

LE CHANT DES PROTONS: LA BD

(L'IRM SANS PEINE?)



ALAIN COUSSEMENT

ILLUSTRATIONS DE JULIE CARLIER ET MAXIME BEYLARD



Si cette bd vous a été utile, vous pouvez remercier l'auteur en faisant un don même modeste à l'association

Terya so.

Si vous visitez leur site "teryaso.free.fr"

vous verrez que cette association s'occupe de promouvoir, entr'autres, la scolarisation de petites filles au Mali et au Burkina Faso.

leur adresse: terya so

25 rue Jean-Baptiste Pigalle

75009 PARIS

France

e-mail: teryaso@wanadoo.fr

Des exemplaires papier de la BD sont encore disponibles auprès de l'association.

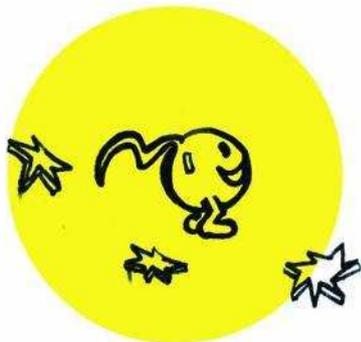
LES PERSONNAGES



TITAÏ : ELLE CONNAIT LA RÉPONSE
AVANT QUE LA QUESTION N'AIT ÉTÉ POSÉE



LORELEI : ELLE N'A PAS L'AIR D'Y
TOUCHER MAIS MÉFIEZ VOUS,
ELLE EST SPEED.



JOJO LE PROTON !
LUI, IL A TOUT COMPRIS.



EL KRAGU ! LE PROF QUI ENSEIGNE
PLUS VITE QUE SON OMBRE !

AVERTISSEMENT

LES SIGNES ACRONYMES ET AUTRES ABRÉVIATIONS SE TROUVENT
À LA FIN

VOICI LES PRINCIPALES

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

SALUT MA POULE, TU SAIS QU'ON VA ENFIN AVOIR NOTRE IRM.
J'AI BIEN CRU QU'ON N'Y ARRIVERAIT JAMAIS !



OUI C'EST CHOUETTE MAIS J'AI REPRIS
MES BOUQUINS ET J'AI DU MAL À AVOIR
UNE VUE D'ENSEMBLE CLAIRE. J'AI LA TÊTE
COMME UNE CALEBASSE.



C'EST VRAI QUE CE N'EST PAS SIMPLE.
DIS.... ET SI ON DEMANDAIT AU KRAGU
DE NOUS FAIRE UNE MISE AU POINT.



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



MAIS J'AI ENVIE DE VOUS LE FAIRE EN BD. JE CROIS QUE CE SERA MOINS
ARIDE... ET SURTOUT N'ALLEZ PAS TROP VITE. CHAQUE MOT COMPTE ET
VOUS DEVRIEZ SOUVENT VOUS ARRÊTER POUR MÉDITER QUELQUES NOTIONS.



POUR ALLER DROIT À L'ESSENTIEL, J'AI RÉUNI À LA FIN DE L'OUVRAGE CERTAINS DÉVELOPPEMENTS SOUS LA RUBRIQUE « EN SAVOIR PLUS »... AINSI QUE LES SIGLES ET ACRONYMES.



PAR LES MOUSTACHES
D'ATATON ! VOILA LA BD
MAIS NE COMMENCEZ PAS
À VOUS CHAMAILLER



UN DERNIER CONSEIL. NE VOUS LAISSEZ PAS DÉCOURAGER SI VOUS NE COMPRENEZ PAS
TOUT À LA PREMIÈRE LECTURE. CETTE BD EST FAITE POUR VOUS DONNER UNE VUE
D'ENSEMBLE. C'EST UN DÉBROUILLAGE QUI NE VOUS DISPENSERA PAS DE LIRE LES
GRANDS CLASSIQUES COMME LE LIVRE DE BRUNO KASTLER : COMPRENDRE L'IRM.

ET VOICI ...

LE PLAN

- CHAPITRE 1 LES BASES PAGE 11
- CHAPITRE 2 L'EXCITATION DU PROTON PAGE 19
- CHAPITRE 3 LA RELAXATION PAGE 22
- CHAPITRE 4 LE TEMPS DE RÉPÉTITION PAGE 25
- CHAPITRE 5 L'ÉCHO ET LE REPHASAGE DES SPINS PAGE 30
- CHAPITRE 6 LA CONSTRUCTION D'UNE IMAGE, LES GRADIENTS, LA TRANSFORMATION DE FOURIER ET L'ESPACE K PAGE 38

- CHAPITRE 7 LES SÉQUENCES

PAGE 52

- CHAPITRE 8 LES OPTIONS -QUI MODIFIENT LE CONTRASTE
-QUI FONT GAGNER DU TEMPS PAGE 70

- CHAPITRE 9 LES ARTÉFACTS
ET LES OPTIONS QUI LES DIMINUENT PAGE 99

- CHAPITRE 10 LE FLUX ET L'ANGIO-RM PAGE 111

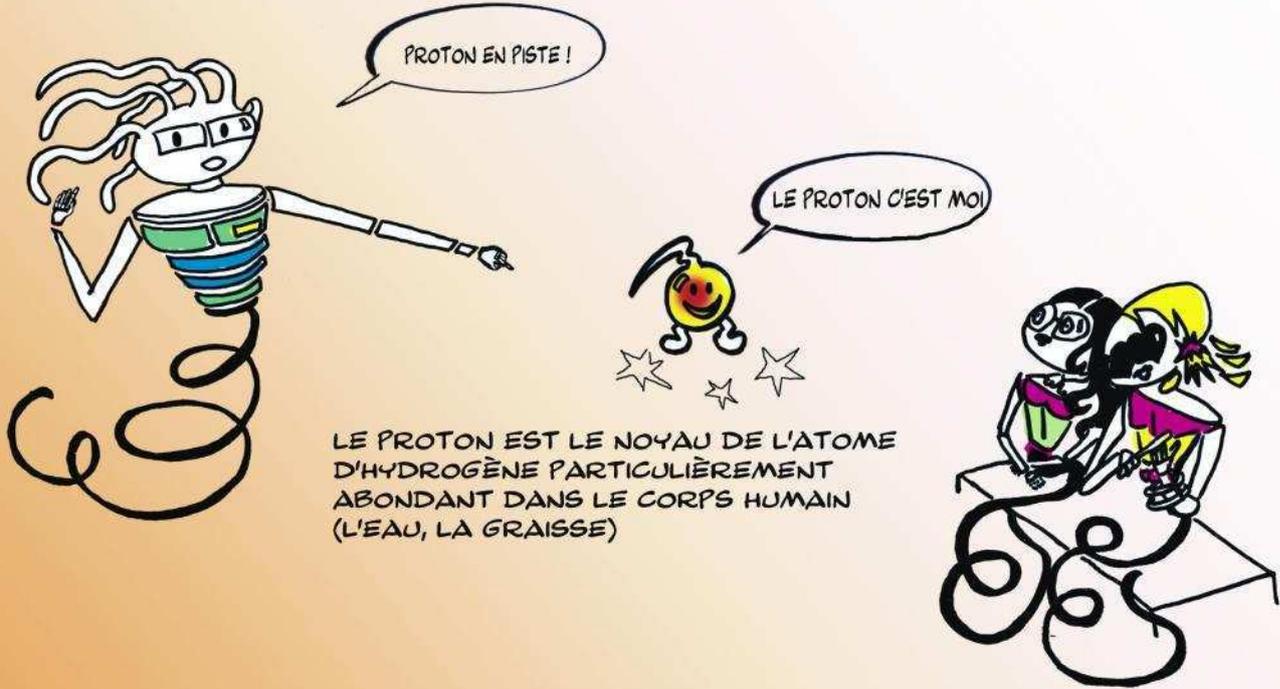
-EN SAVOIR PLUS SUR LE SPIN, LES AIMANTS, LES ANTENNES,
LA PONDÉRATION DES IMAGES, LES GRADIENTS,
L'ANGLE DE BASCULE, LA TRANSFORMATION DE FOURIER, L'ESPACE K,
L'IMAGERIE 3 D, L'ÉCHO PLANAR, L'IMAGERIE FONCTIONNELLE,
LE RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT, LES EFFETS BIOLOGIQUES PAGE 119

-SIGLES, ACRONYMES PAGE 136

-INDEX PAGE 141

CHAPITRE I LES BASES

L'IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE EST BASÉE SUR LE SIGNAL ÉMIS PAR LES PROTONS



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

LE NOYAU EST UNE PARTICULE CHARGÉE ÉLECTRIQUEMENT CE QUI..

... LE FAIT TOURNER SPONTANÉMENT SUR LUI-MÊME. CELA LUI CONFÈRE UN MOMENT MAGNÉTIQUE ANGULAIRE DE SPIN PLUS SIMPLEMENT APPELÉ SPIN*..



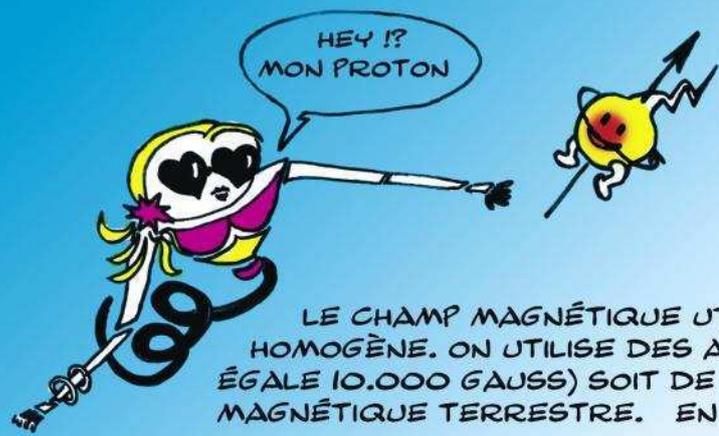
*RAPPEL: LE MOMENT MAGNÉTIQUE POSSÈDE UNE DIRECTION (D'UN PÔLE À L'AUTRE) ET UN SENS (DU SUD VERS LE NORD). UNE GRANDEUR QUI POSSÈDE UNE DIRECTION ET UN SENS S'APPELLE UN VECTEUR ET SE REPRÉSENTE PAR UNE LETTRE SURMONTÉE D'UNE PETITE FLÈCHE $\vec{\mu}$

EN SAVOIR PLUS SUR LE SPIN P 121

TOUT PROTON PLONGÉ DANS UN CHAMP MAGNÉTIQUE, VOIT SON SPIN S'ALIGNER DANS LA DIRECTION DE CE CHAMP



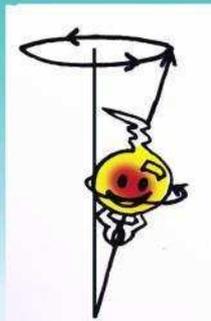
HEY !?
MON PROTON



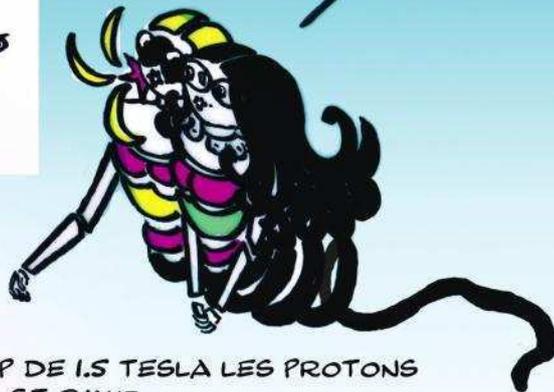
LE CHAMP MAGNÉTIQUE UTILISÉ... EST TRÈS PUISSANT, TRÈS HOMOGENÈ. ON UTILISE DES AIMANTS DE 0.1 À 7 TESLA (1 TESLA ÉGALE 10.000 GAUSS) SOIT DE 2.000 À 140.000 FOIS LE CHAMP MAGNÉTIQUE TERRESTRE. EN SAVOIR PLUS SUR LES AIMANTS P 123

LA PRÉCESSION

LE PROTON TOURNE TOUJOURS DEUX FOIS:
IL SPINNE SUR LUI-MÊME ET PRÉCESSE AUTOUR
DE L'AXE DU CHAMP MAGNÉTIQUE.



EN FAIT, LE PROTON SE COMPORTE
COMME UNE TOUPIE!



DANS UN CHAMP DE 1.5 TESLA LES PROTONS
PRÉCESSENT À 63.8MHZ

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.

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

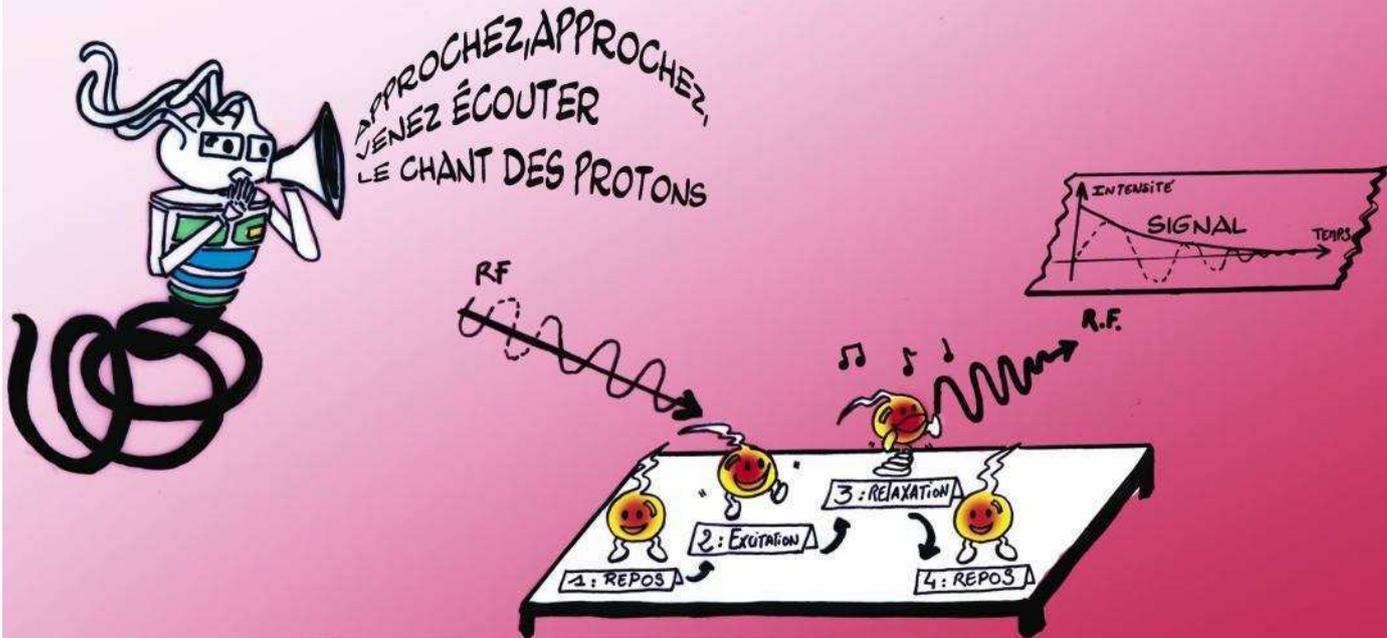
LE PROTON RÉSONNE: -À 21,2MHZ DANS UN CHAMP DE 0,5 TESLA
 -À 42,5MHZ DANS UN CHAMP DE 1 TESLA
 -À 63,8MHZ DANS UN CHAMP DE 1,5 TESLA

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



VACHEMENT IMPORTANT LES ANTENNES P 125

EN RÉSUMÉ, LORSQU'ILS SONT PLACÉS DANS UN CHAMP MAGNÉTIQUE, LES SPINS DES PROTONS S'ALIGNENT (1). ILS SONT EXCITÉS PAR UNE IMPULSION RADIOFRÉQUENCE (2) AVEC LAQUELLE ILS ENTRENT EN RÉSONANCE

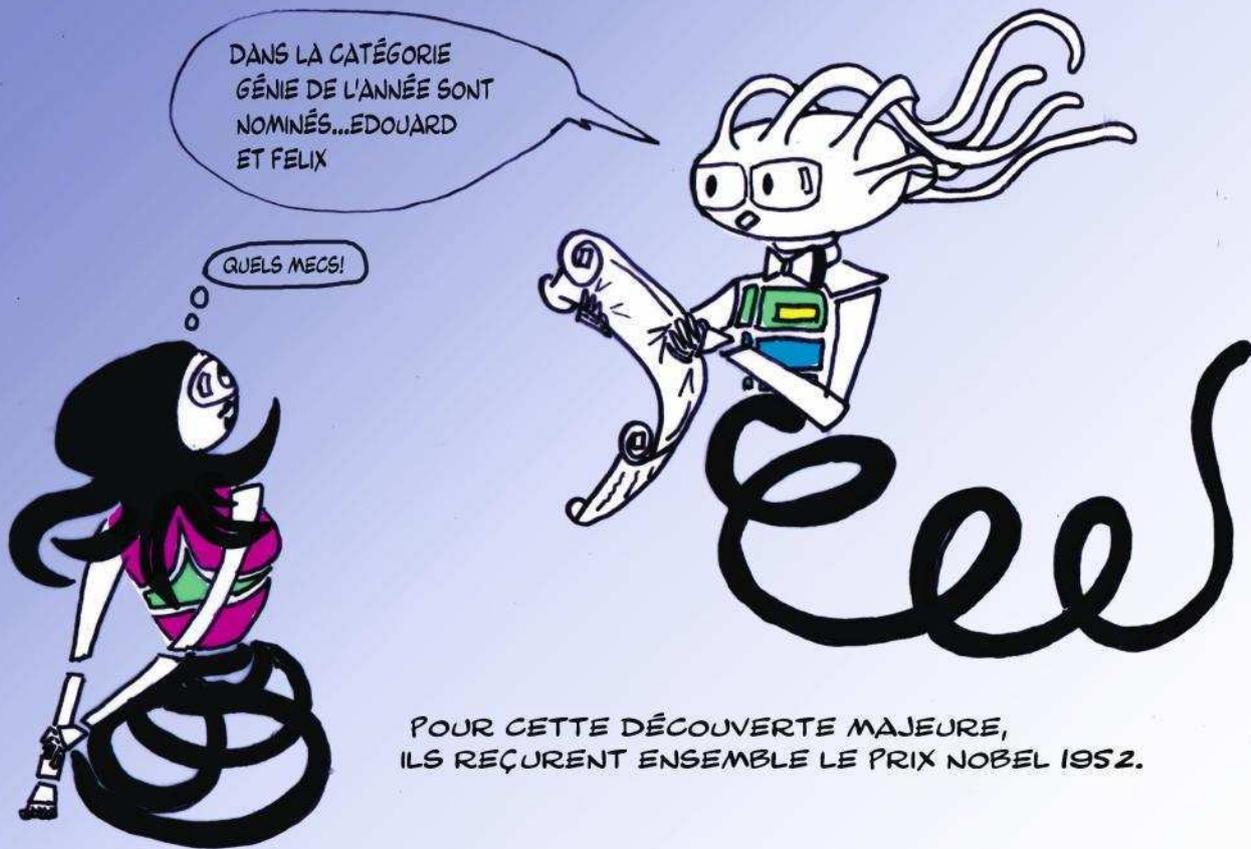


L'ÉNERGIE QUE LES PROTONS ABSORBENT ALORS VA ÊTRE RESTITUÉE LORSQU'ILS REVIENNENT À LEUR ÉTAT D'ÉQUILIBRE. C'EST LA RELAXATION DES PROTONS (3). ON CAPTE LE SIGNAL QUI EN RÉSULTE SOUS LA FORME D'UNE ONDE RADIO QU'ON VA POUVOIR ANALYSER

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

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

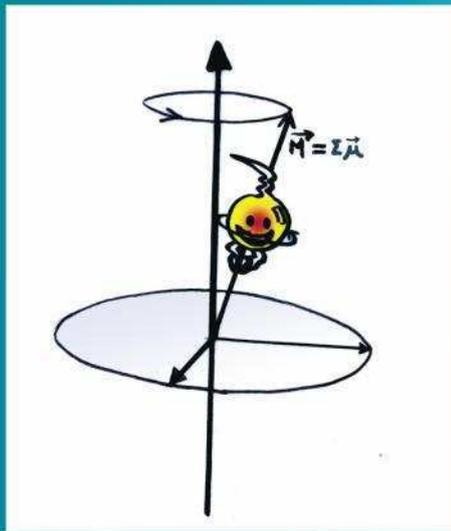
QUELS MECS!



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

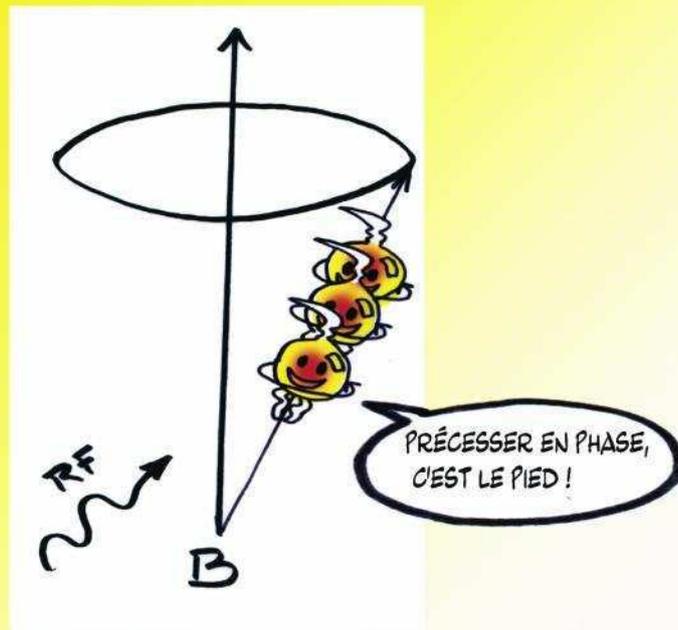
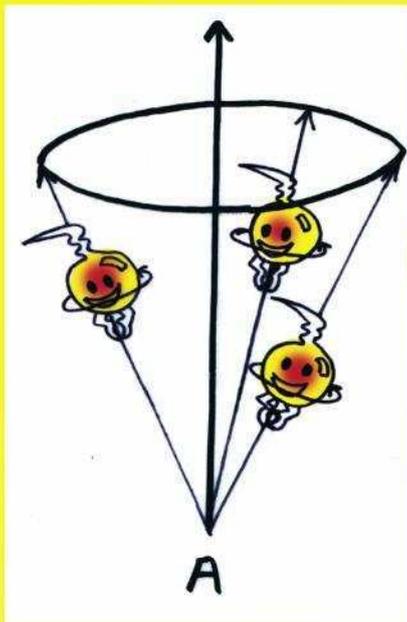
CHAPITRE 2 L'EXCITATION DU PROTON

...ET PENDANT CE TEMPS LÀ, DANS LE CHAMP MAGNÉTIQUE.....
POUR EXPLIQUER CE QUI SE PASSE LORS DE L'EXCITATION DES PROTONS,
REPRÉSENTONS PAR UN VECTEUR M LA SOMME DE TOUS LES SPINS CONCERNÉS,
ET OBSERVONS LE DANS UN CHAMP MAGNÉTIQUE DÉFINI PAR SON AXE SUD-NORD
OU LONGITUDINAL ET UN PLAN TRANSVERSAL PERPENDICULAIRE À CELUI-CI.



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

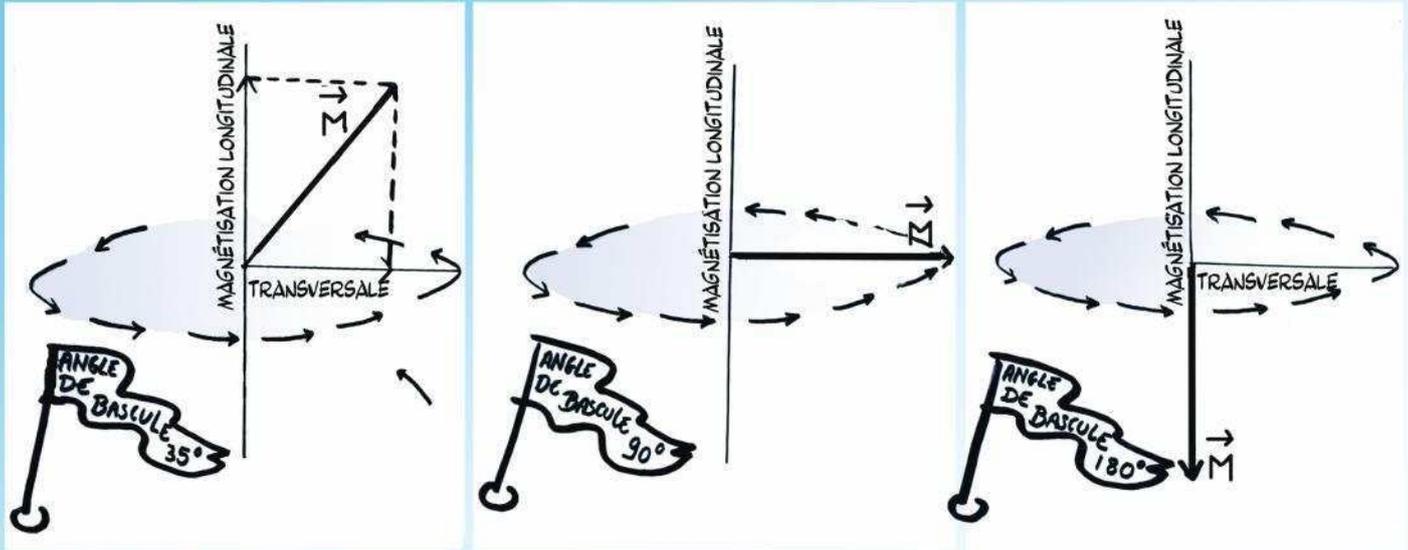
AU REPOS LES PROTONS SONT SIMPLEMENT "MAGNÉTISÉS". ILS PRÉCESSENT CHACUN POUR LEUR COMPTE ET LA RÉSUŁTANTE DE LEUR PROJECTION DANS LE PLAN TRANSVERSAL EST NULLE (A).



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, PROJECTION DE M SUR L'AXE DU CHAMP MAGNÉTIQUE ET MAGNÉTISATION TRANSVERSALE, PROJECTION DE M DANS LE PLAN TRANSVERSAL.

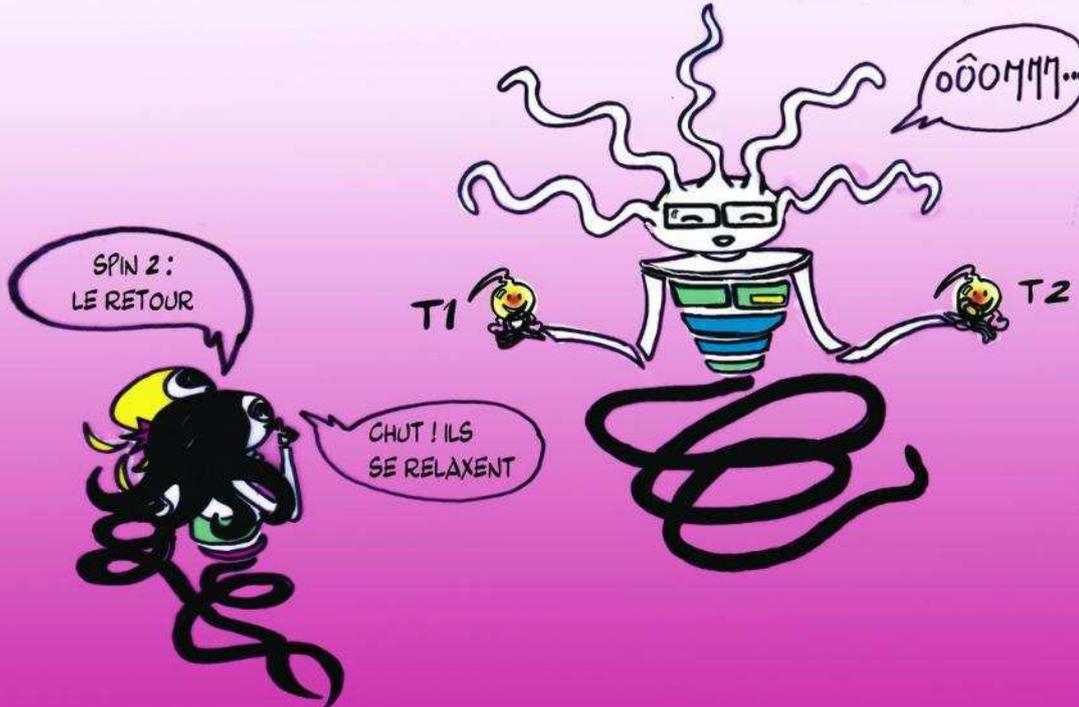
EN FONCTION DE L'INTENSITÉ ET DE LA DURÉE DE L'ONDE RF, ON PEUT BASCULER LE VECTEUR M D'UN ANGLE VARIABLE JUSQU'À 180°. LA MAGNÉTISATION LONGITUDINALE DIMINUE PUIS S'INVERSE ALORS QUE LA MAGNÉTISATION TRANSVERSALE GRANDIT PUIS S'AMENUÏSE.



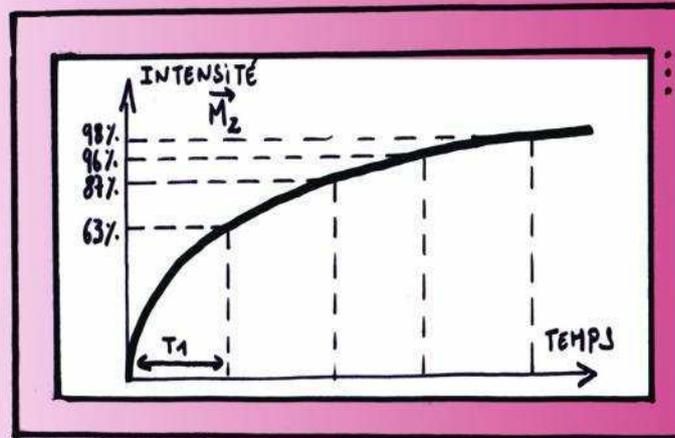
N'OUBLIEZ PAS ! LE VECTEUR DE MAGNÉTISATION TRANSVERSALE TOURNE DANS LE PLAN TRANSVERSAL À SA FRÉQUENCE DE PRÉCESSION. C'EST COMME CELA QUE ÇA SE PASSE CHEZ LES PROTONS.

CHAPITRE 3 LA RELAXATION

LE RETOUR DES SPINS À LEUR POSITION D'ÉQUILIBRE, À LA FIN DE L'EXCITATION S'APPELLE LA RELAXATION ET COMPREND DEUX PROCESSUS INDÉPENDANTS: LA RELAXATION T1 EN RELATION AVEC LA MAGNÉTISATION LONGITUDINALE ET LA RELAXATION T2 EN RELATION AVEC LA MAGNÉTISATION TRANSVERSALE .



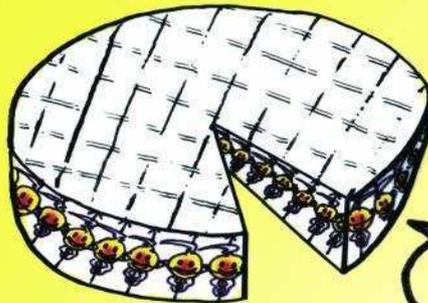
LA RELAXATION T1....EST LE TEMPS DE RÉCUPÉRATION DE LA MAGNÉTISATION LONGITUDINALE D'UN TISSU DONNÉ APRÈS L'EXCITATION. C'EST AUSSI LE TEMPS QUE METTENT LES DIFFÉRENTS PROTONS À S'ALIGNER LORSQU'ILS SONT INTRODITS DANS UN CHAMP MAGNÉTIQUE.



C'EST UNE EXPONENTIELLE ASCENDANTE CARACTÉRISÉE PAR UNE CONSTANTE T1 QUI CORRESPOND AU TEMPS QUE MET UN TISSU DONNÉ À RÉCUPÉRER 63% DE SA MAGNÉTISATION LONGITUDINALE.

LES TEMPS DE RELAXATION T1 SONT DE L'ORDRE DE LA SECONDE.

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.



T1 EST COURT

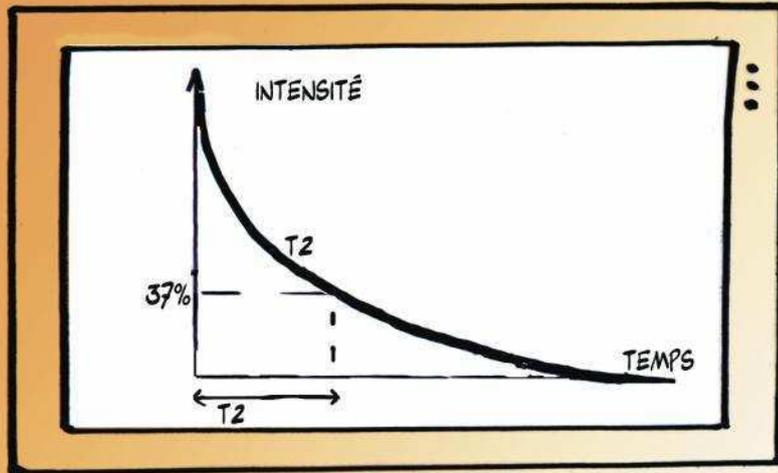
DANS UN LIQUIDE PUR COMME L'EAU OU LE LCR, LE RÉSEAU EST MOINS SERRÉ, LA PERTE D'ÉNERGIE MOINS RAPIDE. LEUR TEMPS DE RELAXATION T1 EST PLUS LONG, LEUR SIGNAL EST FAIBLE.



T1 EST LONG

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.

LA RELAXATION T2 ...EST LE TEMPS DE DÉPHASAGE DES SPINS D'UN TISSU DONNÉ....
DÈS LA FIN DE L'IMPULSION RF LES SPINS SE DÉPHASENT LES UNS PAR RAPPORT
AUX AUTRES CAR CHACUN EST INFLUENCÉ PAR LES MICRO-CHAMPS MAGNÉTIQUES
DES PROTONS VOISINS, QUI NE SONT PAS DISTRIBUÉS UNIFORMÉMENT ET VARIENT
SUIVANT LE TYPE DE TISSU.
L'INHOMOGÉNÉITÉ DU CHAMP MAGNÉTIQUE CONTRIBUE AU DÉPHASAGE



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



LA DÉCROISSANCE DE LA MAGNÉTISATION TRANSVERSALE T2 DÉPEND DU TEMPS
DE DÉPHASAGE DES SPINS.
C'EST UNE EXPONENTIELLE DÉCROISSANTE CARACTÉRISÉE PAR UNE CONSTANTE QUI
EST LE TEMPS QUE METTENT 63 % DES SPINS D'UN TISSU DONNÉ À SE DÉPHASER.
IL NE PERSISTE QUE 37% DE LA MAGNÉTISATION INITIALE.

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



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

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

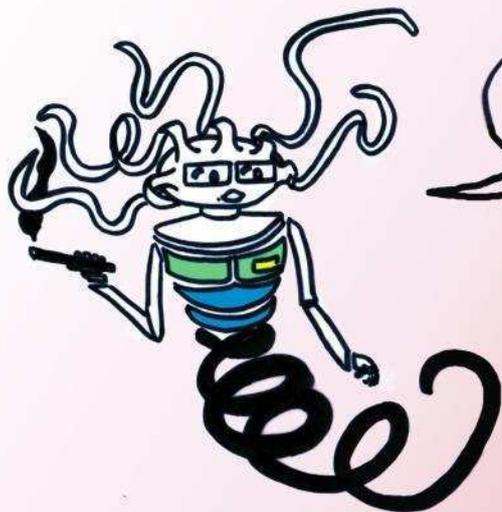
CHAPITRE 4 LE TEMPS DE RÉPÉTITION

EN RÉPÉTANT L'IMPULSION AU BOUT D'UN CERTAIN TEMPS ON OBTIENT UN NOUVEAU SIGNAL.

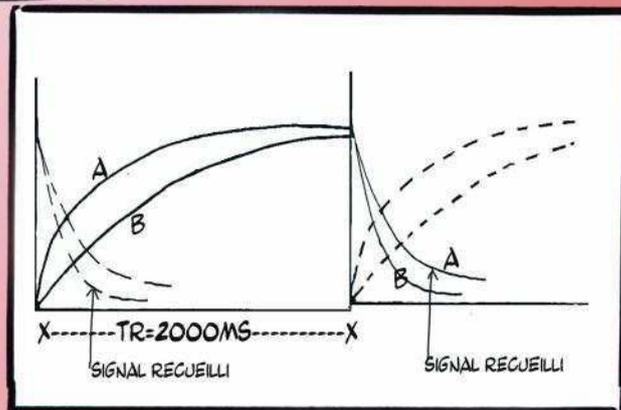


LA VARIATION DE CE TEMPS DE RÉPÉTITION PERMET DÉJÀ DE FAIRE APPARAÎTRE PLUTÔT LA COMPOSANTE T_1 OU T_2 DU SIGNAL. ON PARLE D'IMAGES PONDÉRÉES EN T_1 OU T_2 PARCE QU'ELLES NE SONT JAMAIS EXCLUSIVEMENT T_1 OU T_2 .

EN SAVOIR PLUS SUR LA PONDÉRATION DES IMAGES P 125



ACTIVEZ VOS NEURONES LES POUSSINS
CES COURBES REPRÉSENTENT LES VARIATIONS
DE DEUX TISSUS A ET B EN FONCTION DU TR.
QUE MONTRENT-ELLES?



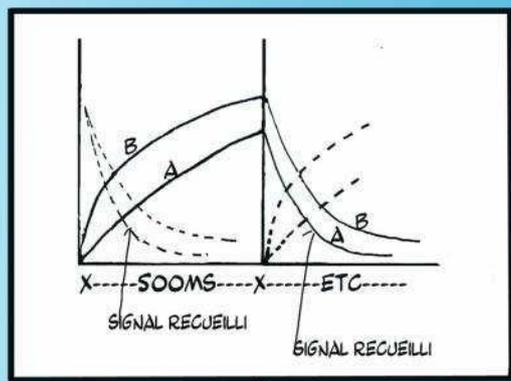
ET BIEN IL ME SEMBLE QU'ICI
POUR UN TR LONG DE 2000 MS,
LES DEUX TISSUS ONT RÉCUPÉRÉ
ENTIÈREMENT LEUR
MAGNÉTISATION, NON?

OUI ! ET LE SIGNAL RECUEILLI NE MET PAS EN
ÉVIDENCE LA DIFFÉRENCE DE T1 DE CES DEUX TISSUS.
ON DIT QUE L'IMAGE OBTENUE EST "PONDÉRÉE EN T2".



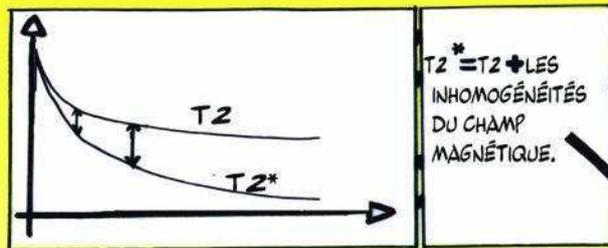
PAR CONTRE, AVEC UN TR COURT DE 500 MILLISECONDES LE TISSU B AURA RÉCUPÉRÉ D'AVANTAGE DE MAGNÉTISATION QUE LE TISSU A ET LE SIGNAL QU'IL VA DONNER SERA PLUS IMPORTANT.

ON AURA UNE IMAGE QUI METTRA MAINTENANT EN ÉVIDENCE LES DIFFÉRENCES DE T1 DES TISSUS, DONC UNE IMAGE « PONDÉRÉE EN T1 »



CHAPITRE 5 L'ÉCHO..... OU COMMENT NOS AMIS (LES PHYSICIENS) ONT AMÉLIORÉ LA RÉCEPTION DU SIGNAL.

LE SIGNAL RECUEILLI PAR L'ANTENNE EST CELUI DE LA MAGNÉTISATION
TRANSVERSALE T_2 . ON L'APPELLE COURBE DE DÉCROISSANCE
DE L'INDUCTION LIBRE OU FID.



$T_2^* = T_2 \oplus$ LES
INHOMOGÉNÉTÉS
DU CHAMP
MAGNÉTIQUE.



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. IL DISPARÂIT
SI VITE QU'IL EST DIFFICILE À RECUEILLIR.



T_2^* , C'EST T_2 ÉTOILE,
TOUT UN
PROGRAMME



NOTEZ (MAIS C'EST IMPORTANT) QUE
LE SIGNAL DE LA MAGNÉTISATION LONGITUDINALE NE PEUT PAS ÊTRE CAPTÉ
CAR IL EST DANS L'AXE DU CHAMP MAGNÉTIQUE PRINCIPAL.

POUR OBTENIR UN SIGNAL EXPLOITABLE, HAHN A EU L'IDÉE GÉNIALE DE GÉNÉRER UN DEUXIÈME SIGNAL EN ÉCHO DU PREMIER. CET ÉCHO SERA EXPLOITABLE POUR RECONSTRUIRE DES IMAGES.



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



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

Laissez moi vous raconter une histoire
afin de vous faire 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.



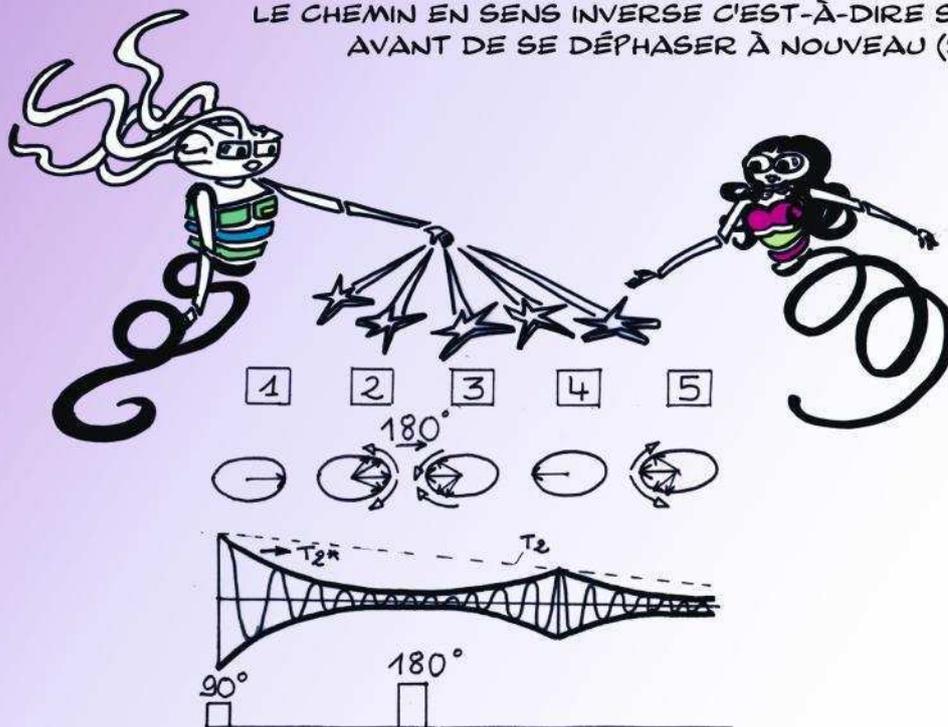
AU BOUT D'UN CERTAIN TEMPS, ON LEUR DEMANDE DE REPARTIR EN SENS
INVERSE. SI LEUR VITESSE RESPECTIVE RESTE CONSTANTE, ILS ARRIVERONT
ENSEMBLE SUR LA LIGNE D'ARRIVÉE (ILS SERONT REPHASÉS.)

EN PRATIQUE, APRÈS UNE IMPULSION INITIALE DE 90°, LE REPHASAGE EST OBTENU PAR UNE IMPULSION RF DE 180°.

EH OUI, MES CHÉRIES!
CETTE IMPULSION VA
INVERSER LE VECTEUR M



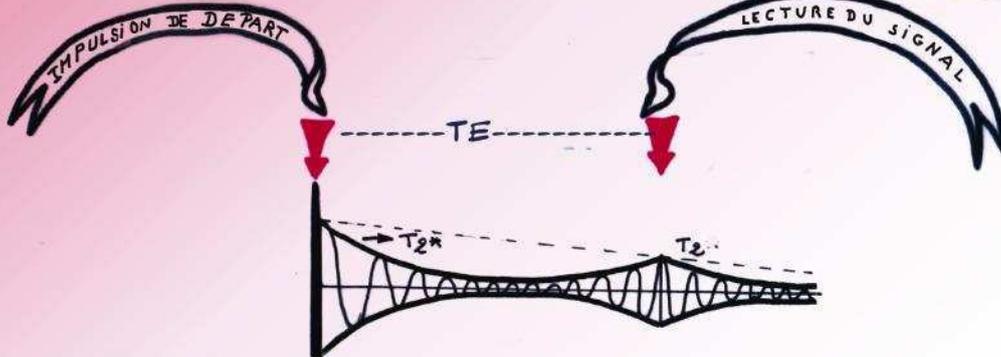
PLUS EN DÉTAIL, COMME CETTE IMPULSION EST APPLIQUÉE ALORS QUE LES SPINS ONT DÉJÀ COMMENCÉ À SE DÉPHASER (2), ON OBTIENT UNE IMAGE EN MIROIR DU DÉPHASAGE (3). LES SPINS QUI AVAIENT COMMENCÉ À SE DÉPHASER VONT REFAIRE LE CHEMIN EN SENS INVERSE C'EST-À-DIRE SE REPHASER (4) AVANT DE SE DÉPHASER À NOUVEAU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



C'EST CE QU'EXPRIME LE SCHÉMA. EN JOIGNANT ENTRE EUX LES SOMMETS DE PLUSIEURS COURBES DE DÉCROISSANCE SUCCESSIVES, ON OBTIENT LA VRAIE VALEUR DE T_2 . ÇA VA, VOUS SUIVEZ?

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

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



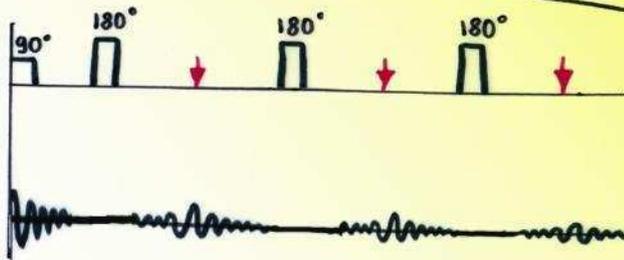
QUI PLUS EST, ON PEUT
RECUEILLIR PLUSIEURS ÉCHOS

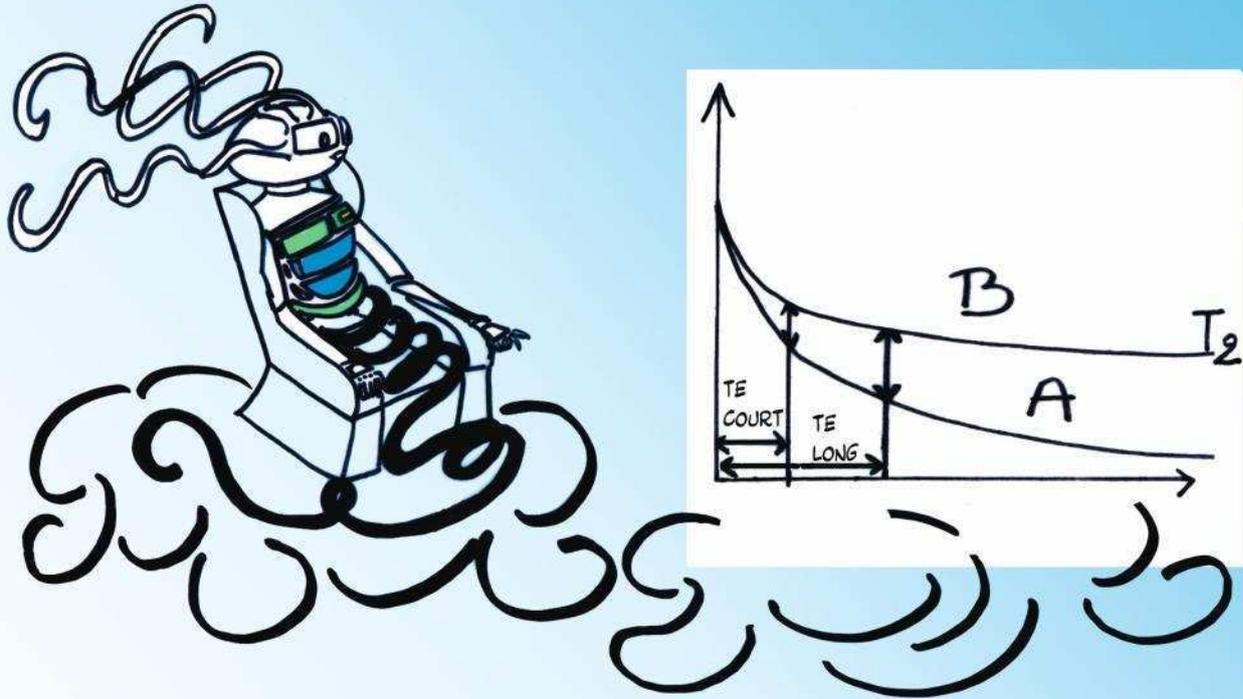


ÂË, ÂË, ÂË !!!



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





LE CHOIX DU TEMPS D'ÉCHO INFLUENCE ÉNORMÉMENT L'IMAGE.
UN TEMPS D'ÉCHO LONG OBJECTIVE MIEUX LES DIFFÉRENCES DE T_2 ET DONC
LA PONDÉRATION T_2 .
INVERSEMENT, UN TEMPS D'ÉCHO COURT FAVORISE LA PONDÉRATION T_1 .

CHAPITRE 6 CONSTRUIRE UNE IMAGE

LE VOLUME À RECONSTRUIRE EST APPELÉ CHAMP DE VUE OU FOV (FIELD OF VIEW)
IL EST 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.

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

IL N'A PAS L'AIR TRÈS BIEN CELUI-LÀ,
ÇA DOIT ÊTRE LE GRADIENT

ON PARLE DE GRADIENT
POUR EXPRIMER 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

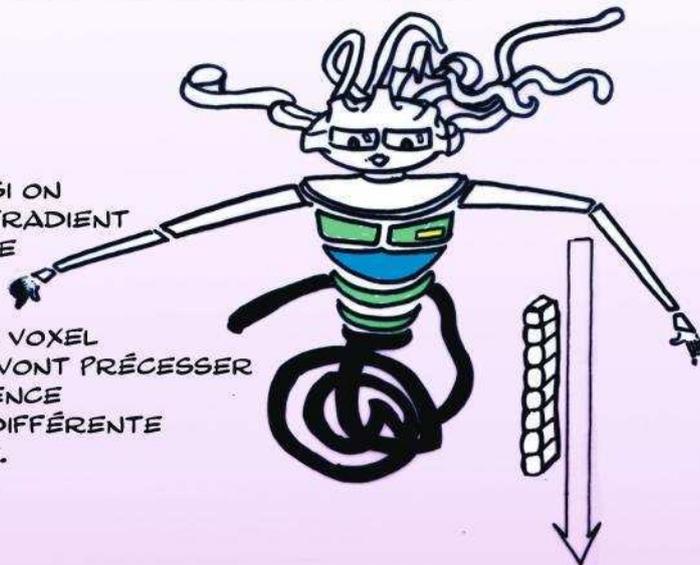


EN IRM, LES GRADIENTS UTILISÉS SONT DES PETITS CHAMPS MAGNÉTIQUES
PRODUITS PAR DES ÉLECTRO-AIMANTS SITUÉS À L'INTÉRIEUR DE L'AIMANT
PRINCIPAL. LEUR VARIATION EST UNIFORME D'UN POINT À UN AUTRE.

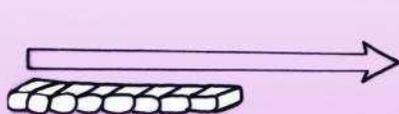
EN SAVOIR PLUS SUR LES GRADIENTS P 126

L'APPLICATION SUCCESSIVE DES GRADIENTS PEUT FAIRE VARIER
SOIT LA FRÉQUENCE SOIT LA PHASE DU SIGNAL.

PAR EXEMPLE 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.

IL FAUT QUE JE RENTRE UN PEU PLUS DANS
LE DÉTAIL. HUM, OÙ AI-JE PU RANGER MES SCHEMAS DE
GRADIENTS ? OH, LES FILLES VENEZ MAIDER À LES
RETRouver.



ALLEZ, ALLEZ...
POUSSEZ VOUS ET LAISSEZ
PASSER UNE PRO DU
DÉSORDRE AMBIANT.



ÇA C'EST
SÛR C'EST UNE
EXPERTE..

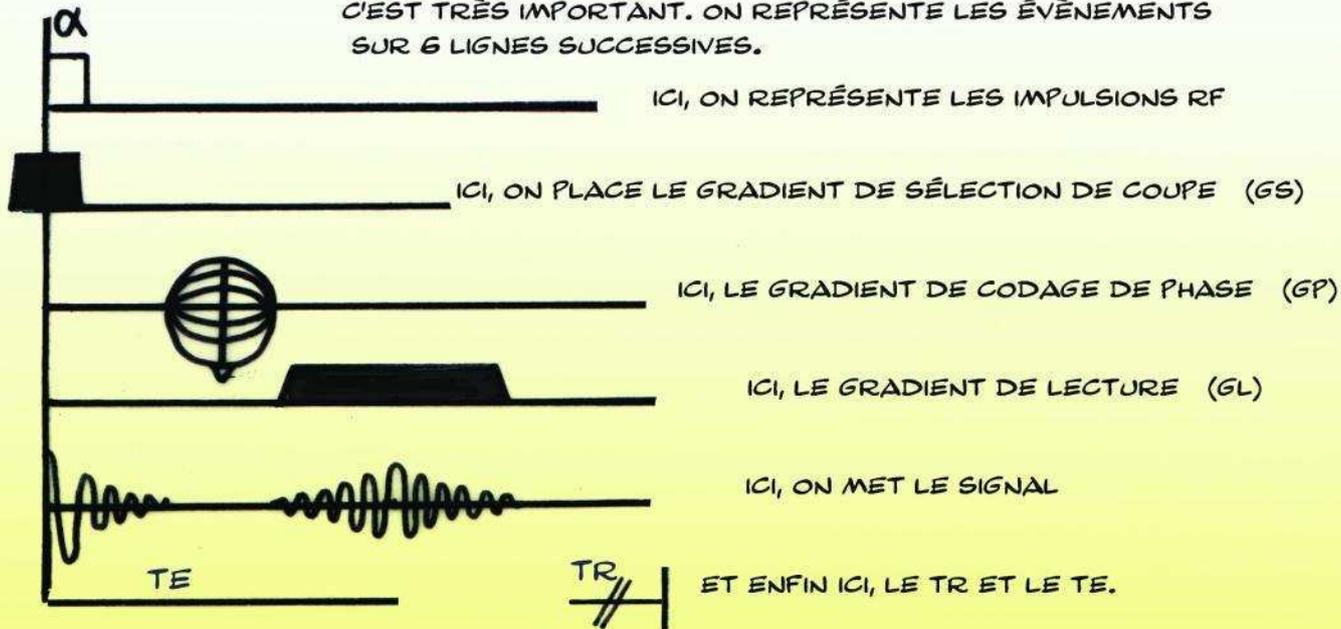
PFUITTT !
AVEC LE BAZAR QU'IL Y A ICI
JE NE VOIS PAS CE QU'ON POURRAIT
RETRouver.





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

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



REGARDE LES
GRADIENTS QUE J'AI TROUVÉS !

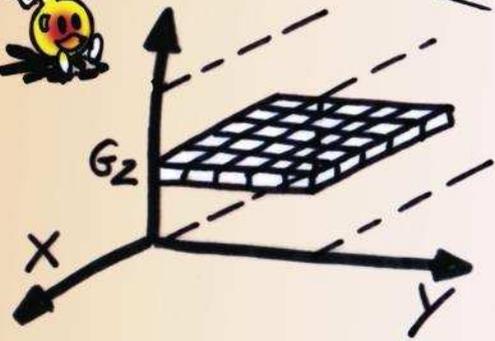
PARFAIT, AGRANDISSONS LE
SCHÉMA DU PREMIER GRADIENT.



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. EN DEHORS DU PLAN SÉLECTIONNÉ, LES PROTONS NE SERONT PAS CONCERNÉS PAR LE PHÉNOMÈNE DE RÉSONANCE.

L'ÉPAISSEUR DU PLAN DE COUPE
-EST DÉTERMINÉE PAR LA LARGEUR DE LA BANDE DE FRÉQUENCE (BW, BANDWIDTH, EN KHZ). (P 126)
-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.

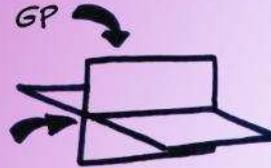


LE DEUXIÈME GRADIENT APPLIQUÉ EST TOUJOURS UN GRADIENT DE PHASE (GP). IL EST APPLIQUÉ À PEU PRÈS EN MÊME TEMPS QUE L'IMPULSION DE REPHASAGE DES SPINS.

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.

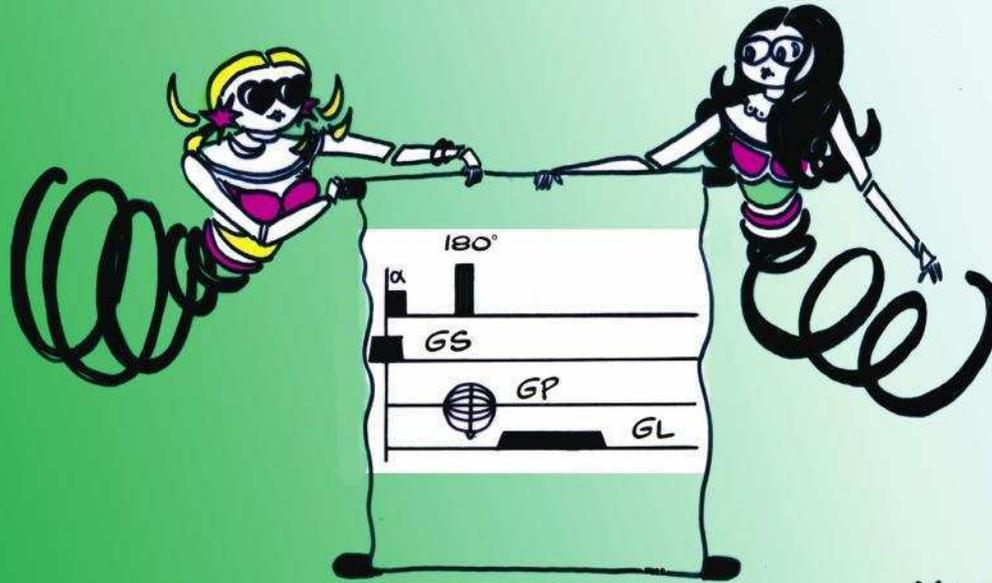


LIGNE D'INTERSECTION DES 2 PLANS.

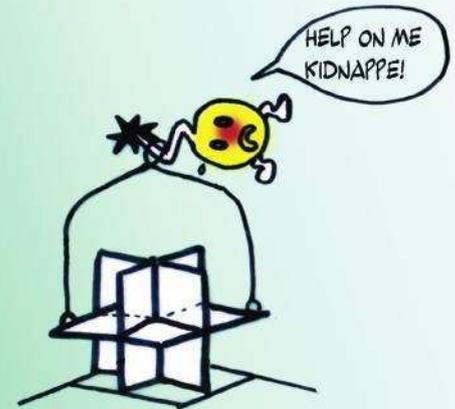


J'AJOUTERAI QU'À L'INTERSECTION DES DEUX PLANS LES PROTONS RÉSONNENT EN PHASE ET À LA MÊME FRÉQUENCE.

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



CE GRADIENT DE LECTURE (GL) EST TOUJOURS UN GRADIENT DE FRÉQUENCE. A 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. ?



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

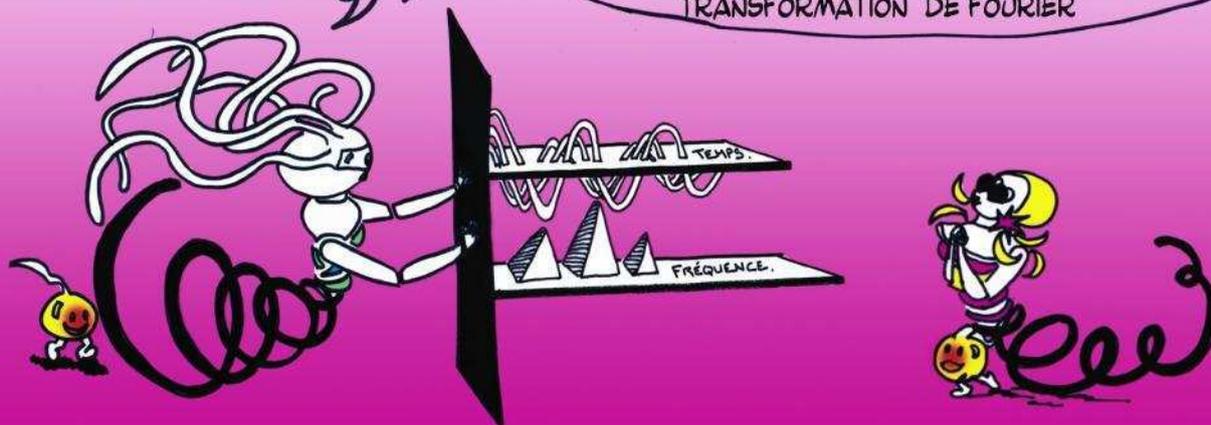
PAR EXEMPLE AVEC UN TR DE 2 SECONDES,
UNE MATRICE = $256 \times 256 \times 20$ ET 2 EXCITATIONS,
LA SÉQUENCE DEVRAIT DURER ENVIRON 8 HEURES.

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

...LAISSEZ MOI VOUS PRÉSENTER MA COPINE, LA TRÈS BELLE ET TRÈS GÉNIALE TRANSFORMÉE DE FOURIER (FFT, FAST FOURIER TRANSFORMATION) QUI HABITE LE MYTHIQUE « ESPACE K » .

C'EST UNE OPÉRATION MATHÉMATIQUE QUI DÉCOMPOSE UN MÉLANGE D'OSCILLATIONS EN SPECTRE DE FRÉQUENCE.

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

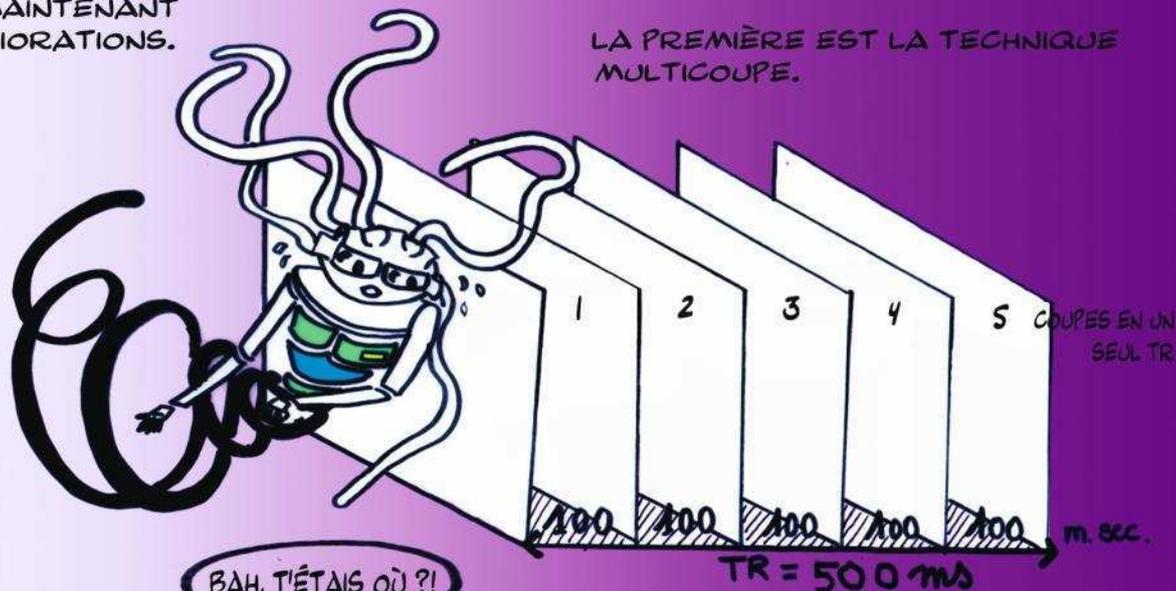


LE SIGNAL REÇU PAR L'ANTENNE EST CONSTITUÉ DE « DONNÉES BRUTES » OU RAW DATAS QUI REMPLISSENT L'ESPACE K ET DOIVENT ÊTRE DÉCODÉES PAR PLUSIEURS TRANSFORMATIONS DE FOURIER.

EN SAVOIR PLUS SUR FOURIER ET SON ESPACE K P 129

VOYONS MAINTENANT
CES AMÉLIORATIONS.

LA PREMIÈRE EST LA TECHNIQUE
MULTICOUPE.

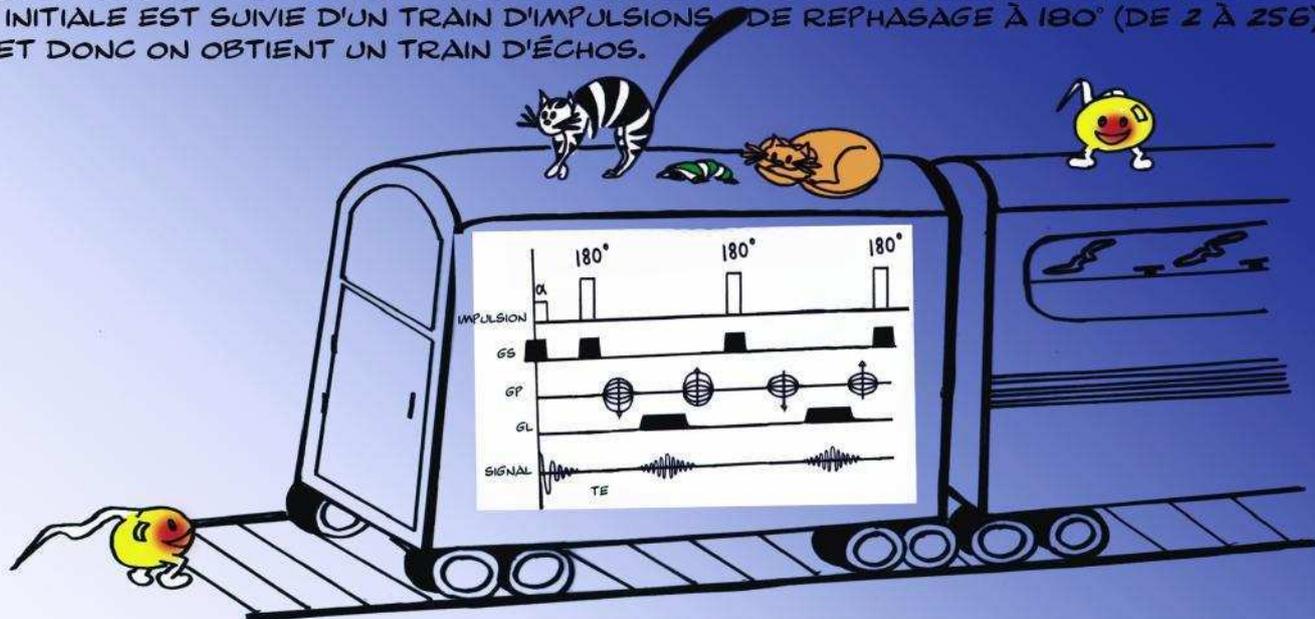


BAH, T'ÉTAIS OÙ ?!

KIDNAPPÉ PAR
LES 2 FOLLES !!!

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

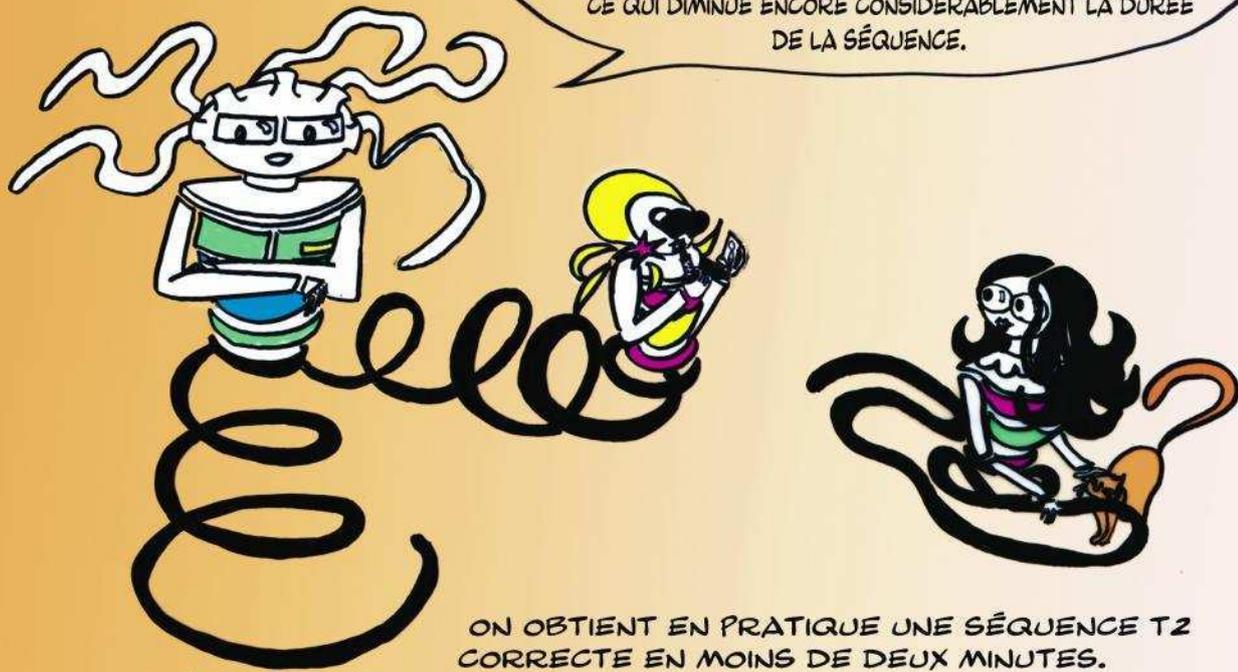
LA DEUXIÈME AMÉLIORATION EST LE TRAIN D'ÉCHO (ECHO TRAIN E.T.)
 C'EST UNE OPTION QUI EST TRÈS UTILISÉE. DANS CETTE SÉQUENCE, L'IMPULSION
 INITIALE EST SUIVIE D'UN TRAIN D'IMPULSIONS DE REPHASAGE À 180° (DE 2 À 256)
 ET DONC ON OBTIENT UN TRAIN D'ÉCHOS.



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 88)

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.



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

CHAPITRE 7 LES SÉQUENCES

FLASH

HASTE

GRASS

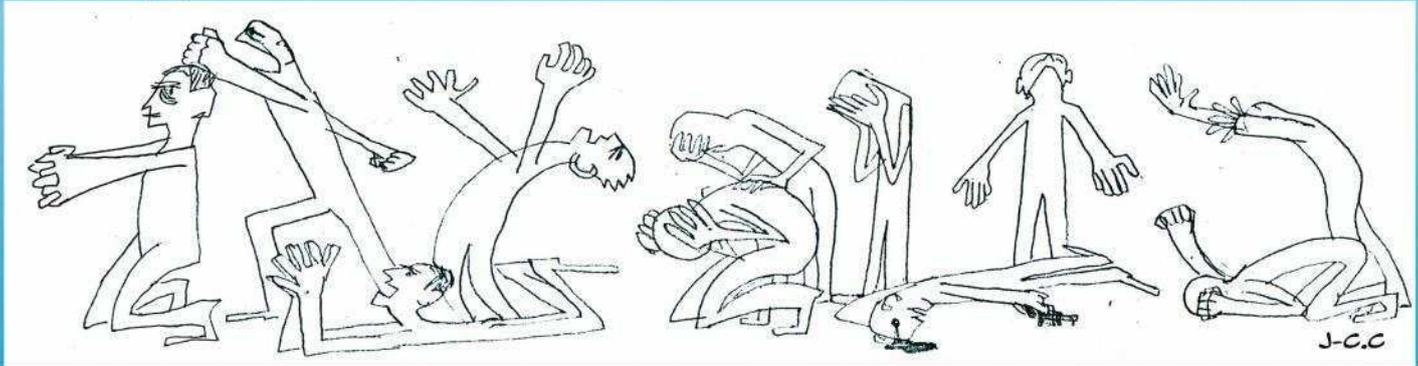
SENSE

DESS

CGG

STROUMPF

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. ET, COMME EN CUISINE, VOUS VOUS RENDREZ COMPTE QU'IL Y A QUELQUES CHEFS ET BEAUCOUP DE GARGOTIERS.

NOM D'UN CHIEN!
C'EST QUOI CETTE FIESTA
Ç'A 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.

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

FAMILLE DES SÉQUENCES
EN ÉCHO DE GRADIENT (GRE)



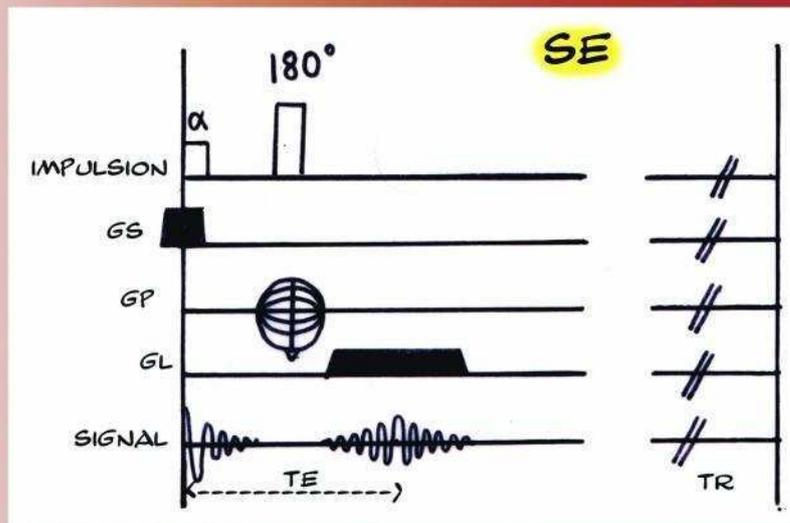
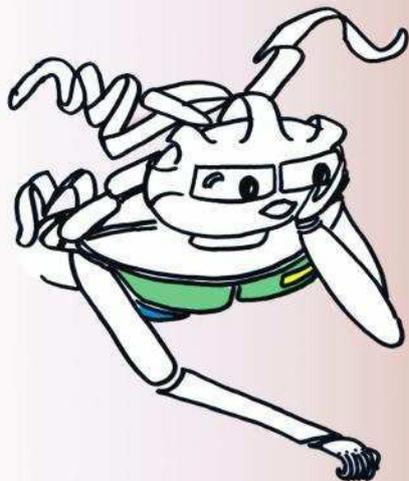
...SUR LESQUELLES VIENT
SE GREFFER UNE
SÉRIE D'OPTIONS.

FAMILLE SPIN ÉCHO (SE)



SUIVANT LA PROPOSITION D'ELSTER
(RADIOLOGY, 1993: 186, 1-8) NOUS EMPLOYONS
DANS CETTE BD LES NOMS GÉNÉRIQUES SOUVENT SURLIGNÉS EN JAUNE, LES NOMS
COMMERCIAUX (SURLIGNÉS EN VERT) ÉTANT CÉPENDANT CITÉS ET EXPLICITÉS P 136.

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

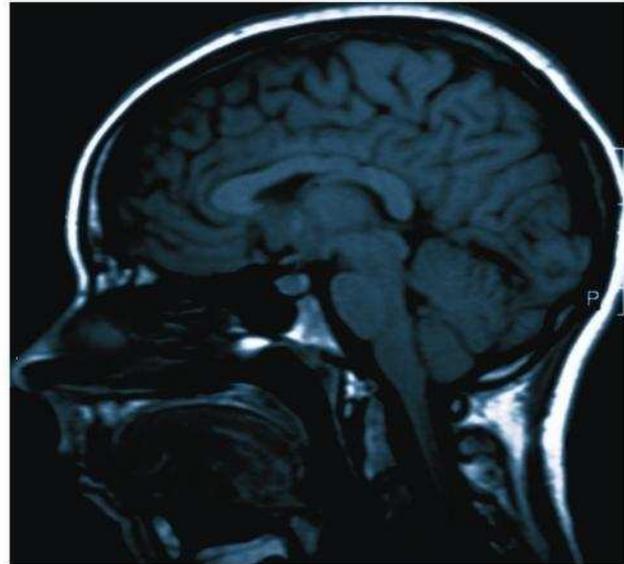


ELLE EST CARACTÉRISÉE PAR LE FAIT QUE :

- L'IMPULSION RF DE DÉPART BASCULE LE VECTEUR REPRÉSENTANT LA SOMME DES PROTONS D'UN ANGLE QUI EST EN GÉNÉRAL DE 90° ET
- ELLE EST SUIVIE D'UNE IMPULSION DE REPHASAGE À 180° QUI REMET LES SPINS EN PHASE ET PERMET D'OBTENIR UN ÉCHO DU SIGNAL.

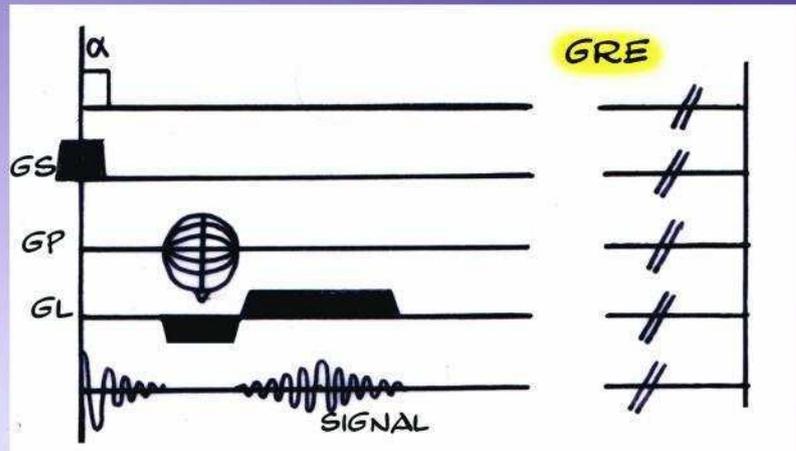
LES AVANTAGES DE LA SÉQUENCE SPIN-ECHO (SE) SONT NOMBREUX :
ELLE EST PEU SENSIBLE AUX ARTÉFACTS, ELLE EST DE BONNE QUALITÉ,
ET DONNE UN VRAI CONTRASTE EN T2. (P 31)
SON INCONVÉNIENT EST QU'ELLE EST ASSEZ LONGUE.

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



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) QUI PERMET DE GAGNER DU TEMPS.



POUR CELA,

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 CALBRÉE POUR ENTRAÎNER UN ANGLE DE BASCULE VARIABLE ALPHA SOUVENT INFÉRIEUR À 90° . 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. (EN SAVOIR PLUS SUR L'ANGLE DE BASCULE P 128)

3- ON UTILISE DES TR ET DES TE BEAUCOUP PLUS COURTS.

MAIS QUELS SONT SES INCONVÉNIENTS?

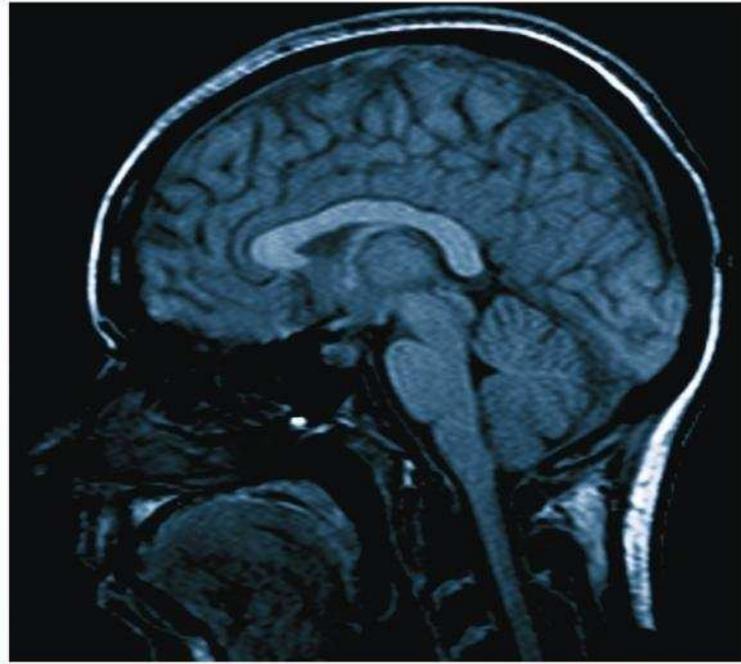
ET BIEN, ELLE EST BEAUCOUP PLUS SENSIBLE
AUX ARTÉFACTS DE SUSCEPTIBILITÉ
MAGNÉTIQUE ET AU DÉPLACEMENT
CHIMIQUE, NON ? (EN SAVOIR PLUS ? 104)

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



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.



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 (2S-SOMS) IL PERSISTE AU MOMENT DE LA NOUVELLE IMPULSION RF UNE MAGNÉTISATION TRANSVERSALE RÉSIDUELLE QUI ALTÈRE LE SIGNAL..

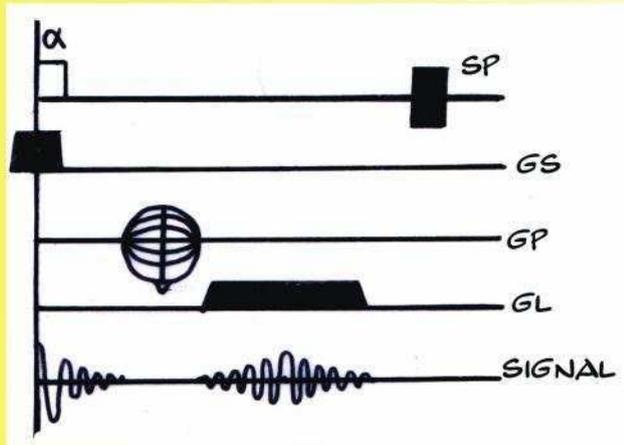
ALORS C'EST PARCE QUE CETTE MAGNÉTISATION RÉSIDUELLE EST GÊNANTE QU'ELLE A SUSCITÉ AUTANT DE TRAVAUX POUR S'EN AFFRANCHIR ET UNE DÉBAUCHE DE VARIANTES ET D'ACRONYMES.



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.

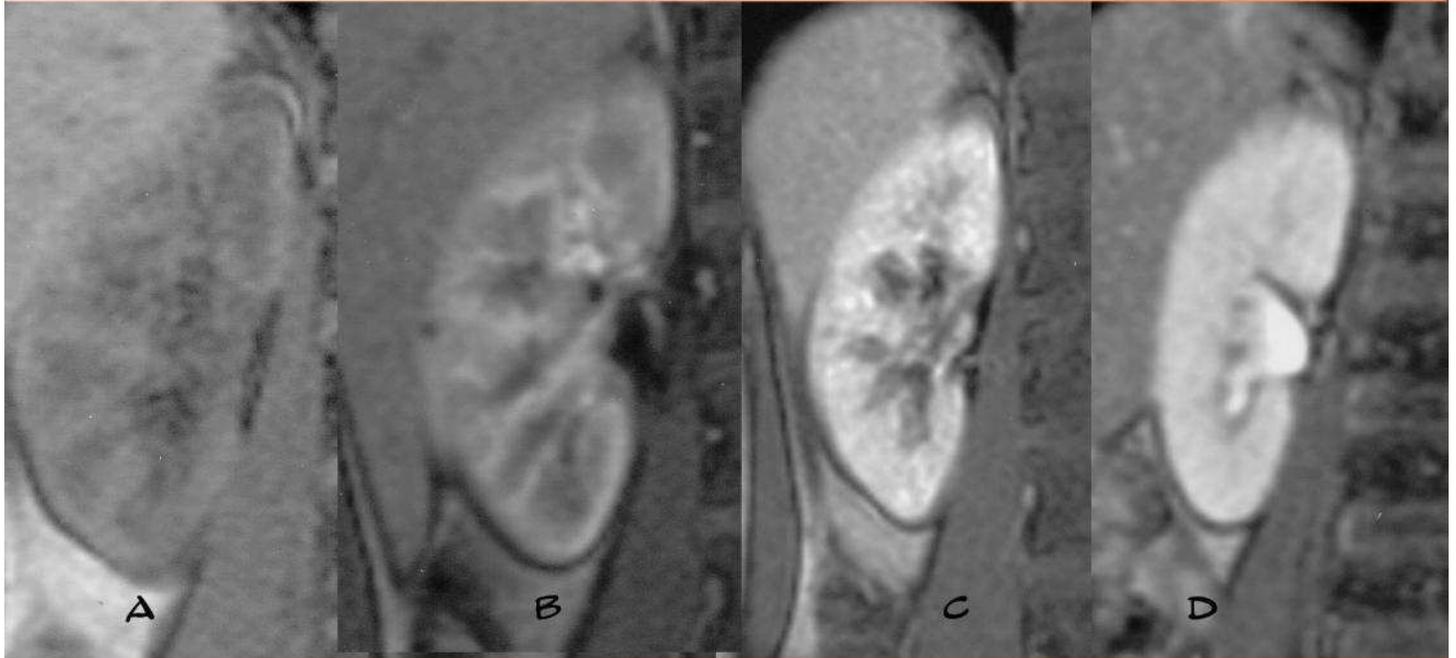
IL N'EST PAS INDISPENSABLE DE RENTRER DANS LE DÉTAIL DE CES VARIANTES LORS D'UNE PREMIÈRE LECTURE. ELLES SONT RECAPITULÉES P 69.

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



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

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



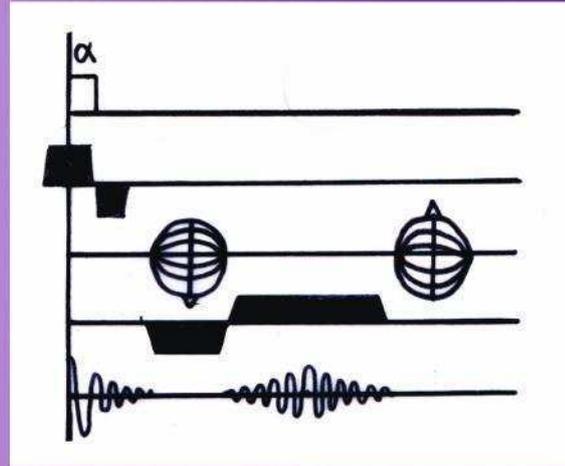
IMAGES EXTRAITES DE 4 SÉQUENCES CORONALES DE L'ABDOMEN OBTENUES EN SP-GRE TR=140 TE= 1.6 ANGLE=80°, DURÉE 21 SECONDES POUR 14 COUPES DE 7 MM.

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

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

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

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



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



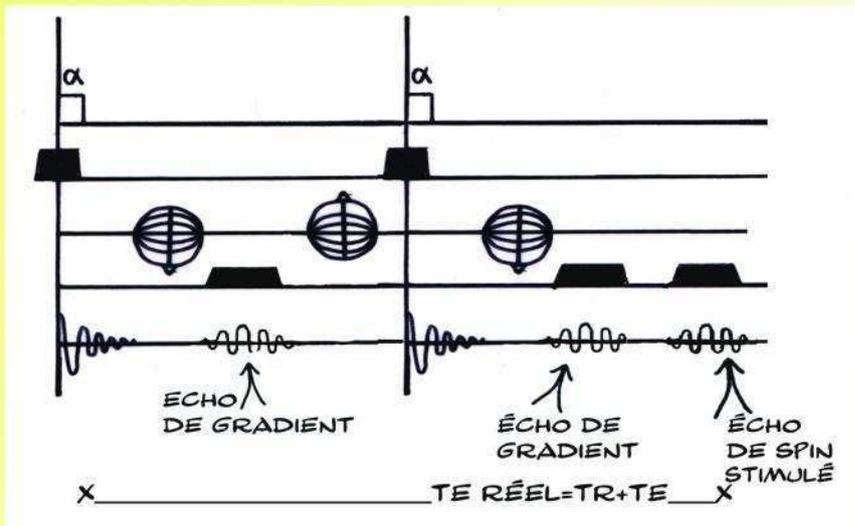
GENOU DE FACE EN SS-GRE- FID T2*
TR=538, TE=15, ANGLE= 35°
18 COUPES DE 4MM EN 4 MIN
MÊME PATIENT QUE P 75 .
BONNE VISUALISATION DES MÉNISQUES MAIS
L'ŒDÈME MÉDULLAIRE N'EST PAS BIEN VISIBLE.

J'HALLUCINE!



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

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



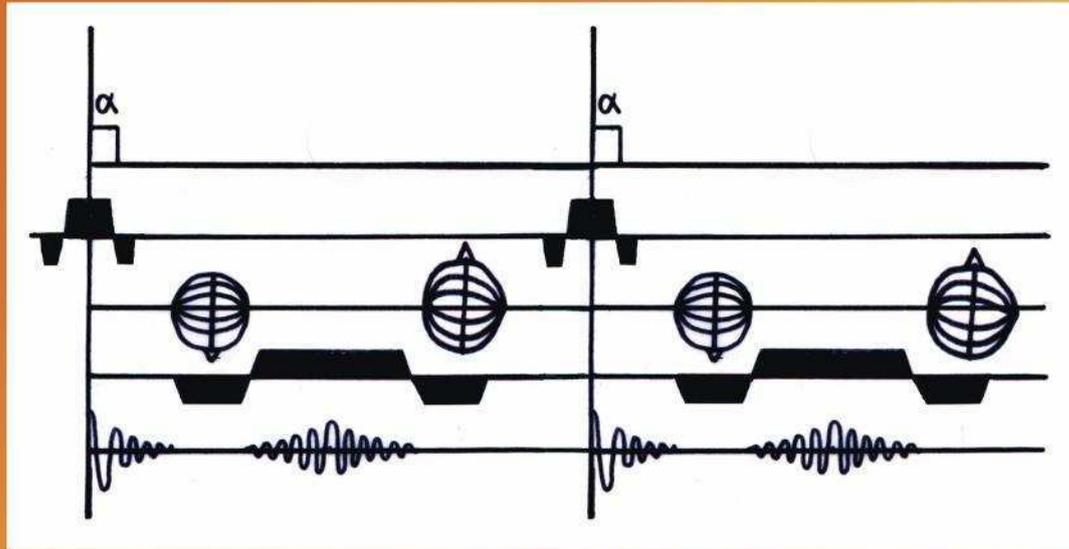
ON PEUT RECUEILLIR L'ÉCHO DE GRADIENT ET/OU L'ÉCHO DE SPIN STIMULÉ ENSEMBLE OU SÉPARÉMENT. VOUS IMAGINEZ LE NOMBRE DE POSSIBILITÉS.

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 $TR+TE$.



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**).

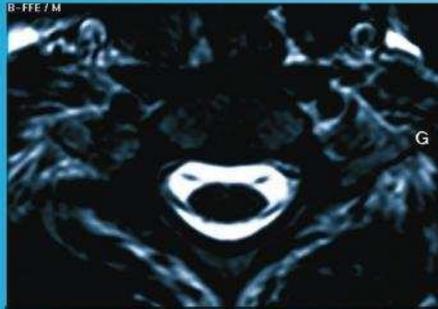
LA DERNIÈRE VARIANTE DU GROUPE SS-GRE-FID+SE COMBINE LES DEUX ÉCHOS SE+FID, UTILISE DES GRADIENTS RÉÉQUILIBRÉS DANS LES TROIS AXES ET DONNE UNE IMAGE COMPOSITE EN T2 ET T2*.



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)



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 78 (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.



FFE, FISP, FAST, GRASS

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

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

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

CHAPITRE 8 LES OPTIONS

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

1- LES OPTIONS MODIFIANT LE CONTRASTE DE L'IMAGE

2- LES OPTIONS AUGMENTANT LA RAPIDITÉ DES SÉQUENCES

3- LES OPTIONS SERVANT À DIMINUER LES ARTÉFACTS

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 72
(INVERSION- RÉCUPÉRATION, IR, STIR, FLAIR, MP-GRE)

2-PRÉPARATION PAR SATURATION SÉLECTIVE DE LA GRAISSE P 80
(FAT SAT, SPIR)

3-PRÉPARATION PAR SATURATION SÉLECTIVE DES PROTONS LIÉS
(TRANSFERT DE MAGNÉTISATION, MTC) P 82

4- UTILISATION DU PHÉNOMÈNE DU DÉPLACEMENT CHIMIQUE POUR
SÉPARER LE SIGNAL DE L'EAU ET DE LA GRAISSE P 84

-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 86

- 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 90

2-RESTAURATION RAPIDE DE LA MAGNÉTISATION (DRIVE, RESTORE) P 92

3-TECHNOLOGIE DES ANTENNES PARALLÈLES P 93

4-RECUEIL D'UN DEMI PLAN DE FOURIER (HALFSCAN, HASTE) P 96

5- FOV RECTANGULAIRE P 97

6- ACQUISITION D'UN POURCENTAGE DE L'ESPACE K
(SCAN %, MATRIX %) P 98

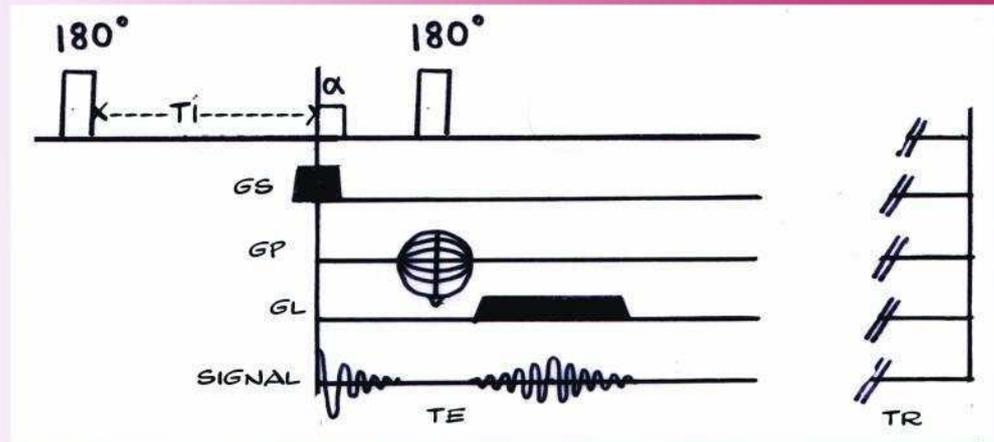
3- LES OPTIONS SERVANT À DIMINUER LES ARTÉFACTS

SONT DÉTAILLÉES AVEC LES ARTÉFACTS AU CHAPITRE SUIVANT P 99.

I-LES OPTIONS MODIFIANT LE CONTRASTE DE L'IMAGE

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

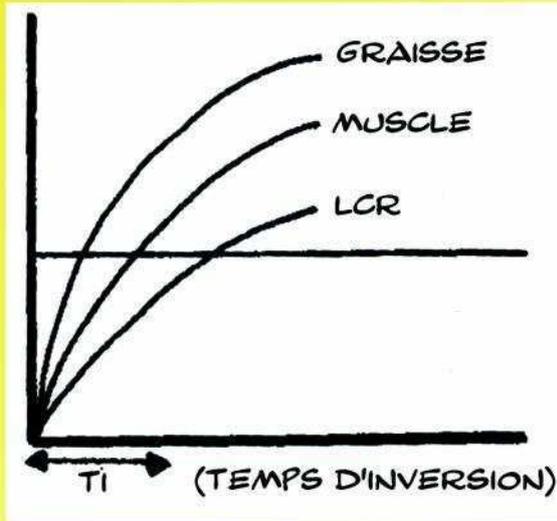
ON APPELLE TEMPS D'INVERSION T_I (À NE PAS CONFONDRE AVEC T_1) LE TEMPS QUI SÉPARE L'IMPULSION D'INVERSION DE L'IMPULSION ALPHA. CE T_I RALLONGE LA DURÉE DE LA SÉQUENCE MAIS AUGMENTE LE SIGNAL ET PERMET SURTOUT D'ANNULER AU CHOIX LE SIGNAL DE CERTAINS TISSUS, CE QUI AUGMENTE LE CONTRASTE DS AUTRES.



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

A : EN SPIN ÉCHO.

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

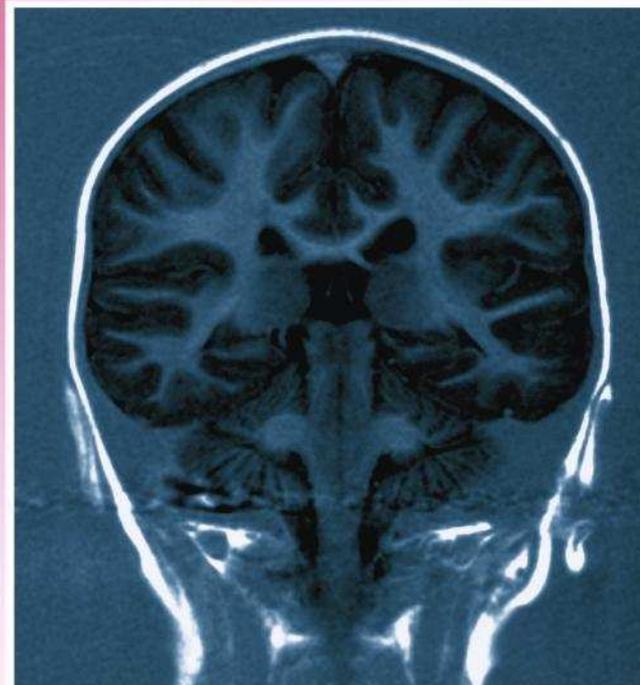
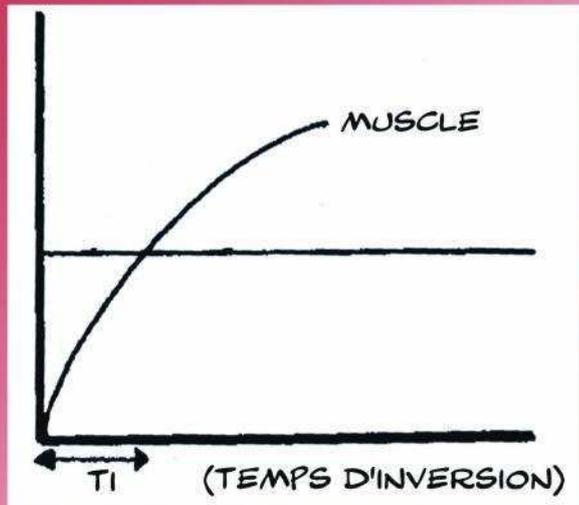


ÉLÉMENTAIRE,
MON CHER WATSON!



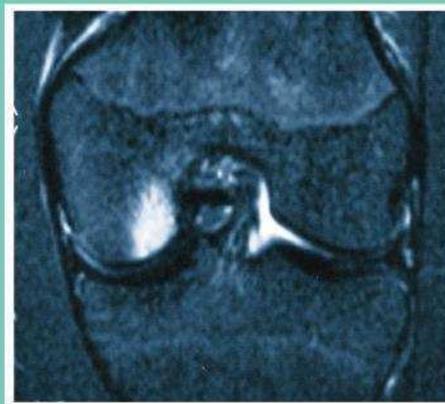
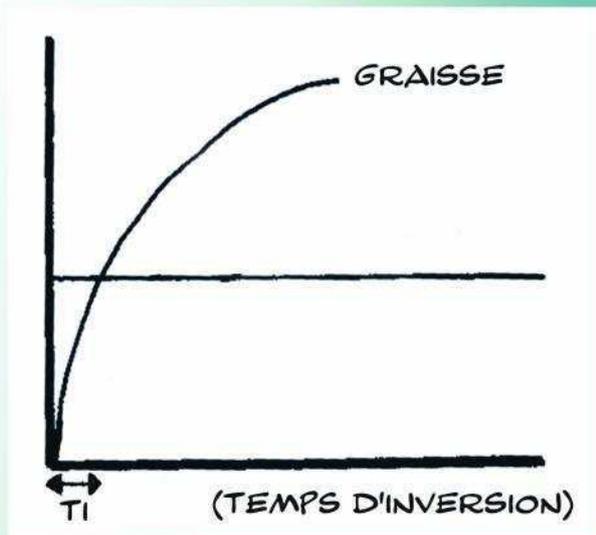
LE DIAGRAMME MONTRE LES COURBES DE RÉCUPÉRATION DE TROIS TISSUS. ELLES CROISENT LE PLAN TRANVERSAL EN DES POINTS DIFFÉRENTS. AU NIVEAU DU CROISEMENT, LE SIGNAL DU TISSU CONSIDÉRÉ EST ANNULÉ. EN PRODUISANT L'IMPULSION RF À CE MOMENT ON PEUT SUPPRIMER LE SIGNAL DU TISSU SOUHAITÉ. LE CHOIX DE TI CONDITIONNE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

-AVEC TI 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.



COUPE CORONALE EN SE-IR: TR=3000 TE=14 TI=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.

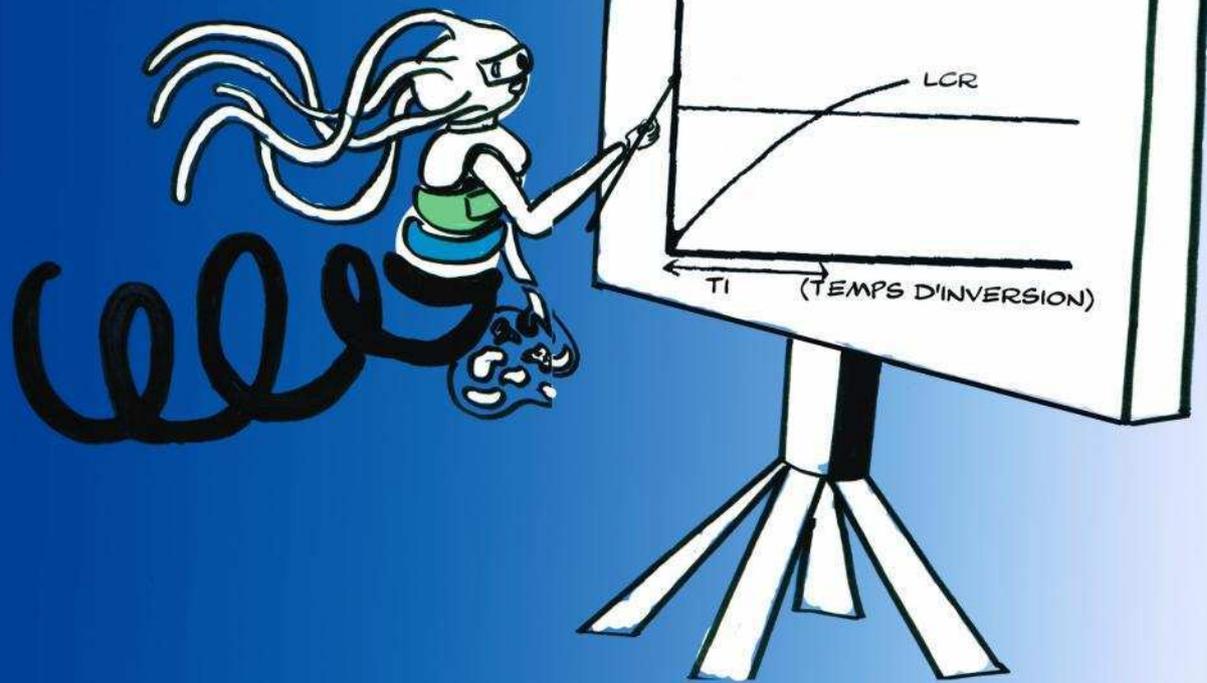


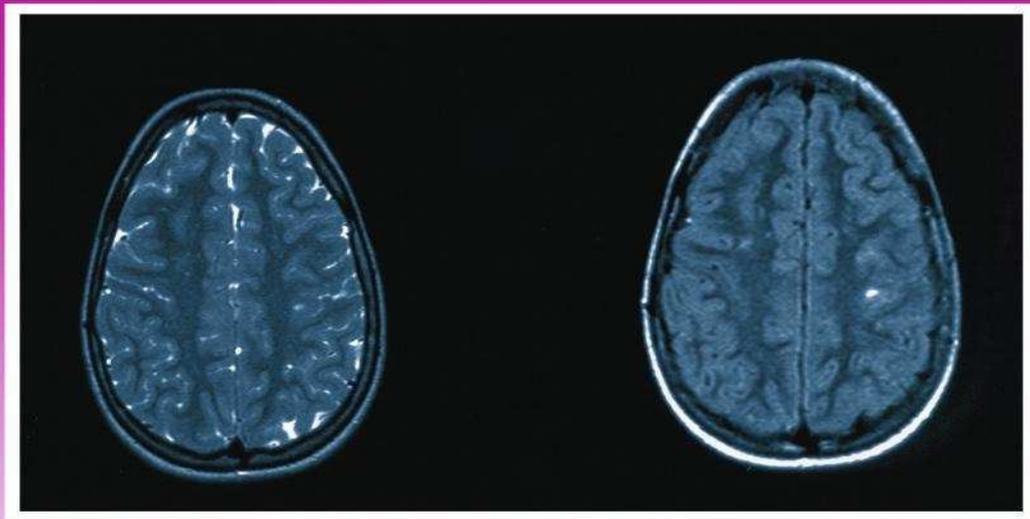
MÊME PATIENT QUE P 64
SE STIR T_2 $TR=3400$ $TE=100$ $T_I=140$
20 COUPES EN 4 MIN.
LA CONTUSION (HYPERSIGNAL CONDYLIÉN) N'ÉTAIT QUASIMENT PAS VISIBLE EN GRE-T2.

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 (ÉGALEMENT APPELÉE FAT/SAT) QUI SUPPRIME AUSSI LA GRAISSE MAIS DONT LE PRINCIPE EST DIFFÉRENT ET QUI PEUT ÊTRE UTILISÉE APRÈS INJECTION DE GADOLINIUM (VOIR P 80.)

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



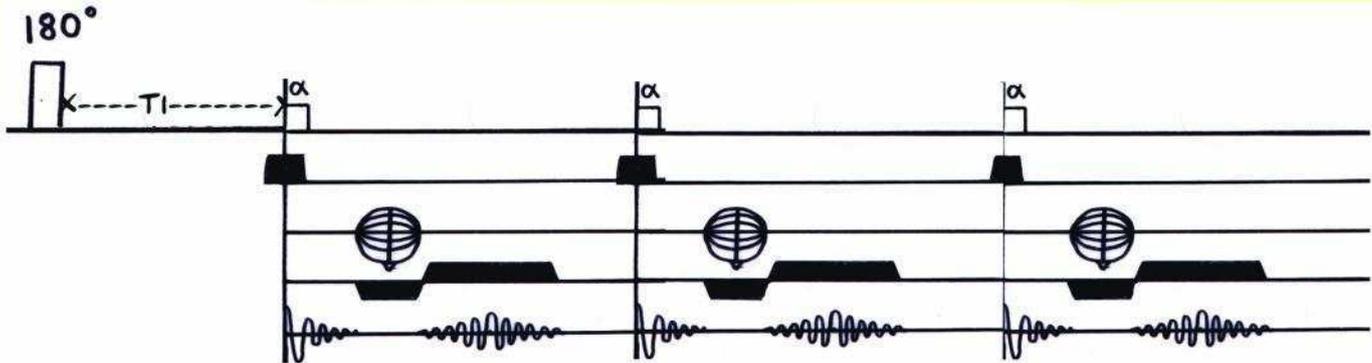


COMPARAISON ENTRE UNE COUPE FLAIR T2 (A DROITE) ET SE T2 (A GAUCHE). LE PETIT HYPERSIGNAL GAUCHE POURRAIT FACILEMENT ÊTRE NÉGLIGÉ EN SE.

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.



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

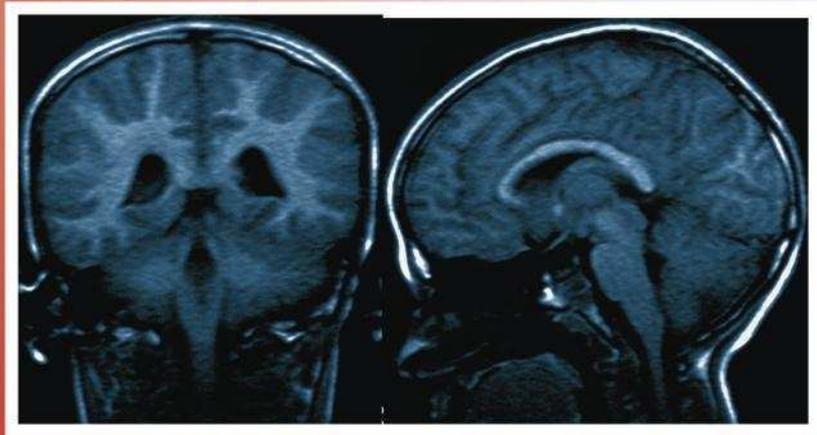
C'EST CE QU'ON APPELLE UNE SÉQUENCE " SINGLE SHOT".

SI L'ON FAIT PLUSIEURS IMPULSIONS D'INVERSION, CE QUI AMÉLIORE LA QUALITÉ DE L'IMAGE, ON DIT QU'ON SEGMENTE LA SÉQUENCE EN PLUSIEURS SHOTS.

LE NOMBRE DE SHOTS S'APPELLE LE FACTEUR TURBO.

ET À QUOI ÇA SERT?

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



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 CRÂNE ET LE CERVEAU IL Y A UNE PERTE DE SIGNAL LIÉE À LA SUSCEPTIBILITÉ MAGNÉTIQUE (P 104)

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

2° OPTION MODIFIANT LE CONTRASTE : LA SATURATION SÉLECTIVE.

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



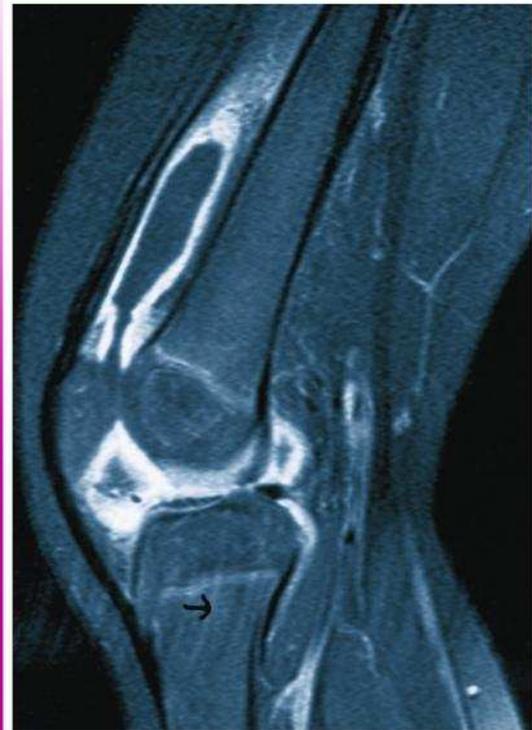
JE CROIS QUE C'EST CLAIR!
ON PEUT SATURER
SÉLECTIVEMENT
LA GRAISSE.
C'EST L'OPTION FAT SAT
OU SPIR.



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

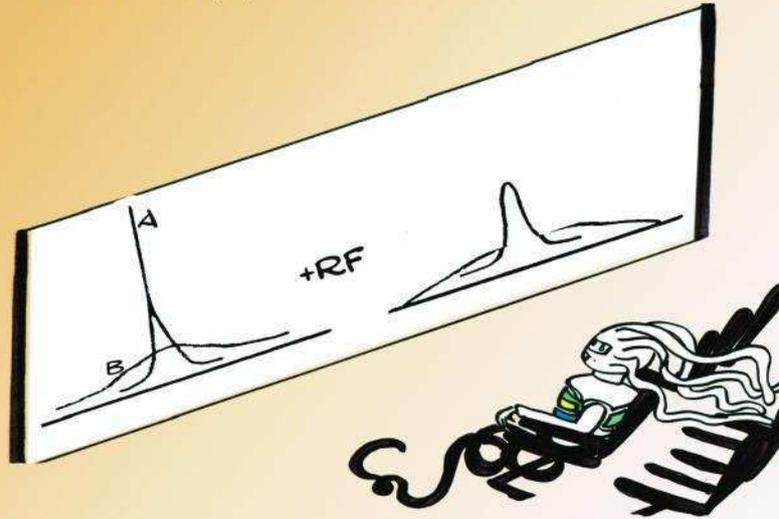
ELLE EST TRÈS UTILISÉE EN T1 APRÈS INJECTION DE GADOLINIUM OÙ ELLE PERMET DE MIEUX VOIR LES PRISES DE CONTRASTE, ET EN T2 OÙ ELLE MET TRÈS BIEN EN ÉVIDENCE L'ŒDÈME.

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

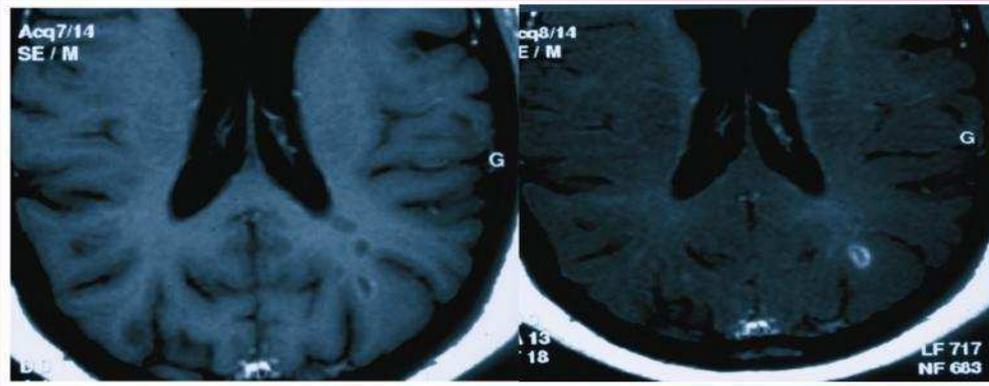


3° OPTION MODIFIANT LE CONTRASTE: LE TRANSFERT DE MAGNÉTISATION (MTC)

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).



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.



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

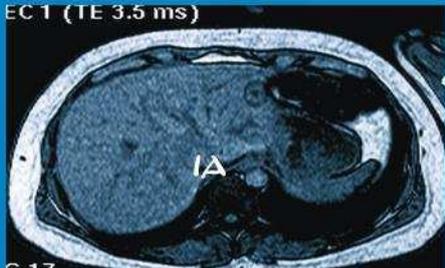
ELLE EST TRÈS UTILISÉE AUSSI EN ANGIOGRAPHIE PAR TEMPS DE VOL OÙ, EN DIMINUANT LE SIGNAL DES PROTONS STATIONNAIRES, ELLE RENFORCE LE SIGNAL DES PROTONS CIRCULANTS.

4° OPTION MODIFIANT LE CONTRASTE.

LES PROTONS DE L'EAU ET DE LA GRAISSE NE PRÉCESSENT PAS EXACTEMENT À LA MÊME FRÉQUENCE. LE DÉCALAGE EST DE 3.4 MS À 1 TESLA. CELA S'APPELLE LE DÉPLACEMENT CHIMIQUE P 106.

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

EC 1 (TE 3.5 ms)



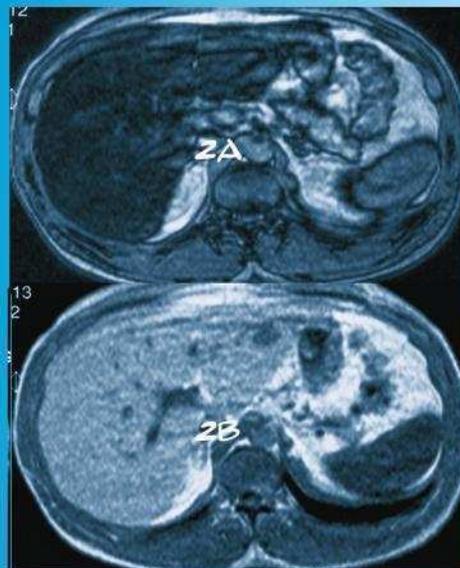
G 17
EC 2 (TE 6.7 ms)



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

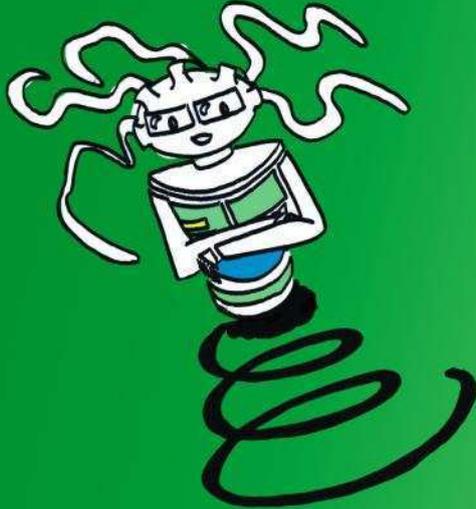
SUR LES IMAGES A (1° ECHO)
LES PROTONS DE L'EAU
ET DE LA GRAISSE SONT
EN OPPOSITION DE PHASE ET
LEUR SIGNAL SE SOUSTRAIT.
LA STÉATOSE EST BIEN MISE
EN ÉVIDENCE (2A).

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



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

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



PROSET:

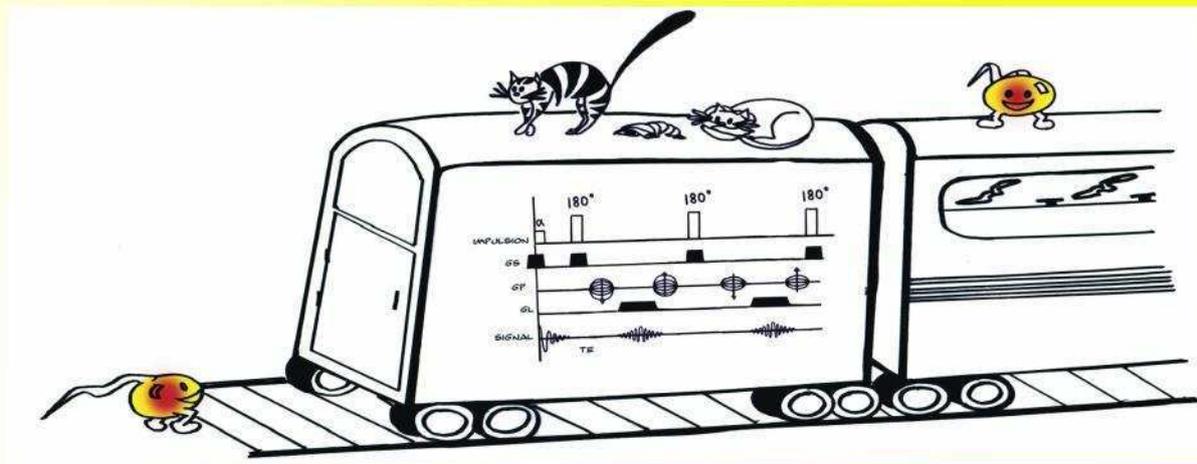
POUR CELA ON EXCITE LES PROTONS AVEC UNE IMPULSION DE 45° . APRÈS 2.3 MS (À 1.5 TESLA ET EN ÉCHO DE GRADIENT). LES PROTONS DE L'EAU ET DE LA GRAISSE SERONT EN OPPOSITION DE PHASE. UNE DEUXIÈME IMPULSION DE 45° VA MAXIMISER LE SIGNAL DES PROTONS DE L'EAU ($\alpha = 45 + 45 = 90^\circ$) ET ANNULER LE SIGNAL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

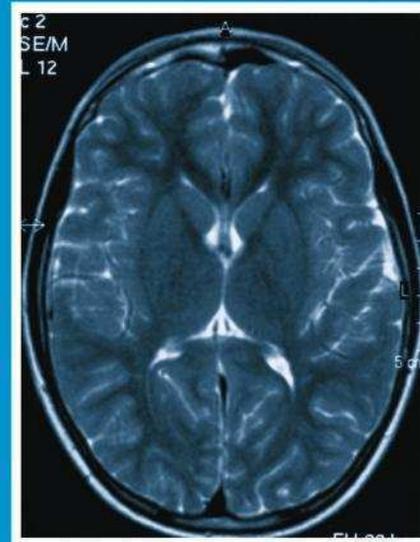
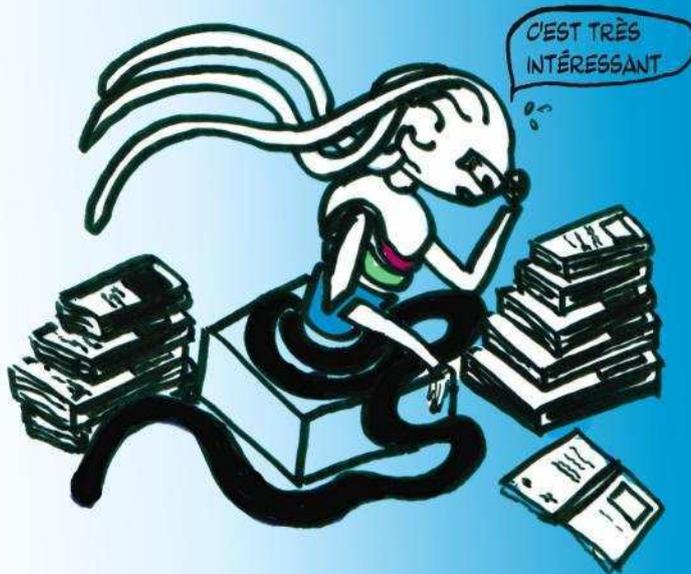
1- L'OPTION TRAIN D'ÉCHO (E.T) DÉJÀ DÉCRITE P 50, EST RAPIDEMENT DEVENUE LA PLUS UTILISÉE DE TOUTES LES OPTIONS.

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



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

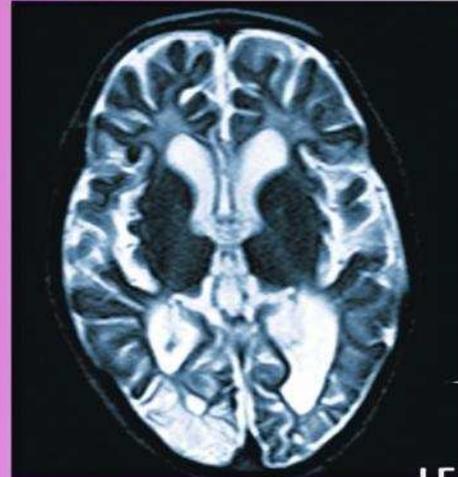
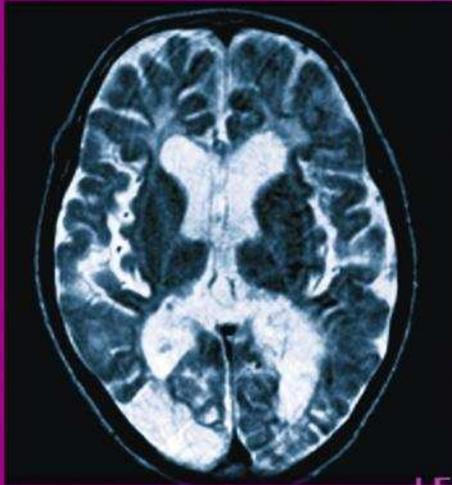
ON PEUT CONSERVER UNE PONDÉRATION T2 DE QUALITÉ PRESQUE IDENTIQUE À CELLE DES SÉQUENCES SPIN ECHO CLASSIQUES, AVEC DES SÉQUENCES 4 FOIS PLUS RAPIDES.



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

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

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



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

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

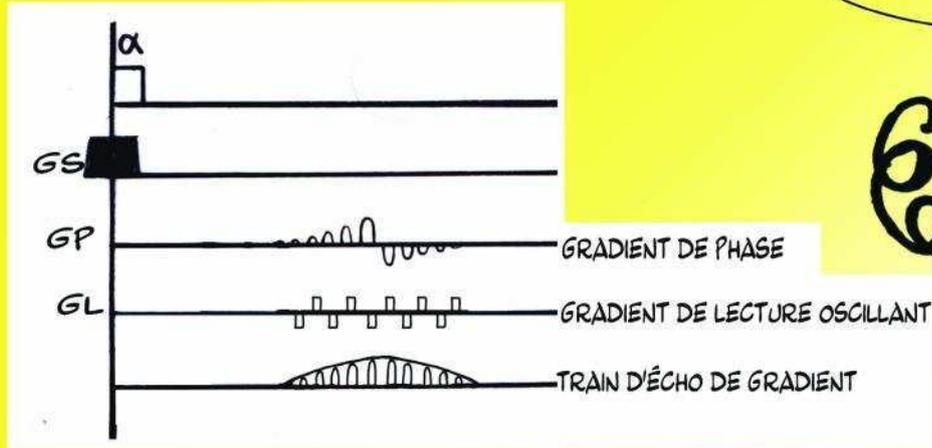
UNE APPLICATION PARTICULIÈRE CONSISTE À RECUEILLIR LES ÉCHOS TARDIFS. SEULS LES LIQUIDES STATIONNAIRES AYANT UN T2 LONG DONNENT ENCORE UN SIGNAL.



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

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

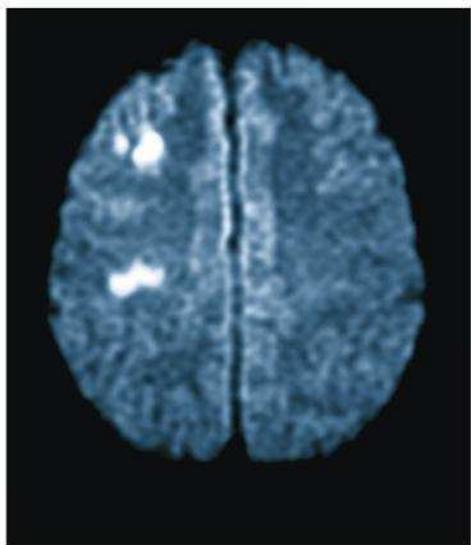
LE PRINCIPE DU TRAIN D'ÉCHO APPLIQUÉ À L'ÉCHO DE GRADIENT, ASSOCIÉ OU NON À L'ÉCHO DE SPIN S'APPELLE " ÉCHO PLANAR (EPI) ".
DANS CETTE SÉQUENCE ULTRA RAPIDE C'EST LE GRADIENT DE LECTURE QUI OSCILLE POUR PRODUIRE UN TRAIN D'ÉCHO. CELUI-CI FOURNIT TOUTES LES DONNÉES NÉCESSAIRES À LA CONSTRUCTION DE L'IMAGE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



ÉCHO PANAR ? 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 132, 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.



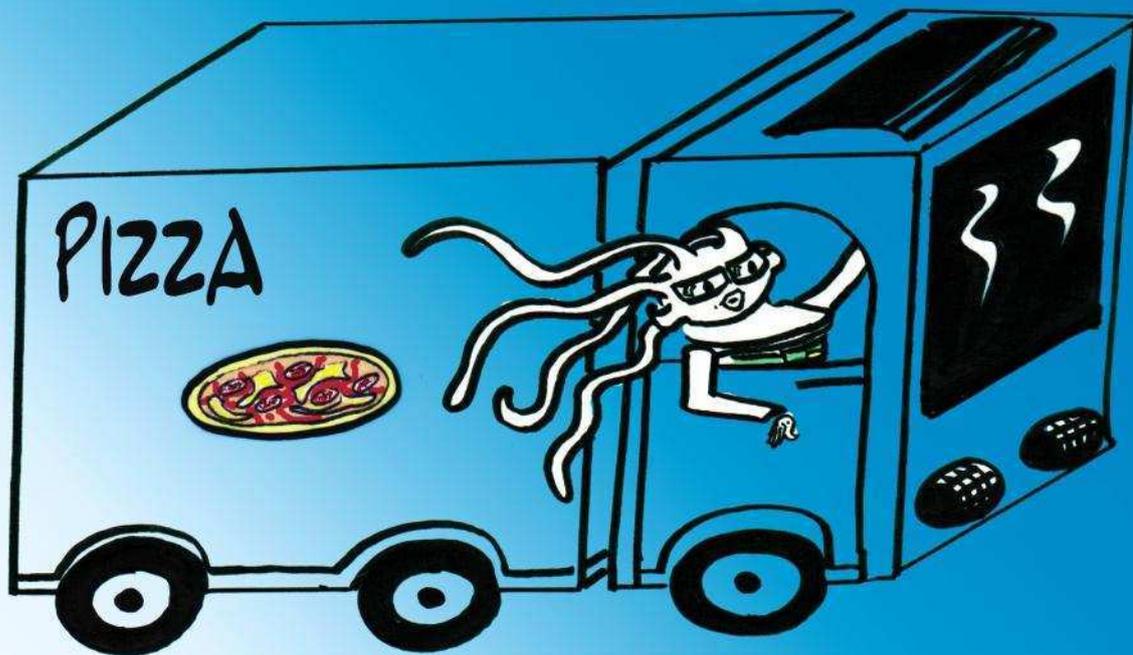
IRM DE DIFFUSION
SÉQUENCE EPI DURÉE : 30 SEC
LES ZONES EN HYPERSIGNAL
CORRESPONDENT AUX RÉGIONS
DE L' ACCIDENT VASCULAIRE ,
INVISIBLES EN RSE CLASSIQUE.
VOIR AUSSI P 132



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

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

2-RESTAURATION RAPIDE DE LA MAGNÉTISATION.
POUR OBTENIR UNE IMAGE EN T2 IL EST CLASSIQUE DE DIRE QUE
LA MAGNÉTISATION DOIT AVOIR RÉCUPÉRÉE ENTIÈREMENT ET PAR
CONSÉQUENT QUE LE TR DOIT ÊTRE ASSEZ LONG (EN SPIN ÉCHO, P 28).



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

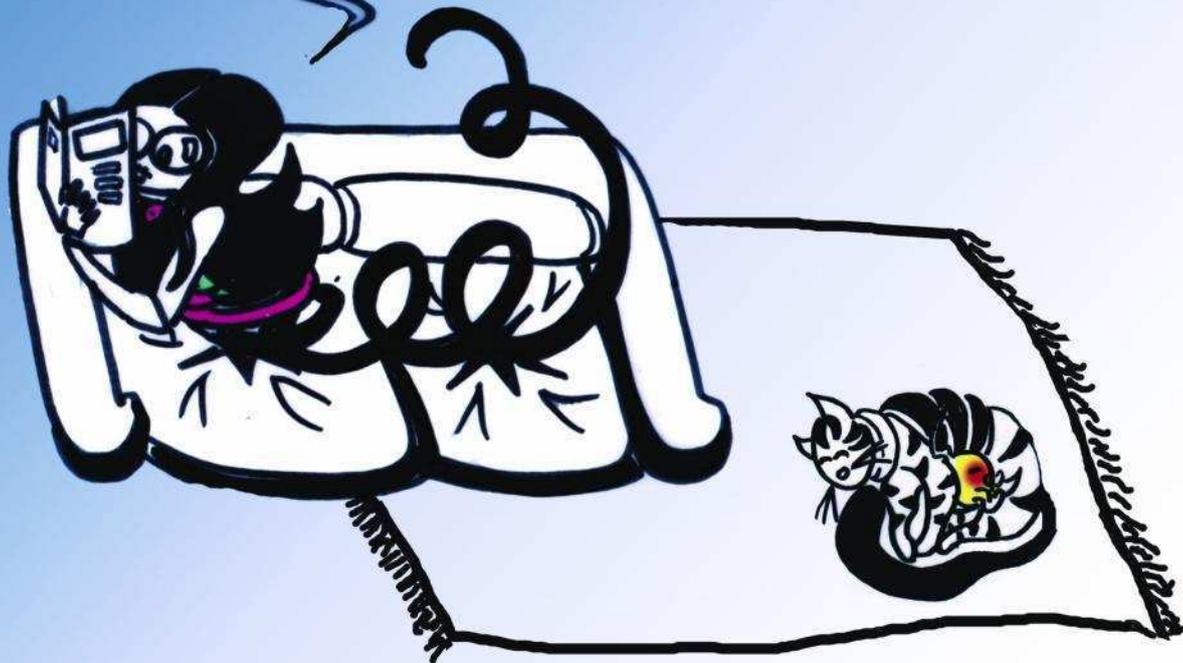
3-AMÉLIORATION DES ANTENNES: LES TECHNIQUES D'ACQUISITION PARALLÈLE (PARALLEL ACQUISITION TECHNOLOGY, PAT) UTILISENT DES ANTENNES EN RÉSEAU PHASÉ CONSTITUÉES DE PLUSIEURS RÉCEPTEURS QUI RECUEILLENENT LE SIGNAL EN PARALLÈLE DANS LE SENS DE LA PHASE.



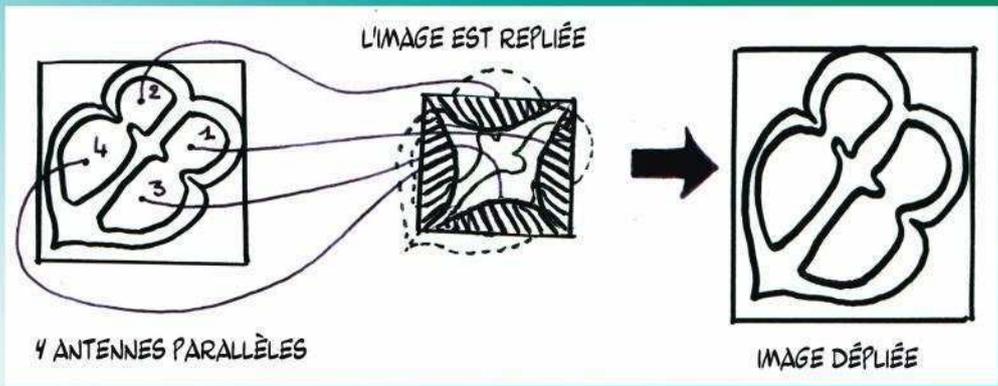
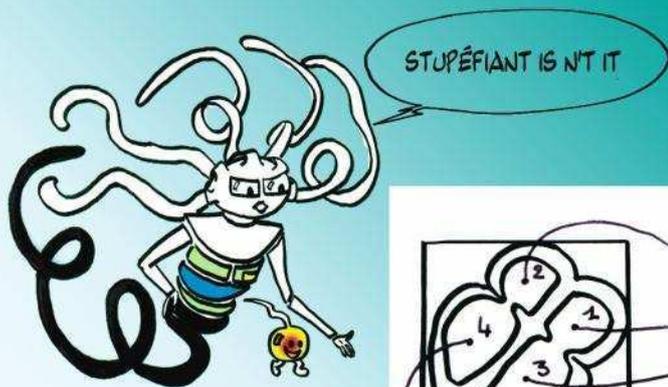
DONC ELLES RECUEILLENENT SIMULTANÉMENT DES SIGNAUX PROVENANT DE VOXELS DIFFÉRENTS, PERMETTANT SOIT UN GAIN DE TEMPS APPRÉCIABLE SOIT UNE AUGMENTATION DE LA RÉOLUTION SPATIALE



DANS UNE PREMIÈRE TECHNIQUE
APPELÉE SMASH OU GRAPPA LES CALCULS
SE FONT AU NIVEAU DES DONNÉES NUMÉRIQUES
DANS LE PLAN DE FOURIER (P 130), AVANT LA
RECONSTRUCTION DE L'IMAGE.



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.



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).

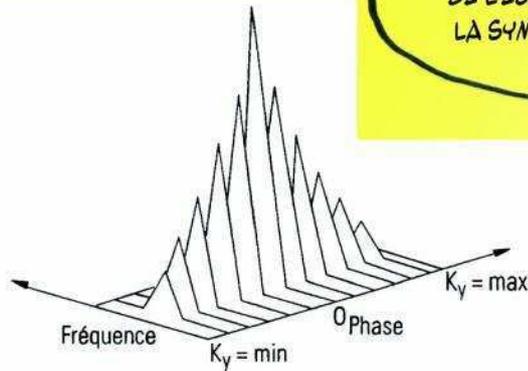
LES DONNÉES BRUTES QU'ON APPELLE AUSSI « PROFILS » SONT COLLECTÉES DANS L'ESPACE K (VOIR P 129) OÙ ELLES PRÉSENTENT UN PLAN DE SYMÉTRIE.

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.

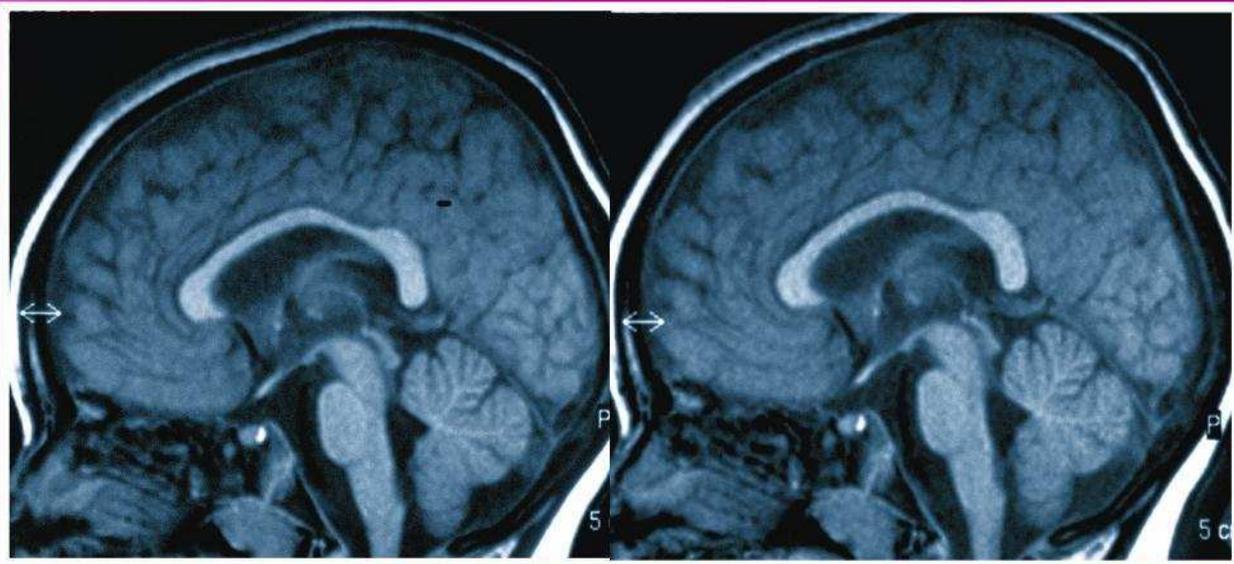
LE CONTRASTE ET LA RÉOLUTION SONT INCHANGÉS MAIS IL Y A UNE DIMINUTION DU RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT. EN PRATIQUE IL FAUT ACQUÉRIR QUELQUES LIGNES DE CODAGE DE PLUS.

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



S-FOV RECTANGULAIRE

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

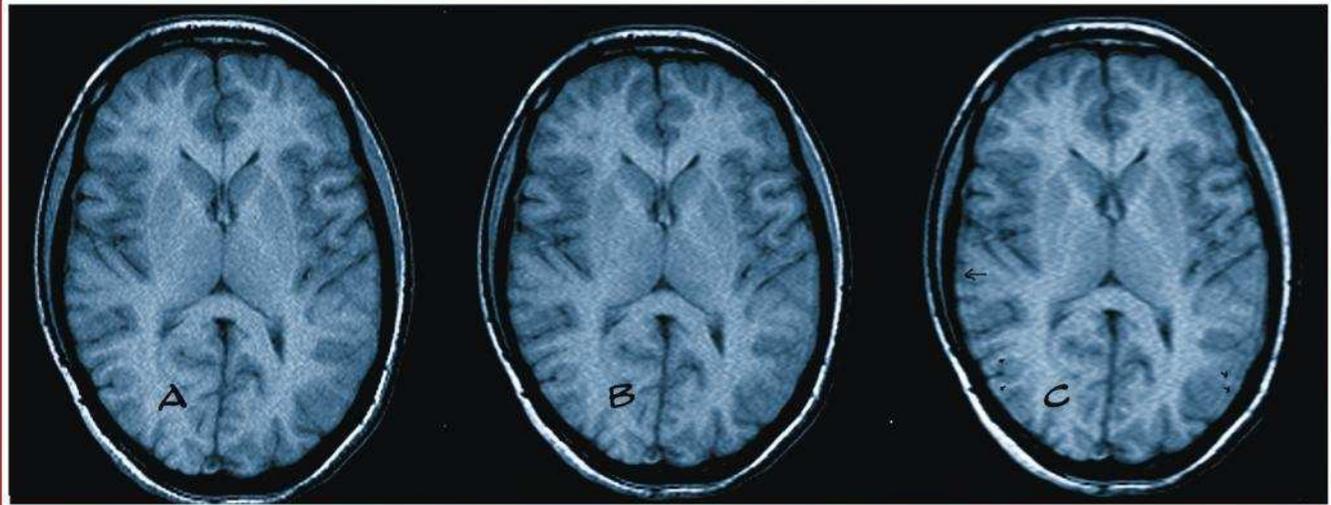


A GAUCHE, TR=159 TE=4.1, ALPHA=90° RFOV 100%, 2 NEX 51 SEC POUR 19 COUPES DE 5 MM.

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

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

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



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

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

ON VOIT APPARAÎTRE EN PÉRIPHÉRIE DE C DES PETITS ARTÉFACTS CIRCULAIRES

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

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

I-LES ARTÉFACTS MÉTALLIQUES :

TOUT OBJET MÉTALLIQUE : PLOMBAGE, PROTHÈSE, BOUTON ENTRAÎNE UN VIDE DE SIGNAL ET UNE DÉFORMATION DE L'IMAGE TOUT AUTOUR.
CET ARTÉFACT EST BEAUCOUP PLUS IMPORTANT EN ÉCHO DE GRADIENT QU'EN SPIN ÉCHO.

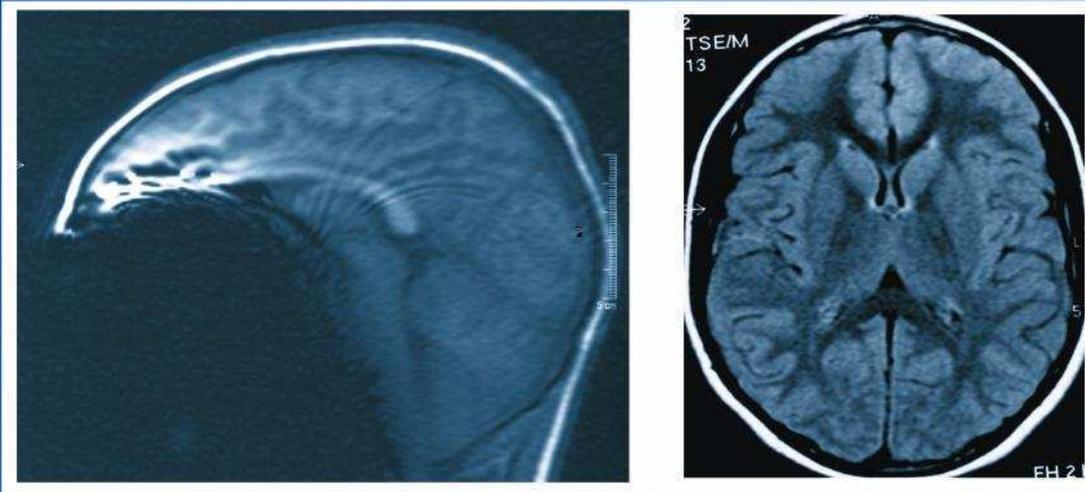
LES IMPLANTS OU PROTHÈSES DOIVENT ÊTRE SOIGNEUSEMENT ÉVALUÉS.
CERTAINS ARTÉFACTS SONT INATTENDUS
COMME PAR EXEMPLE LE FARD À PAUPIÈRES OU LES MICRO DÉBRIS MÉTALLIQUES LAISSÉS PAR LES FORAGES CHIRURGICAUX.

GENOU DE PROFIL EN GRE T2:
TR=500, TE=15, ANGLE =35°
ARTÉFACTS FERROMAGNÉTIQUES
DUS AU MATÉRIEL CHIRURGICAL.

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



LES CORPS ÉTRANGERS MÉTALLIQUES INTRA-OCULAIRES ET LES PACE-MAKERS SONT DES CONTRE INDICATIONS FORMELLES À L'EXAMEN P135.

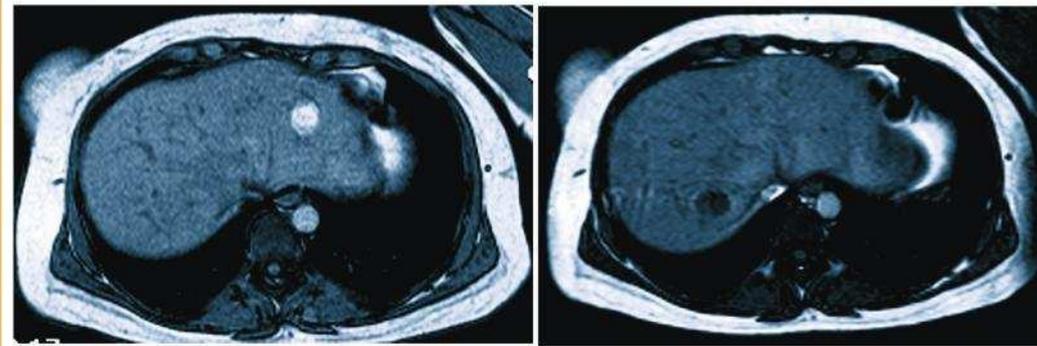


L'IMPORTANCE DES ARTÉFACTS FERROMAGNÉTIQUES EST TRÈS VARIABLE SUIVANT L'INCIDENCE ET LE TYPE DE SÉQUENCE.

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

2-LES ARTÉFACTS DE MOUVEMENTS :

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



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 INVERSION DES GRADIENTS. (FLOW COMP)

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

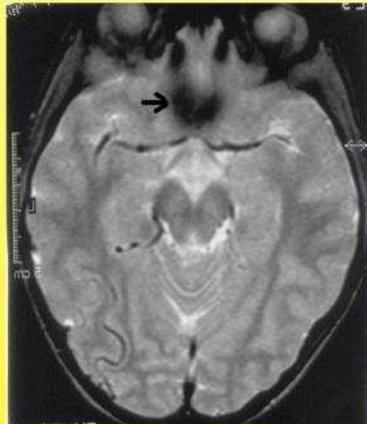


7-RÉALISER LES SÉQUENCES EN APNÉE.

3-LES ARTÉFACTS LIÉS À LA SUSCEPTIBILITÉ MAGNÉTIQUE

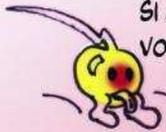
LORSQUE DEUX TISSUS ONT DES DENSITÉS DE PROTONS DONC DES PROPRIÉTÉS MAGNÉTIQUES TRÈS DIFFÉRENTES, IL APPARAÎT À LEUR INTERFACE UN ARTÉFACT DIT DE SUSCEPTIBILITÉ MAGNÉTIQUE QUI SE TRADUIT PAR UNE PERTE DE SIGNAL LIÉE À L'INHOMOGENÉITÉ DU CHAMP MAGNÉTIQUE À CET ENDROIT.

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



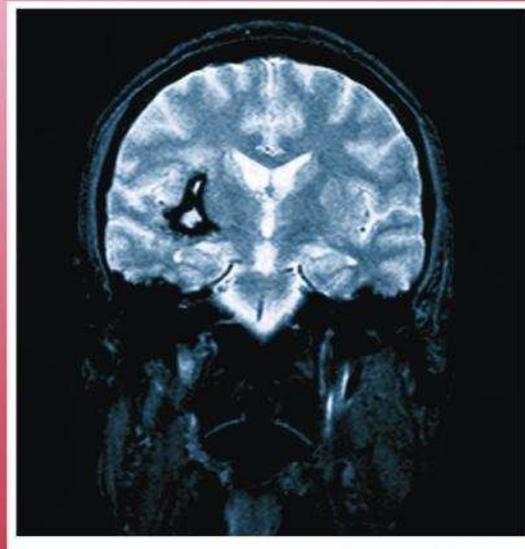
CET ARTÉFACT EST MODÉRÉ DANS LES SÉQUENCES EN SPIN ÉCHO À CAUSE DU REPHASAGE DES SPINS ; PAR CONTRE EN ÉCHO DE GRADIENT OÙ LE REPHASAGE N'EST PAS COMPLET, CET ARTÉFACT PEUT ÊTRE GÊNANT À LA ZONE DE CONTACT ENTRE L'AIR, L'OS OU LE TISSU CÉRÉBRAL. CECI EST PARTICULIÈREMENT NET SUR LES SÉQUENCES DU CRÂNE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

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



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

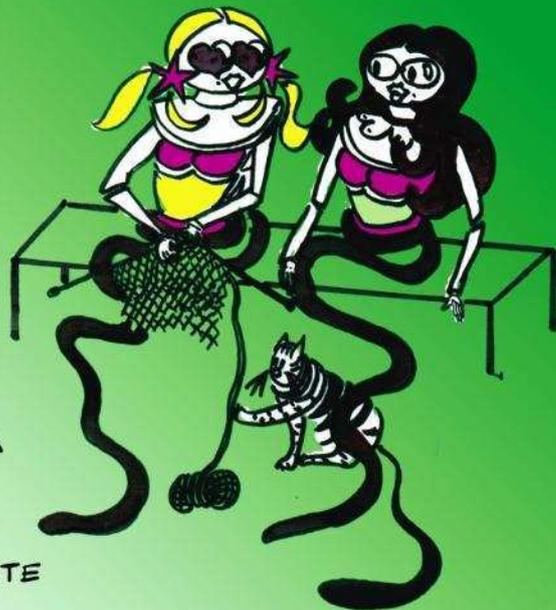
HÉMATOME INTRACÉRÉBRAL.
CERVEAU DE FACE EN GRE T2
TR= 700 TE=20 ALPHA=20°
20 COUPES DE 5 MM EN 3 MIN.
EN PÉRIPHÉRIE, LA PERTE DU
SIGNAL EST LIÉE AU DÉPÔT
D'HÉMOSEDÉRINE.



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 P127).

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 REÏNS 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.



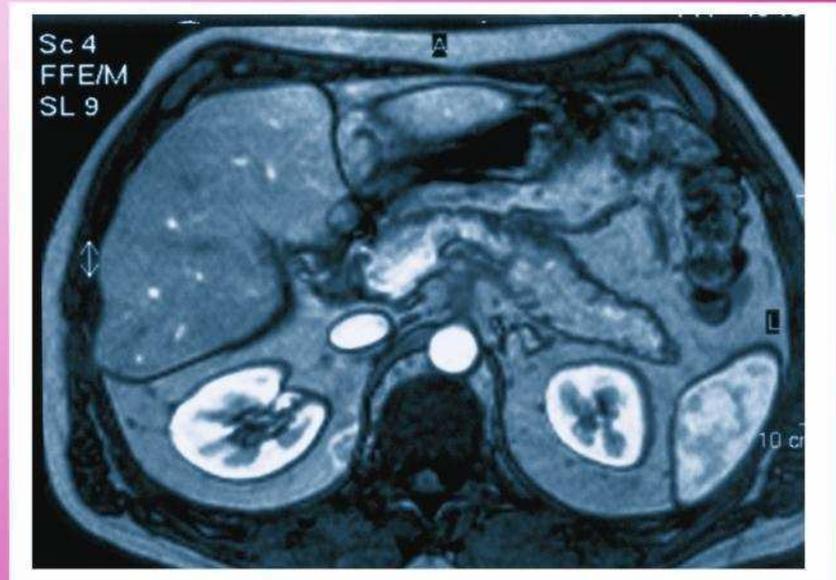
COUPE D'ABDOMEN
EN GRE TI + GADOLINIUM
TR= 149 TE=6.8MS
ALPHA =90° 14 COUPES
DE 10 MM EN 21 SEC.

LE DÉPLACEMENT CHIMIQUE
EST BIEN VISIBLE AUTOUR
DES REÏNS.

UN AUTRE TYPE D'ARTÉFACT, VISIBLE EN ÉCHO DE GRADIENT PROVIENT DU FAIT QUE LES PROTONS DE L'EAU ET DE LA GRAISSE SONT EN PHASE POUR UN TE DE 4.4, 8.8, 13.2 MS À 1.5 TESLA ET SONT DÉPHASÉS POUR 2.2, 6.6 MS ET AINSI DE SUITE. CE CI A DÉJÀ ÉTÉ VU DANS L'OPTION DÉPLACEMENT CHIMIQUE P. 84. 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.



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



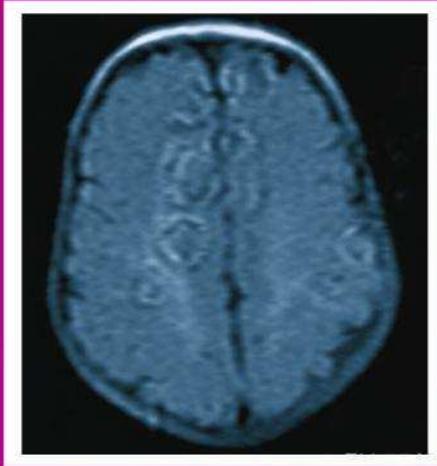
S-L'ARTÉFACT DE TRONCATURE EST PROVOQUÉ PAR UN INTERFACE ABRUPT ENTRE DEUX STRUCTURES DE CONTRASTE TRÈS DIFFÉRENT (PAR EXEMPLE ENTRE LA GRAISSE ET L'OS). ON OBSERVE DE MULTIPLES LIGNES PARALLÈLES AU NIVEAU DE LA ZONE DE TRANSITION. IL PROVIENT DU FAIT QUE LA TRANSFORMATION DE FOURIER EST « TRONQUÉE » 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.



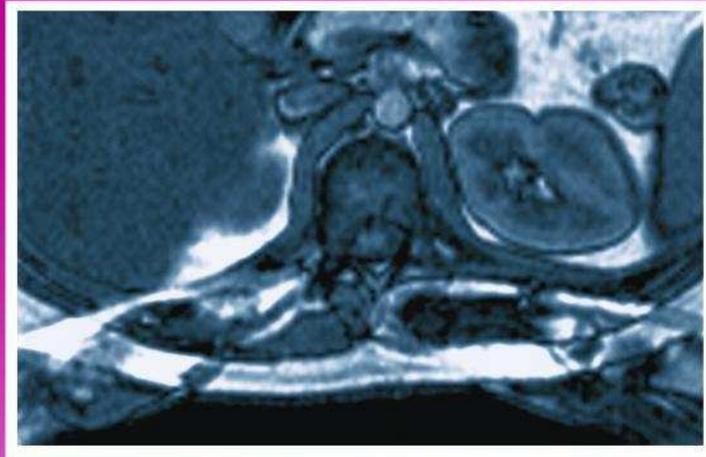
GÉNOU DE FACE CHEZ UN ENFANT
SÉQUENCE GRE T2



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.

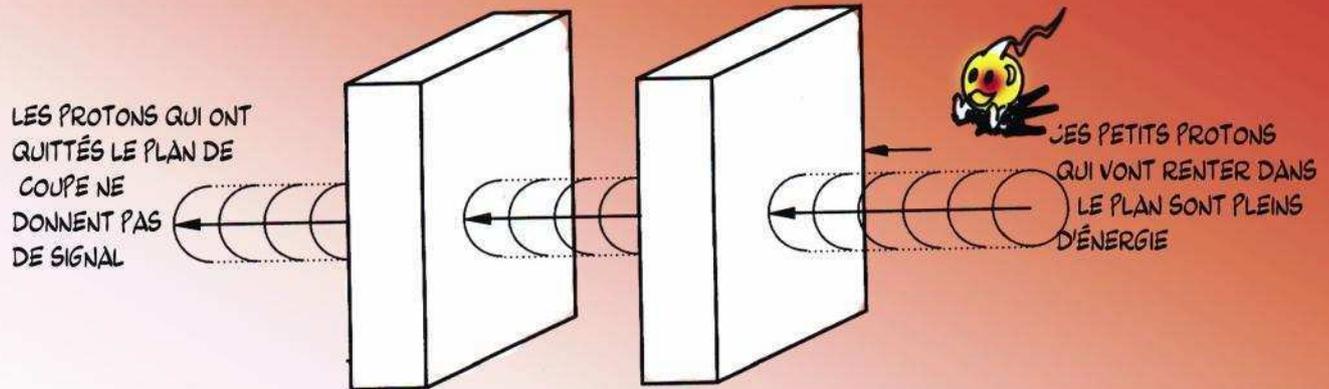
CHAP 9 LE FLUX ET L' ANGIOGRAPHIE IRM

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.



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.

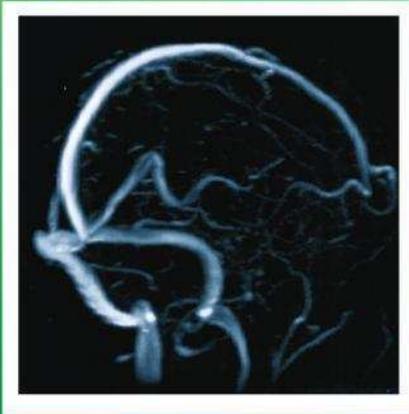
ON PEUT FAIRE DES ANGIOGRAPHIES PAR IRM SANS OU AVEC INJECTION DE PRODUIT DE CONTRASTE. CHAQUE TECHNIQUE A SES INDICATIONS.

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



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.

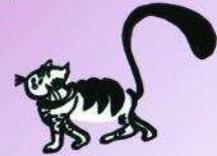
ÉTANT DONNÉ QUE LE DÉPHASAGE DES PROTONS EST PROPORTIONNEL À LEUR VITESSE, L'ANGIO-RM PAR CONTRASTE DE PHASE A L'AVANTAGE DE POUVOIR FOURNIR DES INFORMATIONS CONCERNANT LA VITESSE DU FLUX ET SA DIRECTION. LA TECHNIQUE PCA EST TRÈS UTILISÉE EN PARTICULIER POUR LES FLUX LENTS. ELLE EST RELATIVEMENT LENTE MAIS ELLE PERMET D'ÉTUDE DES VOLUMES PLUS GRANDS QUE LA MÉTHODE SUIVANTE.



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 82).

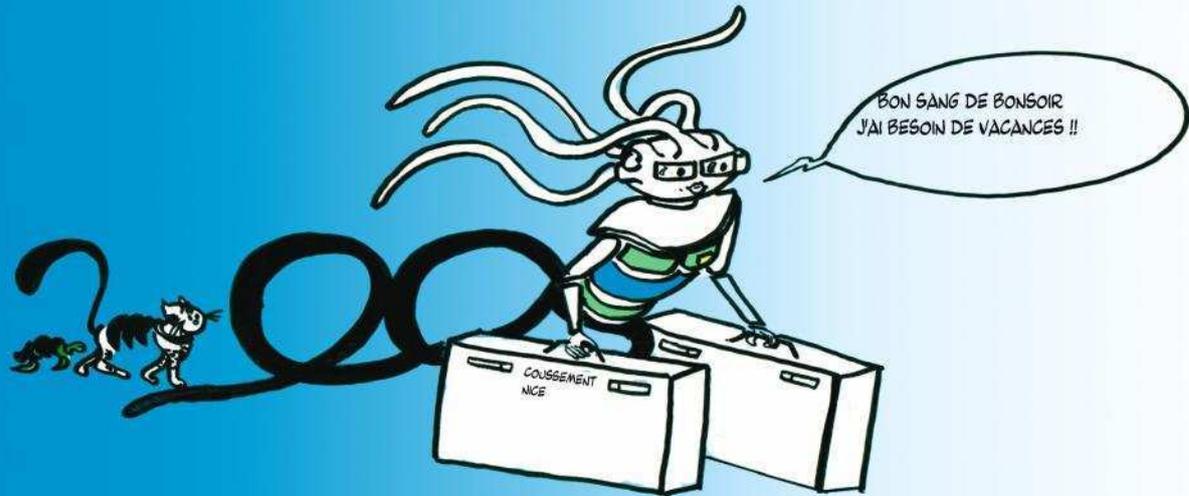


CETTE TECHNIQUE EST ADAPTÉE AU SANG CIRCULANT À GRANDE VITESSE. ELLE EST APPLICABLE EN 2D ET 3D SUIVANT LA VITESSE DU FLUX ET LA TORTUOSITÉ DES VAISSEAUX. L'UTILISATION D'UNE PRÉSATURATION PERMET DE SUPPRIMER LE FLUX VENANT EN SENS INVERSE. CETTE TECHNIQUE EST MOINS POLYVALENTE MAIS PLUS RAPIDE QUE L'ANGIO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



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



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

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

POUR TERMINER, UN MOT SUR LES PRODUITS DE CONTRASTE.

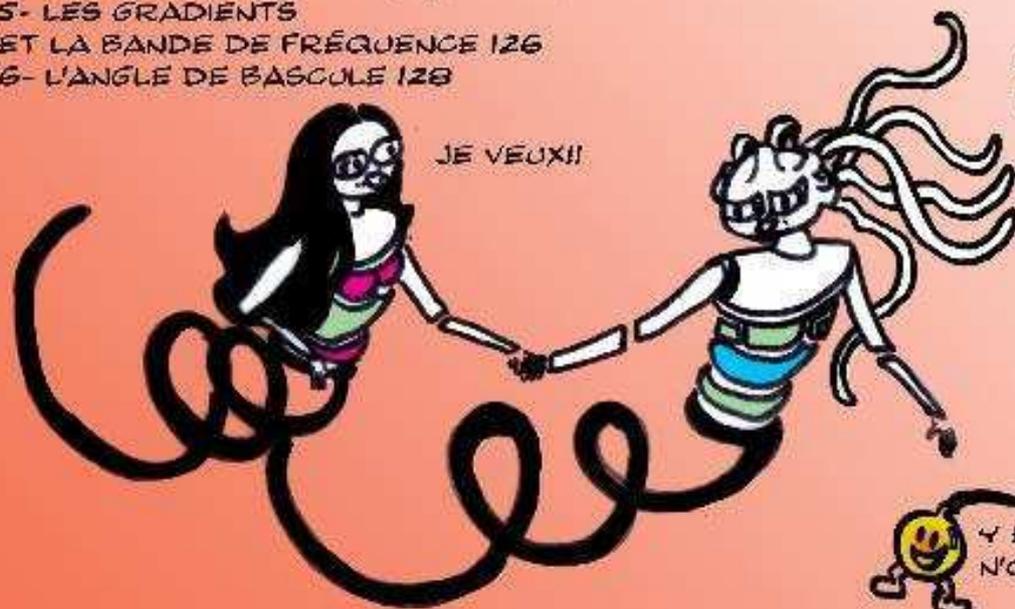
LES CHÉLATES DE GADOLINIUM INJECTÉS PAR VOIE VEINEUSE RACCOURCISSENT LE T1 DES TISSUS QUI PRENNENT LE CONTRASTE, CE QUI LEUR DONNE UN HYPERSIGNAL EN T1. ILS ONT UNE ACTION INSIGNIFIANTE SUR LE T2. LA DOSE HABITUELLE EST DE 0.2 ML (0.1MMOL) PAR KG DE POIDS, DOSE QUI PEUT ÊTRE DOUBLÉE OU TRIPLÉE DANS CERTAINES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



ET SI JE VEUX EN SAVOIR PLUS SUR...

- 1- LE SPIN 120
- 2- LES AIMANTS 122
- 3- LES ANTENNES 124
- 4- LA PONDÉRATION DES IMAGES 125
- 5- LES GRADIENTS
ET LA BANDE DE FRÉQUENCE 126
- 6- L'ANGLE DE BASCOLE 128

- 7- LA TRANSFORMATION DE FOURIER
ET L'ESPACE K 129
- 8- L'IMAGERIE TRIDIMENSIONNELLE 131
- 9- L'IMAGERIE FONCTIONNELLE 132
- 10- LE RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT 134
- 11- LES EFFETS BIOLOGIQUES 135



JE VEUX!!

CE N'EST PAS
UN PROBLÈME



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

1. EN SAVOIR PLUS SUR LE SPIN

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

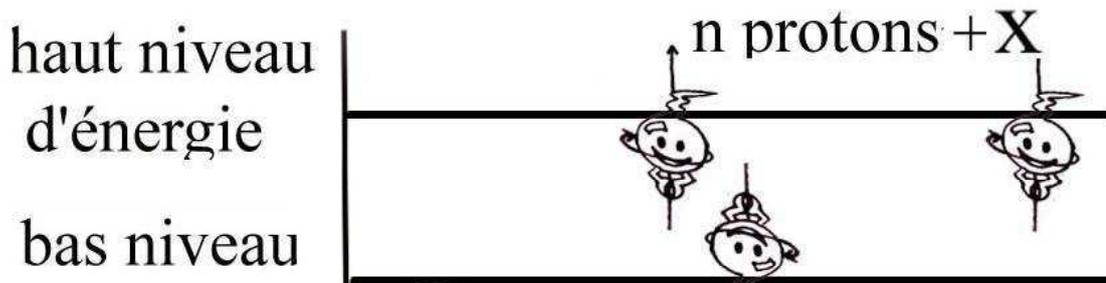
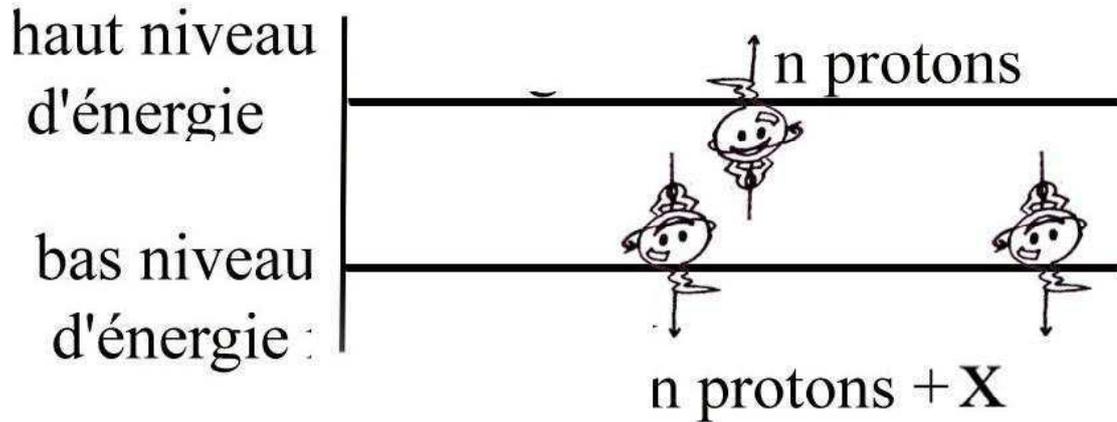
Lorsqu'on excite les protons un nombre plus ou moins important de spins passent de la position de basse énergie à la position de haute énergie (pour eux, c'est la loi du tout ou rien).

Les spins sont excités (cad qu'ils passent de la position parallèle à la position antiparallèle) seulement si la fréquence de l'onde RF correspond exactement à la différence d'énergie entre les positions parallèle et antiparallèle.

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

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

au
repos



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

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

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

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

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

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

Ces dernières années, l'ergonomie de ces aimants a été améliorée d'une façon importante, les aimants de 10 tonnes en 1990 pèsent 3 tonnes en l'an 2000, leur longueur est passée de 2,50m à 1,60m et grâce à l'autoblindage, ils peuvent être installés assez facilement, en remplacement d'un scanner classique, dans un immeuble ordinaire. Leur homogénéité a fait des gros progrès et la limite de sécurité pour les pace maker (la ligne des 5 Gauss) est en général limitée à la pièce, voire à la table.

Normalement l'intensité du signal reçu augmente avec le carré de l'intensité du champ magnétique. On a donc théoriquement intérêt à utiliser des hauts champs. Cependant il y a des inconvénients et des limites :

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

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

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

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

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

Cependant, il y a manifestement une place pour les aimants à bas champs, pour toutes les applications non spécifiques des hauts champs. S'il ne peut y avoir qu'une seule machine il est normal que la préférence aille à l'appareil à haut champ mais lorsque plusieurs appareils sont voisins, les bas champs produisent des 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.

3-EN SAVOIR PLUS SUR LES ANTENNES RADIO- FREQUENCE

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

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

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

Récemment, on a vu apparaître un progrès majeur, à savoir des antennes en réseau phasé constituées de plusieurs récepteurs et canaux. Elles sont utilisées pour mesurer simultanément des points différents de la même région, permettant un gain de temps appréciable.

Cette technique dite d'acquisitions parallèles peut s'appliquer à toutes les séquences soit pour augmenter la résolution spatiale, soit pour diminuer le temps (souvent par deux et parfois par quatre sans perte de signal, ce qui est très important pour les séquences en apnée).

4- 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 à la magnétisation le temps de récupérer complètement. Le TR est court, et le TE doit également être court pour diminuer l'influence de T2 (voir p 23)

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

3- Certaines valeurs de TR et TE diminuent l'influence de T1 et T2 et font apparaître la concentration en hydrogène. On les appelle images en densité de protons (Rho). C'est le cas en Spin écho, pour un TR long (1,5 sec) et un temps d'écho court (30 msec). Un deuxième écho à 80 msec donne dans la même séquence des images en T2.

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

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

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

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

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

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

L'augmentation de la puissance des gradients a des limites parce que déjà aux conditions actuelles, on arrive à un niveau où on peut observer une stimulation des nerfs périphériques.

La bande de fréquence (BW), matrice et épaisseur des coupes sont des paramètres réglables par l'utilisateur et étroitement liés aux gradients.

Chaque écho est constitué d'une combinaison d'ondes de fréquence, de phase et d'amplitude variable constituant le signal. Le temps pendant lequel cet écho est analysé c'est à dire pendant

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

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

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

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

6-L'ANGLE DE BASCULE

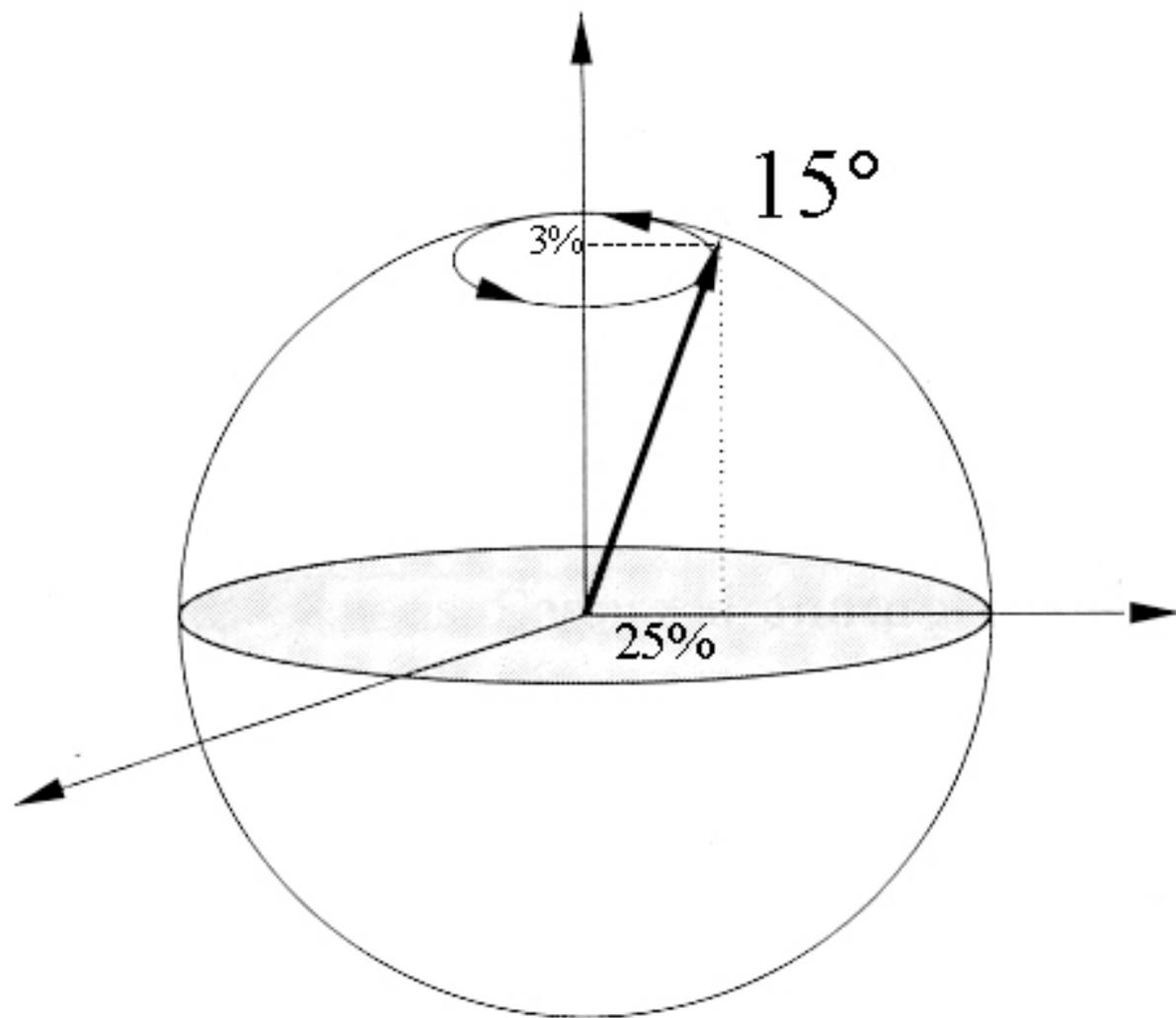
L'impulsion RF a pour effet de mettre les spins en phase et de les faire basculer de l'état de repos à l'état excité. Le résultat macroscopique est représenté par une bascule plus ou moins importante du vecteur de magnétisation. Plus l'énergie de l'impulsion RF est forte, plus le nombre de spins qui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

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

La récupération de la magnétisation longitudinale est rapide, ce qui permet de diminuer les temps de

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

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



7- LA TRANSFORMÉE DE FOURIER ET L'ESPACE K

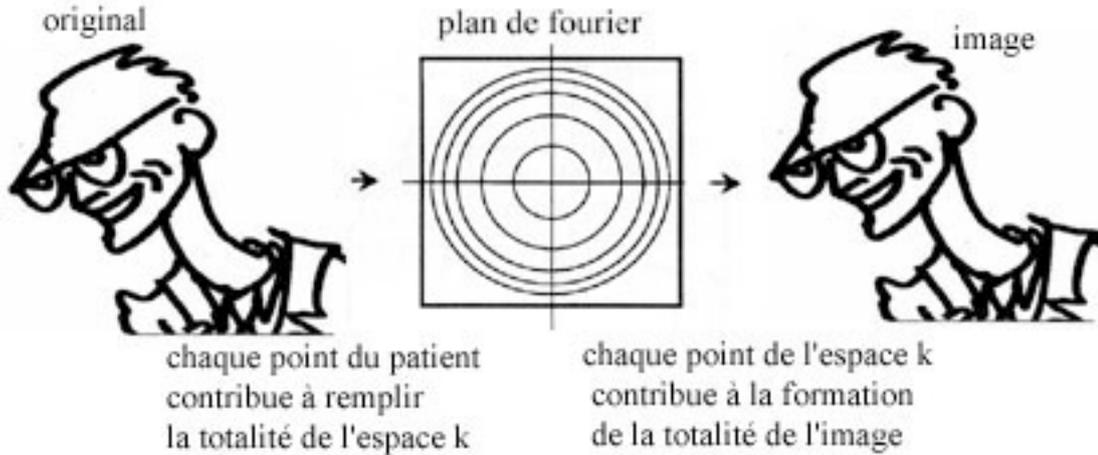
Les signaux en provenance de chaque voxel sont codés en fréquence et en phase et possèdent une amplitude propre. Ces multiples sinusoïdes superposées ne seront utilisables pour former une image qu'après l'application d'une opération mathématique géniale, la transformée de Fourier qui transforme ces sinusoïdes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

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

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

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

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



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

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

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

-8 L'IMAGERIE TRIDIMENSIONNELLE

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

Il existe alors un double codage de phase, le codage en fréquence n'étant utilisé que pendant la lecture du signal.

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

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

L'acquisition en 3D n'est pas pratiquement réalisable en spin écho classique car elle prendrait trop de temps mais elle est d'usage courant en spin écho rapide (RSE) et en écho de gradient. Pour reconstruire une image correcte dans les trois plans, une acquisition isométrique est nécessaire.

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

9-IRM FONCTIONELLE, DIFFUSION ET PERFUSION, BOLD

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

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

L'image est obtenue à partir de deux séquences qui ne diffèrent que par l'application de gradients de diffusion. Le signal obtenu sera d'autant plus important qu'il contiendra moins de protons mobiles car ceux-ci ne sont pas rephasés par les gradients comme le sont les protons immobiles. On mesure ainsi le coefficient de diffusion apparent (CDA). Le CDA correspond à la somme des mouvements de diffusion vraie et de perfusion dans les capillaires. La contribution d'un facteur perfusion qui correspond donc au mouvement des protons dans les capillaires peut être calculée et on obtient des images de diffusion et de perfusion sans injection de produit de contraste. Dans les accidents vasculaires cérébraux ischémiques, l'œdème entraîne une diminution de l'espace extra cellulaire, donc une diminution de la diffusion qui se traduit par un hyper-signal en T2 sur les images, de 4 à 6 heures après l'AVC. A la phase précoce, le territoire ischémié mais encore perfusé est identifiable sous la forme d'une zone de pénombre qui peut être évaluée en couplant l'étude de la perfusion et de la diffusion.

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

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

10-EN SAVOIR PLUS SUR LE RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT

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

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

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

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

11-EFFETS BIOLOGIQUES de l'IRM

Toute personne travaillant en IRM ou prescrivant des examens doit savoir qu'il existe des dangers réels associés à l'emploi des champs magnétiques. Les patients avec des pace-maker,

des implants cochléaires et autres stimulateurs neurologiques ou de la croissance osseuse, les corps étrangers ferromagnétiques situés dans un endroit dangereux (par exemple l'œil), certains clips vasculaires, les implants activés magnétiquement, les prothèses oculaires, certains matériels intravasculaires comme les cathéters de Swan-Ganz, les filtres caves en place depuis moins d'un mois ne doivent pas avoir d'examen par IRM. Les valves cardiaques sont le plus souvent peu ferro-magnétiques.

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

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

Le SAR (Specific Absorption Rate) est la mesure de la quantité d'énergie délivrée aux tissus par les ondes RF. Celle-ci est proportionnelle au carré de l'intensité du champ magnétique, et au carré de l'angle de bascule. Les installations d'IRM ont un système de protection qui interdit certaines séquences lorsque l'énergie délivrée dépasse la norme. Les séquences SE rapides avec leurs multiples bascules de 180° 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

Les noms génériques sont en gras.

- ASSET Array Sensitivity Encoding Technique. Acquisition par antennes parallèles 95 .
- B FFE Balanced FFE (SS-GRE-SE+FID) 67
- BOLD Blood Oxygen Level Dependent contrast. Technique d'imagerie fonctionnelle p 133
- BW Bandwidth: largeur de la bande des fréquences transmises ou reçues 127
- CDA coefficient de diffusion apparent 133
- CE Contrast Enhanced contraste augmenté
- CE FAST Contrast Enhanced Fast 66
- CE FFE Contrast Enhanced FFE 66
- CE GRASS Contrast Enhanced GRASS 66
- CENTRA Technique de remplissage de l'espace k 131
- CHESSE Chemical Shift Selection 85
- CISS Constructive Interference in the Steady State SS-GRE FID+SE avec compensation de flux. 68
- CLEAR méthode de post processing du signal
- COPE Centrally Ordered Phase Encoding Technique de compensation respiratoire 102
- CORE Centrally Ordered Respiratory Encoding Technique de compensation respiratoire 102
- CSI Chemical Shift Imaging 85
- DE Driven Equilibrium Retour forcé de la magnétisation à l'équilibre. Utilisé avec MP GRE pour obtenir une pondération T2 79

DE FGR Driven equilibrium Fast grass 79
DEFAISE Dual Echo Fast Acquisition Interleaved Spin Echo. Variante de RSE 86
DESS Double Echo in the Steady-State combinaison de FISP et PSIF 68
DRIVE Restauration rapide de la magnétisation transversale 92
DUAL 85
E SHORT écho stimulé SS-GRE-SE 65
EPI Echo Planar Imaging 90
ET Echo Train ou ETL Echo Train Length 86
EXORCIST technique de compensation respiratoire 102
F-SHORT SS-GRE-FID 63
FADE Fast Acquisition spin echo with Double Echo voir SS-GRE-FID+SE 67
FAME Fast Acquisition Multi Echo voir SP-GRE 61
FASE voir RSE 86
FAST Fourier Acquired Steady state Technique (voir SS-GRE-FID) 63
FATE voir FADE 67
FATSAT Fat Saturation saturation sélective de la graisse 80
FC Flow Compensation compensation du flux 102
FE Field Echo écho de gradient 58
FEDIF : écho de gradient avec eau et graisse hors phase 85
FEER Field Echo Even by Reversal voir écho de gradient 58
FESUM Field echo Summation écho de gradient avec eau et graisse en phase 85
FFE Fast Field Echo écho de gradient 58, 63
FFT Fast Fourier Transform transformée de Fourier 130
FGR Fast GRASS voir MP-GRE 78

FID Free Induction Decay Courbe de décroissance de l'impulsion libre 30
FIESTA Fast Imaging Enhancing the steady State SS-GRE-SE+FID 67
FISP Fast Imaging with steady State Precession voir SS-GRE-FID 63
FLAG Flow Adjustable gradient 102
FLAIR FLuid Attenuated Inversion Recovery Suppression du LCR 76
FLARE RSE avec faible angle de bascule 86
FLASH Fast Low Angle SHot écho de gradient avec spoiler SP-GRE- 61
FLOW COMP Flow Compensation 102
FOV Field Of View : champ de vue 38
FRFSE Fast Recovery Fast Spin Echo 92
FRE voir GRE 58
FSE voir RSE 86
FSPGR Fast SPGR 78
GE voir GRE 58
GFE voir GRE 58
GMN Gradient Moment Nulling : technique de compensation de flux par les gradients 102
GMR Gradient moment Rephasing 102
GRAPPA Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisition 94
GRASE GRADient and Spin Echo 91
GRASS Gradient Recalled Acquisition in the Steady State voir SS-GRE-FID 63
GRE Gradient Recalled Echo sigle générique de l'écho de gradient 57
GRECO voir GRE 58
HASTE Half Acquisition Single shot Turbo spin Echo 96
INFLOW voir TOF 115

IN-OUT 85

IP-OP 85

IR Inversion Recovery sigle générique de l'Inversion-récupération 73

KEYHOLE réutilisation des profils périphériques d'une image à l'autre. Seuls les profils centraux responsables du contraste sont acquis. 97

IVIM Intra Voxel Incoherent Movement 133

LASE Low Angle Spin Echo

MAST Motion Artefact Suppression Technique 102

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

MOTSA Multiple Overlapping Thin Slab 3D Acquisition technique d'angioRM

MPGR Multi Planar Gradient Recalled écho : écho de gradient multicoupe 58

MP GRE Magnetisation Prepared GRE préparation de la magnétisation 78

MP RAGE Magnetization Prepared Rapid Gradient Echo 78

MT ou MTC Magnetization transfer contrast: Transfert de magnétisation 82

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 recevant chacun une partie du signal 93

PC voir PCA

PCA Phase Contrast Angiography 133

PEAR Phase Encoded Artifact Reduction Technique de compensation respiratoire 102

POMP Phase Offset MultiPlanar : Technique multicoupe
PRESAT presaturation 103
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 85
PSIF : SS-GRE-SE 66
RACE Real time Acquisition and velocity evaluation : méthode de mesure des vitesses
RAM Reduced Acquisition Matrix
RARE Rapid acquisition with Refocused Echoes voir RSE 86
RASE Rapid Spin Echo 86
RESCOMP compensation respiratoire 102
REST Regional Saturation Technique voir presat 103
RESTORE Récupération rapide de la magnétisation transversale 92
RF FAST voir SP GRE 61
RICE voir RSE 86
ROAST Resonant Offset Averaged STeady state voir SS-GRE 63
ROPE Respiratory Ordered Phase Encoding Technique de compensation respiratoire 102
RSE Rapid Spin Echo 86
SAR Specific Absorption Rate : Mesure de l'énergie absorbée par le patient en IRM 136
SAT Saturation ou présaturation 103
SE Spin Echo 55
SENSE Sensitivity Encoding 95
SINOP 84

SCIC Surface Coil Intensity Correction Post processing des inhomogénéités de signal au contact des antennes de surface

SHORT SP-GRE 61

SMASH Short Minimum Angle SHot 63

SMASH SiMultaneous Acquisition of Spatial Harmonics 94

SNR Signal to Noise Ratio rapport signal sur bruit 135

SNAPSCHOT single shot, SSh 90

SPGR voir SP-GRE 61

SP-GRE Spoiled Gradient Echo 61

SPIR voir Fat Sat 80

SSFP Steady State Free Precession voir SS-GRE-FID 66

SS-GRE Steady state GRE terme générique des séquences en écho de gradient acquises à l'état d'équilibre 63

SS-GRE FID séquence SS-GRE avec recueil des echos de gradients 63

SS-GRE-SE séquence SS-GRE avec recueil des échos de spins stimulés 65

SS-GRE-FID+SE 67 séquence SS-GRE avec recueil des deux échos 67

SSh : Single Shot tous les profils de l'espace K sont acquis en un seul TR 90

STAGE Small Tip Angle Gradient Echo voir GRE 58

STE STimulated Echo : echo stimulé

SS-GRE-SE 65

STEAM STimulated Echo Acquisition Mode voir SS-GRE-SE 65

STERF SS-GRE-SE. 65

STIR Short Time Inversion Recovery 75

TE temps d'écho 35

TFE Turbo Field Echo voir MP-GRE 78
TGE Turbo Gradient Echo 78
TGSE Turbo Gradient Spin Echo 91
TI Temps d'Inversion 72
TIR Turbo IR
TOF Time of Flight angio RM par temps de vol 115
TONE Tilted Optimized Non Excitation 115
TR Temps de Répétition 27
TRUE FISP True Fast Imaging in a Steady state Precession : écho de gradient à l'état d'équilibre 67
TSE Turbo Spin Echo voir RSE 86
TURBO FLASH voir MP-GRE 78
TURBO SHORT voir MP-GRE 78
UTSE Ultra Turbo Spin Echo voir RSE 86
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. 61
VINNIE Velocity Imaging in cine mode
WATER EXCITATION excitation sélective de l'eau 85
WAVE 3D SP-GRE 61
WATTS voir water excitation 85

INDEX

Antennes 93 124

Aimants 122,

Angio TOF, 83

Angle de bascule 57, 109

Artéfacts

- métalliques 99

-de mouvements 101

- de troncature 109

- de repliement 110

bande de fréquence 44, 126

BOLD 132

Champs magnétiques 122

Contrindications 135

Déphasage des spins 25

Déplacement chimique 84, 104, 106

Diagramme d'impulsion 42

Diffusion 133

Driven equilibrium 79

Durée d'une séquence 47

Echo planar 96

Echo stimulé 66, 67

Effets biologiques 135

Espace k 48, 129
FID 30
Flux 111
Fœtus 135
Fourier 48, 129
FOV 38
Gradients 39, 43, 45, 46, 126
GRE 57
Hémosidérine 62
Implants 135
Inversion récupération 72-73
IRM fonctionnelle 132
IVIM 133
Magnétisation 21, 20
Matrice 38
Moment magnétique 12
Noyau 11
Perfusion 133
Précession 14, 20
Préparation de la magnétisation 78
Produits de contraste 118
Rapport signal sur bruit 134
Rectangular FOV 98
Relaxation 22, 23, 25, 121

Repliement 110
Résonance 15
Restauration rapide de la magnétisation 92
Scan percentage 97
SE 35, 55
Séquences 52
Single shot 88, 90
Spectroscopie 120
Spin 12, 112, 120
Spoiler 62
Steady state 64
Suppression des graisse fat sat 80
Stir 80
Proset 85
Dual 84
Susceptibilité magnétique 104
Techniques d'acquisition parallèles 93
Technique multicoupe 49
Tesla 13, 16
Train d'écho 50, 86
Transfert de magnétisation 82
Tridimensionnel 132
TR 27
TE 30, 35

T1 23, 125

T2 25, 125

Voxels 38

Si cette bd vous a été utile, vous pouvez remercier l'auteur en faisant un don même modeste à l'association

Terya so.

Si vous visitez leur site "teryaso.free.fr"

vous verrez que cette association s'occupe de promouvoir, entr'autres, la scolarisation de petites filles au Mali et au Burkina Faso.

leur adresse: terya so

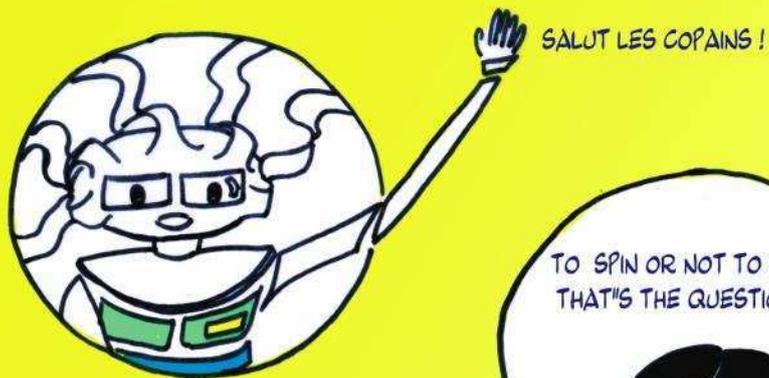
25 rue Jean-Baptiste Pigalle

75009 PARIS

France

e-mail: teryaso@wanadoo.fr

Des exemplaires papier de la BD sont encore disponibles auprès de l'association.



LE CHANT DES PROTONS: LA BD

(L'IRM SANS PEINE?)



S'IL TE PLAÎT,
DESSINE MOI
UN PROTON ...



PRIX PUBLIC 40 EUROS