

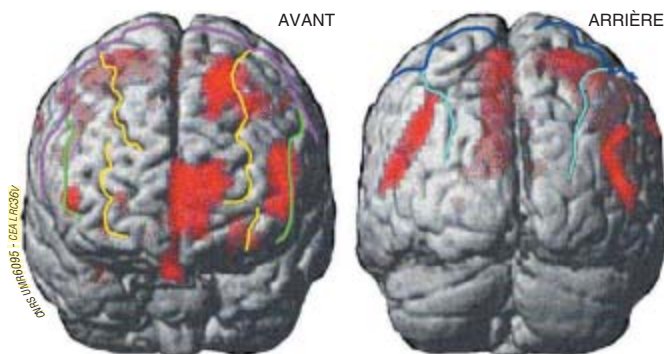
la place d'un champ B_0 uniforme, on applique un champ qui croît dans les trois directions de l'espace. Les spins de chaque zone tournent donc, après le basculement, à des vitesses distinctes. Par conséquent, les longueurs d'onde des ondes émises diffèrent, et elles induisent dans la bobine de mesure, 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 contrôle. 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