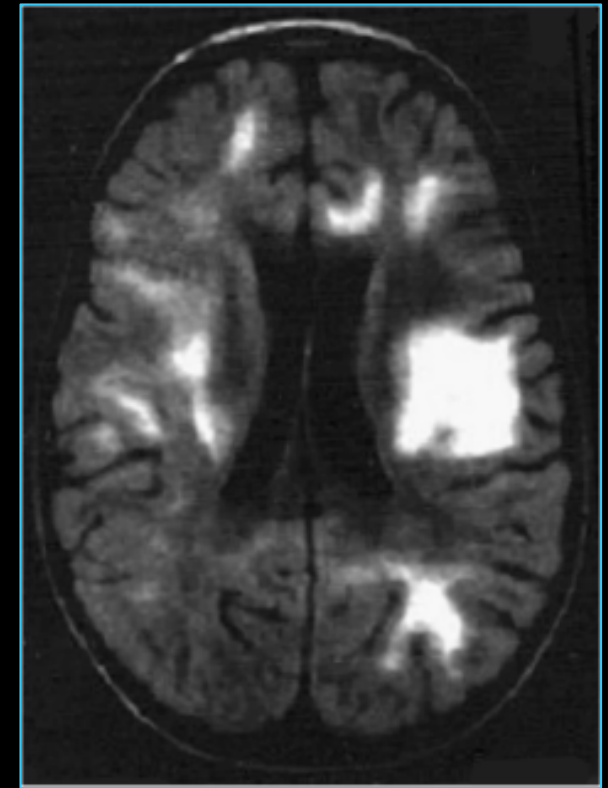
Exemple d'un AVC ...



TDM



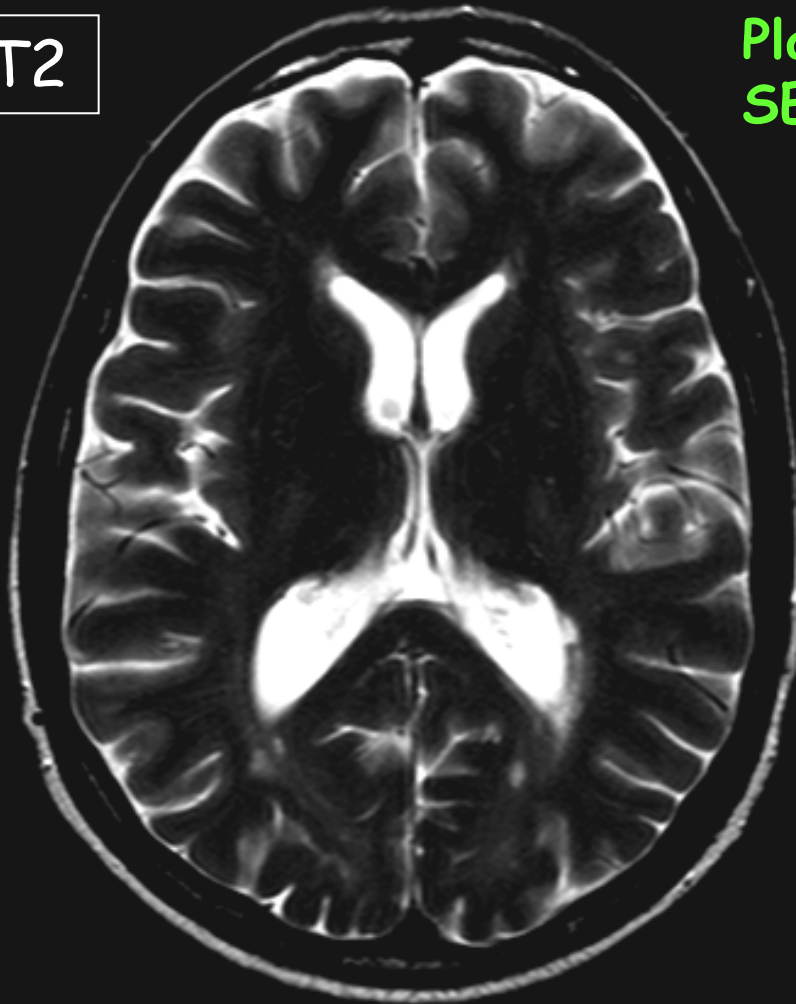
IRM-T1



FLAIR

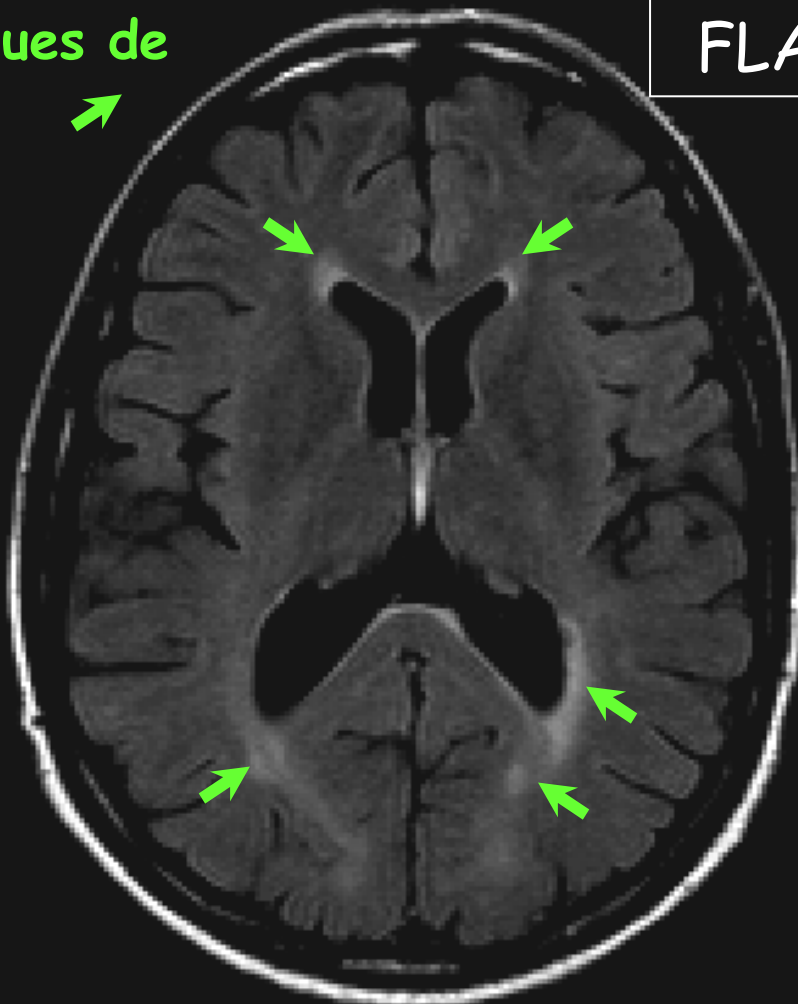
... et d'une SEP où T2 est non discriminant

T2



Plaques de
SEP →

FLAIR

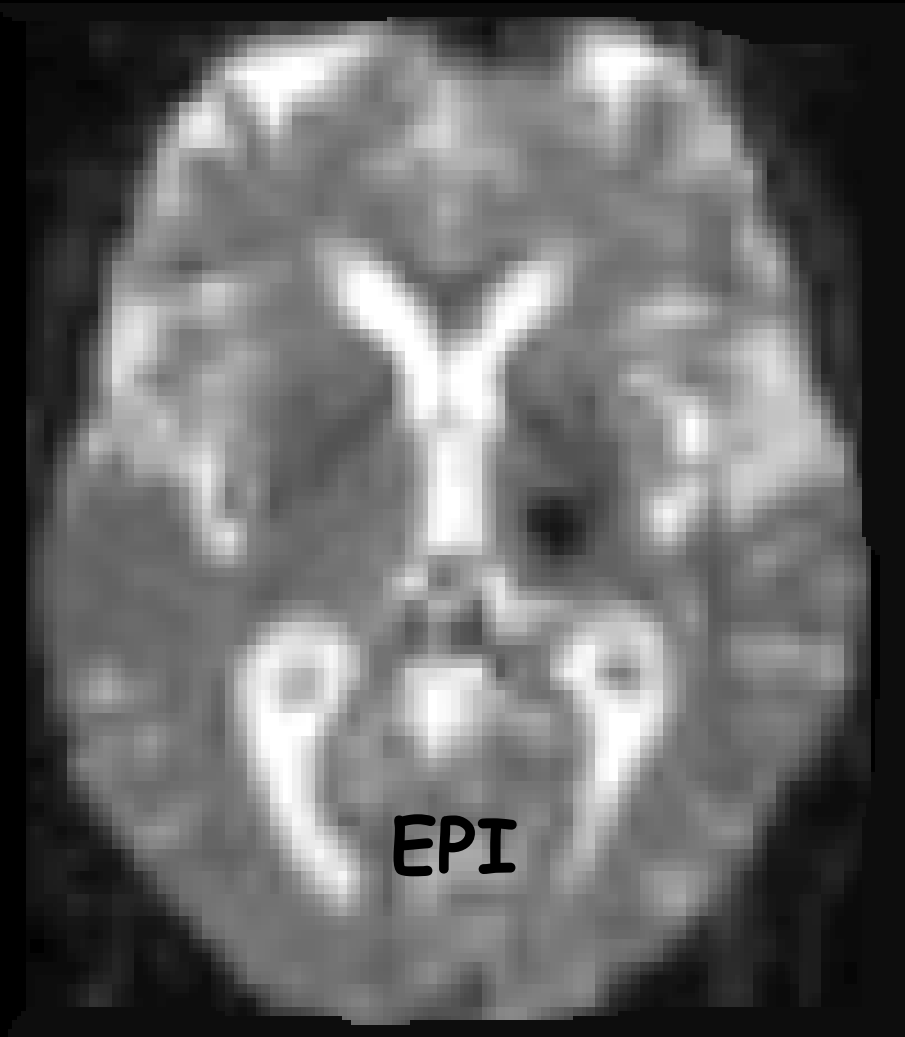
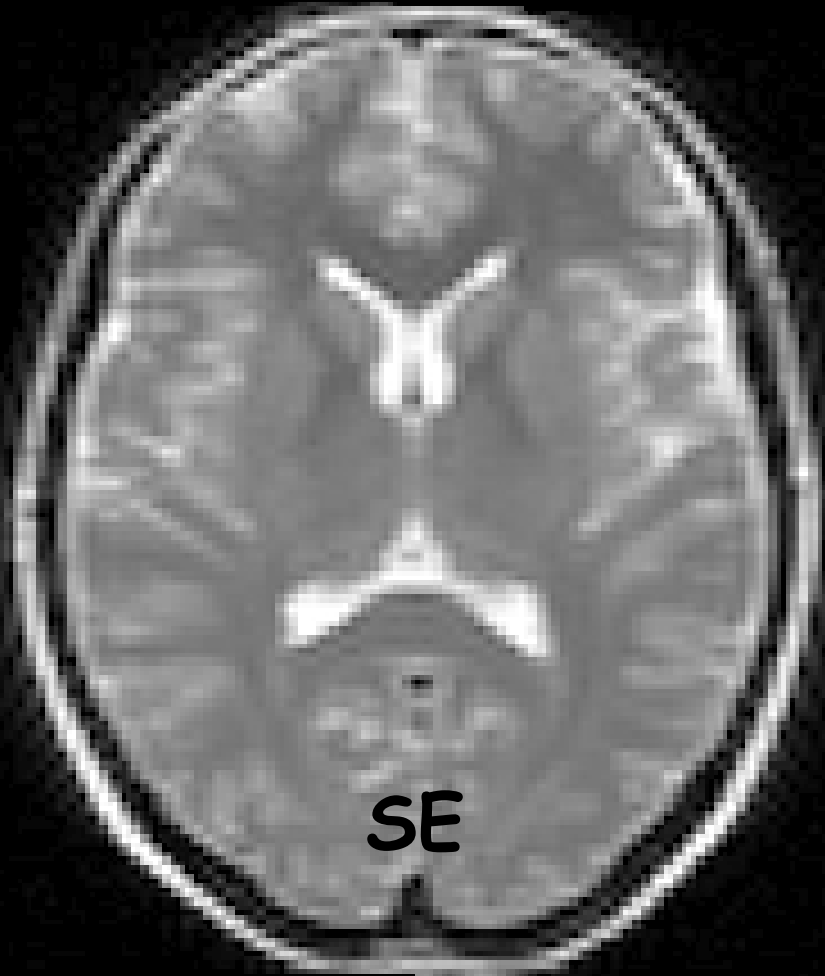


CONTRASTES NATURELS ET FACTEURS TISSULAIRES

2- Pondérations par propriétés de résonance

Éliminer la graisse des IRM ^1H

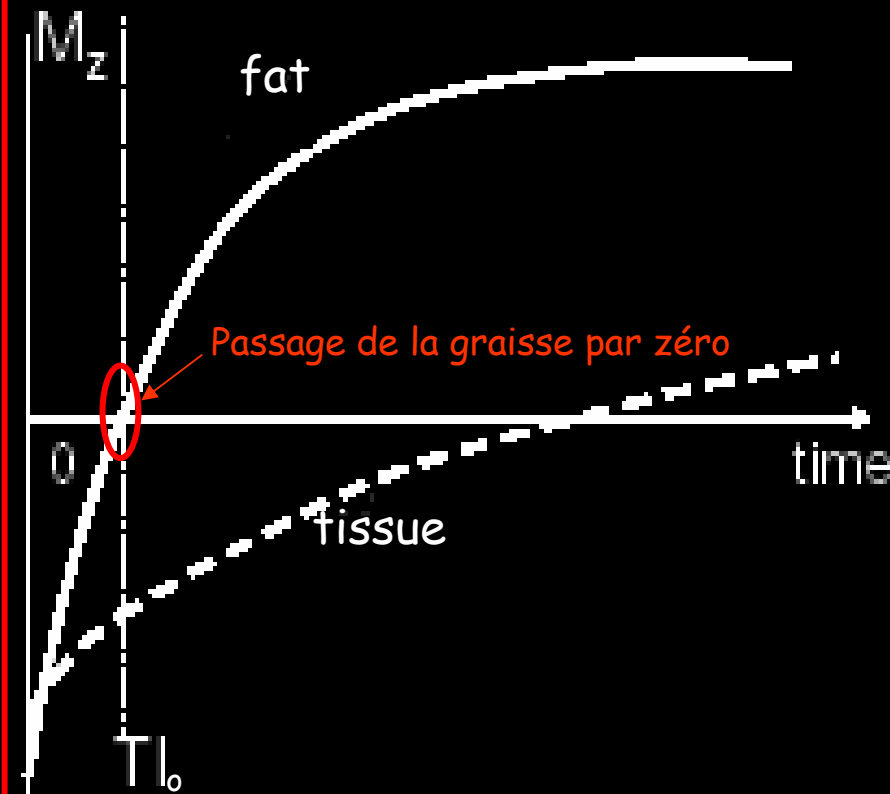
Ex. d'une « Fat sat » en EPI



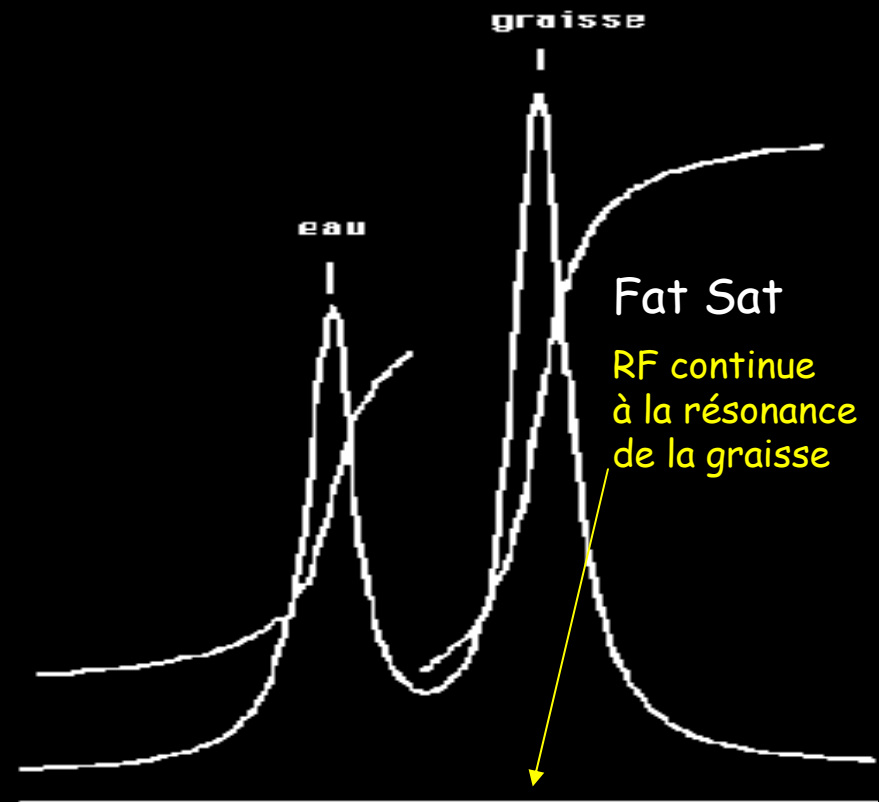
La graisse sous cutanée est « supprimée » en EPI, pas toujours en SE

Comment supprime-t-on la graisse ?

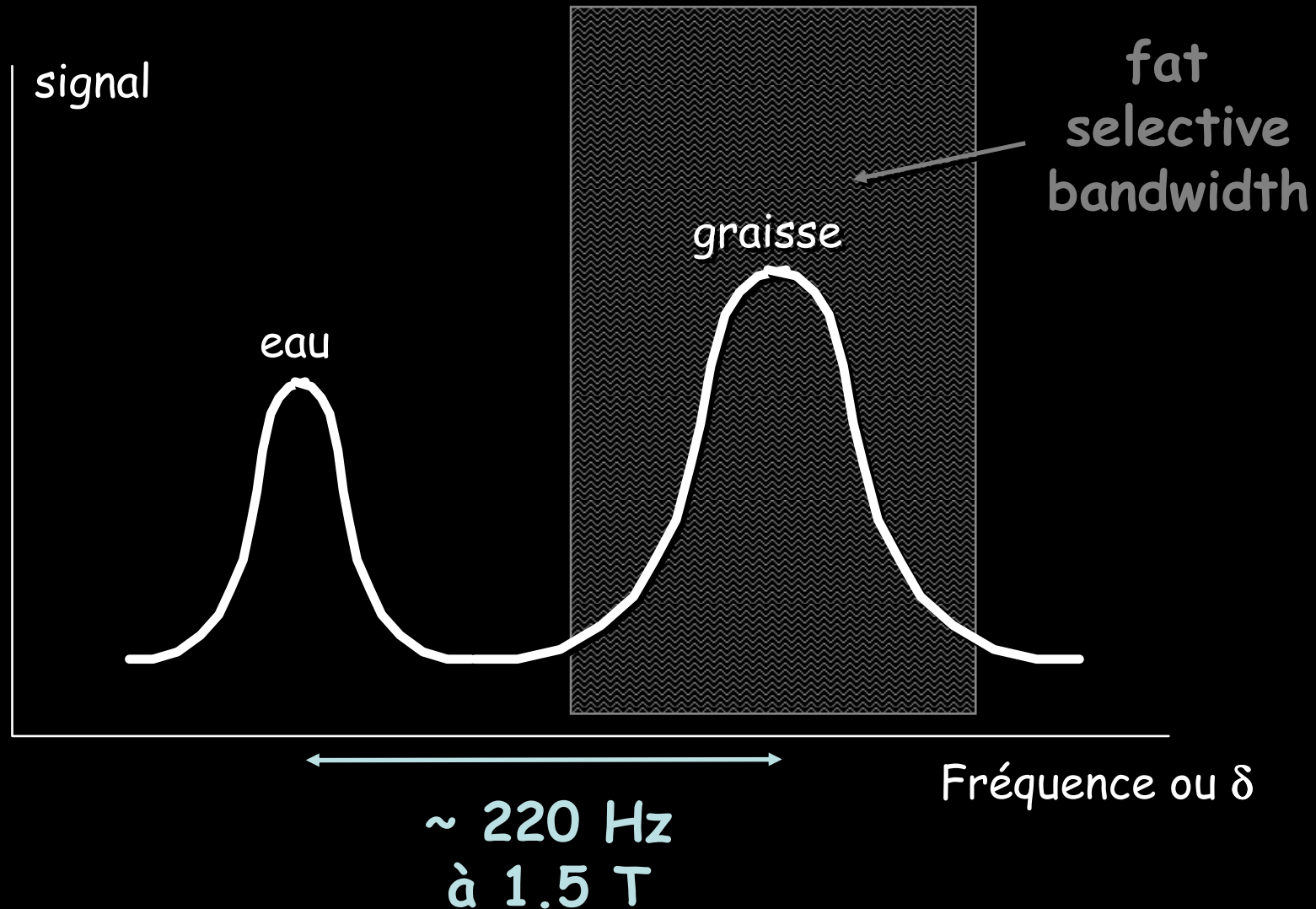
Par Inversion et mesure à son « point nul »



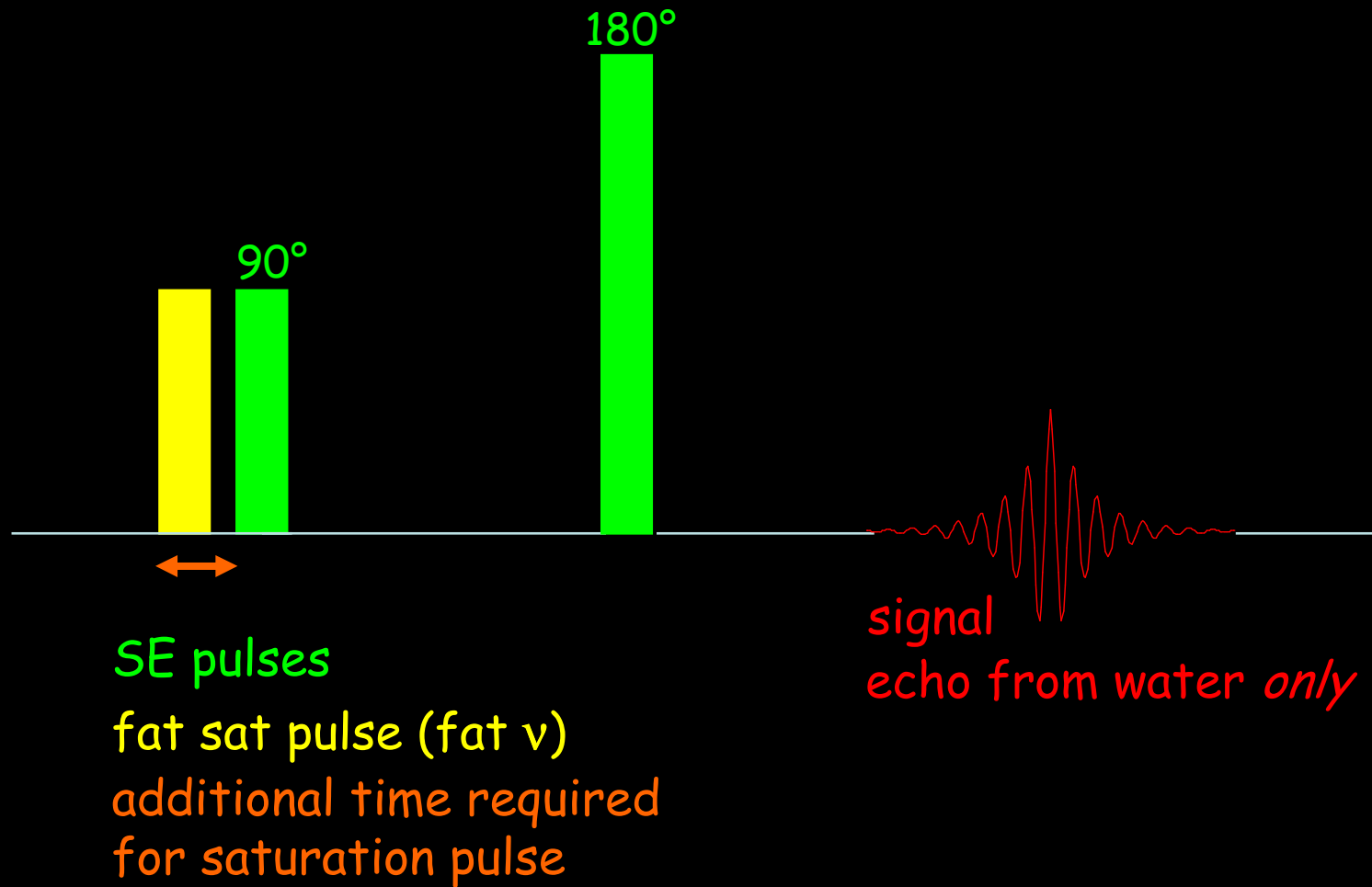
En la saturant grâce au déplacement chimique δ



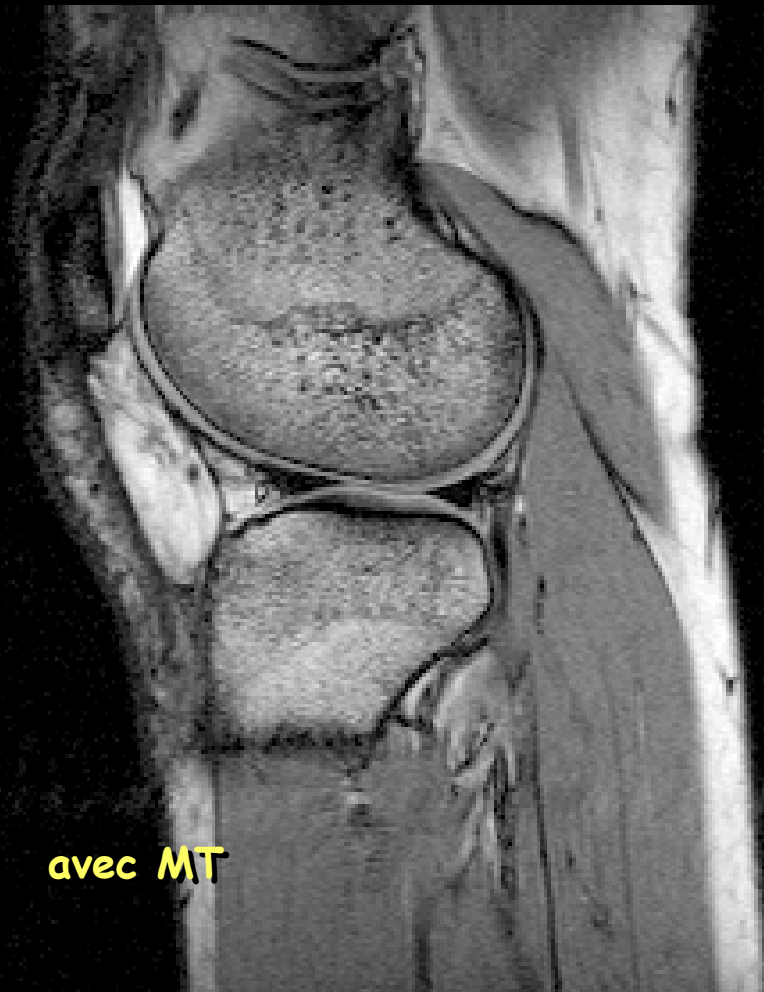
Principe de l'impulsion RF de Fat Sat



Une "Fat Saturation" en SE

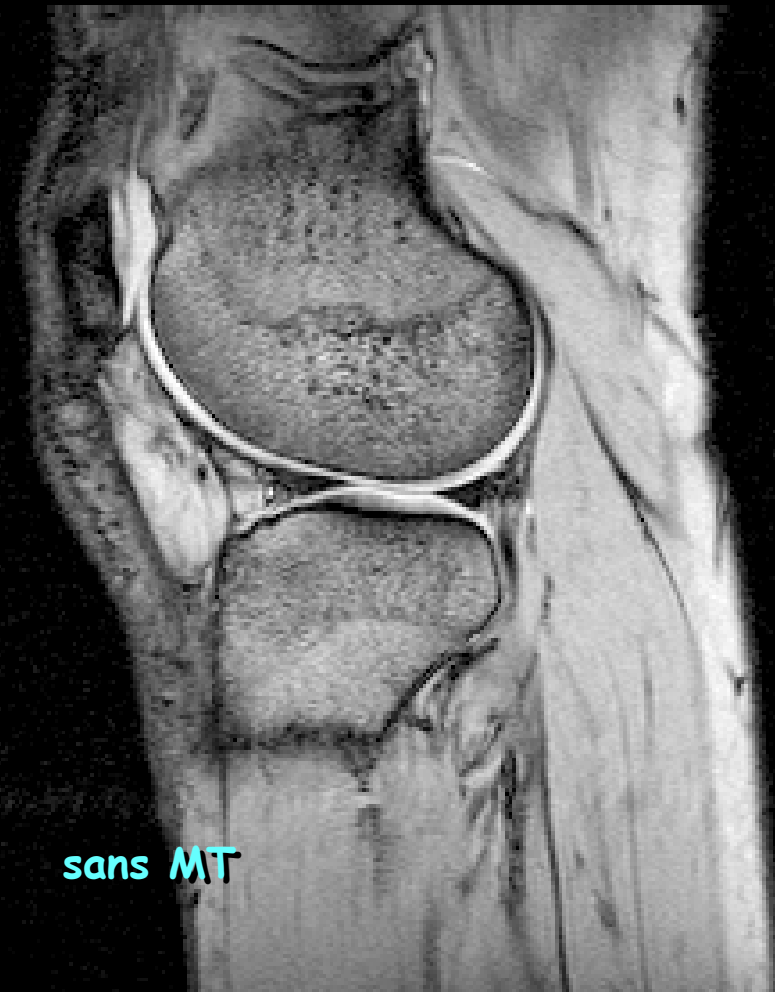


Caractérisation tissulaire par transfert de magnétisation entre protéines et eau



avec MT

TR 550, TE 15.7, 45°

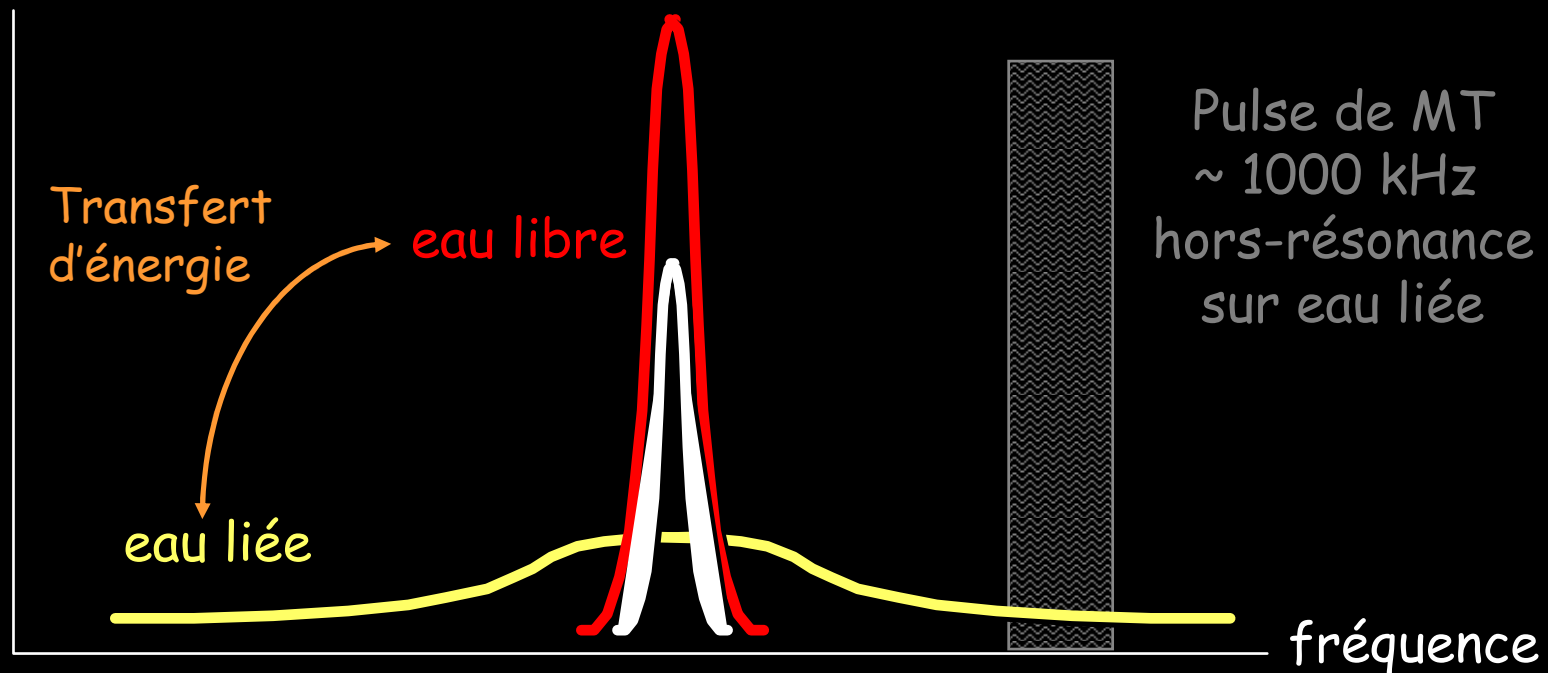


sans MT

TR 450, TE 15.7, 45°

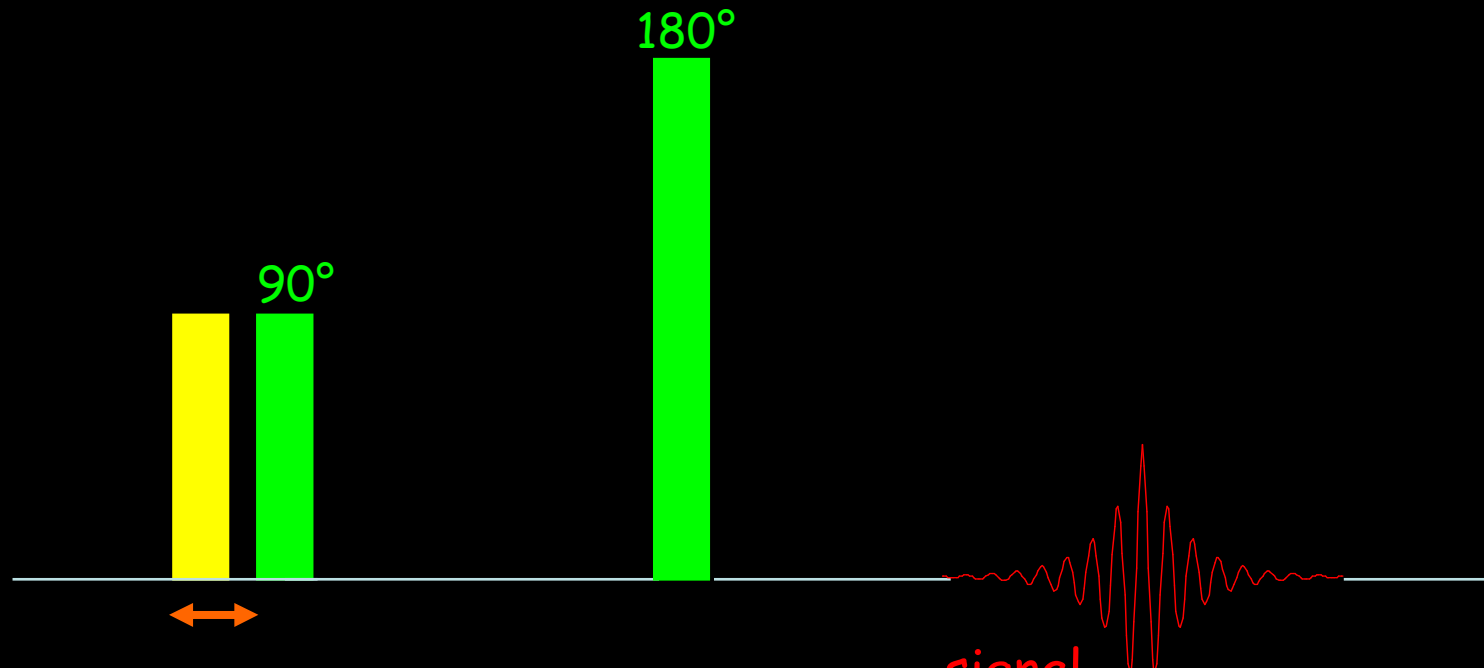
Comment transférer la magnétisation entre eau liée (aux prot) et eau libre ?

↓↓ signal eau libre par effet de saturation



Eau liée : immobilisation, T2 court, raie large, grande $\Delta\nu$
Eau « libre » : T2 plus long, raie plus fine, $\Delta\nu \ll$

Un transfert de magnetization en SE



SE pulses

MT pulse (linked water v)

additional time required
for saturation pulse

signal
echo from water only

Transfert de Magnétisation

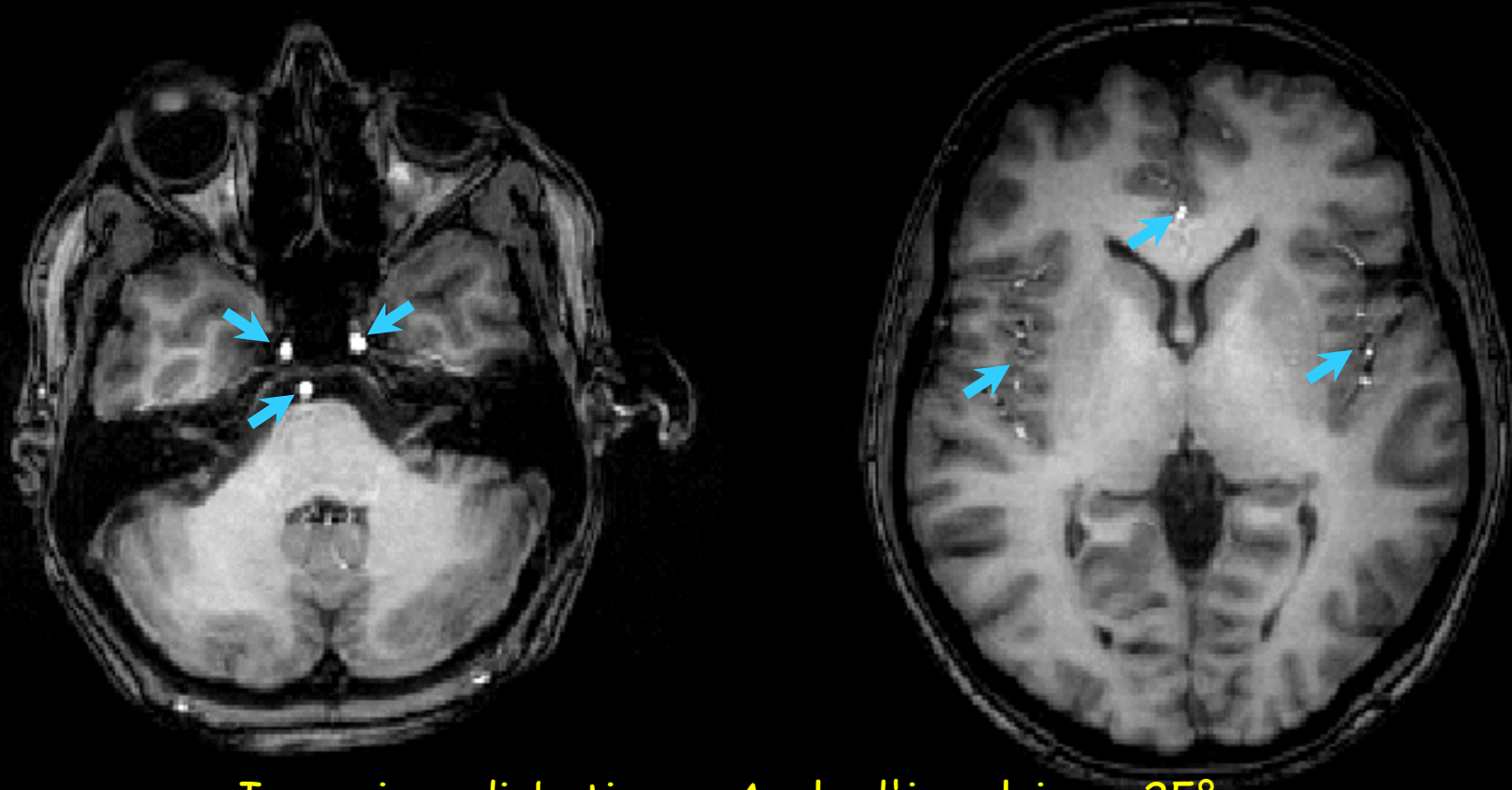
- Ressemble à la Fat Sat
- Impulsion RF de saturation tissulaire, appliquée hors résonance standard
- Seuls les ^1H de l'eau "liée" absorbent l'énergie RF
- Cette énergie est transférée aux ^1H de l'eau "libre"
- Le signal des tissus riches en protéines (cerveau, muscles) diminue proportionnellement à cette richesse
- Le signal des tissus pauvres en protéines (graisse, LCR, fluides, oedèmes, ...) est pratiquement inchangés

CONTRASTES « NATURELS » ET FACTEURS TISSULAIRES

3- Pondérations fondées sur les
propriétés cinétiques des spins

Visualisation Spontanée des Flux Vasculaires

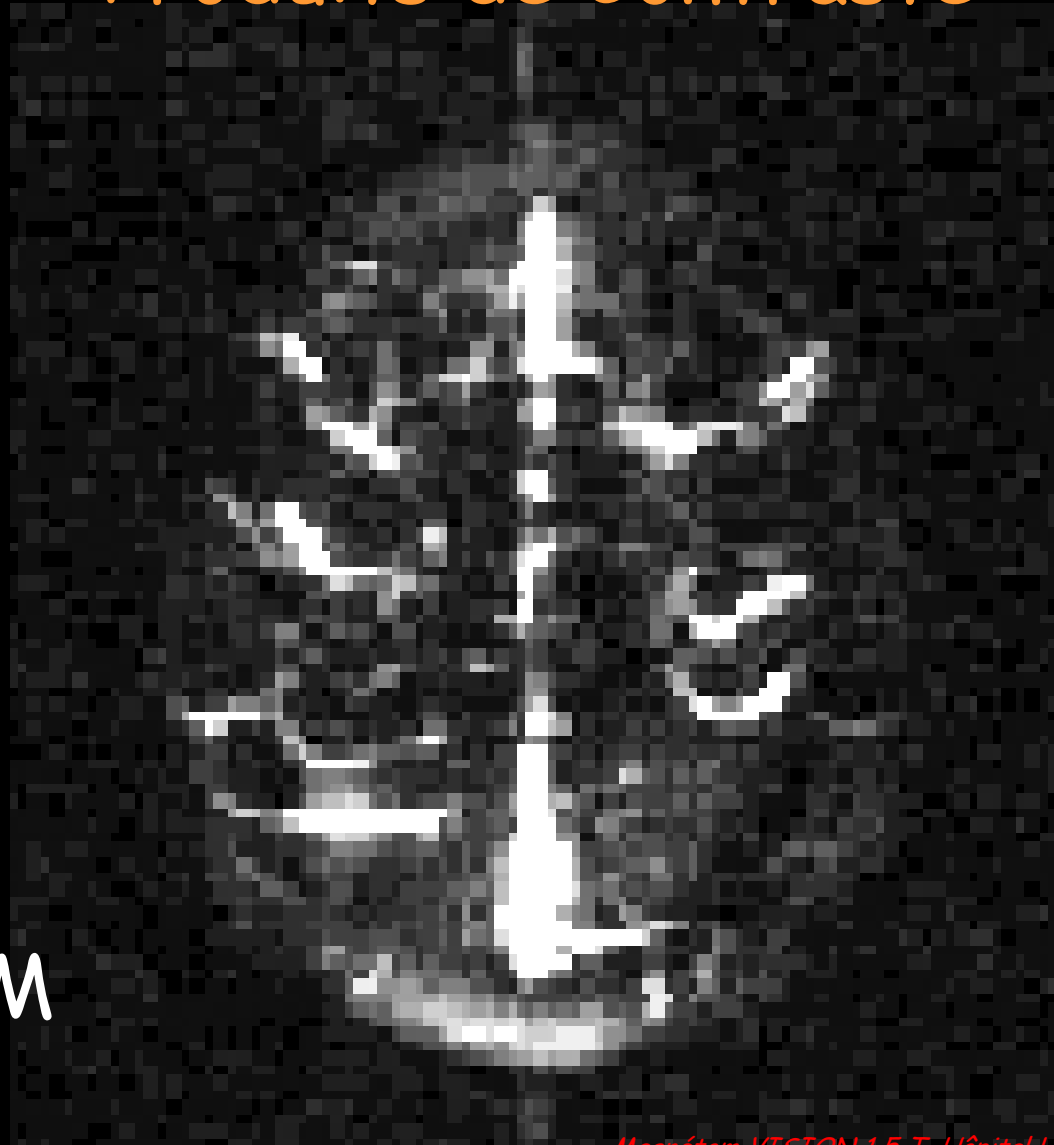
Phénomène d'entrée de coupe en Turbo Flash 3D T1w



Inversion adiabatique - Angle d'impulsion = 25°

TI = 600 msec ; TE = 3,9 msec ; TR = 25 msec ; Temps d'acquisition = 13'57

Permet une approche angiographique sans Produits de Contraste



ARM

Effets Perfusionnels en RMN

La perfusion modifie spontanément le T_1 apparent des ^1H tissulaires

Considérons les protons de l'eau dans un tissu :

- si $T1_{ev}$ est le $T1$ des ^1H de l'eau extra vasculaire,
- F est le débit perfusionnel des ^1H intra vasculaires,
- et λ le coefficient de partition sang/tissu de l'eau

$$1 / T1_{app} = 1 / T1_{ev} + F / \lambda$$

La mesure in vivo de $T1_{ev}$ permettrait d'estimer F aisément. Malheureusement, il n'est pas possible d'interrompre la perfusion.

Il faut rechercher une autre solution : ASL ou Gd

Perfusion par Spin Labelling (ASL)

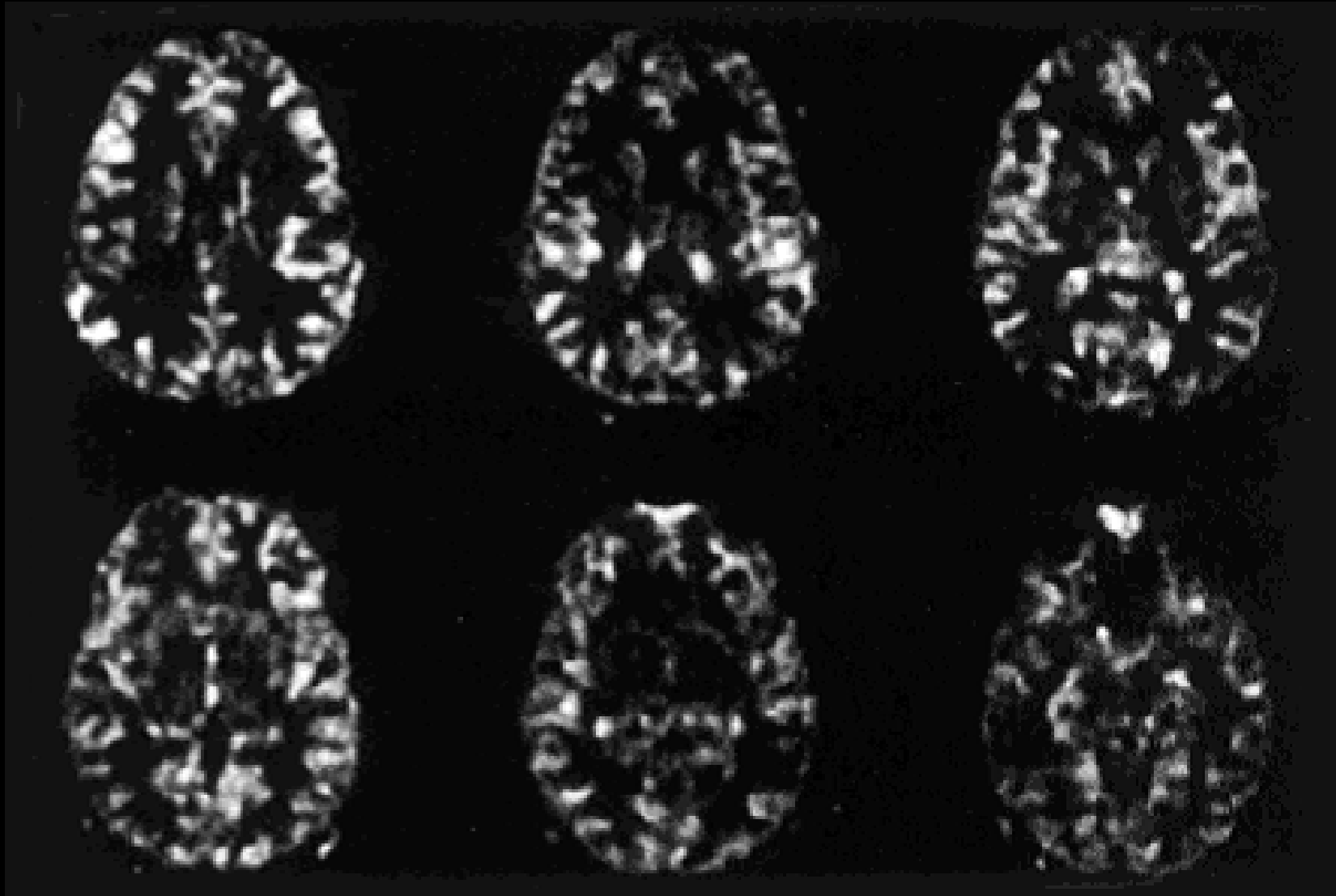
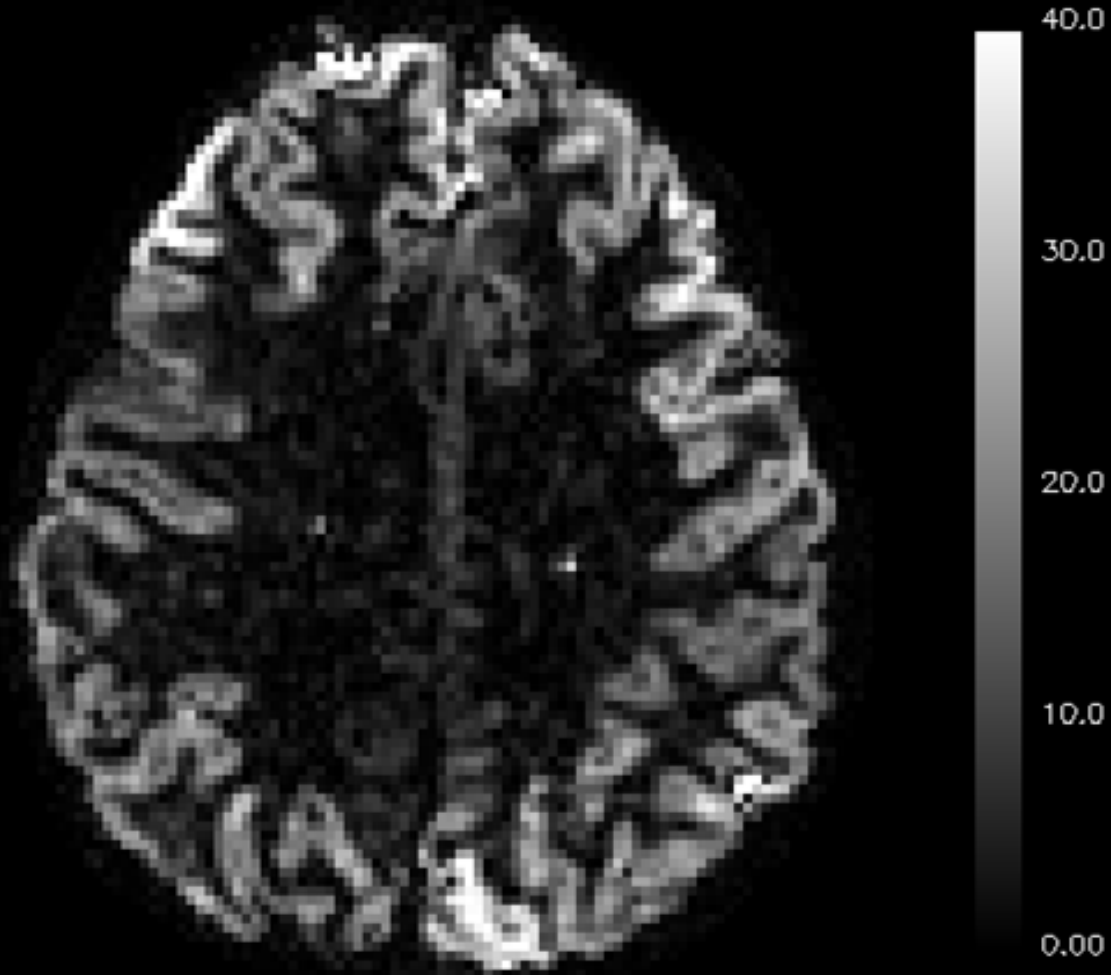
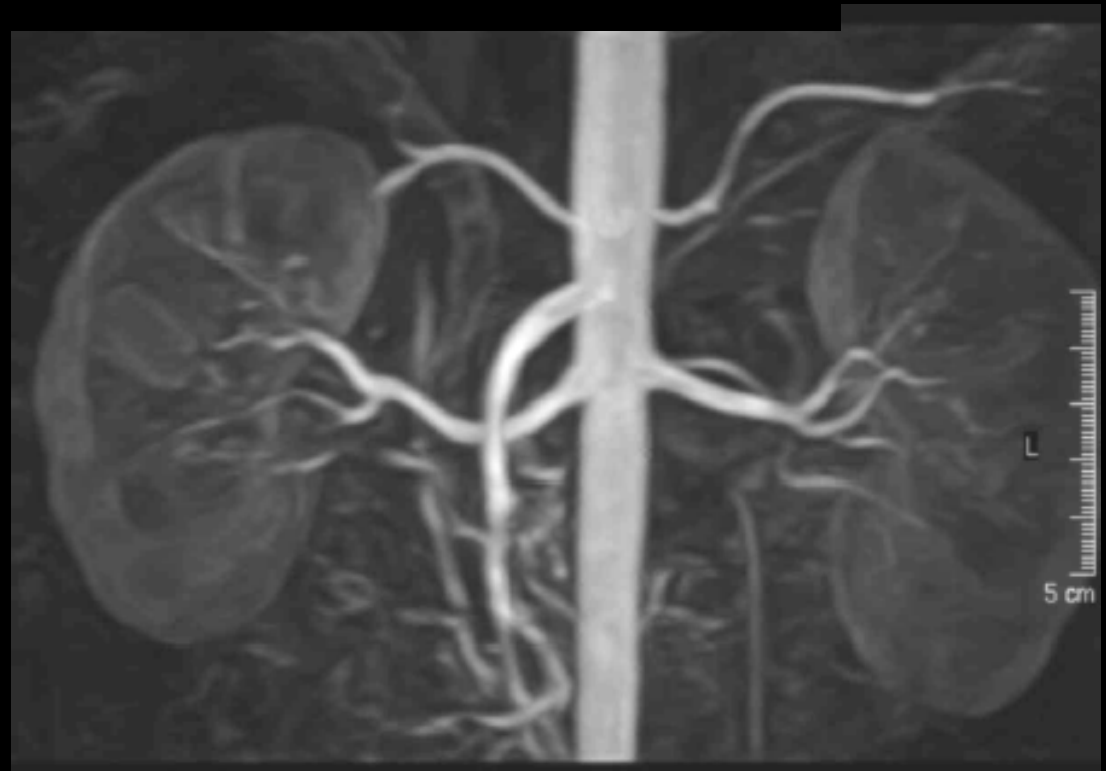
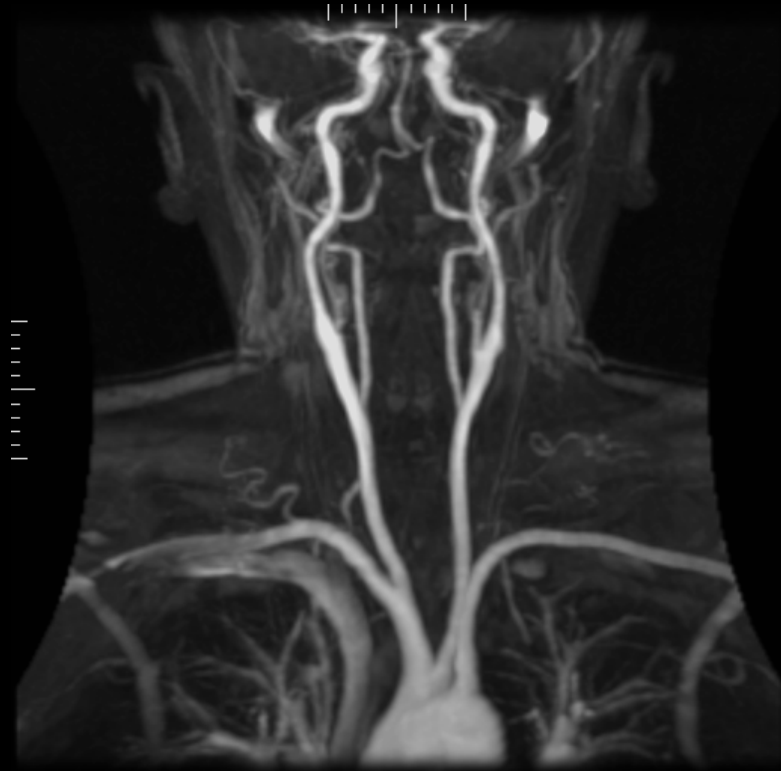
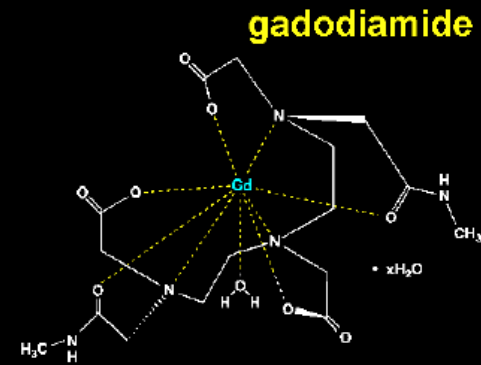
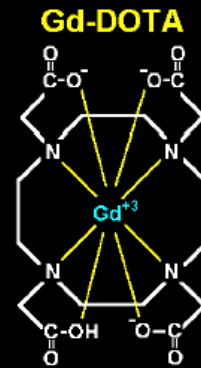
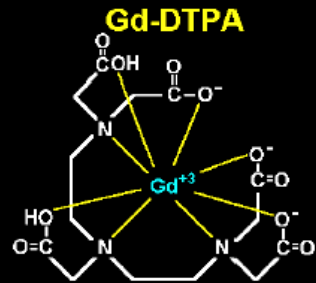


Image d'ASL à 7 T



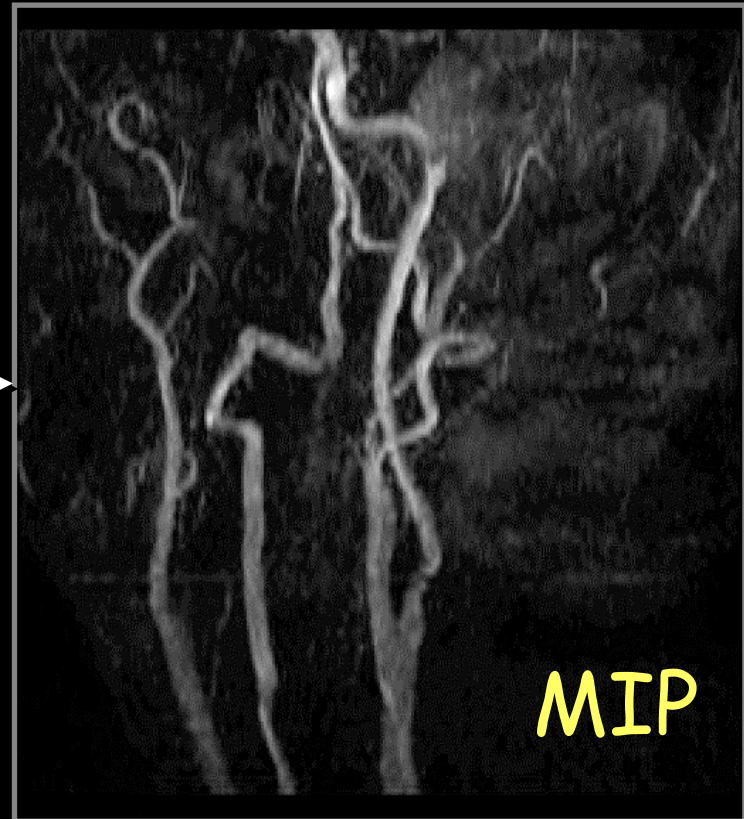
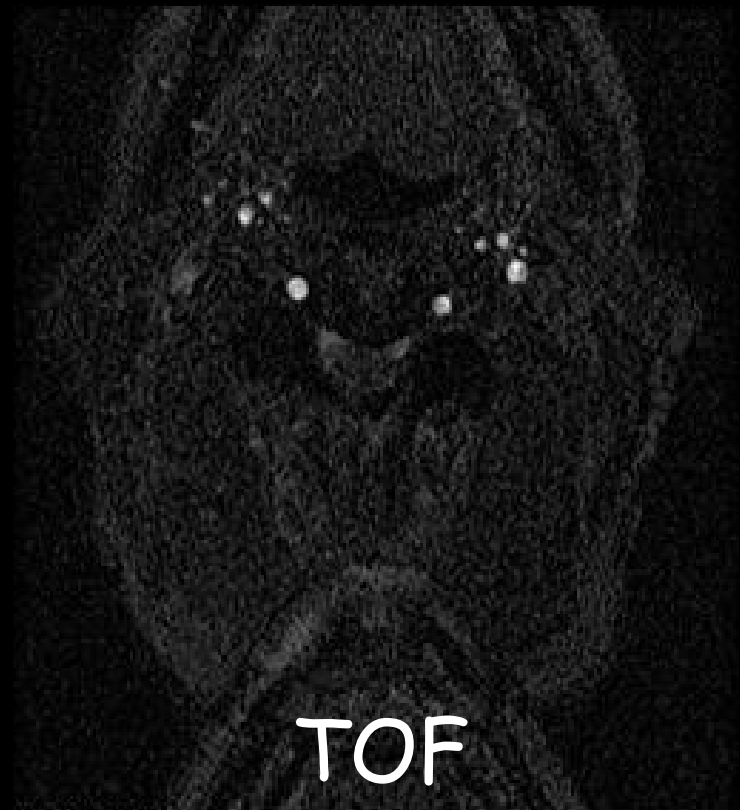
perfW

Perfusion avec PdeC en statique T1w



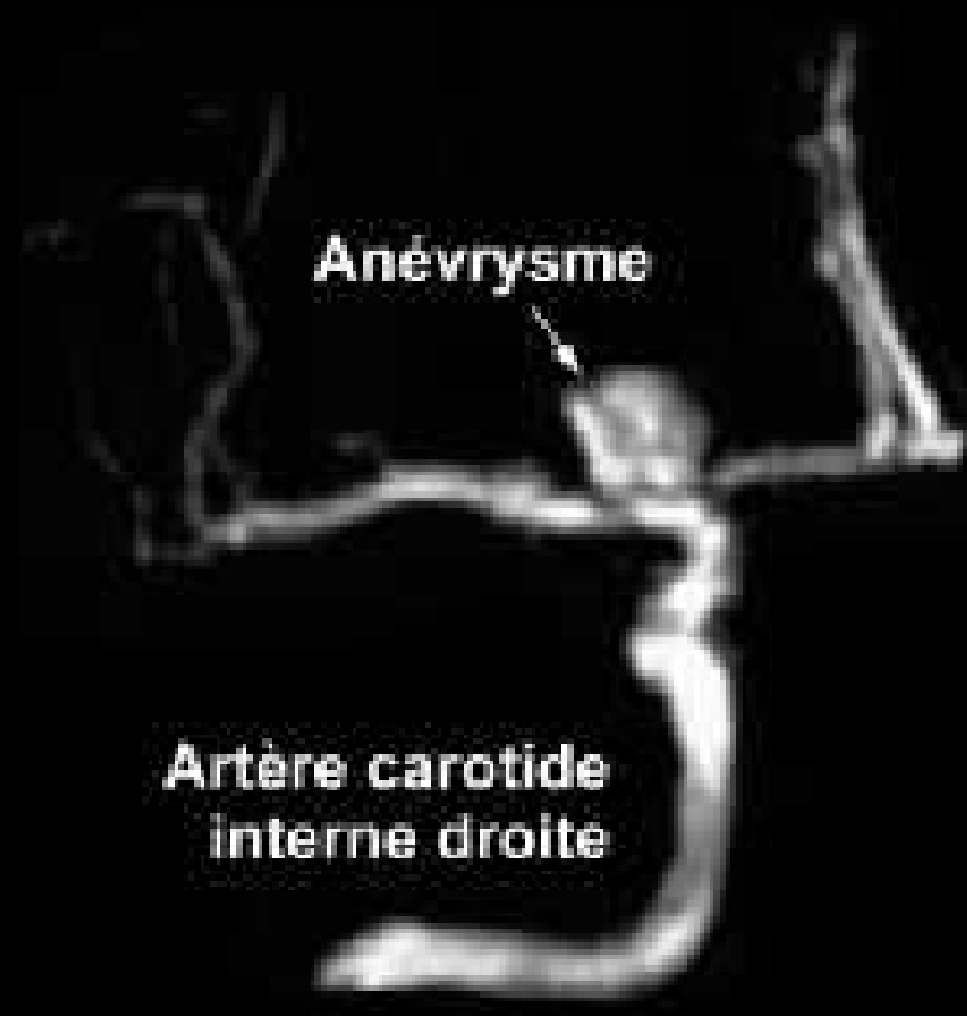
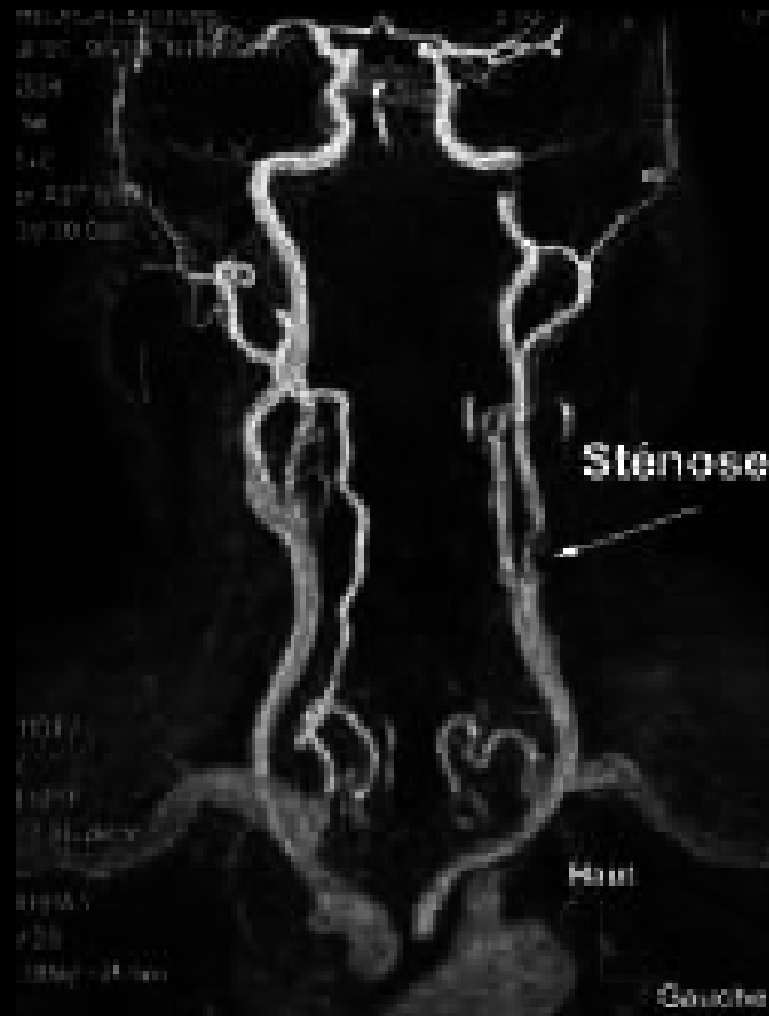
Les PdeC améliorent le S/B en ARM

Ex., serial 2D Gd-TOF Carotid Study...

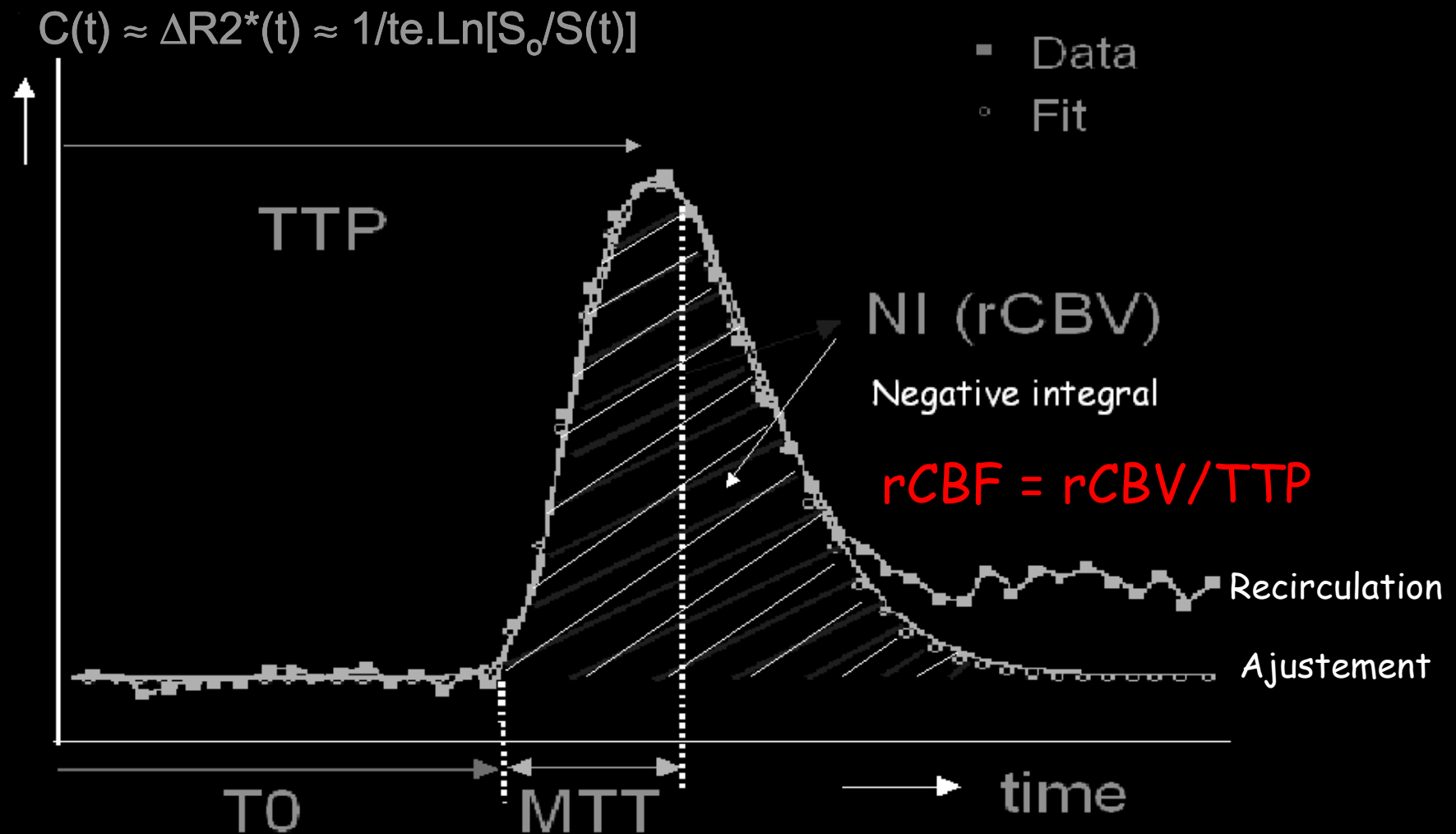


Maximum Intensity Projection

... utilisée en pathologie vasculaire



Perfusion avec PdeC en dynamique T2*

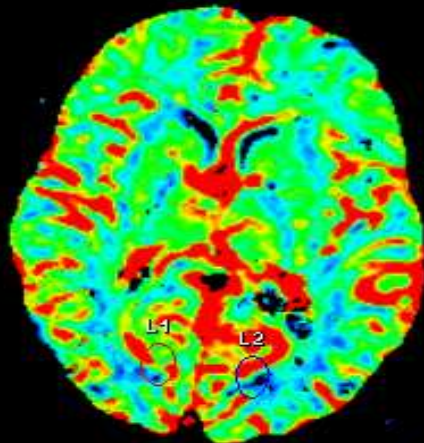


Ajuster $C_T(t)$ tissulaire par courbe gamma afin d'éliminer la recirculation

$$C_T(t) = A.(t-t_0)^\alpha.e^{-\beta(t-t_0)} + B$$

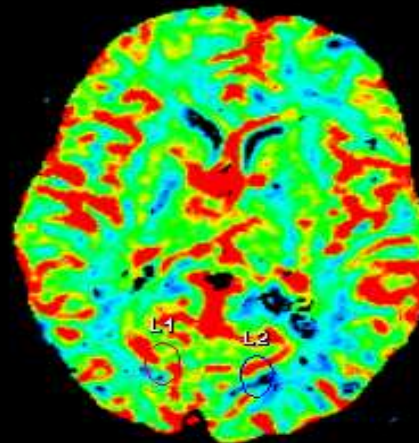
Indices de Perfusion Cérébrale en IRM T2* avec Bolus de Gd

Regional cerebral blood volume

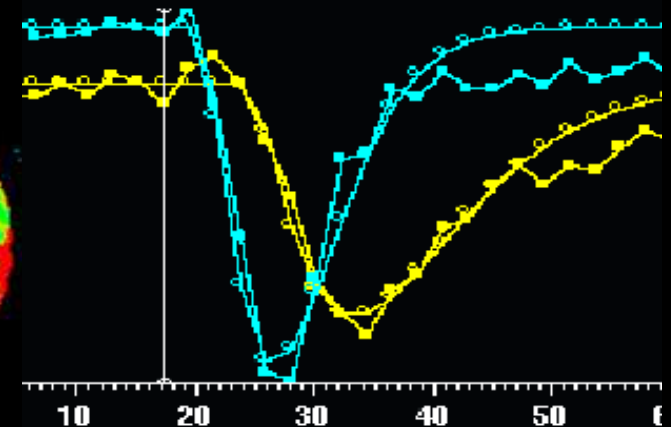


T0

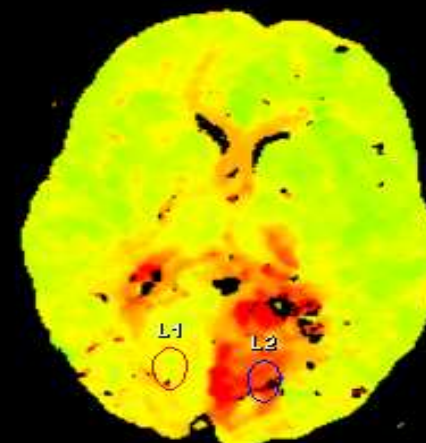
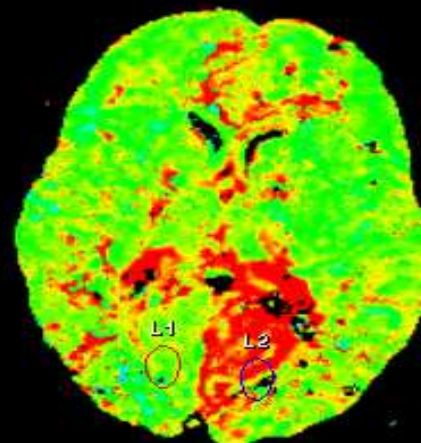
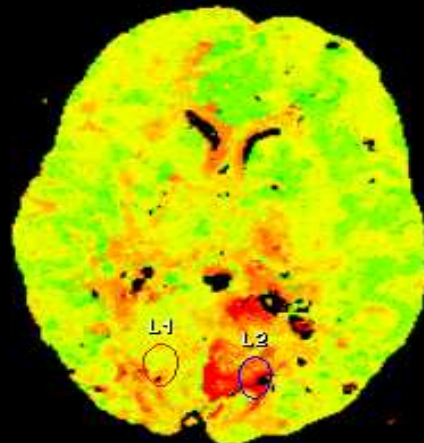
Regional cerebral blood flow index



Mean transit time

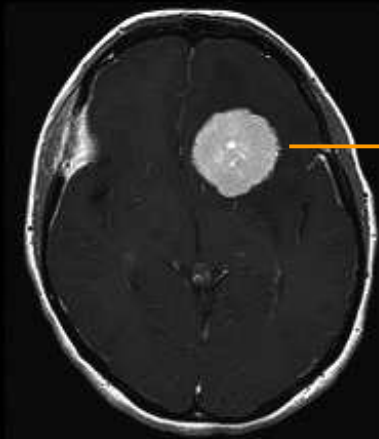


Time to peak



Ex. d'un Méningiome

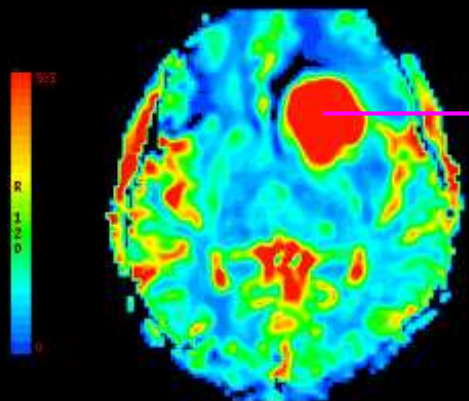
Hyper vascularisation et stase capillaire



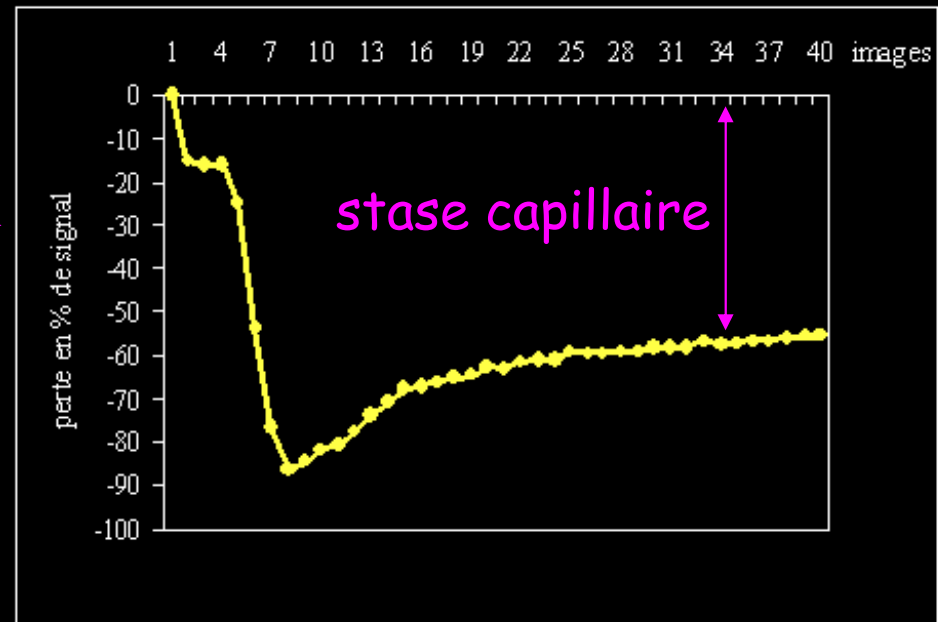
Prise de contraste homogène

T1 post Gd

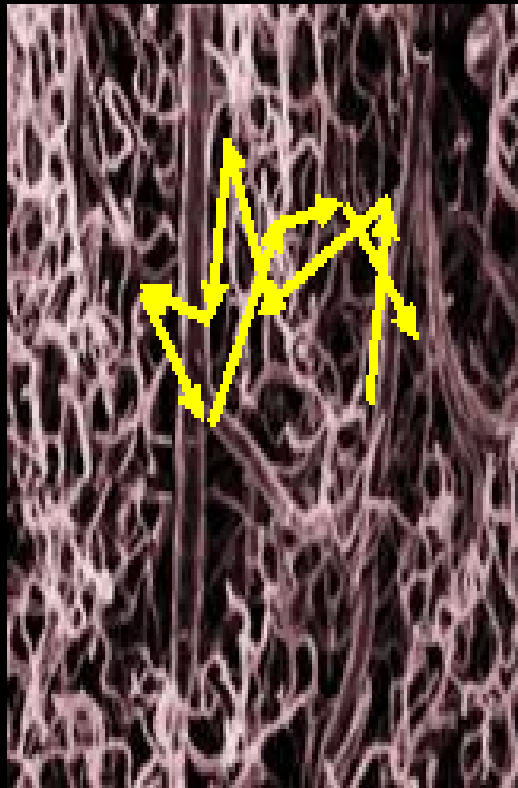
Evolution de l'intensité du signal au cours du temps (1min 20s)



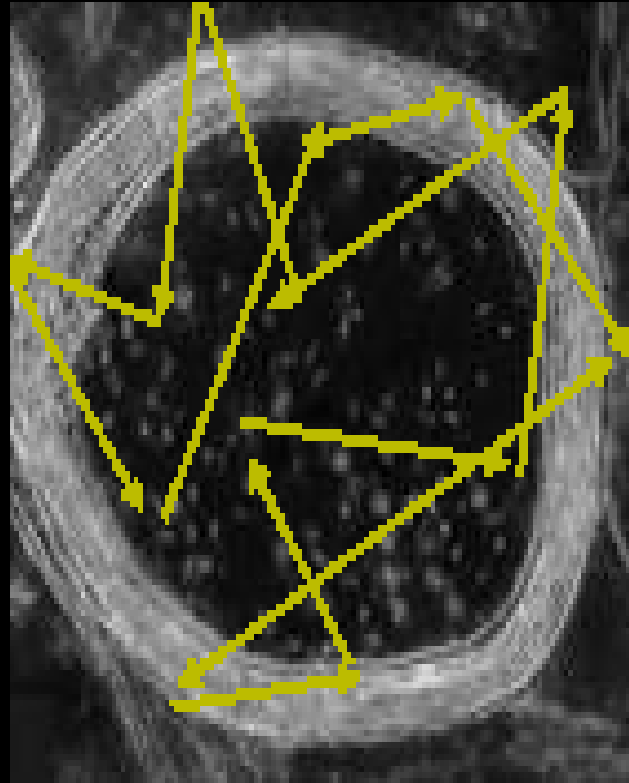
rCBV



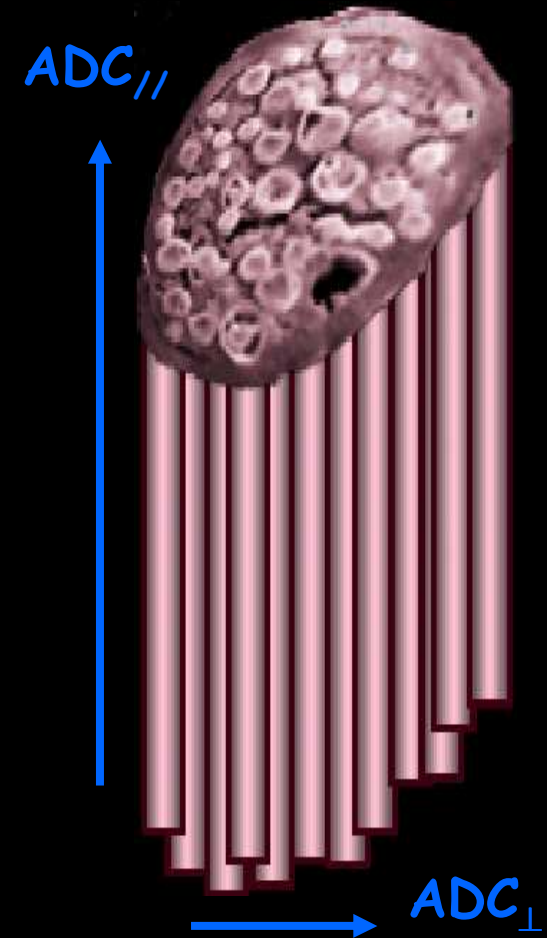
Self diffusion des molécules d'eau



10 μm en 100 ms

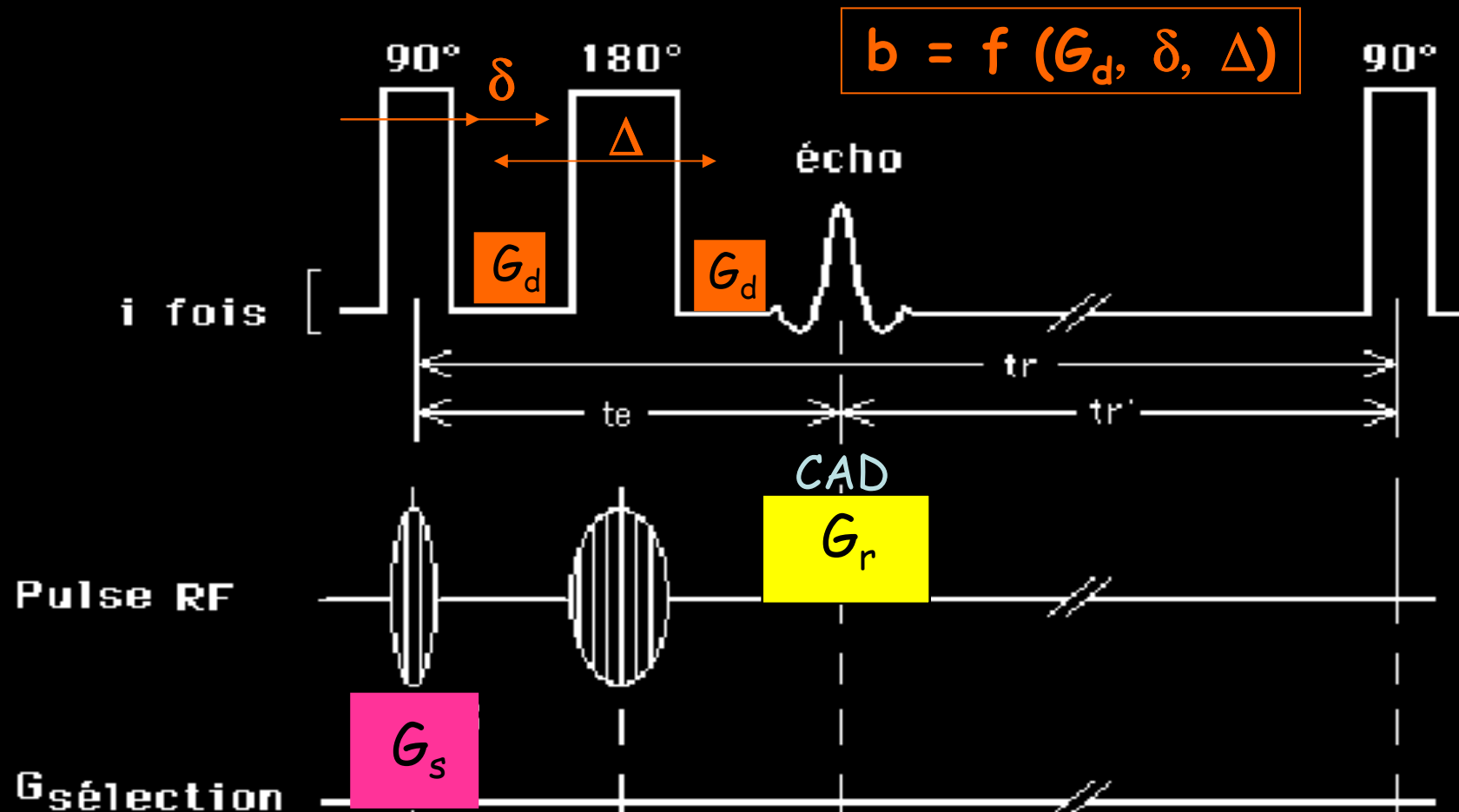


$ADC_{//} = 1.2 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$
 $ADC_{\perp} = 0.4 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$



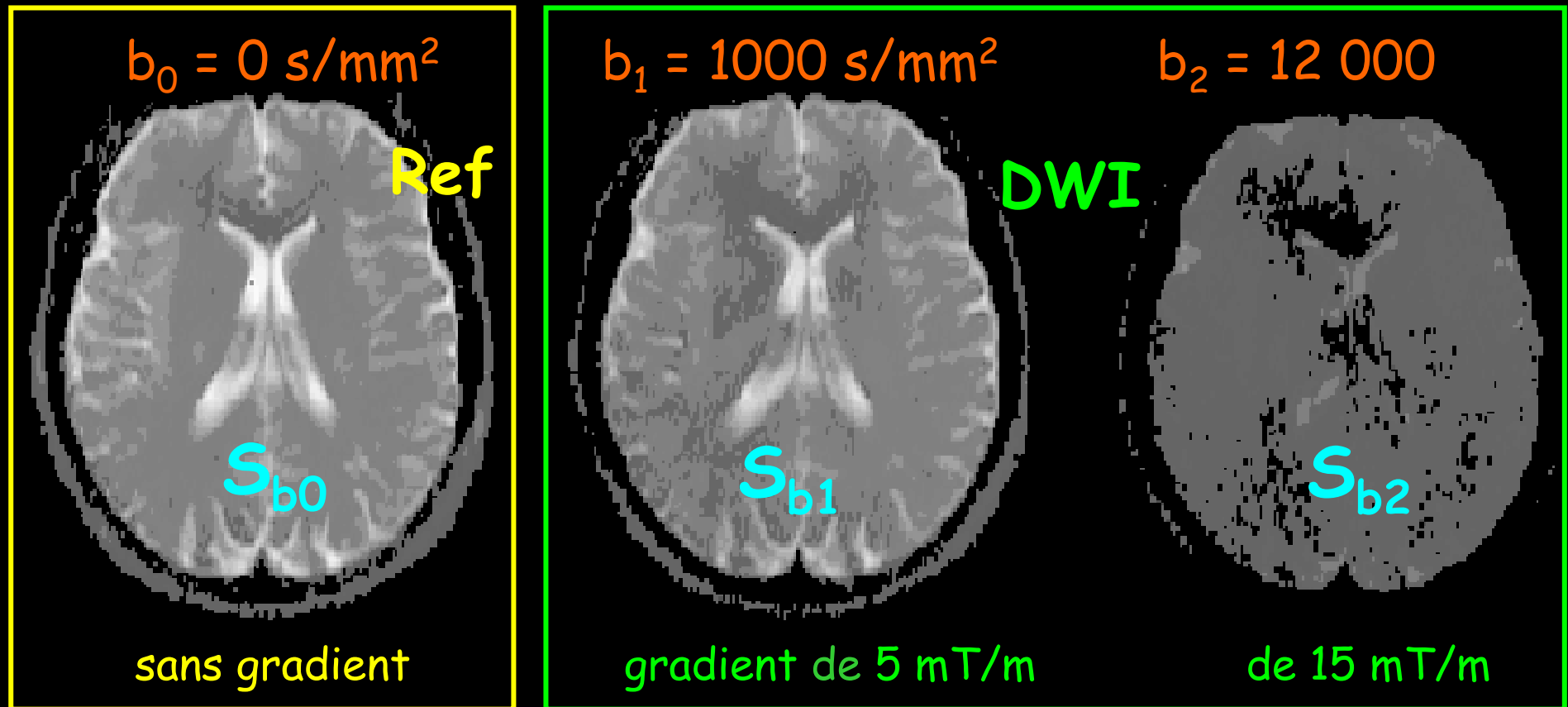
Séquence de spin diffusion en RMN

Un gradient diffusion G_d est inséré entre G_s et G_r

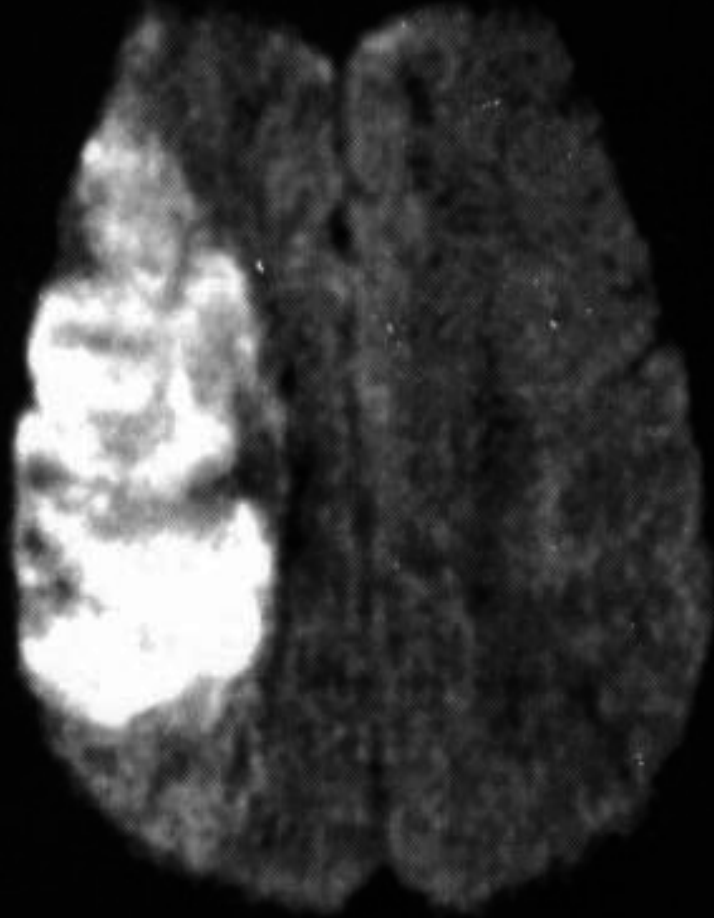


Effet du gradient G_d sur le signal

Quand G_d croît, le signal des spins diffusant diminue (pertes de signal en $T2^*$, images Dw)



Ex; d'un Infarctus Sylvien (ACM) Droit



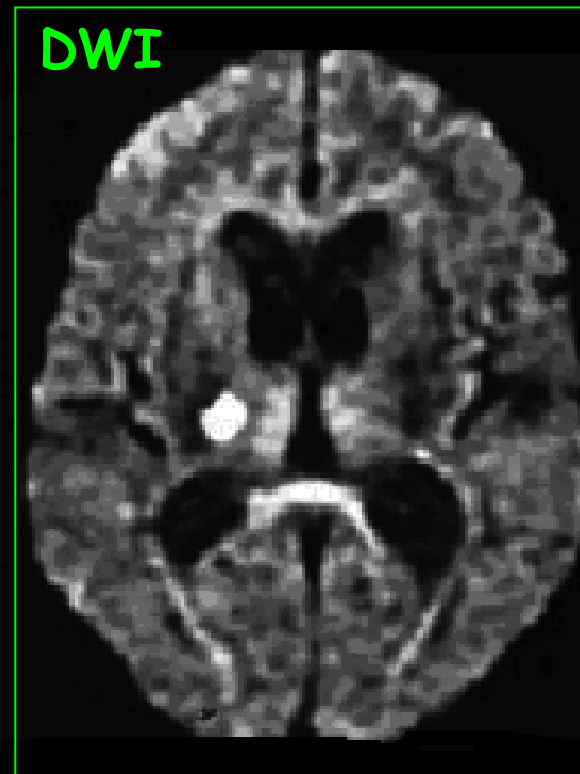
IRM de diffusion
Précoce (DWI)



Territoire de
l'artère sylvienne D

Apports de la Diffusion % MorphoT2

Ex. d'un Infarctus vrtbral aigu D

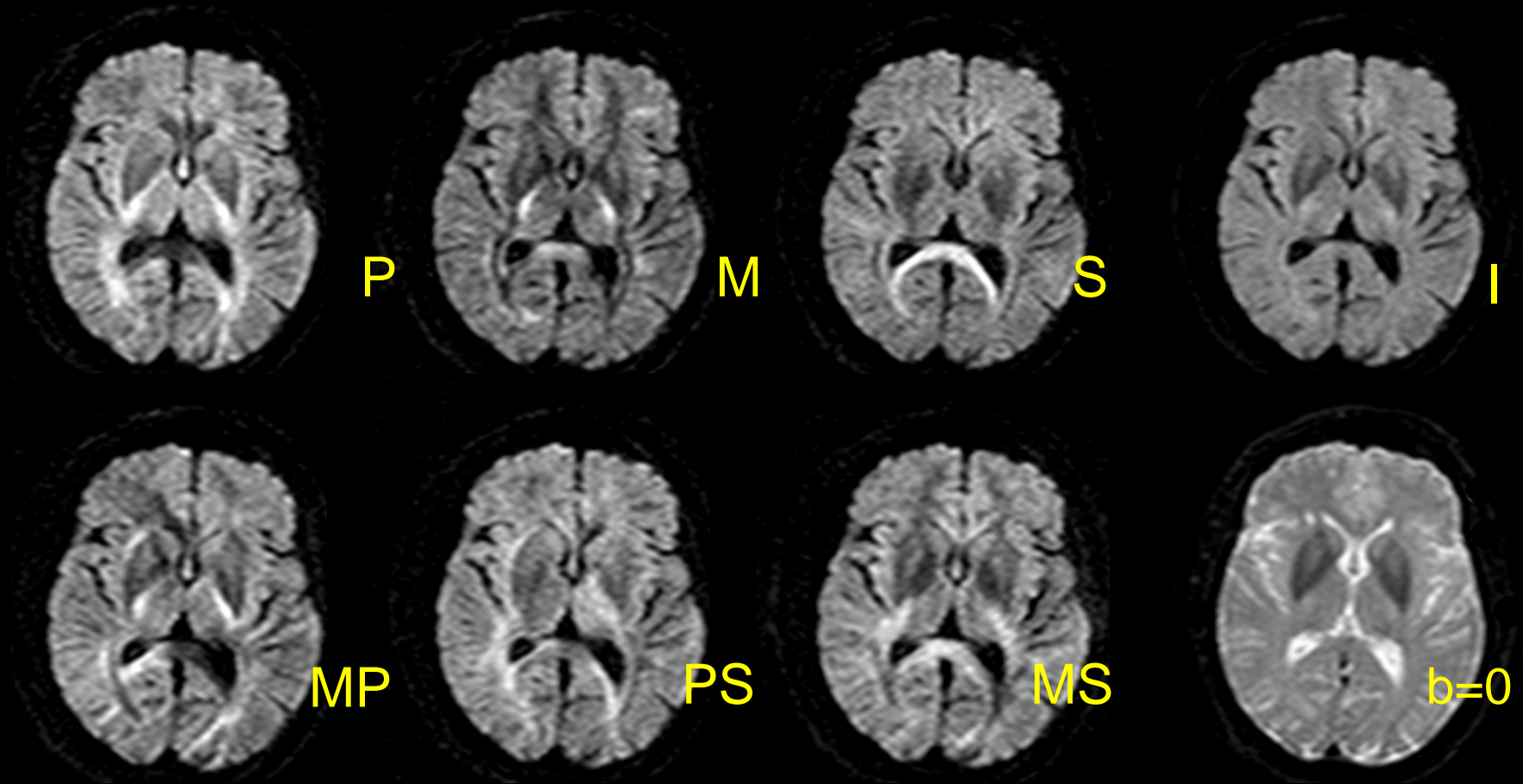


On T2 image, numerous hyper intense spots.

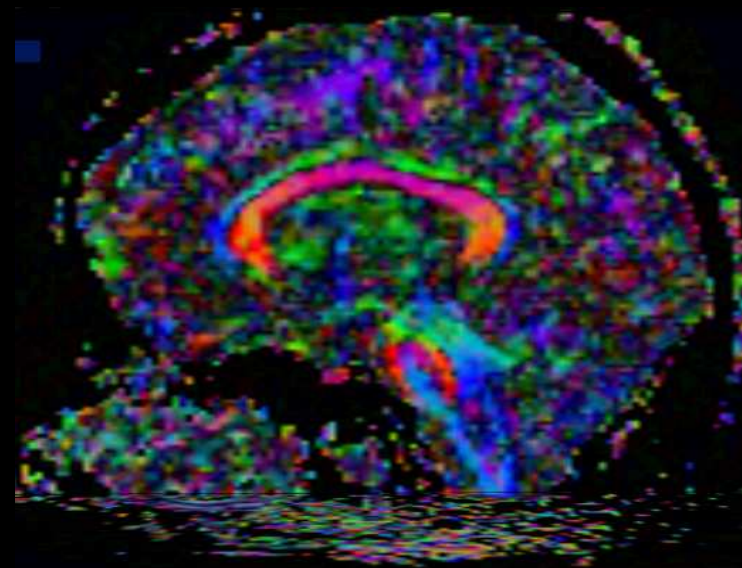
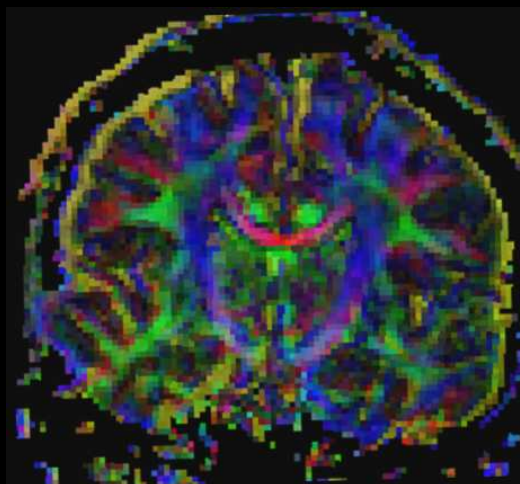
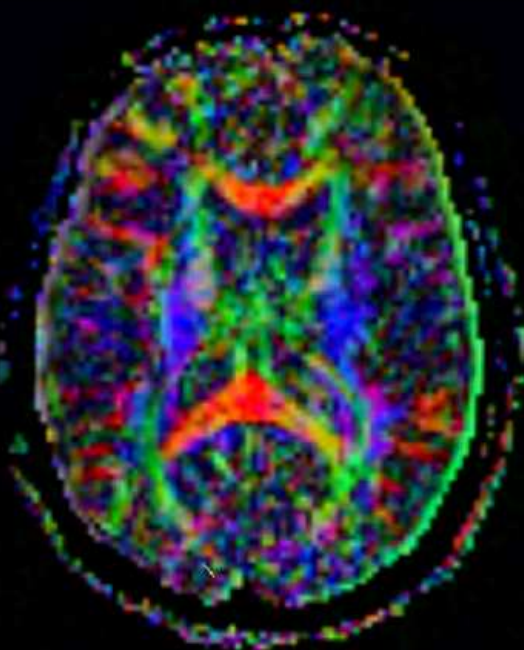
On DWI (cephalo-caudate gradient), only one intense spot on right internal capsula, corresponding to the newest stroke

Comment caractériser l'anisotropie de diffusion en 3D ?

Il suffit de mesurer la diffusion dans au moins 6 directions \neq



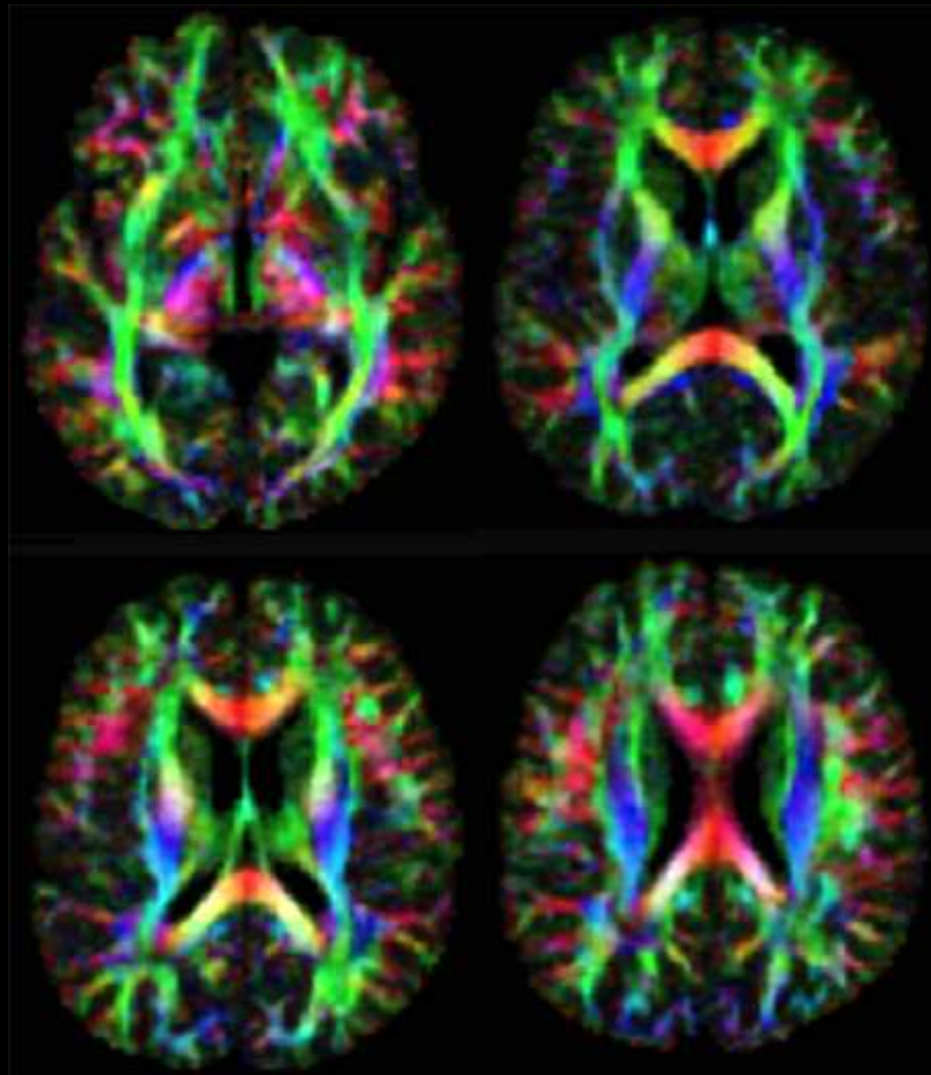
Codage directionnel du tenseur d'anisotropie de diffusion



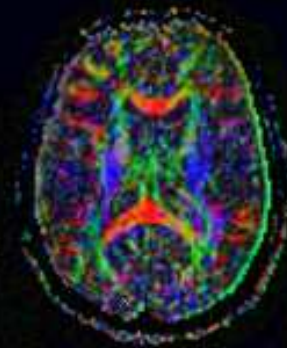
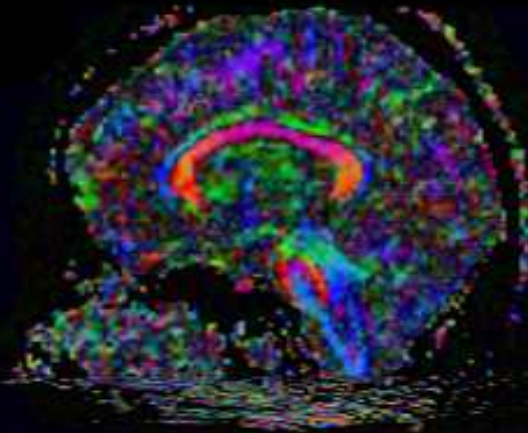
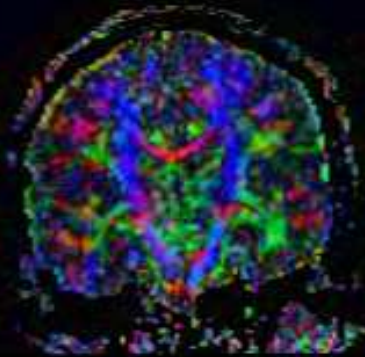
Gauche-Droite Antéro-Postérieur Haut-Bas

... permet de visualiser la direction des fibres blanches

Color coding by fiber tracking

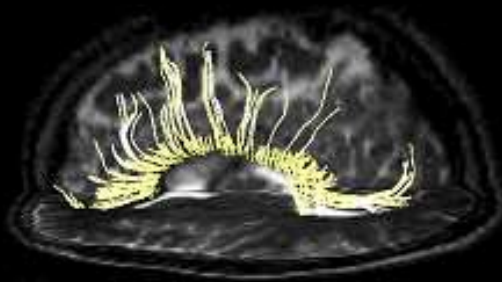


... et de reconstruire certains faisceaux fonctionnels

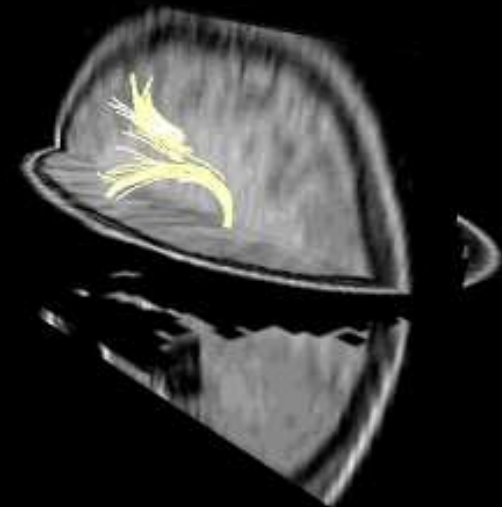
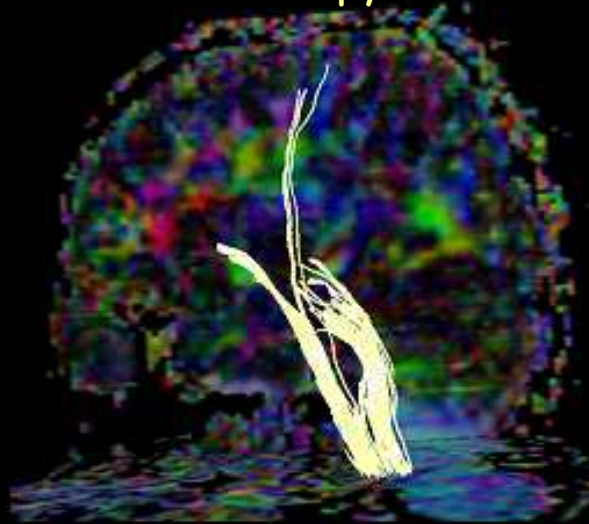


Faisceau pyramidal

Faisceau arqué (langage)



Faisceau arqué



CONTRASTES NATURELS ET FACTEURS TISSULAIRES

4- Pondérations par différence de
susceptibilité magnétique entre
Hb et Hb-O₂ (effet BOLD)

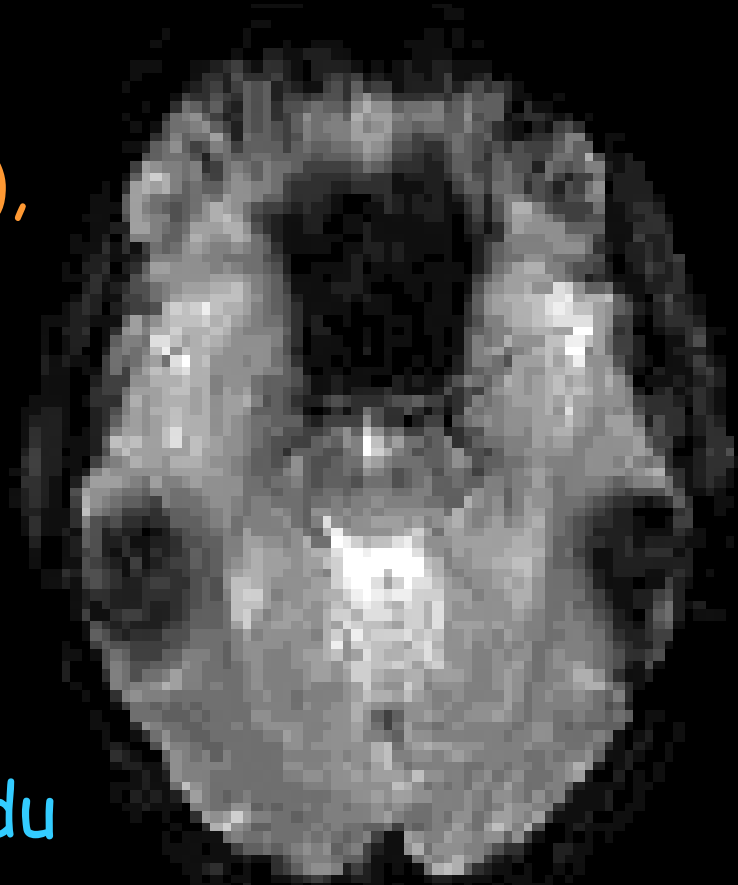
Pertes de signal T2* par effets χ

Toute cause de ΔB localisée

(transitions os / cerveau (eau),
rapport Hb / HbO₂, ...)

provoque
d'importantes pertes de
signal par effet T2*

(ici, artefact de $\Delta\chi$ au dessus du
sphénoïde et au niveau des
conduits auditifs)

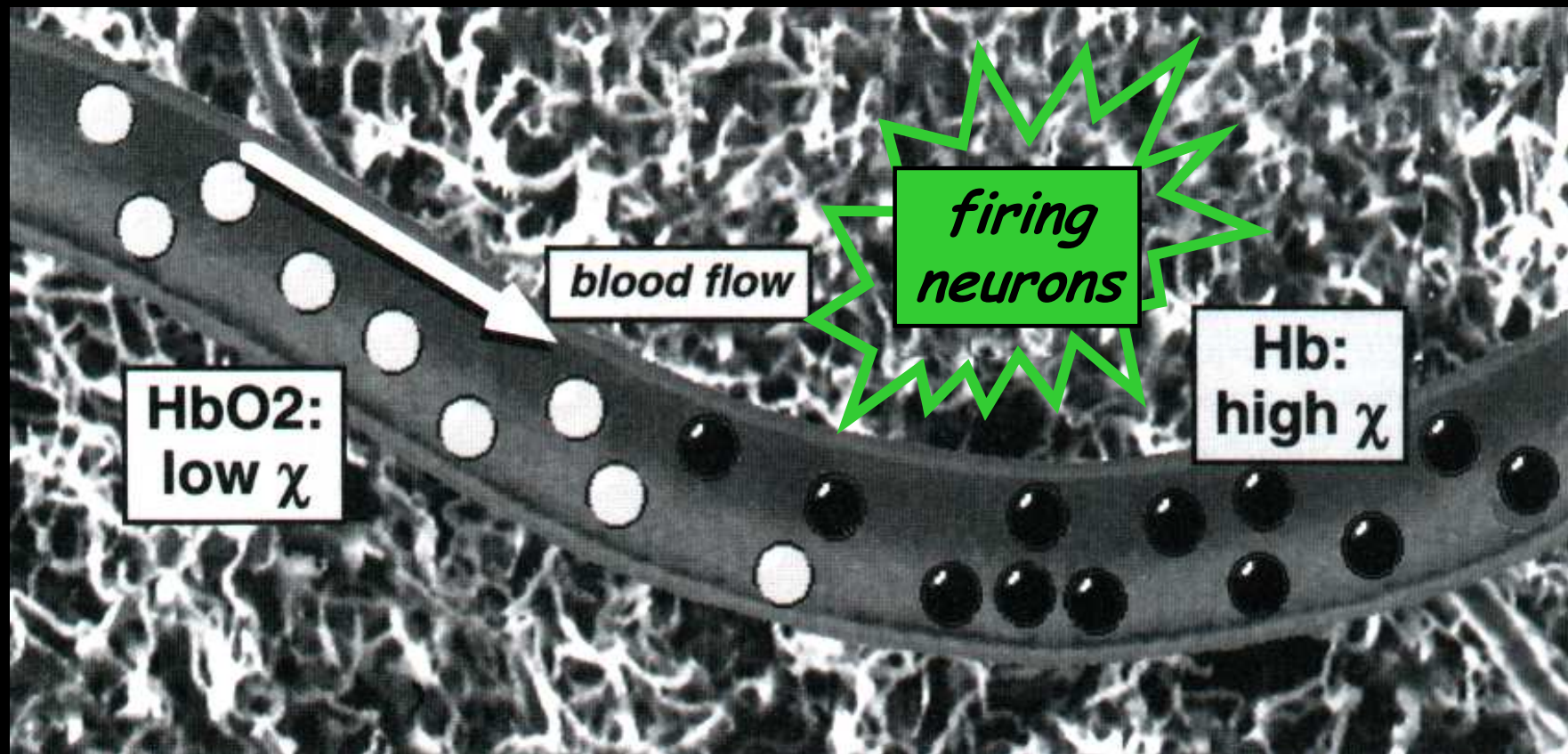


EPI

Effets $\Delta\chi$ par désaturation sang (BOLD)

Hb para-, HbO₂ dia- magnétique

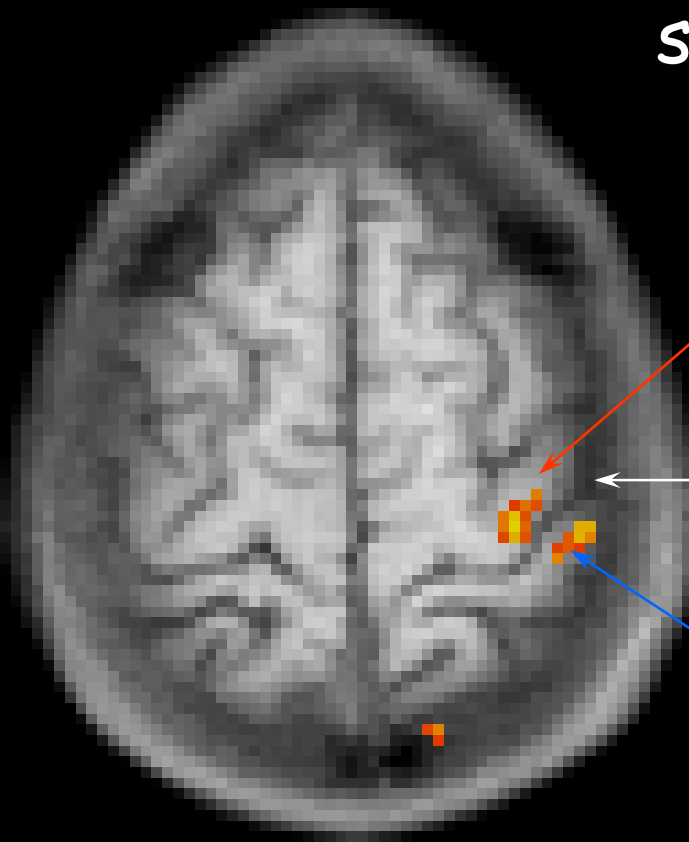
Là où travaillent (respirent) les neurones,
les variations de [Hb] créent des ΔB_{loc} , donc des $\Delta\chi_{loc}$
et des pertes de signal en T2* proportionnelles à la \downarrow O₂



Motricité volontaire en B.O.L.D.

Opposition tactile pulpe pouce D / base 5^{ème} méta

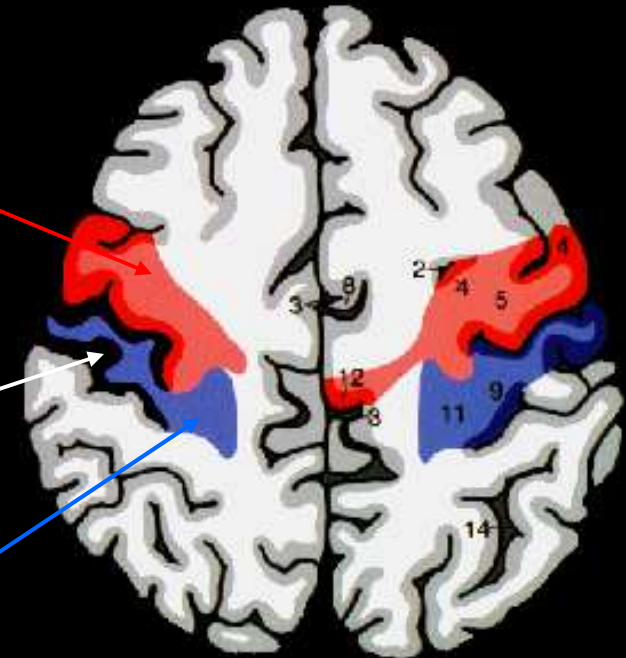
sujet Droitier



Moteur Iaire G

Sillon central G
(Rolando)

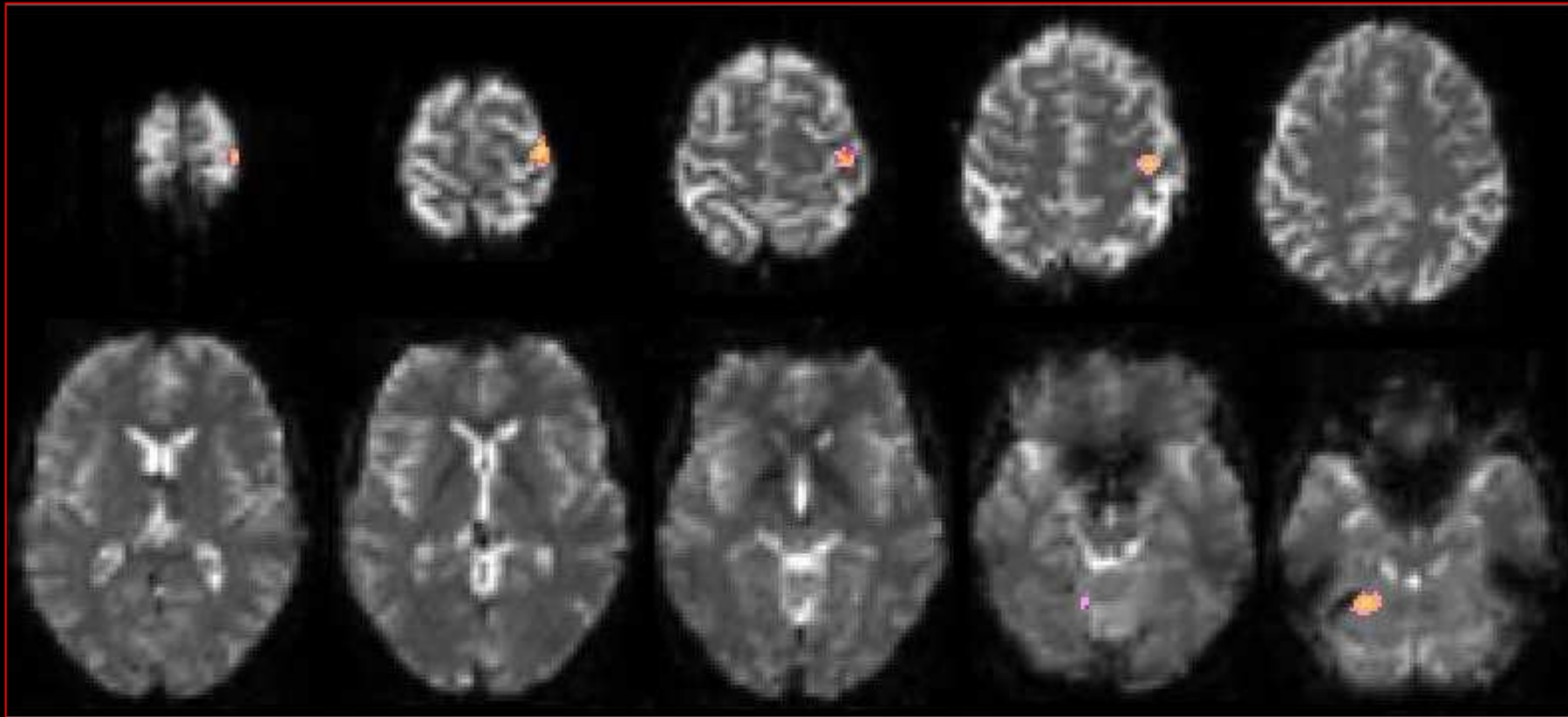
Sensitif G



CA-CP + 70 mm

Corrélation avec le paradigme - $p < 0,01$

Territoires motricité pouce



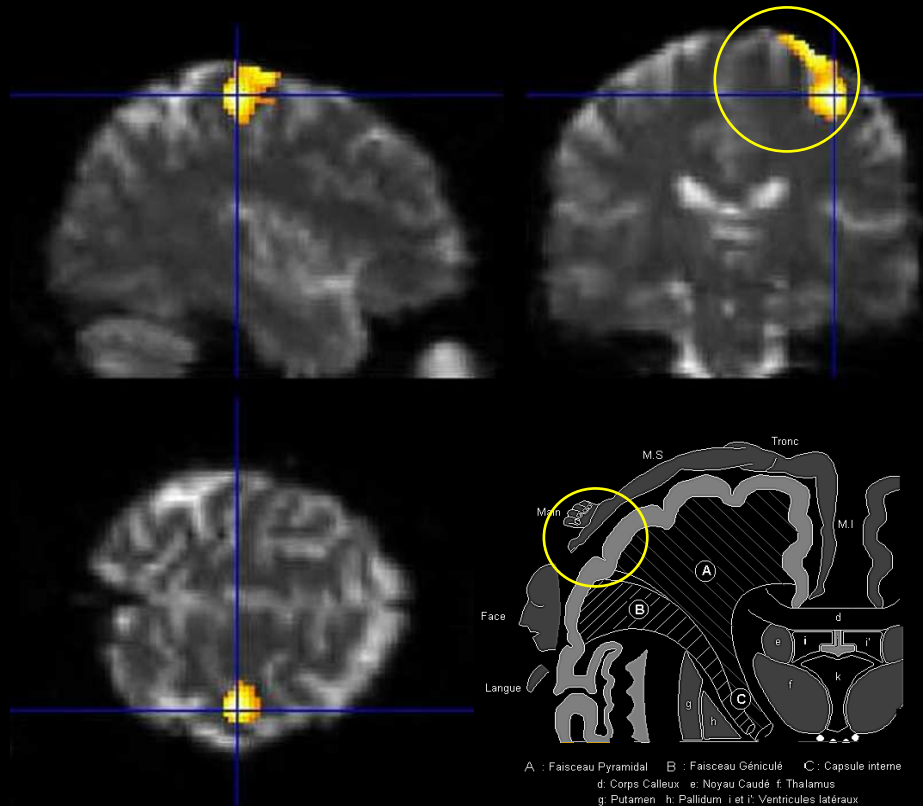
Sujet Droitier

Opposition pulpe pouce D / base Vème méta

Corrélation avec le paradigme, $p < 0,01$

Pouce, Vision « 3D »

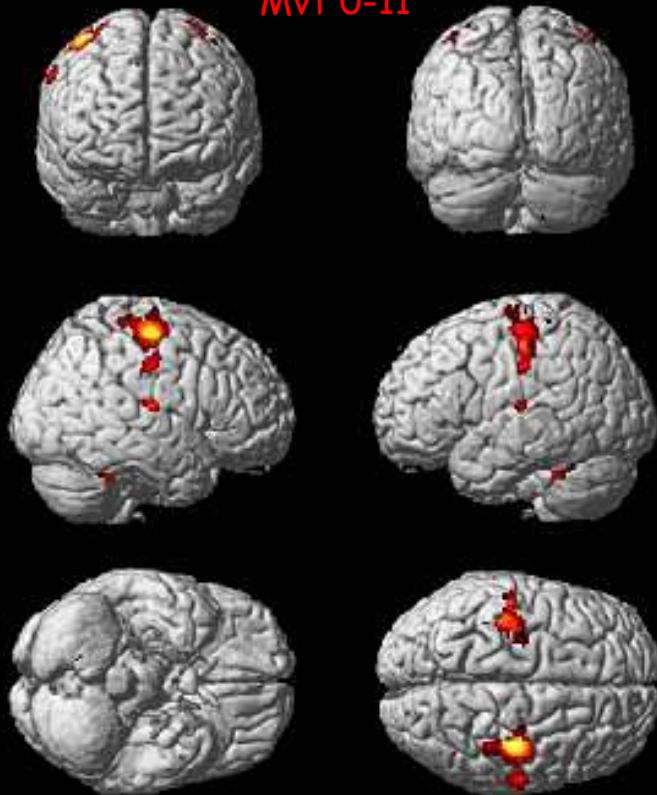
Sujet Droitier
Opposition pulpe pouce D / base Vème
méta
Corrélation avec le paradigme, $p < 0,01$



Mouvement réel % imaginé ?

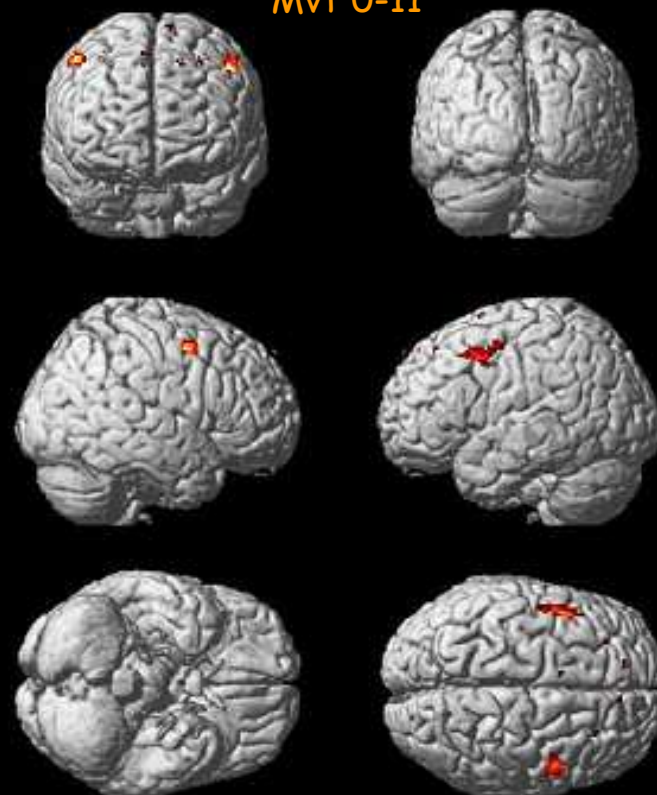
Flexion des deux pouces, droit & gauche

Gpe_D&G_réel-imaginé_10⁻⁹C_OldRender.jpg
Mvt 0-11



M1 domine

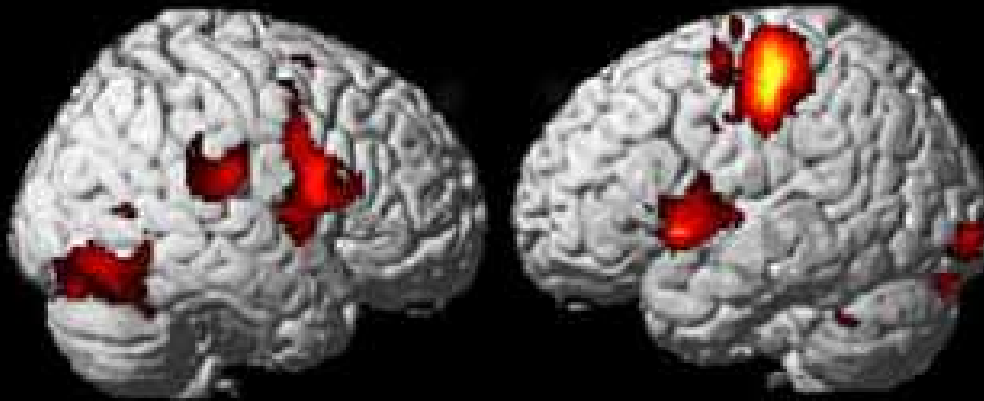
Gpe_D&G_imaginé-réel_10⁻⁹C_OldRender.jpg
Mvt 0-11



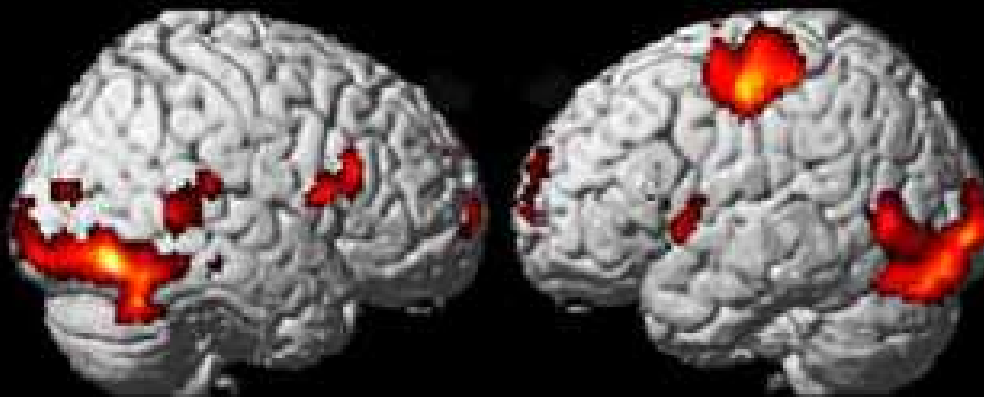
Le prémoteur domine

Faire soi-même ou regarder l'autre faire ?

Mouvements de la main droite



Exécution



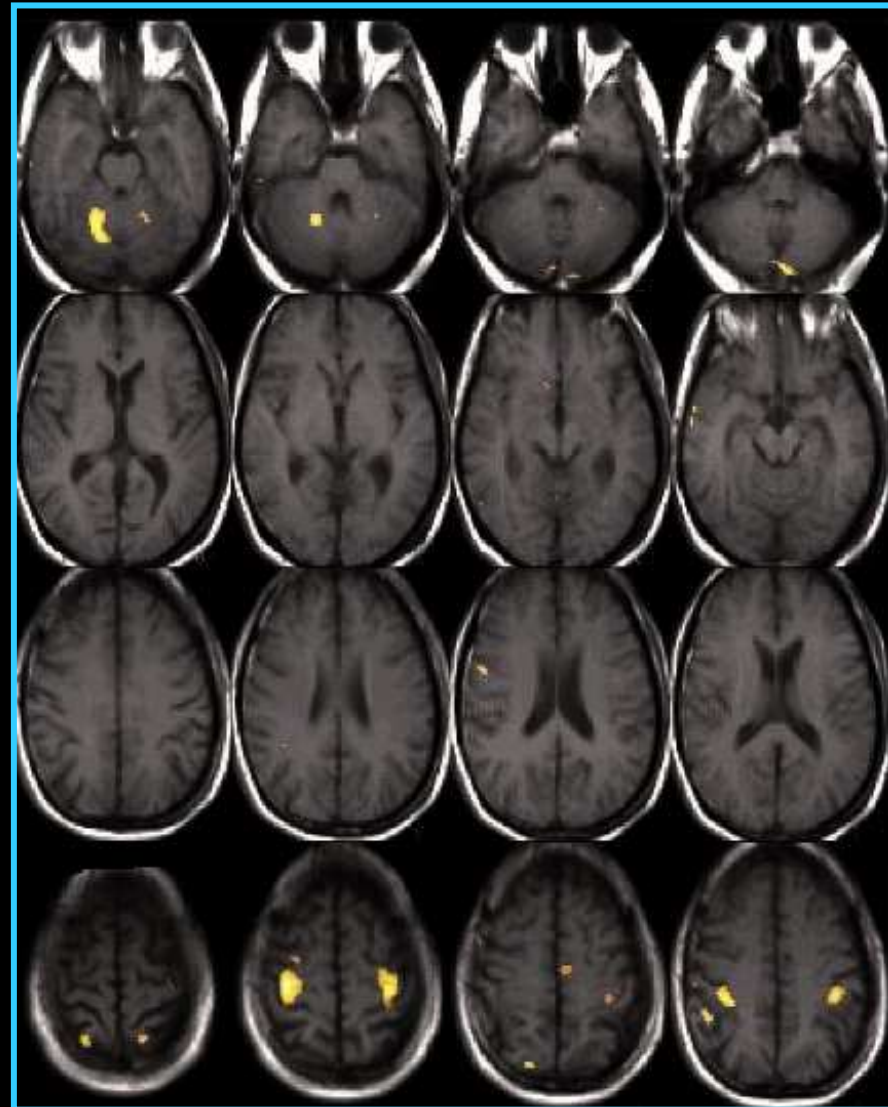
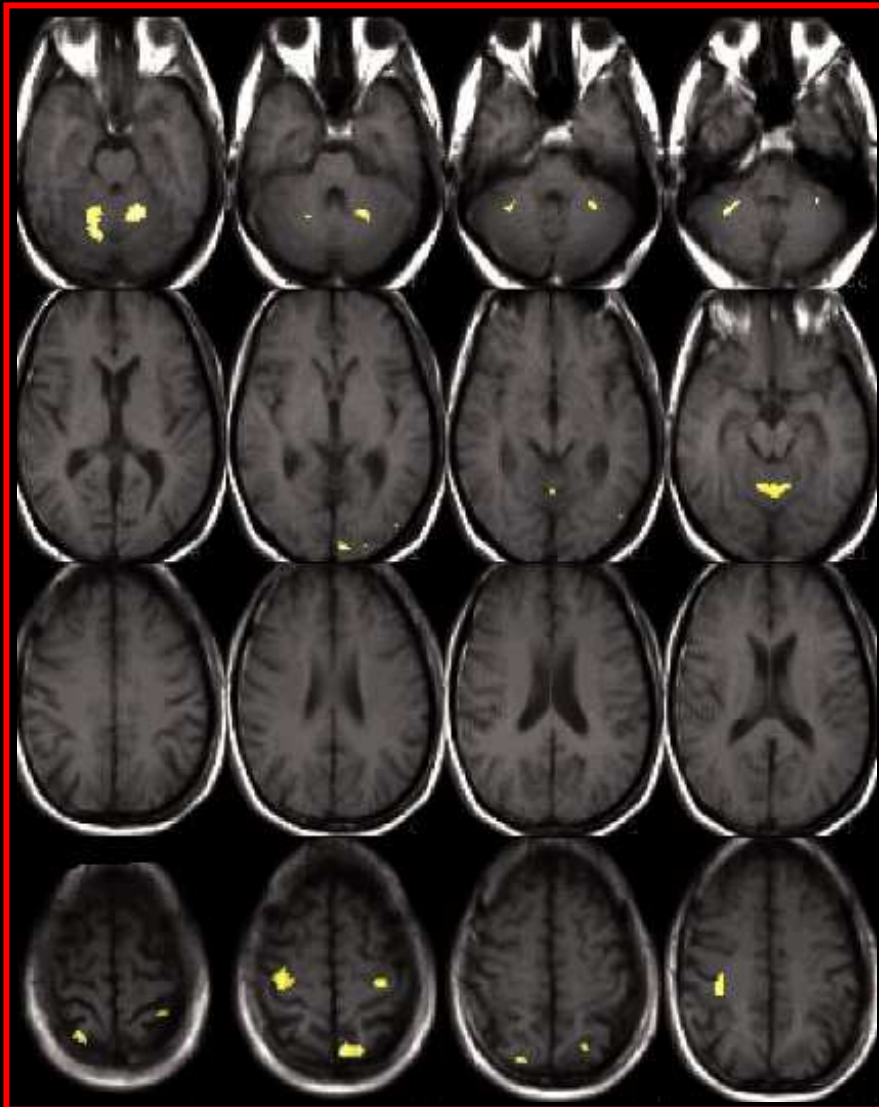
Observation

M. Burgmer et al., Abnormal brain activation during movement observation in patients with conversion paralysis, neuroImage 2005

Rou

Mouvements en miroir persistants

Sujet Droitier, opposition active pouce G ou D sur hypothénar

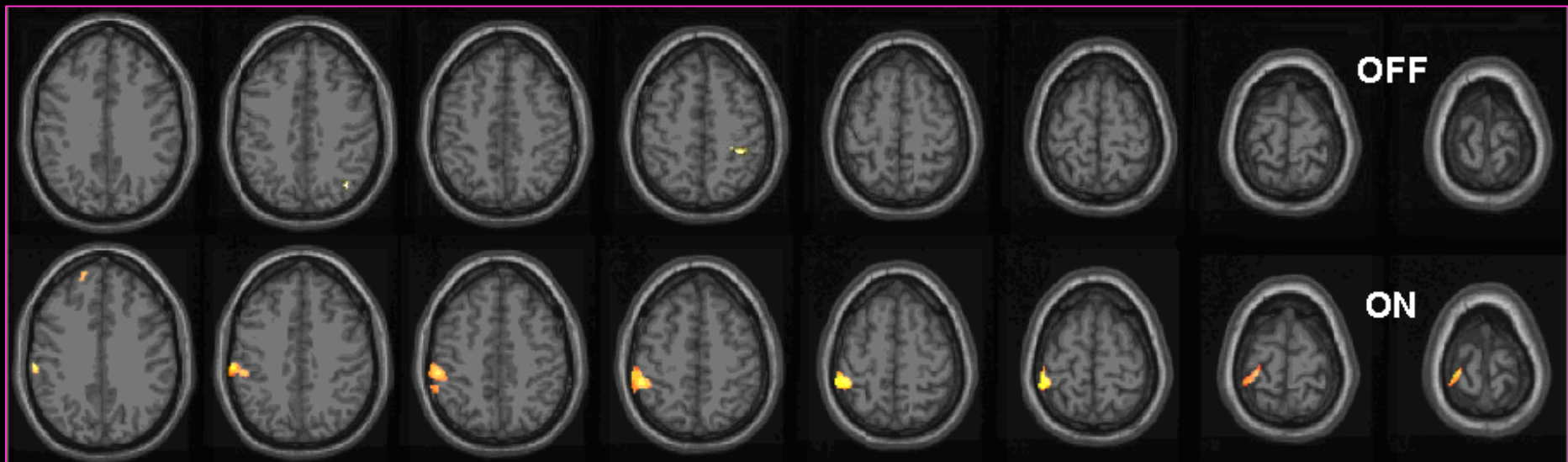


Dystonie implantée chez l'enfant

Implantation chirurgicale d'électrodes de stimulat^o
pallidale

⇒ récupération d'une fonctions motrice quasi normale

Etude post chirurgicale de la motricité du pouce gauche



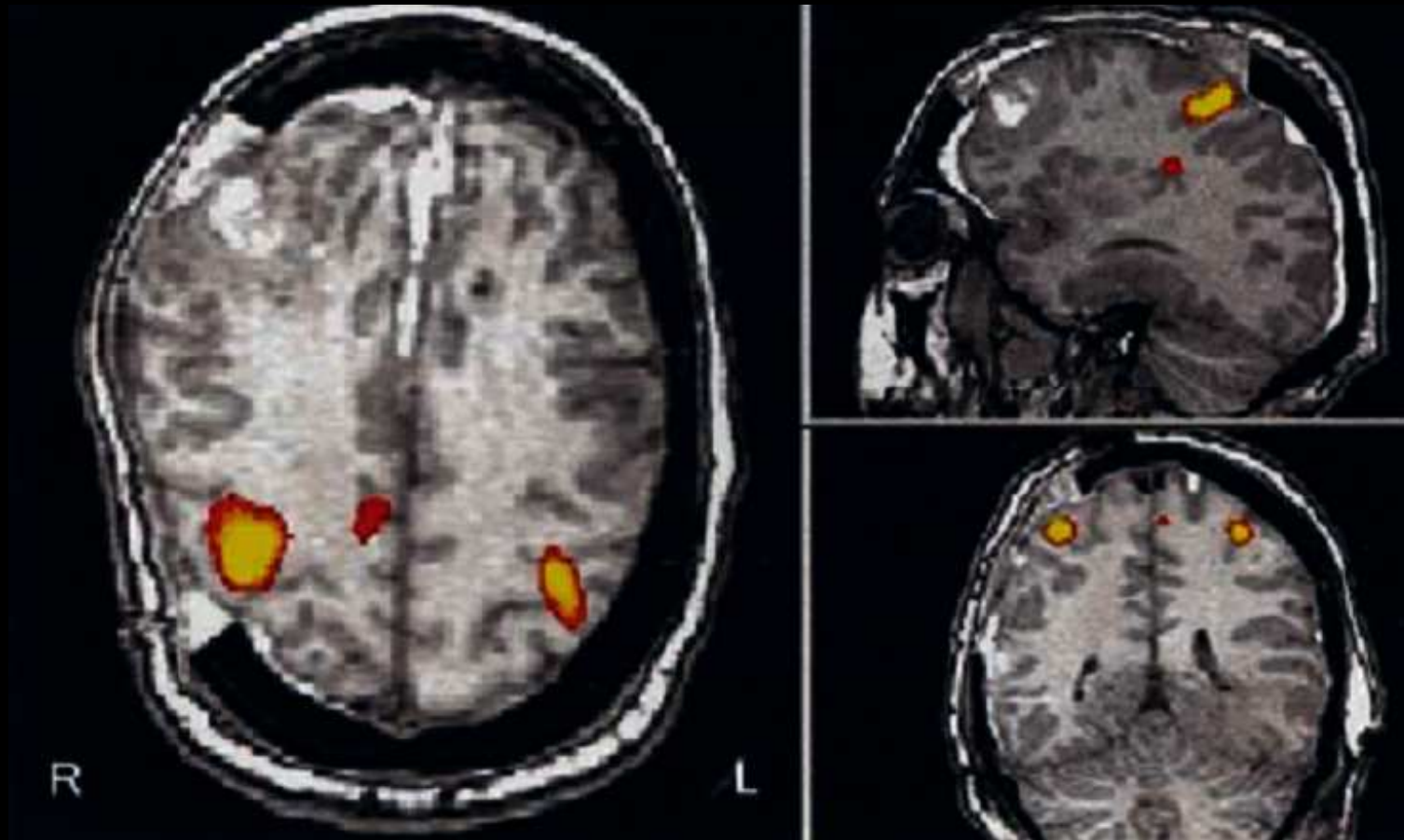
Lésion bas grade temporo-insulaire G

Pouce Droit : activations en miroir (*syncinésie*), D & G



COMA Post AVP

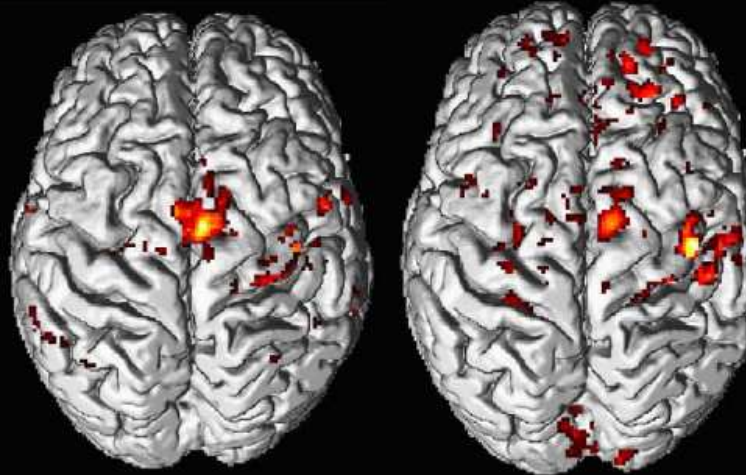
Sujet 38 ans, coma (Glasgow 11) détérioré en 72 h
Stimulations tactiles (passives) bilatérales



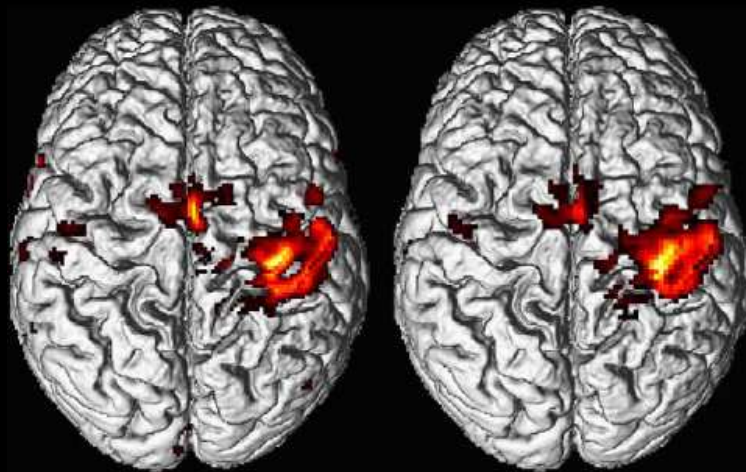
Aires sensitives I^{aires} D > G et SMA D

Récupérer la fonction motrice perdue

Flexion - extension doigts G



Transplantation main G
6 ans après accident

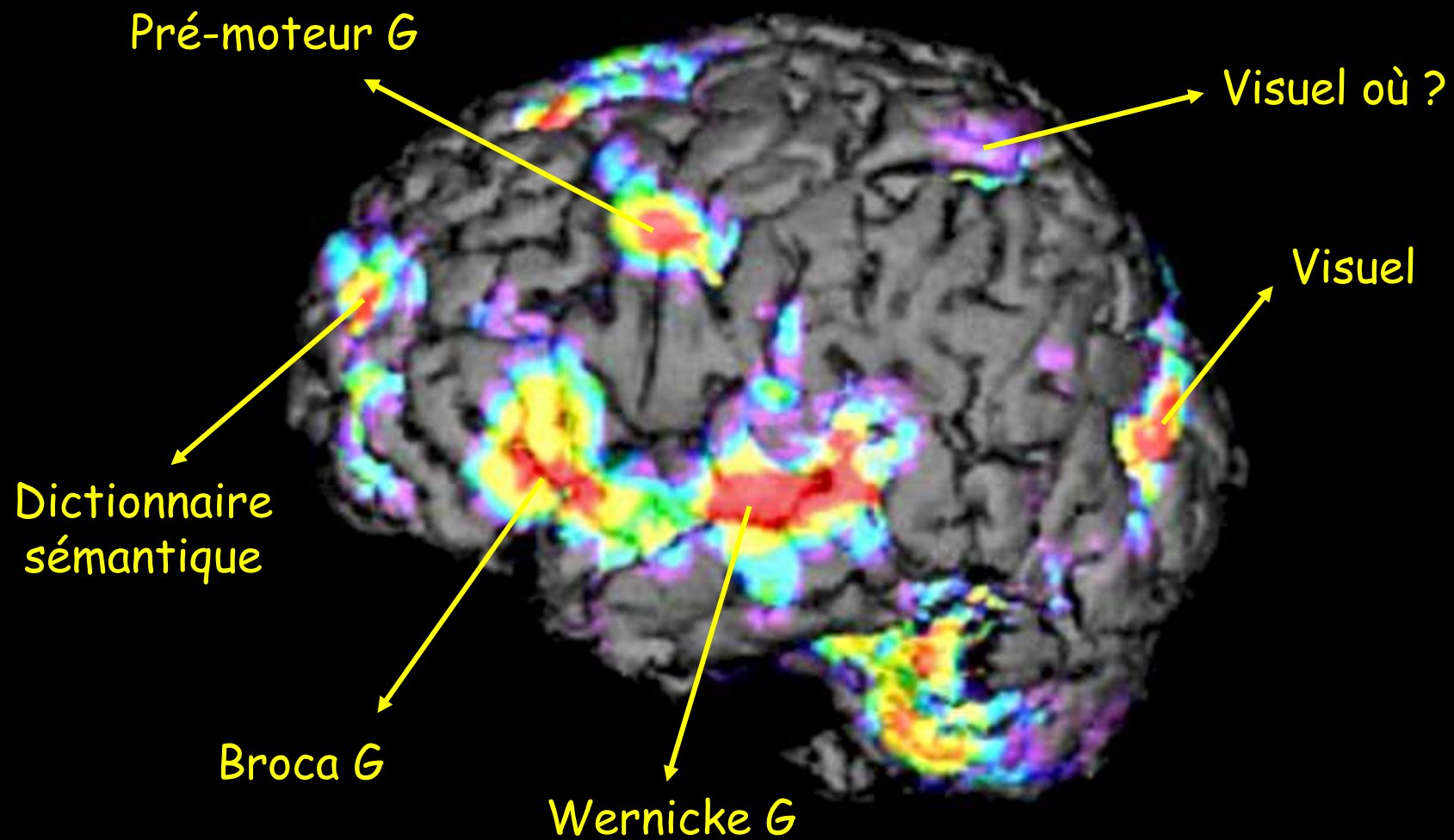


Réimplantation main G
1 sem après accident

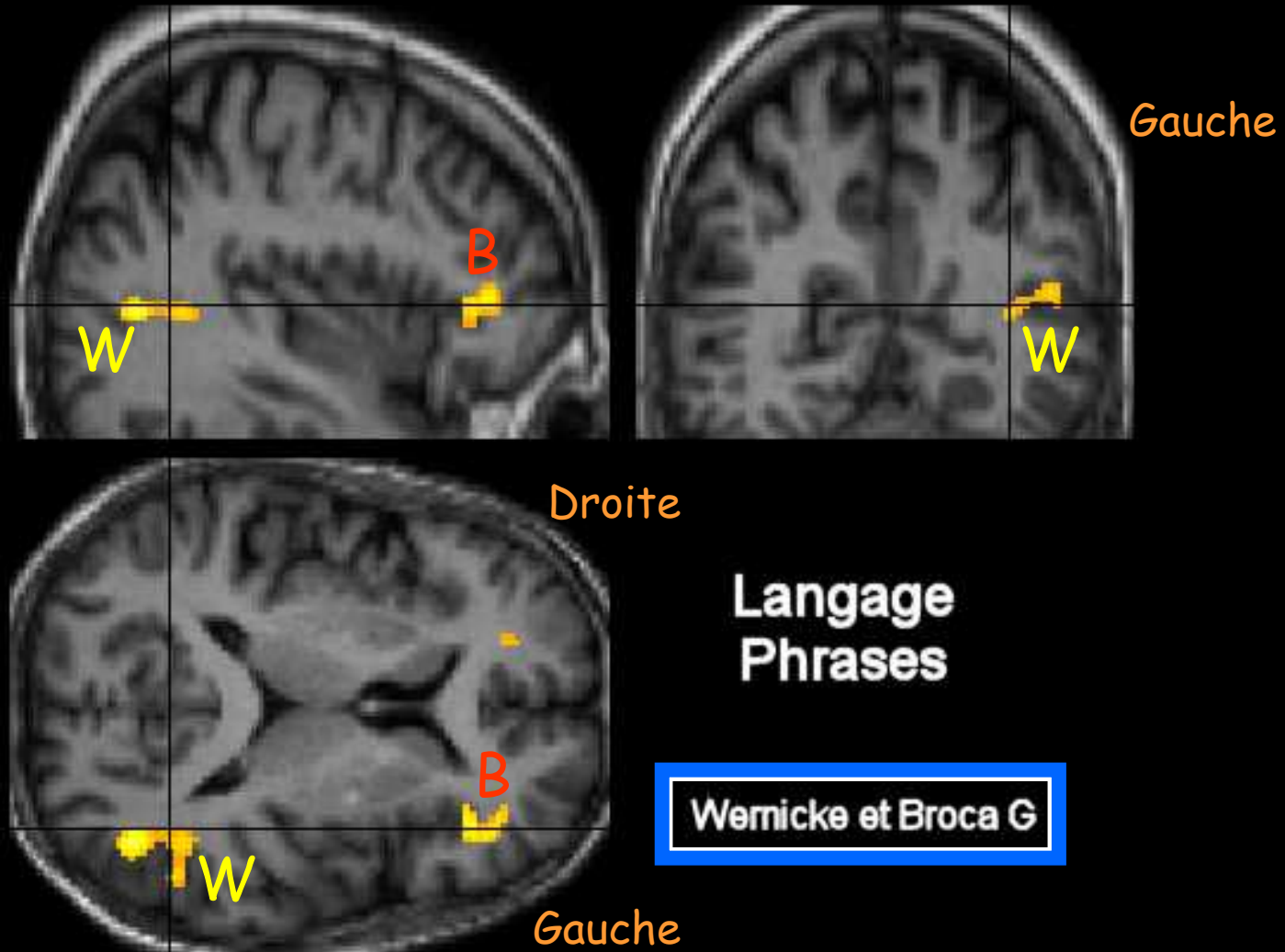
6 jrs...

2 sem post chir

Les territoires du langage



Génération pensée de phrases



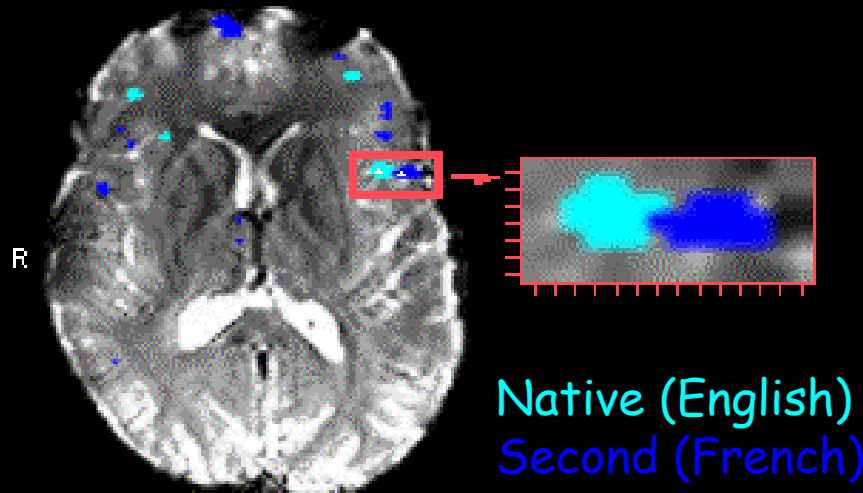
W = aire de WERNICKE, compréhension des phrases
B, aire de BROCA, prononciation des mots

Aire de Broca et apprentissage des langues

Aire de BROCA, prononciation des mots et phrases

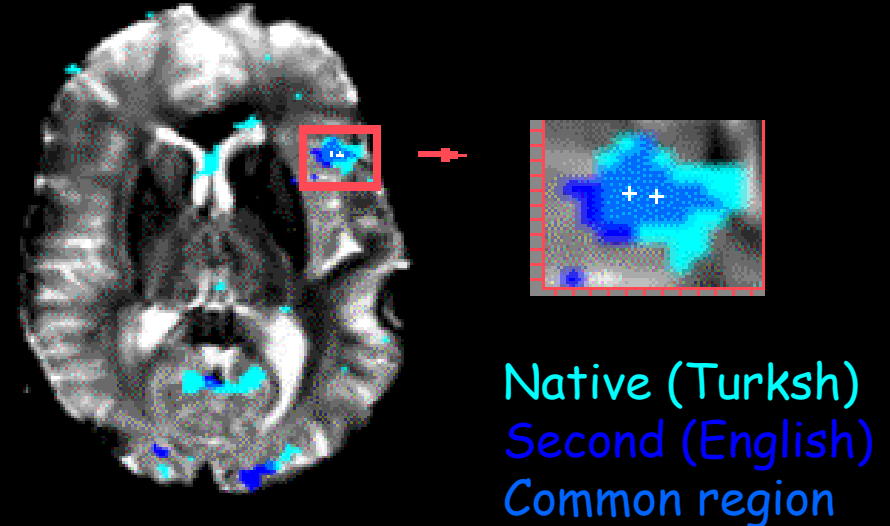
« Late » bilingual

(Separate language Areas)



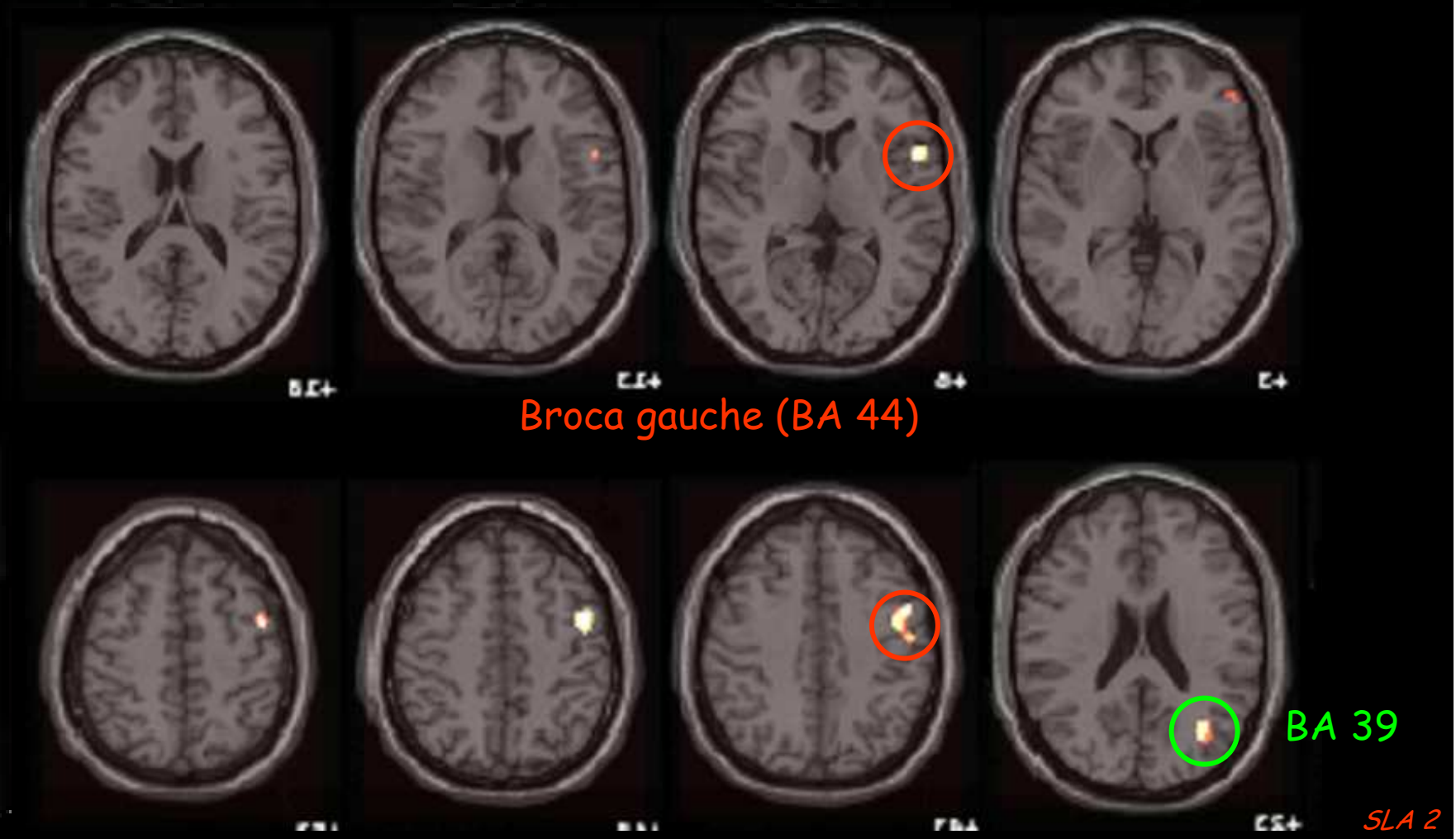
« Early » bilingual

(Overlapping language Areas)



APP : dissociation frontale

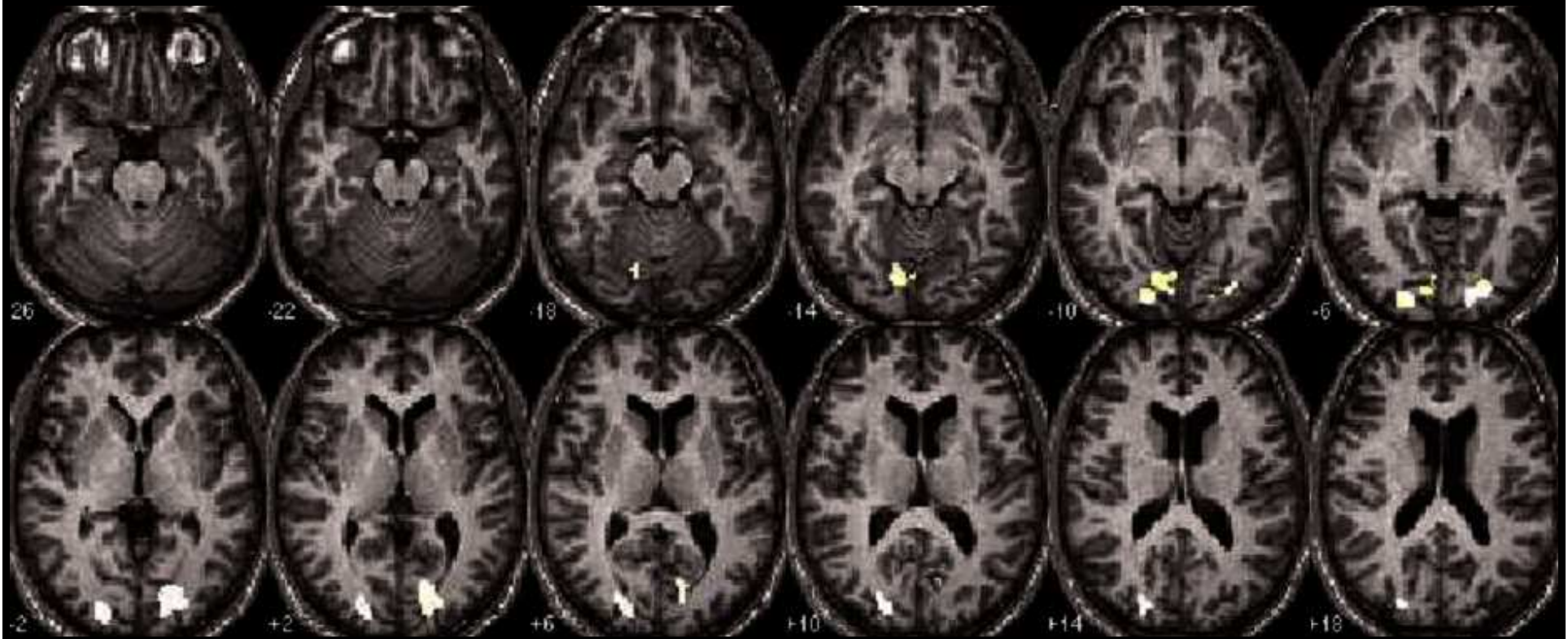
Mots pensés seulement, les phrases ne donnant rien



IRMf cortex visuel

ouvre/ferme paupières

Analyse de groupe, 43 sujets, coupes épaisses ($\Delta\chi$)

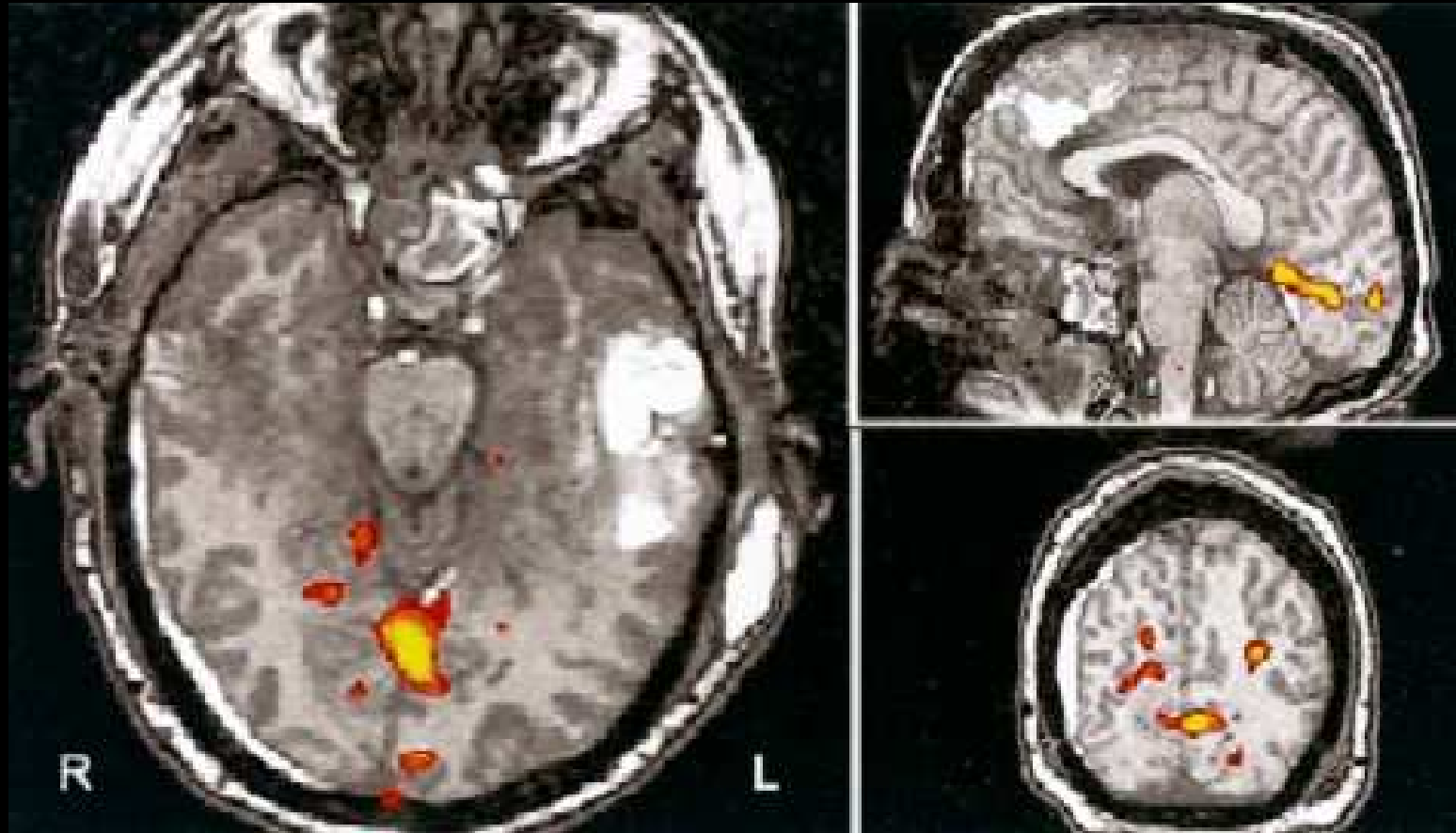


Scissures calcarines D et G

Comp xxP

COMA Post AVP

Sujet 38 ans, coma (Glasgow 11) détérioré en 72 h
Stimulations lumineuses (1 Hz)

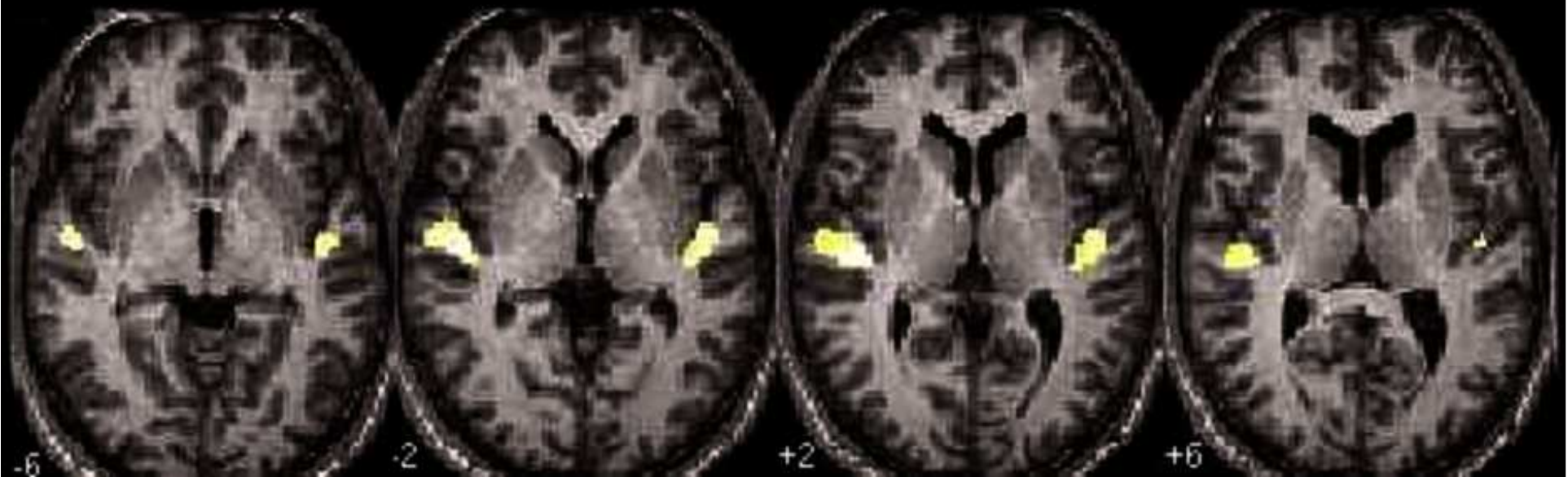


Cortex visuel I^{aire} D > G (scissure calcarine)

IRMf du Cortex Auditif

Audition musique d'ambiance

Analyse de groupe, 42 sujets



Gyrus de Hoeschl D et G

Comp xXP

Audition

Subject Blind From Birth

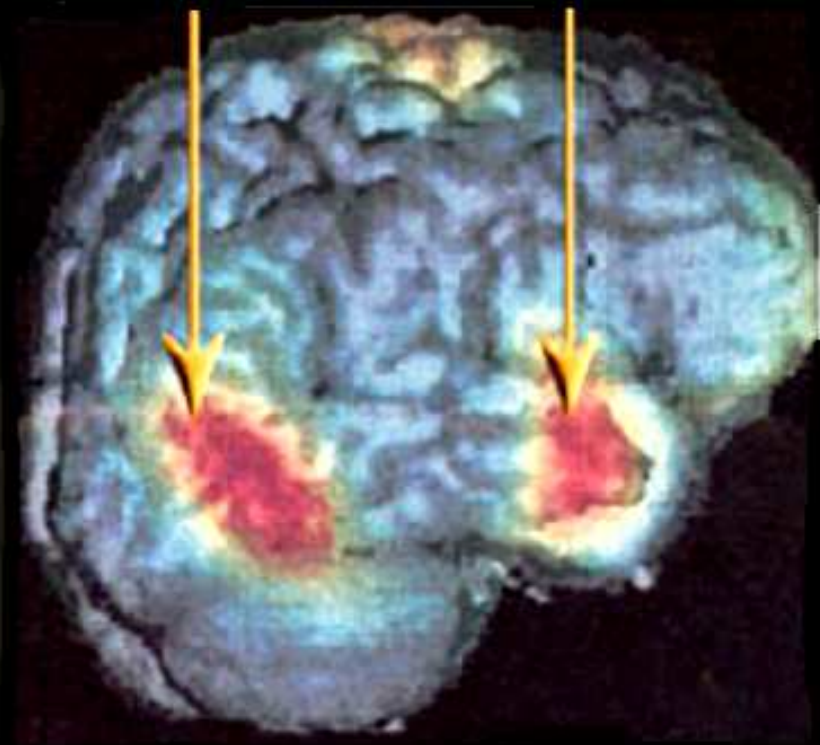
Auditory
cortex



Control subject
Auditory cortex only

Visual
cortex

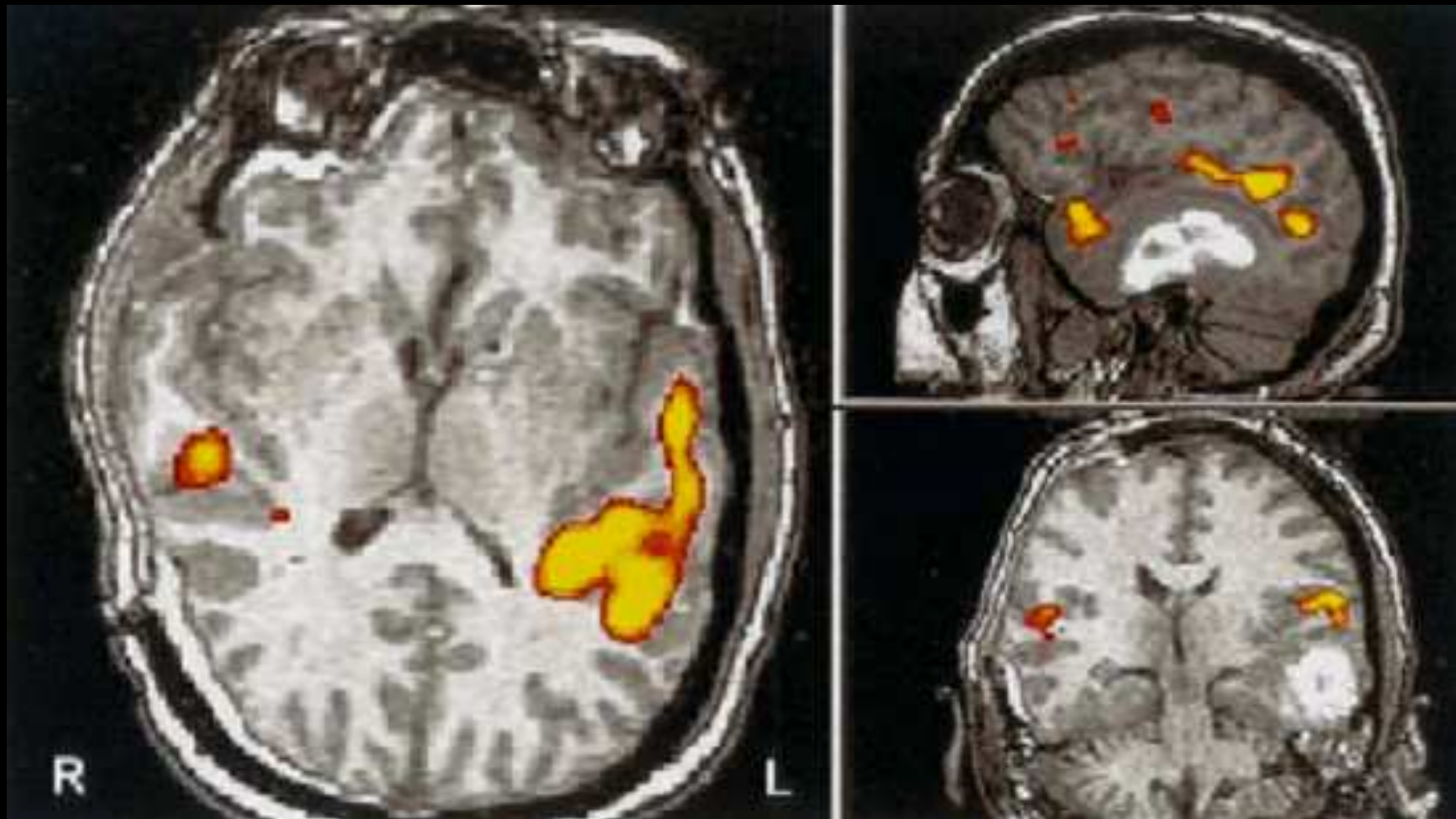
Auditory
cortex



Blind subject from birth
Hearing area in auditory & visual cortex

COMA Post AVP

Sujet 38 ans, coma (Glasgow 11) détérioré en 72 h
Stimulations auditives, texte lu



Aires auditives à $G > D$, Broca G et Wernicke G (langage)

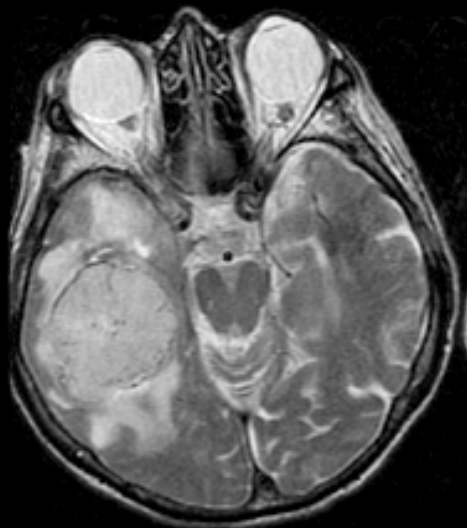
CONTRASTES ARTIFICIELS

**Produits de contraste et applications
morphologiques**

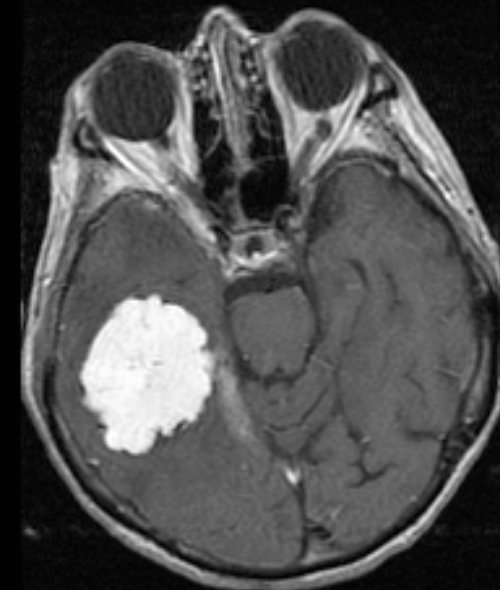
Utilisation de Produits de Contraste pour les Tumeurs



T1



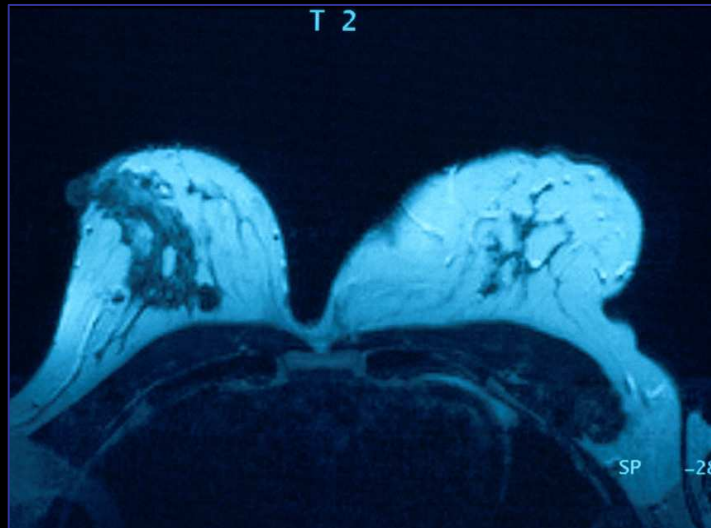
T2



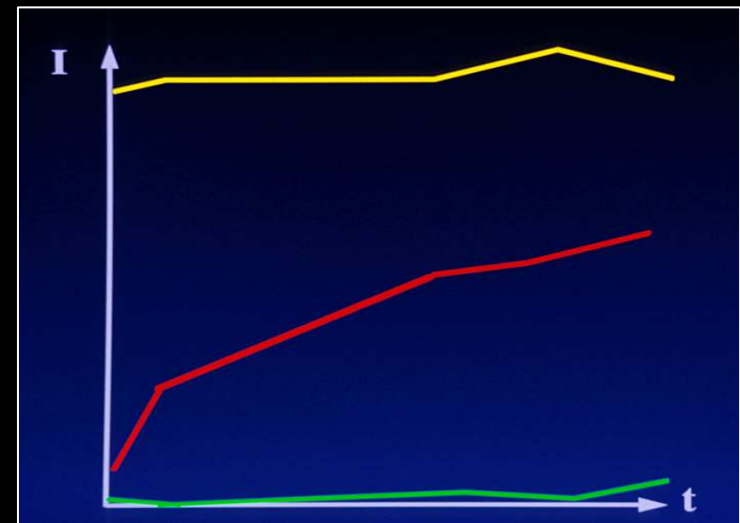
Post-Gd T1

Tumeur : T1 peu modifié, T2 augmenté...
... mais la rupture locale de la BHE laisse
passer le Gd, séparant tumeur et oedème

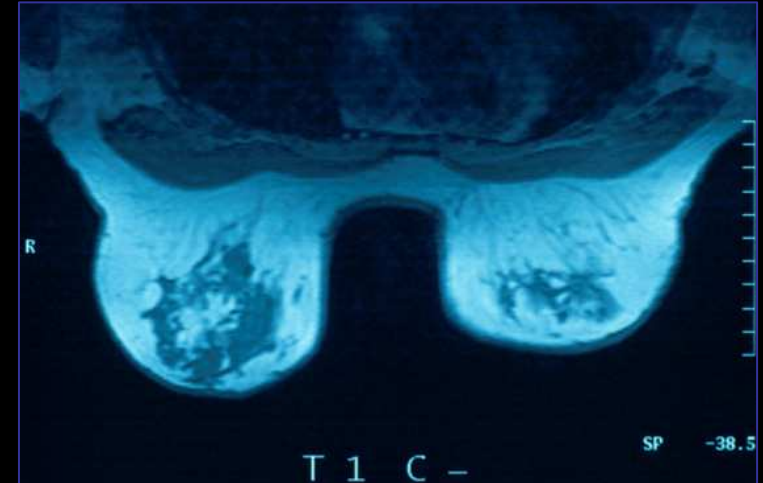
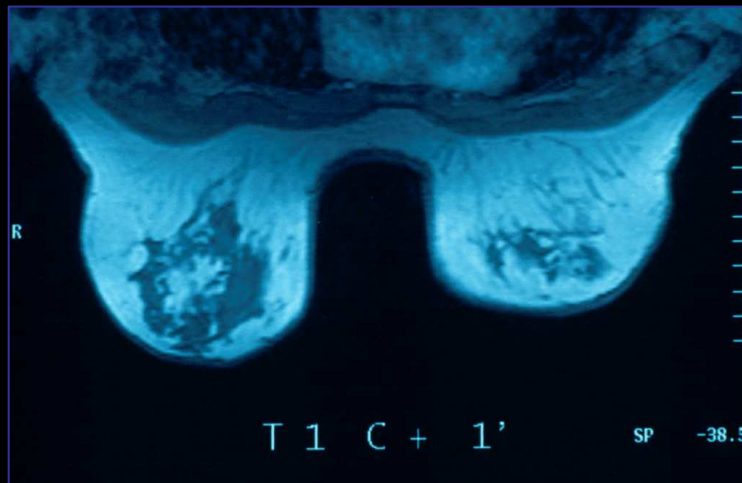
Fibroadénome



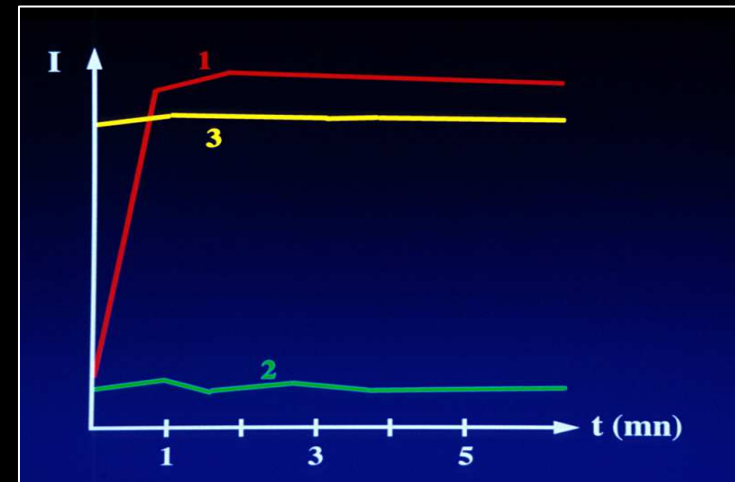
Rehaussement tardif, lent et modéré



Cancer du Sein, Nodule Solitaire



Rehaussement précoce, rapide et élevé





M 45 (les Pléiades)

*... merci de votre écoute
et à bientôt ...*