



NB bien que cela aille de soi : ce support ne constitue en aucun cas un substitut à l'exposé oral donné lors du cours.

FORMATION DE L'IMAGE

Diapo 1-14.

Rappels PACES.

Diapo 15.

Tout signal (sous certaines hypothèses d'intégrabilité qu'on ne détaillera pas mais qui seront toujours vérifiées pour un signal à valeurs finies sur un support compact) est décomposable en une somme (finie ou plus généralement infinie) de signaux périodiques de type $\sin()$ et $\cos()$.

Les coefficients associés à chacune de ces fonctions sont obtenus par une opération appelée transformée de Fourier (TF). La transformée de Fourier d'un signal est une fonction dont la variable est ω (fréquence ou pulsation, on emploiera ces deux termes de manière interchangeable puisque le contexte permet toujours de savoir de quoi on parle) et à valeurs complexes (mais qu'on considérera réelles sans perte de généralité) qu'on appelle le « spectre ». Le spectre contient exactement la même information que le signal de départ mais sous une forme différente. Il existe une transformée inverse (dont la forme est très proche de la transformée « directe ») qui permet de recomposer le signal à partir de son spectre.

La TF est applicable sur des signaux spatiaux ou temporels, l'espace dans lequel le signal est défini étant qualifié d'espace « direct », par opposition de l'espace de Fourier (ou « dual ») dans lequel est défini le spectre.

Diapo 16.

Le spectre d'une fonction harmonique pure de type $\cos(\omega t)$ est composé d'un seul pic centré sur la fréquence ω .

Le spectre d'une fonction gaussienne est une fonction gaussienne dont la largeur est inversement proportionnelle à celle de la gaussienne de départ (il y a quelque part un lien direct avec les relations d'indétermination de Heisenberg en mécanique quantique...)

Considérons le signal construit comme le produit de la fonction périodique avec la gaussienne (ligne 3). C'est un signal périodique de période ω modulé en amplitude par la gaussienne. Ce produit dans l'espace direct correspond à l'opération « convolution » dans l'espace de Fourier. Le spectre de cette fonction est donc la convolution du pic de la ligne 1 avec la gaussienne de la ligne 2, ce qui correspond à une gaussienne centré sur la fréquence ω .

Lignes 4 et 5 : la largeur du spectre est inversement proportionnelle à la largeur de la gaussienne modulant le signal dans l'espace direct.

Diapo 17.

La fonction correspondant à un spectre rectangulaire (spectre constant dans une certaine plage de valeurs de ω et nul en dehors) est la fonction « sinus cardinal » : $f(t) = \sin(t)/t$.

Lignes 3 à 5 : la largeur du spectre rectangulaire est inversement proportionnelle à la largeur du sinus cardinal modulant en amplitude le signal périodique.

Diapo 18-21.

La TF peut être définie en dimension quelconque, en particulier en dimension 2.

A un signal périodique selon une direction de l'espace correspond un spectre constitué de deux pics le long de cette même direction et dont la distance par rapport à l'origine traduit la fréquence du signal. Il y a 2 pics car un signal réel possède toujours un spectre pair.

Diapo 22-24.

Après stimulation radiofréquence (RF) à la fréquence de résonance d'un échantillon préparé dans un champ magnétique externe B_0 , l'aimantation M bascule dans le plan transverse. Il s'ensuit une précession de M dans le plan transverse contemporaine de la relaxation T_2 . Le signal de RMN émis par l'échantillon est donc un signal périodique de fréquence ω_0 (fréquence de Larmor) et amorti selon une loi exponentielle décroissante en T_2 .

Le spectre de ce signal contient un seul pic à la fréquence ω_0 . L'amplitude du pic traduit l'amplitude du vecteur M et procure une information globale sur l'ensemble de l'échantillon.

Diapo 25-29.

L'obtention d'une information locale sur l'échantillon (aimantation dans un élément d'image cubique de quelques mm de côté, = pixel ou voxel) passe par l'emploi de gradients de champ magnétique.

Ces gradients sont obtenus au moyen de bobines accessoires insérées dans l'appareil d'IRM. La direction et l'intensité du gradient de B_0 peuvent être choisies par l'opérateur. Le gradient induit une non-uniformité spatiale du champ B_0 qui devient variable dans l'espace. Ces variations (de l'ordre de quelques mT par mètre) sont faibles devant la valeur du champ constant de base (1,5 à 3 T).

Il est important de garder à l'esprit que le gradient modifie l'intensité du champ B_0 mais que la direction et le sens du champ ne changent pas (B_0 orienté selon l'axe z et vers les z croissants).

Bien qu'il soit envisageable de reconstruire un volume avec des méthodes d'IRM 3D, la méthode la plus simple consiste à reconstituer le volume en réalisant des images sur une série de coupes qui seront ensuite empilées (reconstruction coupe par coupe). L'orientation des coupes est modulable (axiales à z constant, coronales à y constant, sagittale à x constant, voire même obliques en orientation quelconque) et choisie en fonction de l'organe et/ou de considération physiopathologiques.

Le premier gradient employé permet de sélectionner une coupe donnée et est donc qualifié de gradient « de sélection de coupe » ou « d'encodage », noté G_E . Ce gradient est appliqué durant la RF et la bascule des spins.

Lorsqu'un gradient est appliqué dans la direction z , seul un plan situé à la position z_0 ressent exactement le champ B_0 . A l'application de la RF, seuls les spins situés dans ce plan basculent dans le plan transverse car ce sont les seuls qui précessent à la fréquence ω_0 (condition de résonance).

Le signal RMN, après TF permet de mesurer l'amplitude de l'aimantation m_0 dans le plan z_0 .

En réalité, la RF n'étant pas exactement monochromatique (pas exclusivement centrée sur ω_0), le signal provient d'une coupe d'épaisseur Δz autour de z_0 .

Diapo 30-35.

Imaginons que le gradient soit appliqué dans la direction y de manière à reconstruire des coupes coronales.

L'impulsion RF envoyée sur l'échantillon est un signal périodique de fréquence ω_0 de manière à satisfaire à la condition de résonance. Néanmoins, ce n'est pas un signal mono-harmonique pur d'extension temporelle infinie. Il s'agit d'un signal périodique modulé en amplitude par une enveloppe de type sinus cardinal. Son spectre est un spectre rectangulaire centré sur ω_0 . Si la durée de l'impulsion (qu'on peut estimer par exemple comme le délai entre les deux lobes latéraux autour du lobe principal) est de τ (en secondes), alors la largeur de bande du spectre (largeur du rectangle) est $\Delta\omega = 2\pi/\tau$ (en rad/s).

La RF contient donc un ensemble de fréquences comprises entre $\omega_0 - \Delta\omega/2$ et $\omega_0 + \Delta\omega/2$. Cet ensemble de fréquences va faire basculer l'aimantation de tous les spins pour lesquels la condition de résonance est satisfaite, i.e. pour lesquels $B = \omega/\gamma$. Il existe donc une plage de valeurs du champ magnétique pour laquelle la résonance a lieu. La largeur de cette plage est $\Delta B = \Delta\omega/\gamma$.

Se rappelant que la valeur du champ et la position spatiale en y sont liées par une relation linéaire du fait du gradient ($B = B_0 + G_E(y - y_0)$), on peut en déduire l'épaisseur Δe de la coupe dans laquelle les spins sont basculés : $\Delta e = \Delta B/G_E$.

Diapo 36-38.

Revenons-en aux coupes axiales. Le gradient de sélection de coupe / encodage est appliqué dans la direction z . L'application d'une RF de largeur de bande $\Delta\omega$ et de durée τ permet d'obtenir un signal de RMN traduisant l'aimantation dans une coupe d'épaisseur Δe autour de la position z_0 .

Examinons à présent la manière dont on peut obtenir une information encore plus locale en discriminant l'aimantation issue de chaque pixel au sein de la coupe. Cela va nécessiter l'utilisation de gradients supplémentaires.

Diapo 39-41.

Le premier gradient employé est appliqué durant l'acquisition (lecture) du signal de RMN et appelé gradient « de lecture » (« readout ») et noté G_L . Considérons d'abord qu'il est appliqué selon la direction y .

Après bascule dans le plan transverse Oxy , l'aimantation précesse à une fréquence dépendant du champ ressenti selon $\omega = \gamma B$. Puisque l'intensité du champ est variable en fonction de la position en y (du fait du gradient G_L), la précession se fera à une fréquence variable en fonction de la position en y , les pixels ayant une position y élevée émettant un signal de plus haute fréquence que les spins ayant une position y basse.

Le signal de RMN est donc un signal composite, multi-harmonique, qui, après TF, permet de mesurer l'amplitude de l'aimantation m_i dans chaque ligne i (i indexant la position en y) comme l'amplitude du pic à la fréquence ω_i .

Diapo 42-45.

A ce stade, il existe deux manières de discriminer à l'intérieur de chaque ligne le signal provenant de chaque pixel.

La première manière, historiquement la plus ancienne, repose sur la reconstruction tomographique. Il s'agit d'appliquer le gradient de lecture de manière séquentielle selon une série de directions O_s dans le plan Oxy , et ce sur 180° . Chaque direction du gradient permet de discriminer le signal en fonction de sa position selon la direction O_s . Après TF, chaque signal enregistré pour une direction O_s donnée

fournit une « projection » de l'objet selon la direction perpendiculaire à O_s . Les méthodes mathématiques de tomographie permettent, à partir de cette série de projections, de reconstituer l'objet.

L'opération réalisée s'appelle « rétro-projection ». Appliquée de manière brute, la rétro-projection consiste à rétro-projeter (i.e. renvoyer) le signal de chaque projection dans l'espace 2D et à sommer le tout. On obtient alors une version dégradée de l'objet original.

Afin d'obtenir une reconstruction fidèle, il convient de filtrer au préalable les projections au moyen d'un filtre passe-haut (accentuation des détails) appelé « filtre rampe ». L'opération est alors qualifiée de « rétro-projection filtrée ».

Diapo 46-48.

La méthode moderne de reconstruction d'une image 2D repose sur l'emploi de « gradients de phase » notés G_P . Un exposé rigoureux de la méthode nécessiterait un minimum de développements mathématiques qui sortiraient du cadre de ce cours. Intuitivement, l'idée sous-jacente est la suivante.

L'application du gradient de lecture G_L permet de coder l'espace en fréquence selon la direction y . Le signal temporel est d'autant plus haute fréquence que les spins l'émettant sont positionnés haut dans la coordonnée y . La méthode consiste à construire artificiellement une seconde dimension qu'on pourrait qualifier de pseudo-temps (notée s) et selon laquelle la fréquence du signal coderait la position spatiale selon x .

Le signal bi-dimensionnel $f(t,s)$ permettrait alors, après TF, de restituer l'objet puisque qu'à un couple de fréquences (ω_t, ω_s) correspondrait de manière univoque une position spatiale (x,y) .

Diapo 49-53.

Examinons la manière dont on construit le signal selon la dimension s . Il s'agit d'appliquer de manière séquentielle des gradients G_P d'intensité croissante (le premier gradient étant identiquement nul) dans la direction Ox . Ces gradients de phase G_P sont appliqués durant la relaxation (i.e., après la bascule et avant la mesure du signal). Intéressons-nous à la phase des spins (c'est à dire leur position angulaire dans le plan Oxy), tout en conservant à l'esprit que la grandeur d'intérêt n'est pas la phase absolue des spins mais le déphasage qu'il existe entre eux en fonction de leur position en x .

Le premier gradient G_{P0} étant nul (pour $s=0$), il n'existe pas de déphasage entre les spins.

Le second gradient G_{P1} ($s=1$) est appliqué pendant un temps très court et induit une fréquence de précession qui dépend de la position en x et qui est plus rapide pour les spins ayant une coordonnée y élevée que pour ceux ayant une coordonnée x basse. A la fin de l'application du gradient, il en résulte une avance de phase qui est d'autant plus importante que les spins sont situés loin selon l'axe x .

Le troisième gradient G_{P2} ($s=2$) est appliqué dans la même direction que G_{P1} mais avec une intensité plus forte ($G_{P2} = 2 G_{P1}$). L'effet est donc qualitativement le même, à cela près que l'avance de phase sera plus marquée car le gradient est plus intense (\Rightarrow étalement plus important des fréquences de précession selon l'axe x).

On procède ainsi de manière séquentielle avec des gradients G_P de plus en plus intenses suivant une progression arithmétique selon $G_{Ps} = s G_{P1}$. Typiquement, on aura $s = 0 \dots 255$ car on doit reconstruire une image de 256 lignes et 256 colonnes.

Intéressons-nous à ce point à l'allure du signal RMN en fonction de la coordonnée de pseudo-temps s . Il s'agit d'un signal périodique puisqu'en appliquant des gradients G_P de plus en plus intenses on induit une avance de phase incrémentale mimant une pseudo-précession des spins. Le point clé est que, étant donné qu'on applique un gradient dans la direction x , cette avance de phase incrémentale est d'autant

plus rapide que les spins sont loin selon la direction x. La fréquence de ce signal périodique est donc directement proportionnelle à la position spatiale selon l'axe Ox. On a bien construit une deuxième dimension s selon laquelle la fréquence du signal code la position spatiale x.

Diapo 54-55.

Exemple : imaginons un objet ponctuel situé dans le pixel en bas à droite (x et y petits). Suivant les arguments ci-dessus, ce pixel est codé par une fréquence faible en t et une fréquence faible en s. Le signal bi-dimensionnel $f(t,s)$ est donc un signal périodique de basse fréquence selon les deux directions t et s. Sa TF donne un pic pour une valeur de ω_t petite (correspondant au y petit) et une valeur de ω_s petite (correspondant au x petit). On retrouve bien l'objet original.

Diapo 56.

Exemple : l'objet ponctuel est maintenant situé en haut à droite (x et y grands). Suivant les mêmes arguments, le signal bi-dimensionnel $f(t,s)$ est donc un signal périodique de haute fréquence selon les deux directions t et s. Après TF, on retrouve un pic pour une valeur de ω_t grande (correspondant au y grand) et une valeur de ω_s grande (correspondant au x grand).

Diapo 57.

Exemple : l'objet ponctuel a maintenant une position moyenne en x et haute en y. Le signal bi-dimensionnel $f(t,s)$ est donc un signal périodique de fréquence haute selon t et moyenne selon s. Après TF, le pic nous restitue l'objet original.

Diapo 58.

La TF étant une opération linéaire, toute combinaison d'objets ponctuels produira un signal égal à la somme du signal émis par chaque objet. Après décomposition du spectre par TF, on retrouve chacun des objets ponctuels, l'intensité de chaque pic mesurant l'amplitude de l'aimantation correspondant à chaque objet.

Toute distribution bi-dimensionnelle de spins (dans la coupe étudiée) peut être considérée comme la combinaison d'un ensemble d'objets élémentaires correspondant aux pixels de la matrice image (l'amplitude correspond à l'amplitude de l'aimantation dans chaque pixel). La méthode exposée permet donc de reconstituer après TF une image dont chaque pixel traduit l'intensité de l'aimantation au sein de l'élément correspondant dans l'objet.

Diapo 59.

Résumons la séquence d'application des différents gradients.

Le gradient d'encodage G_E (« Slice ») est appliqué durant l'impulsion RF.

Le gradient de phase G_P (« Phase ») est appliqué ensuite durant la relaxation.

Le gradient de lecture G_L (« Readout ») est appliqué pendant l'enregistrement du signal RMN réalisé au temps d'écho t_e après la bascule.

L'ensemble est répété un nombre suffisant de fois (typiquement 256) avec des gradients de phase G_P de plus en plus intenses de manière à reconstituer tout le spectre $f(t,s)$ de l'image. Ce spectre (ou plus exactement l'espace dans lequel il est défini) est usuellement qualifié de « k-space » (le nombre d'onde caractérisant un signal périodique est habituellement noté k).

SEQUENCES D'ACQUISITION

Diapo 60.

Comme nous l'avons évoqué dans le cours de PACES, les phénomènes de relaxation sont causés par les fluctuations locales du champ magnétique.

La relaxation T1 est induite par des fluctuations temporelles possédant une composante importante aux alentours de la fréquence de Larmor et induisant donc des transitions entre les états up et down.

La relaxation T2 est induite par des variations locales (inhomogénéités) du champ magnétique. Pour efficacement déphaser les spins, ces variations doivent avoir une composante stationnaire importante (i.e. être le plus stable possible dans le temps).

De ce point de vue, on dichotomise les inhomogénéités de champ ΔB en deux catégories :

- Les inhomogénéités « technologiques » ΔB_{tech} essentiellement dues aux imperfections de l'électro-aimant produisant le champ B_0 . Ces inhomogénéités sont stationnaires, c'est-à-dire qu'elles ne varient pas dans le temps. On peut aussi classer dans cette catégorie les inhomogénéités dues à des phénomènes de susceptibilité magnétique (variations locales du champ dues aux propriétés magnétiques de la matière : diamagnétisme et paramagnétisme).

- Les inhomogénéités liées à la composition chimique et moléculaire locale ΔB_{mol} . Du fait de l'agitation moléculaire, ces inhomogénéités sont fluctuantes dans le temps et intrinsèquement aléatoires.

Ces deux types d'inhomogénéités participent à la relaxation T2. On note par convention T2 le temps caractéristique de la relaxation induite par les ΔB_{mol} et T2* le temps caractéristique de la relaxation induite par ΔB_{mol} et ΔB_{tech} . Les inhomogénéités ΔB_{mol} étant de manière générale plus faibles que les ΔB_{tech} , on a $T_2 \ll T_2^*$.

Diapo 61-62.

La première séquence usuelle est la séquence d'écho de gradient (« gradient echo », GRE). Elle consiste à appliquer durant la relaxation un gradient de déphasage, puis un gradient de rephasage juste avant la mesure du signal. Les deux gradients ont un effet opposé sur la phase des spins. Le premier détruit la cohérence angulaire des spins en précession, le second la reconstitue. Le but est simplement d'obtenir un signal sous forme d'écho.

Si on utilise un temps d'écho long, la séquence sera pondérée en T2*. Les images obtenues sont peu contrastées car le principal facteur de relaxation est l'inhomogénéité technologique du champ B_0 qui est à peu près uniforme sur le champ de vue et qui ne traduit aucune information utile.

Le principal intérêt de cette séquence est de mettre en évidence des artéfacts de susceptibilité magnétique qui sont induits par des variations locales stationnaires du champ magnétique liées aux propriétés magnétiques des tissus. La susceptibilité magnétique de la plupart des tissus de l'organisme est très faible et relativement homogène ($\chi \sim 0$). Le champ magnétique externe dans lequel sont plongés les protons est donc très proche du champ magnétique B_0 produit par l'aimant¹. Or, certains composés présentent des propriétés diamagnétiques (χ négatif, par exemple les foyers de calcification) ou paramagnétiques (χ positif, l'exemple le plus important étant les produits de dégradation de l'hémoglobine) entraînant des variations locales du champ magnétique.

¹ Lors d'un examen d'IRM, la première manipulation consiste à effectuer un pré-scan permettant de s'accorder sur la fréquence de résonance du sujet étudié : $\omega = \gamma B = \gamma (1+\chi) B_0$, CF cours de PACES. En effet, cette fréquence de résonance dépend de la susceptibilité magnétique globale du sujet (très faible mais néanmoins non nulle) qui est variable d'un individu à l'autre.

En imagerie neurologique, l'intérêt de la séquence est de détecter des foyers hémorragiques, en particulier de petite taille (« micro-bleeds ») qui ne sont pas visibles sur les autres séquences.

Diapo 63.

Gauche : In images A–D the right of the brain is on the left side of the panel. (A) Axial T2-weighted FSE and (B) T2*-weighted gradient-echo MRI of a 63-year-old male patient with executive dysfunction. The T2*-weighted gradient echo (B) shows numerous microbleeds (low-signal intensity foci), particularly in the frontal regions but also in the parieto-occipital regions; these are not visible on the standard T2-weighted FSE. (C) Axial T2-weighted FSE and (D) T2*-weighted gradient-echo MRI of an 81-year-old male patient with executive dysfunction. Two microbleeds are visible in the basal ganglia on the right on the T2*-weighted gradient echo (D), but not the T2-weighted FSE (C).

Droite : (A) Axial T2-weighted FSE and (B) T2*-weighted gradient-echo MRI of a 73-year-old male patient with normal executive function. Note the absence of well-defined low signal foci on gradient-echo MRI.

Diapo 64-65.

La seconde séquence usuelle est la séquence d'écho de spin (« spin echo », SE). Elle consiste à appliquer deux RF successives, la première réalisant une bascule à 90°, la deuxième une bascule à 180°.

L'animation suivante permet de bien visualiser l'évolution des spins durant la relaxation :

https://en.wikipedia.org/wiki/Spin_echo#/media/File:HahnEcho_GWM.gif

Après la bascule à 90°, les spins commencent à se déphaser en raison des ΔB_{tech} et des ΔB_{mol} . Les spins ressentant un champ d'intensité supérieure à B_0 prennent une l'avance de phase, ceux ressentant un champ d'intensité inférieure à B_0 subissent un retard de phase. Après la bascule à 180°, l'état des déphasages est inversé. Les spins en avance se retrouvent en retard et ceux en retard se retrouvent en avance. Les spins recommencent alors à subir les inhomogénéités de champ. Si es inhomogénéités sont stationnaires (invariables dans le temps, ce qui est le cas des ΔB_{tech}), alors les premiers qui sont devenus les derniers après bascule de 180° reconstituent leur avance. Ils se retrouvent en phase avec les derniers qui sont devenus les premiers après bascule à 180° et qui ont reconstitué leur retard. La méthode permet donc de s'affranchir complètement de la relaxation (déphasage) induite par les variations stationnaires du champ magnétique, donc des ΔB_{tech} . Les fluctuations d'origine moléculaire ΔB_{mol} , par contre, sont non stationnaires et parfaitement aléatoires dans le temps. Le déphasage acquis pendant la première partie de la séquence puis inversé après l'impulsion à 180° est indépendant du déphasage acquis durant la seconde partie après l'impulsion à 180°. Il n'y a donc aucune raison que ces deux déphasages s'annulent.

Si on utilise un temps d'écho long, la séquence sera pondérée en T2 (on dit « T2 vrai » par opposition au T2*). On retrouve le contraste T2, dit « inversé », pour lequel la substance blanche apparaît plus sombre que la substance grise. Le liquide céphalo-rachidien (LCR), assimilable à de l'eau, est en hypersignal franc (qu'on qualifie de « liquidien »). Cet hypersignal marqué du LCR peut constituer une limitation lorsqu'on recherche des anomalies de signal de la substance blanche, d'où la volonté de développer des méthodes permettant de supprimer cet hypersignal afin d'améliorer le contraste.

Diapo 66.

L'une des manières d'annuler le signal d'une substance particulière repose sur les séquences dites d'inversion-récupération (« inversion-recovery », IR). Le principe consiste à appliquer, avant la séquence de spin-écho, une première impulsion RF induisant une bascule à 180° de l'aimantation. La séquence est caractérisée par le délai T_i (temps d'inversion) entre cette impulsion et la RF à 90° marquant le

début de la séquence de spin écho. Ce T_i est choisi, comme on va le préciser, de manière pertinente en fonction du temps de relaxation T_1 du tissu que l'on désire annuler sur l'image.

Diapo 67-68.

Dans la séquence FLAIR (FLuid Attenuated Inversion Recovery), le T_i est choisi de manière à annuler le signal de l'eau libre.

Après préparation du système (pousse de l'aimantation longitudinale), l'aimantation est basculée à 180° par une RF appropriée. Chaque tissu possède alors une aimantation longitudinale alignée sur B_0 mais orientée vers les z décroissants. A ce stade, l'aimantation longitudinale repousse à nouveau de manière à tendre vers sa valeur asymptotique (alignée sur le champ dans le sens des z croissants). Durant cette repousse, l'aimantation longitudinale de chaque tissu, partant d'une valeur négative et tendant vers une valeur asymptotique positive, passe à un moment donné par une valeur nulle. L'instant où cette annulation de l'aimantation se produit dépend du temps T_1 du tissu considéré. Pour l'eau libre possédant un T_1 très long (plusieurs secondes), cette annulation a lieu après un délai relativement long (1,5 à 2 sec). A ce moment, les aimantations longitudinales de la substance blanche et de la substance grise ont repoussé et sont redevenues positives. La séquence d'écho de spin est alors réalisée et ne concerne plus que la substance blanche et la substance grise puisque l'aimantation du LCR est nulle en début de séquence. Le signal est recueilli après un temps d'écho suffisamment long (~ 100 ms) pour obtenir un contraste pondéré en T_2 .

Diapo 69.

Recommandations HAS 2009 sur la prise en charge initiale de l'accident vasculaire cérébral.

La séquence FLAIR permet de dater le début de l'AVC puisque l'hypersignal FLAIR dénotant l'œdème péri-lésionnel apparaît 3 à 6 heures après l'occlusion et la constitution de l'infarctus.

Cette datation permet de guider la prise en charge, sachant que la thrombolyse IV est recommandée dans un délai n'excédant pas 4h30 après début de l'AVC (il n'est pas fortuit que ce délai de 4h30 corresponde au délai moyen de positivation de l'imagerie FLAIR).

Diapo 70.

La confirmation de l'AVC ischémique se fait sur l'imagerie de diffusion (CF infra).

La datation est réalisée sur le tandem diffusion-FLAIR.

La détection d'un AVC hémorragique ou de la transformation hémorragique d'un AVC ischémique est permise par l'imagerie de susceptibilité (écho de gradient T_2^*).

L'occlusion est localisée sur l'angio-IRM (CF infra). Eventuellement, un thrombus distal peut être mis en évidence comme un hyposignal ponctuel sur la séquence T_2^* .

La pénombre est un élément pronostique qui est défini comme la zone en souffrance ischémique mais non encore infarctée. Il s'agit d'une aire à risque puisque la souffrance ischémique demeure réversible sous réserve d'une prise en charge thérapeutique efficace. La souffrance ischémique est mise en évidence sur l'imagerie de perfusion (en particulier via un allongement du temps de transit, CF infra).

Diapo 71.

MRI can distinguish AIS (acute ischemic stroke) from intraparenchymal hemorrhage. Case 1 (top) is a left deep MCA (middle cerebral artery) AIS: homogenous hyperintensity on diffusion-weighted imaging with reduced ADC (apparent diffusion coefficient), hyperintensity on the Fluid Attenuated Inversion Recovery (FLAIR) image without T_2^* hypointensity. Case 2 is a left deep hyperacute hematoma:

heterogeneous hyperintensity on diffusion-weighted imaging with a peripheral hypointense collar and a reduced ADC, peripherally hyperintense on FLAIR and hypointense on T2* (red arrows). This is confirmed by an unenhanced CT.

Diapo 72.

Glioblastome multiforme (GBM) sous bevacizumab (anti-angiogénique).

Pseudoresponse: a 47-year-old man with GBM. A reduction of the enhancing portion of the lesion is observed 1 day after initiation of bevacizumab treatment. Four weeks later, besides a continuing reduction in the enhancing portion, an expansion is observed in the FLAIR images. Expansions in both the enhancing area and abnormal hyperintense areas consistent with tumor progression were observed subsequently.

Diapo 73.

L'IRM, en particulier en séquence FLAIR, est un élément essentiel pour affirmer la dissémination spatiale de l'atteinte démyélinisante de la substance blanche, critère indispensable au diagnostic de sclérose en plaque (« multiple sclerosis », MS).

Diapo 74.

Noncontrast 3T FLAIR images (axial, sagittal and coronal views) in a 33-year-old woman with MS. A conspicuous central vessel is clearly visible in the majority of hyperintense lesions. The definition of "perivenular" lesion requires the visualization of the central vessel in at least two perpendicular views (arrows in magnified boxes).

Diapo 75.

Une seconde séquence d'inversion-récupération largement employée en routine est la séquence STIR (Short Ti Inversion Recovery) qui trouve des applications particulières en IRM médullaire et ostéo-articulaire. En effet, la moelle épinière et la moelle osseuse comportent toutes deux un important contingent graisseux dont il peut être intéressant d'annuler le signal de manière à accentuer les anomalies de signal T2. Ici, le temps d'inversion Ti est court (100 à 200 ms) car la graisse a une relaxation T1 rapide.

Diapo 76.

Sagittal SE T2 (*left*), and STIR (*right*) sequences in a patient with MS. A demyelinating lesion at the C2 level (*arrows*) is adequately visualized on STIR but not on SE T2. An example of reference lines through the center on the disc spaces used to separate the vertebral levels (*gray lines*).

Diapo 77.

56-year-old patient undergoing studies of lumbar pain with lumbosacral film without significant pathological findings. Contrast MRI showing bone marrow edema and enhancement of L1 and L2, widening of intervertebral disc and spinal epidural abscess with mild thecal sac compression, compatible with spondylodiscitis.

Diapo 78.

Previous MRI 72 hr earlier (not showing) had L4-L5 endplate inflammatory changes. Time progressed while patient was in the referral process to the specialized center. Medical treatment was initiated. Control contrast enhanced MRI shows extensive intradural and epidural abscesses and vertebral bodies inflammatory changes. The patient was taken to surgery for drainage. Staphylococcus epidermidis

oxacillin sensible was isolated. Despite intramedullary inflammatory compromise, the patient had no motor sequelae.

Diapo 79.

MRI of the brain and spine was performed in a 49-year-old woman presenting to the emergency department with subacute paraparesis associated with intense bilateral cervicobrachial neuralgia. Brain MRI (A, FLAIR; B–C, Gd-enhanced T1-weighted) showed a 25-mm heterogeneous hypervascular tumor centered on the pineal region, inducing third ventricle compression and mild ventricular dilation. Cervicothoracic spinal cord MRI (D, Gd-enhanced T1-weighted; E, T2-weighted; F, STIR) exhibited a 35 × 7-mm posterior intradural extramedullary lesion (white arrowhead) at the cervicothoracic junction, associated with signs of medullary compression (STIR spinal cord hyperintensities) and a second 10 × 4-mm posterior intradural extramedullary lesion located at the level of T3-T4 (D, black arrowhead).

Diapo 80.

Dans certains cas, il est intéressant d'étudier spécifiquement le signal de la graisse et d'analyser la composition graisseuse d'une lésion (adénome hépatique, carcinome hépatocellulaire entre autres) afin de mieux la caractériser. Cela peut se faire par exemple au moyen de séquence *in phase – out of phase* dont il ne sera pas question dans cet exposé.

Cependant, de manière plus générale, le signal de la graisse comporte peu d'information utile et il est souvent intéressant de l'annuler, d'autant plus qu'il s'agit d'un hypersignal (à la fois en contraste T1 et T2) qui peut gêner l'interprétation.

De nombreuses méthodes d'annulation du signal de la graisse ont été développées à cet effet (la séquence STIR en fait partie). Nous en détaillons une seconde dénommée FAT-SAT (fat saturation).

Il s'agit de s'appuyer sur le fait que la fréquence de résonance des protons de l'eau et celle des protons de la graisse sont légèrement différentes (quelques ppm). La séquence FAT-SAT débute par une impulsion RF ultra-sélective, centrée en fréquence sur la fréquence de résonance de la graisse, réalisant une bascule à 90° dans le plan transverse de l'aimantation de la graisse. Un gradient de « spoiling » est alors appliqué de manière à déphaser rapidement les spins dans le plan transverse, avant repousse de la magnétisation longitudinale, afin de gâcher (to spoil = gâcher) l'aimantation de la graisse. A ce stade, seule subsiste l'aimantation longitudinale des autres tissus (en particulier de l'eau). Toute séquence peut alors être réalisée, permettant d'obtenir une image T1 ou T2 dans laquelle le signal de la graisse aura été annulé.

Diapo 81.

Hydatid cyst in a patient originating from an endemic area. It is a well-delineated lesion, in which two components can be distinguished, the first being dependent fluid (arrow) with high signal intensity on T2 (a) and T2 fat-sat sequences (b). The second component is fatty (arrowheads), showing high signal intensity on T2 (a), with marked signal drop on the T2 fat-sat sequence (b). No uptake after administration of contrast material either in the arterial (e) or portal phase (f) T1 fat-sat sequence.

Diapo 82.

55-year-old woman with newly diagnosed recurrent ductal carcinoma in situ in the right breast. MRI was performed before surgery.

Clockwise from top left: Axial T1-weighted unenhanced, axial T1-weighted fat-saturated, axial T1-weighted fat-saturated contrast-enhanced, and axial T1-weighted contrast-enhanced with subtraction images show clumped enhancement in the superficial subareolar region and a subtle focus of hypoenhancement (*arrow*) in the center that is best appreciated on subtraction.

Diapo 83.

Méningiome du nerf optique droit.

Dans le sens des aiguilles d'une montre : T2, T2 FAT SAT, T1, T1 FAT SAT injecté.

Diapo 84.

Artériographie de soustraction.

De gauche à droite : cliché standard, cliché après opacification du réseau artériel fémoral, image de soustraction, idem en négatif.

Diapo 85.

Angiographie de RMN (ARM).

De gauche à droite : sagittal T1, sagittal T1 après injection au temps veineux, ARM de soustraction.

Diapo 86.

ARM dynamique : http://mriquestions.com/uploads/3/4/5/7/34572113/4833459_orig.gif

Diapo 87.

Gauche : ARM des troncs supra-aortiques.

Droite : ARM du polygone de Willis.

Diapo 88.

L'ARM par temps de vol (« time of flight », TOF) est une séquence permettant de réaliser une imagerie vasculaire sans injection de produit de contraste (il en existe d'autres que nous ne détaillerons pas ici). La séquence consiste à appliquer une série d'impulsions RF courtes sur la coupe d'intérêt. Ces impulsions réalisent une bascule de l'aimantation dans le plan transverse à intervalles réguliers et rapprochés. L'aimantation longitudinale ayant peu le temps de repousser entre chaque bascule, on arrive rapidement à un état stationnaire où l'aimantation longitudinale dans la coupe d'intérêt est très faible. On dit qu'on a saturé l'aimantation au moyen d'un train de RF.

Dans le cas où l'on souhaite une imagerie vasculaire artérielle, on réalisera également la saturation dans une bande située en amont de l'arrivée du sang veineux (au-dessus de la coupe d'intérêt pour l'ARM des vaisseaux du cou). On laisse alors s'écouler un petit laps de temps qui correspond au temps nécessaire au sang artériel pour arriver dans la coupe (d'où l'appellation temps de vol), et on réalise une acquisition usuelle de type spin-echo. Le seul signal significatif recueilli dans la coupe étudiée proviendra des spins du sang artériel qui sont entrés dans la coupe durant le temps de vol puisque ce sont les seuls qui n'auront pas été saturés au préalable.

Pour une imagerie vasculaire veineuse, le principe est le même à cela près qu'on applique la bande de saturation en amont de l'arrivée du sang artériel.

Diapo 89.

Il existe différentes manières d'explorer la perfusion des tissus en IRM. Nous détaillerons trois des principales méthodes existantes. La première repose sur une imagerie de susceptibilité magnétique (T2*) lors du premier passage d'un produit de contraste gadoliné. La seconde exploite une modélisation de l'extravasation du produit de contraste, analysable sur une série dynamique pondérée en T1. La troisième ne requiert pas d'utilisation de produit de contraste et repose sur un « marquage » des spins des protons contenus dans le sang artériel.

Lorsque présent en forte concentration dans le sang artériel, les chélates de gadolinium, du fait des propriétés du nuage électronique de l'ion gadolinate Gd^{3+} (7 électrons non appariés sur la couche externe), possèdent des propriétés paramagnétiques dont l'effet prépondérant est d'accélérer la relaxation $T2^*$. Lors du premier passage du chélate de gadolinium dans le réseau capillaire, on observe une importante chute du signal en pondération $T2^*$ (car le $T2^*$ devient très court).

L'imagerie dynamique de susceptibilité (« dynamic susceptibility contrast », DSC) consiste à réaliser une série d'images très courtes (de l'ordre de la seconde) centrées sur la région d'intérêt (AVC, tumeur). Le signal mesuré sur une région d'intérêt (qui peut être un simple pixel) présente donc une phase en plateau (avant l'arrivée du contraste) suivie d'une chute brutale (premier passage du contraste) et enfin le retour à un niveau stationnaire un peu en dessous de la ligne de référence (lavage puis recirculation du contraste).

Diapo 90.

La courbe ainsi obtenue permet de dériver un ensemble de paramètres (les images obtenues sont donc qualifiées de paramétriques) caractérisant la perfusion locale (pixel) ou régionale (région d'intérêt plus large) :

- Le temps d'arrivée et le temps du pic (« time to peak », TTP) décrivent le délai avant l'arrivée du contraste.
- L'aire sous la courbe (« area under the curve », AUC), i.e. l'intégrale du signal durant le premier passage du contraste, est un reflet du volume sanguin relatif (« relative cerebral blood volume », rCBV).
- Le temps de transit (« transit time », TT) mesure la durée du premier passage.
- Le ratio entre l'AUC et le TT est un reflet du débit sanguin relatif (« relative cerebral blood flow », rCBF).

Diapo 91.

Haut : Conventional MRI brain axial images show a relatively well defined lesion in right parieto-occipital region with minimal peritumoral edema and intense post contrast enhancement. It is difficult to comment upon the grade of the tumor accurately on these images.

Bas : Dynamic susceptibility contrast (DSC) MRI perfusion (post-processed images) in the lesion seen in Fig 1 shows significant elevation of relative cerebral blood flow (rCBV = 2.34:1) and relative cerebral blood volume (rCBF = 3.43:1). Mild elevation of the time to peak (TTP) and Mean transit time (MTT) is also seen. The perfusion curve shows intense rapid enhancement in the involved lesion (purple curve)

Diapo 92.

Du fait de ses dimensions, la molécule de chélate de Gd est sujette à des mouvements de rotation propre s'effectuant en partie aux alentours de la fréquence de Larmor du proton. Ces mouvements de rotation à la fréquence de résonance induisent par couplage dipolaire (CF cours PACES) une accélération de la relaxation $T1$ sur les protons des molécules d'eau qui se trouvent dans l'environnement immédiat du chélate. Lorsque la concentration en contraste devient faible, c'est cet effet $T1$ qui prend le pas sur l'effet $T2^*$ exploité en DSC.

L'imagerie dynamique de contraste (« dynamic contrast enhanced », DCE) exploite cet effet $T1$ via l'acquisition dynamique d'une série d'images courtes (15 à 30 secondes) étalée sur quelques minutes. Les chélates de Gd sont des produits de contraste se distribuant dans le compartiment vasculaire et dans le milieu extra-cellulaire (absence de passage en intra-cellulaire). Dans le cerveau, du fait de la présence de la barrière hémato-encéphalique (BHE), ces chélates sont confinés dans le pool sanguin. Lorsqu'une lésion est responsable d'une rupture de la BHE, le chélate diffuse dans le milieu interstitiel

et s'y trouve piégé. Sur chaque élément d'image, on peut mesurer l'évolution du signal en pondération T1 en normalisant ce signal par rapport au signal d'une région vasculaire de référence (un sinus veineux par exemple). On peut montrer que la courbe obtenue (qui s'apparente à une droite) permet d'estimer deux paramètres d'intérêt : l'ordonnée à l'origine de la droite traduit le volume sanguin relatif (rCBV), la pente de la droite est un reflet de la perméabilité vasculaire. L'élévation de la perméabilité traduit le degré d'altération de la BHE.

Image de droite : MR image before contrast administration (top left) and six dynamic contrast-enhanced MR images of a grade 4 glioblastoma multiforme. Top center, 15 seconds; top right, 45 seconds; middle left, 75 seconds; middle center, 105 seconds; middle right, 135 seconds; and lower left, 165 seconds after contrast administration. From these seven images, spatial maps of fBV and kPS were determined: fBV (lower center) was estimated as 3.0% in the tumor rim and as 0.01% in the core. kPS values (lower right) were 13.6 mL/100 cm³ per minute in the tumor (compared with 0.5 mL/100 cm³ per minute in the core). Times are defined as the time after contrast that the center of k-space (mid-part of 3D acquisition) was attained.

Diapo 93.

La méthode de marquage des spins (« arterial spin labeling », ASL) ne requiert pas de produit de contraste et repose sur une acquisition en deux étapes. Il existe différentes techniques de marquage (continu, pulsé, pseudo-continu) sur lesquelles nous ne nous attarderons pas, nous contentant d'exposer le principe global. Ce dernier consiste à employer les molécules d'eau contenues dans le compartiment vasculaire comme traceur librement diffusible (les molécules d'eau traversent librement l'endothélium vasculaire et les membranes cellulaires). Si l'on est capable de mesurer la proportion de molécules d'eau diffusant du secteur circulant vers les tissus, on pourra, après modélisation, obtenir une estimation du débit de perfusion (en mL de sang par gramme de tissu et par seconde). Pour cela, il faut « marquer » les molécules d'eau afin de pouvoir les tracer.

La première acquisition est une image ordinaire pondérée en T1 centrée sur la coupe d'intérêt. Avant d'effectuer la seconde acquisition, on réalise un marquage des spins en envoyant une impulsion RF induisant une bascule à 180° dans une région située plus bas que la coupe d'intérêt, en amont de l'arrivée du sang artériel. Après un délai choisi de manière à coïncider avec le temps nécessaire aux protons marqués pour rejoindre le lit capillaire à hauteur de la coupe étudiée et pour diffuser dans les tissus, on réalise une seconde image pondérée T1 sur notre coupe. Durant le délai entre le marquage et la réalisation de la seconde image, l'aimantation du sang marqué repousse lentement (car le T1 de l'eau est long). Lors de la seconde image, l'aimantation du sang marqué présent dans les tissus a incomplètement repoussé.

La différence de signal entre les deux images est donc exclusivement due à la perte de signal liée au marquage des spins (si l'on suppose que le patient n'a pas bougé). Cette perte de signal est proportionnelle, au sein de chaque pixel, à la quantité de spins marqués qui ont diffusé dans les tissus. La différence entre la première et la seconde image est donc bien un reflet indirect de la perfusion tissulaire.

Diapo 94.

Haut : 24-year-old woman with previously treated high-grade cerebral neoplasm (anaplastic ependymoma) with an enhancing lesion on follow-up examination. Biopsy revealed radiation necrosis. Contrast-enhanced axial T1-weighted image shows area of abnormal enhancement in right frontoparietal deep white matter. Color-coded cerebral blood volume map obtained using dynamic T2-weighted technique illustrates low cerebral blood volume in area of abnormal contrast enhancement seen in A. Red denotes high cerebral blood volume; blue, low cerebral blood volume.

Bas : 29-year-old woman with previously treated high-grade astrocytoma with an enhancing lesion on follow-up examination. Biopsy revealed recurrent tumor. Contrast-enhanced axial T1-weighted image depicts area of abnormal enhancement in left frontal lobe periventricular white matter. Color-coded cerebral blood volume map obtained using dynamic T2-weighted technique illustrates areas of moderate to high cerebral blood volume in area of abnormal contrast enhancement seen in A. Red denotes high cerebral blood volume; blue, low cerebral blood volume.

Diapo 95.

Glioma recurrence in a 54-year-old male patient with glioblastomas. T1-weighted images of the glioblastomas (A) pre-surgically, (B) post-surgically and at the (C) 3-, (D) 6-, (E) 10- and (F) 14-month follow-ups. (G) Arterial spin labeling-cerebral blood flow and (H) dynamic susceptibility contrast-weighted-cerebral blood volume imaging at the 14-month follow-up. The follow-up magnetic resonance imaging scan performed 6 months after the administration of radiation therapy with temozolomide shows an increase in lesion size. (H) Note the evident magnetic susceptibility artifact near the operation area leading to an underestimation of tumor perfusion (white arrow).

Diapo 96.

Radiation injury in a 37-year-old man with glioblastoma multiforme. T1-weighted, post-surgical images at (A) 9, (B) 12, (C) 16 and (D) 24 months. (E) Arterial spin labeling-cerebral blood flow (ASL-CBV) and (F) dynamic susceptibility contrast-weighted-cerebral blood volume (DSC-CBV) images at 12 months. The follow-up magnetic resonance imaging scans show a reduction in lesion size. (E and F) Low perfusion in the enhanced area of the T1-weighted images is shown by ASL-CBF (white arrow) and DSC-CBV imaging.

Diapo 97.

Le couplage de l'imagerie de diffusion (CF infra) et de l'imagerie de perfusion permet de caractériser l'aire à risque lors d'un AVC ischémique. Cette aire à risque, communément appelée « pénombre ischémique », est définie comme la zone en souffrance ischémique (donc mal perfusée, le MTT étant un bon indicateur) mais non infarctée (donc négative sur l'image de diffusion).

43-year-old man with acute onset of left-sided weakness and visual changes who was found to have left homonymous hemianopsia on examination. Unenhanced CT scan reveals negative finding for cortical infarction. Left to right : T2, diffusion, rCBV and MTT.

Sur cet exemple, la pénombre ischémique correspond à la zone comprise entre les deux courbes en pointillés sur l'image de droite.

Diapo 98.

L'imagerie pondérée en diffusion (« diffusion weighted imaging », DWI) permet de caractériser la diffusion libre des molécules d'eau, essentiellement dans le tissu interstitiel. Cette diffusion est diminuée (on parle de restriction de la diffusion) lorsque le volume relatif du tissu interstitiel diminue au profit du volume cellulaire (œdème cytotoxique dans le cas de l'infarctus, hyper-cellularité dans le cas de la tumeur).

La technique est fondée sur l'emploi d'un gradient de diffusion qui est appliqué deux fois, une première fois entre les deux impulsions à 90° et 180° de la séquence de spin-echo, une seconde fois après l'impulsion à 180° et avant la lecture. L'intérêt de ces deux gradients est de déphaser les spins puis de les rephaser. Comme nous allons le voir, ce déphasage / rephasage ne se fera de manière efficace et complémentaire que pour les molécules d'eau immobiles.

Diapo 99.

Observons ce qui passe dans le cas de molécules d'eau immobiles. La coupe imagée correspond à la coupe grisée contenant les molécules bleues. Le premier gradient de diffusion déphase les spins de manière différentielle en fonction du niveau de coupe. Les spins plus hauts situés (molécules jaunes) ressentent un champ magnétique plus intense et prennent donc de l'avance par rapport aux spins de la coupe étudiée. Les spins plus bas situés (molécules vertes) ressentent un champ magnétique plus faible et prennent donc du retard.

L'impulsion RF à 180° a pour effet d'inverser la phase (par exemple par rapport à l'axe horizontal). A l'issue de cette bascule, les spins initialement en avance de phase se retrouvent en retard et inversement. Durant l'application du second gradient de diffusion, les spins de la coupe du haut ressentent un champ magnétique plus élevé que dans la coupe d'étude. Etant en retard par rapport aux spins bleus à l'issue de la bascule à 180° , ils se retrouvent après application du gradient en phase avec les spins bleus. L'effet inverse a lieu pour les spins verts. Ces derniers sont en avance de phase à l'issue de la bascule à 180° . Ils ressentent durant l'application du gradient un champ plus faible et perdent leur avance de phase pour se retrouver en phase avec les spins bleus avant mesure du signal.

Dans le cas de molécules immobiles, l'effet successif des deux gradients de diffusion s'annule réciproquement et le signal mesuré est un signal pondéré en T2.

Diapo 100.

Lorsque les molécules d'eau sont en mouvement de diffusion, elles se meuvent plus ou moins librement entre les coupes adjacentes. Certaines molécules bleues se déplacent donc vers les coupes du bas et du haut durant le laps de temps entre l'application des deux gradients de diffusion, tout comme certaines molécules des coupes adjacentes se retrouvent dans la coupe d'intérêt.

Dans ce cas, l'effet du second gradient n'annule pas de manière efficace l'effet du premier gradient puisque l'avance/retard de phase acquis durant le premier gradient n'est pas exactement compensé par le second gradient. En effet, au total, les spins s'étant déplacés vers le haut vont acquérir à l'issue du second gradient une avance de phase alors que les spins s'étant déplacés vers le bas vont subir un retard de phase. Il existe donc un déphasage net des spins lors de la mesure du signal qui se traduit par une chute du signal T2.

Diapo 101.

Du fait du caractère aléatoire des mouvements moléculaires (mouvement brownien), on peut modéliser de manière simple la diffusion des molécules d'eau par une loi normale. La courbe gaussienne nous donne la probabilité de trouver une molécule d'eau à telle distance de sa position de départ après un petit intervalle de temps. La largeur de la gaussienne traduit la facilité des molécules à diffuser dans leur environnement. Typiquement, le coefficient de diffusion de l'eau libre à 37°C est de l'ordre de $3 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2/\text{s}$. Une molécule d'eau met donc 50 ms en moyenne pour parcourir $10 \mu\text{m}$. Les gradients de diffusion appliqués doivent donc être suffisamment intenses pour détecter des mouvements moléculaires de si faible portée.

Diapo 102.

Le gradient de diffusion est caractérisé par le paramètre b qui tient compte de l'intensité G du gradient, du rapport gyromagnétique γ , de la durée du gradient δ , et du délai D entre les deux gradients. On remarquera que l'unité (s/mm^2) est inverse de l'unité de diffusion.

L'analyse de la diffusion repose sur la répétition de la séquence de diffusion avec des gradients correspondant à des valeurs croissantes du paramètre b , la valeur $b=0$ correspondant à l'absence de gradient (image T2 usuelle). Le paramètre γ étant fixé, et les valeurs D et δ étant essentiellement

contraintes par des considérations techniques liées à la séquence, c'est sur l'intensité G que l'on joue pour ajuster la valeur de b .

Dans un tissu donné, la perte de signal pour des valeurs croissantes de b sera d'autant plus marquée que la diffusion des molécules d'eau y est libre, et d'autant plus lente que la diffusion y est restreinte. En pratique, on se contente souvent de réaliser deux séquences : la séquence $b=0$ (image T2) et une séquence pour une valeur élevée de b (en général $b=1000$). Un foyer de restriction de la diffusion se traduit donc par un hypersignal sur l'image pondérée en diffusion ($b1000$).

Diapo 103.

On peut quantifier la diffusion sur chaque voxel de l'image en calculant ce que l'on appelle le coefficient apparent de diffusion (« apparent diffusion coefficient », ADC). La raison pour laquelle on qualifie ce coefficient d'apparent tient au fait que la manière de le calculer fournit un coefficient qui traduit à la fois la diffusion des molécules d'eau mais aussi d'autres phénomènes cinétiques (en particulier des mouvements convectifs liés entre autre aux flux vasculaires). On modélise l'évolution du signal de diffusion par une loi exponentielle décroissante. Comme cette loi est définie par deux constantes (le signal initial S_0 et le coefficient ADC), on peut estimer ces deux constantes à partir de deux images b_0 (ou parfois b_{50}) et b_{1000} (2 équations à 2 inconnues). Il faut cependant garder à l'esprit que le vrai modèle est plus complexe (bi- voire multi-exponentiel) et qu'une modélisation précise requiert plusieurs valeurs de b .

L'image ADC construite de cette manière est une image paramétrique. Les zones en restriction de la diffusion présentent un ADC faible (diffusion lente) et se traduisent donc par un hyposignal sur la cartographie ADC. Il faut donc être attentif lorsque l'on interprète une imagerie de diffusion : les anomalies se traduisent par des hypersignaux sur l'image DWI ($b1000$) et par des hyposignaux sur la carte ADC.

Diapo 104-107.

L'imagerie pondérée en diffusion (DWI) consiste à explorer la diffusion des molécules d'eau de manière globale. Cette diffusion est caractérisée par une grandeur scalaire (numérique), via le signal b_{1000} ou via l'ADC, considérant implicitement que la diffusion s'effectue de manière isotrope (pas de direction privilégiée). L'imagerie du tenseur de diffusion (« diffusion tensor imaging », DTI) consiste à étudier la diffusion dans toutes les directions de l'espace. Cette diffusion est alors caractérisée non plus par une grandeur scalaire mais par un tenseur (matrice 3×3 symétrique) qui est obtenue en réalisant des séquences de diffusion avec des gradients appliqués successivement selon 6 directions l'espace.

La DTI permet de mettre en évidence une direction privilégiée de diffusion des molécules d'eau, phénomène qui est observable lorsque la structure des tissus impose naturellement une diffusion facilitée dans une direction et restreinte dans le plan orthogonal (fibres de substance blanche par exemple, puisque l'eau circule plus facilement dans la direction des fibres axonales que dans les directions transverses).

En DTI, pour chaque voxel de l'image, on peut représenter le tenseur de diffusion comme un ellipsoïde (on peut vérifier qu'un ellipsoïde est défini par 6 paramètres comme le tenseur de diffusion : 3 demi-axes et 3 angles). La direction de l'ellipsoïde (qui est le premier vecteur propre e_1 de la matrice) donne la direction privilégiée de la diffusion. Les demi-axes de l'ellipsoïde (qui sont les valeurs propres de la matrice) donnent l'intensité de la diffusion dans la direction principale et dans les directions transverses.

Le premier paramètre d'intérêt qui permet de synthétiser l'information en DTI est la fraction d'anisotropie (« anisotropy fraction », FA). Sans rentrer dans les détails de la formule, la FA est d'autant plus élevée que la diffusion possède une direction privilégiée (donc que l'ellipsoïde est allongé).

Au niveau cérébral, l'image paramétrique de FA met en évidence les fibres de substance blanche qui apparaissent en hypersignal puisque ce sont les seules structures qui possèdent une organisation directionnelle. La substance grise et le LCR, dans lesquelles la diffusion est relativement isotrope, possèdent une FA basse et apparaissent donc en hyposignal.

Le second paramètre d'intérêt est la direction de diffusion privilégiée. On construit les images paramétriques d'anisotropie directionnelle en reportant le vecteur propre ε_1 sur une sphère chromatique dont la couleur code la direction de l'espace (vert pour la direction antéro-postérieure, rouge pour la direction droite-gauche, et bleu pour la direction craniale-caudale). Les images paramétriques obtenues sont donc des images en couleurs artificielles où l'intensité d'un voxel décrit la fraction d'anisotropie et où sa couleur spécifie la direction de cette anisotropie.

Diapo 108.

A) Modèle 1 : anisotropie normale avec une orientation des fibres anormale. Les fibres de la matière blanche sont déviées médialement par l'astrocytome kystique mais conservent une anisotropie normale permettant de les identifier clairement sur la cartographie. Le faisceau occipito-frontal supérieur (vert) et la corona radiata (bleu) sont déviés (flèches).

B) Modèle 2 : anisotropie anormale (faible), orientation normale. Sur la cartographie FA, la région œdémateuse de la matière blanche adjacente à de petites métastases présente une faible anisotropie (région noire entourée en pointillés) mais conserve une orientation normale sur la cartographie directionnelle (RVB): le faisceau longitudinal (vert) et la corona radiata (bleu)

C) Modèle 3 : anisotropie (faible) et orientation anormale. Cet astrocytome infiltrant est caractérisé par une anisotropie diminuée marquée par une modification de la couleur des fibres suggérant un dysfonctionnement de l'organisation des faisceaux de fibres de la matière blanche.

Diapo 109.

L'imagerie du tenseur de diffusion permet d'envisager une modélisation 3D de l'organisation des faisceaux de substance blanche dans le système nerveux central par une méthode appelée tractographie (qui reste actuellement essentiellement du domaine de la recherche). En bref, la méthode consiste à « traquer » les fibres nerveuses à partir d'un point de départ que l'on appelle « germe » (par exemple le tronc cérébral dans la figure en bas à droite) en suivant l'orientation, le sens, et l'intensité, des vecteurs propres principaux ε_1 sur des voxels adjacents.

Figure de gauche : Les principaux faisceaux de la substance blanche décrits dans la littérature, obtenus en utilisant de la tractographie déterministe sur un champ de tenseur de diffusion. Faisceaux commissuraux: commissure antérieure et corps calleux. Faisceaux de projection: Faisceau cortico-spinal, capsule interne/corona radiata et fornix. Faisceaux d'association longs: faisceau arqué, faisceau longitudinal inférieur, faisceau fronto-occipital inférieur, faisceau unciné et cingulum.

Diapo 110.

A 24-year-old male with right frontal-parietal glioblastoma. FLAIR (A) DWI (B) Post contrast T1-W (C) images show a large enhancing tumor in the right frontal-parietal region. FA (D) and color-coded map (E) show decreased FA and destruction of white matter fibers. 3-D Tractography (F, G) was initiated from the brain stem (red and green sphere). The right corticospinal tract is shown passing through the anteromedial part of the lesion (arrow). The CST is also compressed and deviated anteromedially due to the lesion. 3D Tractography (H, I) of shows the arcuate fasciculus (arrow) compressed and deviated superiorly by the lesion and close to the tumor margin. Coronal whole brain tractography (J) of the same is shown.

Diapo 111.

Pictures of fetal brains (upper row) and examples of tractography pathways that are passing through a sagittal slice (lower row) (W17, W20, W31, and W40 from the left). Our results suggest that the regional regression of radial organization and regional emergence of fetal brain connectivity proceeds in general from posterodorsal to anteroventral with local variations.

Diapo 112.

Cas clinique : une patiente de 50 ans se présente aux urgences pour une aphasie dont elle n'est pas capable de dater le début. Une IRM est réalisée.

1) Quel est le diagnostic ?

- A. hématomes multiples.
- B. Infarctus d'âges différents.
- C. Métastases.
- D. Abscesses et lésions pré-suppuratives.

2) Décrire l'aspect des différentes lésions.

3) Que représente l'hyposignal ponctuel T2* en topographie insulaire postérieure gauche ?

4) La thrombolyse est-elle indiquée chez cette patiente ?