

L'IRM SANS PEINE?

(LE CHANT DES PROTONS)

5^e ÉDITION 2008



ALAIN COUSSEMENT

ILLUSTRATIONS DE JULIE CARLIER ET MAXIME BEYLARD 

AVERTISSEMENT

LES SIGNES ACRONYMES ET AUTRES ABRÉVIATIONS SE TROUVENT
À LA FIN
VOICI LES PRINCIPAUX
TE= TEMPS D'ÉCHO
TR= TEMPS DE RÉPÉTITION
TI= TEMPS D'INVERSION
T1=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

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"... .

6
-



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.

7
-

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 CONSTRUCTION D'UNE IMAGE, LES GRADIENTS, LA TRANSFORMATION DE FOURIER ET L'ESPACE K PAGE 41
- CHAPITRE 6 LA REPRÉSENTATION VECTORIELLE 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 139

- INDEX PAGE 147

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



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 $\vec{\mu}$ SURMONTÉE D'UNE PETITE FLÈCHE.



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...



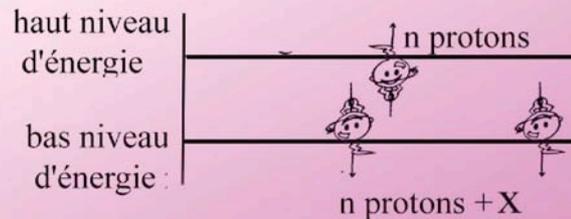
12
--

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.

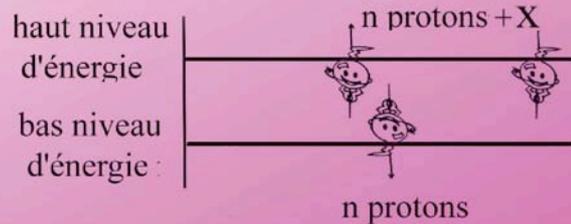
13
--



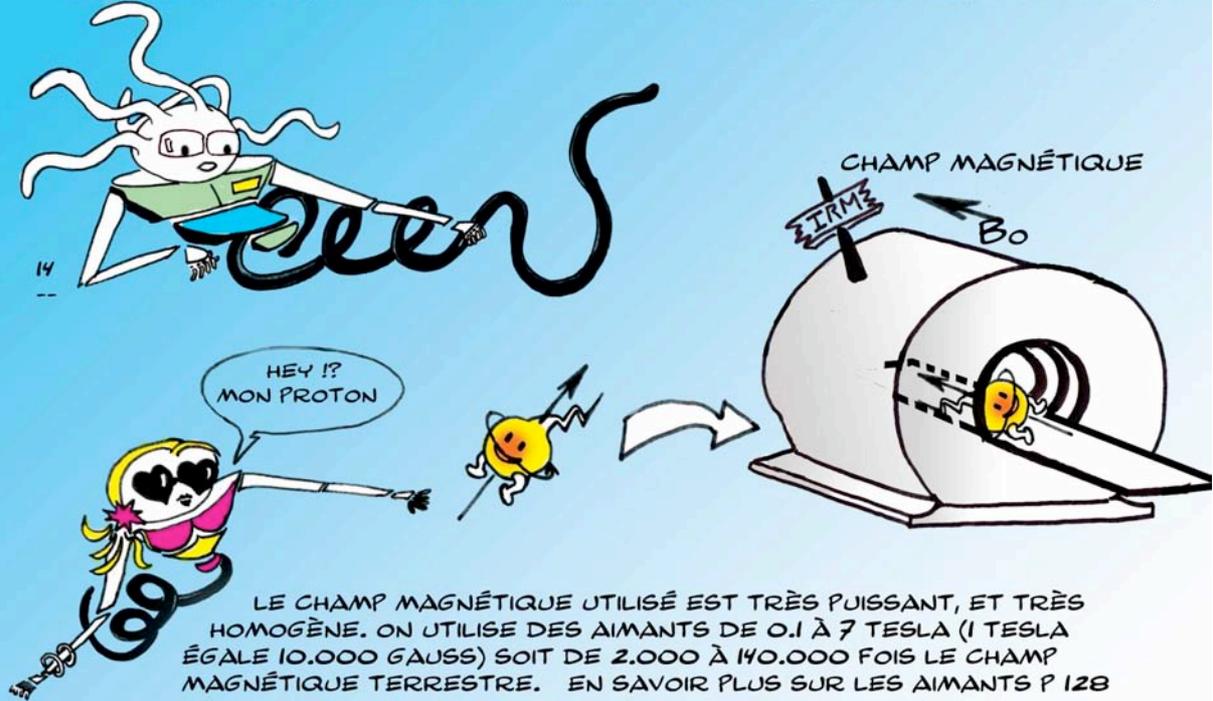
AU REPOS, IL Y A UN PEU PLUS DE PROTONS AU NIVEAU DE BASSE ÉNERGIE



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



3) ET LA RÉSONANCE?

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

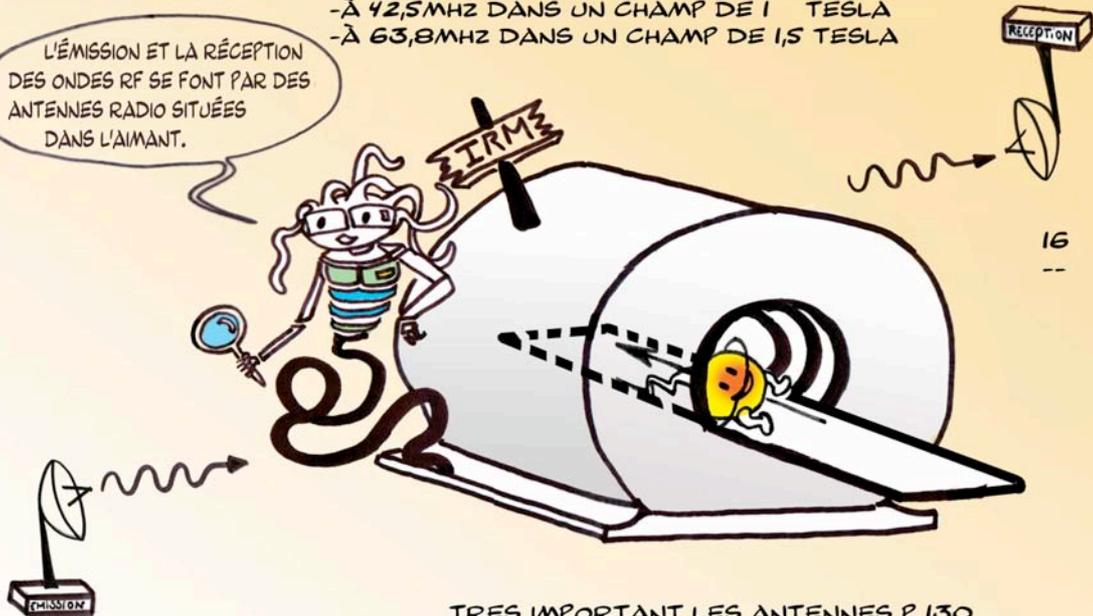


LE PROTON LUI N'EXPLOSE PAS MAIS IL ENTRE EN RÉSONANCE S'IL EST EXCITÉ PAR UNE ONDE RADIOFRÉQUENCE (RF) DONT LA LONGUEUR D'ONDE CORRESPOND EXACTEMENT À SA FRÉQUENCE DE PRÉCESSION, APPELÉE AUSSI FRÉQUENCE DE LARMOR, QUI VARIE AVEC L'INTENSITÉ DU CHAMP MAGNÉTIQUE.

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

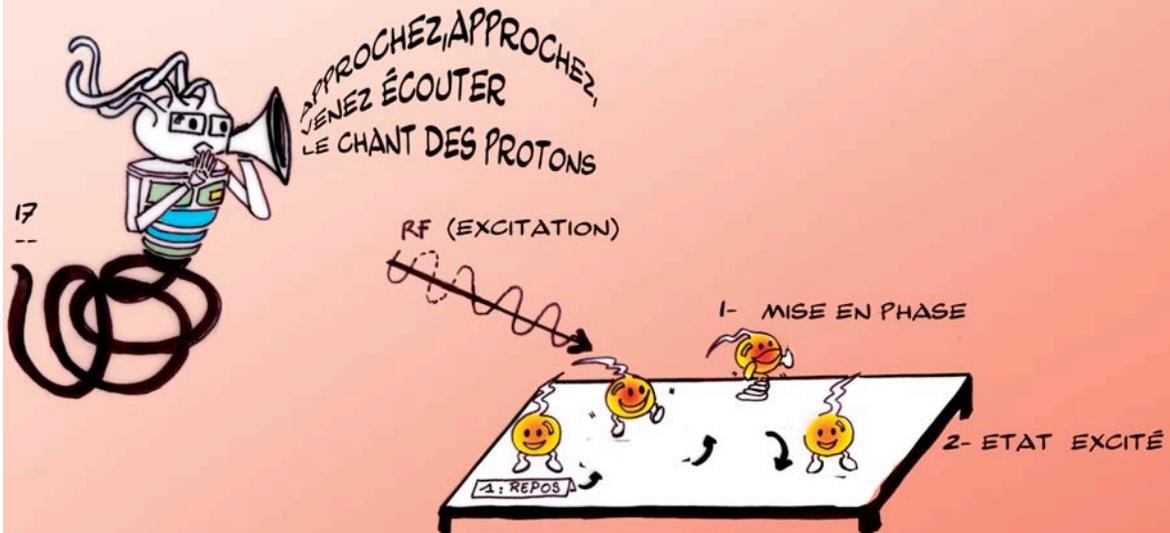
LE PROTON RÉSONNE: -À 21,2MHZ DANS UN CHAMP DE 0,5 TESLA
-À 42,5MHZ DANS UN CHAMP DE 1 TESLA
-À 63,8MHZ DANS UN CHAMP DE 1,5 TESLA

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



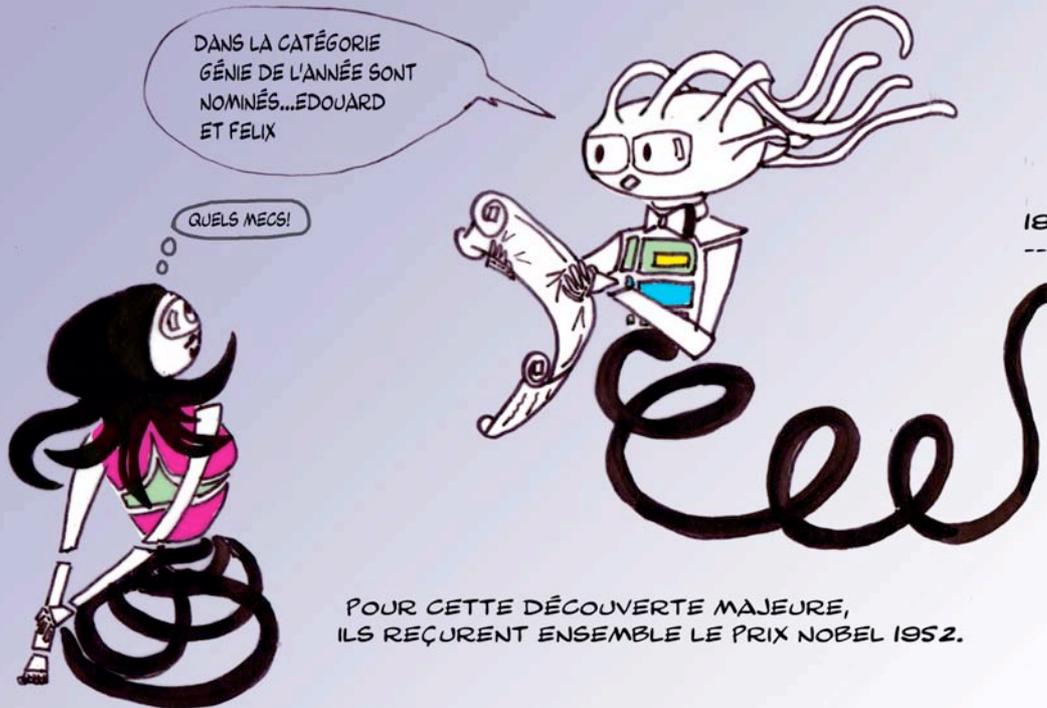
TRES IMPORTANT LES ANTENNES P 130

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.



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

RÉSUMÉ DU CHAPITRE I

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.

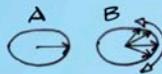
DANS UN ENSEMBLE DE PROTONS À L'ÉQUILIBRE, IL Y A TOUJOURS À PEU PRÈS 50% DES PROTONS DANS CHAQUE NIVEAU D'ÉNERGIE, AVEC UN VA ET VIENS INCESSANT ENTRE LES DEUX, ET CHAQUE PROTON PRÉCESSE POUR SON PROPRE COMPTE (ON DIT QU'ILS NE SONT PAS EN PHASE).

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.

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

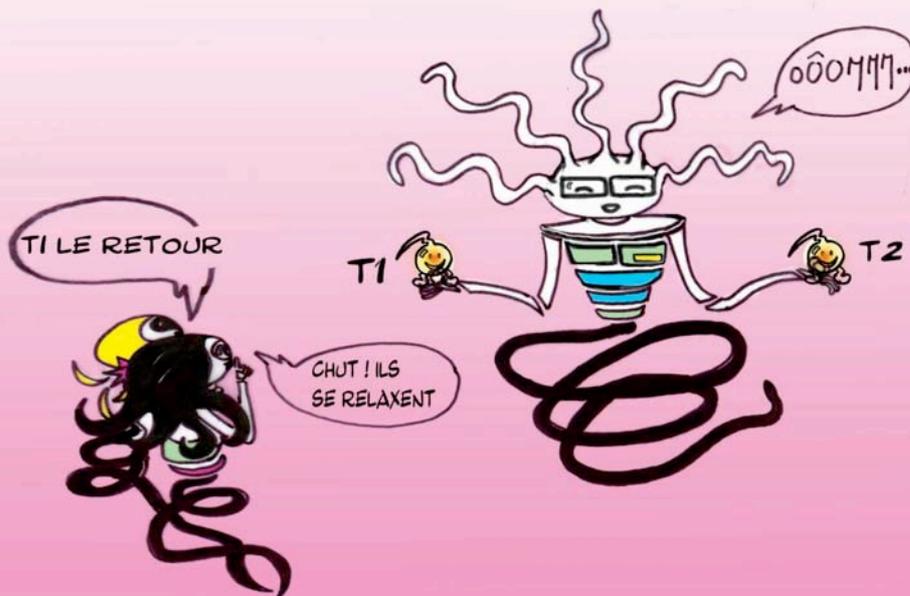
A- LES PROTONS SONT EN PHASE
B- DÉPHASAGE DES PROTONS



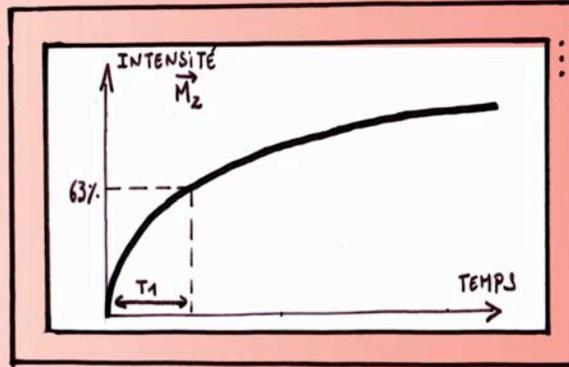
LE SIGNAL T_2 RECEUILLI EST
FONCTION DU TEMPS DE DÉPHASAGE DES PROTONS



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.

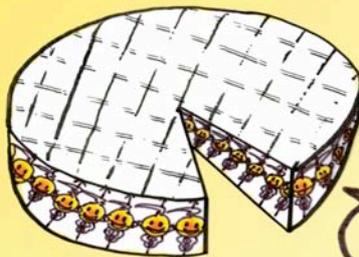


22

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



T1 EST LONG

23

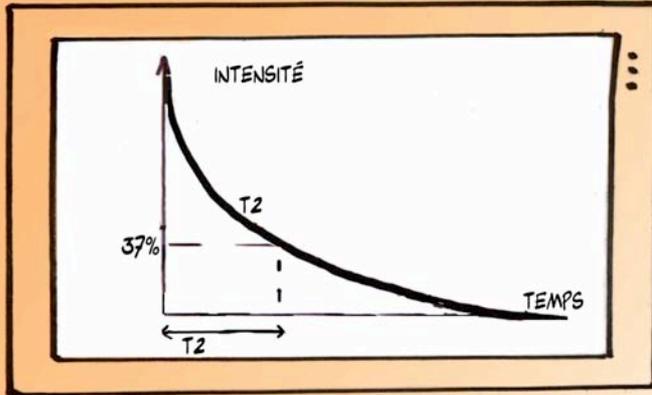
VOICI, À TITRE D'EXEMPLE, LA VALEUR DU T1 DE CERTAINS TISSUS DANS UN CHAMP DE 1 TESLA (EN MILLISECONDES) : GRAISSE 240 MS, SUBSTANCE BLANCHE 680 MS, SUBSTANCE GRISE 800 MS, LCR 2500 MS.

REVENONS À LA RELAXATION T2 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 AUSSI 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 T2 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 T2, 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.



25
--

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

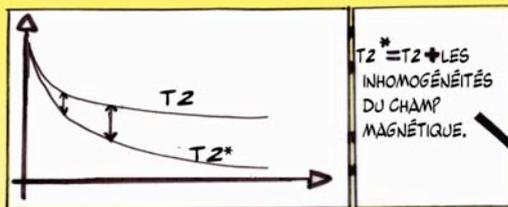
LORSQUE L'IMPULSION RF CESSE, LE SYSTÈME VA REVENIR À L'ÉQUILIBRE ET COMME À L'ALLER, LE RETOUR SE FAIT EN DEUX ÉTAPES.

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.



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 RECEILLIR CET ÉCHO 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



POUR OBTENIR CET ÉCHO, ON REMET LES SPINS EN PHASE, NON?

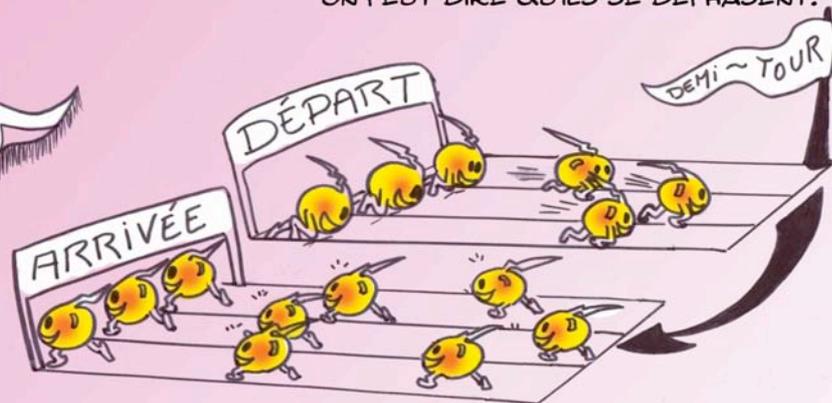
DE PLUS, EN ECHO DE SPIN, CE SIGNAL « ÉCHO » VA POUVOIR ÊTRE DÉBARRASSÉ DES INHOMOGÉNÉTÉS DU CHAMP MAGNÉTIQUE ET PERMET D'AVOIR UN VRAI T2.

29



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

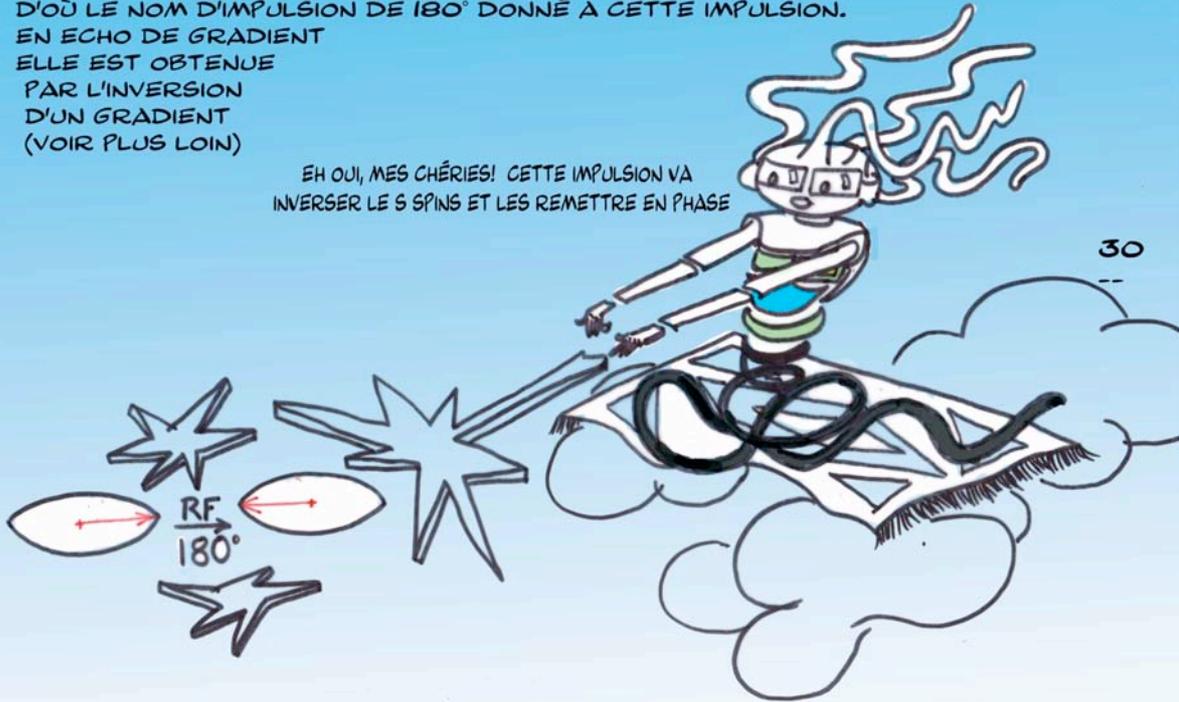
SI TROIS COUREURS PARTENT EN MÊME TEMPS POUR UNE COURSE, ILS SE DISTANCERONT RAPIDEMENT : ON PEUT DIRE QU'ILS SE DÉPHASENT.



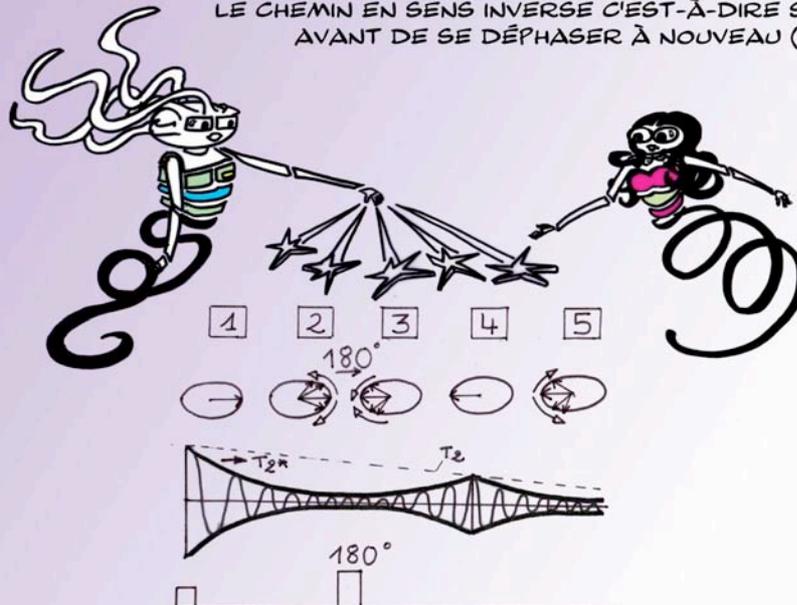
AU BOUT D'UN CERTAIN TEMPS, ON LEUR DEMANDE DE REPARTIR EN SENS INVERSE. SI LEUR VITESSE RESPECTIVE RESTE CONSTANTE, ILS ARRIVERONT ENSEMBLE SUR LA LIGNE D'ARRIVÉE (ILS SERONT REPHASÉS.)

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 À 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



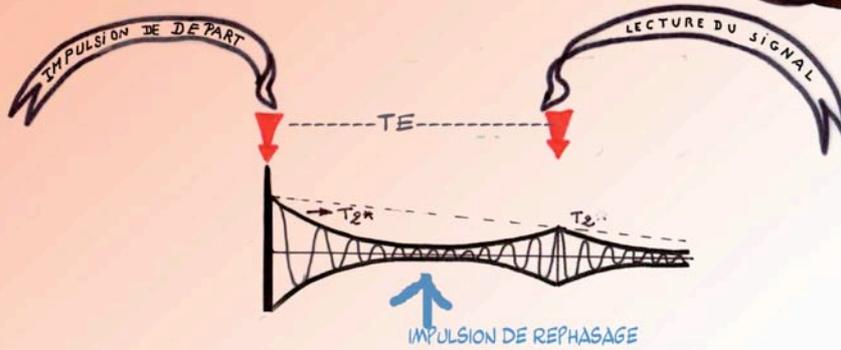
PLUS EN DÉTAIL, COMME CETTE IMPULSION EST APPLIQUÉE ALORS QUE LES SPINS ONT DÉJÀ COMMENCÉ À SE DÉPHASER (2), ON OBTIENT UNE IMAGE EN MIROIR DU DÉPHASAGE (3). LES SPINS QUI AVAIENT COMMENCÉ À SE DÉPHASER VONT REFAIRE LE CHEMIN EN SENS INVERSE C'EST-À-DIRE SE REPHASER (4) AVANT DE SE DÉPHASER À NOUVEAU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



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).

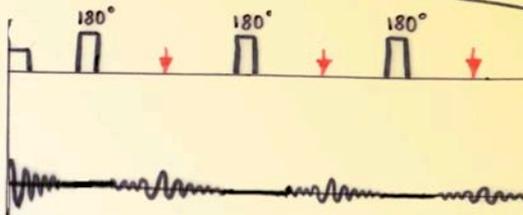


32

QUI PLUS EST, ON PEUT
RECUEILLIR PLUSIEURS ÉCHOS

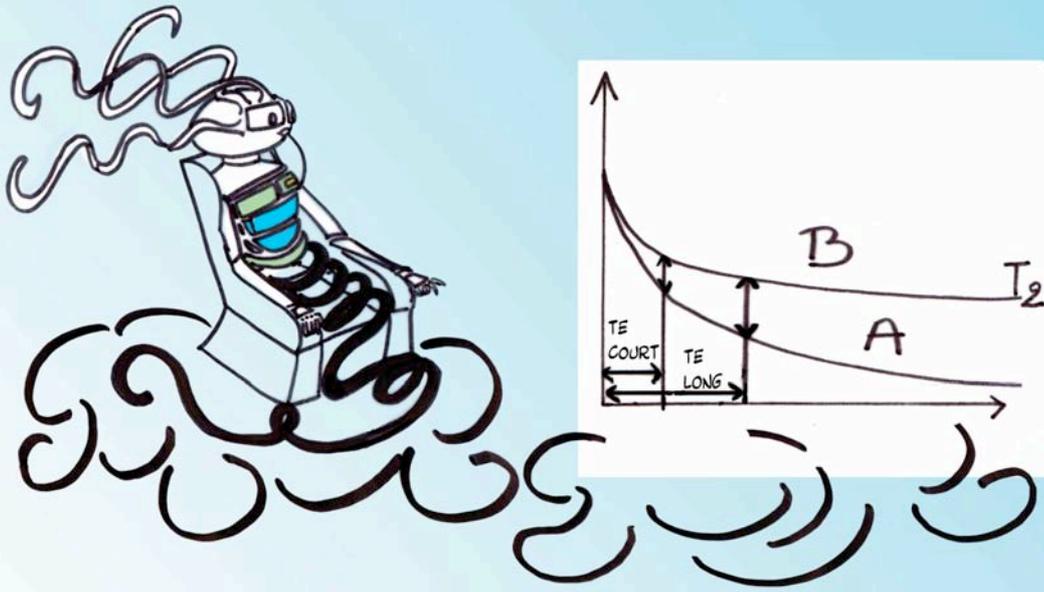
AÏE, AÏE, AÏE !!!

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?



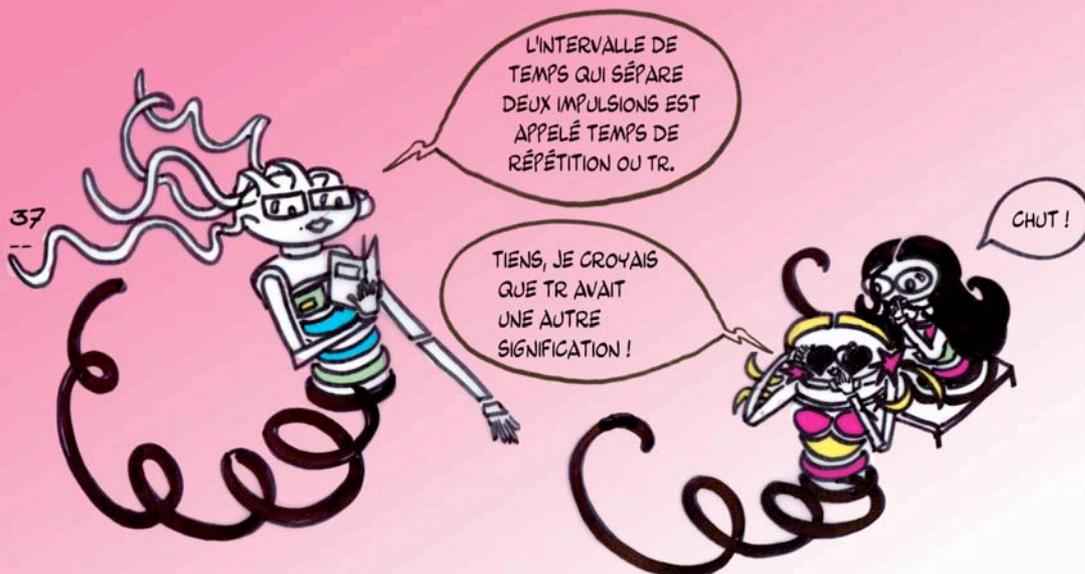
LES GRADIENTS SONT DES PETITS ÉLECTROAIMANTS DISPOSÉS DANS L'AIMANT PRINCIPAL
POUR PERMETTRE LA LOCALISATION SPATIALE DU SIGNAL C.A.D LA RECONSTRUCTION
DES IMAGES. (VOIR PLUS LOIN).
EN INVERSANT LA POLARITÉ D'UN DE CES GRADIENTS, ON OBTIENT UN ÉCHO MAIS
CONTRAIREMENT À L'ÉCHO DE SPIN CET ÉCHO N'EST PAS DÉBARASSÉ DES INHOMOGÉNÉTÉS
DU CHAMP MAGNÉTIQUE PRINCIPAL ET IL EST SENSIBLE AUX ARTÉFACTS. PAR CONTRE
IL PERMET DES SÉQUENCES BIEN PLUS RAPIDES.

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. À CHAQUE FOIS ON OBTIENT UN NOUVEAU SIGNAL.



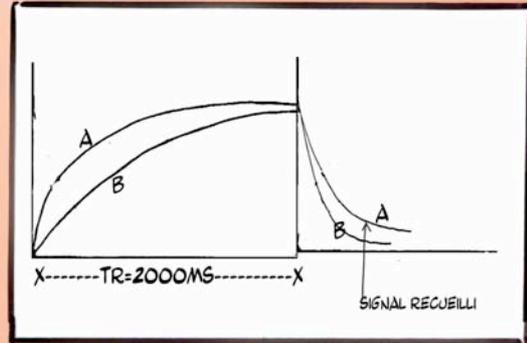
LA VARIATION DE CE TEMPS DE RÉPÉTITION PERMET DE FAIRE APPARAÎTRE PLUTÔT LA COMPOSANTE T_1 OU T_2 DU SIGNAL. ON PARLE D'IMAGES PONDÉRÉES EN T_1 OU T_2 PARCE QU'ELLES NE SONT JAMAIS EXCLUSIVEMENT T_1 OU T_2 .

EN SAVOIR PLUS SUR LA PONDÉRATION DES IMAGES P 131



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?



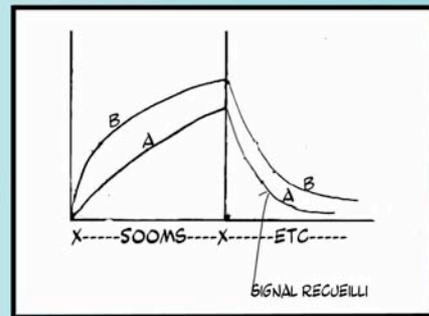
39

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 TOUTS LES DEUX REVENUS À L'ÉQUILIBRE. ON DIT QUE L'IMAGE OBTENUE EST "PONDÉRÉE EN T2".



PAR CONTRE, AVEC UN TR COURT DE 500 MILLISECONDES LE TISSU B SERA REVENU À L'ÉQUILIBRE AVANT 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 T1 DES TISSUS, DONC UNE IMAGE « PONDÉRÉE EN T1 »



OF COURSE!



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 T1 ET IL NE DÉPENDRA QUE DU TEMPS DE DÉPHASAGE T2. ON DIRA QUE L'IMAGE EST PONDÉRÉE EN T2.

PAR CONTRE SI ON RÉPÈTE L'EXCITATION AVANT D'ÊTRE REVENU À L'ÉQUILIBRE, L'IMAGE SERA DÉPENDANTE DE T1 CAR DES DIFFÉRENCES SIGNIFICATIVES ENTRE LE T1 DES DIFFÉRENTS TISSUS MODIFIERONT LE SIGNAL. ON DIRA QUE L'IMAGE OBTENUE EST PONDÉRÉE EN T1.

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.



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 RÉSULTE 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!

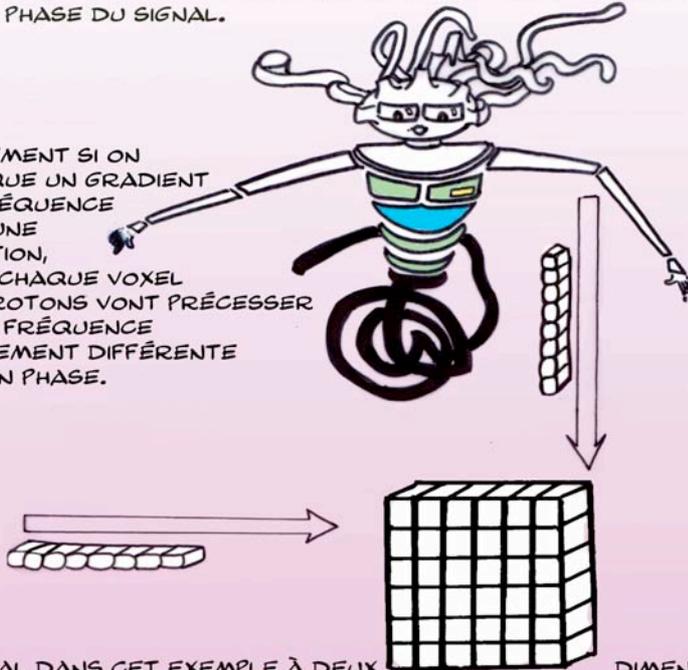
EN IRM, LES GRADIENTS UTILISÉS SONT DES PETITS CHAMPS MAGNÉTIQUES PRODUITS PAR DES ÉLECTRO-AIMANTS SITUÉS À L'INTÉRIEUR DE L'AIMANT PRINCIPAL. LEUR VARIATION EST UNIFORME D'UN POINT À UN AUTRE.

EN SAVOIR PLUS SUR LES GRADIENTS P 132

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..

44



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

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 BOULLIE 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 MYSTÉRIeux C'EST
JUSTE UN ESPACE DE BRUTES,
PARDON LE LIEU DU RECUEIL
DES DONNÉES BRUTES.

EN RÉSUMÉ

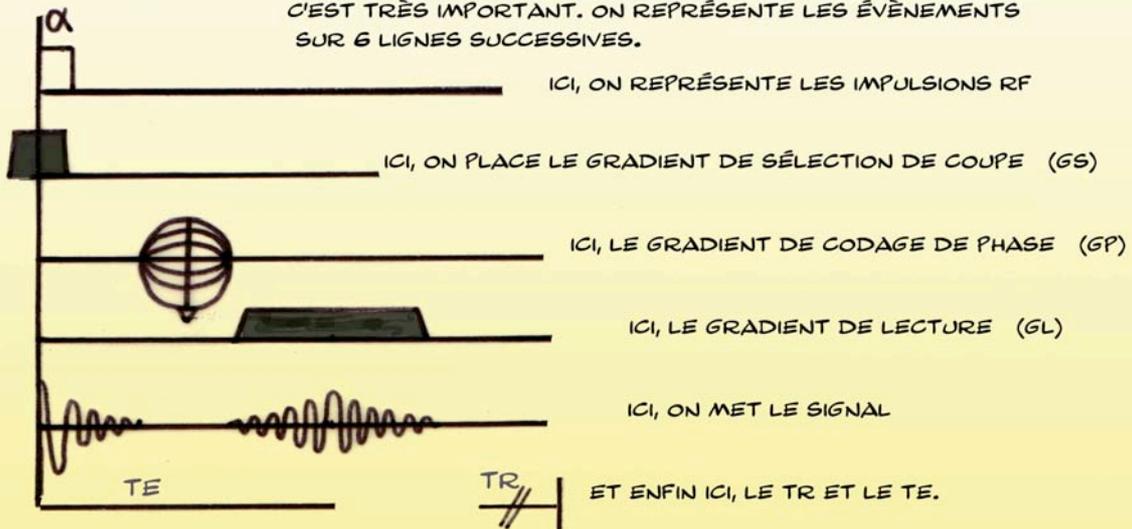
LE SIGNAL REÇU PAR L'ANTENNE EST CONSTITUÉ DE « DONNÉES BRUTES »
OU RAW DATAS QUI REMPLISSENT L'ESPACE K ET DOIVENT ÊTRE
DÉCODÉES PAR PLUSIEURS TRANSFORMATIONS DE FOURIER.

EN SAVOIR PLUS SUR FOURIER ET SON ESPACE K P 134



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

46



VOYONS EN DÉTAIL L'APPLICATION DES GRADIENTS



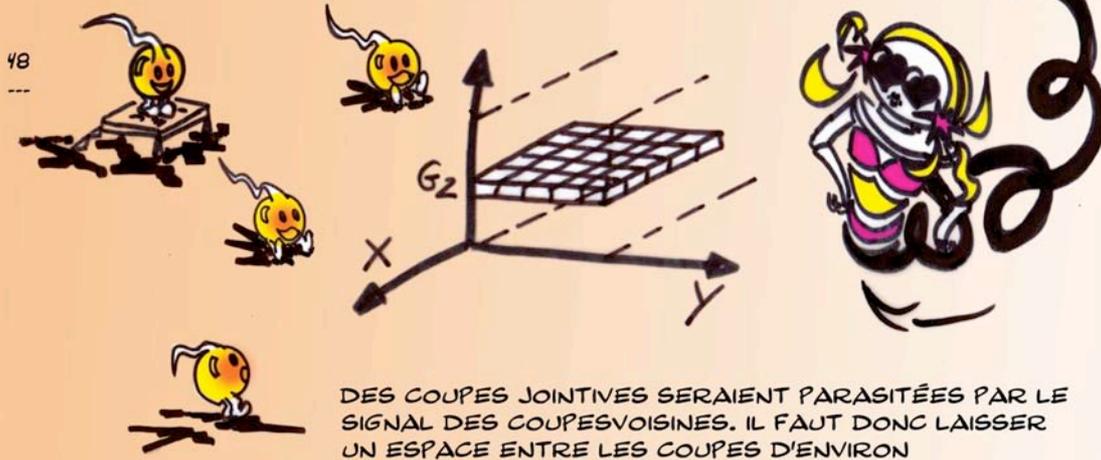
47

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.

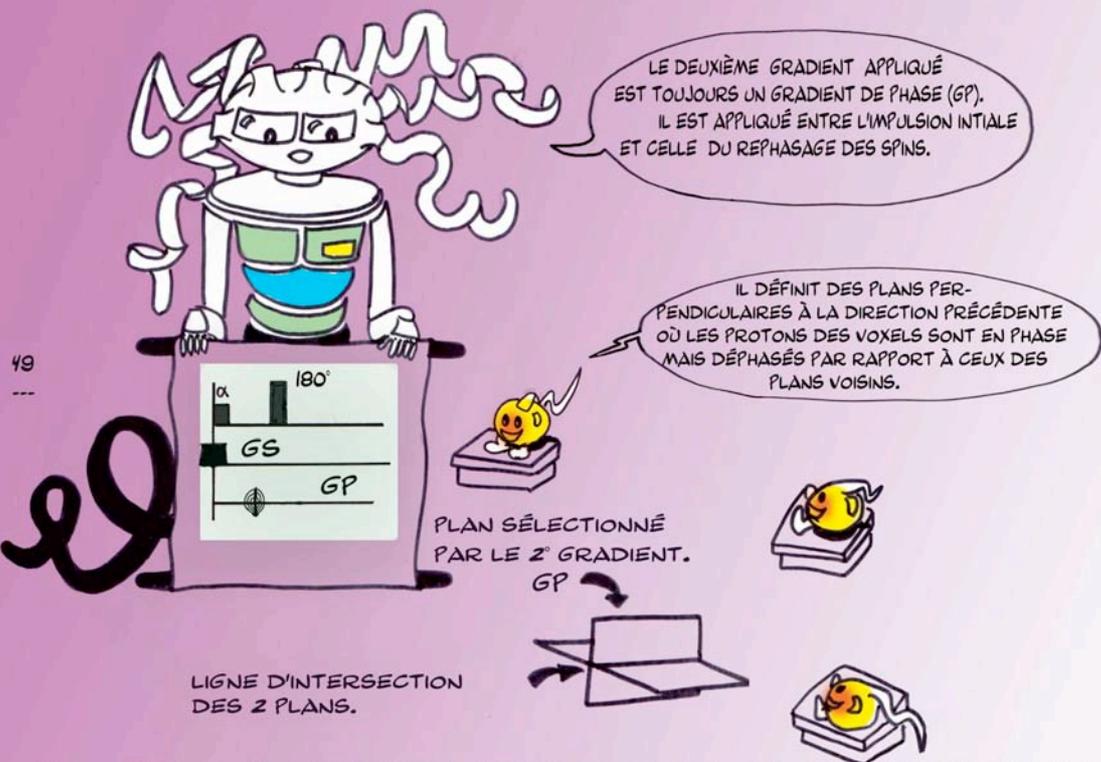
DANS CHAQUE PLAN DE COUPE, LES VOXELS RÉSONNENT À LA MÊME FRÉQUENCE.

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.



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.



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

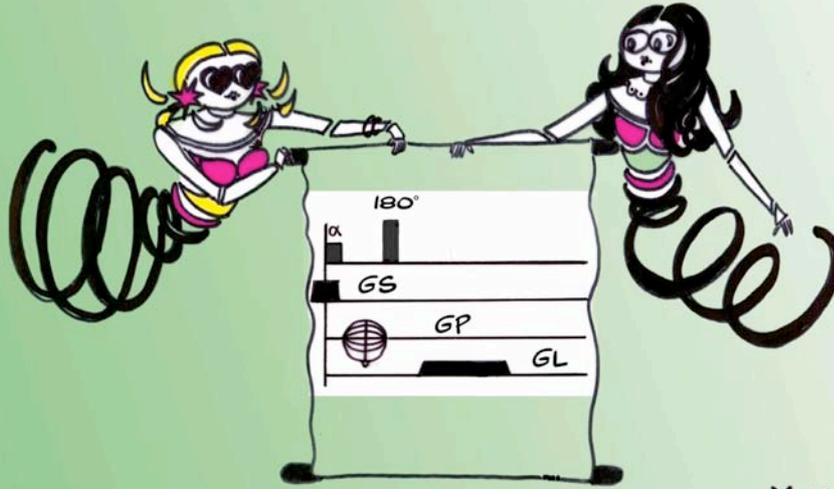
IL DÉFINIT DES PLANS PERPENDICULAIRES À LA DIRECTION PRÉCÉDENTE OÙ LES PROTONS DES VOXELS SONT EN PHASE MAIS DÉPHASÉS PAR RAPPORT À CEUX DES PLANS VOISINS.

PLAN SÉLECTIONNÉ PAR LE 2^e GRADIENT. GP

LIGNE D'INTERSECTION DES 2 PLANS.

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.



50

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. ?

51

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.

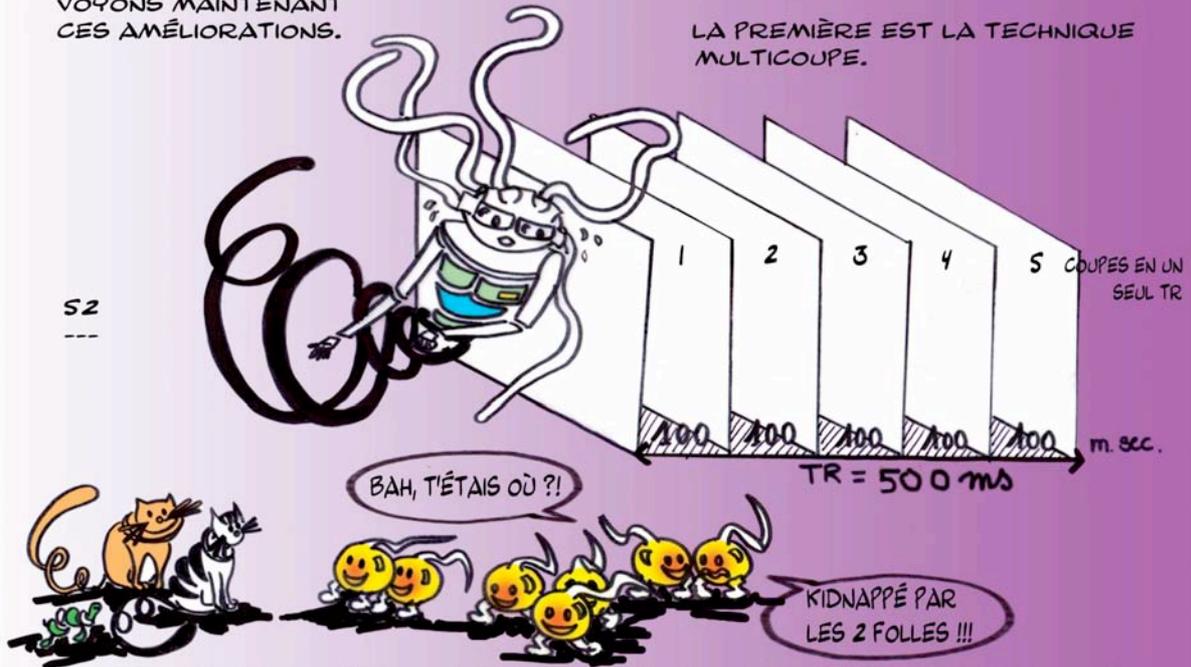
PAR EXEMPLE AVEC UN TR DE 2 SECONDES, UNE MATRICE = 256 X 256 X 20 ET 2 EXCITATIONS, LA SÉQUENCE DEVRAIT DURER ENVIRON 8 HEURES.

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.

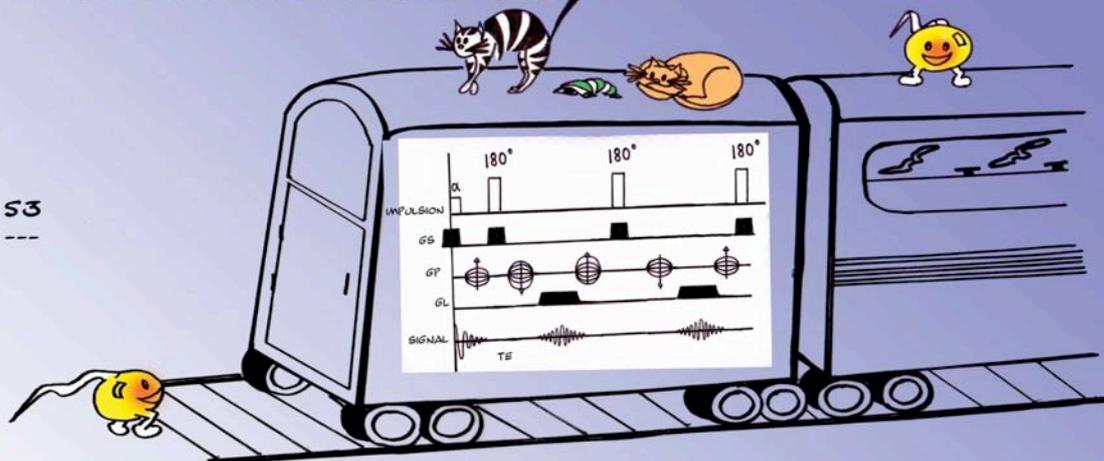
52



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 LENGTH: 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^e 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.

RÉSUMÉ DU CHAPITRE 6 CONSTRUIRE UNE IMAGE

55

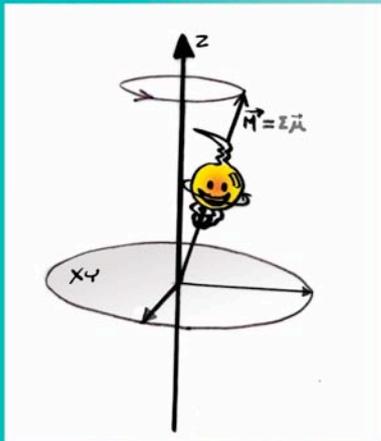
POUR RECONSTRUIRE DES IMAGES A PARTIR D'UN VOLUME, IL EST NÉCESSAIRE DE DIVISER LE VOLUME EXPLORÉ EN VOLUMES ÉLÉMENTAIRES OU VOXELS. CHAQUE VOXEL EST IDENTIFIÉ PAR UNE IMPULSION DE PHASE ET DE FRÉQUENCE CARACTÉRISTIQUE, OBTENUE PAR L'APPLICATION DE GRADIENTS.

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

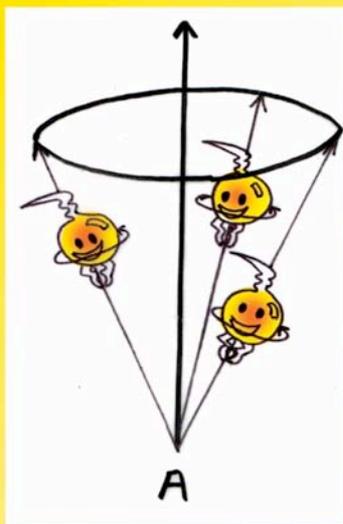
POUR EXPLIQUER CE QUI SE PASSE LORS DE L'EXCITATION DES PROTONS, IL A ÉTÉ IMAGINÉ DE REPRÉSENTER PAR UN VECTEUR M LA SOMME DE TOUS LES SPINS CONCERNÉS. ON DÉFINIT LE CHAMP MAGNÉTIQUE PAR SON AXE SUD-NORD OU LONGITUDINAL Z ET UN PLAN TRANSVERSAL XY PERPENDICULAIRE À CELUI-CI. NOUS PASSONS ICI DU MODÈLE 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.



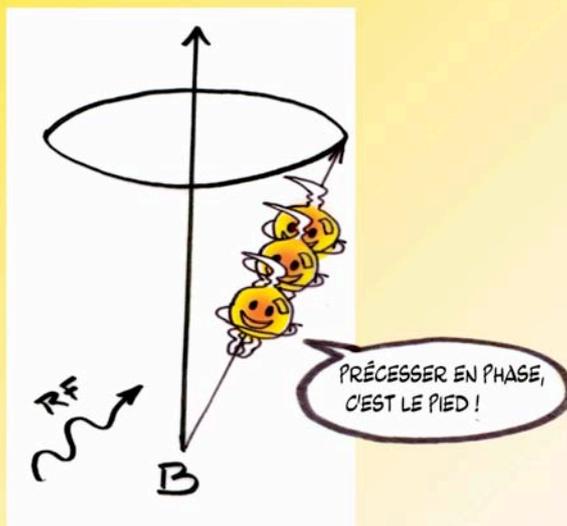
56

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 RÉSUÉTANTE DE LEUR PROJECTION DANS LE PLAN TRANSVERSAL EST NULLE (A).



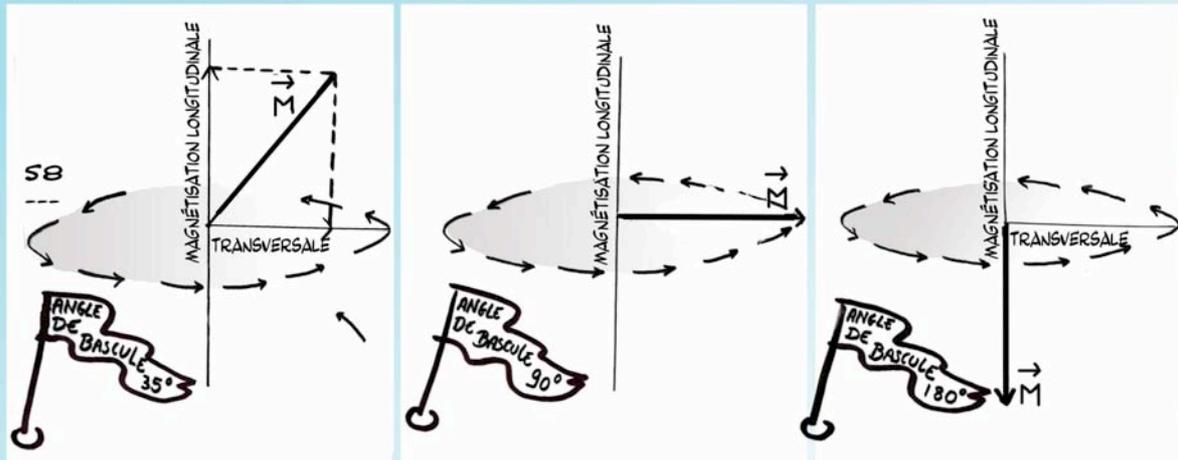
57



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° . LA MAGNÉTISATION LONGITUDINALE DIMINUE PUIS S'INVERSE ALORS QUE LA MAGNÉTISATION TRANSVERSALE GRANDIT PUIS S'AMENUÏSE.



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° , CE QUI REVIENT À OPTIMISER LA MAGNÉTISATION TRANSVERSALE.

59

RÉSUMÉ DU CHAPITRE 6 LA REPRÉSENTATION VECTORIELLE IMAGINAIRE

LA REPRÉSENTATION VECTORIELLE A ÉTÉ IMAGINÉE À L'ORIGINE POUR EXPLIQUER LE FONCTIONNEMENT DE L'IRM À 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

60

CGG

STROUMPEFF

FIESTA



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.

61

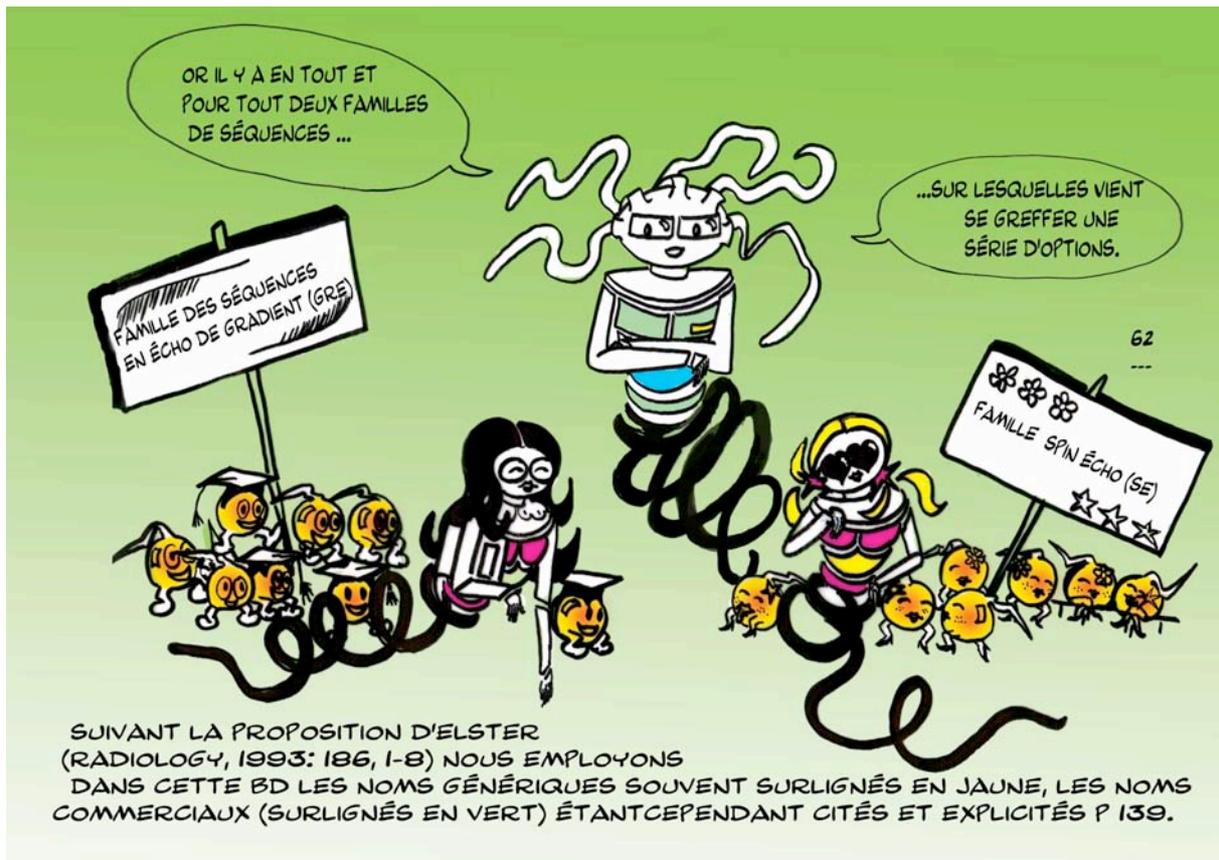
NOM D'UN CHIEN!
C'EST QUOI CETTE FIESTA
ÇA N'A PAS DE SENSE.



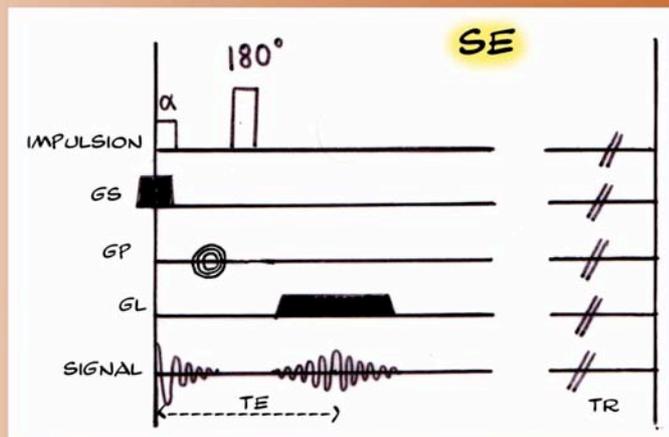
MAIS COMMENT FAIT-ELLE
POUR INGURGER TOUT CELA.



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 TACHE DES UTILISATEURS.



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

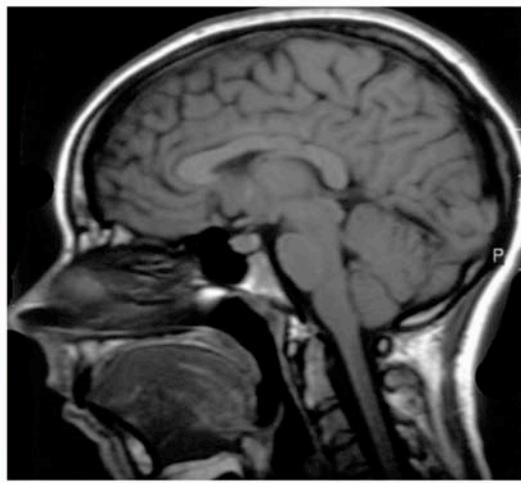


ELLE EST CARACTÉRISÉE PAR LE FAIT QUE :
 -L'IMPULSION RF DE DÉPART EST SUIVIE D'UNE IMPULSION DE REPHASAGE
 QUI REMET LES SPINS EN PHASE ET PERMET D'OBTENIR UN ÉCHO DU SIGNAL.

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.

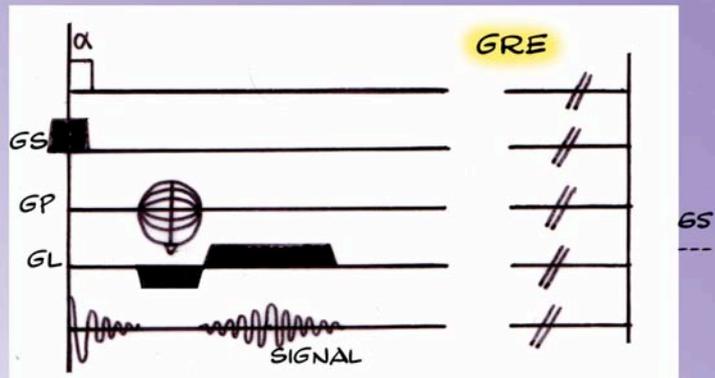
CERVEAU DE PROFIL
 SÉQUENCE T1 SE
 TR=450/TE=30
 FOV230 2 NEX
 20 COUPES DE 5MM
 2MIN 40 SEC

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° 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)

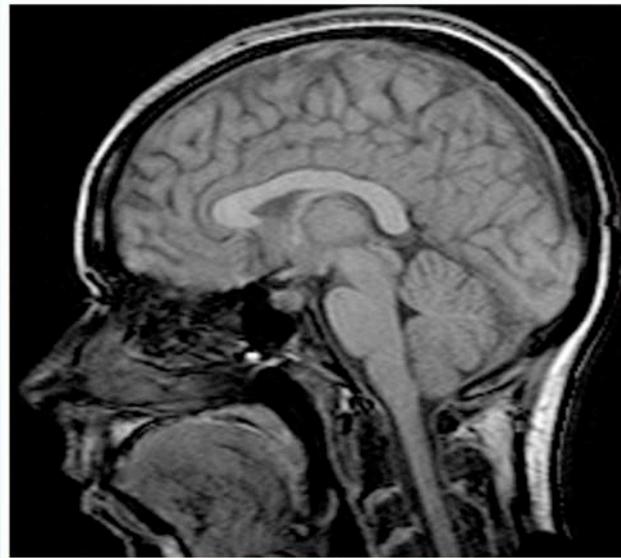


66

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 T1 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 T1 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.

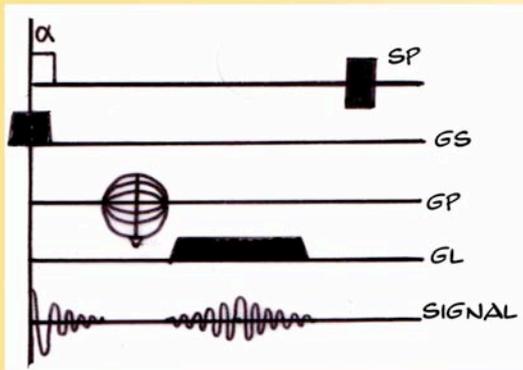
68



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.

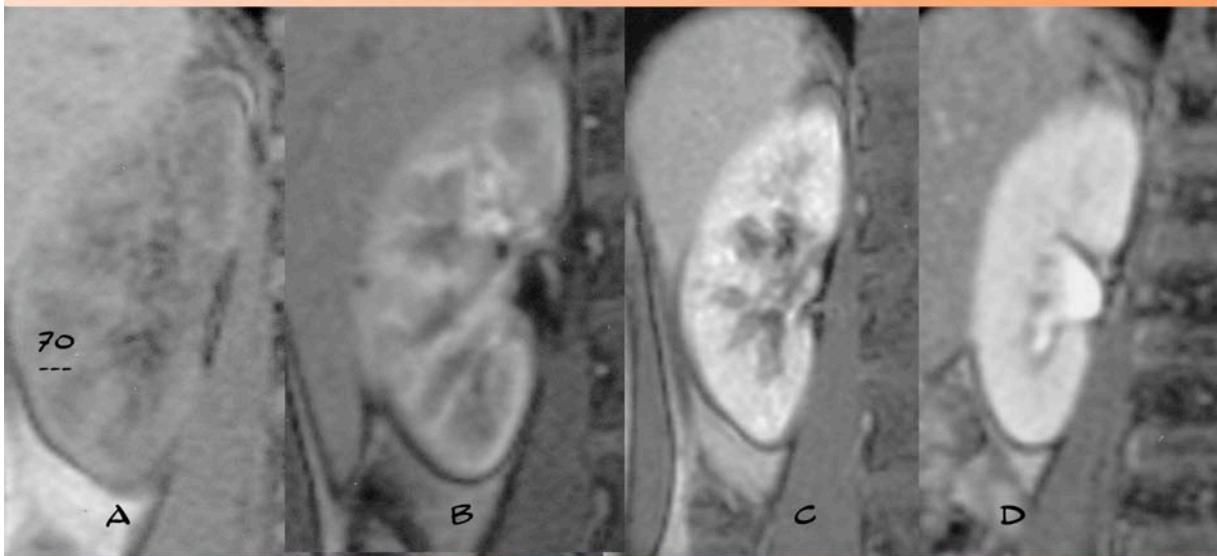
LE 1^{er} GROUPE SP-GRE RENFORCE LA PONDÉRATION T1 EN SUPPRIMANT LA MAGNÉTISATION RÉSIDUELLE PAR UNE IMPULSION DE SATURATION OU SPOILER, (SP).



69

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.



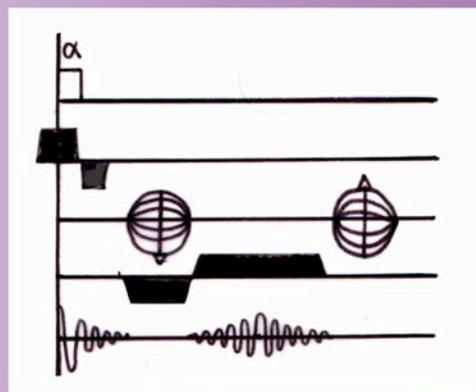
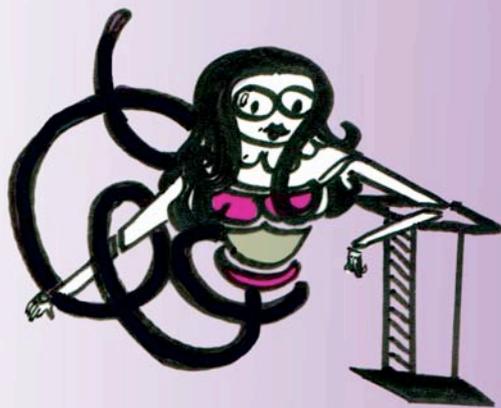
IMAGES EXTRAITES DE 4 SÉQUENCES CORONALES DE L'ABDOMEN OBTENUES EN SP-GRE TR=140 TE= 1.6 ANGLE=80°, DURÉE 21 SECONDES POUR 14 COUPES DE 7 MM.

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 T2* P 30.



71

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



72

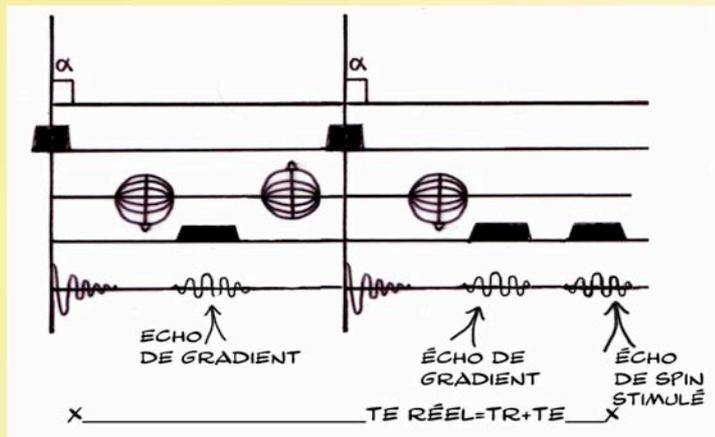
J'HALLUCINE!



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.

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.

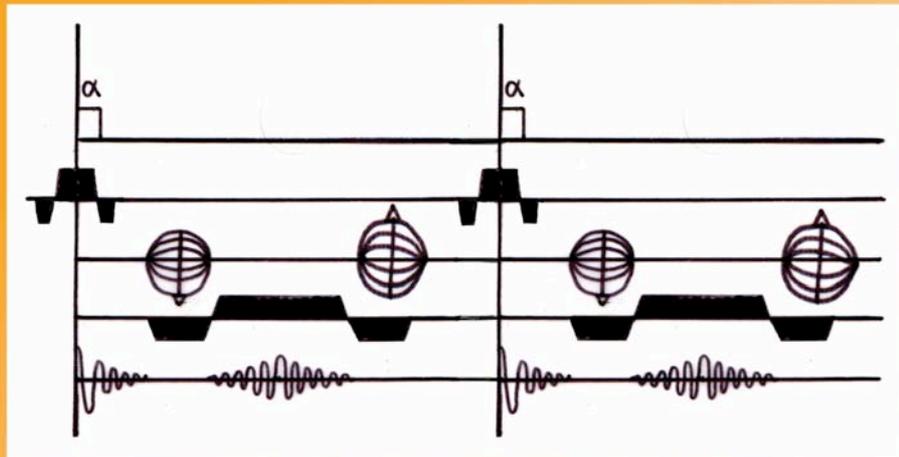
LA VARIANTE **SS-GRE-SE** PRIVILÉGIE LE RECUEIL DE L'ÉCHO DE SPIN, CE QUI S'OBTIENT EN RÉPÉTANT LA SÉQUENCE EN MIROIR. LA SÉQUENCE EST DEUX FOIS PLUS LONGUE AVEC DEUX TR SUCCESSIFS SUR CHAQUE VOXEL. LE TE RÉEL DE L'ÉCHO DE SPIN EST SUPÉRIEUR AU TR, CAR IL EST ÉGAL À TR+TE.

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.

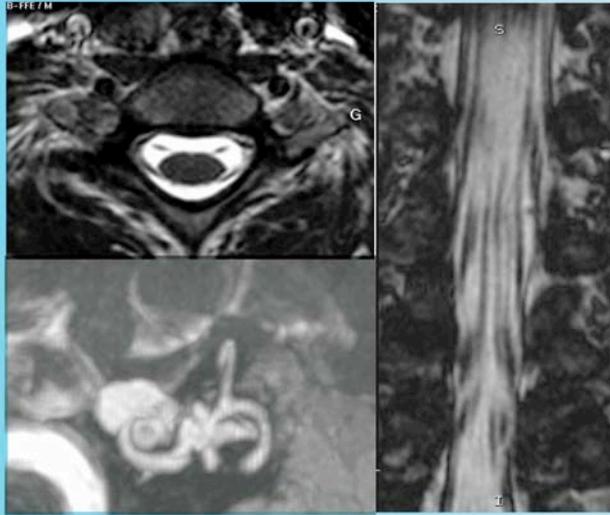
LA VARIANTE CISS, TRÈS CONNUE, EST UNE AMÉLIORATION DE **SS-GRE-FID+SE** QUI DIMINUE LES ARTÉFACTS PÉRIPHÉRIQUES DE L'IMAGE PROVOQUÉS PAR DES FRANGES D'INTERFÉRENCES DES IMPULSIONS RF.

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, FISF, FAST, GRASS

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

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

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

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:

78

- 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

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

1-LE TRAIN D'ÉCHO P 94

79

- 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

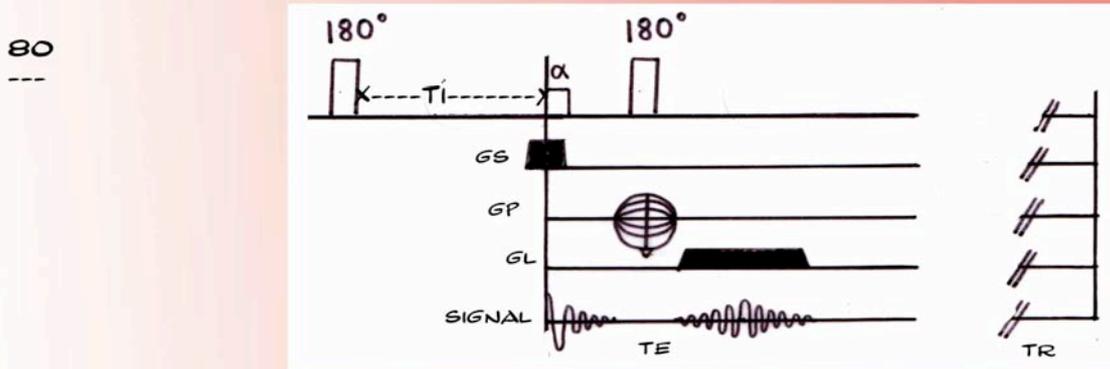
6- ACQUISITION D'UN POURCENTAGE DE L'ESPACE K
(SCAN %, MATRIX %) P 106

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

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

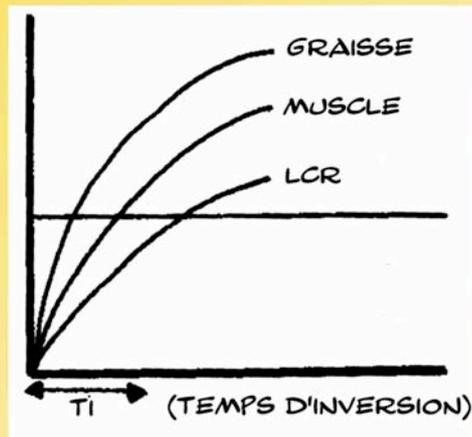
ON APPELLE TEMPS D'INVERSION T_I (À NE PAS CONFONDRE AVEC T_1) LE TEMPS QUI SÉPARE L'IMPULSION D'INVERSION DE L'IMPULSION ALPHA. CE T_I RALLONGE LA DURÉE DE LA SÉQUENCE MAIS AUGMENTE LE SIGNAL ET PERMET SURTOUT D'ANNULER AU CHOIX LE SIGNAL DE CERTAINS TISSUS, CE QUI AUGMENTE LE CONTRASTE DES AUTRES.



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

À : EN SPIN ÉCHO.

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

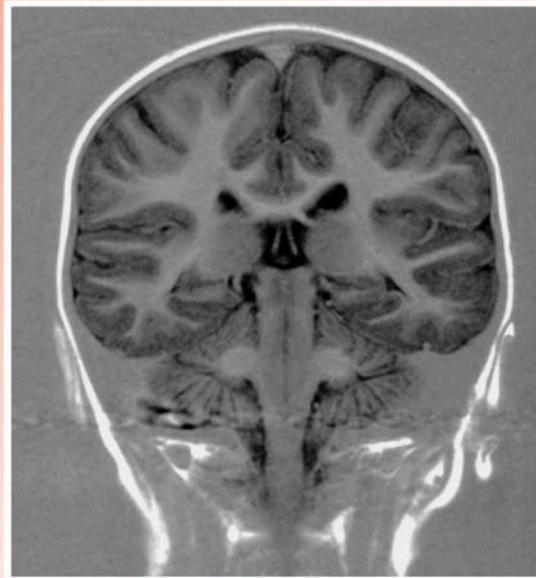
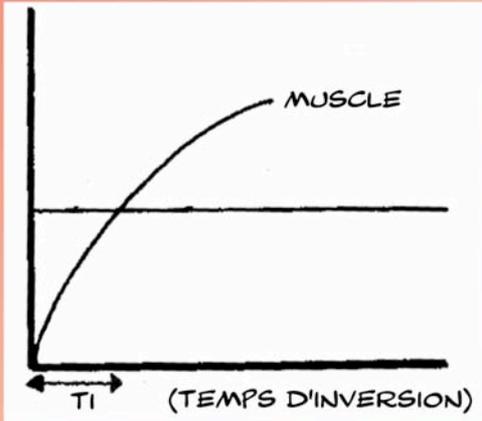


ÉLÉMENTAIRE,
MON CHER WATSON!



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 T_I CONDITIONNE DONC LE TISSU SUPPRIMÉ.

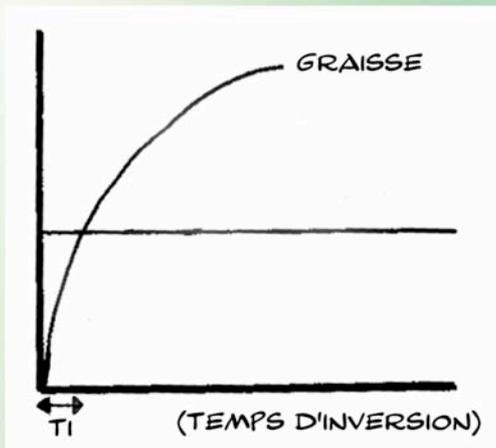
-AVEC T_i MOYEN DE 400 MILLISECONDES (À 1 TESLA) C'EST L'IR CLASSIQUE QUI SUPPRIME LE SIGNAL DU MUSCLE MAIS QUI EST SURTOUT EMPLOYÉE POUR OBTENIR DES IMAGES DE PONDÉRATION EN T₁ ACCENTUÉES. ELLE EST UTILISÉE POUR L'ÉTUDE DE LA MYÉLINISATION ET LE BILAN DES ÉPILEPSIES.



82

COUPE CORONALE EN SE-IR: TR=3000 TE=14 T_i=400
20 COUPES DE 5MM EN 2MIN 40

-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 T_i=140

20 COUPES EN 4 MIN.

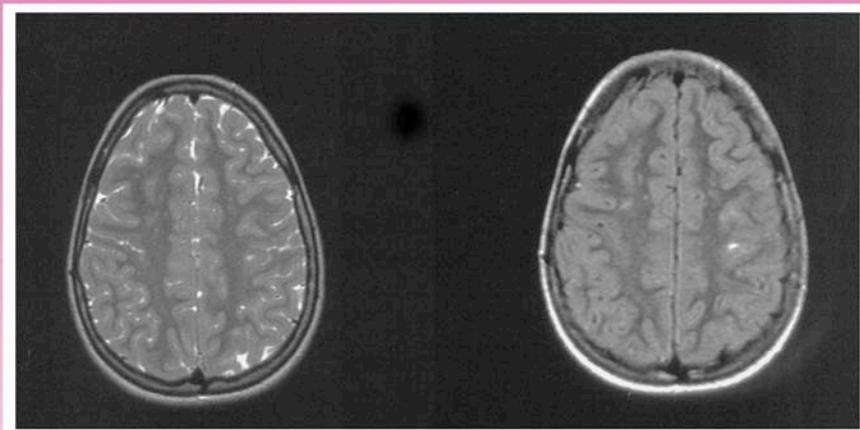
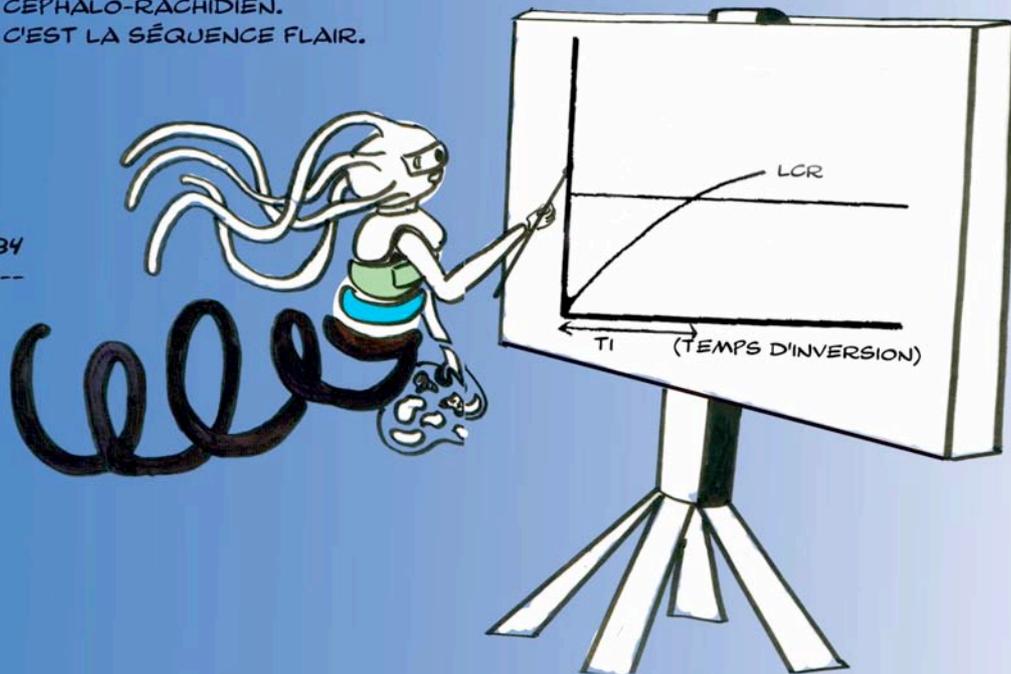
LA CONTUSION (HYPER SIGNAL CONDYLIIEN) N'ÉTAIT QUASIMENT PAS VISIBLE EN GRE-T₂.

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

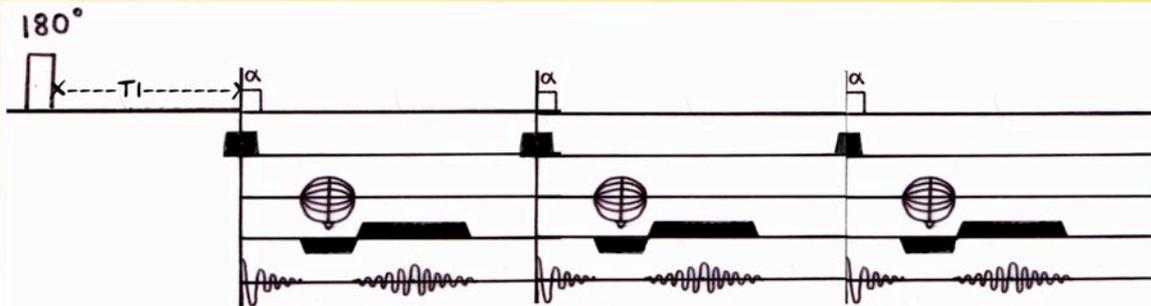
COMPARAISON ENTRE UNE COUPE FLAIR T2 (A DROITE) ET SE T2 (A GAUCHE). LE PETIT HYPERSIGNAL
GAUCHE POURRAIT FACILEMENT ÊTRE NÉGLIGÉ EN SE.

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

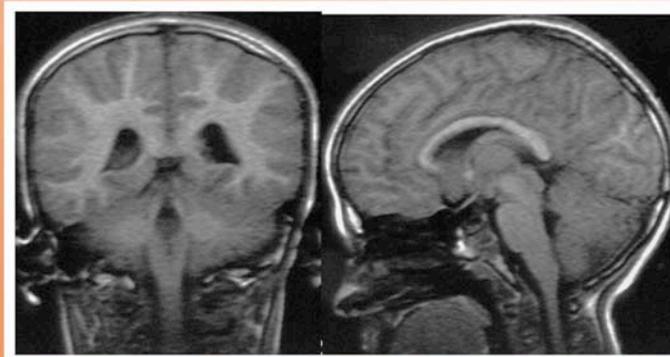


TOUS LES TR NÉCESSAIRES POUR CONSTRUIRE UNE IMAGE PEUVENT ÉVENTUELLEMENT ÊTRE OBTENUS APRÈS UNE SEULE IMPULSION D'INVERSION.

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^e 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 SUIVRA 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'HOMOGÉNÉITÉ 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.

GÉNOU 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).

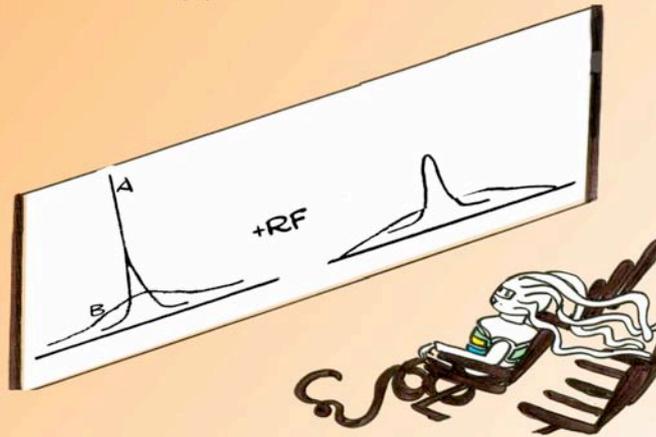


89

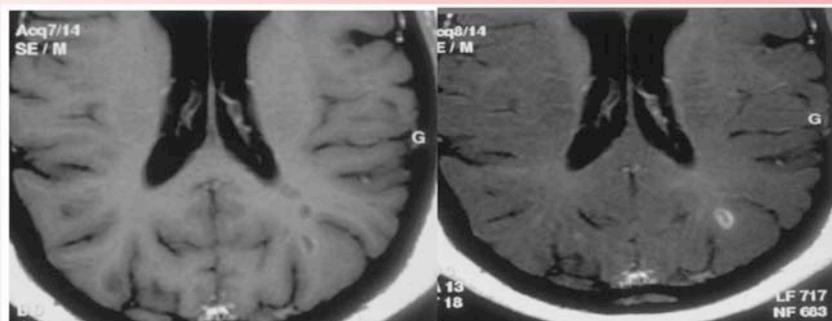
3° OPTION MODIFIANT LE CONTRASTE: LE TRANSFERT DE MAGNÉTISATION (MTC)

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

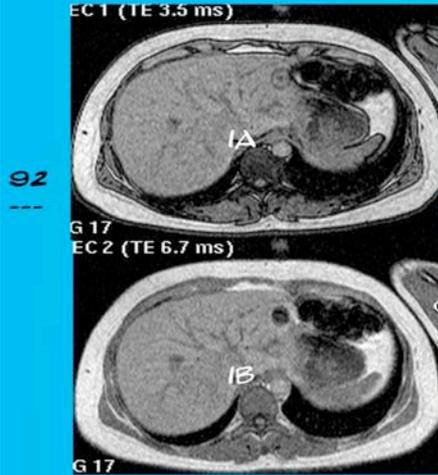
SÉQUENCE SE TI TR=450 TE=30, APRÈS GADOLINIUM. À GAUCHE, LA PRISE DE CONTRASTE EST À PEÏNE VISIBLE. À DROITE, AVEC MTC ET GADOLINIUM, LA PRISE DE CONTRASTE EST BIEN MIEUX MISE EN ÉVIDENCE. EN ATTÉNUANT LE CONTRASTE ENTRE SUBSTANCE BLANCHE ET GRIS, LE TRANSFERT DE MAGNÉTISATION AUGMENTE LA SENSIBILITÉ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

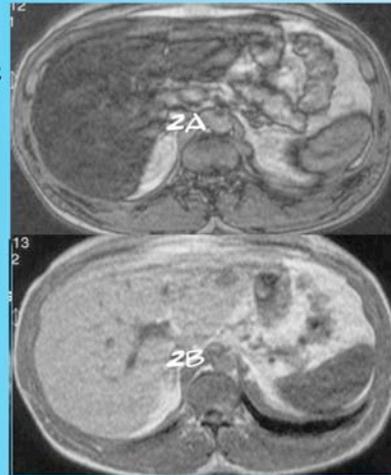
EN CAS DE SURCHARGE GRAISSEUSE IL Y A UNE CHUTE DU SIGNAL DU FOIE. A GAUCHE UN FOIE NORMAL A DROITE UN FOIE STÉATOSIQUE



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

SUR LES IMAGES A (1^{er} 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 (ZA).

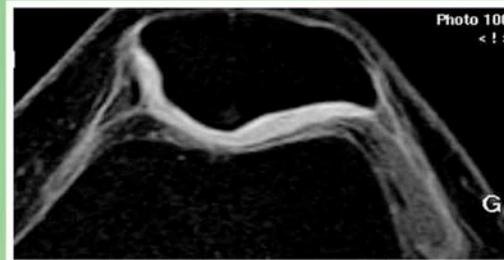
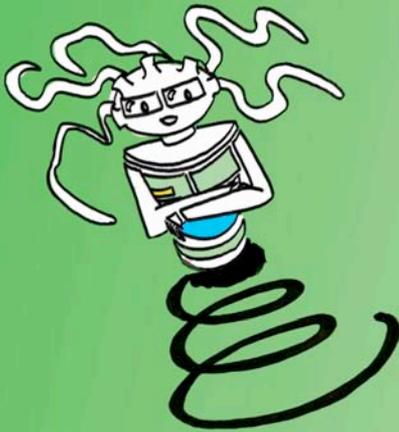
SUR LES IMAGES B,
(2^e ÉCHO) LES PROTONS
SONT EN PHASE ET LEUR
SIGNAL S'ADDITIONNE.



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

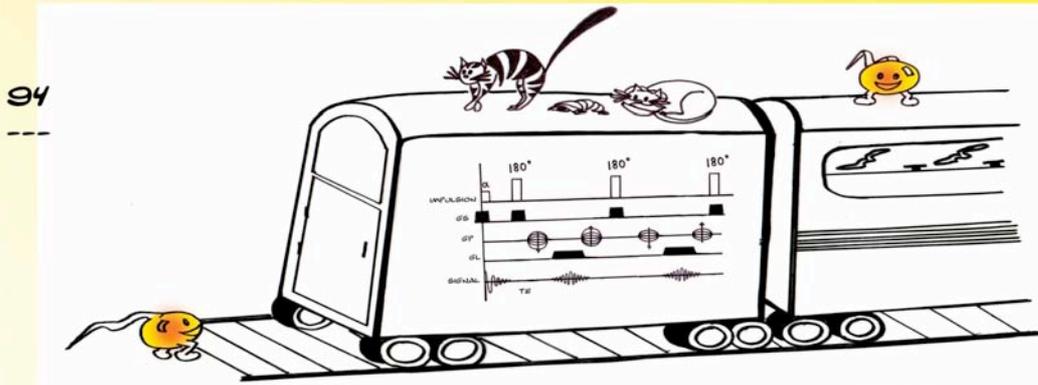
POUR CELA ON EXCITE LES PROTONS AVEC UNE IMPULSION DE 45°. APRÈS 2.3 MS (À 1.5 TESLA ET EN ÉCHO DE GRADIENT). LES PROTONS DE L'EAU ET DE LA GRAISSE SERONT EN OPPOSITION DE PHASE. UNE DEUXIÈME IMPULSION DE 45° VA MAXIMISER LE SIGNAL DES PROTONS DE L'EAU ($\alpha = 45+45 = 90^\circ$) ET ANNULER LE SIGNAL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

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

2-OPTIONS AUGMENTANT LA RAPIDITÉ DES SÉQUENCES

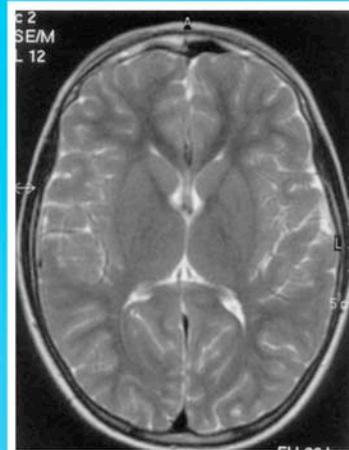
1- L'OPTION TRAIN D'ÉCHO (E.T) DÉJÀ DÉCRITE P 53, EST RAPIDEMENT DEVENUE LA PLUS UTILISÉE DE TOUTES LES OPTIONS.

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



EN SPIN-ÉCHO, C'EST LA SÉQUENCE RSE, (SPIN-ÉCHO RAPIDE), OU ETCORE 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.

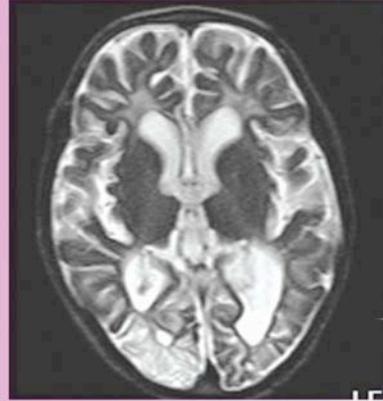
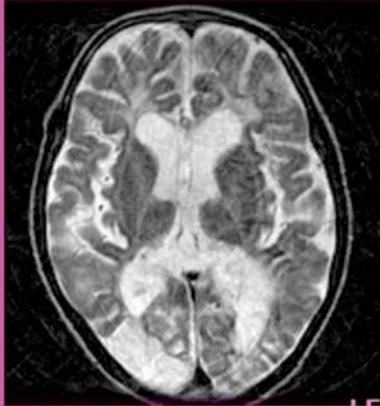


RSE T2 3500/80/ FACTEUR TURBO : 19
POUR AVOIR LES 20 COUPES DU CERVEAU ON EST PASSÉ DE 8 MINUTES À MOINS DE 2 MINUTES.

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 TURBO 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.

97

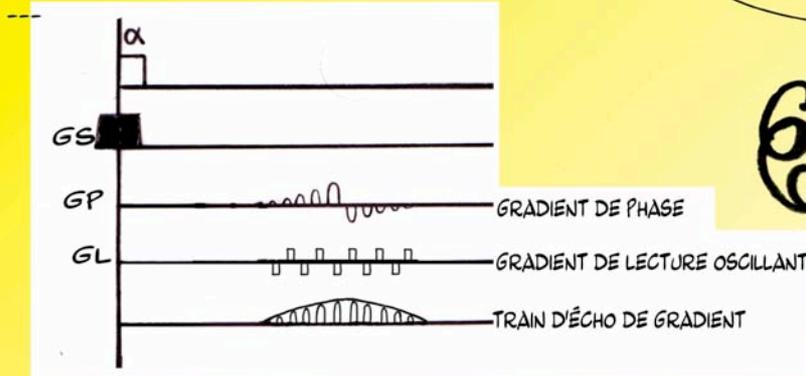


BILI 3D RSE TR=2000, TE=90, FACTEUR TURBO=101, 50 COUPES DE 2MM EN 4 MIN.

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).

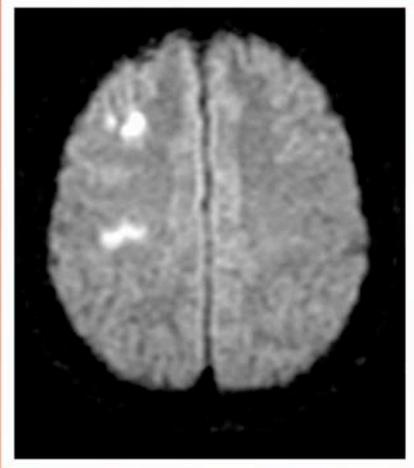
98



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 136



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



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 RECUEILLEN
LE SIGNAL EN PARALLÈLE DANS LE SENS DE LA PHASE.



DANS UNE PREMIÈRE TECHNIQUE APPELÉE SMASH OU GRAPPA LES CALCULS SE FONT AU NIVEAU DES DONNÉES NUMÉRIQUES DANS LE PLAN DE FOURIER (P 134), AVANT LA RECONSTRUCTION DE L'IMAGE.

102

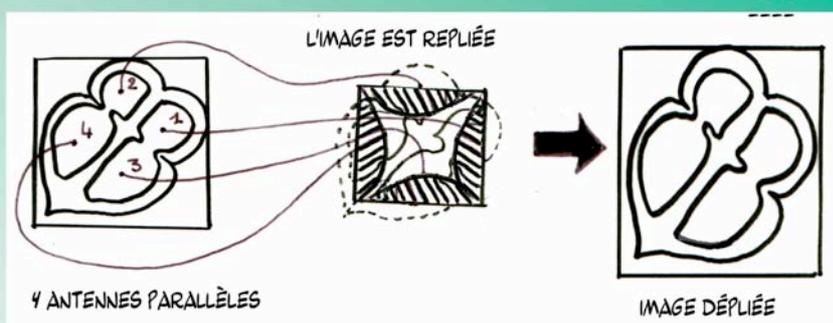


DANS UNE AUTRE TECHNIQUE (SENSE, ASSET) LES CALCULS SE FONT DANS LE PLAN DE L'IMAGE DÉJÀ RECONSTITUÉE. LE NOMBRE DE CODAGE DE PHASE EST MOINS ÉLEVÉ CE QUI ENTRAÎNE UNE DIMINUTION DU CHAMP DE VUE ET DONC UN REPLIEMENT DE L'IMAGE. UN SYSTÈME D'ÉQUATIONS COMPLEXES DÉPLIE L'IMAGE.



STUPÉFIANT IS N'T IT

103

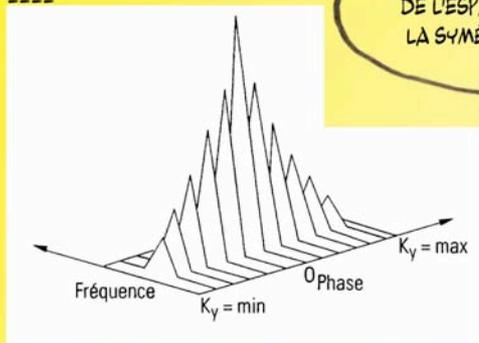


CES TECHNIQUES PARALLÈLES PERMETTENT DES ACQUISITIONS EN APNÉE EN MOINS DE DIX SECONDES, FACILITENT L'ANGIO-RM AVEC CONTRASTE ET CORRESPONDENT À UNE NOUVELLE AVANCÉE MAJEURE DE L'IRM.

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 134) 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

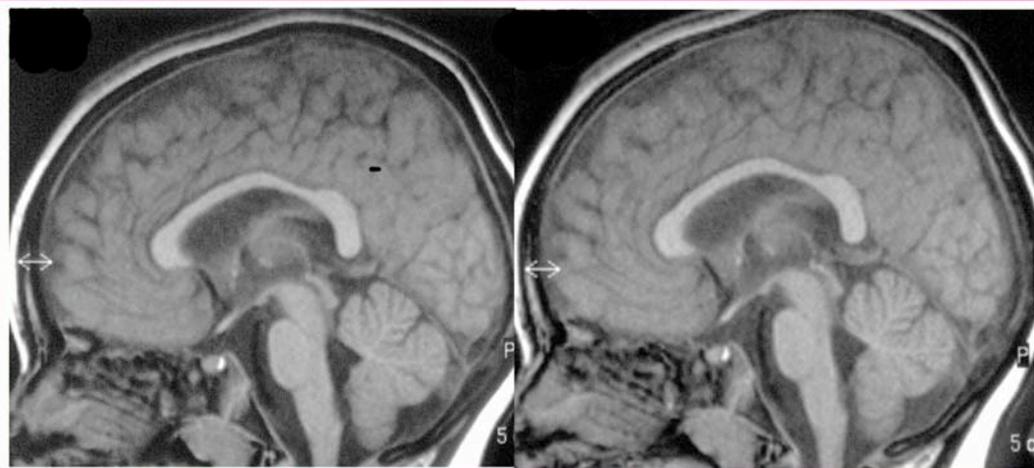


CECI EST UNE REPRÉSENTATION IDÉALISÉE DE L'ESPACE K DESTINÉE À MONTRER LA SYMÉTRIE DES DONNÉES ACQUISES



S-FOV RECTANGULAIRE

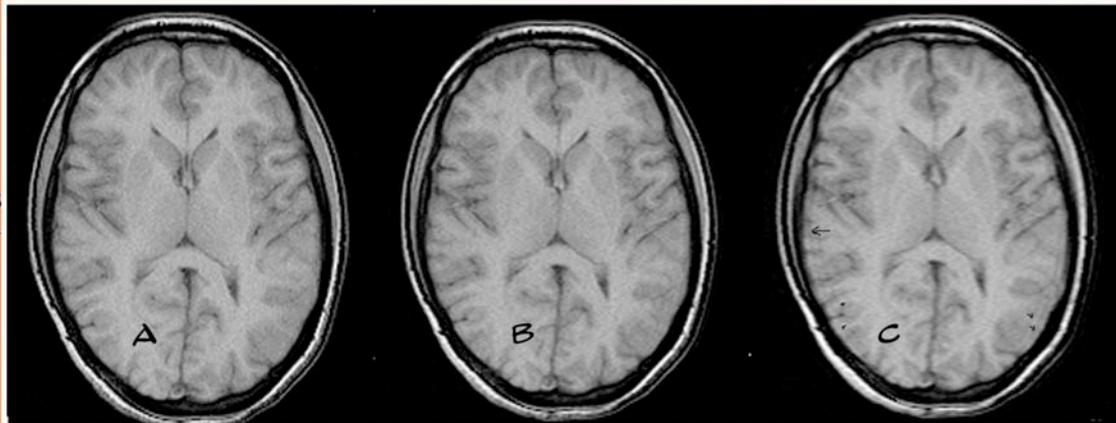
LORSQUE L'ORGANE À EXPLORER EST PLUS OVALE QUE ROND (COMME LE CRÂNE) ON PEUT UTILISER UNE MATRICE RECTANGULAIRE TOUT EN CONSERVANT LA TAILLE DES VOXELS. LE RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT DIMINUE UN PEU MAIS LE TEMPS GAGNÉ N'EST PAS NÉGLIGEABLE.



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.

106



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

1-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.

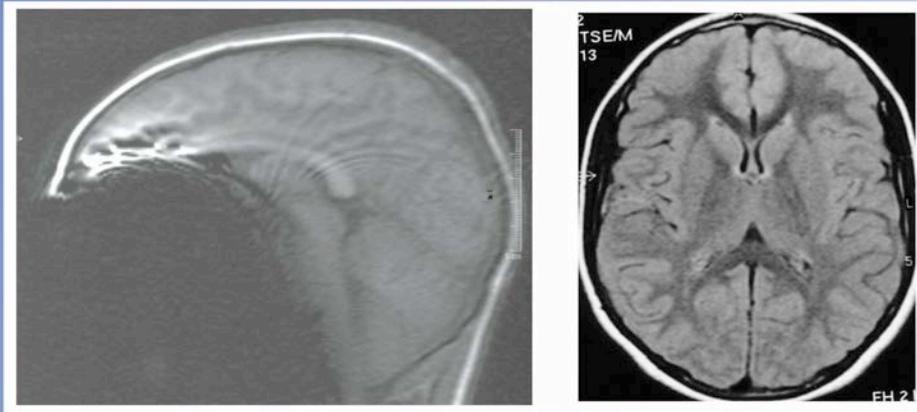
*IL Y AUNE TRÈS BONNE REVUE DES ARTÉFACTS DANS LES FEUILLETS DE RADIOLOGIE (1994,34;493-514).



107

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

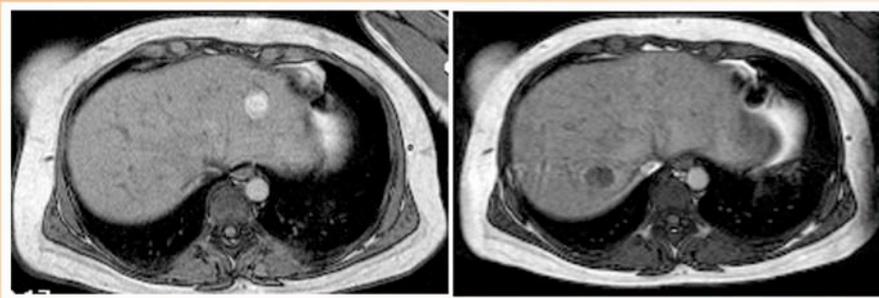
108



L'IMPORTANCE DES ARTÉFACTS FERROMAGNÉTIQUES EST TRÈS VARIABLE SUIVANT L'INCIDENCE ET LE TYPE DE SÉQUENCE. A GAUCHE, SUR LA VUE DE REPÉRAGE EN MP-GRE DE PROFIL, UN APPAREIL DENTAIRE ARTÉFACTE LE MASSIF FACIAL. A 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 BOUGÉ.



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).



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.



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.

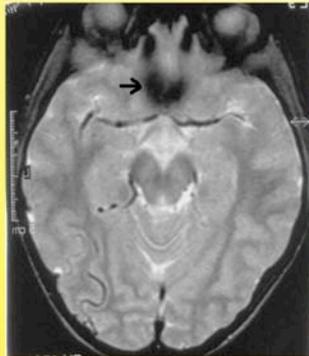


7-RÉALISER LES SÉQUENCES EN APNÉE.

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'INHOMOGÉNÉITÉ 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.



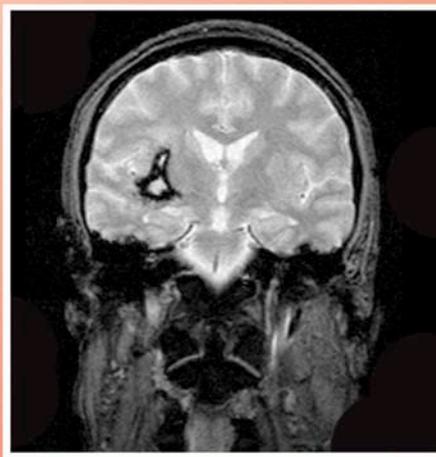
CET ARTÉFACT EST MODÉRÉ DANS LES SÉQUENCES EN SPIN ÉCHO À CAUSE DU REPHASAGE DES SPINS ; PAR CONTRE EN ÉCHO DE GRADIENT OÙ LE REPHASAGE N'EST PAS COMPLET, CET ARTÉFACT PEUT ÊTRE GÊNANT À LA ZONE DE CONTACT ENTRE L'AIR, L'OS OU LE TISSU CÉRÉBRAL. CECI EST PARTICULIÈREMENT NET SUR LES SÉQUENCES DU CRÂNE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



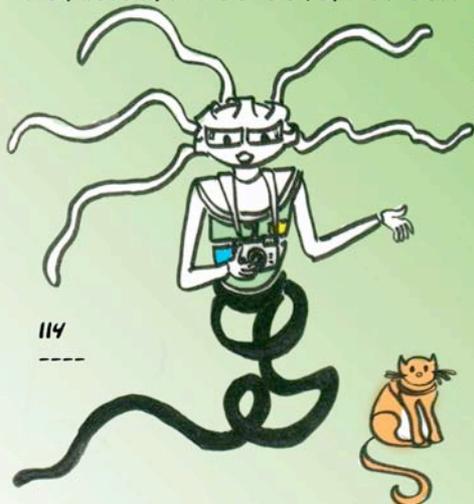
SI JE RATE MON VIRAGE VOILÀ CE QUI M'ATTEND!

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.



113

4-L'ARTÉFACT DE DÉPLACEMENT CHIMIQUE :

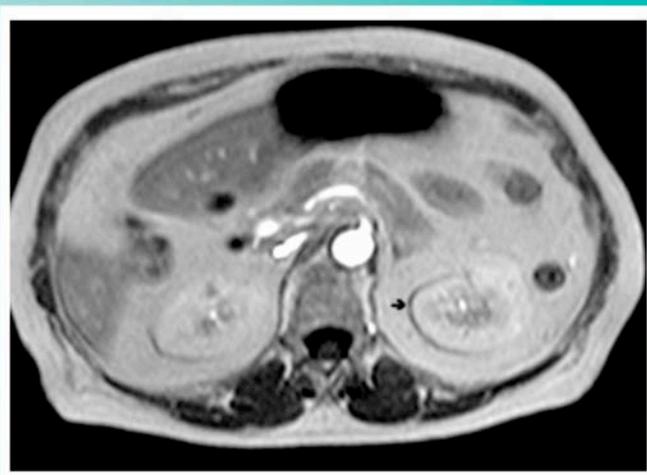


LA FRÉQUENCE DE RÉSONANCE DES PROTONS DE L'EAU ET DE LA GRAISSE EST LÉGÈREMENT DIFFÉRENTE À CAUSE DE LEURS ENVIRONNEMENTS MOLÉCULAIRES DIFFÉRENTS. CELA VA ENTRAÎNER LA FORMATION D'ARTÉFACTS QUI DEVIENNENT GÊNANTS AU DESSUS D'UN TESLA.



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

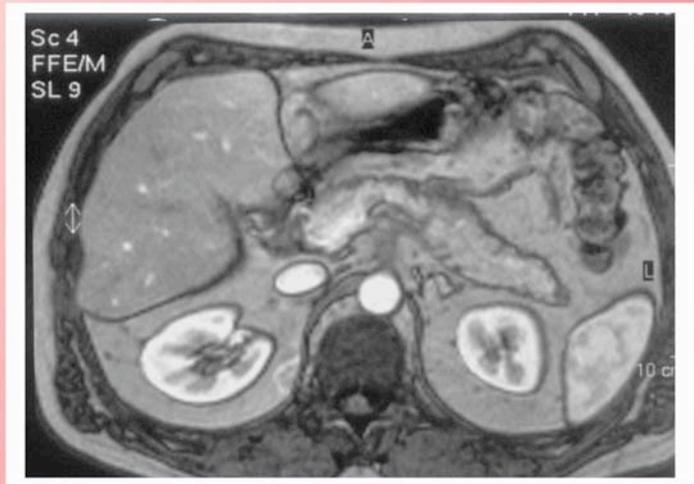
LE DÉPLACEMENT CHIMIQUE EST BIEN VISIBLE AUTOUR DES REINS.

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. CECI 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.

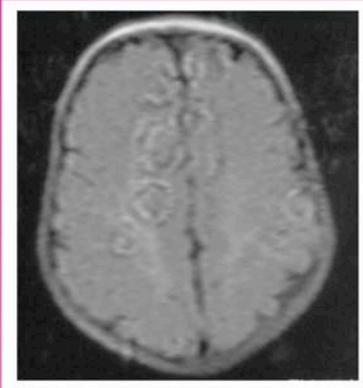
117



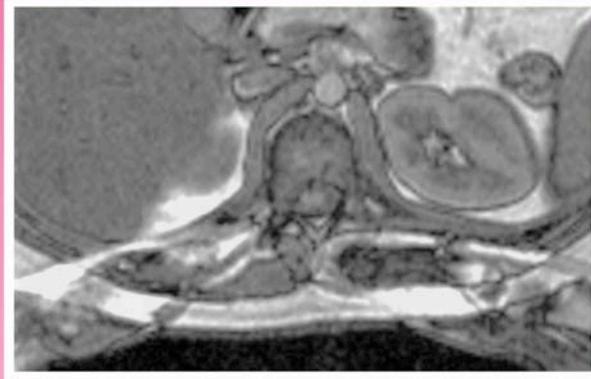
GÉNOU DE FACE CHEZ UN ENFANT
SÉQUENCE GRE T2



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

LES PHÉNOMÈNES DE FLUX PEUVENT ÊTRE RÉSUMÉS À DEUX MÉCANISMES.

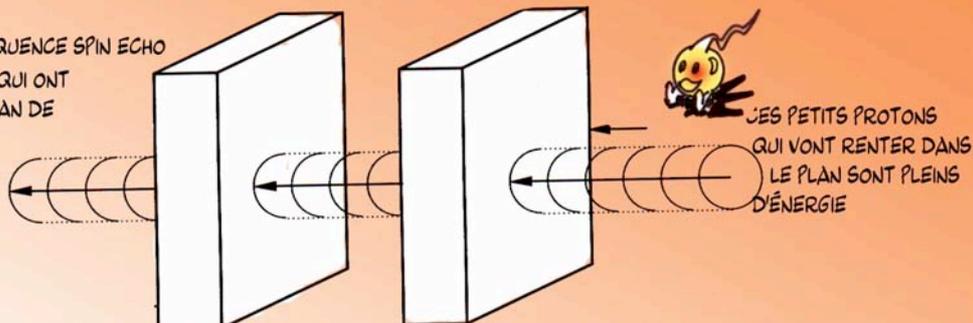
A-LES SPINS EN MOUVEMENT, (DANS UN VAISSEAU PAR EXEMPLE), SE DÉPHASENT PLUS VITE QUE LES SPINS DES TISSUS IMMOBILES. LE SIGNAL DE CES SPINS DIMINUE PUIS DISPARAÎT ASSEZ VITE.



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 :



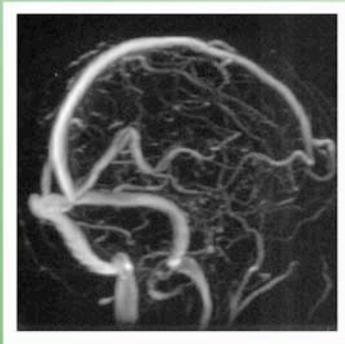
121



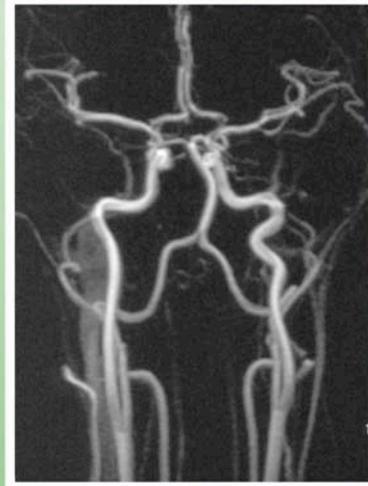
A- LA TECHNIQUE PCA (PHASE CONTRAST ANGIOGRAPHY) UTILISE LE DÉPHASAGE PLUS RAPIDE DES PROTONS CIRCULANTS. ON PRATIQUE DEUX SÉQUENCES SUCCESSIVES, L'UNE AVEC UN GRADIENT QUI REPHASE LES SPINS CIRCULANTS ET L'AUTRE AVEC UN GRADIENT QUI MAXIMALISE LE DÉPHASAGE DES PROTONS EN MOUVEMENT. ON SOUSTRAIT LES 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'ÉTUDE DES VOLUMES PLUS GRANDS QUE LA MÉTHODE SUIVANTE.

122



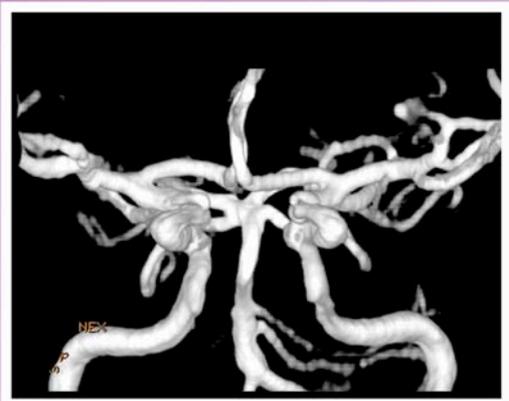
ANGIO VEINEUSE ET ANGIO ARTÉRIELLE PAR CONTRASTE DE PHASE
GRE TR=19, TE=7.9, ANGLE= 15°
DURÉE 10 MIN ENVIRON



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



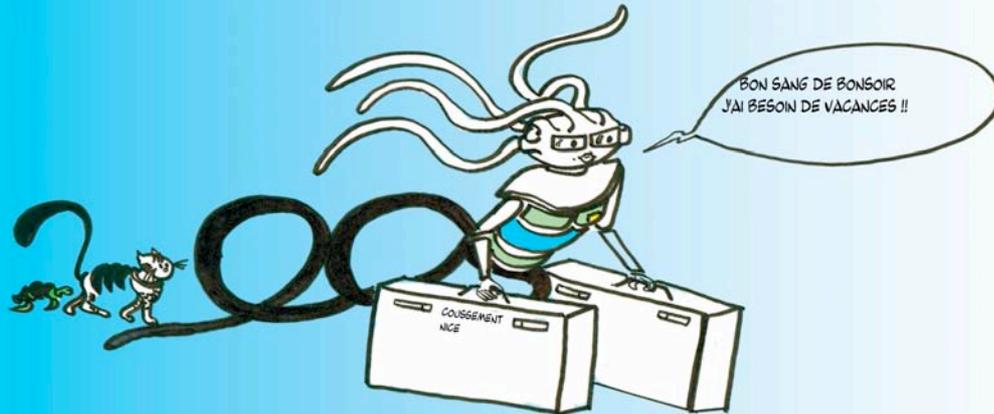
CETTE TECHNIQUE EST ADAPTÉE AU SANG CIRCULANT À GRANDE VITESSE. ELLE EST APPLICABLE EN 2D ET 3D SUIVANT LA VITESSE DU FLUX ET LA TORTUOSITÉ DES VAISSEAUX. L'UTILISATION D'UNE PRÉSATURATION PERMET DE SUPPRIMER LE FLUX VENANT EN SENS INVERSE. CETTE TECHNIQUE EST MOINS POLYVALENTE MAIS PLUS RAPIDE QUE L'ANGIO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



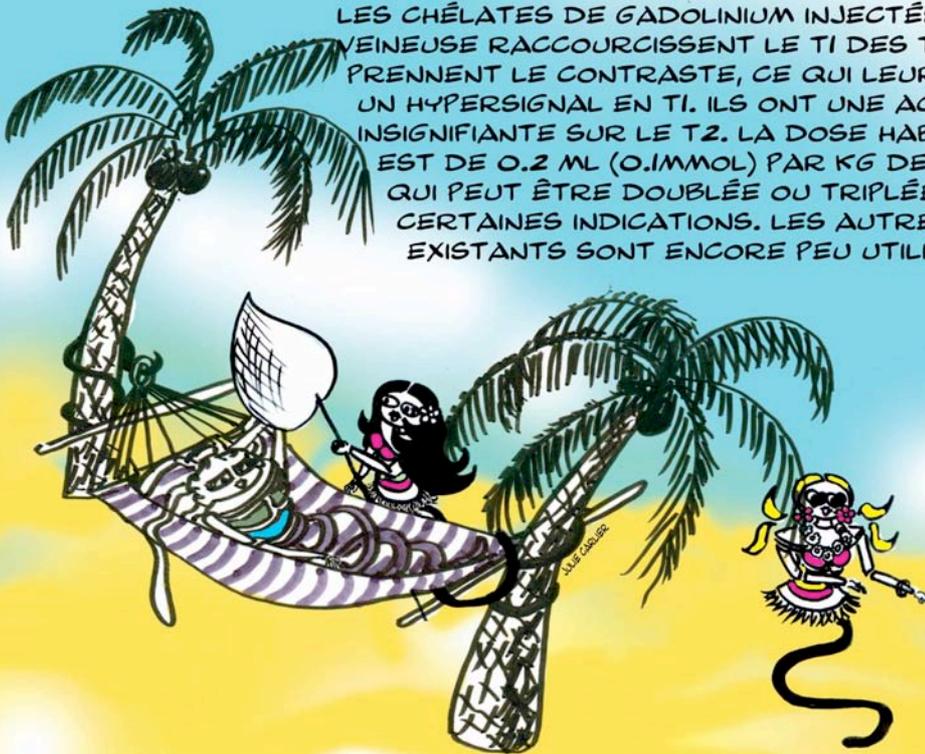
ANGIO-RM AVEC GADOLINIUM
ACQUISITION 3D GRE
TR=24, TE=1.4, ANGLE 40°
DURÉE 14 SEC
DURÉE TOTALE Y COMPRIS
PRÉPARATION
ET INJECTION 1 MIN 14.

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 A 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 128
- 2- LES ANTENNES 130
- 3- LA PONDÉRATION DES IMAGES 131
- 4- LES GRADIENTS ET LA BANDE DE FRÉQUENCE 132

- 5- LA TRANSFORMATION DE FOURIER ET L'ESPACE K 134
- 6- L'IMAGERIE TRIDIMENSIONNELLE 135
- 7- L'IMAGERIE FONCTIONNELLE 136
- 8- LE RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT 137
- 9- LES EFFETS BIOLOGIQUES 138



JE VEUX!!

CE N'EST PAS UN PROBLÈME

127

Y EN A QUI N'EN N'ONT JAMAIS ASSEZ

1- 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 2,5 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 par les ondes RF doit être important (SAR, RF deposition, p) 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 des aimants dont le champ magnétique de 3 Tesla permet la réalisation optimale d'examen 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. 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 examens 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.

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).

3- La PONDERATION T1, T2, T2*, et RHO

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 aux protons le temps de revenir complètement à l'équilibre. 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 aux protons 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'intensité de l'impulsion RF faible (ou 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.

4-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 cad les données brutes acquises.

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), la matrice et l'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.

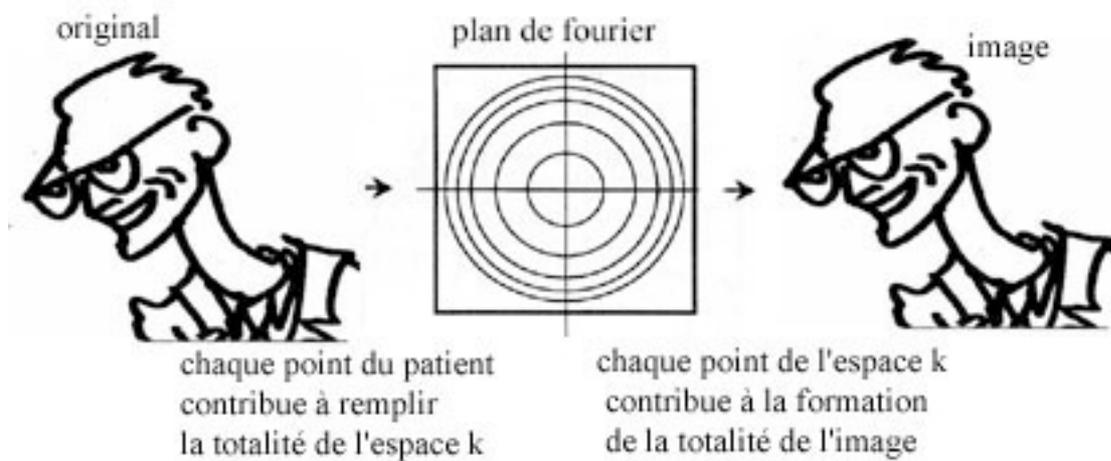
En effet elle entraîne aussi une diminution de rapport signal /bruit, et une diminution de la résolution de l'image. Comme toujours en IRM, le meilleur résultat est obtenu avec le meilleur compromis.

5- LA TRANSFORMEE 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 données brutes en provenance du centre du volume apportent beaucoup plus de signal que les spins éloignés.

Les spins éloignés plus 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, spiralee ou elliptique. Tout ceci donne lieu comme d'habitude à divers acronymes (CENTRA, SPIRAL etc) .

6- 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.

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.

9-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.

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° 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.

SIGLES ET ACRONYMES

- 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 p 136
- BW Bandwith: largeur de la bande des fréquences transmises ou reçues 132
- CDA coefficient de diffusion apparent 136
- 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 135
- CHESS Chemical Shift Selection 93
- CISS Constructive Interference in the Steady State SS-GRE FID+SE avec compensation de flux. 76
- CLEAR méthode de post processing du signal
- COPE Centrally Ordered Phase Encoding
Technique de compensation respiratoire 110
- CORE Centrally Ordered Respiratory Encoding Technique de compensation respiratoire 110
- CSI Chemical Shift Imaging 93
- 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
- DESS Double Echo in the Steady-State combinaison de FISP et PSIF 76
- DRIVE Restauration rapide de la magnétisation transversale 100
- DUAL 93
- E SHORT écho stimulé SS-GRE-SE 73
- 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 71
- FADE Fast Acquisition spin echo with Double Echo voir SS-GRE-FID+SE 75
- FAME Fast Acquisition Multi Echo voir SP-GRE 69
- FASE voir RSE 94
- FAST Fourier Acquired Steady state Technique (voir SS-GRE-FID) 71
- FATE voir FADE 75
- FATSAT Fat Saturation saturation sélective de la graisse 88
- FC Flow Compensation compensation du flux 110
- FE Field Echo écho de gradient 66
- FEDIF : écho de gradient avec eau et graisse hors phase 93
- FEER Field Echo Even by Reversal voir écho de gradient 66
- FESUM Field echo Summation écho de gradient avec eau et graisse en phase 93
- FFE Fast Field Echo écho de gradient 66, 71
- FFT Fast Fourier Transform transformée de Fourier 135
- 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
 FISP Fast Imaging with steady State Precession voir SS-GRE-FID 71
 FLAG Flow Adjustable gradient 110
 FLAIR FLuid Attenuated Inversion Recovery Suppression du LCR 84
 FLARE RSE avec faible angle de bascule 92
 FLASH Fast Low Angle SHot écho de gradient avec spoiler SP-GRE- 69
 FLOW COMP Flow Compensation 110
 FOV Field Of View : champ de vue 41
 FRFSE Fast Recovery Fast Spin Echo 100
 FRE voir GRE 66
 FSE voir RSE 94
 FSPGR Fast SPGR 86
 GE voir GRE 66
 GFE voir GRE 66
 GMN Gradient Moment Nulling : technique de compensation de flux par les gradients 110
 GMR Gradient moment Rephasing 110
 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
 INFLOW voir TOF 123
 IN-OUT 93
 IP-OP 93
 IR Inversion Recovery sigle générique de l'Inversion-récupération 81
 KEYHOLE réutilisation des profils périphériques d'une image à l'autre. Seuls les profils centraux responsables du contraste sont acquis. 105
 IVIM Intra Voxel Incoherent Movement 136
 LASE Low Angle Spin Echo
 MAST Motion Artefact Suppression Technique 110
 MEDIC Multi Echo Data Image Combination Sommaton de plusieurs écho en écho de gradient
 MOTSA Multiple Overlapping Thin Slab 3DAcquisition technique d'angioRM

 MPGR Multi Planar Gradient Recalled écho : écho de gradient multicoupe 66
 MP GRE Magnetisation Prepared GRE préparation de la magnétisation86
 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 receillant chacun une partie du signal 101
 PC voir PCA
 PCA Phase Contrast Angiography 136
 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.
 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 69
 RICE voir RSE 94
 ROAST Resonant Offset Averaged SSteady state voir SS-GRE 71
 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 139
 SAT Saturation ou présaturation 111
 SE Spin Echo 63
 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 69
 SMASH Short Minimum Angle SHot 71
 SMASH SiMultaneous Acquisition of Spatial Harmonics 102
 SNR Signal to Noise Ratio rapport signal sur bruit 138
 SNAPSCHOT single shot, SSh 98
 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 71
 SS-GRE FID séquence SS-GRE avec recueil des echos de gradients 71
 SS-GRE-SE séquence SS-GRE avec recueil des échos de spins stimulés 73
 SS-GRE-FID+SE 67 séquence SS-GRE avec recueil des deux échos 75
 SSh : Single Shot tous les profils de l'espace K sont acquis en un seul TR 98
 STAGE Small Tip Angle Gradient Echo voir GRE 66
 STE STimulated Echo : echo stimulé
 SS-GRE-SE 73
 STEAM STimulated Echo Acquisition Mode voir SS-GRE-SE 73
 STERF SS-GRE-SE. 81
 STIR Short Time Inversion Recovery 83
 TE temps d'écho 32
 TFE Turbo Field Echo voir MP-GRE 86
 TGE Turbo Gradient Echo 86
 TGSE Turbo Gradient Spin Echo 99
 TI Temps d'Inversion 80

TIR Turbo IR
TOF Time of Flight angio RM par temps de vol 123
TONE Tilted Optimized Non Excitation 123
TR Temps de Répétition 27
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. 69
VINNIE Velocity Imaging in cine mode
WATER EXCITATION excitation sélective de l'eau 93
WAVE 3D SP-GRE 69
WATTS voir water excitation 93

INDEX

- Antennes 101 130
- Aimants 129,
- Angio TOF, 91
- Angle de bascule 65, 118
- Artéfacts
 - métalliques 107
 - de mouvements 109
 - de troncature 118
 - de repliement 118
- bande de fréquence 48, 132
- BOLD 136
- Champs magnétiques 129
- Contreindications 138
- Déphasage des spins 24
- Déplacement chimique 92, 112, 114
- Diagramme d'impulsion 46
- Diffusion 137
- Driven equilibrium 87
- Durée d'une séquence 51
- Echo planar 104
- Echo stimulé 74, 75
- Effets biologiques 138
- Espace k 45, 134
- FID 27
- Flux 119
- Fœtus 138
- Fourier 45, 134
- FOV 41
- Gradients 42, 47, 53, 50, 132
- GRE 65
- Hémosidérine 70
- Implants 138
- Inversion récupération 80
- IRM fonctionnelle 136
- IVIM 136
- Magnétisation 57,58
- Matrice 41
- Moment magnétique 10
- Noyau 9
- Perfusion 136
- Précession 11,
- Préparation de la magnétisation 86
- Produits de contraste 126
- Rapport signal sur bruit 137
- Rectangular FOV 106
- Relaxation 21,22
- Repliement 118
- Résonance 15
- Restauration rapide de la magnétisation 100
- Scan percentage 105
- SE 32, 63
- Séquences 60
- Single shot 96
- Spectroscopie 128
- Spin 10,
- Spoiler 70
- Steady state 72
- Suppression des graisse fat sat 88
- Stir 88
- Proset 93
- Dual 92
- Susceptibilité magnétique 112
- Techniques d'acquisition parallèles 101
- Technique multicoupe 52
- Tesla 13, 16
- Train d'écho 58, 94
- Transfert de magnétisation 90
- Tridimensionnel 136
- TR 27
- TE 27, 32
- T1 22, 131
- T2 22, 131
- Voxels 41