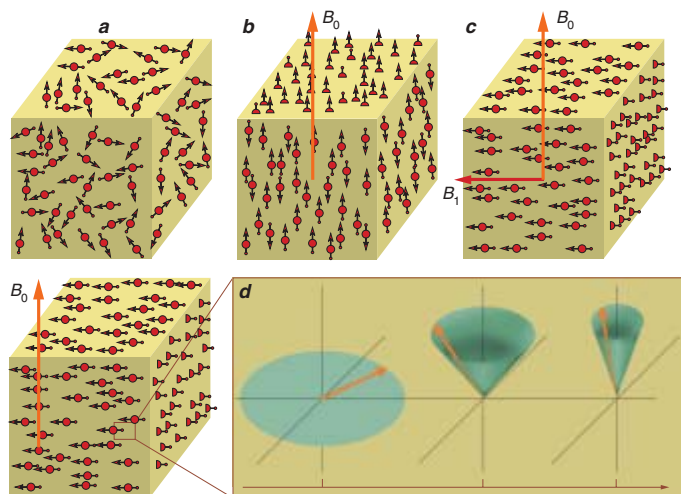
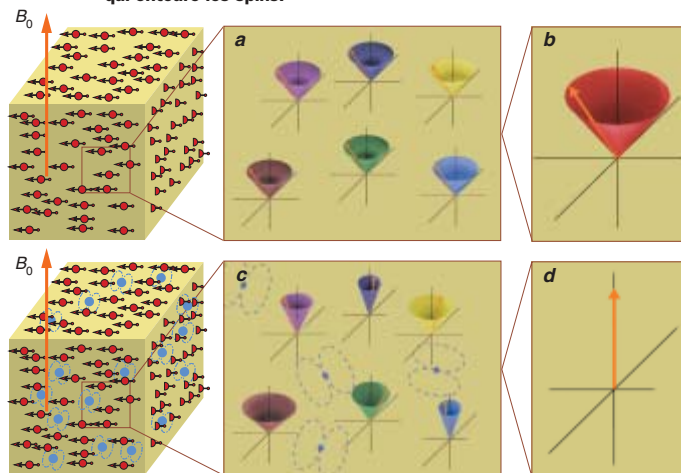


tissus, la somme des moments magnétiques élémentaires est parallèle au champ magnétique appliqué, B_0 , mais sa valeur est très faible : les spins engendrent donc un champ magnétique parallèle au puissant champ magnétique externe, mais impossible à distinguer. Pour mesurer l'aimantation du tissu, il faut l'écarter de l'axe du champ externe. Pour ce faire, on utilise un autre champ magnétique, B_1 , perpendiculaire au champ B_0 . Les spins élémentaires sont inclinés



5. PAR LA MÉTHODE D'IRM, on obtient des images des tissus en suivant les mouvements des spins (les flèches) des noyaux d'hydrogène (en rouge) dans les tissus. Normalement, les spins, dans les tissus, sont orientés aléatoirement (a). Quand on applique un premier champ magnétique, B_0 , ils s'alignent selon ce champ (b). On applique ensuite un second champ magnétique, B_1 , perpendiculaire (c), qu'on éteint aussitôt. Les spins se redressent alors en tournant autour de la verticale (d). En tournant, ils émettent une onde électromagnétique dont l'amplitude décroît à la vitesse du spin qui se redresse. La vitesse de rotation autour de la verticale est proportionnelle au champ magnétique local qui entoure les spins.



6. LES IMPURETÉS modifient le champ magnétique local. En l'absence d'impuretés (a), tous les spins tournent à la même vitesse lors de la relaxation, c'est-à-dire quand on a supprimé le champ magnétique B_1 . Le moment magnétique résultant, somme des spins, décrit, lui aussi un cône (b). En revanche, en présence d'impuretés pourvues d'un petit champ magnétique, les spins tournent à des vitesses différentes selon l'influence qu'exercent sur eux les impuretés : ils se déphasent (c). Le moment magnétique résultant s'oriente rapidement parallèle à B_0 (d). Ainsi, en présence d'impuretés, l'amplitude de l'onde électromagnétique, proportionnelle à la vitesse de redressement verticale du moment magnétique total, décroît plus vite.

par rapport au champ magnétique B_0 . L'angle de basculement, généralement 90 degrés, est fixé par la durée d'application du second champ. Pour que l'opération réussisse, il faut que le second champ tourne autour de l'axe de B_0 aussi vite que le feraient les spins s'ils étaient libres. Si l'on inclina un spin, puis qu'on le relâchait, il tournerait autour de l'axe de B_0 à une fréquence proportionnelle à B_0 (le coefficient de proportionnalité dépend de la particule). Pour que le second champ soit efficace, il doit tourner à cette fréquence (voir la figure 5). Cette situation de résonance est analogue à celle d'une balançoire que l'on pousse : pour accélérer la balançoire, on doit pousser en phase avec le balancement.

Du spin à l'image

Une fois le second champ B_1 interrompu, le retour des moments magnétiques élémentaires dans une direction parallèle à B_0 n'est pas instantané, mais progressif, caractérisé par deux constantes de temps : le temps de relaxation longitudinal (T_1) de la composante de chaque spin selon B_0 , et le temps de relaxation transversal (T_2) de la composante du moment magnétique global perpendiculaire à B_0 . Les valeurs de T_1 et de T_2 varient suivant la nature du tissu. Pour la substance grise – les cellules du cortex –, T_1 , égal à une seconde, est dix fois supérieur à T_2 , tandis que dans le sang, T_1 , qui vaut 1,2 seconde, est égal à cinq fois T_2 . Le coefficient T_2 est toujours inférieur à T_1 . En effet, dans un milieu hétérogène du point de vue des propriétés magnétiques, tels les tissus, les noyaux d'hydrogène «voient» le champ magnétique B_0 un peu différemment. Après la suppression de B_1 , ils tournent donc à des vitesses distinctes, si bien que la somme des composantes perpendiculaires à B_0 de chacun des noyaux s'annule rapidement, alors que les spins sont encore inclinés. Pour cette raison, le temps de relaxation transverse est toujours plus court que le temps de relaxation longitudinal.

Selon que l'on mesure T_1 ou T_2 , tel ou tel tissu apparaît au premier plan. Une image montrant les temps de relaxation longitudinale en chaque point d'un cerveau – image dite pondérée en T_1 – aura un tout autre aspect qu'une image reflétant les temps de relaxation transversale – image pondérée en T_2 . Le choix du type d'image dépend des informations recherchées. Par exemple, si l'on veut obtenir une image du cerveau montrant la limite entre le cortex et la substance blanche, il est préférable d'acquérir une carte des temps de relaxation longitudinale, car c'est pour ce paramètre que le contraste entre le cortex et la substance blanche est le plus élevé.

Comment mesure-t-on T_1 et T_2 ? Par le biais de l'onde émise par les spins qui tournent. Tout moment magnétique en mouvement émet une onde électromagnétique. Dans le cas de l'IRM, l'onde émise appartient au domaine des ondes radio. On la détecte par une bobine placée autour du sujet, où elle induit un courant alternatif. L'amplitude de ce courant alternatif décroît avec une constante de temps égale à T_2 , que l'on sait mesurer. En choisissant correctement des séquences spécifiques du second champ magnétique B_1 , on peut déduire T_1 et T_2 .

Pour obtenir la répartition spatiale des valeurs de T_1 ou de T_2 en chaque point d'un tissu, il faut soit appliquer ces techniques point par point dans le volume du tissu, soit faire en sorte que chaque point émette une onde différente. La seconde solution est la plus souvent retenue. À

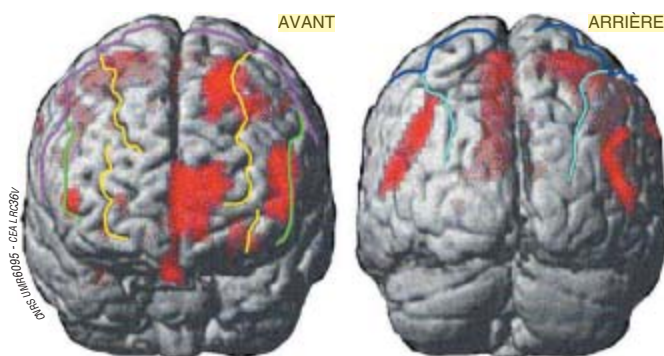
la place d'un champ B_0 uniforme, on applique un champ qui croît dans les trois directions de l'espace. Les spins de chaque zone tournent donc, après le basculement, à des vitesses distinctes. Par conséquent, les longueurs d'onde des ondes émises diffèrent, et elles induisent dans la bobine de mesure, non pas un courant électrique de fréquence unique, mais une multitude de courants alternatifs qui se superposent. Par analyse de Fourier, on isole de ce signal les fréquences qui autorisent le calcul du temps de relaxation pour chacune des zones élémentaires du tissu.

Ces procédés fournissent des images anatomiques de qualité, tant sur le plan de la résolution spatiale que temporelle. Les images pondérées en T_1 ont une résolution spatiale de moins d'un millimètre (voir la figure 4), mais leur temps d'acquisition dure plusieurs minutes. En revanche, bien que la précision des images pondérées en T_2 soit plus faible – quelques millimètres –, elles peuvent être acquises plus rapidement. Depuis sa mise au point dans les années 1980, l'IRM est devenue un outil de référence dans les hôpitaux quand on recherche à localiser précisément une tumeur, ou encore quand on évalue l'étendue d'une lésion, un accident vasculaire cérébral, par exemple.

L'IRM est devenue « fonctionnelle » en 1991, quand John Belliveau et ses collègues de l'Hôpital général du Massachusetts, à Boston, publièrent une étude du système visuel à l'aide de l'IRM. Les biologistes avaient procédé, comme pour la tomographie par émission de positons, en injectant un traceur paramagnétique, le gadolinium, qui se dilue dans le sang et modifie les propriétés magnétiques locales des tissus, ce qui permet de visualiser les régions actives du cerveau. Ce n'est que l'année suivante que Ken Kwong et la même équipe présentèrent une étude réalisée par IRM fonctionnelle dans sa version actuelle, c'est-à-dire sans injection de traceur radioactif, mais fondée sur l'observation en temps réel des variations de l'oxygénation du sang.

Les globules rouges, vecteurs de l'oxygène, modifient localement les propriétés magnétiques du sang, car ils contiennent de l'hémoglobine, une molécule qui, selon qu'elle transporte ou non de l'oxygène, change de propriétés magnétiques. Lorsqu'elle est sous forme d'oxyhémoglobine (l'oxygène y est fixé), la molécule d'hémoglobine est diamagnétique (son moment magnétique s'oriente dans le sens opposé à celui du champ magnétique appliqué). En revanche, sous forme de désoxyhémoglobine, dans le sang veineux, notamment, l'hémoglobine est paramagnétique : son moment magnétique est dans le sens du champ et proportionnel à celui-ci. Par conséquent, lorsqu'un sujet est placé dans un appareil d'IRM, le champ magnétique au voisinage de la désoxyhémoglobine diffère de celui près de l'oxyhémoglobine : la désoxyhémoglobine se comporte comme une hétérogénéité magnétique. Cette hétérogénéité contribue au déphasage des spins et écourte la relaxation de la composante transverse du moment magnétique total et donc réduit la valeur de T_2 par rapport à la valeur obtenue dans le sang artériel, pauvre en désoxyhémoglobine (voir la figure 6).

Lors d'une activité cérébrale, le flux cérébral augmente et l'oxygène abonde : l'activité cérébrale au cours des tâches cognitives consomme de l'oxygène, et les petites artères irriguant le cerveau se dilatent pour répondre à cette demande. Or l'afflux d'oxygène dépasse largement les besoins énergétiques, à la fois en amplitude et en volume. M. Raichle et ses collègues ont montré que lors d'une stimulation visuelle, l'apport d'oxygène est 10 fois supé-



7. RÉSEAU NEURONAL activé durant l'état de repos conscient. Ces régions ont été obtenues par TEP, puis superposées à une vue tridimensionnelle du cerveau acquise par IRM. On constate que diverses zones restent actives (en rouge) même durant le repos.

rieur à la consommation effective. En résumé, l'activité cérébrale se traduit par un enrichissement en oxygène des régions mises en jeu. Cet apport d'oxygène réduit les hétérogénéités dues à la désoxyhémoglobine, dans le compartiment veineux de la circulation : le T_2 augmente, atteignant presque celui du sang artériel.

La cartographie des fonctions cognitives en IRMf consiste à obtenir des images en continu des variations de la valeur de T_2 en tout point du cerveau lorsque le sujet effectue certaines tâches par rapport à une tâche contrôlée. Par rapport à la TEP, l'IRMf est une technique en « temps réel » dont la résolution temporelle est celle du temps de réponse vasculaire aux événements neuronaux (une à deux secondes). Sa résolution spatiale est de l'ordre de quelques millimètres, voire inférieure au millimètre dans certaines applications. Elle présente l'avantage de ne pas nécessiter d'injection de produits d'aucune sorte, le traceur étant endogène. De ce fait, des examens répétés sont possibles sans aucun inconvénient.

L'IRM fonctionnelle

L'IRMf, par son innocuité et par son excellente résolution temporelle et spatiale, autorise une grande variété de protocoles expérimentaux. Plusieurs domaines en ont déjà bénéficié, notamment l'étude du système visuel et du système oculomoteur, et celle de la mémoire de travail, l'espace cérébral où sont traitées les informations qui arrivent avant d'être envoyées vers des centres plus spécialisés ou éliminées. Ce type d'études est maintenant généralisée à l'ensemble des régions corticales et sous-corticales pour toutes les fonctions cognitives. L'IRMf est également appelée à jouer un rôle majeur dans l'étude de la plasticité cérébrale. L'étude fine dans le temps des phénomènes de plasticité cérébrale au cours de l'apprentissage ou lors de la récupération fonctionnelle après une lésion reste hors d'atteinte des autres techniques d'imagerie. Grâce à l'IRMf, il devient possible de suivre l'activité cérébrale non seulement avant et après apprentissage, mais également pendant cet apprentissage. Enfin, en neurochirurgie, l'IRMf permet de localiser précisément les aires cérébrales qu'il convient à tout prix d'épargner au cours d'une intervention sur le cerveau : les aires dominantes du langage, par exemple, ne sont pas toujours situées dans le même hémisphère et il convient de le vérifier avant une intervention.

Toutefois, l'IRMf n'est pas dénuée de contraintes : la présence d'un champ magnétique intense impose des règles strictes en ce qui concerne le recrutement des sujets participant aux études, en particulier pour vérifier l'absence de tout