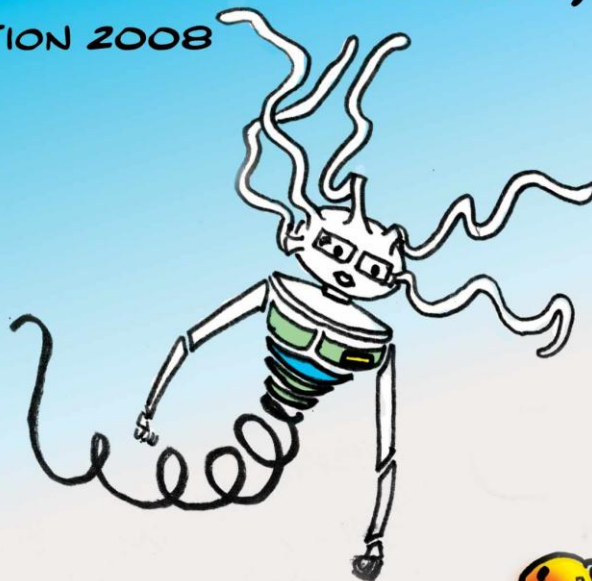


# L'IRM SANS PEINE?

## (LE CHANT DES PROTONS)

5<sup>e</sup> ÉDITION 2008



ALAIN COUSSEMENT

ILLUSTRATIONS DE JULIE CARLIER ET MAXIME BEYLARD



# Quoi de neuf depuis 2008

Les progrès survenus depuis 2008 intéressent avant tout le raccourcissement du temps d'acquisition des séquences les plus rapides.

Comme on le prévoyait, la généralisation et le perfectionnement des antennes parallèles a permis d'obtenir en routine des séquences 3D isotropiques permettant donc de reconstruire des images de bonne qualité dans tous les plans de l'espace.

C'est une avancée énorme.

Parallèlement, les séquences angiographiques ont fait de gros progrès, de même que les options corrigeant les artéfacts, en particulier ferromagnétiques et de mouvement.

Mais la petite révolution consiste, pour moi, dans l'installation en routine des séquences "silencieuses".

J'ai regroupé certaines des plus marquantes de ces avancées à la fin vers la page 139. Je remercie tout particulièrement Monsieur Bastien Perez, de General Electric pour son aide dans cet ultime effort de mise à jour.

Nice, septembre 2015

COMME LE DISAIT EINSTEIN, "EN SCIENCE, LA PLUPART DES IDÉES FONDAMENTALES SONT SIMPLES ET PEUVENT EN RÈGLE GÉNÉRALE ÊTRE EXPLIQUÉES DANS UN LANGAGE COMPRÉHENSIBLE PAR TOUT LE MONDE"... .



NOUS ALLONS ESSAYER. JE CROIS QUE CE SERA MOINS ARIDE EN BD... MAIS SURTOUT N'ALLEZ PAS TROP VITE. LA BANDE DESSINÉE OBLIGE À UNE EXTRÊME CONCISION ET CHAQUE MOT COMPTE. VOUS DEVREZ SAVOIR VOUS ARRÊTER POUR MÉDITER. J'AI RÉUNI À LA FIN DE L'OUVRAGE CERTAINS DÉVELOPPEMENTS SOUS LA RUBRIQUE « EN SAVOIR PLUS »... AINSI QUE LES SIGLES ET ACRONYMES.

# AVERTISSEMENT

LES SIGNES ACRONYMES ET AUTRES ABRÉVIATIONS SE TROUVENT  
À LA FIN

VOICI LES PRINCIPAUX

TE= TEMPS D'ECHO

TR= TEMPS DE RÉPÉTITION

TI= TEMPS D'INVERSION

TI=TEMPS DE RELAXATION T1 = TEMPS DE RETOUR À L'ÉQUILIBRE

T2= TEMPS DE RELAXATION T2 = TEMPS DE DÉPHASAGE DES PROTONS

SE = SPIN ÉCHO

GRE = ÉCHO DE GRADIENT

RSE = SPIN ÉCHO RAPIDE

IR = INVERSION RÉCUPÉRATION

FLAIR = IR AVEC SUPPRESSION DE L'EAU

STIR = IR AVEC SUPPRESSION DE LA GRAISSE

FAT SAT = SUPPRESSION DE LA GRAISSE

EPI = ÉCHO PLANAR

FT = TRANSFORMÉE DE FOURIER

FOV= CHAMP DE VUE

SAT= SATURATION

# RECETTE DE L'IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE

## INGRÉDIENTS:

PROCUREZ VOUS

- DES NOYAUX D'HYDROGÈNE ABONDANTS DANS LE CORPS HUMAIN
- UN CHAMP MAGNÉTIQUE PUISSANT
- UN ÉMETTEUR-RÉCEPTEUR D'ONDES RADIO

## RÉALISATION:

- PLACEZ LES NOYAUX DANS LE CHAMP MAGNÉTIQUE
  - SOUMETTEZ LES À UNE SÉRIE D'IMPULSION RADIO
- A CHAQUE IMPULSION LES PROTONS DANSENT  
QUAND L'IMPULSION S'ARRÊTE LES NOYAUX SE METTENT À CHANTER

VOUS ENREGISTREZ LE CHANT SUR VOTRE ORDINATEUR CHÉRI  
IL VOUS DONNERA RAPIDEMENT UNE BELLE IMAGE  
QUE VOUS SERVIREZ À VOTRE AIMABLE CLIENTÈLE  
AVEC UN COMPTE RENDU APPROPRIÉ.

ET VOICI ...

## LE PLAN

- CHAPITRE 1 LES BASES PAGE 9
- CHAPITRE 2 LA RELAXATION DES PROTONS PAGE 20
- CHAPITRE 3 L'ÉCHO ET LE REPHASAGE DES SPINS PAGE 27
- CHAPITRE 4 LE TEMPS DE RÉPÉTITION PAGE 37
- CHAPITRE 5 LA REPRÉSENTATION VECTORIELLE PAGE 41
- CHAPITRE 6 LA CONSTRUCTION D'UNE IMAGE, LES GRADIENTS, LA TRANSFORMATION DE FOURIER ET L'ESPACE K PAGE 56

## 8

- CHAPITRE 7 LES SÉQUENCES PAGE 60
  
- CHAPITRE 8 LES OPTIONS -QUI MODIFIENT LE CONTRASTE  
-QUI FONT GAGNER DU TEMPS PAGE 78
  
- CHAPITRE 9 LES ARTÉFACTS  
ET LES OPTIONS QUI LES DIMINUENT PAGE 107
  
- CHAPITRE 10 LE FLUX ET L'ANGIO-RM PAGE 119
  
- EN SAVOIR PLUS SUR LE SPIN, LES AIMANTS, LES ANTENNES,  
LA PONDÉRATION DES IMAGES, LES GRADIENTS,  
L'ANGLE DE BASCULE, LA TRANSFORMATION DE FOURIER, L'ESPACE K,  
L'IMAGERIE 3 D, L'ÉCHO PLANAR, L'IMAGERIE FONCTIONNELLE,  
LE RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT, LES EFFETS BIOLOGIQUES PAGE 128
  
  
- SIGLES, ACRONYMES PAGE 161
  
- INDEX PAGE 169

## CHAPITRE I LES BASES

L'IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE FAIT INTERVENIR TROIS ÉLÉMENTS: LES PROTONS, UN CHAMP MAGNÉTIQUE PUISSANT, ET DES ONDES RADIOFRÉQUENCES.

### I-LES PROTONS



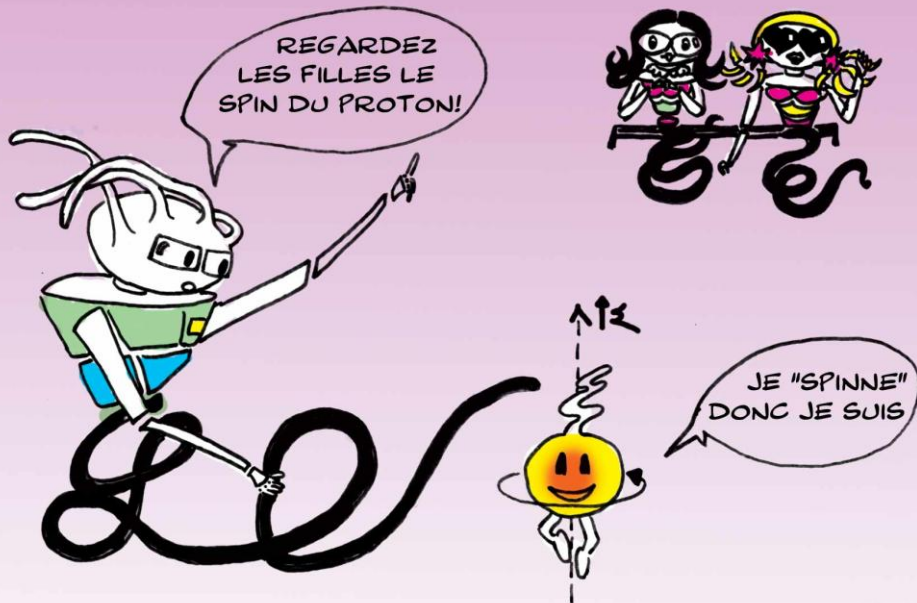
LE PROTON EST LE NOYAU DE L'ATOME D'HYDROGÈNE PARTICULIÈREMENT ABONDANT DANS LE CORPS HUMAIN (L'EAU, LA GRAISSE).

IL A TROIS PROPRIÉTÉS QUI NOUS INTÉRESSENT POUR FAIRE DE L'IRM

A) IL TOURNE SUR LUI-MÊME (COMME LA TERRE) PARCEQUE C'EST EST UNE PARTICULE CHARGÉE ÉLECTRIQUEMENT. ON DIT QUE LE PROTON SPINNE. C'EST PLUS SIMPLE QUE DE DIRE QU'IL POSSÈDE UN MOMENT MAGNÉTIQUE ANGULAIRE DE SPIN (ENCORE APPELÉ SPIN).

RAPPEL: UN MOMENT MAGNÉTIQUE POSSÈDE UNE DIRECTION (D'UN PÔLE À L'AUTRE) ET UN SENS (DU SUD VERS LE NORD). UNE GRANDEUR QUI POSSÈDE UNE DIRECTION ET UN SENS S'APPELLE UN VECTEUR ET SE REPRÉSENTE ICI PAR LA LETTRE  $\vec{r}$  SURMONTÉE D'UNE PETITE FLÈCHE.

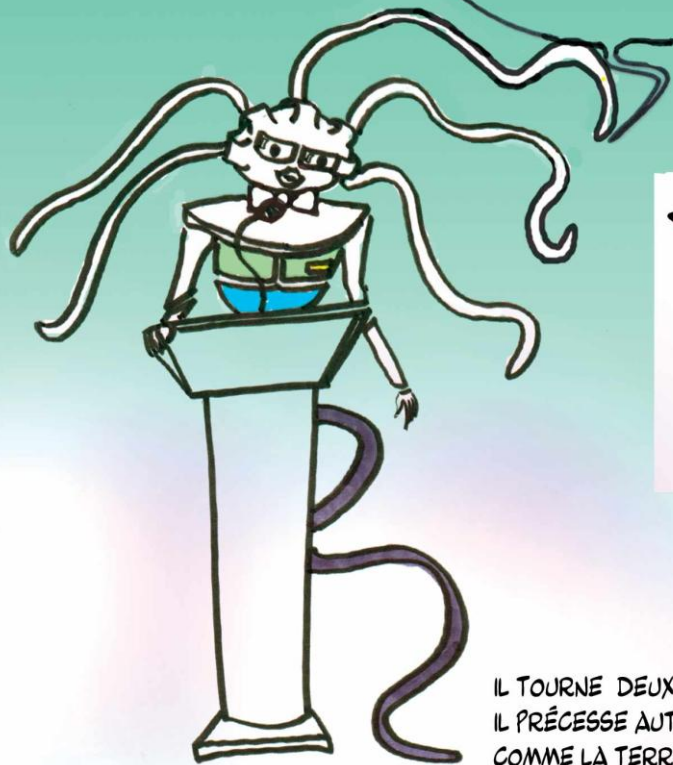
10



## B- IL PRÉCESSE



EN FAIT, LE PROTON SE COMPORTE  
COMME UNE TOUPIE!






IL TOURNE DEUX FOIS: IL SPINNE SUR LUI-MÊME ET  
IL PRÉCESSE AUTOUR D'UN AXE NORD -SUD  
COMME LA TERRE AUTOUR DU SOLEIL.

C-IL PASSE DE FAÇON INCESSANTE ENTRE DEUX POSITIONS: TÊTE EN HAUT ET TÊTE EN BAS...



12

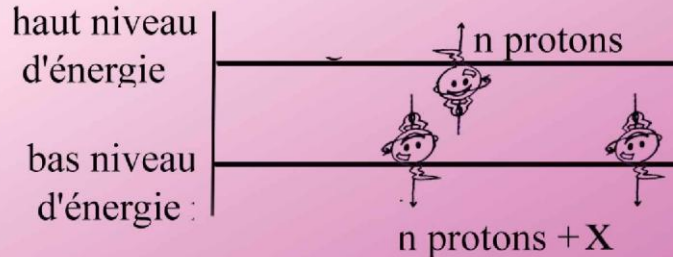
--

CES DEUX POSITIONS CORRESPONDENT À DEUX NIVEAUX D'ÉNERGIE DIFFÉRENTS: HAUTE ET BASSE ÉNERGIE. DANS UN ÉTAT D'ÉQUILIBRE, IL Y A SENSIBLEMENT LE MÊME NOMBRE DE PROTONS DANS CHAQUE ÉTAT D'ÉNERGIE AVEC CEPENDANT UN FAIBLE EXCÈS DE SPIN EN POSITION DE BASSE ÉNERGIE.

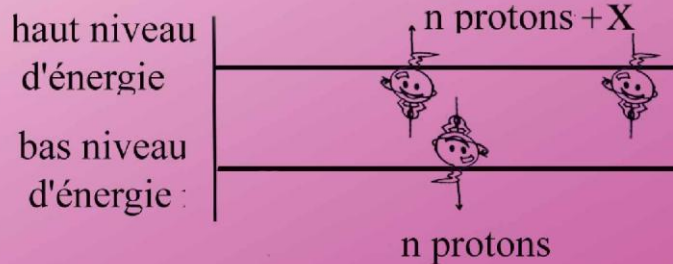
13



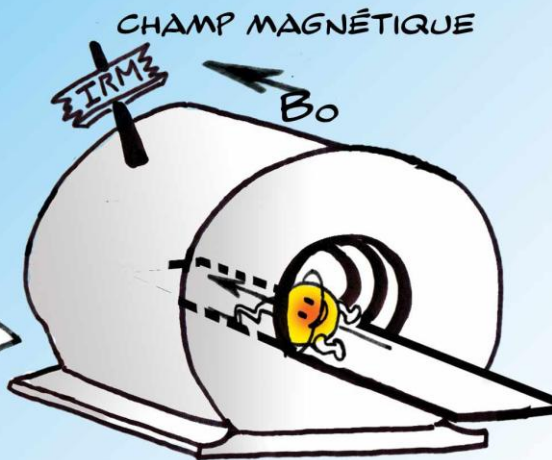
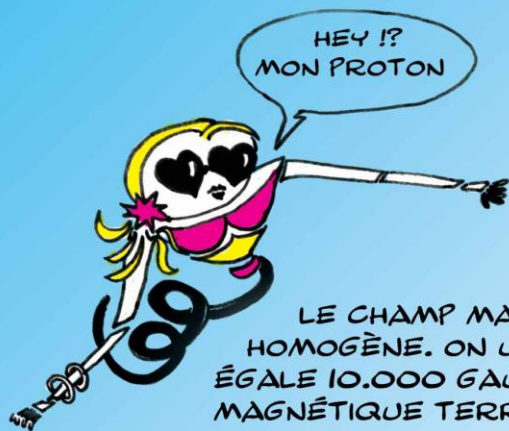
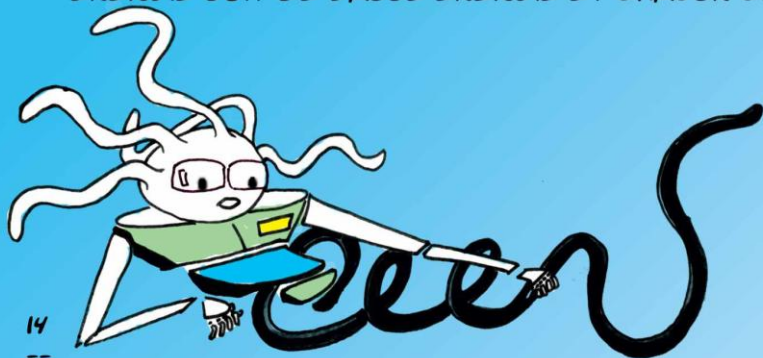
AU REPOS, IL Y A UN PEU PLUS DE PROTONS  
AU NIVEAU DE BASSE ÉNERGIE



SI ILS SONT EXCITÉS CERTAINS DE CES PROTONS PASSENT AU NIVEAU DE  
HAUTE ÉNERGIE. CE SONT CES PROTONS QUI SERONT UTILISÉS EN IRM.



2) LORSQU'ON PLACE UN ENSEMBLE DE PROTONS DANS UN CHAMP MAGNÉTIQUE LEURS SPINS S'ALIGNENT DANS LA DIRECTION DE CE CHAMP SOIT EN POSITION DE HAUTE ÉNERGIE SOIT DE BASSE ÉNERGIE ET CHACUN CONTINUE DE PRÉCESSER POUR SON COMPTE



LE CHAMP MAGNÉTIQUE UTILISÉ EST TRÈS PUISSANT, ET TRÈS HOMOGENÈ. ON UTILISE DES AIMANTS DE 0.1 À 7 TESLA (1 TESLA ÉGALE 10.000 GAUSS) SOIT DE 2.000 À 140.000 FOIS LE CHAMP MAGNÉTIQUE TERRESTRE. EN SAVOIR PLUS SUR LES AIMANTS P131.

### 3) ET LA RÉSONANCE?

LA RÉSONANCE EST UN TRANSFERT D'ÉNERGIE ENTRE DEUX SYSTÈMES OSCILLANT À LA MÊME FRÉQUENCE.



LE PROTON LUI N'EXPLOSE PAS MAIS IL ENTRE EN RÉSONANCE S'IL EST EXCITÉ PAR UNE ONDE RADIOFRÉQUENCE (RF) DONT LA LONGUEUR D'ONDE CORRESPOND EXACTEMENT À SA FRÉQUENCE DE PRÉCESSION, APPELÉE AUSSI FRÉQUENCE DE LARMOR, QUI VARIE AVEC L'INTENSITÉ DU CHAMP MAGNÉTIQUE.

EN IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE, L'ÉNERGIE EST DONC APPORTÉE PAR DES ONDES RADIOFRÉQUENCES (RF).

LE PROTON RÉSONNE:

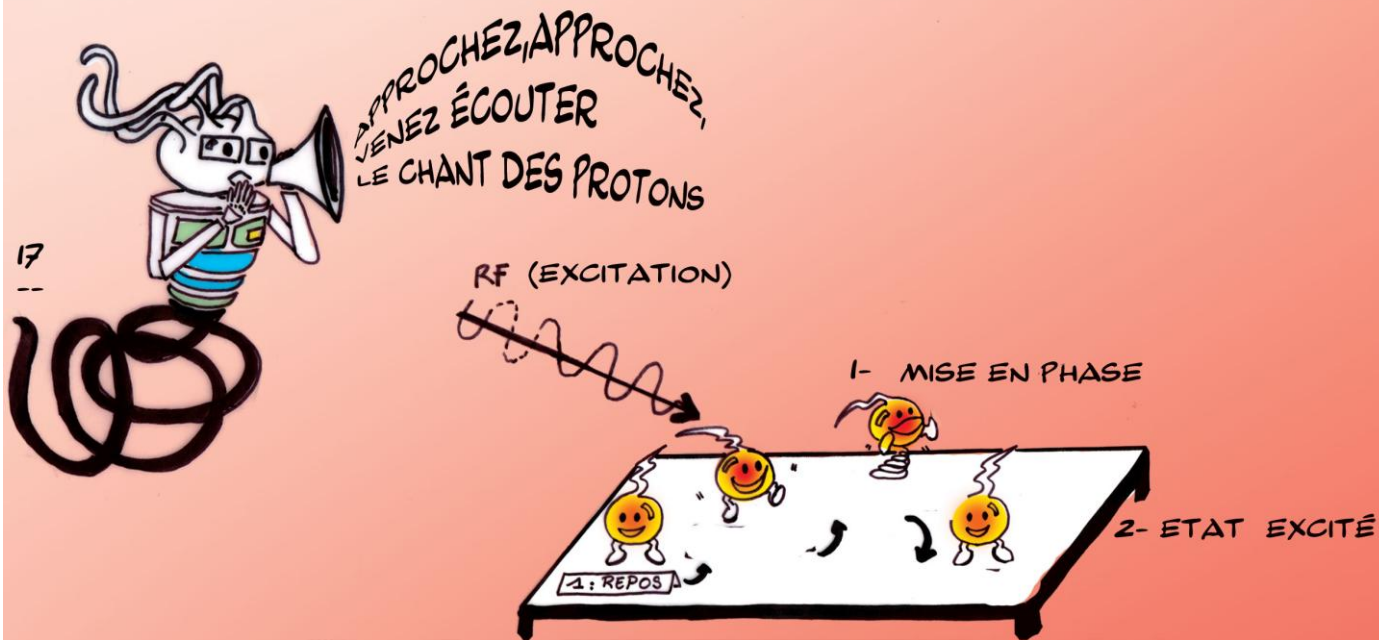
- À 21,2MHZ DANS UN CHAMP DE 0,5 TESLA
- À 42,5MHZ DANS UN CHAMP DE 1 TESLA
- À 63,8MHZ DANS UN CHAMP DE 1,5 TESLA

L'ÉMISSION ET LA RÉCEPTION DES ONDES RF SE FONT PAR DES ANTENNES RADIO SITUÉES DANS L'AIMANT.



TRES IMPORTANT LES ANTENNES P 133

MAIS CE N'EST PAS TOUT, CAR LORSQU'ILS SONT EXCITÉS PAR UNE IMPULSION RADIOFRÉQUENCE, LES PROTONS SUBISSENT DEUX PHÉNOMÈNES SUCCESSIFS. LE PREMIER EST EXTRÊMEMENT RAPIDE C'EST LA MISE EN PHASE DE TOUS LES PROTONS QUI SE METTENT À PRÉCESSER UNIFORMÉMENT.

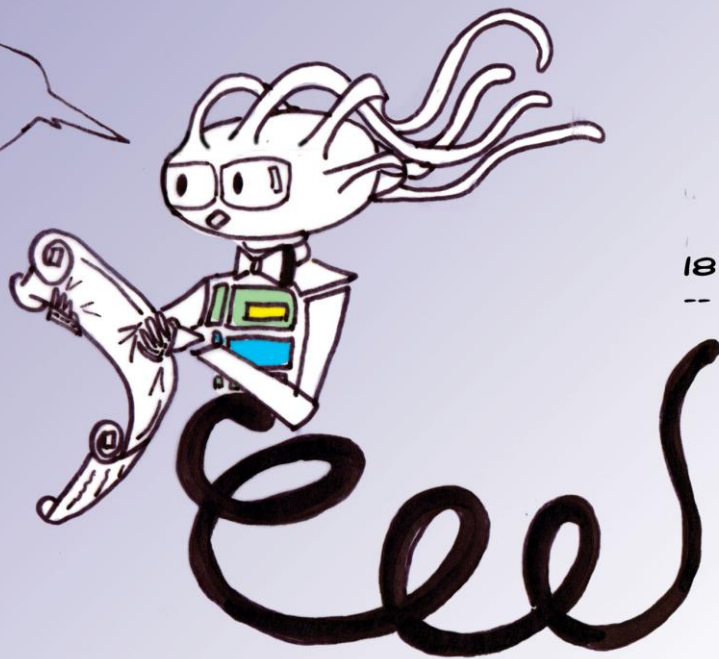


LE SECOND EST PLUS LENT. UN PLUS OU MOINS GRAND NOMBRE DE PROTONS SONT EXCITÉS C.A.D PASSENT D'UN ÉTAT DE BASSE ÉNERGIE À UN ÉTAT DE HAUTE ÉNERGIE. LEUR NOMBRE DÉPEND DE L'INTENSITÉ DE L'IMPULSION RF ET DU CHAMP MAGNÉTIQUE.

LE PRINCIPE DE LA PRODUCTION ET DU RECUEIL DU SIGNAL CONSTITUE LA BASE DE LA RÉSONANCE MAGNÉTIQUE NUCLÉAIRE (RMN), DÉCOUVERTE EN 1946 PAR F. BLOCH À STANFORD ET E. PURCELL À BOSTON.

DANS LA CATÉGORIE  
GÉNIE DE L'ANNÉE SONT  
NOMINÉS...EDOUARD  
ET FELIX

QUELS MECS!



POUR CETTE DÉCOUVERTE MAJEURE,  
ILS REÇURENT ENSEMBLE LE PRIX NOBEL 1952.

## RÉSUMÉ DU CHAPITRE I

19

LE PROTON, NOYAU DE L'ATOME D'HYDROGÈNE UTILISÉ EN IRM, PRÉSENTE TROIS PROPRIÉTÉS QUI NOUS INTÉRESSENT.

--

A- COMME LA TERRE, C'EST UN DIPÔLE QUI TOURNE SUR LUI-MÊME (IL SPINNE) AUTOUR DE SON AXE NORD-SUD.

B- IL PRÉCESSE AUTOUR D'UN AXE VIRTUEL, COMME LA TERRE PRÉCESSE AUTOUR DU SOLEIL.

C- IL A LE CHOIX ENTRE DEUX POSITIONS CORRESPONDANT À DEUX NIVEAUX D'ÉNERGIE DIFFÉRENTS APPELÉS: POSITION DE HAUTE ET BASSE ÉNERGIE.

DANS UN ENSEMBLE DE PROTONS À L'ÉQUILIBRE, IL Y A TOUJOURS À PEU PRÈS 50% DES PROTONS DANS CHAQUE NIVEAU D'ÉNERGIE, AVEC UN VA ET VIENS INCESSANT ENTRE LES DEUX, ET CHAQUE PROTON PRÉCESSE POUR SON PROPRE COMPTE (ON DIT QU'ILS NE SONT PAS EN PHASE).

LORSQU'ON PLACE CET ENSEMBLE DE PROTONS DANS UN CHAMP MAGNÉTIQUE, LES SPINS S'ORIENTENT DANS LA DIRECTION DU CHAMP MAGNÉTIQUE, SOIT EN POSITION DE BASSE ÉNERGIE, SOIT EN POSITION DE HAUTE ÉNERGIE, ET CHACUN CONTINUE DE PRÉCESSER POUR SON COMPTE.

LORSQU'ON APPORTE DE L'ÉNERGIE AU SYSTÈME SOUS LA FORME D'UNE ONDE RADIOFRÉQUENCE (RF) OSCILLANT À LA FRÉQUENCE DE RÉSONANCE DU PROTON, ON VOIT SE PRODUIRE DEUX PHÉNOMÈNES. LE PREMIER EST EXTRÊMEMENT RAPIDE, C'EST LA MISE EN PHASE DE TOUS LES PROTONS QUI SE METTENT À PRÉCESSER UNIFORMÉMENT. LE SECOND EST PLUS LENT. C'EST LE PASSAGE D'UN PLUS OU MOINS GRAND NOMBRE DE PROTONS D'UN ÉTAT DE BASSE ÉNERGIE À UN ÉTAT DE HAUTE ÉNERGIE. LEUR NOMBRE DÉPEND DE L'INTENSITÉ DE L'ONDE RF.

## CHAPITRE 2 LA RELAXATION DES PROTONS (LE RETOUR À L'ÉQUILIBRE)

LORSQUE L'IMPULSION RF CESSE, LE SYSTÈME VA REVENIR À L'ÉQUILIBRE ET ON NE S'ÉTONNERA PAS DE VOIR CE RETOUR COMPORTER AUSSI DEUX ÉTAPES. LA PREMIÈRE EST TRÈS RAPIDE, C'EST LE DÉPHASAGE DES PROTONS. ELLE DÉPEND DES INTERACTIONS DES PROTONS ENTRE EUX. CELA DONNE NAISSANCE À UN SIGNAL QUI EST LE SIGNAL RECEUILLI EN IRM. CE SIGNAL EST UNE EXPONENTIELLE DÉCROISSANTE CARACTÉRISÉE PAR LE TEMPS AU BOUT DUQUEL 63% DES PROTONS NE SONT PLUS EN PHASE. CE TEMPS EST APPELÉ TEMPS DE RELAXATION  $T_2$

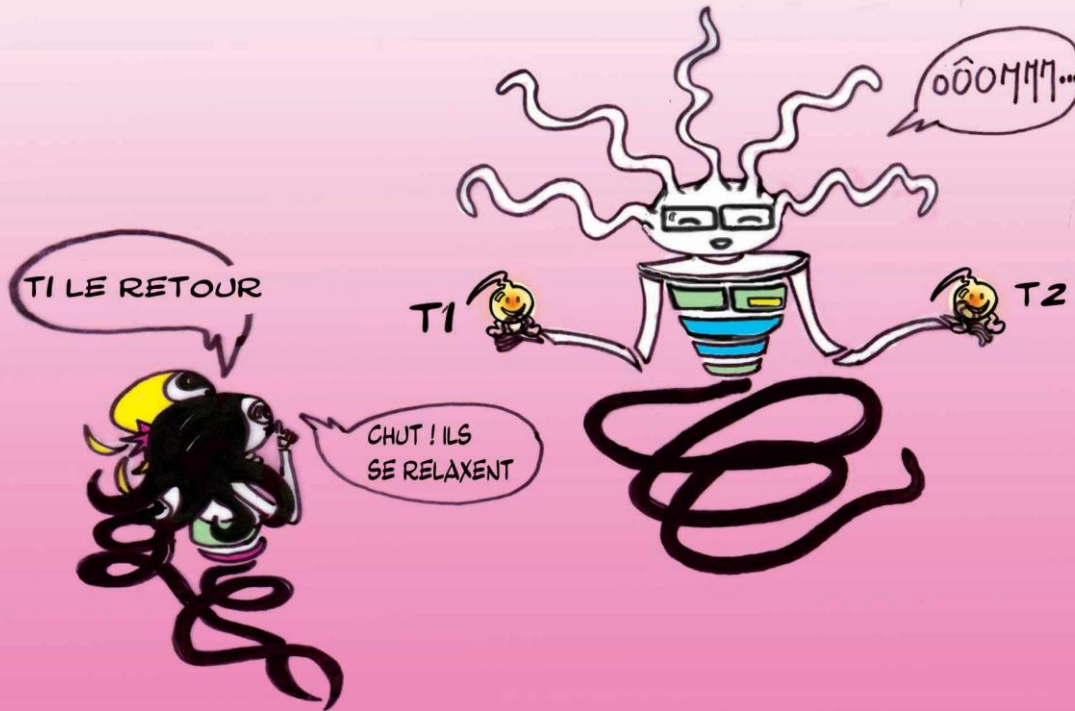
A- LES PROTONS SONT EN PHASE  
B- DÉPHASAGE DES PROTONS



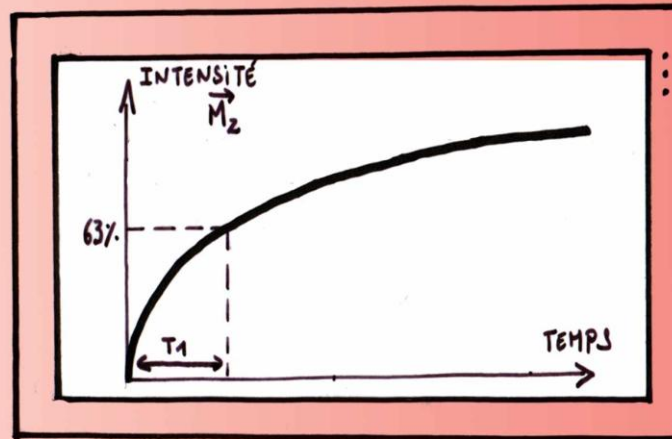
LE SIGNAL  $T_2$  RECEUILLI EST  
FONCTION DU TEMPS DE DÉPHASAGE DES PROTONS



LE DEUXIÈME PHÉNOMÈNE EST LE RETOUR À L'ÉQUILIBRE CARACTÉRISÉ PAR LE TEMPS DE RELAXATION  $T_1$ . C'EST UN TEMPS BEAUCOUP PLUS LONG QUE  $T_2$  (DE L'ORDRE DE DIX FOIS). IL DÉPEND DES INTERACTIONS DES PROTONS AVEC LEUR MILIEU ET NE DONNE PAS LIEU À LA RÉCEPTION D'UN SIGNAL.



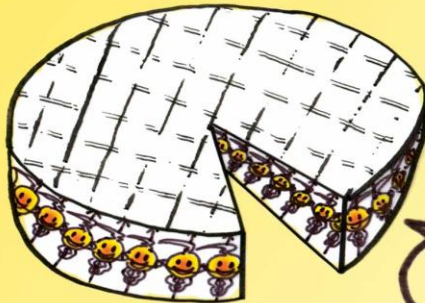
LA RELAXATION T1 EST UNE EXPONENTIELLE ASCENDANTE CARACTÉRISÉE PAR UNE  
CONSTANTE T1 QUI CORRESPOND AU TEMPS QUE MET UN TISSU DONNÉ  
À RÉCUPÉRER 63% DE SA POSITION D'ÉQUILIBRE.



LES TEMPS DE RELAXATION T1 SONT DE L'ORDRE DE LA SECONDE, DÉPENDANT DES INTERACTIONS AVEC LE MILIEU

DANS UN SOLIDE OU DANS LA GRAISSE, LE RÉSEAU MOLÉCULAIRE EST SERRÉ, LES ÉCHANGES D'ÉNERGIE SONT TRÈS RAPIDES. LEUR TEMPS DE RELAXATION T1 EST COURT, LEUR SIGNAL EST ÉLEVÉ.

DANS UN LIQUIDE PUR COMME L'EAU OU LE LCR, LE RÉSEAU EST MOINS SERRÉ, LA PERTE D'ÉNERGIE MOINS RAPIDE. LEUR TEMPS DE RELAXATION T1 EST PLUS LONG, LEUR SIGNAL EST FAIBLE.



T1 EST COURT

ON EST TROP SERRÉ !



T1 EST LONG

C'EST BON D'AVOIR DE LA PLACE !

23

--

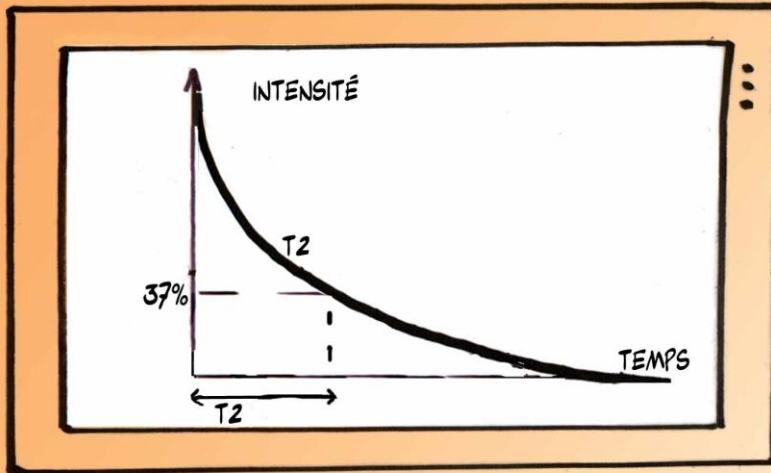
VOICI, À TITRE D'EXEMPLE, LA VALEUR DU T1 DE CERTAINS TISSUS DANS UN CHAMP DE 1 TESLA (EN MILLISECONDES) : GRAISSE 240 MS, SUBSTANCE BLANCHE 680 MS, SUBSTANCE GRISE 800 MS, LCR 2500 MS.

REVENONS À LA RELAXATION  $T_2$  QUI EST LE TEMPS DE DÉPHASAGE DES PROTONS D'UN TISSU DONNÉ....

DÈS LA FIN DE L'IMPULSION RF LES SPINS SE DÉPHASENT LES UNS PAR RAPPORT AUX AUTRES CAR CHACUN EST INFLUENCÉ PAR LES MICRO-CHAMPS MAGNÉTIQUES DES PROTONS VOISINS, QUI NE SONT PAS DISTRIBUÉS UNIFORMÉMENT ET VARIENT SUIVANT LE TYPE DE TISSU.

L'INHOMOGÉNÉITÉ DU CHAMP MAGNÉTIQUE CONTRIBUE AU DÉPHASAGE

24



SI J'EN CROIS CETTE COURBE NOS PROTONS CHANTENT DE MOINS EN MOINS BIEN ENSEMBLE, ILS SE DÉPHASENT DRÔLEMENT VITE !



LA DÉCROISSANCE DE  $T_2$  EST UNE EXPONENTIELLE DÉCROISSANTE CARACTÉRISÉE PAR UNE CONSTANTE QUI EST LE TEMPS QUE METTENT 63 % DES SPINS D'UN TISSU DONNÉ À SE DÉPHASER. AU TEMPS  $T_2$ , IL NE PERSISTE QUE 37% DE LA MAGNÉTISATION INITIALE.

LE T2 DES TISSUS BIOLOGIQUES EST ENVIRON 10 FOIS PLUS COURT QUE LEUR T1.

DANS UN LIQUIDE PUR PAR EXEMPLE, LES SPINS RESTENT EN PHASE PLUS LONGTEMPS. LE T2 DES LIQUIDES EST LONG ET ILS AURONT DONC UN SIGNAL PLUS INTENSE.

LES SOLIDES, PAR CONTRE, ONT DES T2 COURTS ET ONT UN SIGNAL PEU INTENSE.



VOICI QUELQUES VALEURS DE T2  
DANS UN CHAMP DE 1 TESLA :  
GRAISSE 84 MS -  
SUBSTANCE BLANCHE 92 MS -  
SUBSTANCE GRISE 100 MS -  
LCR 1400 MS

LORSQUE L'IMPULSION RF CESSE, LE SYSTÈME VA REVENIR À L'ÉQUILIBRE ET COMME À L'ALLER, LE RETOUR SE FAIT EN DEUX ÉTAPES.

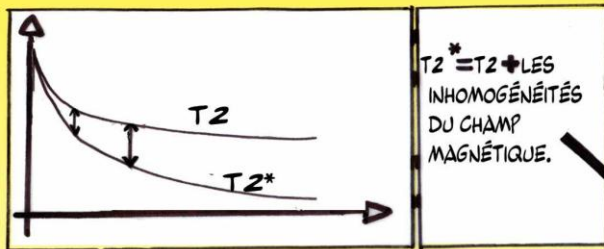
LA PREMIÈRE EST TRÈS RAPIDE, C'EST LE DÉPHASAGE DES PROTONS QUI DÉPEND DE L'INTERACTION DES PROTONS ENTRE EUX. CELA DONNE NAISSANCE À UN SIGNAL CARACTÉRISÉ PAR UN TEMPS DE RELAXATION  $T_2$  (LE TEMPS AU BOUT DUQUEL 63% DES PROTONS NE SONT PLUS EN PHASE). C'EST LE SIGNAL DE LA RMN.

LA DEUXIÈME EST LE RETOUR À L'ÉQUILIBRE DU SYSTÈME, CARACTÉRISÉ PAR UN TEMPS DE RELAXATION  $T_1$ . C'EST UN TEMPS BEAUCOUP PLUS LONG QUE  $T_2$  (DE L'ORDRE DE DIX FOIS PLUS LONG).

IL DÉPEND DES INTERACTIONS DES PROTONS AVEC LEUR MILIEU ET VA DONC ÊTRE TRÈS DIFFÉRENT SUIVANT QUE L'ON ÉTUDIE LE MUSCLE, LA GRAISSE, OU L'EAU (PAR EXEMPLE).

### CHAPITRE 3 L'ÉCHO.....

LE SIGNAL  $T_2$  RECUEILLI PAR L'ANTENNE EST APPELÉ COURBE DE DÉCROISSANCE DE L'INDUCTION LIBRE OU FID. IL DISPARAIT SI RAPIDEMENT QU'ON A UN MAL DE CHIEN À L'ENREGISTRER. voir page 147



27  
--

EN FAIT, IL NE S'AGIT PAS D'UN VRAI  $T_2$  MAIS D'UN SIGNAL PLUS COURT,  $T_2^*$  DÉGRADÉ PAR LES INHOMOGÉNÉTÉS DU CHAMP MAGNÉTIQUE.



POUR OBTENIR UN SIGNAL EXPLOITABLE, UN PHYSICIEN A EU L'IDÉE GÉNIALE DE GÉNÉRER UN DEUXIÈME SIGNAL EN ÉCHO DU PREMIER. CET ÉCHO SERA EXPLOITABLE POUR RECONSTRUIRE DES IMAGES. IL EXISTE DEUX MÉTHODES POUR RECEUILLIR CET ECHO ET CES DEUX MÉTHODES SONT À L'ORIGINE DES DEUX GRANDES FAMILLES DE SÉQUENCES UTILISÉES EN IRM, L'ECHO DE SPIN ET L'ECHO DE GRADIENT MAIS NOUS REVERRONS CELA PLUS TARD.

28

--

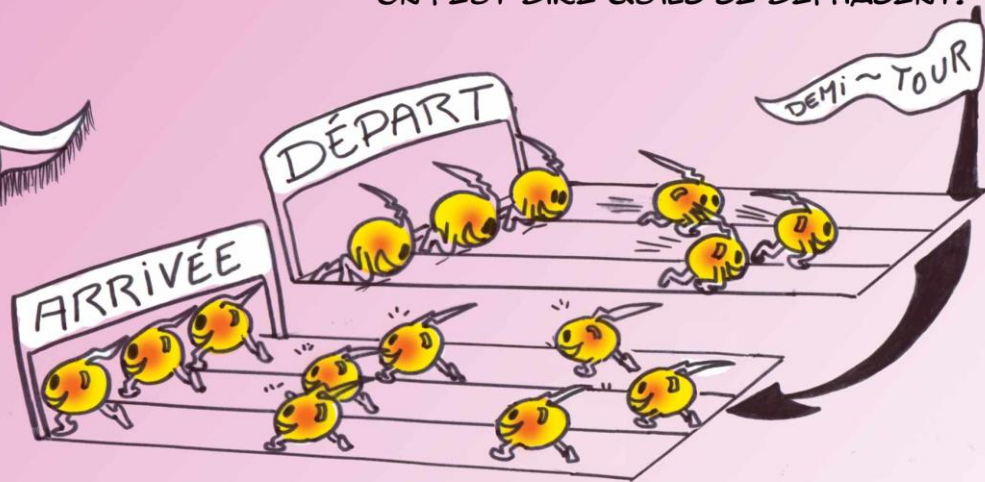
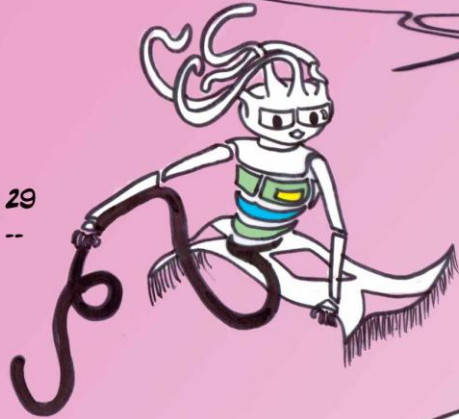


DE PLUS, EN ECHO DE SPIN, CE SIGNAL « ÉCHO » VA POUVOIR ÊTRE DÉBARRASSÉ DES INHOMOGÉNÉTÉS DU CHAMP MAGNÉTIQUE ET PERMET D'AVOIR UN VRAI T2.

JE VAIS VOUS RACONTER UNE HISTOIRE  
POUR VOUS AIDER À COMPRENDRE  
LE REPHASAGE DES SPINS.

SI TROIS COUREURS PARTENT  
EN MÊME TEMPS POUR UNE COURSE,  
ILS SE DISTANCERONT RAPIDEMENT :  
ON PEUT DIRE QU'ILS SE DÉPHASENT.

29



AU BOUT D'UN CERTAIN TEMPS, ON LEUR DEMANDE DE REPARTIR EN SENS  
INVERSE. SI LEUR VITESSE RESPECTIVE RESTE CONSTANTE, ILS ARRIVERONT  
ENSEMBLE SUR LA LIGNE D'ARRIVÉE (ILS SERONT REPHASÉS.)

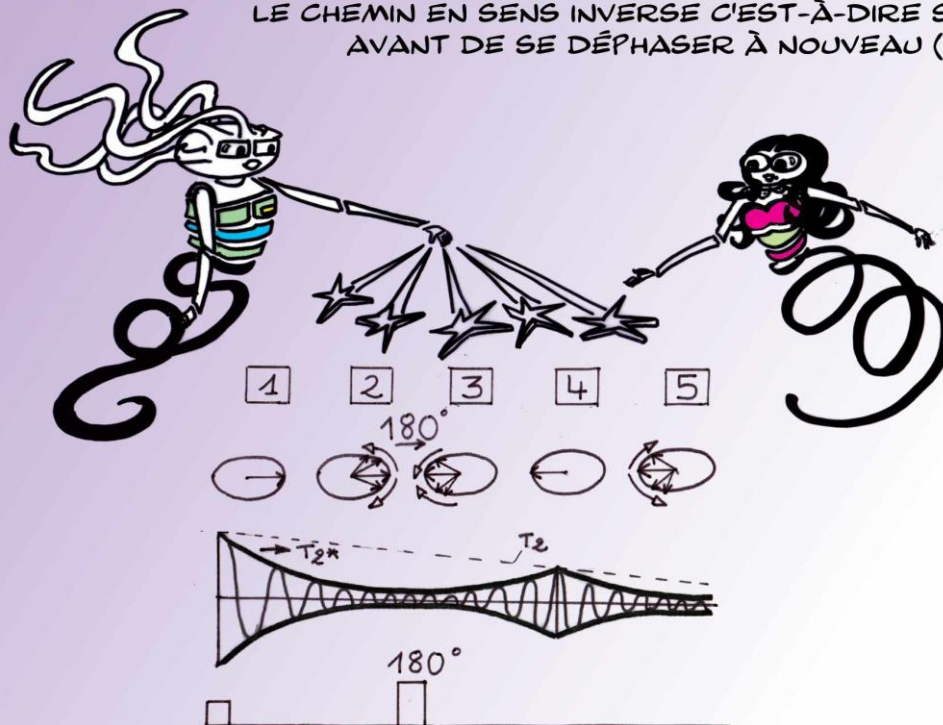
EN PRATIQUE, EN ECHO DE SPIN, APRÈS UNE IMPULSION INITIALE, LE REPHASAGE EST OBTENU PAR UNE IMPULSION RF QUI VA DONNER UNE IMAGE EN MIROIR DES SPINS, D'OÙ LE NOM D'IMPULSION DE 180° DONNÉ A CETTE IMPULSION.

EN ECHO DE GRADIENT  
ELLE EST OBTENUE  
PAR L'INVERSION  
D'UN GRADIENT  
(VOIR PLUS LOIN)

EH OUI, MES CHÉRIES! CETTE IMPULSION VA  
INVERSER LE S SPINS ET LES REMETTRE EN PHASE



PLUS EN DÉTAIL, COMME CETTE IMPULSION EST APPLIQUÉE ALORS QUE LES SPINS ONT DÉJÀ COMMENCÉ À SE DÉPHASER (2), ON OBTIENT UNE IMAGE EN MIROIR DU DÉPHASAGE (3). LES SPINS QUI AVAIENT COMMENCÉ À SE DÉPHASER VONT REFAIRE LE CHEMIN EN SENS INVERSE C'EST-À-DIRE SE REPHASER (4) AVANT DE SE DÉPHASER À NOUVEAU (5).

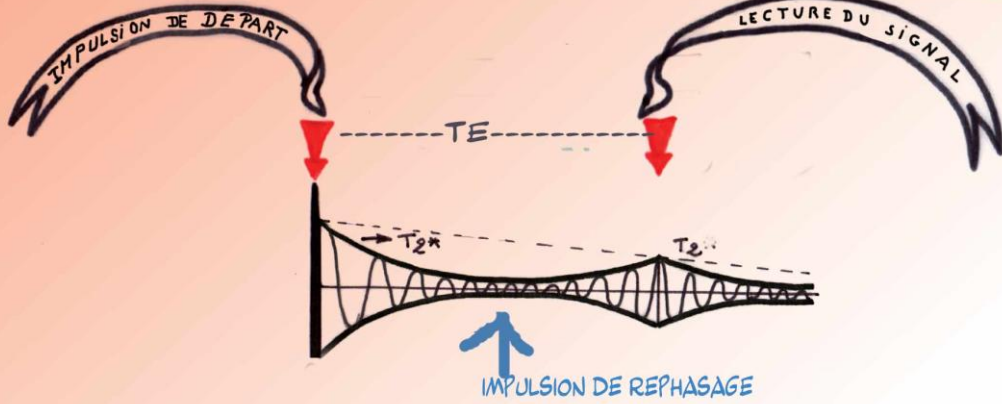


31  
--

C'EST CE QU'EXPRIME LE SCHEMA. EN JOIGNANT ENTRE EUX LES SOMMETS DE PLUSIEURS COURBES DE DECROISSANCE SUCCESSIVES, ON OBTIENT LA VRAIE VALEUR DE T2. ÇA VA, VOUS SUIVEZ?

CE MODÈLE DÉFINIT LA SÉQUENCE  
APPELÉE SPIN-ÉCHO (SE) ...CAR  
LE DEUXIÈME SIGNAL EST UN  
ÉCHO DES SPINS.

ET LE TEMPS QUI SÉPARE  
L'IMPULSION DE DÉPART  
DE LA LECTURE DU SIGNAL  
EST APPELÉ BIEN SÛR...  
TEMPS D'ÉCHO (TE).



QUI PLUS EST, ON PEUT  
RECUEILLIR PLUSIEURS ÉCHOS



ÂË, ÂË, ÂË !!!

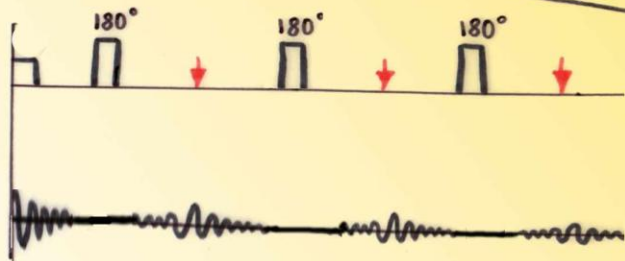


MAIS COMME LE SIGNAL S'AFFAIBLIT UN  
PEU ENTRE CHAQUE ÉCHO, APRÈS DE MULTIPLES  
ÉCHOS, SEULS LES TISSUS QUI ONT UN T2  
LONG DONNENT UN SIGNAL.

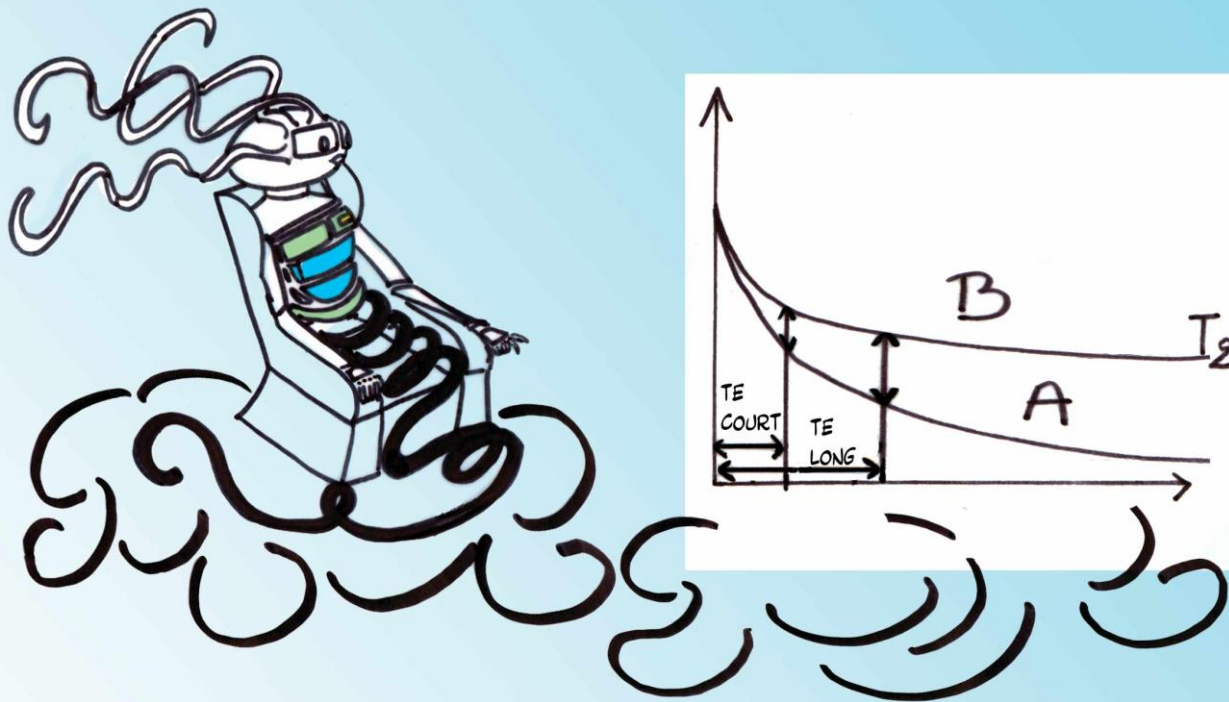


33

--



34



LE CHOIX DU TEMPS D'ÉCHO INFLUENCE ÉNORMÉMENT L'IMAGE.  
UN TEMPS D'ÉCHO LONG OBJECTIVE MIEUX LES DIFFÉRENCES DE T2 ET DONC  
FAVORISE LA PONDÉRATION T2.  
INVERSEMENT, UN TEMPS D'ÉCHO COURT FAVORISE LA PONDÉRATION T1.

ET EN ÉCHO DE GRADIENT, QUE SE PASSE T'IL?



LES GRADIENTS SONT DES PETITS ÉLECTROAIMANTS DISPOSÉS DANS L'AIMANT PRINCIPAL POUR PERMETTRE LA LOCALISATION SPATIALE DU SIGNAL C.A.D LA RECONSTRUCTION DES IMAGES. (VOIR PLUS LOIN).

EN INVERSANT LA POLARITÉ D'UN DE CES GRADIENTS, ON OBTIEN UN ÉCHO MAIS CONTRAIREMENT A L'ÉCHO DE SPIN CET ÉCHO N'EST PAS DÉBARASSÉ DES INHOMOGÉNÉITÉS DU CHAMP MAGNÉTIQUE PRINCIPAL ET IL EST SENSIBLE AUX ARTÉFACTS. PAR CONTRE IL PERMET DES SÉQUENCES BIEN PLUS RAPIDES.

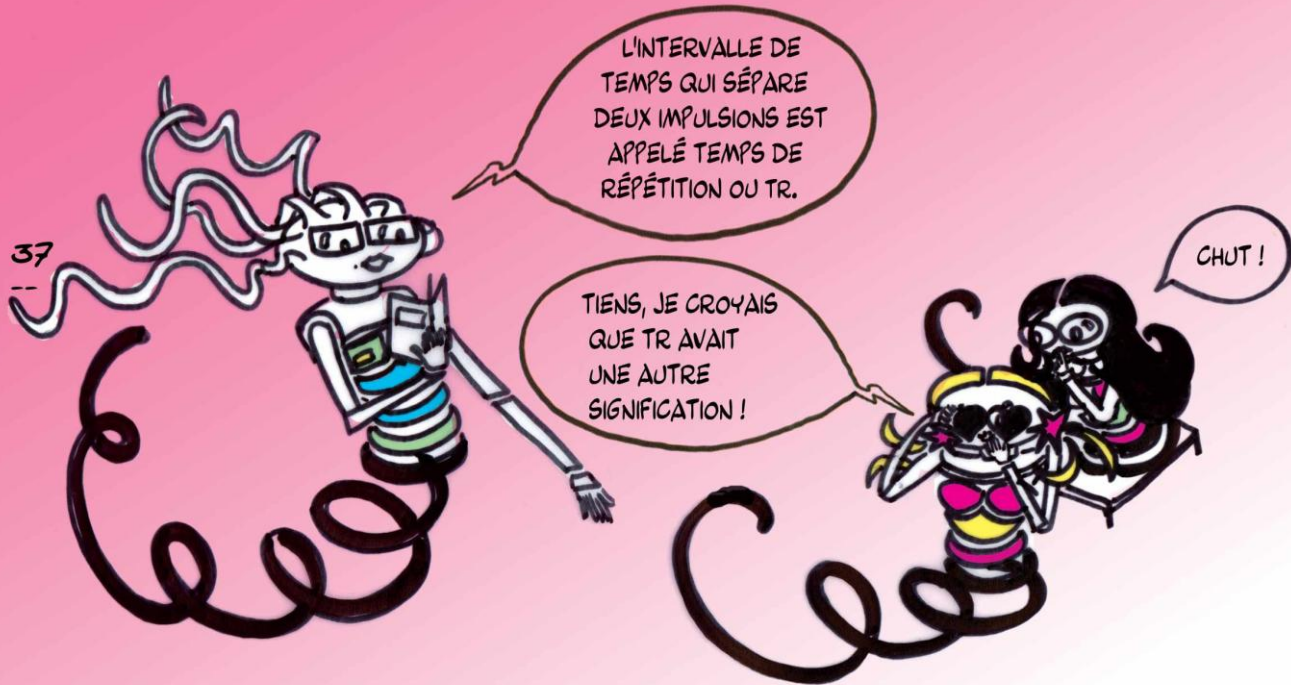
## RÉSUMÉ DU CHAPITRE 3 L'ÉCHO

COMME LE SIGNAL DISPARAÎT TRÈS RAPIDEMENT IL A FALLU TROUVER DES MÉTHODES POUR EN OBTENIR UN ÉCHO ET LE RECUEILLIR ENSUITE. LE TEMPS AU BOUT DUQUEL L'ÉCHO EST RECUEILLI S'APPELLE LE TEMPS D'ÉCHO  $T_E$ .

IL EXISTE DEUX MÉTHODES POUR OBTENIR CET ÉCHO ET CES DEUX MÉTHODES SONT À L'ORIGINE DES DEUX GRANDES FAMILLES DE SÉQUENCES UTILISÉES EN PRATIQUE (L'ÉCHO DE SPIN ET L'ÉCHO DE GRADIENT) QUE NOUS REVERRONS. LE TEMPS D'ÉCHO VARIE EN FONCTION DES CONDITIONS TECHNIQUES DE L'EXAMEN ET INFLUENCE LES CARACTÉRISTIQUES DU SIGNAL.

## CHAPITRE 4 LE TEMPS DE RÉPÉTITION

POUR OBTENIR UNE IMAGE ON EST AMENÉ À RÉPÉTER LES IMPULSIONS RF UN GRAND NOMBRE DE FOIS. A CHAQUE FOIS ON OBTIENT UN NOUVEAU SIGNAL.



LA VARIATION DE CE TEMPS DE RÉPÉTITION PERMET DE FAIRE APPARAÎTRE PLUTÔT LA COMPOSANTE T1 OU T2 DU SIGNAL. ON PARLE D'IMAGES PONDÉRÉES EN T1 OU T2 PARCE QU'ELLES NE SONT JAMAIS EXCLUSIVEMENT T1 OU T2.

EN SAVOIR PLUS SUR LA PONDÉRATION DES IMAGES P 134



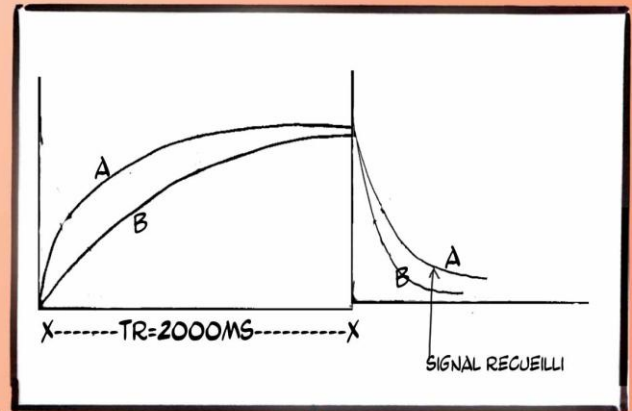
38

--



ACTIVEZ VOS NEURONES LES POULETTES, CES COURBES REPRÉSENTENT LES VARIATIONS DE DEUX TISSUS A ET B EN FONCTION DE DEUX TR DIFFÉRENTS DE 2000 MILLISECONES ET 500 MILLISECONDES.

QUE MONTRENT-ELLES?



POUR UN TR LONG DE 2000 MS, LES DEUX TISSUS ONT RÉCUPÉRÉ ENTIÈREMENT LEUR ÉTAT D'ÉQUILIBRE, NON?

OUI ! ET LE SIGNAL RECUEILLI NE PERMET PAS DE METTRE EN ÉVIDENCE LA DIFFÉRENCE DE  $T1$  DE CES DEUX TISSUS PUISQU'ILS SONT TOUS LES DEUX REVENUS À L'ÉQUILIBRE. ON DIT QUE L'IMAGE OBTENUE EST "PONDÉRÉE EN  $T2$ ".

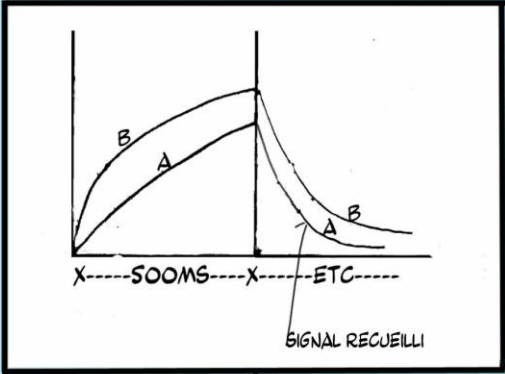


39

---

PAR CONTRE, AVEC UN TR COURT DE 500 MILLISECONDES LE TISSU B SERA REVENU À L'ÉQUILIBRE A VANT LE TISSU A ET LE SIGNAL QU'IL VA DONNER SERA PLUS IMPORTANT.

ON AURA UNE IMAGE QUI METTRA MAINTENANT EN ÉVIDENCE LES DIFFÉRENCES DE TI DES TISSUS, DONC UNE IMAGE « PONDÉRÉE EN TI »



## RÉSUMÉ DU CHAPITRE 4 LE TEMPS DE RÉPÉTITION

POUR OBTENIR UNE IMAGE, ON EST AMENÉ À FAIRE DE MULTIPLES EXCITATIONS. LE TEMPS QUI SÉPARE DEUX EXCITATIONS EST APPELÉ TEMPS DE RÉPÉTITION OU TR.

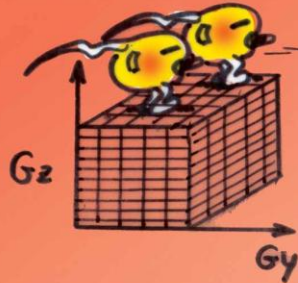
SI ON LAISSE LE SYSTÈME REVENIR COMPLÈTEMENT À L'ÉQUILIBRE ENTRE DEUX EXCITATIONS, LE SIGNAL OBTENU NE DÉPENDRA PAS DU TEMPS DE RETOUR À L'ÉQUILIBRE  $T_1$  ET IL NE DÉPENDRA QUE DU TEMPS DE DÉPHASAGE  $T_2$ .

ON DIRA QUE L'IMAGE EST PONDÉRÉE EN  $T_2$ .

PAR CONTRE SI ON RÉPÈTE L'EXCITATION AVANT D'ÊTRE REVENU À L'ÉQUILIBRE, L'IMAGE SERA DÉPENDANTE DE  $T_1$  CAR DES DIFFÉRENCES SIGNIFICATIVES ENTRE LE  $T_1$  DES DIFFÉRENTS TISSUS MODIFIERONT LE SIGNAL. ON DIRA QUE L'IMAGE OBTENUE EST PONDÉRÉE EN  $T_1$ .

## CHAPITRE 5 CONSTRUIRE UNE IMAGE, LES GRADIENTS, LA TRANSFORMATION DE FOURIER, ET L'ESPACE K

LA DIMENSION DU VOLUME DONT ON VEUT OBTENIR DES IMAGES EST APPELÉ  
CHAMP DE VUE OU FOV (FIELD OF VIEW)  
CE VOLUME EST ARBITRAIREMENT DIVISÉ EN MULTIPLES PETITS VOLUMES OU VOXELS.  
LE NOMBRE DE VOXELS PAR  
VOLUME DÉFINIT LA MATRICE.



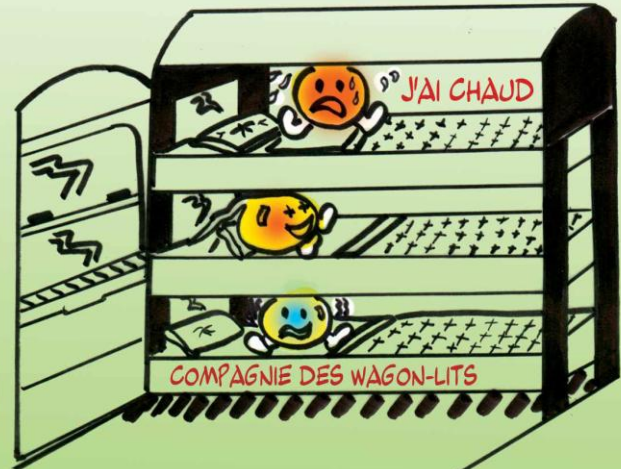
BIENVENUE DANS LA MATRICE !

NATURELLEMENT PLUS LE VOXEL EST PETIT PLUS L'IMAGE EST FINE MAIS MOINS  
IL Y A DE SIGNAL (PARCE QU'IL Y A MOINS DE PROTONS).  
LA QUALITÉ DE L'IMAGE FINALE RÉSUITE DONC TOUJOURS D'UN COMPROMIS.

POUR CODER CES VOXELS DANS LES TROIS DIRECTIONS DE L'ESPACE  
NOUS ALLONS UTILISER DES GRADIENTS

42

UN GRADIENT EXPRIME LA  
VARIATION D'UNE MESURE  
DANS L'ESPACE (OU LE  
TEMPS). PAR EXEMPLE,  
S'IL FAIT PLUS CHAUD AU  
PLAFOND QU'AU PLANCHER,  
ON DIRA QU'IL EXISTE UN  
GRADIENT DE TEMPÉRATURE  
VERTICALE DANS LA PIÈCE.



IL A L'AIR D'AVOIR VRAIMENT CHAUD LA HAUT  
ÇA DOIT ÊTRE LE GRADIENT DE TEMPÉRATURE!

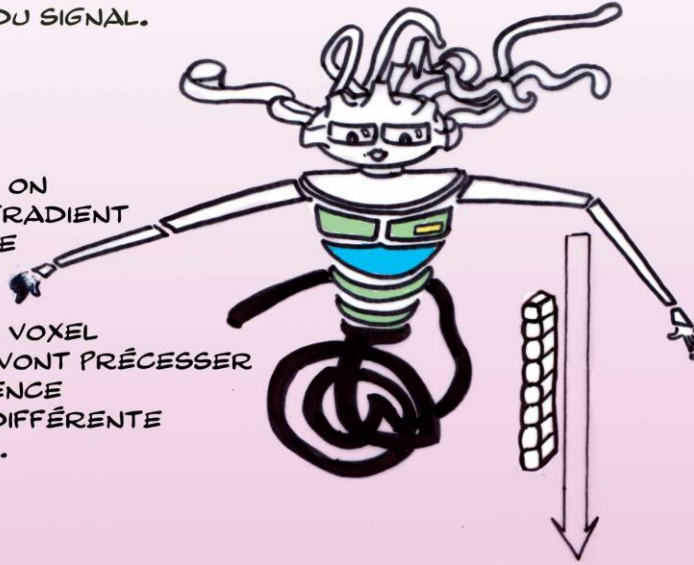
EN IRM, LES GRADIENTS UTILISÉS SONT DES PETITS CHAMPS MAGNÉTIQUES  
PRODUITS PAR DES ÉLECTRO-AIMANTS SITUÉS À L'INTÉRIEUR DE L'AIMANT  
PRINCIPAL. LEUR VARIATION EST UNIFORME D'UN POINT À UN AUTRE.

EN SAVOIR PLUS SUR LES GRADIENTS P 135

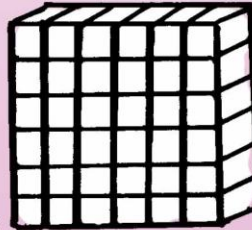
UNE IMPULSION RF EST CARACTÉRISÉE PAR SON INTENSITÉ, SA FRÉQUENCE ET SA PHASE. L'APPLICATION SUCCESSIVE DE GRADIENTS PEUT FAIRE VARIER SOIT LA FRÉQUENCE SOIT LA PHASE DU SIGNAL.

43

---  
IDÉALEMENT SI ON APPLIQUE UN GRADIENT DE FRÉQUENCE DANS UNE DIRECTION, DANS CHAQUE VOXEL LES PROTONS VONT PRÉCESSER À UNE FRÉQUENCE LÉGÈREMENT DIFFÉRENTE MAIS EN PHASE.



ET BIEN SÛR, SI ON APPLIQUE UN GRADIENT DE PHASE DANS UNE AUTRE DIRECTION PERPENDICULAIRE, DANS CHAQUE VOXEL SITUÉ SUR CETTE COLONNE LES PROTONS PRÉCESSENT À LA MÊME FRÉQUENCE MAIS LÉGÈREMENT DÉPHASÉS PAR RAPPORT AUX PROTONS DES VOXELS VOISINS.



AU TOTAL DANS CET EXEMPLE À DEUX DIMENSIONS, L'APPLICATION DE DEUX GRADIENTS SUFFIT À CODER N'IMPORTE QUEL POINT DU PLAN.

SAUF QUE CHAQUE IMPULSION EXCITE NATURELLEMENT LA TOTALITÉ  
DU VOLUME ET NON UN SEUL VOXEL.  
LE SIGNAL REÇU CONTIENT DONC DES INFORMATIONS  
SUR TOUT LE VOLUME.  
C'EST LE DÉCODAGE DE CE SIGNAL COMPLEXE  
QUI PERMET DE RECONSTRUIRE L'IMAGE.

ALLEZ, ALLEZ...  
POUSSEZ VOUS ET LAISSEZ  
PASSER UNE PRO DE LA  
RECONSTRUCTION.

ÇA C'EST  
SÛR C'EST UNE  
EXPERTE..

PFUITTT !  
AVEC LE BAZAR QU'IL Y A ICI  
JE NE VOIS PAS CE QU'ON POURRAIT  
RECONSTRUIRE.

44

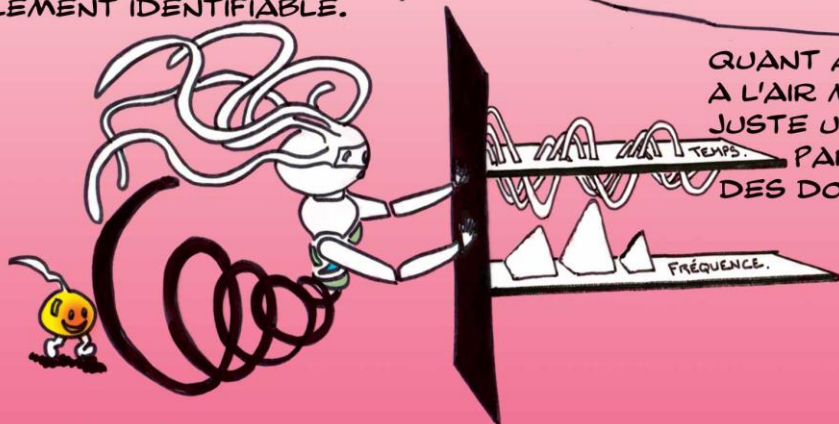


POUR COMPRENDRE LE DÉCODAGE DU SIGNAL, QUI EST CONSTITUÉ DE "DONNÉES BRUTES" OU "RAW DATAS"...LAISSEZ MOI VOUS PRÉSENTER MA COPINE, LA TRÈS BELLE ET TRÈS GÉNIALE TRANSFORMÉE DE FOURIER QUI HABITE LE MYTHIQUE « ESPACE K » .

LA TRANSFORMATION DE FOURIER EST UNE OPÉRATION MATHÉMATIQUE QUI DÉCOMPOSE UN MÉLANGE D'OSCILLATIONS EN SPECTRE DE FRÉQUENCE FACILEMENT IDENTIFIABLE.

PAR EXEMPLE LES SONS PROVENANT DES MULTIPLES INSTRUMENTS D'UN ORCHESTRE SE MÉLANGERAIENT EN BOUILLIE CACOPHONIQUE SI NOTRE OREILLE N'ÉTAIT PAS CAPABLE DE RECONNAÎTRE CHAQUE INSTRUMENT SÉPARÉMENT, L'OREILLE FAIT NATURELLEMENT UNE TRANSFORMATION DE FOURIER

45  
---



QUANT A L'ESPACE K , QUI A L'AIR MYSTÉRIEUR C'EST JUSTE UN ESPACE DE BRUTES, PARDON LE LIEU DU RECUEIL DES DONNÉES BRUTES.



EN RÉSUMÉ

LE SIGNAL REÇU PAR L'ANTENNE EST CONSTITUÉ DE « DONNÉES BRUTES » OU RAW DATAS QUI REMPLISSENT L'ESPACE K ET DOIVENT ÊTRE DÉCODÉES PAR PLUSIEURS TRANSFORMATIONS DE FOURIER.

EN SAVOIR PLUS SUR FOURIER ET SON ESPACE K P 139

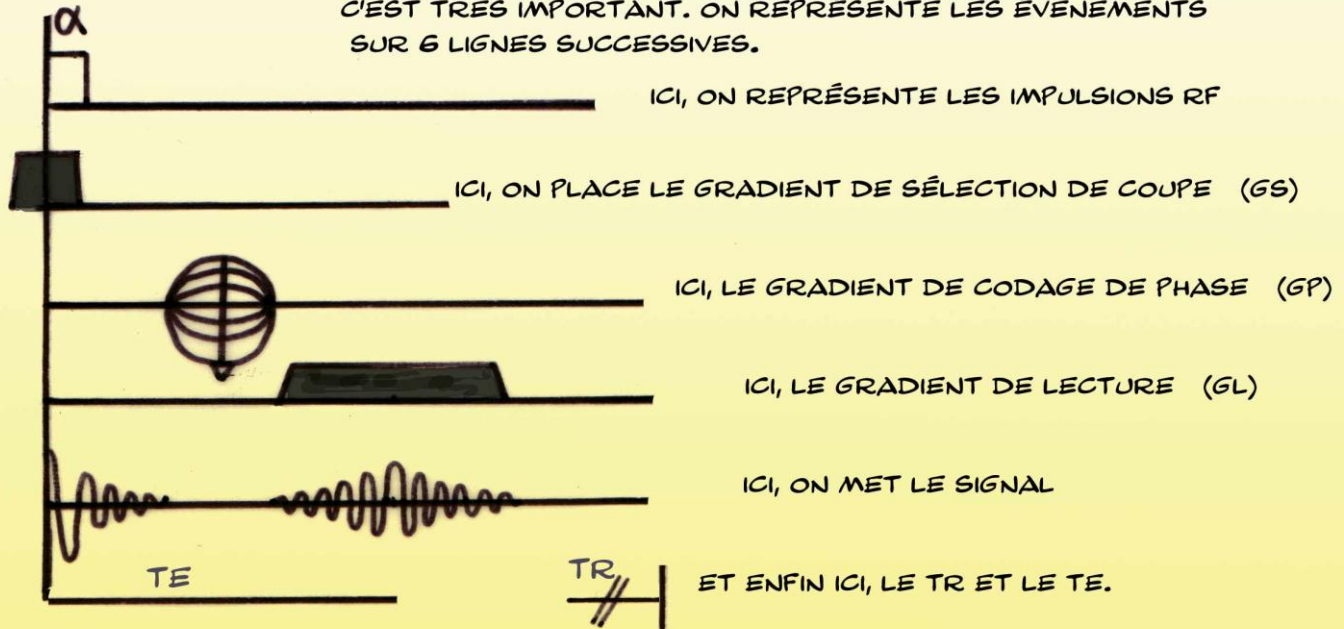


EN ATTENDANT, JE VOUS MONTRE COMMENT ON  
REPRÉSENTE LA SUCCESSION DES IMPULSIONS ET DES GRADIENTS  
SUR UN DIAGRAMME, CE QUI DÉFINIT UNE SÉQUENCE.

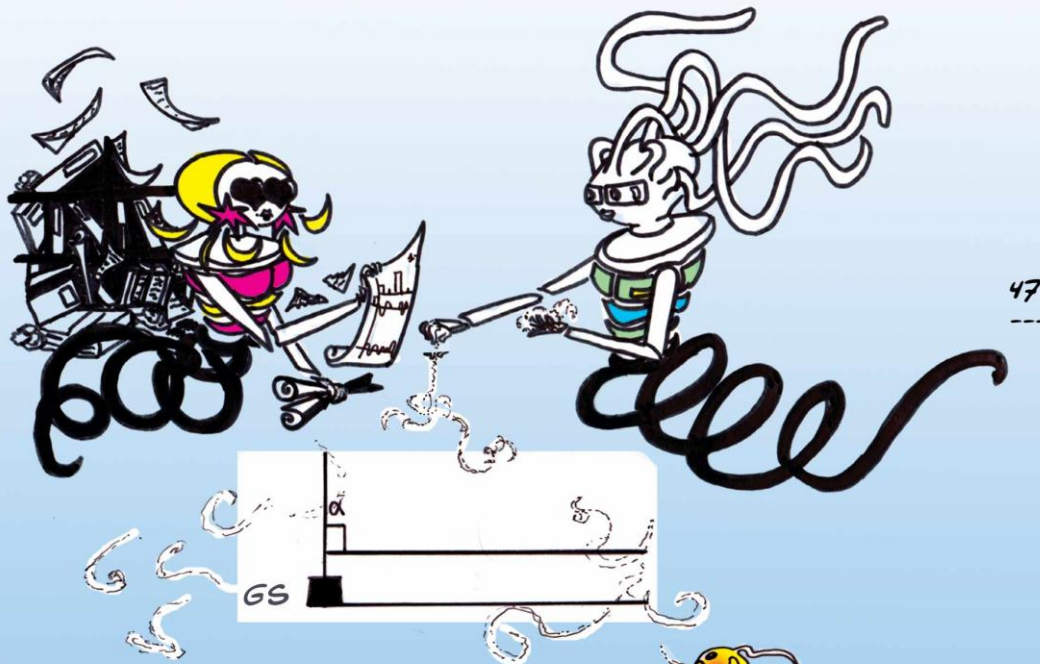
46

---

C'EST TRÈS IMPORTANT. ON REPRÉSENTE LES ÉVÈNEMENTS  
SUR 6 LIGNES SUCCESSIVES.



## VOYONS EN DÉTAIL L'APPLICATION DES GRADIENTS



LE PREMIER GRADIENT APPLIQUÉ EST LE GRADIENT DE SÉLECTION DU PLAN DE COUPE (GS).

IL EST APPLIQUÉ SIMULTANÉMENT À L'IMPULSION RF ET LE CHOIX DE SA DIRECTION DÉTERMINE LE PLAN SAGITTAL, AXIAL OU CORONAL.

ON PEUT OBTENIR UN PLAN OBLIQUE EN COMBINANT DEUX GRADIENTS.

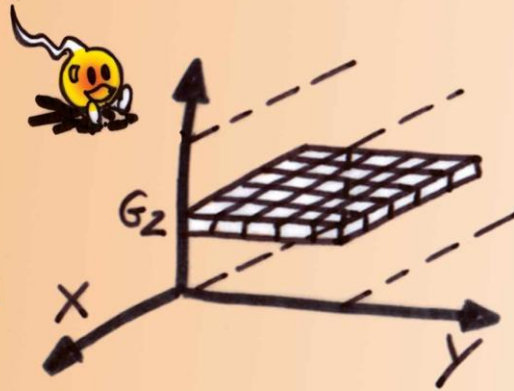


DANS CHAQUE PLAN DE COUPE, LES VOXELS RÉSONNENT À LA MÊME FRÉQUENCE.

L'ÉPAISSEUR DU PLAN DE COUPE:

- EST DÉTERMINÉE PAR LA LARGEUR DE LA BANDE DE FRÉQUENCE (BW, BANDWIDTH, EN KHZ). (P 132)
- EST INVERSEMENT PROPORTIONNELLE À LA PUISSANCE DES GRADIENTS.

48  
---



DES COUPES JOINTIVES SERAIENT PARASITÉES PAR LE SIGNAL DES COUPES VOISINES. IL FAUT DONC LAISSER UN ESPACE ENTRE LES COUPES D'ENVIRON 10% DE L'ÉPAISSEUR DE LA COUPE.



LIGNE D'INTERSECTION  
DES 2 PLANS.

PLAN SÉLECTIONNÉ  
PAR LE 2<sup>e</sup> GRADIENT.

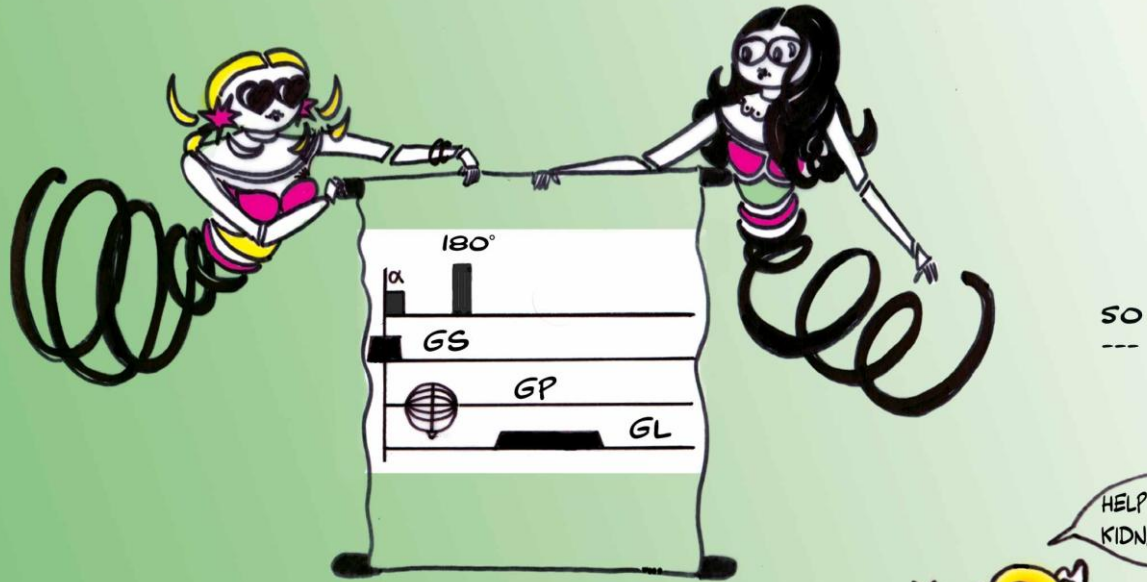


LE DEUXIÈME GRADIENT APPLIQUÉ  
EST TOUJOURS UN GRADIENT DE PHASE (GP).  
IL EST APPLIQUÉ ENTRE L'IMPULSION INITIALE  
ET CELLE DU REPHASAGE DES SPINS.

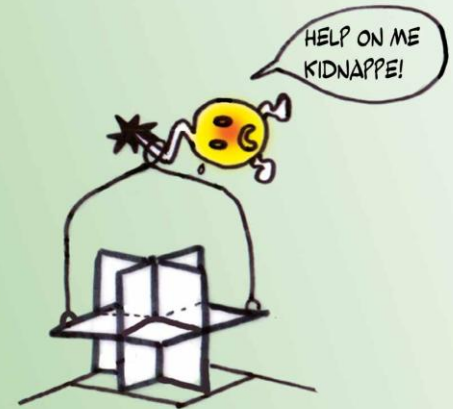
IL DÉFINIT DES PLANS PER-  
PENDICULAIRES À LA DIRECTION PRÉCÉDENTE  
OÙ LES PROTONS DES VOXELS SONT EN PHASE  
MAIS DÉPHASÉS PAR RAPPORT À CEUX DES  
PLANS VOISINS.

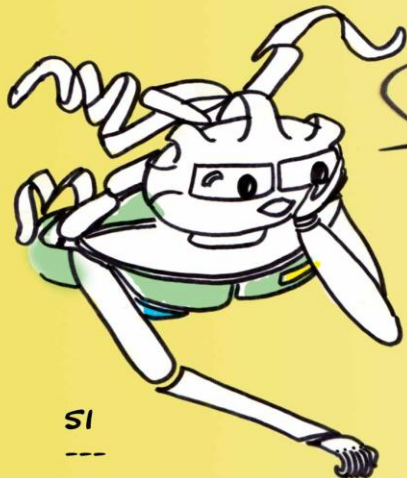
J'AJOUTERAI QU'À L'INTERSECTION DES DEUX PLANS LES PROTONS RÉSONNENT  
EN PHASE ET À LA MÊME FRÉQUENCE.

LE TROISIÈME GRADIENT EST APPLIQUÉ PENDANT LA LECTURE DU SIGNAL SUR LE TROISIÈME AXE.



CE GRADIENT DE LECTURE (GL) EST TOUJOURS UN GRADIENT DE FRÉQUENCE. À L'INTERSECTION DES TROIS PLANS, LES PROTONS DU VOXEL RÉSONNENT À UNE FRÉQUENCE ET UNE PHASE QUI LEUR SONT PROPRES ET LES DIFFÉRENCIENT DES PROTONS DES VOXELS VOISINS.





QUI POURRAIT ME CALCULER LA DURÉE D'UNE SÉQUENCE. ?

SI  
---



ET BIEN,  
ELLE EST THÉORIQUEMENT  
ÉGALE: AU TEMPS DE RÉPÉTITION  
TR QUE MULTIPLIE LE NOMBRE  
DE MESURES SUR LES TROIS  
AXES, C'EST-À-DIRE LA  
MATRICE CHOISIE QUE MULTIPLIE  
LE NOMBRE D'EXCITATIONS  
(OU D'ACQUISITIONS) QUI EST  
LE NOMBRE DE FOIS QUE L'ON  
RÉPÈTE L'EXCITATION SUR  
CHAQUE VOXEL POUR  
AMÉLIORER LA QUALITÉ DU  
SIGNAL.

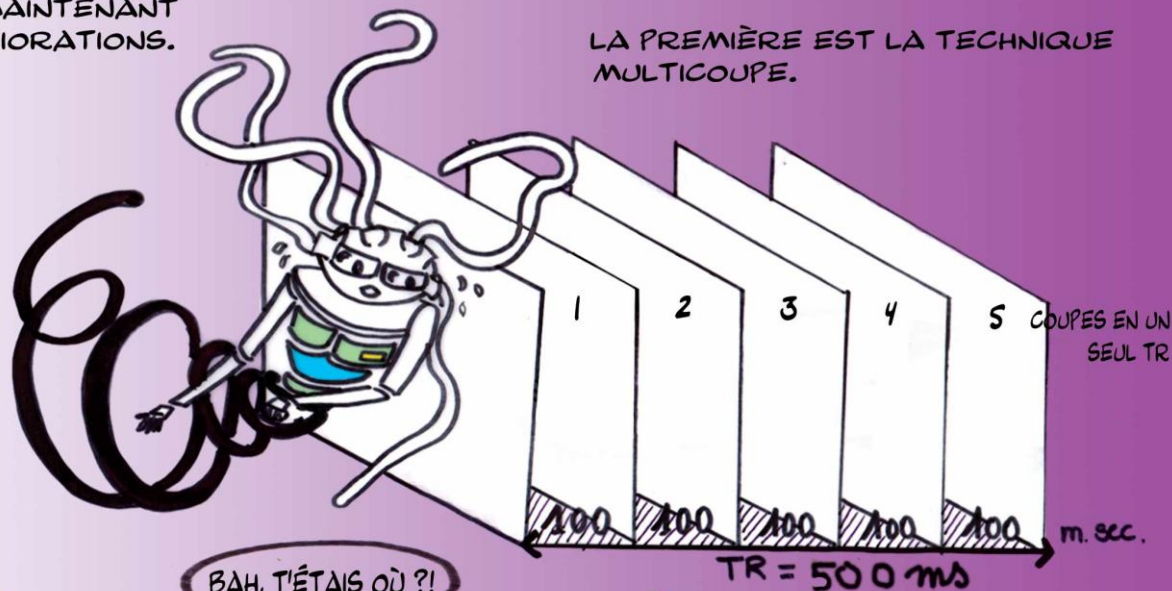
PAR EXEMPLE AVEC UN TR DE 2 SECONDES,  
UNE MATRICE =  $256 \times 256 \times 20$  ET 2 EXCITATIONS,  
LA SÉQUENCE DEVRAIT DURER ENVIRON 8 HEURES.

HEUREUSEMENT TROIS ARTIFICES INGÉNIEUX ONT PERMIS DE RÉDUIRE LA DURÉE  
DES SÉQUENCES ET ONT RENDU L'IRM UTILISABLE EN PRATIQUE ....

VOYONS MAINTENANT  
CES AMÉLIORATIONS.

LA PREMIÈRE EST LA TECHNIQUE  
MULTICOUPE.

S2  
---



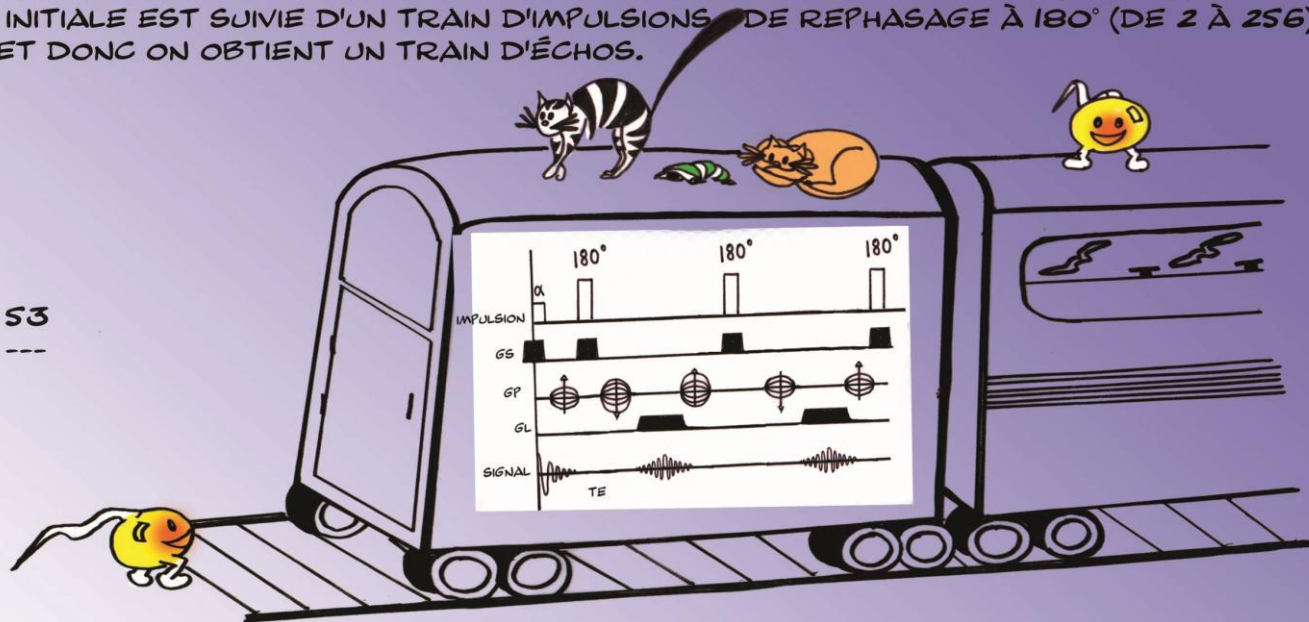
BAH, T'ÉTAIS OÙ ?!

KIDNAPPÉ PAR  
LES 2 FOLLES !!!

COMME LE TEMPS QUI S'ÉCOULE ENTRE 2 IMPULSIONS (ICI TR 500 MS) EST LONG PAR RAPPORT AU TEMPS D'ÉCHO (ICI TE 30 MS), LE TEMPS INUTILISÉ PEUT SERVIR À EXCITER LES COUPES VOISINES. ON PEUT PLACER DE 5 À 20 COUPES DANS CET INTERVALLE. CETTE TECHNIQUE MULTICOUPE RÉDUIT DÉJÀ CONSIDÉRABLEMENT LA DURÉE DE LA SÉQUENCE.

LA DEUXIÈME AMÉLIORATION EST LE TRAIN D'ÉCHO (ECHO TRAIN E.T.)  
 C'EST UNE OPTION QUI EST TRÈS UTILISÉE. DANS CETTE SÉQUENCE, L'IMPULSION  
 INITIALE EST SUIVIE D'UN TRAIN D'IMPULSIONS DE REPHASAGE À 180° (DE 2 À 256)  
 ET DONC ON OBTIENT UN TRAIN D'ÉCHOS.

53  
 ---



DANS UNE SÉQUENCE NORMALE, LE GRADIENT DE CODAGE DE PHASE DOIT ÊTRE  
 RÉPÉTÉ POUR CHAQUE VOXEL DE SA COLONNE (P 40) ET TOUS LES ÉCHOS D'UNE  
 SÉQUENCE MULTIÉCHOS SONT OBTENUS AVEC LE MÊME CODAGE DE PHASE.  
 ICI, CHAQUE ÉCHO EST OBTENU AVEC UN GRADIENT DE CODAGE DE PHASE  
 DIFFÉRENT. LE TEMPS D'ACQUISITION EST DONC DIMINUÉ D'UN FACTEUR VARIABLE  
 SUIVANT LE NOMBRE D'ÉCHOS RECUEILLIS. CELUI-CI EST APPELÉ ECHO FACTEUR  
 (ECHO TRAIN LENGH: ETL) ET LA SÉQUENCE EST APPELÉE SPIN ÉCHO RAPIDE (RSE)  
 (ET AUSSI...TURBO SPIN ÉCHO, FAST SPIN ECHO, RARE ETC)

SUIVANT LE FACTEUR TURBO APPLIQUÉ, LES RÉSULTATS PEUVENT ÊTRE TRÈS DIFFÉRENTS, CECI SERA REVU DANS LES OPTIONS (P 94)

QUANT À LA 3<sup>e</sup> AMÉLIORATION, ...COUP DE CHANCE, L'ORDINATEUR EN APPLIQUANT LA TRANSFORMATION DE FOURIER SUR LES DONNÉES OBTENUES PAR LE GRADIENT DE LECTURE ANALYSE TOUTES LES FRÉQUENCES D'UNE LIGNE EN UNE SEULE OPÉRATION CE QUI DIMINUE ENCORE CONSIDÉRABLEMENT LA DURÉE DE LA SÉQUENCE.



54

---

ON OBTIENT EN PRATIQUE UNE SÉQUENCE T2 CORRECTE EN MOINS DE DEUX MINUTES.

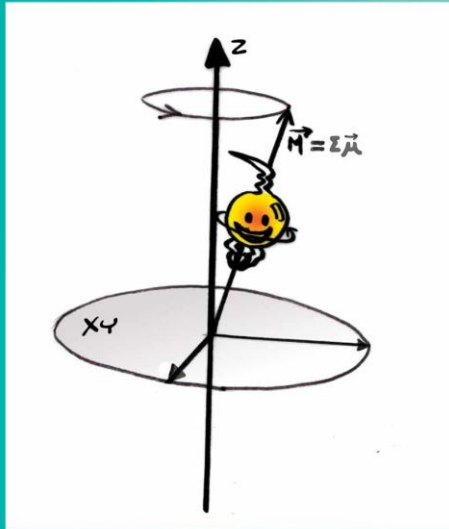
POUR RECONSTRUIRE DES IMAGES A PARTIR D'UN VOLUME, IL EST NÉCESSAIRE DE DIVISER LE VOLUME EXPLORÉ EN VOLUMES ÉLÉMENTAIRES OU VOXELS. CHAQUE VOXEL EST IDENTIFIÉ PAR UNE IMPULSION DE PHASE ET DE FRÉQUENCE CARACTÉRISTIQUE, OBTENUE PAR L'APPLICATION DE GRADIENTS.

CEPENDANT APRÈS CHAQUE IMPULSION LE SIGNAL REÇU PROVIENT DE LA TOTALITÉ DU VOLUME. CELA CONSTITUE UN AMAS DE DONNÉES BRUTES QUI REMPLISSENT L'ESPACE K.

CES DONNÉES BRUTES DOIVENT ÊTRE TRAVAILLÉES PAR L'ORDINATEUR A L'AIDE D'UNE OPÉRATION MATHÉMATIQUE GÉNIALE , LA TRANSFORMATION DE FOURIER, QUI RECONSTITUE UN SPECTRE DE FRÉQUENCES A PARTIR D'UN MÉLANGE D'OSCILLATIONS.

## CHAPITRE 6 LA REPRÉSENTATION VECTORIELLE IMAGINAIRE

POUR EXPLIQUER CE QUI SE PASSE LORS DE L'EXCITATION DES PROTONS, IL A ÉTÉ IMAGINÉ DE REPRÉSENTER PAR UN VECTEUR  $M$  LA SOMME DE TOUS LES SPINS CONCERNÉS. ON DÉFINIT LE CHAMP MAGNÉTIQUE PAR SON AXE SUD-NORD OU LONGITUDINAL  $Z$  ET UN PLAN TRANSVERSAL  $XY$  PERPENDICULAIRE À CELUI-CI. NOUS PASSONS ICI DU MODÈLE QUANTIQUE OÙ CHAQUE PROTON RÉPOND À LA LOI DU TOUT OU RIEN À UN MODÈLE VECTORIEL IMAGINAIRE OU ON PEUT FAIRE BASCULER D'UN CERTAIN ANGLE LE VECTEUR REPRÉSENTANT LA SOMME DES PROTONS.



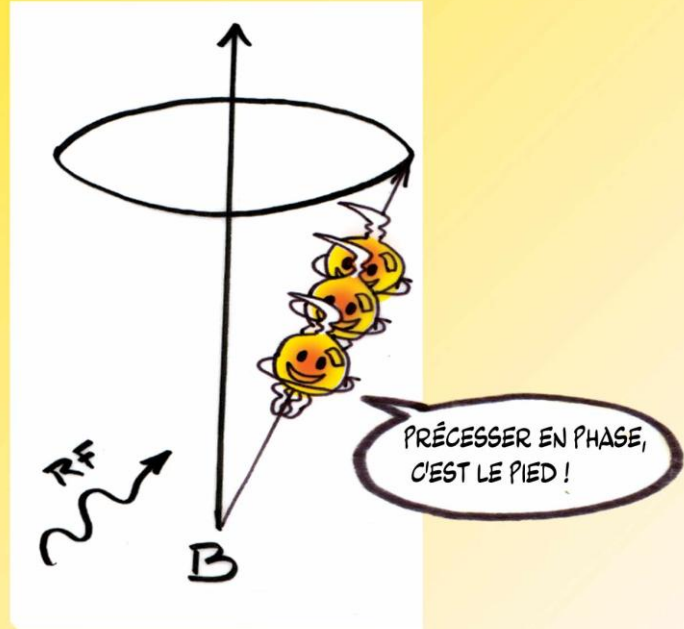
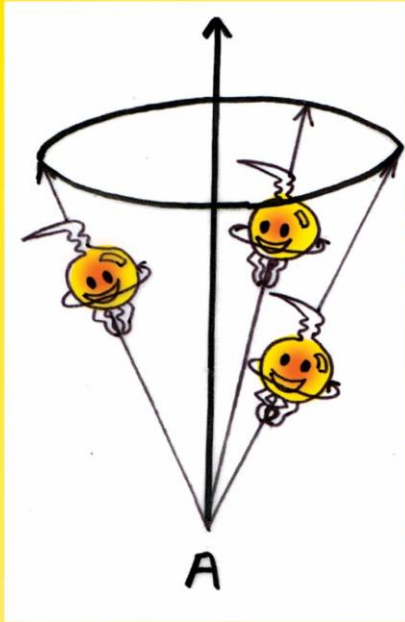
56

---

LE "VECTEUR DE MAGNÉTISATION"  $M$ , POINTE DANS LA DIRECTION DE L'AXE DU CHAMP MAGNÉTIQUE ET PRÉCESSE AUTOUR DE LUI.

AU REPOS LES PROTONS SONT SIMPLEMENT "MAGNÉTISÉS". ILS PRÉCESSENT CHACUN POUR LEUR COMPTE ET LA RÉSUŁTANTE DE LEUR PROJECTION DANS LE PLAN TRANSVERSAL EST NULLE (A).

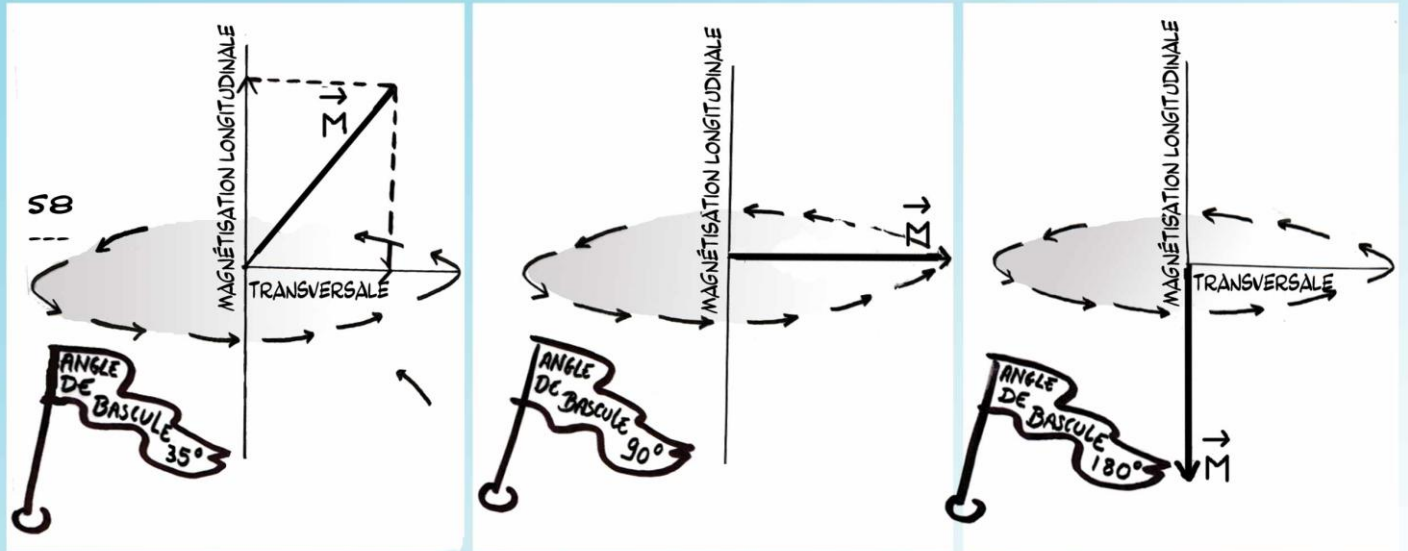
57



QUAND ON EXCITE LES PROTONS AVEC UNE IMPULSION RF ON OBSERVE DEUX PHÉNOMÈNES SIMULTANÉS : LES PROTONS SE METTENT À PRÉCESSER TOUS EN PHASE (B) ET LE VECTEUR QUI LES REPRÉSENTE BASCULE.....

.... ET PEUT SE DÉCOMPOSER EN MAGNÉTISATION LONGITUDINALE CORRESPONDANT À  $T_1$ , PROJECTION DE  $M$  SUR L'AXE DU CHAMP MAGNÉTIQUE ET MAGNÉTISATION TRANSVERSALE CORRESPONDANT À  $T_2$ , PROJECTION DE  $M$  DANS LE PLAN TRANSVERSAL.

EN FONCTION DE L'INTENSITÉ ET DE LA DURÉE DE L'ONDE RF, ON PEUT BASCULER LE VECTEUR  $M$  D'UN ANGLE VARIABLE JUSQU'À  $180^\circ$ . LA MAGNÉTISATION LONGITUDINALE DIMINUE PUIS S'INVERSE ALORS QUE LA MAGNÉTISATION TRANSVERSALE GRANDIT PUIS S'AMENUISE.



LE VECTEUR DE MAGNÉTISATION TRANSVERSALE TOURNE DANS LE PLAN TRANSVERSAL À SA FRÉQUENCE DE PRÉCESSION. C'EST POURQUOI ON APPELLE LE PLAN TRANSVERSAL "PLAN TOURNANT DE RÉFÉRENCE". DANS LA SÉQUENCE SPIN ÉCHO, ON EMPLOIE UNE IMPULSION D'UNE INTENSITÉ TELLE QU'ELLE FASSE "BASCULER" LE VECTEUR IMAGINAIRE D'UN ANGLE DE  $90^\circ$ , CE QUI REVIENT À OPTIMISER LA MAGNÉTISATION TRANSVERSALE.

## RÉSUMÉ DU CHAPITRE 6 LA REPRÉSENTATION VECTORIELLE IMAGINAIRE

LA REPRÉSENTATION VECTORIELLE A ÉTÉ IMAGINÉE A L'ORIGINE POUR EXPLIQUER LE FONCTIONNEMENT DE L'IRM A L'ÉCHELLE MACROSCOPIQUE. HÉLAS BEAUCOUP D'ÉTUDIANTS MÉLANGENT LES DEUX REPRÉSENTATIONS, QUANTIQUE ET VECTORIELLE, ET AU LIEU DE SIMPLIFIER LES CHOSSES CELA A RENDU LA COMPRÉHENSION DE L'IRM PLUS COMPLEXE.

IL ME SEMBLE QU'IL FAUT D'ABORD COMPRENDRE LES BASES QUANTIQUES RELATIVEMENT SIMPLES DE L'IRM ET ENSUITE UTILISER LA REPRÉSENTATION VECTORIELLE POUR LA PRATIQUE EN RAPPELANT QUE L'ANGLE DE BASCULE N'EST PAS CELUI DES PROTONS MAIS CELUI DU VECTEUR REPRÉSENTANT LEUR SOMME. ON REPRÉSENTE LES MOUVEMENTS DE CE VECTEUR (DONC LA REPRÉSENTATION FICTIVE MAIS COMMUNE D'UNE QUANTITÉ VARIABLE D'ÉNERGIE APPORTÉE PAR L'IMPULSION RF) DANS LES TROIS DIMENSIONS, L'AXE Z DU CHAMP MAGNÉTIQUE PRINCIPAL SUR LEQUEL SE PROJETTE LA MAGNÉTISATION LONGITUDINALE QUI CORRESPOND À  $T_1$  ET UN PLAN XY PERPENDICULAIRE SUR LEQUEL SE PROJETTE LA MAGNÉTISATION TRANSVERSALE  $T_2$ .

CECI NOUS AMÈNE TOUT DROIT À LA PRATIQUE C'EST À DIRE AUX SÉQUENCES UTILISÉES POUR RÉALISER UN EXAMEN.

CHAPITRE 7 LES SÉQUENCES

FLASH

HASTE

GRASS

SENSE

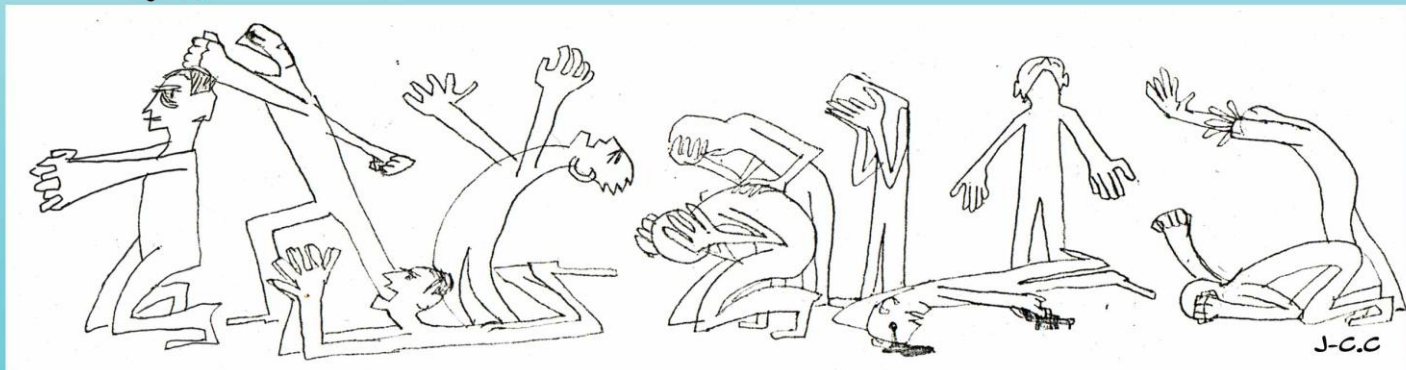
DESS

FIESTA

60  
---

ASS

STROUMPFF



LES SÉQUENCES, C'EST LA CUISINE DE L'IRM. C'EST L'ASSEMBLAGE JUDICIEUX DES PARAMÈTRES AJUSTABLES (TR, TE, IMPULSIONS, GRADIENTS) QUI PERMET D'OBTENIR DES IMAGES DE CONTRASTES DIFFÉRENTS. TOUT CE QUI PRÉCÈDE N'A DONC POUR BUT, QUE DE VOUS PERMETTRE DE LIER LA SAUCE ET DE COMPRENDRE LES SÉQUENCES.

NOM D'UN CHIEN!  
C'EST QUOI CETTE FIESTA  
Ç'A N'A PAS DE SENSE.



MAIS COMMENT FAIT-ELLE  
POUR INGURGER TOUT CELA.



61

OR, LES UTILISATEURS SE TROUVENT CONFRONTÉS À DE NOMBREUSES SÉQUENCES SOUVENT DÉSIGNÉES PAR DES NOMS PLUS OU MOINS FOLKLORIQUES DONT LA SIGNIFICATION EST LOIN D'ÊTRE ÉVIDENTE. ON NE PEUT PAS DIRE QUE LES CONSTRUCTEURS AIENT FACILITÉ LA TÂCHE DES UTILISATEURS.

OR IL Y A EN TOUT ET  
POUR TOUT DEUX FAMILLES  
DE SÉQUENCES ...

voir note page 148

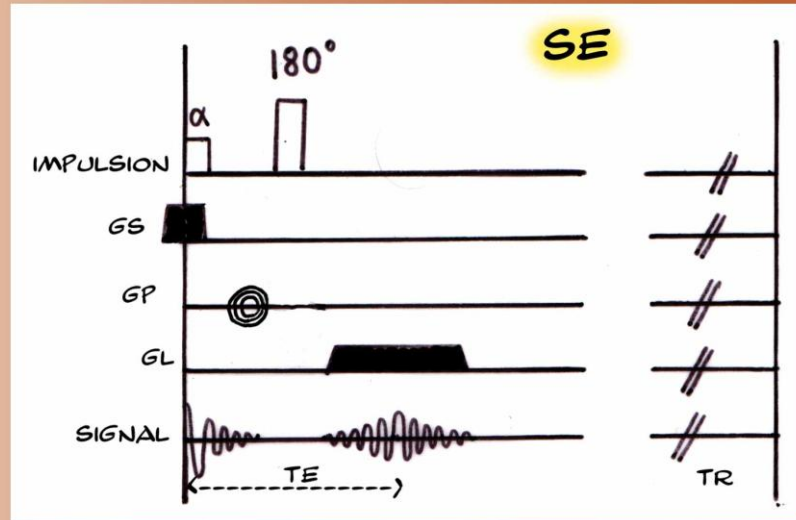
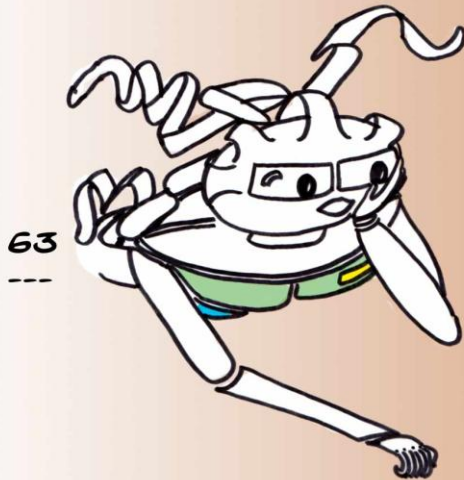
...SUR LESQUELLES VIENT  
SE GREFFER UNE  
SÉRIE D'OPTIONS.

FAMILLE DES SÉQUENCES  
EN ÉCHO DE GRADIENT (GRE)

62  
---  
FAMILLE SPIN ÉCHO (SE)

SUIVANT LA PROPOSITION D'ELSTER  
(RADIOLOGY, 1993: 186, 1-8) NOUS EMPLOYONS  
DANS CETTE BD LES NOMS GÉNÉRIQUES SOUVENT SURLIGNÉS EN JAUNE, LES NOMS  
COMMERCIAUX (SURLIGNÉS EN VERT) ÉTANT CÉPENDANT CITÉS ET EXPLICITÉS P 161

VOICI LA FAMILLE SPIN ECHO (SE), QUI N'EST AUTRE QUE CELLE QUE NOUS AVONS ENVISAGÉE JUSQU'À PRÉSENT.



ELLE EST CARACTÉRISÉE PAR LE FAIT QUE :

- 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.

LES AVANTAGES DE LA SÉQUENCE SPIN-ECHO (SE) SONT NOMBREUX :  
ELLE EST PEU SENSIBLE AUX ARTÉFACTS, ELLE EST DE BONNE QUALITÉ,  
ET DONNE UN VRAI CONTRASTE EN T2.  
SON INCONVÉNIENT EST QU'ELLE EST ASSEZ LONGUE.

CERVEAU DE PROFIL  
SÉQUENCE T1 SE  
TR=450/TE=30  
FOV230 2 NEX  
20 COUPES DE 5MM  
2MIN 40 SEC

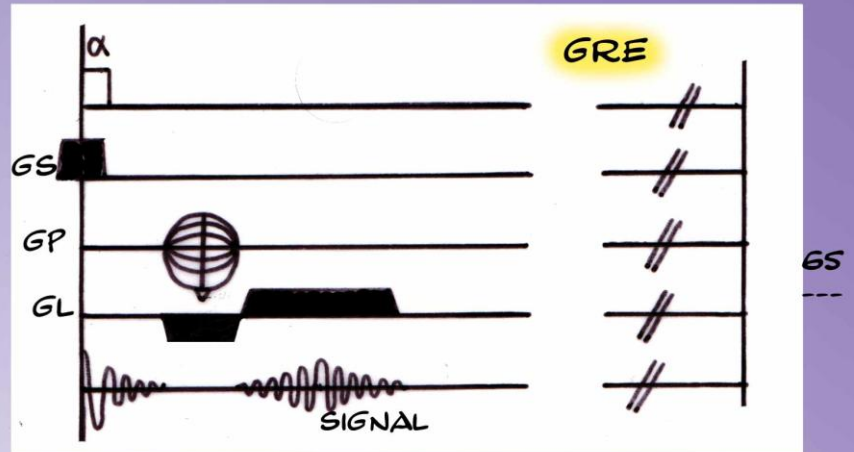
64

---



ON A ÉVIDEMMENT CHERCHÉ À LA REMPLACER PAR DES SÉQUENCES DE  
DURÉE INFÉRIEURE DONNANT DES IMAGES DE QUALITÉ SENSIBLEMENT ÉGALE.

ET VOICI LA DEUXIÈME FAMILLE QUI EST CELLE DES SÉQUENCES EN ÉCHO DE GRADIENT (GRE). C'EST ICI QUE LA REPRÉSENTATION VECTORIELLE PEUT ÊTRE UTILE. SI L'ENSEMBLE DES PROTONS EST ENVISAGÉ COMME UN VECTEUR ON PEUT DIRE QUE L'IMPULSION VA BASCULER CE VECTEUR D'UN ANGLE VARIABLE.



AU TOTAL,

- 1- L'IMPULSION À  $180^\circ$  DE REPHASAGE DES SPINS EST REMPLACÉE PAR L'INVERSION DE LA POLARITÉ D'UN GRADIENT (D'OÙ LE NOM).
- 2- L'IMPULSION RF QUI DÉBUTE LA SÉQUENCE EST DIFFÉRENTE DE L'IMPULSION UTILISÉE EN ÉCHO DE SPIN POUR ENTRAÎNER UN ANGLE DE BASCULE VARIABLE APPELÉ ALPHA DU VECTEUR IMAGINAIRE°. C'EST LA VALEUR DE CET ANGLE QUI, PLUS QUE LE TR ET LE TE, VA DÉTERMINER LE CONTRASTE T1 ET T2 EN ÉCHO DE GRADIENT.
- 3- ON UTILISE DES TR ET DES TE BEAUCOUP PLUS COURTS. LES SÉQUENCES EN ÉCHO DE GRADIENT SONT DONC PLUS COURTES.

## MAIS QUELS SONT SES INCONVÉNIENTS?

ET BIEN, ELLE EST BEAUCOUP PLUS SENSIBLE  
AUX ARTÉFACTS DE SUSCEPTIBILITÉ  
MAGNÉTIQUE ET AU DÉPLACEMENT  
CHIMIQUE, NON ? (EN SAVOIR PLUS P 107)

ET ELLE DONNE UNE IMAGE EN T2\*  
(T2 ÉTOILE, LE SIGNAL N'EST PAS  
DÉBARRASSÉ DES INHOMOGÉNÉTÉS  
DE CHAMP MAGNÉTIQUE VOIR P31)



66

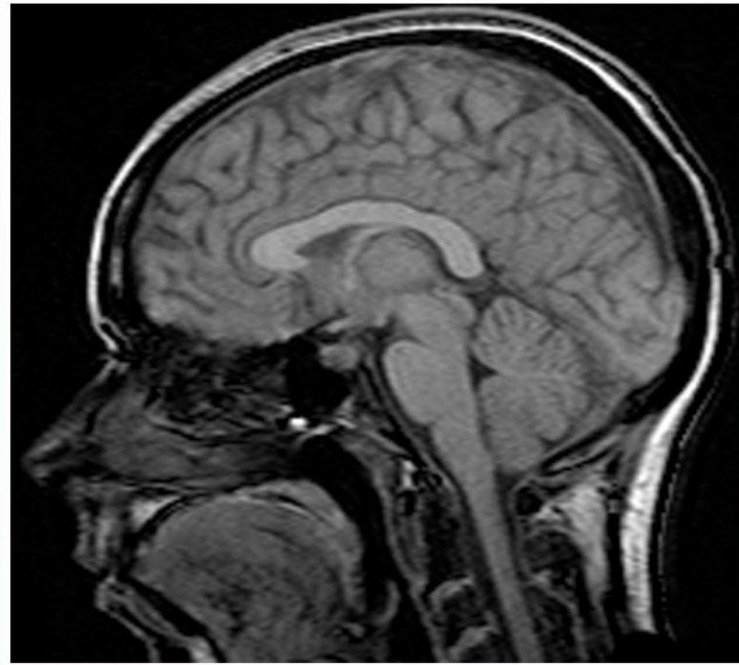
---

CETTE SÉQUENCE DE BASE DONT LE SIGLE EST GRE POUR GRADIENT ECHO  
(GE EST DÉJÀ UTILISÉ !) PORTE LES NOMS COMMERCIAUX DE FE, FFE, GFE, MPGR ETC

MÊME PERSONNE  
QUE P 56.  
TOUS LES PARAMÈTRES  
SONT LES MÊMES SAUF  
QU'IL S'AGIT D'UNE  
SÉQUENCE TI GRE  
TR=160 TE=4.5  $\alpha=90^\circ$   
20 COUPES DE 5 MM  
2 NEX DURÉE 30 SEC.

67

---



SON GRAND AVANTAGE EST QU'ELLE EST BEAUCOUP PLUS RAPIDE, DE 4 À 8 FOIS EN MOYENNE. ELLE EST TRÈS UTILISÉE, ENTRE AUTRE POUR FAIRE DES SÉQUENCES EN TI EN APNÉE, EN TRIDIMENSIONNEL ET DE REPÉRAGE.

MAIS LA SÉQUENCE GRE EST EN FAIT PLUS COMPLIQUÉE QUE CELA. EN ÉCHO DE GRADIENT LORSQU'ON EMPLOIE DES TR COURTS ( 25-SOMS) IL PERSISTE AU MOMENT DE LA NOUVELLE IMPULSION RF UNE MAGNÉTISATION TRANSVERSALE RÉSIDUELLE QUI ALTÈRE LE SIGNAL..

ALORS C'EST PARCE QUE CETTE MAGNÉTISATION RÉSIDUELLE EST GÊNANTE QU'ELLE A SUSCITÉ AUTANT DE TRAVAUX POUR S'EN AFFRANCHIR ET UNE DÉBAUCHE DE VARIANTES ET D'ACRONYMES.

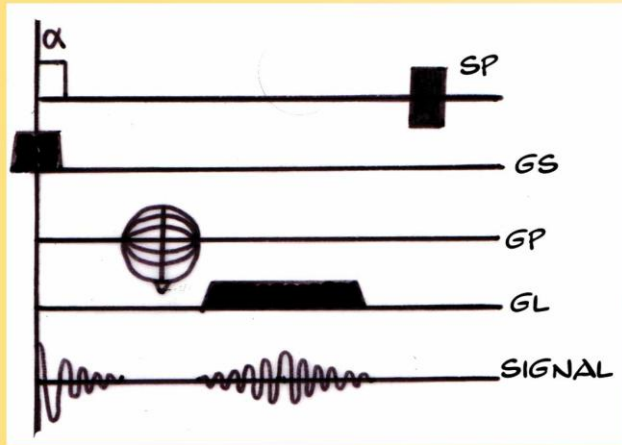
68  
---

BIEN QUE CE NE SOIT PAS TOTALEMENT EXACT CERTAINS CONSTRUCTEURS REGROUPENT CES VARIANTES EN DEUX SOUS GROUPES (SP-GRE ET SS-GRE) SUIVANT QU'ELLES RENFORCENT LA PONDÉRATION T1 OU T2.

IL N'EST PAS INDISPENSABLE DE RENTRER DANS LE DÉTAIL DE CES VARIANTES LORS D'UNE PREMIÈRE LECTURE. ELLES SONT RECAPITULÉES P 77.



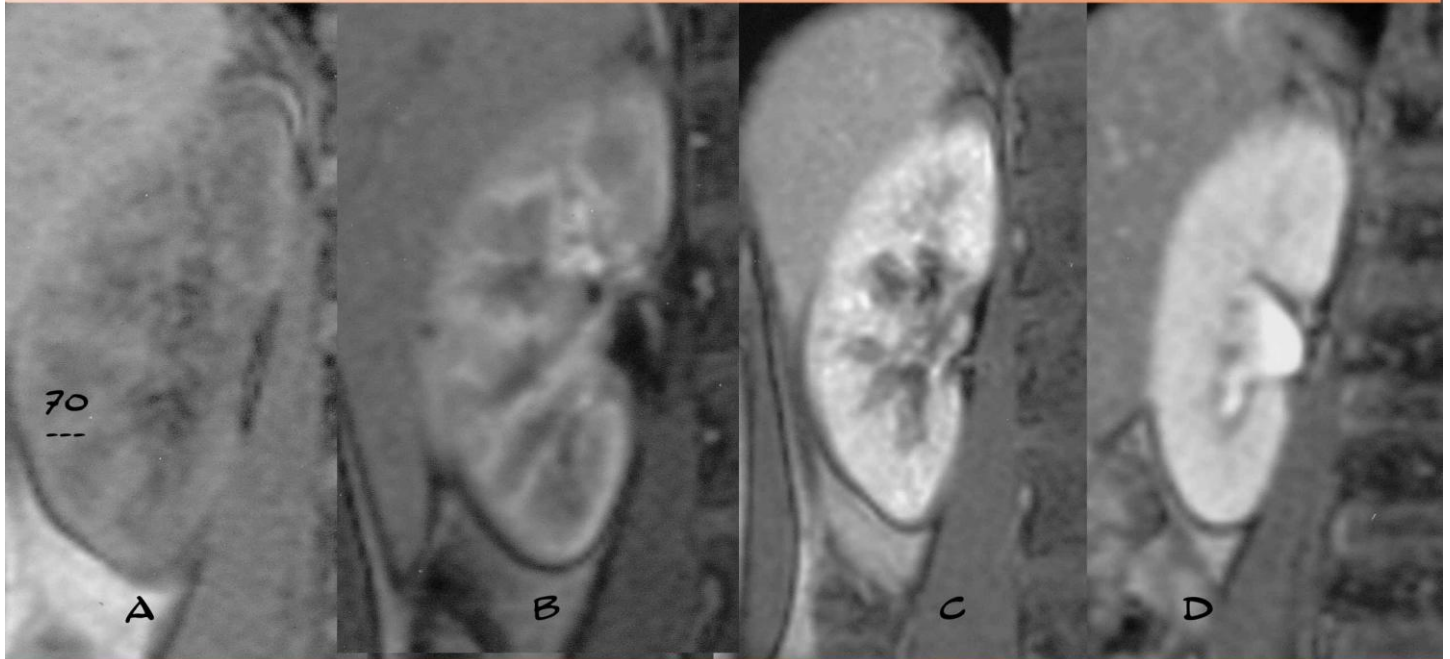
LE 1<sup>o</sup> GROUPE SP-GRE RENFORCE LA PONDÉRATION T1 EN SUPPRIMANT LA MAGNÉTISATION RÉSIDUELLE PAR UNE IMPULSION DE SATURATION OU SPOILER, (SP).



CETTE SÉQUENCE SP-GRE S'APPELLE AUSSI FLASH, SPGR, FFE T1, SHORT T1, ETC.

SI VOUS SATUREZ C'EST LE MOMENT DE FAIRE UN BREAK.





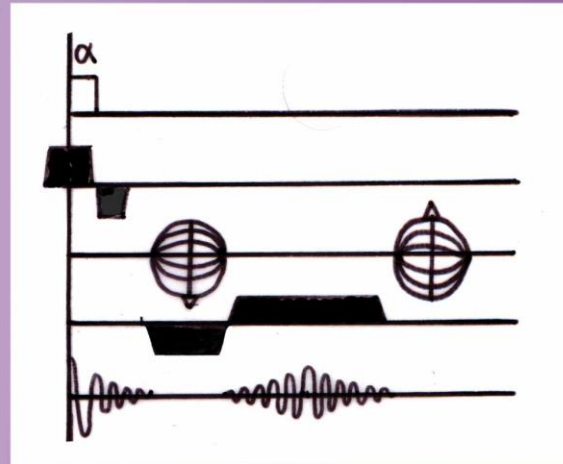
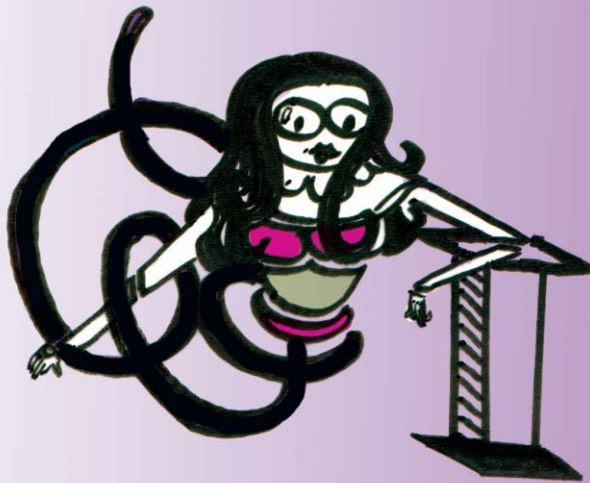
IMAGES EXTRAITES DE 4 SÉQUENCES CORONALES DE L'ABDOMEN OBTENUES EN SP-GRE TR=140 TE= 1.6 ANGLE=80°, DURÉE 21 SECONDES POUR 14 COUPES DE 7 MM.

C'EST UN EXEMPLE D'URO-IRM AVEC INJECTION DE CONTRASTE.  
A: AVANT INJECTION B: FIN D'INJECTION. C: 1 MIN APRÈS INJECTION  
D: 3 MIN APRÈS INJECTION. LES URETÈRES SONT VISIBLES PAR PETITS BOUTS SUR LES COUPES SUIVANTES, AINSI QUE LA VESSIE.

LE 2° GROUPE RÉUTILISE LA MAGNÉTISATION RÉSIDUELLE. LES VARIANTES QUI EN RÉSULTENT SONT APPELÉES SÉQUENCES À L'ÉQUILIBRE (STEADY STATE, SS-GRE)

LA PREMIÈRE VARIANTE, LA PLUS CLASSIQUE REPHASE SIMPLEMENT LA MAGNÉTISATION RÉSIDUELLE EN APPLIQUANT DES GRADIENTS DE PHASE DE POLARITÉ OPPOSÉE APRÈS L'ÉCHO.

C'EST LA SÉQUENCE **SS-GRE-FID** PARCE QUE LE SIGNAL EST DE TYPE FID À CONTRASTE  $T_2^*$  P 30.



71  
---

ELLE EST AUSSI BIEN CONNUE SOUS LES DOUX NOMS DE **FISP, FAST, GRASS, FFE** ET J'EN PASSE.



72

---

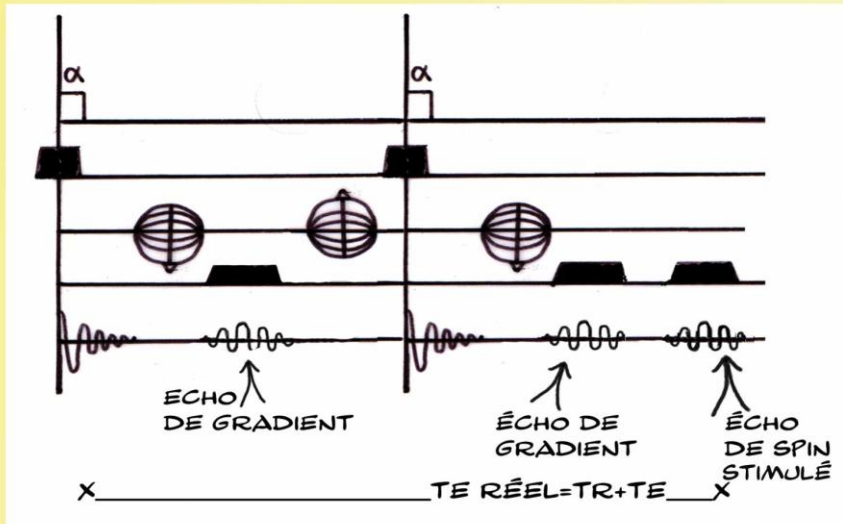
GENOU DE FACE EN SS-GRE- FID T2\*  
TR=538, TE=15, ANGLE= 35°  
18 COUPES DE 4MM EN 4 MIN  
MÊME PATIENT QUE P 75.  
BONNE VISUALISATION DES MÉNISQUES MAIS  
L'ŒDÈME MÉDULLAIRE N'EST PAS BIEN VISIBLE.

J'HALLUCINE!



UNE AUTRE VARIANTE QUI S'APPELLE **SS-GRE-SE** RÉUTILISE AUSSI LA MAGNÉTISATION RÉSIDUELLE MAIS D'UNE FAÇON TRÈS PARTICULIÈRE ALORS ACCROCHEZ VOUS.

DANS UNE SÉQUENCE EN ÉCHO DE GRADIENT IL EXISTE AUSSI UN SIGNAL EN ÉCHO DE SPIN (SE). EN EFFET LORSQU'ON DÉLIVRE DEUX IMPULSIONS SUCCESSIVES LA PREMIÈRE PERMET D'OBTENIR UN ÉCHO DE GRADIENT MAIS LA DEUXIÈME IMPULSION DONNE À LA FOIS UN ÉCHO DE GRADIENT ET UN ÉCHO DE SPIN PARCE QU'ELLE SERT AUSSI COMME IMPULSION DE REPHASAGE. ON PARLE D'ÉCHO STIMULÉ.



73  
---

ON PEUT RECUEILLIR L'ÉCHO DE GRADIENT ET/OU L'ÉCHO DE SPIN STIMULÉ ENSEMBLE OU SÉPARÉMENT. VOUS IMAGINEZ LE NOMBRE DE POSSIBILITÉS.

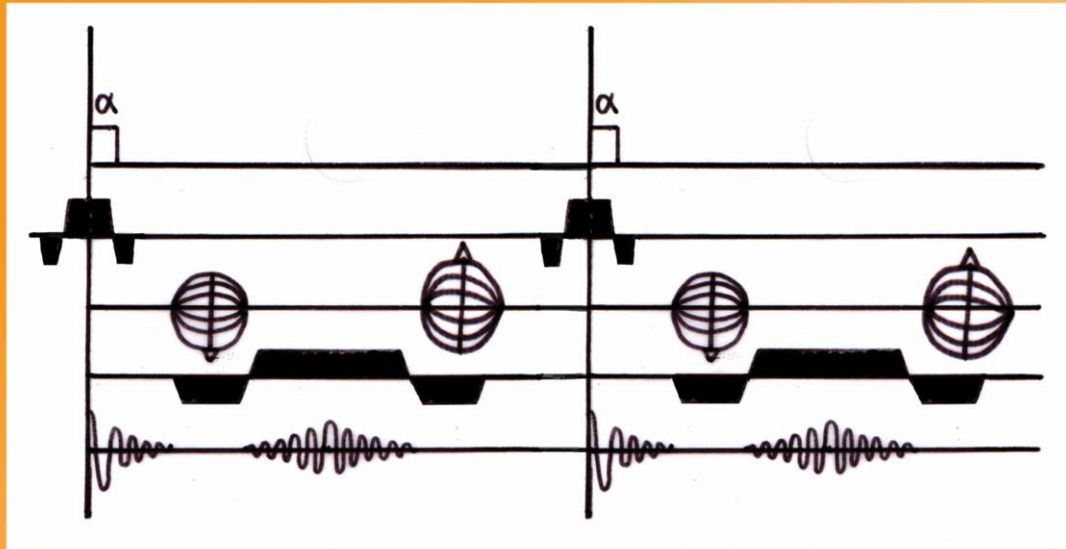
LA VARIANTE **SS-GRE-SE** PRIVILÉGIE LE RECUEIL DE L'ÉCHO DE SPIN, CE QUI S'OBTIENT EN RÉPÉTANT LA SÉQUENCE EN MIROIR. LA SÉQUENCE EST DEUX FOIS PLUS LONGUE AVEC DEUX TR SUCCESSIFS SUR CHAQUE VOXEL. LE TE RÉEL DE L'ÉCHO DE SPIN EST SUPÉRIEUR AU TR, CAR IL EST ÉGAL À  $TR+TE$ .

74



IL EST DONC POSSIBLE D'AVOIR EN ÉCHO DE GRADIENT DES IMAGES EN VRAI T2 À CONDITION DE NE RECUEILLIR QUE L'ÉCHO DE SPIN STIMULÉ. C'EST LA SÉQUENCE À CONTRASTE RENFORCÉ EN VRAI T2. (**PSIF, SSFP, CE FAST, CE GRASS, CE FFE T2**, DONT LE NOM GÉNÉRIQUE EST PLUS SIMPLE: **SS-GRE-SE**).

LA DERNIÈRE VARIANTE DU GROUPE SS-GRE-FID+SE COMBINE LES DEUX ÉCHOS SE+FID, UTILISE DES GRADIENTS RÉÉQUILIBRÉS DANS LES TROIS AXES ET DONNE UNE IMAGE COMPOSITE EN T2 ET T2\*.



75

---

DANS LES SÉQUENCES TRUE FISP, FIESTA ET BALANCED FFE, LE TR EST ÉGAL À 2 TE POUR RÉCUPÉRER ENSEMBLE L'ÉCHO DE GRADIENT ET L'ÉCHO DE SPIN. LES LIQUIDES IMMOBILES ET CIRCULANTS SONT EN HYPERSIGNAL. CES SÉQUENCES SONT UTILISÉES POUR LE CŒUR, LE RACHIS, ETC.

LA VARIANTE CISS, TRÈS CONNUE, EST UNE AMÉLIORATION DE **SS-GRE-FID+SE** QUI DIMINUE LES ARTÉFACTS PÉRIPHÉRIQUES DE L'IMAGE PROVOQUÉS PAR DES FRANGES D'INTERFÉRENCES DES IMPULSIONS RF.

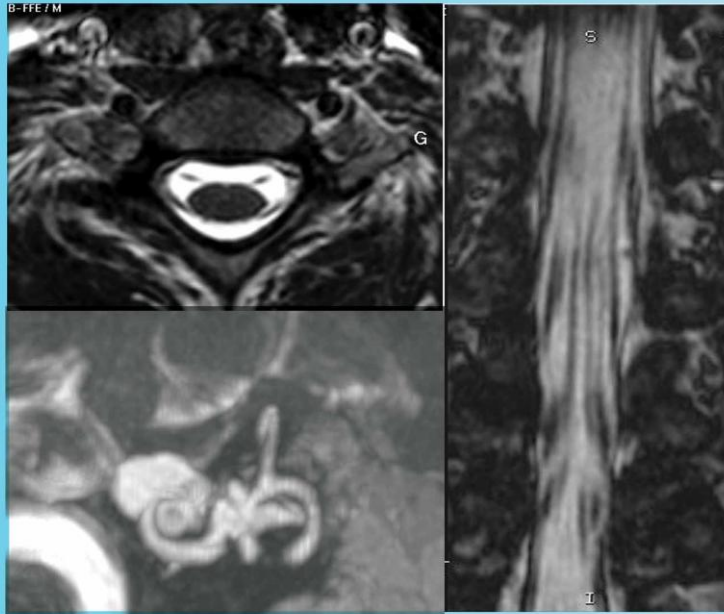
RACHIS AXIAL  
SS-GRE-FID+SE T2  
(CISS)

76

---

CONDUIT AUDITIF  
INTERNE  
SS-GRE-FID+SE  
(FIESTA)

RECONSTRUCTION  
3D



SS-GRE FID+SE T2 3D  
(FIESTA)  
TR=5.8 TE=1.9 ANGLE 65°

DANS LES VARIANTES **DESS ET FADE** LES DEUX ÉCHOS SONT RECUEILLIS SÉPARÉMENT.

UNE AUTRE VARIANTE TRÈS DIFFÉRENTE DU GROUPE GRE UTILISE UNE PRÉPARATION DE LA MAGNÉTISATION MAIS NOUS LA REVERRONS DANS LES OPTIONS P 86 (MP-GRE).

# RÉSUMÉ DES SÉQUENCES EN ÉCHO DE GRADIENT GRE

## NOMS GÉNÉRIQUES



GRE

SP-GRE: ON A RAJOUTÉ UNE IMPULSION SP QUI DÉTRUIT LA MAGNÉTISATION RÉSIDUELLE

SS-GRE: ON RÉCUPÈRE LA MAGNÉTISATION RÉSIDUELLE EN REPHASANT LES GRADIENTS

SS-GRE-FID: CONTRASTE T2\*

SS-GRE-SE: CONTRASTE T2

SS-GRE-FID+SE: CONTRASTE VARIABLE SUIVANT LE MODE DE RECUEIL DES DEUX ÉCHOS

MP-GRE: GRE AVEC PRÉPARATION DE LA MAGNÉTISATION P 78

## NOMS COMMERCIAUX

GE, FE, FFE, MPGR

FLASH, SPGR, FFE TI, SHORT TI.



77  
---

FFE, FISP, FAST, GRASS

PSIF, SSFP, CE FAST,  
CE FFE T2, CE GRASS

FIESTA, TRUE FISP,  
BALANCED FFE, CISS,  
DESS, FADE

TFE, FSPGR, MP-RAGE,  
TURBO-FLASH, TURBO-FISP

## CHAPITRE 8 LES OPTIONS

LES OPTIONS SONT SOUVENT APPLICABLES AUX DEUX FAMILLES ET COMBINABLES ENTRE ELLES (MAIS CES COMBINAISONS NE SONT PAS TOUJOURS UTILES ET DONC NE SONT PAS TOUTES UTILISÉES EN PRATIQUE). CES OPTIONS SONT:

1- LES OPTIONS MODIFIANT LE CONTRASTE DE L'IMAGE

2- LES OPTIONS AUGMENTANT LA RAPIDITÉ DES SÉQUENCES

3- LES OPTIONS SERVANT À DIMINUER LES ARTÉFACTS

78

---

1- LES OPTIONS MODIFIANT LE CONTRASTE DE L'IMAGE

C'EST EN PRÉPARANT LA MAGNÉTISATION PAR UNE OU PLUSIEURS IMPULSIONS SUPPLÉMENTAIRES QUE L'ON MODIFIE CE CONTRASTE.

1-PRÉPARATION PAR UNE IMPULSION D'INVERSION P 80  
(INVERSION- RÉCUPÉRATION, IR, STIR, FLAIR, MP-GRE)

2-PRÉPARATION PAR SATURATION SÉLECTIVE DE LA GRAISSE P 88  
(FAT SAT, SPIR)

3-PRÉPARATION PAR SATURATION SÉLECTIVE DES PROTONS LIÉS  
(TRANSFERT DE MAGNÉTISATION, MTC) P 90

4- UTILISATION DU PHÉNOMÈNE DU DÉPLACEMENT CHIMIQUE POUR  
SÉPARER LE SIGNAL DE L'EAU ET DE LA GRAISSE P 92

-OPTION RECUEILLANT DEUX ÉCHOS : DUAL, IP-OP, SINOP

-OPTION RECUEILLANT SEULEMENT LE SIGNAL DE L'EAU :

WATER EXCITATION, PROSET

2- LES OPTIONS AUGMENTANT LA RAPIDITÉ DES SÉQUENCES

79

1-LE TRAIN D'ÉCHO P 94

---

- EN SPIN-ÉCHO : RSE, TURBO SPIN ECHO TSE, FSE, HASTE ETC

- EN ÉCHO DE GRADIENT (ASSOCIÉ OU NON AU SPIN-ÉCHO) : - ECHO PLANAR,  
(EPI)- GRASE , P 98

2-RESTAURATION RAPIDE DE LA MAGNÉTISATION (DRIVE, RESTORE) P 100

3-TECHNOLOGIE DES ANTENNES PARALLÈLES P 101

4-RECUEIL D'UN DEMI PLAN DE FOURIER (HALFSCAN, HASTE) P 104

5- FOV RECTANGULAIRE P 105

6- ACQUISITION D'UN POURCENTAGE DE L'ESPACE K  
(SCAN %, MATRIX %) P 106

3- LES OPTIONS SERVANT À DIMINUER LES ARTÉFACTS

SONT DÉTAILLÉES AVEC LES ARTÉFACTS AU CHAPITRE SUIVANT P 107.

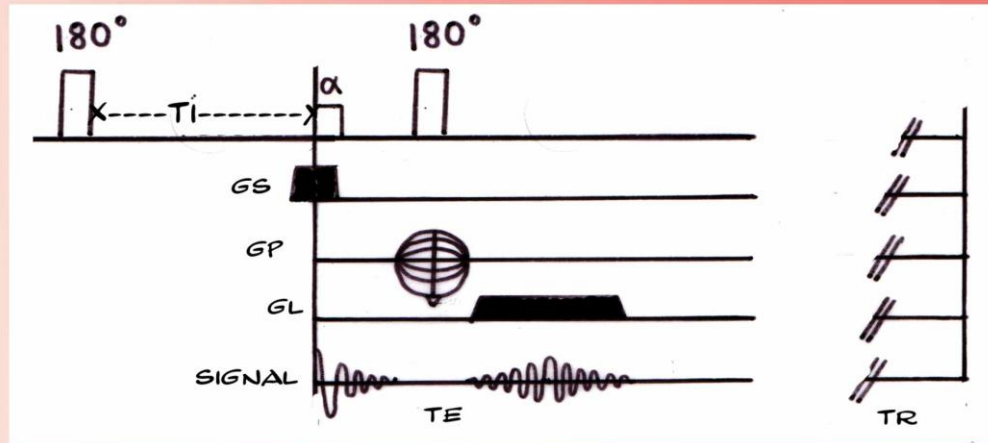
## I-LES OPTIONS MODIFIANT LE CONTRASTE DE L'IMAGE

1° ON PEUT « PRÉPARER » LA MAGNÉTISATION PAR UNE IMPULSION D'INVERSION DE  $180^\circ$  AVANT LE DÉBUT DE LA SÉQUENCE.

ON APPELLE TEMPS D'INVERSION  $T_I$  (À NE PAS CONFONDRE AVEC  $T_1$ ) LE TEMPS QUI SÉPARE L'IMPULSION D'INVERSION DE L'IMPULSION ALPHA. CE  $T_I$  RALLONGE LA DURÉE DE LA SÉQUENCE MAIS AUGMENTE LE SIGNAL ET PERMET SURTOUT D'ANNULER AU CHOIX LE SIGNAL DE CERTAINS TISSUS, CE QUI AUGMENTE LE CONTRASTE DS AUTRES.

80

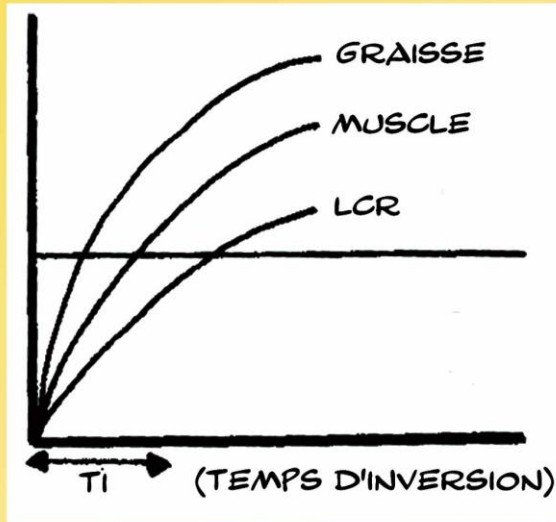
---



IMPORTANT: SUR LE DIAGRAMME VOUS VOYEZ QU'IL Y A DEUX IMPULSIONS DE  $180^\circ$ . LA PREMIÈRE INVERSE LE VECTEUR  $\vec{M}$  ALORS QUE LA SECONDE LE REPHASE APRES L'EXCITATION ALPHA.

A : EN SPIN ÉCHO.

-C'EST LA SÉQUENCE CLASSIQUE CONNUE SOUS LE NOM D'INVERSION/RÉCUPÉRATION.

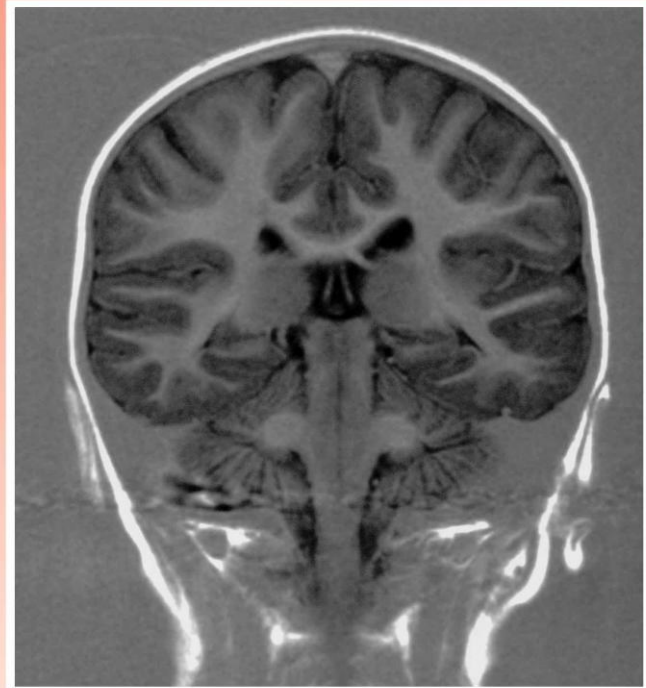
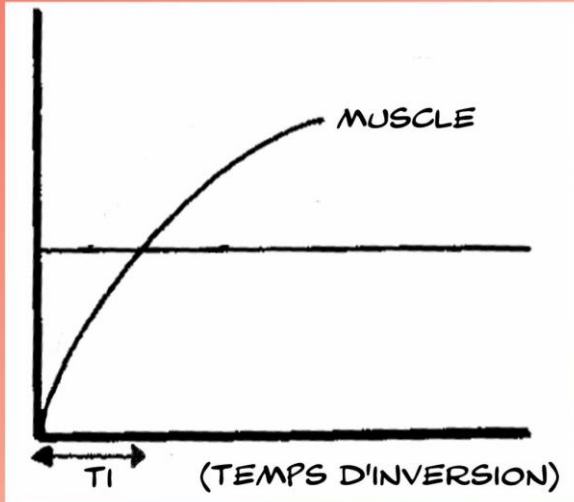


ÉLÉMENTAIRE,  
MON CHER WATSON!

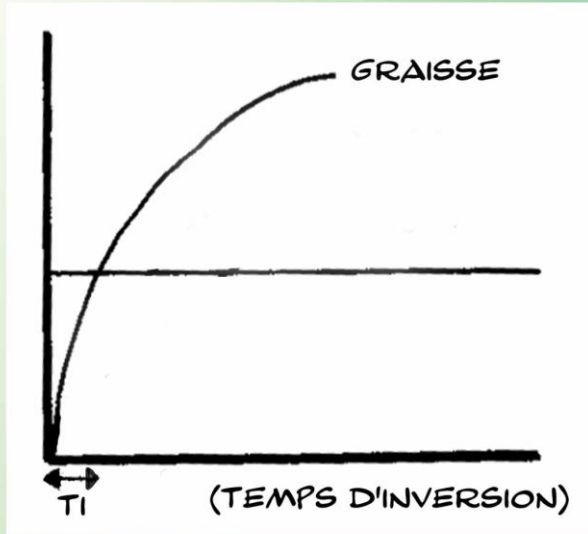


LE DIAGRAMME MONTRE LES COURBES DE RÉCUPÉRATION DE TROIS TISSUS. ELLES CROISENT LE PLAN TRANVERSAL EN DES POINTS DIFFÉRENTS. AU NIVEAU DU CROISEMENT, LE SIGNAL DU TISSU CONSIDÉRÉ EST ANNULÉ. EN PRODUISANT L'IMPULSION RF À CE MOMENT ON PEUT SUPPRIMER LE SIGNAL DU TISSU SOUHAITÉ. LE CHOIX DE TI CONDITIONNE DONC LE TISSU SUPPRIMÉ.

-AVEC  $T_I$  MOYEN DE 400 MILLISECONDES (À 1 TESLA) C'EST L'IR CLASSIQUE QUI SUPPRIME LE SIGNAL DU MUSCLE MAIS QUI EST SURTOUT EMPLOYÉE POUR OBTENIR DES IMAGES DE PONDÉRATION EN  $T_I$  ACCENTUÉES. ELLE EST UTILISÉE POUR L'ÉTUDE DE LA MYÉLINISATION ET LE BILAN DES ÉPILEPSIES.



-AVEC UN  $T_I$  COURT DE 140 MILLISECONDES, ON SUPPRIME LE SIGNAL DE LA GRAISSE . C'EST LA FAMEUSE SÉQUENCE **STIR** TRÈS UTILISÉE EN PATHOLOGIE OSSEUSE ET ABDOMINALE POUR AMÉLIORER LA DÉTECTION DE L'ŒDÈME, DES TUMEURS, DE L'INFECTION ETC.



83

MÊME PATIENT QUE P 72

SE STIR T2 TR=3400 TE=100 TI=140

20 COUPES EN 4 MIN.

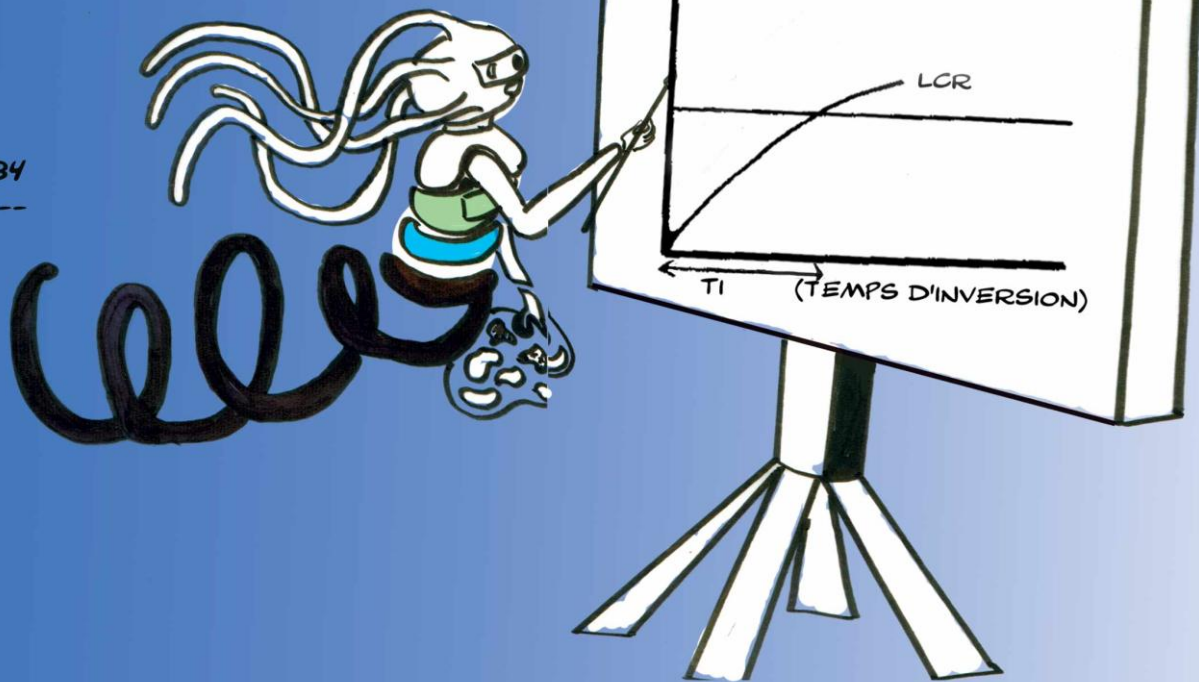
LA CONTUSION (HYPERSIGNAL CONDYLIEN) N'ÉTAIT QUASIMENT PAS VISIBLE EN GRE-T2.

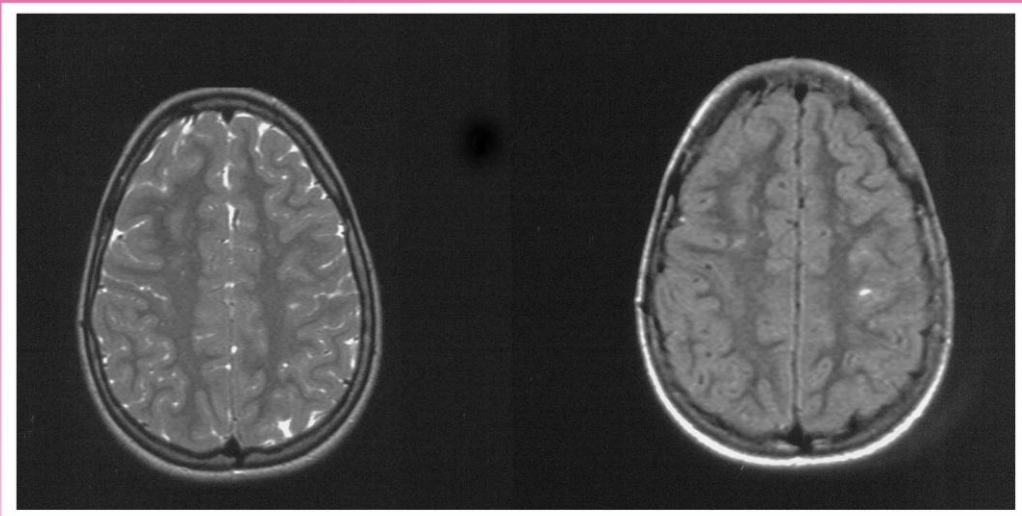
ATTENTION : IL NE FAUT PAS L'UTILISER APRÈS INJECTION DE GADOLINIUM CAR IL Y A UN RISQUE DE SUPPRESSION DU SIGNAL DES TISSUS QUI PRENNENT LE CONTRASTE.

IL NE FAUT PAS LA CONFondre AVEC LA SÉQUENCE SPIR QUI SUPPRIME AUSSI LA GRAISSE MAIS DONT LE PRINCIPE EST DIFFÉRENT ET QUI PEUT ÊTRE UTILISÉE APRÈS INJECTION DE GADOLINIUM (VOIR P 88.) CHEZ D'AUTRES CONSTRUCTEURS ON TROUVE LA SÉQUENCE FATSAT DONT LE RÉSULTAT EST PROCHE DU SPIR BIEN QUE LE PRINCIPE EN SOIT DIFFÉRENT.

-AVEC UN TI LONG DE 2000 MILLISECONDES,  
ON SUPPRIME LE SIGNAL DU LIQUIDE  
CÉPHALO-RACHIDIEN.  
C'EST LA SÉQUENCE FLAIR.

84





85

---

COMPARAISON ENTRE UNE COUPE FLAIR T2 (A DROITE) ET SE T2 (A GAUCHE). LE PETIT HYPERSIGNAL GAUCHE POURRAIT FACILEMENT ÊTRE NÉGLIGÉ EN SE.

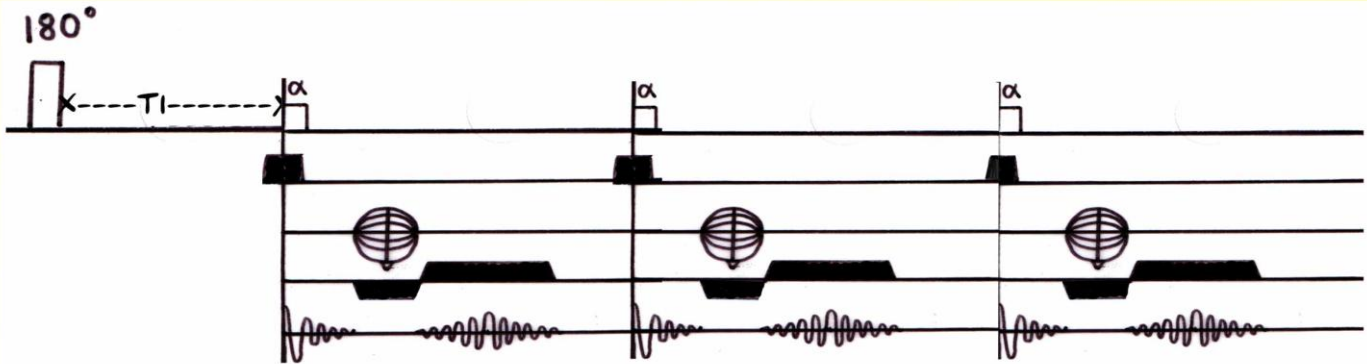
ELLE EST RAPIDEMENT DEVENUE INDISPENSABLE AU NIVEAU DU CERVEAU POUR LA DÉTECTION DES LÉSIONS DE LA SUBSTANCE BLANCHE.

B: ET EN ÉCHO DE GRADIENT PEUT-ON UTILISER LA PRÉPARATION DE LA MAGNÉTISATION (MP) PAR UNE IMPULSION D'INVERSION?

BIEN SÛR C'EST LA SÉQUENCE MP-GRE APPELÉE AUSSI TURBOFLASH, TURBOFISP, TGE, TFE, MP RAGE, FSPGR ETC . ELLE RENFORCE LE CONTRASTE LORSQUE CELUI-CI EST DIMINUÉ, CE QUI EST LE CAS LORSQUE LES TR SONT TRÈS COURTS.

86

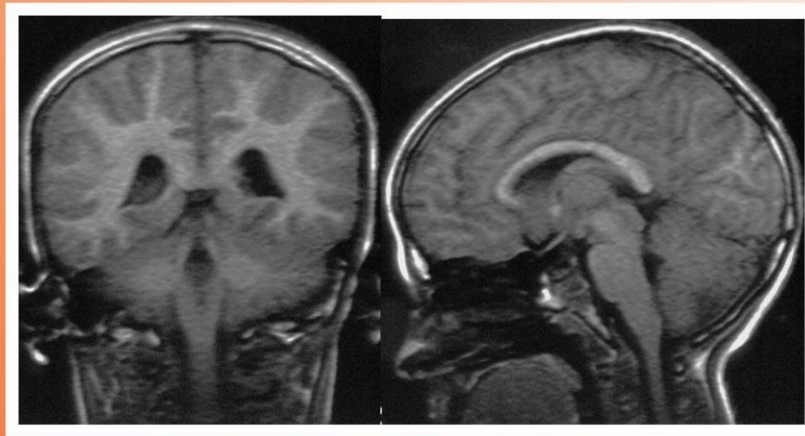
---



TOUS LES TR NÉCESSAIRES POUR CONSTRUIRE UNE IMAGE PEUVENT ÉVENTUELLEMENT ÊTRE OBTENUS APRÈS UNE SEULE IMPULSION D'INVERSION. SI L'ON FAIT PLUSIEURS IMPULSIONS D'INVERSION, ON SEGMENTE LA SÉQUENCE ET ON AMÉLIORE LA QUALITÉ DE L'IMAGE.

ET À QUOI ÇA SERT?

MP-GRE EST UTILISÉ POUR LES REPÉRAGES, EN CARDIOLOGIE,  
EN ANGIO-IRM, EN IMAGERIE 3D ETC.



87

---

SÉQUENCE DE REPÉRAGE, 9 COUPES DE 10 MM DANS LES TROIS  
PLANS EN 10 SECONDES TR=15 TE=5  $\alpha=30^\circ$ .

REMARQUEZ QU'ENTRE LA BASE DU CRANE ET LE CERVEAU IL Y A  
UNE PERTE DE SIGNAL LIÉE À LA SUSCEPTIBILITÉ MAGNÉTIQUE (P 112)

ON PEUT AUSSI RENFORCER LE CONTRASTE T2 SUIVANT LE MÊME PRINCIPE  
EN UTILISANT UNE SUCCESSION D'IMPULSIONS  $90^\circ / 180^\circ / 90^\circ$  QUI CONDUIT  
LE SYSTÈME À L'ÉQUILIBRE (DRIVEN EQUILIBRIUM).

2° OPTION MODIFIANT LE CONTRASTE : LA SATURATION SÉLECTIVE.

PEUT-ON PRÉPARER LA MAGNÉTISATION  
PAR UNE IMPULSION DE SATURATION  
SPÉCIFIQUE QUI SUPPRIMERAIT  
LE SIGNAL DE CERTAINS TISSUS?



88

JE CROIS QUE C'EST CLAIR!  
ON PEUT SATURER  
SÉLECTIVEMENT  
LA GRAISSE.

LA SÉQUENCE QUI SUIT EXCITE DONC TOUS  
LES TISSUS SAUF LA GRAISSE DONT LE SIGNAL  
A ÉTÉ PRÉCÉDEMMENT ANNULÉ.  
CE SONT LES OPTIONS FAT SAT OU SPIR.  
ELLES SONT DIFFÉRENTES MÊME SI LE  
RÉSULTAT EST PROCHE.



ELLE MANQUE D'HOMOGENÉITÉ LORSQU'ELLE EST UTILISÉE  
AVEC DES GRANDS CHAMPS.

ELLE EST TRÈS UTILISÉE EN T1 APRÈS INJECTION DE GADOLINIUM OÙ ELLE PERMET DE MIEUX VOIR LES PRISES DE CONTRASTE, ET EN T2 OÙ ELLE MET TRÈS BIEN EN ÉVIDENCE L'ŒDÈME.

GENOU DE PROFIL EN SE T1 AVEC SATURATION DE LA GRAISSE ET APRÈS INJECTION DE GADOLINIUM. FORTE PRISE DE CONTRASTE DE LA SYNOVIALE INFLAMMATOIRE. NOTEZ L'ARTÉFACT DE FLUX LIÉ À L'ARTÈRE POPLITÉE (FLÈCHE).



89

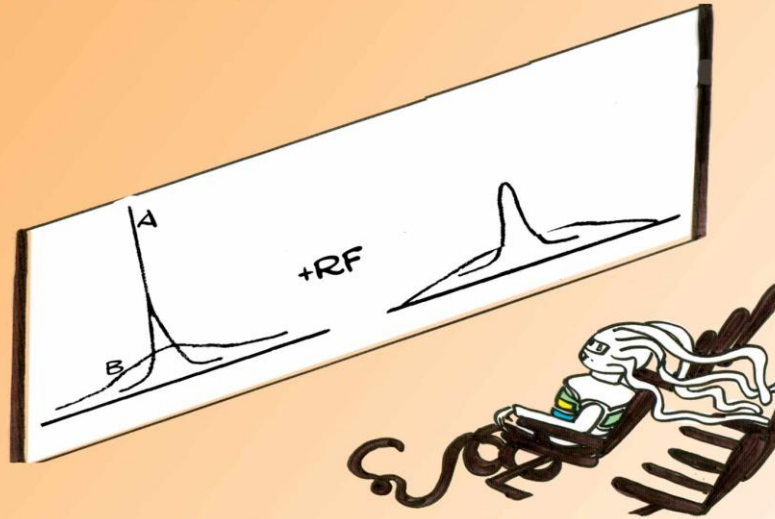
---

### 3° OPTION MODIFIANT LE CONTRASTE: LE TRANSFERT DE MAGNÉTISATION (MTC)

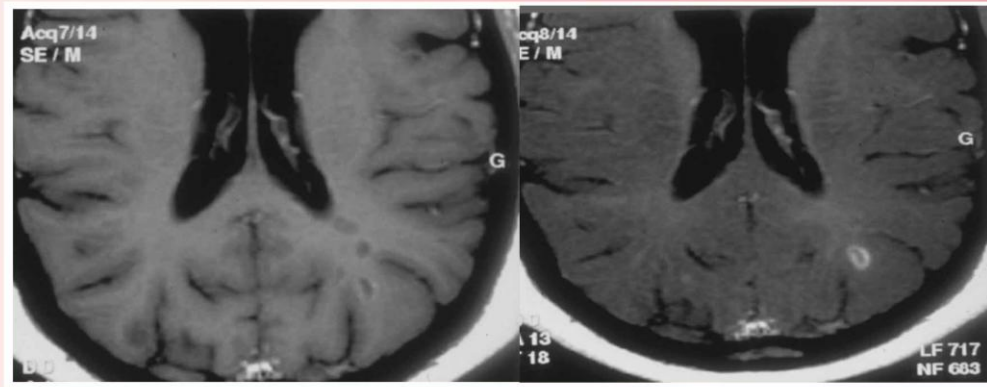
DANS L'ORGANISME CERTAINS PROTONS SONT LIÉS À DES MACROMOLÉCULES ET ONT UN PIC DE RÉSONANCE LARGE (B). D'AUTRES SONT DITS LIBRES ET ONT UN PIC DE RÉSONANCE ÉTROIT (A).

90

---



SI ON ADMINISTRE UNE IMPULSION RF QUI SATURE EXCLUSIVEMENT LES PROTONS LIÉS AUX MACROMOLÉCULES (B), LA MAGNÉTISATION DES PROTONS LIBRES (A) SE TRANSFÈRE AUX PROTONS LIÉS DE MANIÈRE À RÉTABLIR UN ÉQUILIBRE. (D'OÙ LE NOM DE TRANSFERT DE MAGNÉTISATION : MT OU MTC). L'AIMANTATION DE L'ENSEMBLE DIMINUE ET LE CONTRASTE DES DIFFÉRENTS TISSUS DIMINUE ÉGALEMENT.



91

---

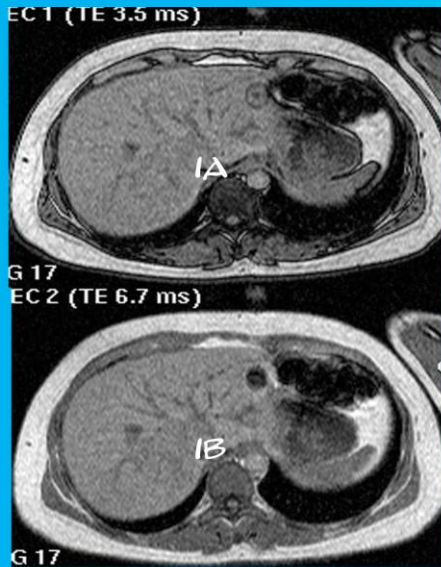
SÉQUENCE SE TI TR=450 TE=30, APRÈS GADOLINIUM. A GAUCHE, LA PRISE DE CONTRASTE EST À PEINE VISIBLE. A DROITE, AVEC MTC ET GADOLINIUM, LA PRISE DE CONTRASTE EST BIEN MIEUX MISE EN ÉVIDENCE. EN ATTÉNUANT LE CONTRASTE ENTRE SUBSTANCE BLANCHE ET GRISÉ, LE TRANSFERT DE MAGNÉTISATION AUGMENTE LA SENSIBILITÉ DE LA PRISE DE CONTRASTE.

ELLE EST TRÈS UTILISÉE AUSSI EN ANGIOGRAPHIE PAR TEMPS DE VOL OÙ ELLE DIMINUE LE SIGNAL DES PROTONS STATIONNAIRES.

#### 4° OPTION MODIFIANT LE CONTRASTE.

LES PROTONS DE L'EAU ET DE LA GRAISSE NE PRÉCESSENT PAS EXACTEMENT À LA MÊME FRÉQUENCE. LE DÉCALAGE EST DE 147HZ À 1 TESLA\*. CELA S'APPELLE LE DÉPLACEMENT CHIMIQUE P 114.

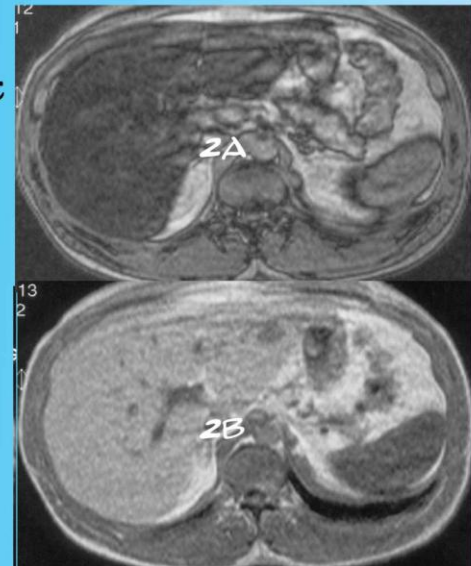
EN CAS DE SURCHARGE GRAISSEUSE IL Y A UNE CHUTE DU SIGNAL DU FOIE. A GAUCHE UN FOIE NORMAL A DROITE UN FOIE STÉATOSIQUE



SÉQUENCE GRE T1 2 ECHOS  
TR=275 TE=3.5 ALPHA=67°  
30 COUPES DE 8 MM EN 20 SEC

SUR LES IMAGES A (1° ECHO)  
LES PROTONS DE L'EAU  
ET DE LA GRAISSE SONT  
EN OPPOSITION DE PHASE ET  
LEUR SIGNAL SE SOUSTRAIT.  
LA STÉATOSE EST BIEN MISE  
EN ÉVIDENCE (2A).

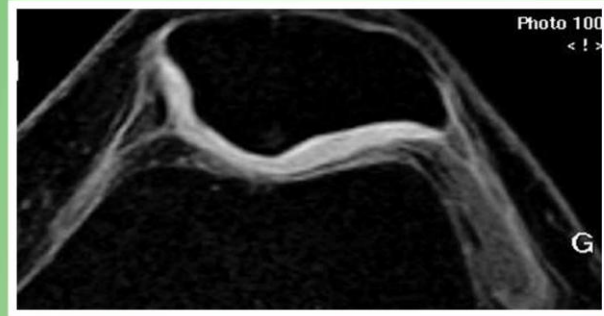
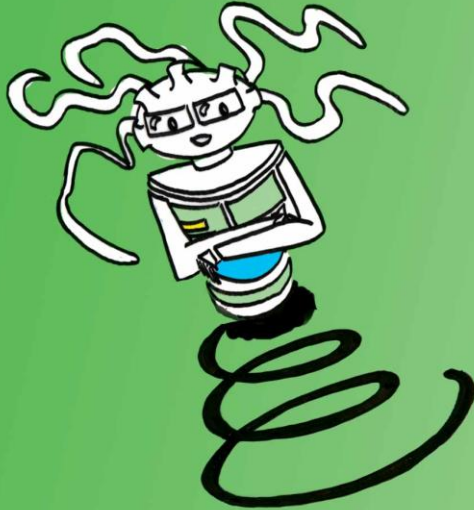
SUR LES IMAGES B,  
(2° ÉCHO) LES PROTONS  
SONT EN PHASE ET LEUR  
SIGNAL S'ADDITIONNE.



CETTE OPTION S'APPELLE IP-OP, DUAL, SINOP OU ENCORE IN ET OUT (POUR IN PHASE OUT PHASE).

\*OU ENCORE À 1 TESLA, LES PROTONS SONT SUCCESSIVEMENT EN PHASE ET HORS PHASE TOUTES LES 3.4 MS.

ON PEUT AUSSI OBTENIR DES IMAGES OÙ LE SIGNAL PROVIENT EXCLUSIVEMENT DES PROTONS DE L'EAU .



PROSET:

93

---

POUR CELA ON EXCITE LES PROTONS AVEC UNE IMPULSION DE  $45^\circ$ . APRÈS 2.3 MS (À 1.5 TESLA ET EN ÉCHO DE GRADIENT). LES PROTONS DE L'EAU ET DE LA GRAISSE SERONT EN OPPOSITION DE PHASE. UNE DEUXIÈME IMPULSION DE  $45^\circ$  VA MAXIMISER LE SIGNAL DES PROTONS DE L'EAU ( $\alpha = 45 + 45 = 90^\circ$ ) ET ANNULER LE SIGNAL DES PROTONS DE LA GRAISSE ( $\alpha = 45 - 45 = 0^\circ$ ). CRFD.

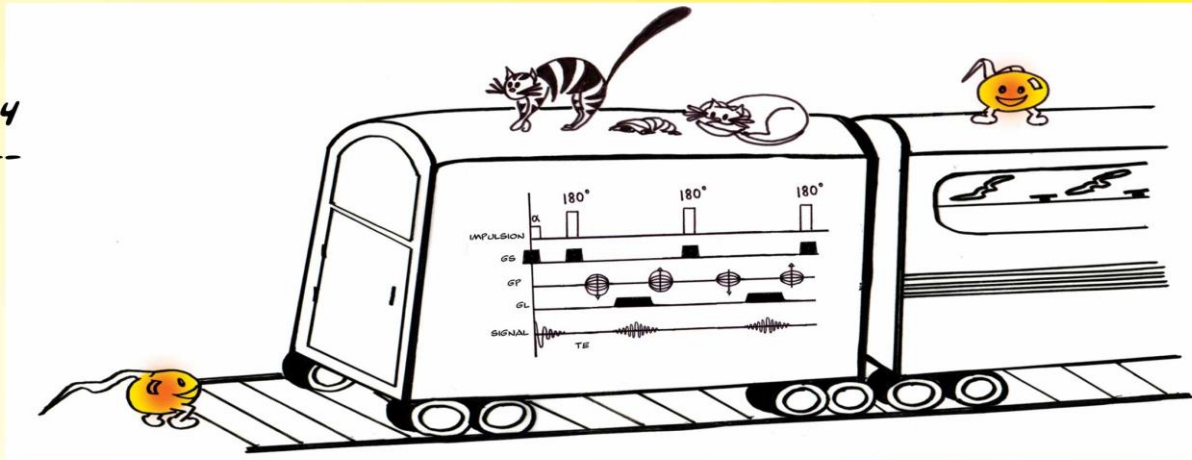
C'EST L'OPTION WATER EXCITATION OU PROSET QUI DONNE UNE SUPPRESSION TRÈS PURE DE LA GRAISSE.

## 2-OPTIONS AUGMENTANT LA RAPIDITÉ DES SÉQUENCES

1- L'OPTION TRAIN D'ÉCHO (E.T) DÉJÀ DÉCRITE P 53, EST RAPIDEMENT DEVENUE LA PLUS UTILISÉE DE TOUTES LES OPTIONS.

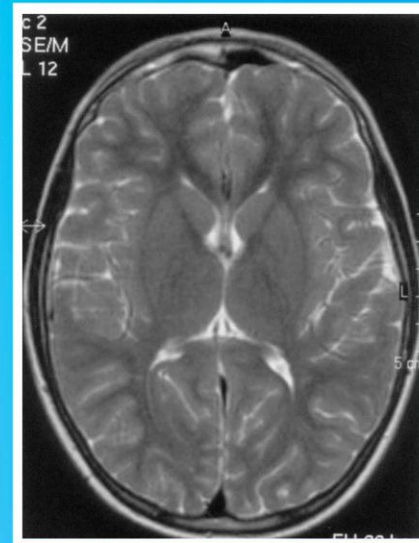
C'EST UNE SÉQUENCE MULTIÉCHOS OÙ ON CODE CHAQUE ÉCHO DIFFÉREMMENT PAR UNE VARIATION PROGRESSIVE DU GRADIENT DE CODAGE DE PHASE. CECI ENTRAÎNE UN GAIN DE TEMPS CONSIDÉRABLE.

94



EN SPIN-ÉCHO, C'EST LA SÉQUENCE RSE, (SPIN-ÉCHO RAPIDE), OU ECORE **FAST SPIN-ECHO** OU **TURBO SPIN-ECHO** (TSE, FSE)

ON PEUT CONSERVER UNE PONDÉRATION T2 DE QUALITÉ PRESQUE IDENTIQUE À CELLE DES SÉQUENCES SPIN ECHO CLASSIQUES, AVEC DES SÉQUENCES 4 FOIS PLUS RAPIDES.



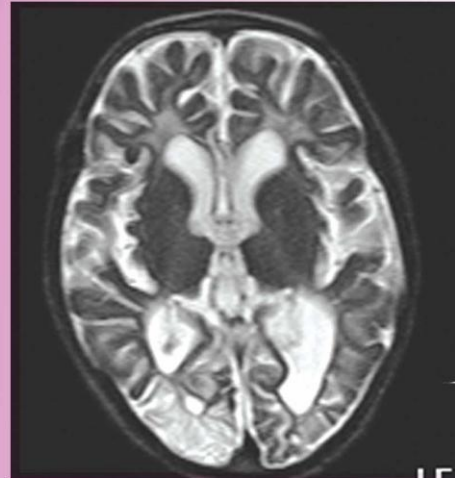
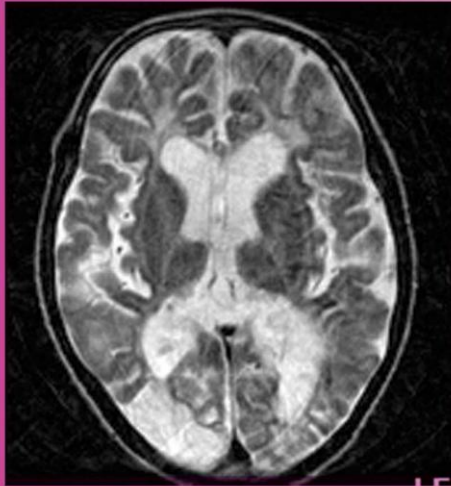
RSE T2 3500/80/ FACTEUR TURBO : 19  
POUR AVOIR LES 20 COUPES DU CERVEAU ON EST PASSÉ  
DE 8 MINUTES À MOINS DE 2 MINUTES.

INCONVÉNIENT: LE SIGNAL DE LA GRAISSE EST UN PEU RENFORCÉ.

VARIANTE: ON PEUT RECUEILLIR EN UN SEUL TR LA TOTALITÉ DES INFORMATIONS NÉCESSAIRES POUR RECONSTRUIRE LES IMAGES. C'EST UNE SÉQUENCE DITE " SINGLE SHOT " (SSH) DONT LA QUALITÉ N'EST PAS OPTIMALE MAIS QUI FOURNIT PAR EXEMPLE 20 COUPES EN 13 SECONDES.

96

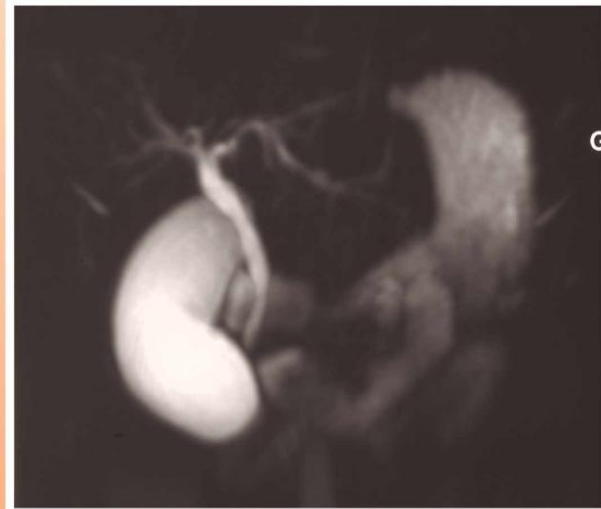
---



MÊME ENFANT LÉGÈREMENT SÉDATÉ. A GAUCHE SÉQUENCE CLASSIQUE EN RSE 20 COUPES EN 1 MIN 42 SEC AVEC UN TR À 3500, UN TE À 80 UN FT À 19. HÉLAS L'ENFANT A UN PEU BOUGÉ. A DROITE SÉQUENCE RSE AVEC UN FACTEUR FURBO À 90 : LES 20 COUPES SONT OBTENUES EN 13 SEC TR 13000 TE 80.

CELA PEUT ÊTRE TRÈS UTILE CHEZ LES PETITS ENFANTS ET LES PATIENTS NON COOPÉRANTS OU CLAUSTROPHOBES ETC.

UNE APPLICATION PARTICULIÈRE CONSISTE À RECUEILLIR LES ÉCHOS TARDIFS. SEULS LES LIQUIDES STATIONNAIRES AYANT UN T2 LONG DONNENT ENCORE UN SIGNAL.

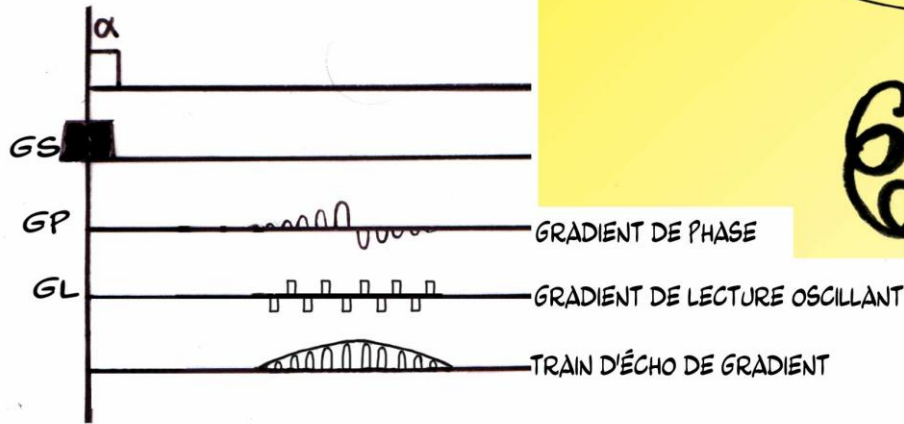


BILI 3D RSE TR=2000, TE=90,  
FACTEUR TURBO=101, 50 COUPES  
DE 2MM EN 4 MIN.

CETTE SÉQUENCE EST UTILISÉE POUR LA BILI-I.R.M., L'URO-I.R.M. ,  
LA COCHLÉE ETC.

LE PRINCIPE DU TRAIN D'ÉCHO APPLIQUÉ À L'ÉCHO DE GRADIENT, ASSOCIÉ OU NON À L'ÉCHO DE SPIN S'APPELLE " ÉCHO PLANAR (EPI) ".  
DANS CETTE SÉQUENCE ULTRA RAPIDE C'EST LE GRADIENT DE LECTURE QUI OSCILLE POUR PRODUIRE UN TRAIN D'ÉCHO. CELUI-ÇI FOURNIT TOUTES LES DONNÉES NÉCESSAIRES À LA CONSTRUCTION DE L'IMAGE EN UN SEUL TR (SINGLE-SHOT) OU EN PLUSIEURS TR (MULTI-SHOT, DE MEILLEURE QUALITÉ).

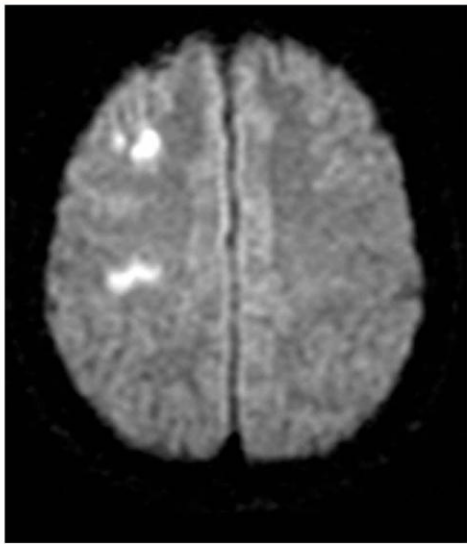
98



ÉCHO PLANAR ? TIENS, JE CROYAIS  
QUE C'ÉTAIT L'ÉCHOGRAPHIE DU PIED !!!



CETTE TECHNIQUE ULTRA-RAPIDE OUVRE LA PORTE À L'I.R.M. FONCTIONNELLE (DIFFUSION, PERFUSION ET AUTRES) QUI SONT EN PLEIN DÉVELOPPEMENT VOIR P 136, À L'EXPLORATION DES MOUVEMENTS ARTICULAIRES, DES FLUX COMME CELUI DU LIQUIDE CÉPHALO-RACHIDIEN, DU CŒUR ET DES VAISSEAUX, ET À L'EXAMEN DES MALADES NON COOPÉRANTS ET DES ENFANTS.



IRM DE DIFFUSION  
SÉQUENCE EPI DURÉE : 30 SEC  
LES ZONES EN HYPERSIGNAL  
CORRESPONDENT AUX RÉGIONS  
DE L' ACCIDENT VASCULAIRE ,  
INVISIBLES EN RSE CLASSIQUE.  
VOIR AUSSI P 142



ON PEUT RÉALISER CETTE SÉQUENCE ÉCHO-PLANAR EN ÉCHO DE GRADIENT SEUL (GRE-EPI) TRÈS SENSIBLE À LA SUSCEPTIBILITÉ MAGNÉTIQUE, EN SPIN ECHO (SE-EPI) EN INVERSION RÉCUPÉRATION (IR-EPI).

ASSOCIÉ AU TRAIN D'ÉCHO (SPIN ÉCHO RAPIDE), C'EST LA SÉQUENCE GRADIENT ET SPIN ECHO ( RSE-EPI, GRASE) . .

2-RESTAURATION RAPIDE DE LA MAGNÉTISATION.  
POUR OBTENIR UNE IMAGE EN T2 IL EST CLASSIQUE DE DIRE QUE  
LA MAGNÉTISATION DOIT AVOIR RÉCUPÉRÉE ENTIÈREMENT ET PAR  
CONSÉQUENT QUE LE TR DOIT ÊTRE ASSEZ LONG (EN SPIN ÉCHO, P 38).

100  
-----



ON PEUT RESTAURER PLUS RAPIDEMENT CETTE MAGNÉTISATION EN  
UTILISANT UNE IMPULSION RF APPROPRIÉE. ON PEUT DIMINUER LE TR MAIS  
LE NOMBRE DE COUPES POSSIBLES DIMINUE AUSSI. CE SONT LES TECHNIQUES **DRIVE,**  
**RESTORE, FRFSE...**

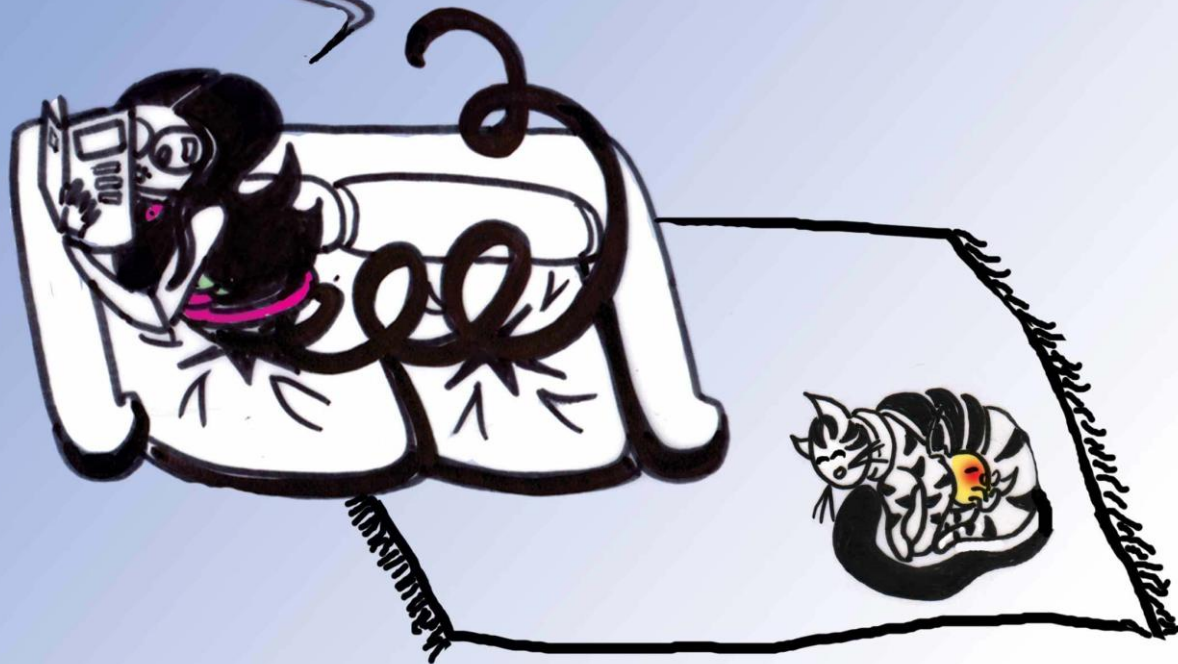
3-AMÉLIORATION DES ANTENNES: LES TECHNIQUES D'ACQUISITION PARALLÈLE (PARALLEL ACQUISITION TECHNOLOGY, PAT) UTILISENT DES ANTENNES EN RÉSEAU PHASÉ CONSTITUÉES DE PLUSIEURS RÉCEPTEURS QUI RECUEILLENENT LE SIGNAL EN PARALLÈLE DANS LE SENS DE LA PHASE.

DONC ELLES RECUEILLENENT  
SIMULTANÉMENT DES SIGNAUX PROVENANT  
DE VOXELS DIFFÉRENTS, PERMETTANT SOIT UN  
GAIN DE TEMPS APPRÉCIABLE SOIT UNE  
AUGMENTATION DE LA RÉOLUTION SPATIALE

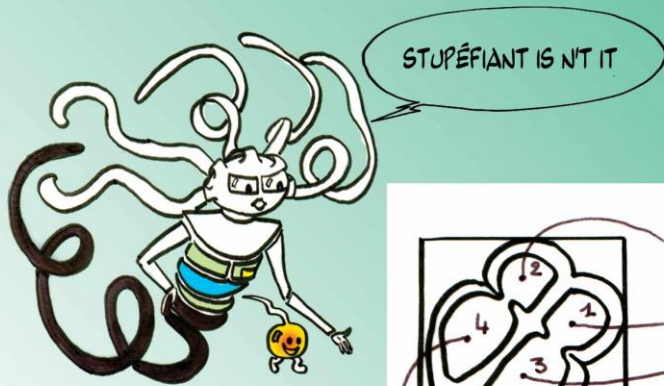


DANS UNE PREMIÈRE TECHNIQUE  
APPELÉE SMASH OU GRAPPA LES CALCULS  
SE FONT AU NIVEAU DES DONNÉES NUMÉRIQUES  
DANS LE PLAN DE FOURIER (P 139), AVANT LA  
RECONSTRUCTION DE L'IMAGE.  
*voir aussi p 149*

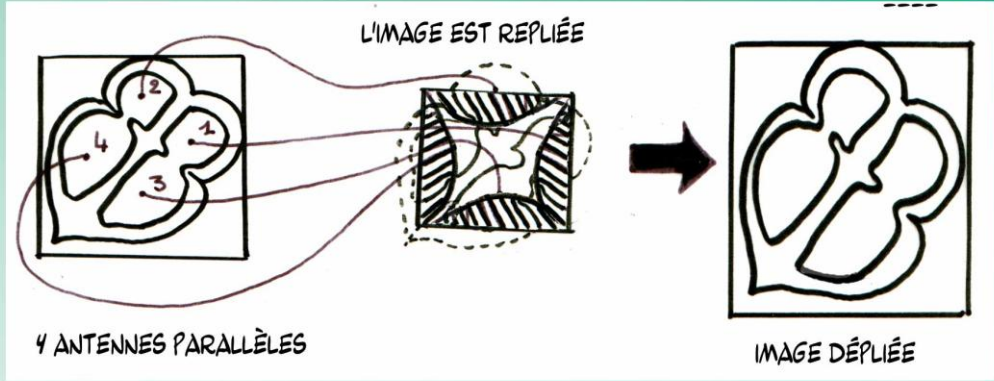
102



DANS UNE AUTRE TECHNIQUE (SENSE, ASSET) LES CALCULS SE FONT DANS LE PLAN DE L'IMAGE DÉJÀ RECONSTITUÉE. LE NOMBRE DE CODAGE DE PHASE EST MOINS ÉLEVÉ CE QUI ENTRAÎNE UNE DIMINUTION DU CHAMP DE VUE ET DONC UN REPLIEMENT DE L'IMAGE. UN SYSTÈME D'ÉQUATIONS COMPLEXES DÉPLIE L'IMAGE.



103

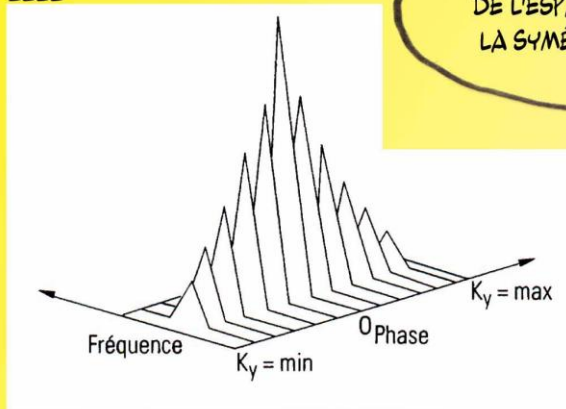


CES TECHNIQUES PARALLÈLES PERMETTENT DES ACQUISITIONS EN APNÉE EN MOINS DE DIX SECONDES, FACILITENT L'ANGIO-RM AVEC CONTRASTE ET CORRESPONDENT À UNE NOUVELLE AVANCÉE MAJEURE DE L'IRM.

4-RECUEIL D'UN DEMI PLAN DE FOURIER (HALFSCAN, HASTE), OU D'UN ÉCHO PARTIEL (PARTIAL ECHO).

LES DONNÉES BRUTES QU'ON APPELLE AUSSI « PROFILS » SONT COLLECTÉES DANS L'ESPACE K (VOIR P 139) OÙ ELLES PRÉSENTENT UN PLAN DE SYMÉTRIE. LA MOITIÉ SUPÉRIEURE ET LA MOITIÉ INFÉRIEURE SONT SYMÉTRIQUES DE MÊME QUE LA MOITIÉ DROITE ET LA MOITIÉ GAUCHE. ON PEUT DONC RECUEILLIR SEULEMENT LA MOITIÉ DES PAS DU CODAGE DE PHASE (HALFSCAN) OU LA MOITIÉ DU SIGNAL D'UN ÉCHO (PARTIAL ECHO, ÉCHO PARTIEL) DANS LE SENS DU CODAGE EN FRÉQUENCE ET EXTRAPOLER À L'AUTRE COTÉ. LE CONTRASTE ET LA RÉOLUTION SONT INCHANGÉS MAIS IL Y A UNE DIMINUTION DU RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT. EN PRATIQUE IL FAUT ACQUÉRIR QUELQUES LIGNES DE CODAGE DE PLUS.

104

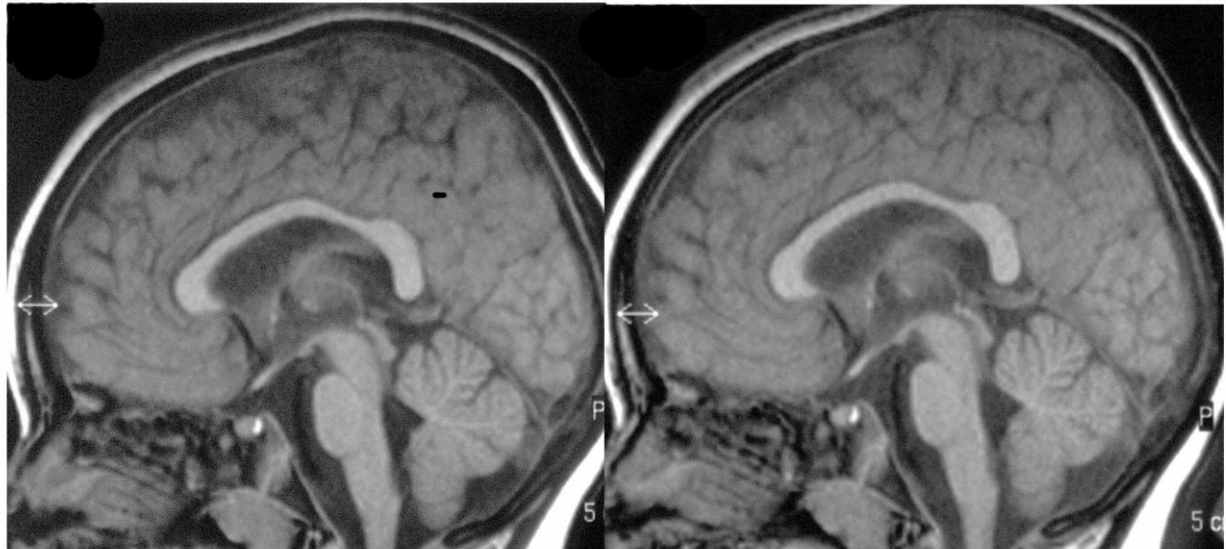


CECI EST UNE REPRÉSENTATION IDÉALISÉE DE L'ESPACE K DESTINÉE À MONTRER LA SYMÉTRIE DES DONNÉES ACQUISES



## S-FOV RECTANGULAIRE

LORSQUE L'ORGANE A EXPLORER EST PLUS OVALE QUE ROND (COMME LE CRÂNE)) ON PEUT UTILISER UNE MATRICE RECTANGULAIRE TOUT EN CONSERVANT LA TAILLE DES VOXELS. LE RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT DIMINUE UN PEU MAIS LE TEMPS GAGNÉ N'EST PAS NÉGLIGEABLE.

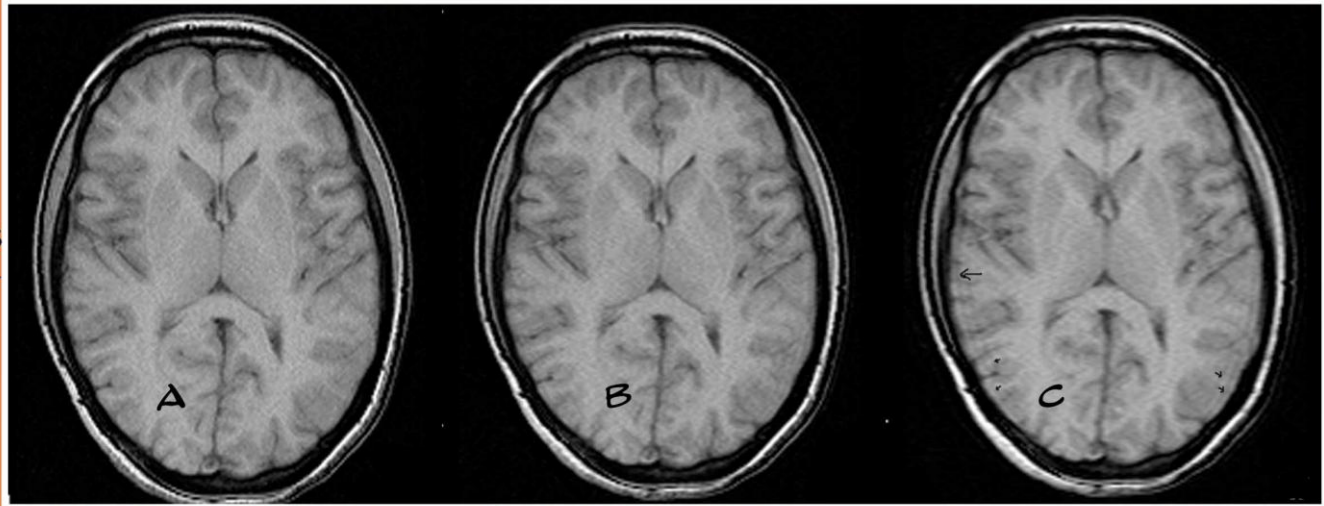


A GAUCHE, TR= 159 TE= 4.1, ALPHA= 90° RFOV 100%, 2 NEX 51 SEC POUR 19 COUPES DE 5 MM.

A DROITE TR=159, TE=4.1, ALPHA=90°, FOV= 70%, 2 NEX 36 SEC POUR 19 COUPES DE 5 MM.

**6-ACQUISITION D'UN POURCENTAGE DE L'ESPACE K SEULEMENT  
(SCAN %, MATRIX %)**

**ON N'ACQUIERT QU'UNE PARTIE DES PROFILS, SURTOUT LES PROFILS  
CENTRAUX QUI SONT RESPONSABLES DU CONTRASTE.**



**CES TROIS SÉQUENCES SONT IDENTIQUES : GRE T1 TR=159, TE=4.5 ALPHA=90° 20 COUPES DE 6MM AVEC 2 NEX**

**A : SCAN % 100% DURÉE 51 SEC B : SCAN% 70% DURÉE 36 SEC C : SCAN % 50% DURÉE 26 SEC.**

**ON VOIT APPARAÎTRE EN PÉRIPHÉRIE DE C DES PETITS ARTÉFACTS CIRCULAIRES**

**ON SACRIFIE DONC CERTAINS PROFILS PÉRIPHÉRIQUES MAIS AU DESSOUS  
DE 60% DE PROFILS ACQUIS LA DÉGRADATION DE L'IMAGE PAR PERTE  
DE RÉOLUTION DEVIENT IMPORTANTE SOUS LA FORME D'ARTÉFACTS  
CIRCULAIRES DANS LA DIRECTION DE LA PHASE.**

# CHAPITRE 9 -LES ARTÉFACTS\* ET LES OPTIONS QUI LES DIMINUENT

## I-LES ARTÉFACTS MÉTALLIQUES :

TOUT OBJET MÉTALLIQUE : PLOMBAGE, PROTHÈSE, BOUTON ENTRAÎNE UN VIDE DE SIGNAL ET UNE DÉFORMATION DE L'IMAGE TOUT AUTOUR.

CET ARTÉFACT EST BEAUCOUP PLUS IMPORTANT EN ÉCHO DE GRADIENT QU'EN SPIN ÉCHO.

LES IMPLANTS OU PROTHÈSES DOIVENT ÊTRE SOIGNEUSEMENT ÉVALUÉS.

CERTAINS ARTÉFACTS SONT INATTENDUS

COMME PAR EXEMPLE LE FARD À PAUPIÈRES OU LES MICRO DÉBRIS MÉTALLIQUES LAISSÉS PAR LES FORAGES CHIRURGICAUX.

GENOU DE PROFIL EN GRE T2:

TR=500, TE=15, ANGLE =35°

ARTÉFACTS FERROMAGNÉTIQUES DUS AU MATÉRIEL CHIRURGICAL.

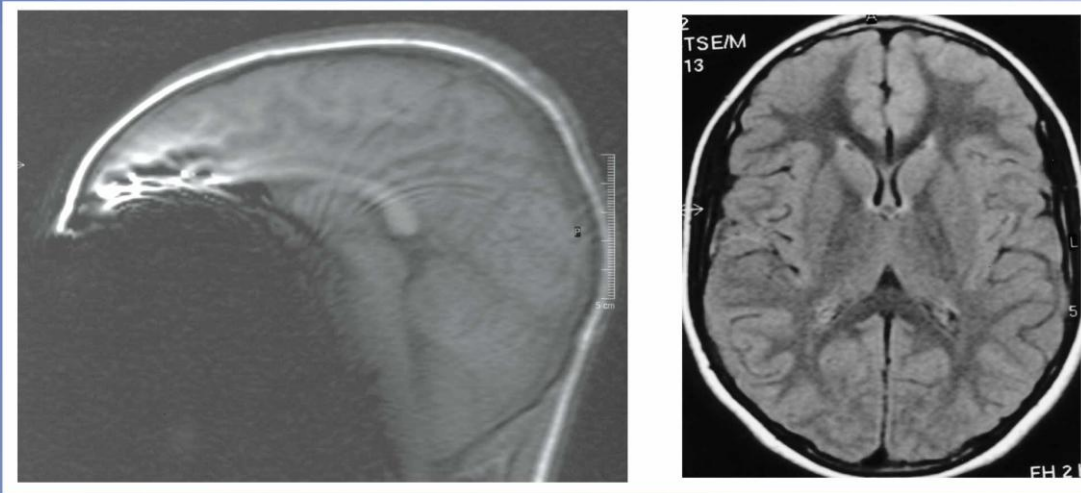
\*IL Y AUNE TRÈS BONNE REVUE DES ARTÉFACTS DANS LES FEUILLETS DE RADIOLOGIE (1994,34;493-514).



107

LES CORPS ÉTRANGERS MÉTALLIQUES INTRA-OCULAIRES ET LES PACE-MAKERS SONT DES CONTRE INDICATIONS FORMELLES À L'EXAMEN P137.

108

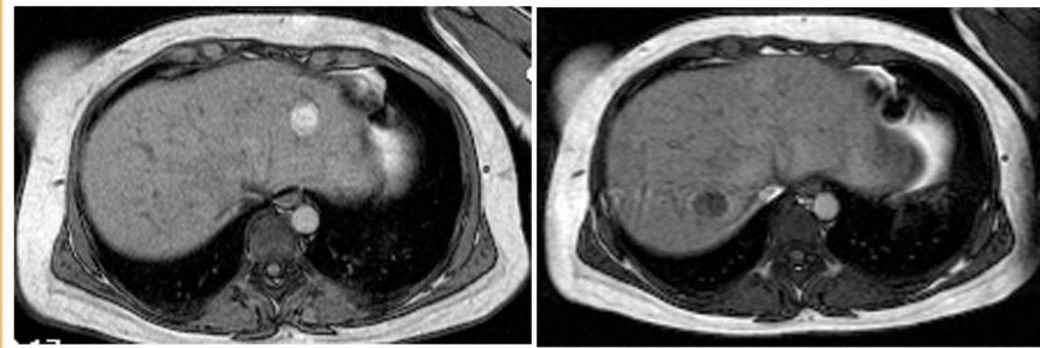


L'IMPORTANCE DES ARTÉFACTS FERROMAGNÉTIQUES EST TRÈS VARIABLE SUIVANT L'INCIDENCE ET LE TYPE DE SÉQUENCE.

À GAUCHE, SUR LA VUE DE REPÉRAGE EN MP-GRE DE PROFIL, UN APPAREIL DENTAIRE ARTÉFACTE LE MASSIF FACIAL. À DROITE, CHEZ LE MÊME PATIENT LA SÉQUENCE AXIALE T2 FLAIR-SE N'EST QUASIMENT PAS ARTÉFACTÉE. EN DEHORS DES DEUX COUPES LES PLUS BASSES L'EXAMEN ÉTAIT INTERPRÉTABLE.

## 2-LES ARTÉFACTS DE MOUVEMENTS :

LES MOUVEMENTS INVOLONTAIRES DU PATIENT DE MÊME QUE LA RESPIRATION OU LES BATTEMENTS DU CŒUR, LES MOUVEMENTS OCULAIRES, LES MOUVEMENTS DE DÉGLUTITION ET LE FLUX SANGUIN SONT VISIBLES SOUS FORME D'IMAGES FANTÔMES OU DE TRAINÉES DANS L'IMAGE, UNIQUEMENT DANS LA DIRECTION DU CODAGE DE PHASE. CECI S'EXPLIQUE TRÈS SIMPLEMENT PAR LE FAIT QU'UNE STRUCTURE EST CODÉE À DEUX ENDROITS DIFFÉRENTS LORSQU'ELLE A BOUÉGÉ.



109

---

VOICI DEUX IMAGES EN GRE T1 TR=140, TE=1.6,  $\alpha=80^\circ$ , 30 COUPES EN 18 SEC. A GAUCHE LE GRADIENT DE CODAGE DE PHASE EST DANS LE SENS ANTÉRO-POSTÉRIEUR ET L'ARTÉFACT DE RÉPÉTITION DE L'AORTE EST VISIBLE DANS LE FOIE GAUCHE. A DROITE, ON A SIMPLEMENT MIS LE GRADIENT DE PHASE DANS LE SENS GAUCHE-DROIT. L'ARTÉFACT A CHANGÉ DE SENS ET D'ASPECT.

ON PEUT COMBATTRE LES ARTÉFACTS DE MOUVEMENTS AVEC TOUTE UNE SÉRIE DE MOYENS QUI SONT:

1- LA SYNCHRONISATION CARDIAQUE ( GATING)

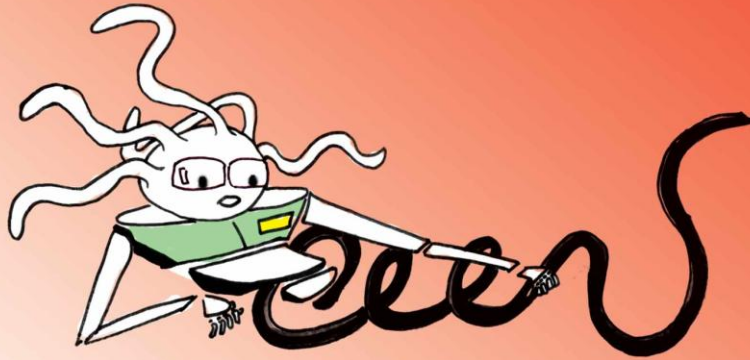
2- LA SYNCHRONISATION RESPIRATOIRE,  
(OPTIONS, RESP COMP, ROPE, CORE, EXORCIST ET PEAR).

110



3- REFAIRE LA SÉQUENCE EN INVERSANT LES GRADIENTS DE PHASE ET DE FRÉQUENCE, CE QUI DÉPLACE L'ARTÉFACT.

4-UTILISER LES BANDES DE PRÉ-SATURATION CE QUI CONSISTE À SATURER LES PROTONS SITUÉS EN DEHORS DU VOLUME EXPLORÉ MAIS SUSCEPTIBLES D'Y RENTRER COMME LE FLUX.



III  
5- COMPENSER LE FLUX ----  
PAR UNE MANIPULATION  
COMPLEXE DES GRADIENTS.  
(FLOW COMP)

6-UTILISER UNE SÉQUENCE AVEC SUPPRESSION DES GRAISSES LORSQUE CELLE-CI PARTICIPE À L'ARTEFACT.

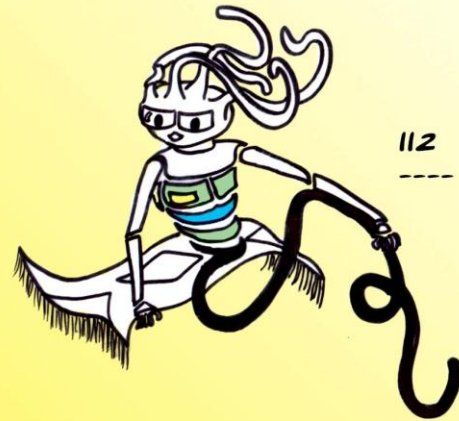
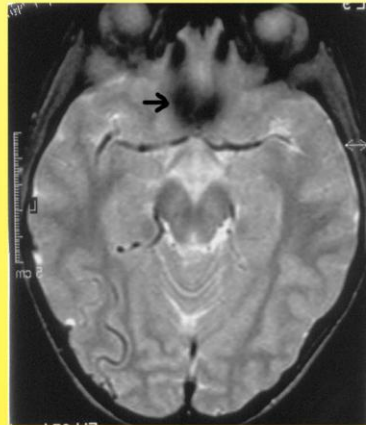


7-RÉALISER LES SÉQUENCES EN APNÉE.

### 3-LES ARTÉFACTS LIÉS À LA SUSCEPTIBILITÉ MAGNÉTIQUE

LORSQUE DEUX TISSUS ONT DES DENSITÉS DE PROTONS DONC DES PROPRIÉTÉS MAGNÉTIQUES TRÈS DIFFÉRENTES, IL APPARAÎT À LEUR INTERFACE UN ARTÉFACT DIT DE SUSCEPTIBILITÉ MAGNÉTIQUE QUI SE TRADUIT PAR UNE PERTE DE SIGNAL LIÉE À L'INHOMOGENÉITÉ DU CHAMP MAGNÉTIQUE À CET ENDROIT.

COUPE AXIALE DU CERVEAU  
EN GRE T2. PERTE DU SIGNAL  
AU DESSUS DES ETHMOÏDES  
ALORS QUE LA COUPE IDENTIQUE  
EN SE NE MONTRAIT AUCUNE  
PERTE DE SIGNAL.  
VOIR AUSSI P 79.



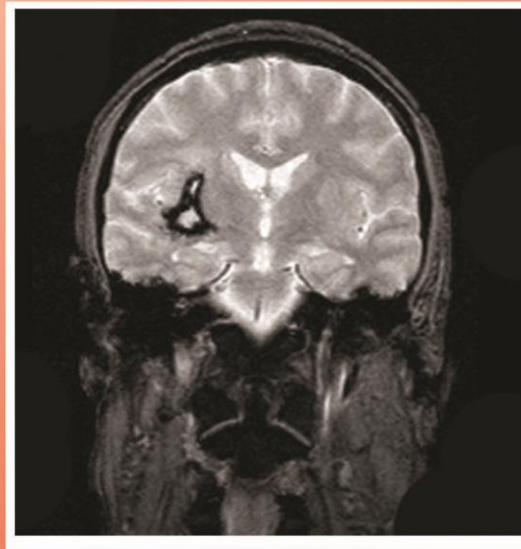
CET ARTÉFACT EST MODÉRÉ DANS LES SÉQUENCES EN SPIN ÉCHO À CAUSE DU REPHASAGE DES SPINS ; PAR CONTRE EN ÉCHO DE GRADIENT OÙ LE REPHASAGE N'EST PAS COMPLET, CET ARTÉFACT PEUT ÊTRE GÊNANT À LA ZONE DE CONTACT ENTRE L'AIR, L'OS OU LE TISSU CÉRÉBRAL. CECI EST PARTICULIÈREMENT NET SUR LES SÉQUENCES DU CRÂNE ENTRE LES ROCHERS, LES SINUS ET LE CERVEAU.

CET INCONVÉNIENT PEUT DEVENIR UN AVANTAGE POUR LA DÉTECTION DES HÉMORRAGIES. EN EFFET, DANS LES HÉMATOMES LA DÉOXY-HÉMOGLOBINE ET L'HÉMOSIDÉRINE (PRODUITS DE DÉGRADATION DU SANG) SONT TRÈS MAGNÉTISÉES ET PROVOQUENT UNE INHOMOGENÉITÉ DE CHAMP AVEC UNE PERTE DE SIGNAL QUI PEUT FAIRE QUELQUES MILLIMÈTRES. EN SPIN ÉCHO RAPIDE (RSE) CET ASPECT EST PEU MARQUÉ ET PEUT MÊME ÊTRE PRESQUE INVISIBLE SI LE DÉPÔT EST MINIME. PAR CONTRE LES SÉQUENCES EN ÉCHO DE GRADIENT T2 VONT BIEN LA METTRE EN ÉVIDENCE.



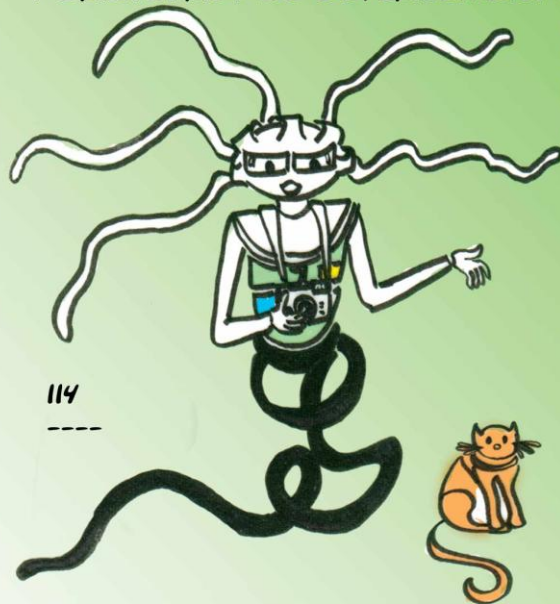
SI JE RATE MON VIRAGE  
VOILÀ CE QUI M'ATTEND!

HÉMATOME INTRACÉRÉBRAL.  
CERVEAU DE FACE EN GRE T2  
TR= 700 TE=20 ALPHA=20°  
20 COUPES DE 5 MM EN 3 MIN.  
EN PÉRIPHÉRIE, LA PERTE DU  
SIGNAL EST LIÉE AU DÉPÔT  
D'HÉMOSIDÉRINE.



#### 4-L'ARTÉFACT DE DÉPLACEMENT CHIMIQUE :

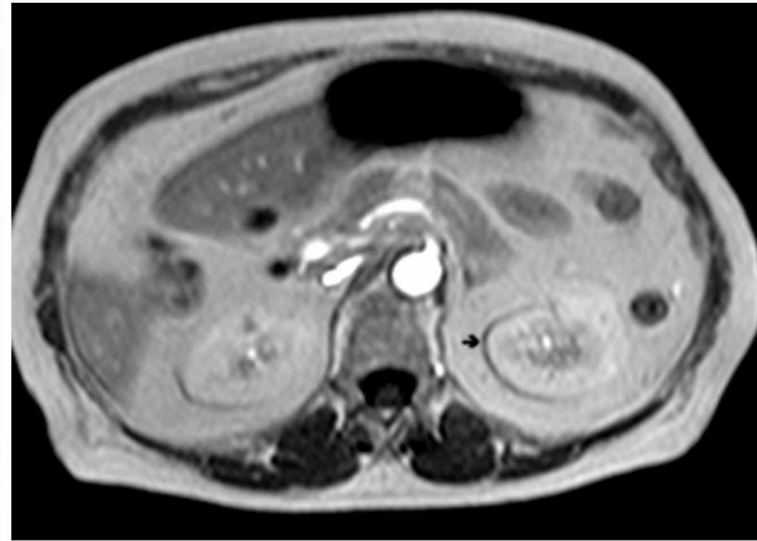
LA FRÉQUENCE DE RÉSONANCE DES PROTONS DE L'EAU ET DE LA GRAISSE EST LÉGÈREMENT DIFFÉRENTE À CAUSE DE LEURS ENVIRONNEMENTS MOLÉCULAIRES DIFFÉRENTS. CELA VA ENTRAÎNER LA FORMATION D'ARTÉFACTS QUI DEVIENNENT GÊNANTS AU DESSUS D'UN TESLA.



LE DÉPLACEMENT EST DE 225 HZ À 1.5 TESLA (+/- 2 VOXELS, VOIR P132).

LA FRÉQUENCE UN PEU DIFFÉRENTE ÉMISE PAR LES PROTONS DE LA GRAISSE SEMBLE PROVENIR D'UN AUTRE VOXEL, ET SE MANIFESTE PAR UNE LIGNE SOMBRE OU CLAIRE.

CET ARTÉFACT EST LINÉAIRE DANS LA DIRECTION DU GRADIENT DE LECTURE EN SE ET DANS LE SENS DU GRADIENT DE PHASE EN EPI.  
SUR UNE COUPE TRANSVERSALE D'ABDOMEN PAR EXEMPLE, ON PEUT VOIR LES REINS ARTIFICIELLEMENT SOULIGNÉS PAR UNE LIGNE D'HYPER SIGNAL D'UN CÔTÉ ET D'HYPOSIGNAL DE L'AUTRE. SI L'ARTÉFACT EST GÊNANT, LA SOLUTION EST SOUVENT D'INVERSER LA PHASE ET LA FRÉQUENCE OU BIEN DE SUPPRIMER LE SIGNAL DE LA GRAISSE.



COUPE D'ABDOMEN  
EN GRE T1 + GADOLINIUM  
TR= 149 TE=6.8MS  
ALPHA =90° 14 COUPES  
DE 10 MM EN 21 SEC.

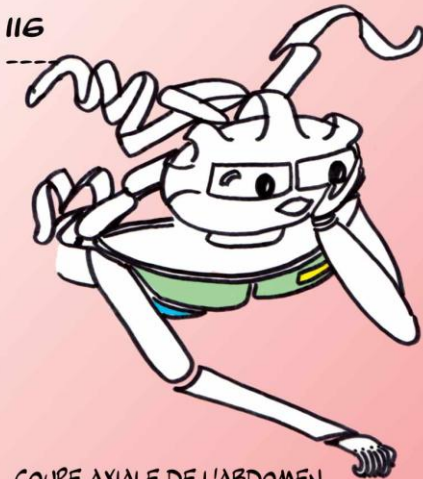
115

----

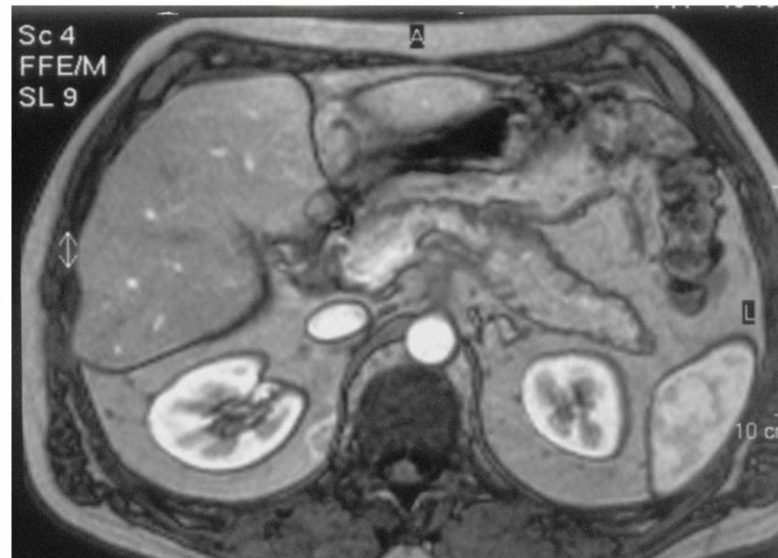
LE DÉPLACEMENT CHIMIQUE  
EST BIEN VISIBLE AUTOUR  
DES REINS.

UN AUTRE TYPE D'ARTÉFACT, VISIBLE EN ÉCHO DE GRADIENT PROVIENT DU FAIT QUE LES PROTONS DE L'EAU ET DE LA GRAISSE SONT EN PHASE POUR UN TE DE 4.4, 8.8, 13.2 MS À 1.5 TESLA ET SONT DÉPHASÉS POUR 2.2, 6.6 MS ET AINSI DE SUITE. CE CI A DÉJÀ ÉTÉ VU DANS L'OPTION DÉPLACEMENT CHIMIQUE P. 92. LORSQU'ILS SONT HORS PHASE, LES SIGNAUX DE L'EAU ET DE LA GRAISSE S'ANNULENT CE QUI ENTRAÎNE L'APPARITION AUTOUR DES ORGANES D'UNE LIGNE NOIRE COMME TRACÉE AU CRAYON FIN.

116



COUPE AXIALE DE L'ABDOMEN  
EN GRE T1 TR=140, TE=2,2,  $\alpha=80^\circ$ ,  
24 COUPES EN 18 SEC



S-L'ARTÉFACT DE TRONCATURE EST PROVOQUÉ PAR UN INTERFACE ABRUPT ENTRE DEUX STRUCTURES DE CONTRASTE TRÈS DIFFÉRENT (PAR EXEMPLE ENTRE LA GRAISSE ET L'OS). ON OBSERVE DE MULTIPLES LIGNES PARALLÈLES AU NIVEAU DE LA ZONE DE TRANSITION. IL PROVIENT DU FAIT QUE LA TRANSFORMATION DE FOURIER EST « TRONQUÉE » PAR LE NOMBRE LIMITÉ DE CODAGE UTILISÉ (128, 256, ETC) CET ARTÉFACT EST PLUS FRÉQUENT DANS LA DIRECTION DU CODAGE DE PHASE ET ON PEUT EN DIMINUER LA VISIBILITÉ EN AUGMENTANT LA MATRICE DANS CE SENS.

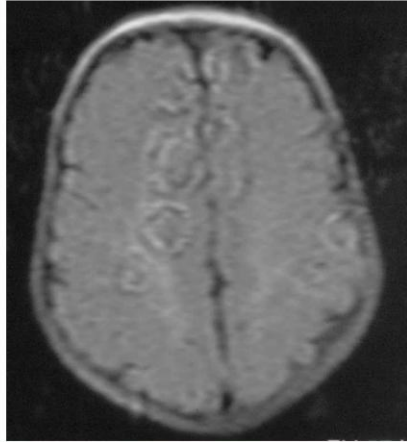
117



GÉNOU DE FACE CHEZ UN ENFANT  
SÉQUENCE GRE T2



6-L'ARTÉFACT DE REPLIEMENT OU ALIASING SURVIENT QUAND L'OBJET DÉPASSE LE CHAMP DE VUE (FOV). LES PARTIES DE L'ORGANE SITUÉES À L'EXTÉRIEUR PEUVENT SE SUPERPOSER À L'ORGANE ET APPARAÎTRE DU CÔTÉ OPPOSÉ DE L'IMAGE.



FLAIR 28 SEC  
LES DOIGTS DU PÈRE QUI TIENT LA TÊTE  
DU BÉBÉ SONT REPLIÉS DANS L'IMAGE

GRE T1 TR=140, TE=4.5 ANGLE 80° DURÉE 18 SEC  
LES MAINS CROISÉES SUR LE VENTRE SE REPLIENT DANS LE DOS

CET ARTÉFACT PEUT ÊTRE ÉLIMINÉ PAR LES OPTIONS ANTIREPLIEMENT COMME NO PHASE WRAP ET PHASE OVERSAMPLING. ON PEUT AUSSI AUGMENTER LE FOV OU SATURER LES ZONES EXTÉRIEURES AU VOLUME D'INTÉRÊT.

## CHAP 9 LE FLUX ET L' ANGIOGRAPHIE IRM

voir aussi page 149

LES PHÉNOMÈNES DE FLUX PEUVENT ÊTRE RÉSUMÉS À DEUX MÉCANISMES.

A-LES SPINS EN MOUVEMENT, (DANS UN VAISSEAU PAR EXEMPLE), SE DÉPHASENT PLUS VITE QUE LES SPINS DES TISSUS IMMOBILES. LE SIGNAL DE CES SPINS DIMINUE PUIS DISPARAÎT ASSEZ VITE.

PFUITT.. TOUT CELA VA SI VITE QUE NOUS SOMMES COMPLÈTEMENT DÉPHASÉS



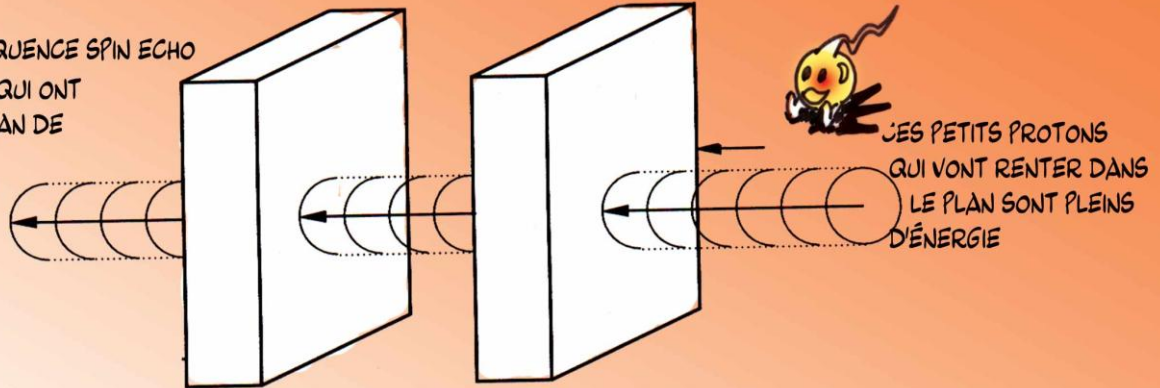
119

---

B-LES SPINS QUI RENTRENT DANS LE VOLUME AVEC UNE MAGNÉTISATION QUI N'A JAMAIS ÉTÉ SATURÉE PAR UNE ONDE RF DONNENT UN SIGNAL INTENSE. LES SPINS QUI SORTENT DU VOLUME IMAGÉ NE DONNENT PAS DE SIGNAL.

120

----  
DANS UNE SÉQUENCE SPIN ECHO  
LES PROTONS QUI ONT  
QUITTÉS LE PLAN DE  
COUPE NE  
DONNENT PAS  
DE SIGNAL



CES DEUX PHÉNOMÈNES EXPLIQUENT QU'UN FLUX RAPIDE (SUPÉRIEUR À 15 CM/SEC) NE DONNE PAS DE SIGNAL, ALORS QU'UN FLUX LENT VA DONNER UN SIGNAL DONT L'INTENSITÉ VA DÉPENDRE :

- DE LA VITESSE
- DE L'ACCÉLÉRATION
- DE L'ENTRÉE ET DE LA SORTIE DU PLAN DE COUPE.

ON PEUT FAIRE DES ANGIOGRAPHIES PAR IRM SANS OU AVEC INJECTION DE PRODUIT DE CONTRASTE. CHAQUE TECHNIQUE A SES INDICATIONS.

I-LES MÉTHODES SANS INJECTION SONT BASÉES SUR LES DEUX PHÉNOMÈNES DÉCRITS CI-DESSUS :



|2|

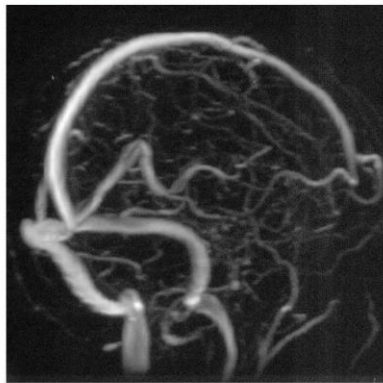


A- LA TECHNIQUE PCA (PHASE CONTRAST ANGIOGRAPHY) UTILISE LE DÉPHASAGE PLUS RAPIDE DES PROTONS CIRCULANTS. ON PRATIQUE DEUX SÉQUENCES SUCCESSIVES, L'UNE AVEC UN GRADIENT QUI REPHASE LES SPINS CIRCULANTS ET L'AUTRE AVEC UN GRADIENT QUI MAXIMALISE LE DÉPHASAGE DES PROTONS EN MOUVEMENT. ON SOUSTRAIT LES DEUX IMAGES OBTENUES. LE SIGNAL DES PROTONS STATIONNAIRES EST ÉLIMINÉ ET SEUL RESTE LE SIGNAL DES PROTONS CIRCULANTS.

EN SIMPLIFIANT BEAUCOUP ON PEUT CONSIDÉRER QUE LE DÉPHASAGE DES PROTONS EST PLUS OU MOINS PROPORTIONNEL À LEUR VITESSE, ET DONC L'ANGIO-RM PAR CONTRASTE DE PHASE PEUT FOURNIR DES INFORMATIONS CONCERNANT LA VITESSE DU FLUX ET SA DIRECTION.

LA TECHNIQUE PCA EST TRÈS UTILISÉE EN PARTICULIER POUR LES FLUX LENTS. ELLE EST RELATIVEMENT LENTE MAIS ELLE PERMET D'ÉtudIER DES VOLUMES PLUS GRANDS QUE LA MÉTHODE SUIVANTE.

122

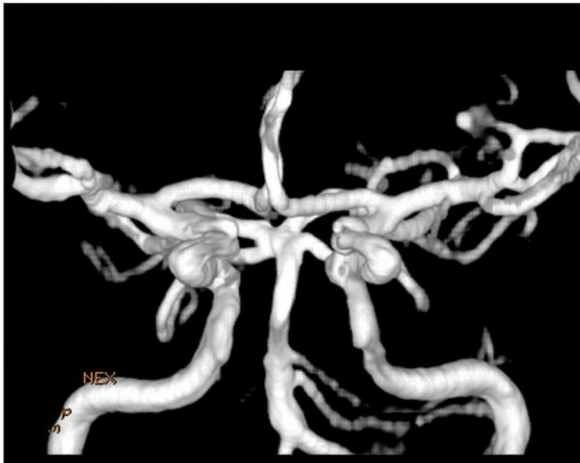


ANGIO VEINEUSE ET ANGIO ARTÉRIELLE PAR  
CONTRASTE DE PHASE  
GRE TR=19, TE=7.9, ANGLE= 15°  
DURÉE 10 MIN ENVIRON

B- L'ANGIO IRM PAR TEMPS DE VOL OU TOF (TIME OF FLIGHT) UTILISE LE PHÉNOMÈNE D'ENTRÉE DANS LE PLAN DE COUPE DES PROTONS NON SATURÉS QUI ONT UN SIGNAL SUPÉRIEUR AUX PROTONS IMMOBILES. LE SIGNAL DE CES DERNIERS AURA ÉTÉ DIMINUÉ PAR L'OPTION TRANSFERT DE MAGNÉTISATION (VOIR P 90).



123



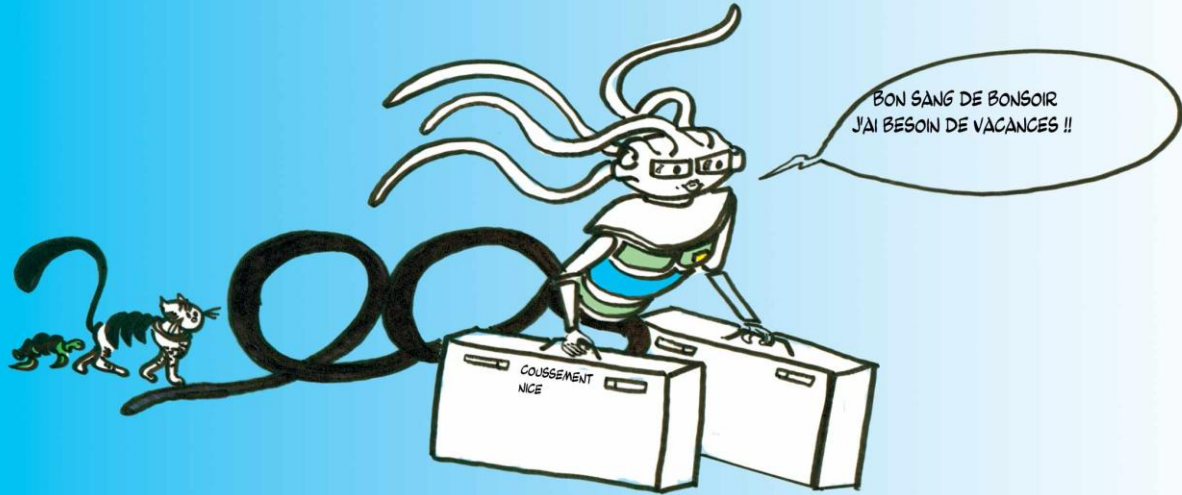
CETTE TECHNIQUE EST ADAPTÉE AU SANG CIRCULANT À GRANDE VITESSE. ELLE EST APPLICABLE EN 2D ET 3D SUIVANT LA VITESSE DU FLUX ET LA TORTUOSITÉ DES VAISSEAUX. L'UTILISATION D'UNE PRÉSATURATION PERMET DE SUPPRIMER LE FLUX VENANT EN SENS INVERSE. CETTE TECHNIQUE EST MOINS POLYVALENTE MAIS PLUS RAPIDE QUE L'ANGIO PAR CONTRASTE DE PHASE.

ANGIO 3D TOF RECONSTRUIT AVEC "VOLUME RENDERING" DURÉE 4 MIN

EN 3D LES RÉSULTATS SONT MEILLEURS EN FAISANT DE MULTIPLES TRANCHES D'ACQUISITION (MOTSA) CE QUI ÉVITE LA SATURATION DES SPINS EN FIN DE PARCOURS. CETTE SATURATION PEUT AUSSI ÊTRE ÉVITÉE PAR L'OPTION TONE QUI CONSISTE À FAIRE VARIER L'ANGLE DE BASCULE AU FUR ET À MESURE DE LA PROGRESSION DES SPINS.

2-L'ANGIOGRAPHIE RM AVEC INJECTION EST BASÉE SUR UN PRINCIPE COMPLÈTEMENT DIFFÉRENT. SI ON ABAISSE À L'EXTRÊME LE TR ET LE TE (EN ÉCHO DE GRADIENT), LES TISSUS NE DONNENT PRATIQUEMENT AUCUN SIGNAL CAR SEULS DES TISSUS AYANT UN TI EXTRÊMEMENT BAS POURRAIENT DONNER UN SIGNAL ; OR LE PRODUIT DE CONTRASTE UTILISÉ, LE GADOLINIUM A PRÉCISÉMENT UN TI DE CE TYPE.

124  
-----



ON PEUT DONC FAIRE DES ACQUISITIONS COURTES COMPATIBLES AVEC UNE APNÉE DANS LESQUELLES SEULS LES VAISSEAUX CONTENANT DU GADOLINIUM SERONT VISIBLES.

125



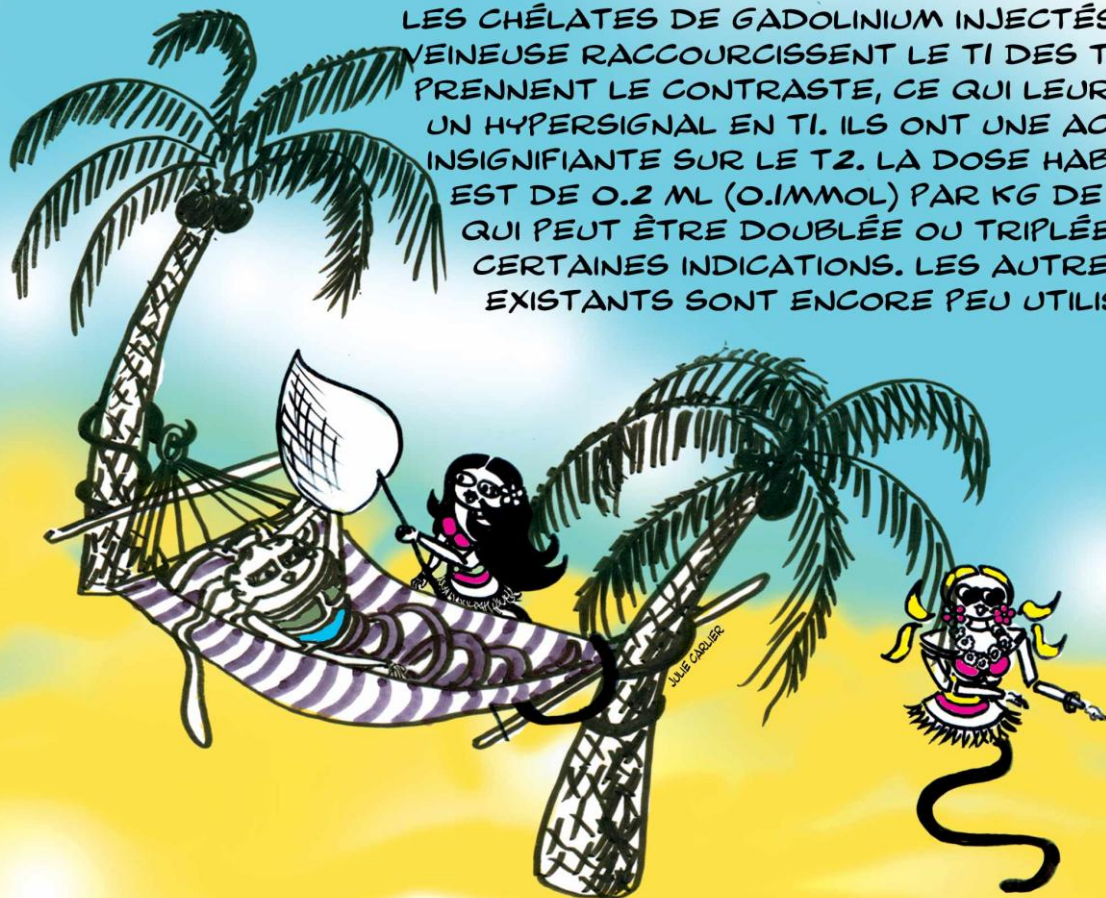
ANGIO-RM AVEC GADOLINIUM  
ACQUISITION 3D GRE  
TR=24, TE=1.4, ANGLE 40°  
DURÉE 14 SEC  
DURÉE TOTALE Y COMPRIS  
PRÉPARATION  
ET INJECTION 1 MIN 14.

CECI NÉCESSITE UNE GRANDE PRÉCISION POUR L'INJECTION ET LE RECUEIL DU SIGNAL, À SAVOIR, UN INJECTEUR AUTOMATIQUE ET UN DÉCLENCHEMENT AUTOMATIQUE DE LA SÉQUENCE LORSQUE LE PRODUIT DE CONTRASTE ARRIVE DANS LA ZONE D'INTÉRÊT. DU FAIT DE LEUR RAPIDITÉ CES SÉQUENCES QUI SONT EN GÉNÉRAL DE BONNE QUALITÉ, SEMBLENT PROMISES À UN BEL AVENIR.

POUR TERMINER, UN MOT SUR LES PRODUITS DE CONTRASTE.

LES CHÉLATES DE GADOLINIUM INJECTÉS PAR VOIE VEINEUSE RACCOURCISSENT LE T1 DES TISSUS QUI PRENNENT LE CONTRASTE, CE QUI LEUR DONNE UN HYPERSIGNAL EN T1. ILS ONT UNE ACTION INSIGNIFIANTE SUR LE T2. LA DOSE HABITUELLE EST DE 0.2 ML (0.1MMOL) PAR KG DE POIDS, DOSE QUI PEUT ÊTRE DOUBLÉE OU TRIPLÉE DANS CERTAINES INDICATIONS. LES AUTRES PRODUITS EXISTANTS SONT ENCORE PEU UTILISÉS.

126  
-----



et si je veux en  
SAVOIR PLUS sur...

- 1- Les aimants 131
- 2- Les antennes 133
- 3- La pondération des images 134
- 4- Les gradients 135  
et la bande de fréquence 137

- 5- La transformation de Fourier  
et L'espace K 139
- 6- L'imagerie tridimensionnelle 141
- 7- L'imagerie fonctionnelle 142
- 8- Le rapport signal sur bruit 144
- 9- les effets biologiques 145
- Nouveautés 2008-2013 147  
nouvelles séquences 150



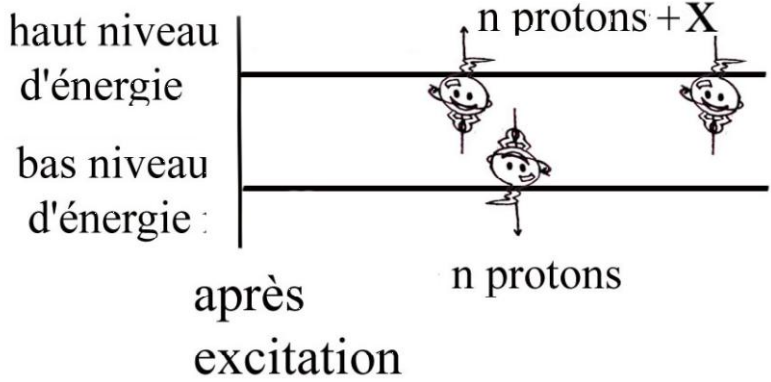
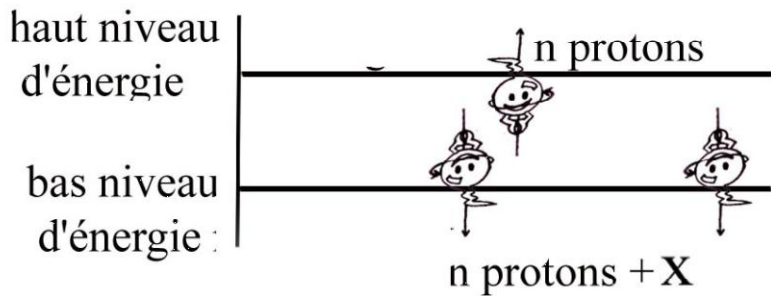
Lorsqu'ils sont en dehors d'un champ magnétique, les Spins des protons sont orientés dans n'importe quelle direction et la magnétisation de l'ensemble est nulle. Celle-ci n'apparaît que lorsque les Spins sont placés dans un champ magnétique. Les spins ont alors le choix entre deux positions. Le niveau d'énergie des deux positions est différente, l'une d'elle étant d'un niveau d'énergie moins élevé que l'autre. A peu près 50 % sont orientés dans un sens, et 50 % dans l'autre. Il y a un nombre de Spins en excès du côté où leur niveau d'énergie est le plus bas. Ce sont ces spins en excès qui seront utilisés en IRM. Le nombre de Spins en excès croît avec l'intensité du champ magnétique, d'où la nécessité de l'emploi de champs relativement élevés. La somme des spins en excès est représentée par un vecteur de magnétisation  $M$ .

Lorsqu'on excite les protons un nombre plus ou moins important de spins passent de la position de basse énergie à la position de haute énergie (pour eux, c'est la loi du tout ou rien). Les spins sont excités (cad qu'ils passent de la position parallèle à la position antiparallèle) seulement si la fréquence de l'onde RF correspond exactement à la différence d'énergie entre les positions parallèle et antiparallèle

Le vecteur représentant la somme des protons bascule lui d'un angle variable suivant l'intensité et la durée de l'excitation. Lors du retour à l'équilibre, les spins reviennent à leur position initiale et restituent l'énergie qui leur avait été délivrée.

Ce retour dépend de deux facteurs bien différents qui sont la relaxation longitudinale et la relaxation transversale.

au  
repos



Les noyaux qui ont un nombre pair de particules, par exemple un neutron et un proton, voient la somme de leurs Spins s'annuler, et ne peuvent pas être utilisés en IRM. Seuls les atomes ayant un nombre impair de Spins, comme l'hydrogène mais aussi le fluor et le phosphore, donnent lieu au phénomène de R.M.N, mais seul le noyau de l'atome d'hydrogène (le proton) est utilisé en imagerie. Les autres peu abondants dans l'organisme sont utilisés en spectroscopie.

## 2 EN SAVOIR PLUS SUR LES AIMANTS (hauts champs et bas champs)

Il existe trois types d'aimants : permanents, résistifs et supraconducteurs. Les aimants permanents et résistifs sont utilisés pour les appareils à bas champs et les aimants supraconducteurs pour les hauts champs.

Les aimants permanents (comme celui de la couturière) étaient très lourds à l'origine. Le premier (FONAR) pesait 100 tonnes. Ils sont maintenant beaucoup plus légers (12 tonnes), et ont l'avantage de ne rien coûter en électricité ou consommables.

Les aimants résistifs sont des électro-aimants c'est à dire qu'ils ne sont aimantés que lorsque le courant électrique est installé. leur action cesse lorsque l'on coupe le courant.

Les aimants supraconducteurs utilisent la propriété de certains matériaux de n'opposer pratiquement aucune résistance au passage du courant qui circule indéfiniment. Cela nécessite une température très basse, maintenue avec de l'hélium liquide à 4 degrés au-dessus du zéro absolu. Il faut environ 50 Km de fil d'un alliage niobium-titane pour faire un aimant supraconducteur.

Ces dernières années, l'ergonomie de ces aimants a été améliorée d'une façon importante, les aimants de 10 tonnes en 1990 pèsent 3 tonnes en l'an 2000, leur longueur est passée de 2,50m à 1,25 m et grâce à l'autoblindage, ils peuvent être installés assez facilement, en remplacement d'un scanner classique, dans un immeuble ordinaire. Leur homogénéité a fait des gros progrès et la limite de sécurité pour les pace maker (la ligne des 5 Gauss) est en général limitée à la pièce, voire à la table. Normalement l'intensité du signal reçu augmente avec le carré de l'intensité du champ magnétique. On a donc théoriquement intérêt à utiliser des hauts champs. Cependant il y a des inconvénients et des limites :

-D'abord, le T1 des tissus augmente avec le champ magnétique, nécessitant des TR plus longs. On perd d'un côté un peu du temps que l'on gagne de l'autre.

-Ensuite, plus on augmente le champ magnétique plus l'apport d'énergie (SAR, RF deposition, p 134) par les ondes RF est important et arrive à la limite de ce qui est autorisé actuellement.

-Enfin, plus on augmente le champ plus les artéfacts augmentent et deviennent gênants, nécessitant des corrections supplémentaires qui alourdissent le système.

Les artéfacts de susceptibilité magnétique en particulier (p 104) augmentent avec l'intensité des champs. Cette susceptibilité magnétique qui était une nuisance particulièrement en écho de Gradient devient maintenant un mécanisme de base de l'imagerie fonctionnelle. Il existe maintenant des aimants dont le champ magnétique de 3 Tesla permet la réalisation optimale d'exams plus difficilement accessibles aux bas champs. C'est le cas de la spectroscopie, de l'IRM dite fonctionnelle, cérébrale et cardiaque, des séquences en apnée très brèves, des angiographies RM avec injection de haute qualité. L'artéfact de déplacement chimique est également à l'origine d'une méthode d'imagerie (p 84).

Les constructeurs ont dominé la plupart des défauts et continuent de nous étonner en surmontant au fur et à mesure des difficultés techniques que l'on pensait infranchissable il y a peu de temps.

Cependant, il y a manifestement une place pour les aimants à bas champs, pour toutes les applications non spécifiques des hauts champs. S'il ne peut y avoir qu'une seule machine il est normal que la préférence aille à l'appareil à haut champ mais lorsque plusieurs appareils sont voisins, les bas champs produisent des exams beaucoup moins onéreux en dépistage et en routine. La question n'est donc pas hauts champs ou bas champs mais bien hauts champs et bas champs, côte à côte, chacun dans ses indications.

### 3-EN SAVOIR PLUS SUR LES ANTENNES RADIO- FREQUENCE

Les premières antennes réceptrices étaient polarisées linéairement. Ces antennes ont un seul canal récepteur et sont souvent souples et utilisées pour les petits organes superficiels (poignet œil) etc..

Les antennes en quadrature, polarisées de façon circulaire ont représenté une grande amélioration. Dans ces antennes deux récepteurs perpendiculaires détectent précisément la vraie position du vecteur de magnétisation dans l'espace. Comme il y a réception de deux signaux séparés le gain en rapport signal sur bruit est de 1.4 (la racine carrée de 2) et l'énergie transmise au patient (SAR) est réduite de moitié.

Les antennes en réseau phasé ou « phased array » sont constituées de plusieurs petites antennes de surface avec des récepteurs indépendants. 4 à 6 antennes de ce type avec 4 ou 6 récepteurs pour un canal, peuvent être utilisées pour le rachis par exemple (antennes dites « synergy »).

Récemment, on a vu apparaître un progrès majeur, à savoir des antennes en réseau phasé constituées de plusieurs récepteurs et canaux. Elles sont utilisées pour mesurer simultanément des points différents de la même région, permettant un gain de temps appréciable. Cette technique dite d'acquisitions parallèles peut s'appliquer à toutes les séquences soit pour augmenter la résolution spatiale, soit pour diminuer le temps (souvent par deux et parfois par quatre sans perte de signal, ce qui est très important pour les séquences en apnée).

T1 et T2 sont des propriétés de chaque tissu. En manipulant les paramètres des séquences que nous avons vues, on peut faire varier la pondération des images mais en pratique on n'obtient jamais d'image pure en T1 ou T2.

1- Les images pondérées en T1 sont celles où on ne laisse pas à la magnétisation le temps de récupérer complètement. Le TR est court, et le TE doit également être court pour diminuer l'influence de T2 (voir p 23)

2- Pour obtenir des images pondérées en T2, on laisse à la magnétisation longitudinale le temps de récupérer complètement. Le TR est long. La pondération T2 est d'autant plus forte que le TE est long et/ou l'angle de bascule petit.

3- Certaines valeurs de TR et TE diminuent l'influence de T1 et T2 et font apparaître la concentration en hydrogène. On les appelle images en densité de protons (Rho). C'est le cas en Spin écho, pour un TR long (2,5 sec) et un temps d'écho court (30 msec). Un deuxième écho à 80 msec donne dans la même séquence des images en T2.

4- le T2 réellement observé après une impulsion RF est plus court que le T2 réel car les inhomogénéités microscopiques du champ magnétique accélèrent le déphasage des Spins (voir p 30). Les séquences en écho de gradient donnent donc un contraste T2\* (T2 étoile).

En rephasant complètement les Spins, la séquence en Spin écho permet d'obtenir un vrai T2.

## 5-EN SAVOIR PLUS SUR LES GRADIENTS ET LA BANDE DE FREQUENCE

Il faut considérer deux choses dans les gradients : leur puissance et leur rapidité de commutation qui déterminent la rapidité avec laquelle l'espace K est rempli.

En 1980, les systèmes travaillaient avec des gradients dont l'intensité était de 3 milli-tesla/mètre et en 2000, on dépasse assez facilement 50 milli-tesla/mètre. Des progrès sont encore possibles.

En ce qui concerne la rapidité avec laquelle les gradients montent en charge, il fallait en 1980, pour passer de 5 % à 95 %, environ 1 milli-seconde, ce qui correspondait à peu près à 15 Tesla par mètre et par seconde. En 2000, on est proche de 100 Tesla par mètre et par seconde, et ce qui correspond à un temps de commutation de 0,2 milli-seconde. Ceci entraîne une demande en puissance électrique du système qui est considérable et qui entraîne comme effet parasite l'apparition de courants induits qui augmentent l'inhomogénéité du champ magnétique. Ceci a été corrigé à son tour par des gradients « protégés » qui ont permis, au début des années 90, les premières séquences d'écho-planar.

L'augmentation de la puissance des gradients a des limites parce que déjà aux conditions actuelles, on arrive à un niveau où on peut observer une stimulation des nerfs périphériques. La bande de fréquence (BW), matrice et épaisseur des coupes sont des paramètres réglables par l'utilisateur et étroitement liés aux gradients.

Chaque écho est constitué d'une combinaison d'ondes de fréquence, de phase et d'amplitude variable constituant le signal. Le temps pendant lequel cet écho est analysé c'est à dire pendant lequel le signal analogique est transformé en signal numérique dépend directement de la largeur de la bande de fréquence exprimée en KiloHertz (KHz) (la fréquence de résonance des protons

s'exprime en Mega-hertz). Par exemple, si la matrice est de 256 dans le sens du gradient de lecture et que la bande de fréquence est de 32 KHz, le temps d'analyse de l'écho sera de  $256/32=8$  ms. Si la bande de fréquence est réduite à 8KHz le temps d'analyse sera de  $256/8=32$ ms. On voit immédiatement que la durée des séquences en est modifiée. On peut gagner du temps en augmentant la largeur de la bande de fréquence. Cette augmentation a un autre avantage important, elle diminue le déplacement chimique. Dans le même exemple que ci-dessus, avec une bande de fréquence de 32 KHz et une matrice de 256, la largeur de la bande de fréquence par pixel est de  $32.000/256=125$  Hz. Or à 1.5 Tesla, le déplacement chimique entre l'eau et la graisse est de 240 Hz. La largeur du déplacement chimique est donc de +/- 2 pixels. Si on passe la bande de fréquence à 8 KHz la largeur par pixel est de  $8000/256= 31$  Hz et le déplacement chimique est proche de 8 pixels ce qui quatre fois plus important.

Le choix de la bande de fréquence n'est donc pas négligeable du tout. (Le déplacement chimique augmente aussi avec l'intensité du champ magnétique p 106). La bande de fréquence est liée à l'intensité des gradients par la relation  $BW= FOV \times$  intensité des gradients. Comme le FOV est choisi en priorité en fonction de l'organe examiné, on voit que la bande de fréquence et l'intensité des gradients sont directement liés l'un à l'autre.

Cependant l'augmentation de la bande de fréquence n'a pas que des avantages.

En effet elle entraîne aussi une diminution de rapport signal /bruit, et une diminution de la résolution de l'image. Comme toujours en IRM, le meilleur résultat est obtenu avec le meilleur compromis.

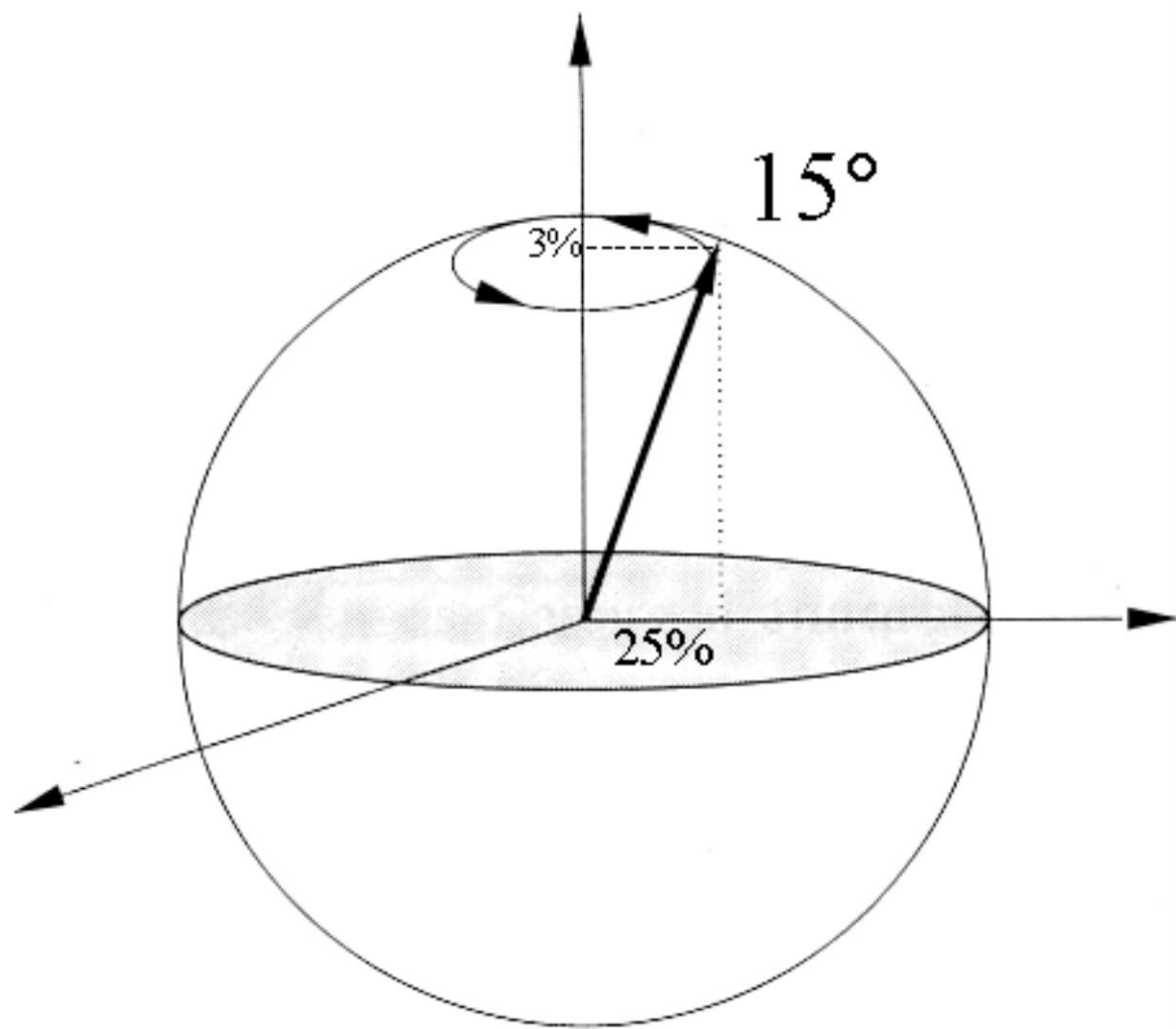
## 6-L'ANGLE DE BASCULE

L'impulsion RF a pour effet de mettre les spins en phase et de les faire basculer de l'état de repos à l'état excité. Le résultat macroscopique est représenté par une bascule plus ou moins importante du vecteur de magnétisation. Plus l'énergie de l'impulsion RF est forte, plus le nombre de spins qui passent dans un état de haute énergie est grand, et plus est grand l'angle de bascule du vecteur résultant. Lorsqu'on utilise un angle de bascule de  $90^\circ$ , la magnétisation longitudinale est nulle à la fin de l'impulsion, et la magnétisation transversale est maximale. Cette situation donne de bons résultats dans la séquence Spin Echo.

En écho de gradient, de meilleurs résultats, en terme de rapidité et de qualité du signal, peuvent être obtenus en employant des angles alpha très inférieurs à  $90^\circ$ . Par exemple, pour un angle de bascule de  $15^\circ$  seulement la magnétisation transversale atteint une valeur de près de 25% de sa valeur maximale alors que la magnétisation longitudinale ne voit sa valeur diminuer que de 3%, d'où un réel bénéfice en terme de signal.

La récupération de la magnétisation longitudinale est rapide, ce qui permet de diminuer les temps de répétition et après plusieurs impulsions, on atteint un état d'équilibre ou « Steady-state ». En écho de Gradient les petits angles favorisent T2 et les grands angles favorisent T1. Une séquence en écho de Gradient peut donc aboutir suivant l'angle utilisé à une pondération T1 ou T2, avec les mêmes TR et TE.

Un angle de bascule de  $90^\circ$  est souvent utilisé en écho de Spin mais ce n'est pas une obligation. Avec un angle de bascule de  $180^\circ$  tous les Spins disponibles sont dans un état excité. Cette impulsion est appelée « impulsion d'inversion. » ( p 72).



## 7- LA TRANSFORMÉE DE FOURIER ET L'ESPACE K

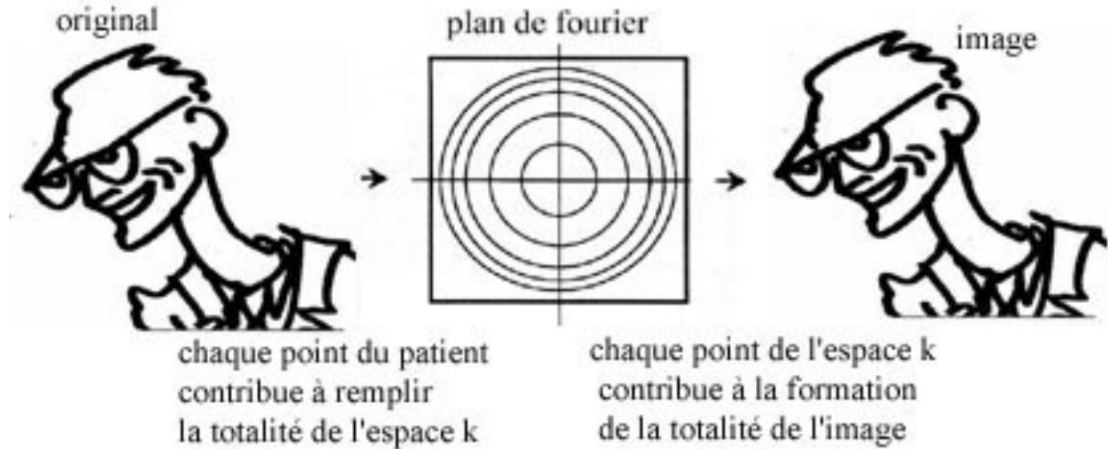
Les signaux en provenance de chaque voxel sont codés en fréquence et en phase et possèdent une amplitude propre. Ces multiples sinusoïdes superposées ne seront utilisables pour former une image qu'après l'application d'une opération mathématique géniale, la transformée de Fourier qui transforme ces sinusoïdes en spectres d'amplitudes en fonction de la fréquence.

Le plan de Fourier est constitué d'un certain nombre de lignes.

Chaque ligne est codée par une phase différente et doit être analysée séparément par une transformée de Fourier. Par contre tous les points de la ligne codés en fréquence sont lus en un seul passage.

Théoriquement une infinité de fréquences ou de phases est nécessaire pour donner une image parfaite. En pratique, on est naturellement obligé de se limiter à un certain nombre de voxels (128, 256, 512) et donc de « tronquer » le signal, ce qui peut donner lieu à l'artéfact dit « de troncature » p109.

Les signaux recueillis par l'antenne sont des données brutes ou "Raw Data" ou encore « profils » qui remplissent le "plan de Fourier" ou "espace K", de données numériques après une conversion analogique-digitale. Les profils centraux apportent beaucoup plus de signal que les profils périphériques parce que les spins les plus proches du milieu sont moins déphasés que les spins éloignés.



déphasés participent peu au contraste mais sont importants pour donner des informations sur la forme et les contours de l'image, donc sa résolution.

La symétrie de l'espace K permet parfois de ne recueillir que le signal nécessaire pour remplir la moitié de l'espace K (plus quelques lignes) en presque la moitié du temps.

Ce décodage du plan de Fourier peut se faire de différentes manières, ligne après ligne, spiralée ou elliptique. Tout ceci donne lieu comme d'habitude à divers acronymes (CENTRA, SPIRAL etc) .

## -8 L'IMAGERIE TRIDIMENSIONNELLE

Pour faire des acquisitions 3D, il faut utiliser comme gradient de sélection de coupe un gradient de codage de phase en plus d'un gradient de fréquence.

Il existe alors un double codage de phase.

- L'inconvénient majeur est qu'il faut multiplier le temps d'une séquence par le nombre de coupes choisies dans la troisième dimension. On n'est toutefois pas obligé d'utiliser la même matrice dans les 3 dimensions. On peut, par exemple, ne faire que 64 coupes.

- L'avantage de cette méthode est que l'on augmente le nombre d'informations reçues pour chaque voxel, le signal est donc bien meilleur. Il permet de réaliser des coupes fines.

L'acquisition en 3D n'est pas pratiquement réalisable en spin écho classique car elle prendrait trop de temps mais elle est d'usage courant en spin écho rapide (RSE) et en écho de gradient.

Pour reconstruire une image correcte dans les trois plans, une acquisition isométrique est nécessaire.

Pour cela le produit de la matrice par l'épaisseur des coupes doit être égal au champ de vue (FOV). Par exemple pour une matrice de 256 et des coupes de 1 mm le FOV doit être de 256mm. Pour calculer les paramètres à utiliser il faut commencer par choisir ceux qui sont incontournables. Si la matrice est fixe à 256, et le FOV impérativement de 307mm, l'épaisseur des coupes sera de 1,2 mm et réciproquement.

## 9-IRM FONCTIONNELLE, DIFFUSION ET PERFUSION, BOLD

1-On peut détecter la variation d'oxygénation des zones de cortex activées par la technique dite BOLD : « Blood Oxygen Level Dependent contrast » qui met en évidence la consommation d'oxygène. On compare deux séries d'images obtenues en écho planar, l'une au repos l'autre après stimulation et l'on observe une augmentation localisée du signal dans les zones cérébrales activées.

2-L'imagerie de diffusion-perfusion (IVIM : Intra Voxel Incoherent Mouvement) a été imaginée et développée par Denis Le Bihan. Dans le tissu vivant, les molécules diffusent par mouvement brownien, principalement dans les espaces extracellulaires. Ces mouvements moléculaires induisent un déphasage des protons mobiles qui est trop peu important pour être visible sur les séquences conventionnelles mais qui est mis en évidence sur les séquences en écho-planar.

L'image est obtenue à partir de deux séquences qui ne diffèrent que par l'application de gradients de diffusion. Le signal obtenu sera d'autant plus important qu'il contiendra moins de protons mobiles car ceux-ci ne sont pas rephasés par les gradients comme le sont les protons immobiles. On mesure ainsi le coefficient de diffusion apparent (CDA). Le CDA correspond à la somme des mouvements de diffusion vraie et de perfusion dans les capillaires. La contribution d'un facteur perfusion qui correspond donc au mouvement des protons dans les capillaires peut être calculée et on obtient des images de diffusion et de perfusion

sans injection de produit de contraste. Dans les accidents vasculaires cérébraux ischémiques, l'œdème entraîne une diminution de l'espace extra cellulaire, donc une diminution de la diffusion qui se traduit par un hyper-signal en T2 sur les images, de 4 à 6 heures après l'AVC. A la phase précoce, le territoire ischémié mais encore perfusé est identifiable sous la forme d'une zone de pénombre qui peut être évaluée en couplant l'étude de la perfusion et de la diffusion.

L'IRM de diffusion est aussi employée dans la distinction entre abcès et tumeur.

3-Enfin toujours en EPI, la microvascularisation capillaire peut être appréciée par la technique du premier passage d'un produit de contraste. On observe une variation de la perfusion en cas d'occlusion vasculaire ou de sténose.

voir aussi p 160.

## 10-EN SAVOIR PLUS SUR LE RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT

Dans une image de résonance magnétique, le bruit est constitué par le recueil de signaux parasites qui non seulement ne contribuent pas à l'image, mais la dégradent.

Le rapport signal sur bruit exprime l'importance relative des deux paramètres. Il est évident qu'on doit essayer d'avoir le rapport le plus élevé possible. On peut le faire, soit en augmentant le signal, soit en diminuant le bruit.

Très schématiquement on peut augmenter le signal en augmentant la taille des voxels, le nombre d'excitation, l'intensité du champ magnétique et la qualité des antennes, et en diminuant le champ de vue et la largeur de la bande passante.

Le bruit augmente avec l'intensité du champ magnétique mais moins que le signal. Il augmente avec la puissance des gradients.

## 11-EFFETS BIOLOGIQUES de l'IRM

Toute personne travaillant en IRM ou prescrivant des examens doit savoir qu'il existe des dangers réels associés à l'emploi des champs magnétiques. Les patients avec des pace-maker, des implants cochléaires et autres stimulateurs neurologiques ou de la croissance osseuse, les corps étrangers ferromagnétiques situés dans un endroit dangereux (par exemple l'œil), certains clips vasculaires, les implants activés magnétiquement, les prothèses oculaires, certains matériels intravasculaires comme les cathéters de Swan-Ganz, les filtres caves en place depuis moins d'un mois ne doivent pas avoir d'examen par IRM. Les valves cardiaques sont le plus souvent peu ferro-magnétiques.

La liste des matériels admis ou non dans l'aimant est habituellement disponible dans toutes les installations d'IRM.

Par ailleurs, il n'existe pas de preuves qu'une exposition brève à un champ magnétique puisse affecter le fœtus. Pour les manipulatrices enceintes, il est recommandé de ne pas franchir la ligne des 5 gauss (la salle de l'aimant) pendant le premier trimestre, mais elles peuvent travailler sur les consoles.

Le SAR (Specific Absorption Rate) est la mesure de la quantité d'énergie délivrée aux tissus par les ondes RF. Celle-ci est proportionnelle au carré de l'intensité du champ magnétique, et au carré de l'angle de bascule. Les installations d'IRM ont un système de protection qui interdit certaines séquences lorsque l'énergie délivrée dépasse la norme. Les séquences SE rapides avec

leurs multiples bascules de  $180^\circ$  délivrent beaucoup plus d'énergie que les séquences en écho de gradient avec un faible angle de bascule.

Les femmes enceintes peuvent avoir une IRM si c'est indispensable mais on prendra la précaution d'utiliser les séquences qui délivrent le moins d'énergie, et il est prudent de faire signer un consentement spécifiant qu'en l'état actuel de la science aucun effet délétère n'a été mis en évidence chez l'homme mais que ceci ne préjuge pas de l'avenir.

## Quelques nouveautés survenues entre 2008 et 2013

Les progrès survenus depuis 2008 intéressent avant tout le raccourcissement du temps d'acquisition des séquences les plus rapides. Comme on le prévoyait, la généralisation et le perfectionnement des antennes parallèles a permis d'obtenir en routine des séquences 3D isotropiques permettant donc de reconstruire des images de bonne qualité dans tous les plans de l'espace. C'est une avancée énorme. Parallèlement, les séquences angiographiques ont fait de gros progrès, de même que les options corrigeant les artéfacts, en particulier ferromagnétiques et de mouvement. Mais la petite révolution consiste, pour moi, dans l'installation en routine des séquences "silencieuses". Je rappelle qu'au temps glorieux des débuts de l'IRM, le signal obtenu immédiatement après l'excitation RF, appelé signal FID, disparaissait trop rapidement pour être recueilli. Ceci avait conduit Hahn, un physicien de génie, à introduire une impulsion à  $180^\circ$  pour obtenir un écho du signal qui pouvait être recueilli. C'était la naissance de la séquence de base en écho de spin.... Et de l'imagerie par résonance magnétique. Plus tard cet écho a été obtenu également en inversant les gradients, conduisant à la deuxième séquence de base de l'IRM, la séquence en "écho de gradient". Mais le temps d'écho est aussi le temps qui s'écoule entre l'impulsion RF et le recueil du signal. Si on n'utilise plus physiquement de méthode pour obtenir un écho du signal d'écho, ce temps peut devenir très très court (de 40 à 100 microsecondes). Certains parlent d'un temps d'écho zéro, car il n'y a plus d'échos, d'autres de TE ultracourt. L'avantage essentiel de cette séquence, outre le gain de temps et la diminution de certains artéfacts, est de diminuer beaucoup le bruit des gradients d'où le nom de Silenz (GE)

ou PETRA (SIEMENS). Leur emploi est donc particulièrement intéressant chez les enfants sous sédation ou les personnes qui sont gênées par le bruit.

Renvoi de la page 62 : Note complémentaire sur les familles de séquences

Nous avons vu qu'il existe deux familles de séquence l'écho de spin et l'écho de gradient. Au tout début de l'IRM, l'utilisation d'un écho (voir p 28) était indispensable. Cependant l'amélioration incessante des techniques permet maintenant de recueillir directement le signal de la courbe FID. Celui-ci est d'un type proche de l'Echo de gradient car il n'est pas débarrassé des inhomogénéités de champ magnétique mais il entraîne un gain de temps appréciable. Cette technique à l'énorme avantage d'être silencieuse, car les gradients utilisés pour la localisation spatiale ne sont pas rapidement inversés, ce qui est bruyant et gênant pour certains patients, en particulier les enfants sous sédation légère...Au lieu de cela les gradients sont utilisés en permanence, ce qui élimine les vibrations mécaniques et le bruit généré pendant l'acquisition d'où le nom de la séquence "SILENZ".

Cette technique requiert des gradients extrêmement stables et des antennes RF perfectionnées car Silenz acquiert en plus des données tridimensionnelles et isotropes qui permettent une reconstruction parfaite dans n'importe quel plan de l'espace.. (GE RSNA 2012) Développée d'abord en T1 avec un contraste proche de l'écho de gradient rapide avec IR comme le BRAVO (équivalent MPRAGE chez SIEMENS), cette technique d'avenir est utilisée ou le sera prochainement en T2 et angiographie.

Renvoi de la p 102

Page 102 :

PAT/SENSE équivalent GE = ASSET

PAT/GRAPPA équivalent GE = ARC

Renvoi de la Page 119 :

Angiographie par contraste de phase. La séquence 3D VELOCITY (GE) permet le réglage de la vitesse d'encodage et donc la visualisation de l'information artérielle, artério-veineuse ou veineuse pure. La suppression du fond anatomique par utilisation de gradients quiaturent le signal statique donne un bon contraste vasculaire. Cette technique permet d'obtenir une cartographie vasculaire veineuse et artérielle en haute résolution. Elle est compatible avec la synchronisation respiratoire.

# Nouvelle séquences

## **1-Acquisition volumique isotropique en Spin écho: CUBE (GE), SPACE (Siemens) et VISTA (Philips)**

Cube 2.0 (GE) est une séquence SE rapide 3D isotropique qui permet la reconstruction des images de manière parfaite dans n'importe quel plan, en coupes millimétriques jointives avec la même résolution que le plan d'acquisition de base. C'est une acquisition en écho de spin rapide avec un train d'écho allongé, une modulation de l'angle de flip et des méthodes d'accélération autocalibrée (ARC). Disponible en pondération DP, T1, T2, T2 FLAIR. Cube intéresse toutes les applications neurologiques (crane, moelle), abdominales et pelviennes et ostéo-articulaires.

## **2- Options qui corrigent les artefacts de mouvements:**

Promo (GE) est une séquence 3D pour la correction des mouvements du patient. L'utilisation de navigateurs corrige les mouvements de translation et de rotation du patient en réajustant les gradients localisateurs pour l'encodage du plan de Fourier. Cette option est appliquée sur une base Cube T2 et Cube T2 Flair.

PROPELLER (GE) (PeRiodically Overlapping Parallel Lines with Enhance Reconstruction) Est une séquence de correction de mouvement en SE rapide 2D disponible en T1 FLAIR, T2, T2 FLAIR, DP et diffusion. Basé sur une acquisition radiaire du plan de Fourier, PROPELLER peut être utilisé en première intention car il n'augmente pas le temps d'acquisition.

Il est efficace contre :

- les mouvements physiologiques (LCS, déglutition).
- les mouvements des patients (pédiatrie, patients confus, Alzheimer, Parkinson).
- les artefacts de susceptibilité magnétique en diffusion (fosse postérieure, amalgames dentaires).

### **3-Séquences optimisées pour la NEUROLOGIE**

**COSMIC (GE)** (Coherent Oscillatory State Acquisition for the Manipulation of Imaging Contrast) est une séquence 3D en écho de gradient rapide à l'état d'équilibre (steady state) dont le contraste tissulaire est optimisé pour le rachis osseux, la moelle et les racines.

**BRAVO(GE)** (BRain VOLume) est une séquence 3D en écho de gradient rapide T1 (IR-FSPGR) pour l'exploration de l'encéphale. BRAVO permet en 2 min 30 l'étude multi-planaire isotropique en résolution infra-millimétrique de l'encéphale. Cette nouvelle technique se substitue à l'étude conventionnelle des 3 plans en T1 (9 min en moyenne). Le contraste renforcé entre matière blanche et matière grise en fait l'outil idéal pour l'exploration des épilepsies.

**FIESTA-C 3D** (Fast Imaging Employing STeady state Acquisition). (C pour cyclage de phase c'est-à-dire une double acquisition avec décalage de la phase, ce qui supprime les artefacts de susceptibilité magnétique) est une séquence 3D en écho de gradient réalisée à l'état d'équilibre (steady state) pour imager les structures de l'oreille interne: cochlée, canaux semi-circulaires, paquet acoustico-facial, système cochléo-vestibulaire (bilan pré-implants) et pour l'étude du plexus brachial (avulsion radiculaire).

**MERGE (GE)** ( Multiple Echo Recombined Gradient Echo) est une séquence 2D/3D en écho de Gradient T2\* pour l'exploration du rachis et de l'encéphale, acquisition multi-échos combinant des échos précoces et tardifs pour une majoration du rapport S/B et du contraste. Le

rapport S/B autorise des épaisseurs de coupes inférieures à 3 mm (pré-requis à l'exploration du rachis cervical) et une qualité d'image reproductible quelle que soit la corpulence du patient. MERGE est la séquence de référence pour l'exploration du cordon médullaire grâce à un contraste optimal permettant la visualisation systématique du H médullaire (SEP, myélite, souffrance médullaire). Sa sensibilité à la susceptibilité magnétique est un atout majeur dans la recherche d'hémosidérine (microhémorragies encéphaliques, cavernome, bilan de trauma crânien).

La bonne saturation des graisses donne également de bonnes images volumiques T2\* pour les extrémités en optimisant le contraste entre ligaments et tissus mous.

#### 4- Séquence de flux (ANGIOGRAPHIE)

IFIR (GE) est une séquence de type 3D Fiesta à contraste artériel important qui réalise des angiographies par IRM non injectée. C'est donc une séquence pour l'imagerie vasculaire volumique en contraste spontané. La combinaison d'impulsions sélectives et non-sélectives donne un meilleur contraste vaisseau-parenchyme. La synchronisation respiratoire est possible pour l'étude sans apnée chez des patients difficiles. Elle permet d'évaluer les sténoses des artères rénales et la recherche de plaques athéromateuses des artères à destinée crânio-encéphaliques.

Delta-Flow (GE)– est une séquence FSE 3D dédiée à l'imagerie vasculaire périphérique non injectée, avec une suppression optimisée du fond anatomique et une maximisation de l'effet d'entrée dans le plan de coupe.

TRICKS (GE) – (Time Resolved Imaging of Contrast KineticS)- Séquence d'angiographie avec injection appelée 4D car elle permet d'associer à l'imagerie 3D la composante temporelle. Elle visualise les flux vasculaires dans le temps par une acquisition volumique multi-phases offrant une résolution millimétrique. Elle apporte des informations pour les explorations vasculaires avec hémodynamique rapide, pour différencier phases artérielles et phases veineuses : malformations artério veineuses, vaisseaux périphériques, carotides, encéphale, fistules artério veineuses, pédiatrie. Une pathologie occlusive entraîne des différences de remplissage entre les vaisseaux. Un remplissage tardif peut être visualisé et évalué.

### MAVRIC SL

Mavric SL est une technique de SE rapide 3D qui permet non seulement d'éliminer les artéfacts produits par les prothèses mais aussi d'étudier les parties périprothétiques qui ne sont habituellement pas bien analysables car leur protons ont leur fréquence de résonance perturbée par leur environnement ferro-magnétique. La combinaison de deux technique connues MAVRIC et SEMAC permet en variant les fréquences de résonance autour de la prothèse d'obtenir du signal des protons qui n'en donnaient pas .On obtient donc de multiples volumes a des fréquences légèrement décalées ce qui permet d'éliminer les distorsions de l'image dans le plan de coupe et de réduire les artéfacts de part et d'autre de ce plan de coupe.

## 6-ABDOMEN

LAVA (GE) (Liver Acquisition Volumic Acceleration) est une séquence T1 3D en écho de gradient rapide initialement prévue pour l'exploration du foie, et ensuite utilisée pour l'examen du pancréas, des reins, du tube digestif, du pelvis et des parties molles.

Equivalents autre constructeur (VIBE et THRIVE).

LAVA-Flex (GE)– Même technique que précédemment mais avec une acquisition multi-échos qui permet avec une seule apnée une reconstruction multi-contraste. On obtient quatres types de contraste acquis dans la même séquence: signal de l'eau pure (WATER) de la graisse pure (FAT) en phase (In-Phase) et en opposition de phase (Out-Phase). Cette technique remplace la séquence Dual IP-OP. Cette séquence est adaptée à l'imagerie volumique haute résolution en pondération T1 pour l'exploration du foie, du pancréas, du rein mais aussi de la prostate et du rectum.

## **7-SEINS**

VIBRANT (GE) (Volume Imaging for BReast AssessmeNT) est une séquence 3D T1 pour la sénologie. Compatible avec acquisition multi-phasique pour l'exploration sénologique bilatérale, dans le plan axial ou sagittal, avec ou sans suppression de graisse. L'utilisation de la courbe FID (avec TE/TR ultra-courts), en acquisition parallèle, permet l'imagerie volumique isotropique qui offre une résolution millimétrique. La saturation de la graisse est optimisée sein droit / sein gauche.

## 8-COEUR

3D HEART (GE)– La séquence est basée sur une technique 3D FIESTA fat sat associée à un écho navigateur. Cette technique ne nécessite pas d'injection de produit de contraste pour l'exploration morphologique du coeur et des coronaires.

CINE-IR (GE) est basée sur une technique FASTCINE GRE. La lecture des échos se réalise au cours des différentes phases du cycle cardiaque, est précédée par un pulse d'inversion variant au cours du cycle. Chaque phase représente une valeur de TI différente et croissante, ce qui permet de s'affranchir du calcul du TI nécessaire à la suppression du signal du myocarde.

MDE (GE)– (Myocardial Delayed Enhancement). Cette séquence 2D/3D met en évidence les prises de contraste tardives du myocarde. Elle est basée sur l'écho de gradient rapide et utilise une impulsion d'inversion pour annuler le signal du myocarde sain et obtenir le meilleur contraste.

C'est la séquence du bilan d'ischémie du myocarde. L'objectif est de visualiser le pourcentage de la zone ischémique sur l'épaisseur totale du myocarde pour justifier ou non une recanalisation d'amont. L'IRM est la seule modalité capable d'apporter avec certitude cette information.

## **9-Imagerie de susceptibilité magnétique, teneur en fer**

SWI (Susceptibility Weighted Imaging) est une séquence basée sur la différence de susceptibilité magnétique des tissus, donnant un contraste différent des images en T1, T2 et densité de protons.

SWI est une méthode en écho de gradient 3D avec compensation du flux dans les trois directions. L'image du sang veineux, des hémorragies va être hors phase avec les tissus voisins avec des temps d'écho suffisamment longs, créant un effet de volume partiel intense.

STARMAP (GE) est une séquence qui permet l'évaluation de la teneur en fer d'une région comme le cœur et le foie. De multiples échos sont recueillis avec des TE différents pour chaque pixel, donnant une cartographie  $1/T2^*$  des régions anatomiques. Elle est utilisée pour l'étude de l'hémochromatose, la thalassémie...

SWAN et eSWAN (GE) sont des séquences de type 3D écho de gradient ultra-rapide avec technique multi-échos pour optimiser le contraste et le signal des flux rapides « TOF » et des flux lents « vénographie » et la forte pondération  $T2^*$  met en évidence la susceptibilité magnétique et en fait une bonne séquence pour l'exploration des cavernomes, malformations artérielles et/ou veineuses, microhémorragies post-traumatiques, calcifications d'origines métaboliques et surcharge ferrique des noyaux intracrâniens. La technique eSWAN permet la distinction des dipôles paramagnétiques (fer) et diamagnétique (calcium).

## **10-Séquences de diffusion**

FOCUS (GE) est une séquence de diffusion focalisée sur un petit champ de vue avec une excitation 2D RF sélective permettant d'atteindre une résolution spatiale très importante pour une imagerie de diffusion.

eDWI (GE)- (enhanced Diffusion Weighted Imaging) est une séquence qui donne des images de diffusion en EPI (crâne, foie, rein, prostate ...) avec un temps d'acquisition court et un bon rapport signal sur bruit. Elle permet la mesure des coefficients de diffusion apparent (ADC).

## **11-Séquences de perfusion**

PC - ASL (Pseudo-Continuous Arterial Spin Labelling) (GE) est une séquence 3D en Fast Spin Echo pour le bilan de la perfusion cérébrale sans produit de contraste. Elle intègre une séquence en densité de proton permettant un calcul quantitatif de la perfusion. Une cartographie automatique de flux sanguin est générée afin d'effectuer une mesure en ml/min par 100g de tissus de la perfusion.

# SIGLES ET ACRONYMES

Les noms génériques sont en gras.

AC-ASL 160

ADC 160

ARC 150

ASSET Array Sensitivity Encoding Technique. Acquisition par antennes parallèles 103 .

B FFE Balanced FFE (SS-GRE-SE+FID) 75

BOLD Blood Oxygen Level Dependent contrast. Technique d'imagerie fonctionnelle 142

BRAVO 152

BW Bandwith: largeur de la bande des fréquences transmises ou reçues 135

CDA coefficient de diffusion apparent 142

CE Contrast Enhanced contraste augmenté

CE FAST Contrast Enhanced Fast 74

CE FFE Contrast Enhanced FFE 74

CE GRASS Contrast Enhanced GRASS 74

CENTRA Technique de remplissage de l'espace k 140

CHESSE Chemical Shift Selection

CISS Constructive Interference in the Steady State SS-GRE FID+SE avec compensation de flux. 77

CLEAR méthode de post processing du signal

COPE Centrally Ordered Phase Encoding Technique de compensation respiratoire 111

CORE Centrally Ordered Respiratory Encoding Technique de compensation respiratoire 110  
COSMIC 152  
CSI Chemical Shift Imaging 85  
CUBE 150  
DE Driven Equilibrium Retour forcé de la magnétisation à l'équilibre. Utilisé avec MP GRE pour obtenir une pondération T2 87  
DE FGR Driven equilibrium Fast grass 87  
DEFAISE Dual Echo Fast Acquisition Interleaved Spin Echo. variante de RSE 94  
DELTA FLOW 154  
DESS Double Echo in the Steady-State combinaison de FISP et PSIF 76  
DRIVE Restauration rapide de la magnétisation transversale 100  
DUAL 92  
DWI 160  
E SHORT écho stimulé SS-GRE-SE  
EPI Echo Planar Imaging 98  
ET Echo Train ou ETL Echo Train Length 94  
EXORCIST technique de compensation respiratoire 110  
F-SHORT SS-GRE-FID  
FADE Fast Acquisition spin echo with Double Echo voir SS-GRE-FID+SE 76  
FAME Fast Acquisition Multi Echo voir SP-GRE  
FASE voir RSE 94  
FAST Fourier Acquired Steady state Technique (voir SS-GRE-FID) 71  
FATE voir FADE 67  
FATSAT Fat Saturation saturation sélective de la graisse 88

FC Flow Compensation compensation du flux 102  
FE Field Echo écho de gradient 66  
FEDIF : écho de gradient avec eau et graisse hors phase  
FEER Field Echo Even by Reversal voir écho de gradient  
FESUM Field echo Summation écho de gradient avec eau et graisse en phase  
FFE Fast Field Echo écho de gradient 71  
FFT Fast Fourier Transform transformée de Fourier 139  
FGR Fast GRASS voir MP-GRE 86  
FID Free Induction Decay Courbe de décroissance de l'impulsion libre 27  
FIESTA Fast Imaging Enhancing the steady State SS-GRE-SE+FID 75  
FIESTA C 3D 152  
FISP Fast Imaging with steady State Precession voir SS-GRE-FID 71  
FLAG Flow Adjustable gradient  
FLAIR FLuid Attenuated Inversion Recovery Suppression du LCR 84  
FLARE RSE avec faible angle de bascule  
FLASH Fast Low Angle SHot écho de gradient avec spoiler SP-GRE- 69  
FLOW COMP Flow Compensation 111  
FOCUS 160  
FOV Field Of View : champ de vue 41  
FRFSE Fast Recovery Fast Spin Echo 100  
FRE voir GRE  
FSE voir RSE 94  
FSPGR Fast SPGR 86  
GE voir GRE 65

GFE voir GRE 65

GMN Gradient Moment Nulling : technique de compensation de flux par les gradients

GMR Gradient moment Rephasing

GRAPPA Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisition 102

GRASE GRADient and Spin Echo 99

GRASS Gradient Recalled Acquisition in the Steady State voir SS-GRE-FID 71

GRE Gradient Recalled Echo sigle générique de l'écho de gradient 65

GRECO voir GRE 65

HASTE Half Acquisition Single shot Turbo spin Echo 104

HEART (3D) 157

IFIR 154

INFLOW voir TOF 125

IN-OUT 92

IP-OP 92

IR Inversion Recovery sigle générique de l'Inversion-récupération 80

IVIM Intra Voxel Incoherent Movement 142

KEYHOLE réutilisation des profils périphériques d'une image à l'autre. Seuls les profils centraux responsables du contraste sont acquis.

LASE Low Angle Spin Echo

LAVA155

MAST Motion Artefact Suppression Technique

MAVRIC 155

MDE 157

MEDIC Multi Echo Data Image Combination Somme de plusieurs échos en écho de gradient

MERGE 152

MOTSA Multiple Overlapping Thin Slab 3DAcquisition technique d'angioRM

MPGR Multi Planar Gradient Recalled echo : écho de gradient multicoupe 66

MP GRE Magnetisation Prepared GRE préparation de la magnétisation 86

MP RAGE Magnetization Prepared Rapid Gradient Echo 86

MT ou MTC Magnetization transfer contrast: Transfert de magnétisation 90

Naq Nombre d'acquisitions voir NEX

NEX Nombre d'excitations

NSA Number of signal averaged voir NEX

PACE Prospective Acquisition with Correction Correction des mouvements du patient

PAT Parallel Acquisition Technology Technologie des antennes parallèles avec récepteurs receuillant chacun une partie du signal 101

PC voir PCA

PCA Phase Contrast Angiography 121

PEAR Phase Encoded Artifact Reduction Technique de compensation respiratoire 110

POMP Phase Offset MultiPlanar : Technique multicoupe

PRESAT presaturation 111

PRESTO PRinciple of Echo Shifting with a Train of ervations variante de GRE-EPI.

PROMO 151

PROPELLER 151

PROSET Principle Of Selective Excitation Technique Technique d'excitation sélective de l'eau 93

PSIF : SS-GRE-SE 74

RACE Real time Acquisition and velocity evaluation : méthode de mesure des vitesses

RAM Reduced Acquisition Matrix  
RARE Rapid acquisition with Refocused Echoes voir RSE 94  
RASE Rapid Spin Echo 94  
RESCOMP compensation respiratoire 110  
REST Regional Saturation Technique voir presat 111  
RESTORE Récupération rapide de la magnétisation transversale 100  
RF FAST voir SP GRE  
RICE voir RSE 94  
ROAST Resonant Offset Averaged Steady state voir SS-GRE  
ROPE Respiratory Ordered Phase Encoding Technique de compensation respiratoire 110  
RSE Rapid Spin Echo 94  
SAR Specific Absorption Rate : Mesure de l'énergie absorbée par le patient en IRM 1145  
SAT Saturation ou présaturation 111  
SE Spin Echo 62  
SENSE Sensitivity Encoding 103  
SINOP 92  
SCIC Surface Coil Intensity Correction Post processing des inhomogénéités de signal au contact des antennes de surface  
SHORT SP-GRE  
SMASH Short Minimum Angle SHot  
SMASH SiMultaneous Acquisition of Spatial Harmonics 102  
SNR Signal to Noise Ratio rapport signal sur bruit 144  
SNAPSCHOT single shot, SSh 90  
SPACE 150

SPGR voir SP-GRE 69

SP-GRE Spoiled Gradient Echo 69

SPIR voir Fat Sat 88

SSFP Steady State Free Precession voir SS-GRE-FID 74

SS-GRE Steady state GRE terme générique des séquences en écho de gradient acquises à l'état d'équilibre 74

SS-GRE FID séquence SS-GRE avec recueil des échos de gradients 74

SS-GRE-SE séquence SS-GRE avec recueil des échos de spins stimulés 74

SS-GRE-FID+SE séquence SS-GRE avec recueil des deux échos 74

SSh : Single Shot tous les profils de l'espace K sont acquis en un seul TR 96

STAGE Small Tip Angle Gradient Echo voir GRE

STARMAP 158

STE STimulated Echo : echo stimulé

SS-GRE-SE 74

STEAM STimulated Echo Acquisition Mode voir SS-GRE-SE 74

STERF SS-GRE-SE. 74

STIR Short Time Inversion Recovery 83

SWAN 158

SWI 158

TE temps d'écho 32

TFE Turbo Field Echo voir MP-GRE 86

TGE Turbo Gradient Echo 86

TGSE Turbo Gradient Spin Echo 94

TI Temps d'Inversion 80

TIR Turbo IR

TOF Time of Flight angio RM par temps de vol 123

TONE Tilted Optimized Non Excitation 1

TR Temps de Répétition 40

TRICKS 154

TRUE FISP True Fast Imaging in a Steady state Precession : écho de gradient à l'état d'équilibre 75

TSE Turbo Spin Echo voir RSE 94

TURBO FLASH voir MP-GRE 86

TURBO SHORT voir MP-GRE 86

UTSE Ultra Turbo Spin Echo voir RSE 94

VENC Velocity Encoding paramètre de l'angiographie par contraste de phase

VIBE Volume Interpolated Breathhold Examination 3D SP-GRE permet l'étude simultanée du rehaussement des tissus et des vaisseaux après gadolinium.

VIBRANT 156

VINNIE Velocity Imaging in cine mode

VISTA 150

WATER EXCITATION excitation sélective de l'eau 93

WAVE 3D SP-GRE

WATTS voir water excitation 93

# INDEX

Aimants 131,  
Antennes 101  
Angio TOF, 123  
Angle de bascule 58, 137  
Artéfacts  
- métalliques 107  
-de mouvements 109  
- de troncature 117  
- de repliement 108  
bande de fréquence 48,  
BOLD 142  
Contraindications 145  
Déphasage des spins 24  
Déplacement chimique 92,  
Diffusion 142  
Driven equilibrium 87  
Durée d'une séquence 51  
Echo planar 98  
Echo stimulé 74  
Effets biologiques 145  
Espace k 45, 139

FID 27  
Flux 119  
Fœtus 145  
Fourier 41, 139  
FOV 41  
Gradients 42  
GRE 65  
Hémosidérine 113  
Implants 145  
Inversion récupération 80  
IRM fonctionnelle 142  
IVIM 142  
Matrice 41  
Moment magnétique 9,10  
Noyau 9  
Perfusion 142  
Précession 11  
Préparation de la magnétisation 80  
Produits de contraste 126  
Rapport signal sur bruit 144  
Rectangular FOV 105  
Relaxation 20  
Repliement 180  
Résonance 15

Restauration rapide de la magnétisation 100  
Scan percentage 106  
SE 32  
Séquences 60  
Single shot 96  
Spin 9,128  
Spoiler 69  
Steady state 71  
Suppression des graisse fat sat 83  
Stir 83  
Susceptibilité magnétique 112  
Techniques d'acquisition parallèles 101  
Technique multicoupe 52  
Tesla 14  
Train d'écho 53,  
Transfert de magnétisation 90  
Tridimensionnel 141  
TR 37  
TE 32  
T1 21  
T2 20  
Voxels 41

