BIOPHYSIQUE

LA RESONNANCE MAGNETIQUE NUCLEAIRE ET L'IMAGENIR PAR RESONNANCE MAGNETIQUE

I) RMN

IRM : enregistrement des vitesses de retour à l'état d'équilibre (relaxation des protons placés dans un champ magnétique permanent et soumis à une impulsion déstabilisatrice (stimulation). Les protons stimulés émettent un signal. Examen qui prend du temps.

Le vecteur du moment magnétique M s'oriente selon les lignes de champ.
Intensité = induction magnétique en Tesla
1 Gauss = 10^{-4} T
0,5 T = Champ magnétique de la Terre

Un proton est un noyau d'hydrogène. Donc parler de proton est la même chose que parler de noyau d'hydrogène.

Les notions de base

Le magnétisme classique dépend du cortège électronique. Les propriétés magnétiques d'une particule sont liées à la présence de charges électriques en mouvement et dépendent de son rapport gyromagnétique (spécifique d'un matériau) :

$\gamma = M/L = e/2m$ e = charge élem m = masse de la particule

Il existe une relation entre courant électrique et champ magnétique selon m'intensité du flux magnétique et la vitesse de la variation. Réciprocité magnétisme et charge en mvt. Courant élec dans un fil conducteur donne un champ magnétique.

Courant induit par rotation d'un aimant

Le sens du courant dépend du sens du mvt et du type de pole magnétique : le signal dépend du sens de rotation de l'aimant. Le courant maximal est obtenu quand toutes les lignes de champ traversent rapidement la spire. Aucun courant n'est induit dans la spire si les lignes de champ ne la traversent pas.

Le magnétisme nucléaire

Objectif : caractériser les tissus par des variations induites dans le champ magnétique. On utilise l'aimantation des noyaux et non celle des électrons. Seuls certains noyaux sont utilisables en RMN. Leur moment magnétique est tr ès faible par inversement lié à la masse du noyau. Le moment magnétique résulte du spin du noyau. Il y a une condition d'asymétrie.

Spin = rotation sur lui même perpétuelle. → charge électrique qui tourne sur elle même (cf aimant).

On observe un moment magnétique dipolaire pour tout noyau ayant un nombre impair de protons, de neutrons ou des deux nucléons et donc un spin total non entier. (^{1}H, ^{19}F, ^{31}P…)

Pourquoi l'hydrogène ?

- importance de l'eau dans le corps (65%)
- isotope a abondance de 99,9% dans le corps
- présent dans les molécules organiques
- valeur élevée de son rapport gyromagnétique.

Orientation et axes : Axe longitudinal : Z Plan transverse : XY ou T

Le champ magnétique B_0 est intense et permanent, parallèle à Z = fixe l'axe longitudinal.

Mouvement de précession : le champ B_0 crée un effet de toupie dit mouvement de précession. La fréquence de Larmor est la fréquence de résonnance.

Vitesse angulaire $\omega_0 = B_0 * \gamma$
Fréquence de rotation : $\nu_0 = \omega_0 / 2\pi = B_0 * \gamma / 2\pi$

Avant d'être soumis à B_0 mes vecteurs d'aimantation ont des directions aléatoires. Dans le champ B_0, il existe 2 niveaux d'énergie : antiparallèle et parallèle (plus faible en énergie et donc plus stable). Le niveau parallèle est plus peuplé.

$E_A - E_P = \Delta E = 2\mu * B_0 = h * \gamma / 2\pi * B_0 = h * \nu_0$ = énergie d'un photon

Le mouvement de précession des protons crée un cône. Comme il y en a dans les deux sens il y a deux cônes liés par leur sommet. Densité de protons plus élevée dans la base du double cône. Le signal augmente en fonction de la densité protéique.

En l'absence de champ B_0

Désordre dans l'aimantation des vecteurs d'aimantation élémentaire. Pas de moment magnétique, pas d'information sur les tissus.

En présence de B_0

Equilibre stable et reproductible.

Aimantation longitudinale dans B_0 : M_Z est positif mais non décelable car colinéaire à B_0, son intensité est très faible, il est constant dans le temps. Il augmentera avec B_0 et avec la densité protéique. (M_Z est vers le haut car il y a plus de noyaux sur le niveau parallèle (niv du bas) qui ont leur vecteurs d'aimantation vers le haut).

Aimantation transverse dans B_0 : nulle car il y a équidistribution des protons dans le plan T : ils sont dispersés.

Provoquer un déséquilibre

Il faut stimuler les protons de façon brève par un apport d'énergie qui dévie de champ magnétique (ex : aimant). Si on arrête la stimulation : les noyaux reviennent à leur état d'origine en oscillant. Il faut une fréquence de stimulation précise : la fréquence de Larmor (= fréquence identique avec celle de précession des noyaux) et être en phase avec les noyaux.

Entrer en résonnance avec la fréquence de Larmor c'est faire absorber un photon d'énergie exacte $E = h * \nu$.
Après absorption du photon, les noyaux passent dans l'état antiparallèle.

Usage de la radiofréquence

L'apport d'énergie (à la fréquence de résonnance) se fait par l'envoi d'une onde électromagnétique dite de radiofréquence ou champ tournant B_1. Cette onde est appliquée un temps suffisant pout égaliser les populations E_P et E_A. En même temps les protons basculés se mettent en phase.

1) Egalisation de population

Apport d'énergie annule M_Z (car il y a autant de noyaux sur E_P que E_A.

2) Mise en phase complète

Les noyaux se rassemblent dans le plan T : M_T est maximal

3) Arrêt de l'onde RF

Déphasage progressif : relaxation transversale (M_T diminue). Les caractéristiques moléculaires sont étudiées.

T2 = temps de relaxation spin-spin.
Traduit l'état de liaison des noyaux au niveau moléculaire. Perte de phase sans échange d'énergie plus rapide. Les vitesses de protons sont ≠, les moments élémentaires ne retournes pas tous à la fréquence de Larmor. Ces

hétérogénéités sont dues aux modifications locales de B_0 créées par l'échantillon étudié. T2 augmente avec ma mobilité des particules.

$M_T(t) = M_0 * e^{-t/T2}$

Relaxation longitudinale : Retour progressif à l'équilibre initial. M_Z réaugmente. (quand B_0 augmente, le chaleur libérée dans les tissus augmente).

T1 = temps de relaxation réseau-spin, reflet de la relaxation longitudinale, reflet de la viscosité p (densité de protons).
Traduit l'état de liaison des noyaux avec le milieu environnant au niveau tissulaire (propriétés du milieu).
L'échange d'énergie sous forme thermique est relativement lent (500 à 1000ms)

$M_Z(t) = M_0 * (1 - e^{-t/T1})$

T1 et T2 sont indépendants. On n'intervient pas dessus. Ils sont mesurés.

Mesures de M_T

On place une bobine perpendiculaire à B_0. Les lignes de champ traversent la bobine et donnent un courant électrique mesurable proportionnel à M_T et qui varie en fonction de ν_0. Détermination de la fréquence pour vérifier qu'il s'agit bien des protons de l'eau qui ont réagit.

Le signal émis par les protons est le FID : signal de précession libre. Il est sinusoïdal atténué exponentiellement. Il décroit selon T2.

On ne sait mesurer que M_T. La valeur de M_Z n'est accessible qu'a t=0.

Les paramètres d'acquisition

Le temps de répétition TR : est le temps entre 2 impulsion de RF.

$M_Z = M_0 * (1 - e^{-TR/T1})$

Le temps d'écho TE : est le temps d'acquisition : le temps auquel on fait la mesure. On le rentre pour lancer l'examen. TE augmente quand l'amplitude du signal diminue. TE conditionne la valeur mesurée.

$M_Z = M_0 * (1 - e^{-TR/T1}) * e^{-TE/T2}$

Contraste tissulaire

Echelle de niveau de gris. Hypervaleur : blanc, hypovaleur noir.

- T2 court : M_T diminue.
- T1 court : M_Z repousse
- Signal augmente quand la densité augmente.
- En fonction du temps de mesure, on met en évidence des ≠ de signal = contraste

	Pondéré en T1	Pondéré en T2
Blanc	SB	LCR, SG
Gris	SG	SB

$TE_1 > TE_2$	Contraste
$TE_1 = TE_2$	∅ contraste
$TE_1 < TE_2$	Contraste inversé

Le choix des séquences :

Chaque application clinique peut bénéficier d'une séquence spécifique :

- réglage durée TR

Influence de TR sur le contraste tissulaire : TR conditionne T1,

    - TE court → T1 contraste +++
    - TE long → image dépondérée en T1
- réglage durée TE et nombre d'échos

Influence de TE sur le contraste tissulaire : TE conditionne T2.

    - TE court → faible contraste en T2
    - TE long : fort contraste en T2
- temps d'application de l'onde RF
- temps de mesure
- attentes

Objectif : caractérisation tissulaire → reconnaître un type de tissu (normal ou pathologique)

A la recherche du T2 vrai

Le déphasage dans le plan transverse est en fait sous l'influence de deux facteurs :

- la relaxation T2 totalement aléatoire
- les hétérogénéités locales de B_0 fixes

Les deux facteurs s'additionnent et le déphasage est plus rapide que prévu. Un application plus longue de l'onde RF provoque une inversion de population et permet de compenser les inhomogénéités locales sans affecter la vraie relaxation.

L'inversion de population

Bascule complète des protons grâce à une RF de durée double. Beaucoup plus de proton sur le niveau antiparallèle cette fois. M_Z est vers le bas puis revient vers sa position d'équilibre.

Symétrie dans le champ transverse

Avancent à des vitesses ≠, puis inversion de phase avec RF pendant 2t et continuent a avancer = vont se remettre en phase si ∅ changement de fréquence ou de sens de rotation.

L'écho de spin : quand faire la mesure

Attendre que le rephasage soit maximal = à TE. L'inversion doit intervenir exactement au milieu du délai entre le début du déphasage et l'instant de la mesure. TE/2 = temps d'écho. Le déphasage résiduel observé lors de la mesure ne traduit que la relaxation T2 vraie. (Rappel : T2 indépendant des inhomogénéités du tissu)

II) IRM

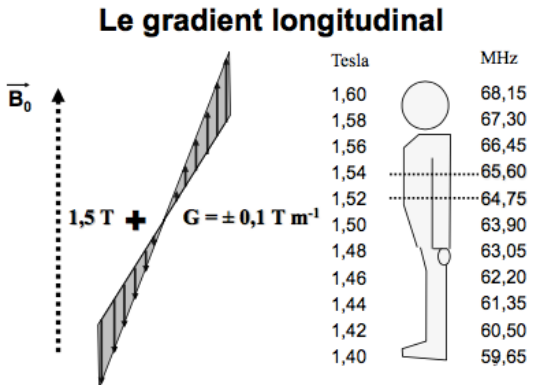
Obtenir une localisation :

Il existe une relation entre champ magnétique et fréquence de rotation des spins des protons.

Quand on fait varier le champ local, des gradients de champ apparaissent.

Ces gradients de champ magnétique créent des gradients de fréquence.

En faisant varier la fréquence de l'onde RF d'un point à un autre on ne va pas stimuler tous les protons mais uniquement les noyaux se trouvant dans la région ou le champ (B_0+G) génère la fréquence qui va les mettre en résonance.



En activant seulement certains noyaux on peut les localiser. G est en $T.m^{-1}$ et selon la valeur de G on va stimuler des protons d'un plan plus haut sur le patient ou plus bas.
Donc en fonction de la valeur du champ extérieur (B_0 en T), de la distance à laquelle on veut faire une image, et de la fréquence de Larmor des protons qu'on veut étudier : on détermine une zone (niveau et épaisseur) qu'on visera en stimulant les protons spécifiquement grâce à G.

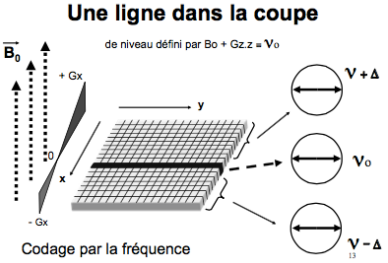
On ne pourra effectuer l'image que d'un seul plan à la fois.
L'orientation du plan de coupe peut être choisie librement.

Pour créer G, et stimuler les protons d'un plan donné, à un moment précis, le courant électrique, élevé, de période courte et en mouvement va passer dans une bobine et créer le champ magnétique G_Z.

3 plans de coupe

Sagittal Frontal Tranverse (= convention radiologique)

Formation de l'image d'IRM

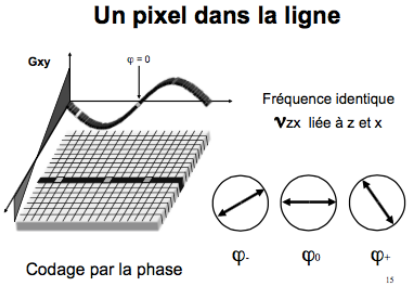


<u>Codage par fréquence pour trouver une ligne dans la coupe.</u>

A chaque valeur de x (= ligne) est affecté une valeur de fréquence qui donne la représentation spatiale. Il faut 1TR pour l'acquisition d'une ligne. Pour faire n lignes et il faut une durée t = TR*n. Seule la ligne ou Gx = 0 est prise en compte. (TR est le temps entre 2 RF)

<u>Codage en phase pour un pixel dans la ligne</u>.

L'application d'un champ permet de déterminer la coupe, le codage en phase permet de repérer une colonne : selon la colonne les protons ne seront pas tous en phase.



Les gradients de lecture :

- B_0
- $B_0 + G_Z$ → plan de coupe sur l'axe Z : gradient imposé à t = TE / 2 par inversion de population
- $B_0 + G_{XY}$ → localisation dans le plan transverse Oxy : gradient de lecture (permet de localiser le voxel qui émet le signal dans la coupe sélectionnée)

Durée examen :

- Mode monocoupe : t = TR * Nbr lignes * Nbr coupes
- Mode multicoupe (20 coupes simultanées) : t = 2'15'' (image en T1)

Déroulement d'un examen IRM

1) Mise en place du patient dans le tunnel (patient seul dans la salle)
2) Repérage de la région à étudier (par courtes séquences de positionnement → t = 1'
3) Imagerie en T1 (TE et TR courts) → 1 à 2 séries de coupes de 2-3'
4) Imagerie en T2 (TR et TE longs) → une série de coupes de 6-8'
5) Imagerie avec modificateur de contraste (injection gadolinium) → une série de coupe 2-3'

Modificateur de contraste : gadolinium

Injecté sous forme chélate, agent paramagnétique avec 7 e^- célibataires, modifie les temps de relaxation des noyaux d'hydrogène, génère des hypersignaux sur les images en T1, ne modifie pas les images en T2.

L'aimant principal B_0

Plusieurs types :

- permanent = fer à cheval
- résistif = courant dans une bobine
- supraconducteur = 2 bobines coaxiales (fonctionne à 4,2°K dans un mélange de He-N)

B_0 a une intensité de 1,5-3T (intensité champ magnétique terrestre = 5.10^{-5} T

La cage de Faraday

Assure le blindage électromagnétique.

Evite le parasitage du signal par des émissions radio FM extérieures ou autres appareillages. Réduit la portée du champ magnétique intense et empêche les perturbations à l'extérieur de la salle.

Indication et contrindication de l'IRM

Indications	Contrindications liées au champ magnétique	Contrindications liées à l'état du patient
Morphologiques – cerveau, moelle, rachis – articulations et os périphériques, muscles... – thorax : cœur, aorte, artères pulmonaires... – abdomen : foie, rein, rate, pancréas... – pelvis, utérus, ovaires, prostate, rectum... Des liquides : Bili-IRM, Myélo-IRM Des vaisseaux : angio-IRM, ± produit de contraste Cinétiques : ciné-IRM Spectroscopie IRM fonctionnelle .	Absolues - Pacemakers et défibrillateurs implantables neuro-stimulateurs, - Stimulateurs de croissance - Pompes implantées (insuline, chimiothérapie, morphine) - Implants cochléaires - Certaines anciennes valves cardiaques certains filtres cave (embolies) - Prothèses osseuses métalliques - Tout corps étranger métallique mobilisable Relatives (peuvent empêcher l'examen, mais en général sans danger) - Prothèses métalliques non mobilisable - Intubation ou ventilation, sauf si matériel adapté.	Relatives – grossesse : on évite, en l'absence de recul suffisant → contre-indique l'injection de Gadolinium – claustrophobie : prémédication sédative/anxiolytique – agitation et/ou anxiété importante : idem – impossibilité de tenir en décubitus dorsal – enfant < 6 ans : prémédication, voire anesthésie générale.