Fondements Physico-Chimiques et Historiographiques de l'Imagerie par Résonance Magnétique Anatomique et Fonctionnelle : De la Dynamique des Protons de l'Eau au Couplage Neurovasculaire de l'Hémoglobine

Rédigé par Eugenio VALENTE _ Directeur de Bionic France sarl en date du 27 octobre 2026.

Matériel de support pour le module de formation aux trois techniques IRM publié sur www.bionic-academy.com

Introduction

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) repose sur un corpus de principes physiques et biophysiques interdisciplinaires, combinant la mécanique quantique, la thermodynamique, la biochimie et la physiologie vasculaire [1, 2, 3, 4].

L'émergence de cette modalité a transformé l'exploration non invasive du corps humain, et plus particulièrement du système nerveux central [4, 5].

Deux piliers fondamentaux sous-tendent l'ensemble des applications cliniques et neuroscientifiques modernes de l'IRM : la caractérisation anatomique fondée sur la dynamique des protons des molécules d'eau biologique, et l'exploration fonctionnelle cérébrale basée sur les propriétés magnétiques de l'hémoglobine [1, 2, 3, 4, 6].

Principes Physiques de la Résonance Magnétique Nucléaire et Imagerie Structurelle de l'Eau

Mécanique Quantique, Équations de Bloch et Relaxation Protonique

L'imagerie par résonance magnétique s'enracine dans la découverte du phénomène de résonance magnétique nucléaire (RMN) dans la matière condensée, réalisée de manière indépendante en 1946 par Felix Bloch et Edward Purcell [7, 8, 9].

Tout noyau atomique possédant un nombre impair de protons ou de neutrons présente un moment angulaire intrinsèque ou spin I, auquel est associé un moment dipolaire magnétique nucléaire

$$(\mu = \gamma I)$$

"γ" désigne le rapport gyromagnétique spécifique au noyau considéré [10, 11].

En présence d'un champ magnétique statique extérieur B_0, la dégénérescence des états d'énergie quantique est levée par effet Zeeman [8, 10, 11].

Cet alignement induit une précession des moments magnétiques autour de l'axe du champ statique à une fréquence caractéristique, la fréquence de Larmor ω_0 [8, 10, 11] :

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

À l'équilibre thermodynamique, une aimantation macroscopique longitudinale M_0 s'établit le long de l'axe de B_0 [10, 11].

L'application d'un champ radiofréquence perturbateur B_1 orthogonal à B_0 à la fréquence de Larmor bascule l'aimantation dans le plan transversal, générant une aimantation transversale précessante dont la variation de flux induit une force électromotrice mesurable dans une bobine réceptrice [10, 11, 12].

La dynamique spatio-temporelle du vecteur aimantation macroscopique $M = (M_x, M_y, M_z)$ est formalisée analytiquement par les équations phénoménologiques de Bloch [7, 10, 13] :

$$\frac{dM_x}{dt} = \gamma(M \times B)_x - \frac{M_x}{T_2}$$

$$\frac{dM_y}{dt} = \gamma(M \times B)_y - \frac{M_y}{T_2}$$

$$\frac{dM_z}{dt} = \gamma(M \times B)_z - \frac{M_z - M_0}{T_1}$$

Ces équations introduisent deux constantes de temps physiques cardinales gouvernant le retour à l'équilibre du système de spins [12, 14, 15].

Le temps de relaxation longitudinale T_1, ou temps spin-réseau, quantifie le transfert d'énergie entre les spins et le milieu environnant lors de la restauration de l'aimantation M_z [12, 14]. Le temps de relaxation transversale T_2, ou temps spin-spin, caractérise la perte de cohérence de phase de l'aimantation transversale sous l'effet des interactions dipolaires fluctuantes entre noyaux voisins [12, 14, 15]. En situation *in vivo*, l'existence d'hétérogénéités locales de champ magnétique induit un déphasage transversal accéléré, formalisé par le temps de relaxation transversale apparente T_2^*, relié à T_2 par la relation

$$\left(\frac{1}{T_2}*\right) = \left(\frac{1}{T_2}\right) + \gamma \Delta B_0 \qquad [1, 6].$$

Encodage Spatial et Différenciation Tissulaire par la Dynamique de l'Eau

Le passage de la RMN spectroscopique à la formation d'images tomographiques est attribué à Paul Lauterbur, qui a introduit en 1973 la superposition de gradients de champ magnétique spatialement linéaires à B_0 [16, 17].

En rendant la fréquence de précession dépendante de la position spatiale selon la relation

$$\omega(r) = \gamma(B_0 + G \cdot r),$$

Lauterbourg a rendu possible le codage spatial du signal et la reconstruction tridimensionnelle de la distribution des spins [16, 17, 18].

Dans les tissus biologiques vivants, le proton d'hydrogène (^{1}H) présent dans la molécule d'eau constitue la source quasi exclusive du signal IRM en raison de son abondance molaire et de son rapport gyromagnétique élevé [2, 3, 14].

L'eau biologique n'est cependant pas un fluide homogène : elle se répartit entre une fraction d'eau libre hyper-mobile, représentant environ 90 % du volume hydrique tissulaire, et une fraction d'eau liée ou restreinte, interagissant de manière transitoire avec les macromolécules et les structures membranaires [3].

Comme l'ont formalisé Paul Bottomley et ses collaborateurs dans leur synthèse de 1984, la dynamicité de ces micro-compartiments modifie profondément les constantes $T_1 et\ T_2$ selon la nature histologique du tissu, l'âge, la température et l'intensité du champ magnétique appliqué [2, 19, 20].

En imagerie morphologique (anatomique), la modulation des paramètres de séquence — le temps de répétition (TR) et le temps d'écho (TE) — permet de pondérer le signal et d'engendrer un contraste tissulaire précis [14, 15].

Dans les images pondérées en T_1, obtenues avec un TR et un TE courts, la substance blanche cérébrale, dont l'eau est fortement structurée par les lipides de la gaine de myéline, présente une récupération rapide de son aimantation et apparaît en hypersignal [4, 14, 15].

À l'inverse, le liquide céphalorachidien (LCS), constitué d'eau libre, possède un T_1 très long et se traduit par un hyposignal marqué [14, 21].

Dans les images pondérées en T_2, générées avec un TR et un TE longs, l'absence d'interactions macromoléculaires au sein du LCS préserve la phase transversale, lui conférant un hypersignal brillant, tandis que le parenchyme cérébral s'atténue progressivement selon sa charge macromoléculaire [14, 21].

Caractérisation Microstructurale par la Dynamique de Diffusion de l'Eau

Au-delà des propriétés de relaxation, les molécules d'eau sont animées d'un mouvement d'agitation thermique brownien aléatoire de translation [4, 5, 22].

Au milieu des années 1980, Denis Le Bihan a théorisé et développé l'IRM de diffusion (IRMd), une méthode mesurant ces micromouvements moléculaires à l'échelle microscopique au sein du tissu vivant [4, 5, 23, 24].

En intégrant des paires de gradients de diffusion de forte intensité, selon le montage de Stejskal-Tanner, la trajectoire erratique des protons de l'eau induit un déphasage irréversible qui se traduit par une baisse d'intensité du signal IRM d'autant plus marquée que le déplacement des molécules est grand [25, 26].

Dans les milieux fluides sans contrainte spatiale tels que les ventricules cérébraux, la diffusion est dite isotrope, s'effectuant de manière uniforme dans toutes les directions [4, 26].

Dans la substance blanche cérébrale, la présence d'obstacles structuraux orientés — tels que les membranes axonales, les neurofilaments et la myéline — entraîne une restriction de la diffusion perpendiculairement au grand axe des fibres nerveuses, rendant le mouvement hautement anisotrope [4, 5, 27, 28].

Le développement ultérieur de l'imagerie du tenseur de diffusion (DTI) par Le Bihan et ses équipes a permis de modéliser cette anisotropie sous forme matricielle tridimensionnelle et d'en extraire des grandeurs scalaires biophysiques, à l'instar du coefficient de diffusion apparent (ADC) et de l'anisotropie fractionnelle (FA) [5, 26, 28].

Ces métriques permettent la reconstruction tridimensionnelle des faisceaux de matière blanche par tractographie, offrant une vue sur la connectivité anatomique *in vivo* [5, 25, 27, 28].

Sur le plan clinique, l'IRM de diffusion a transformé la prise en charge de l'accident vasculaire cérébral (AVC) ischémique aigu : dès les premières heures suivant l'occlusion vasculaire, l'effondrement des pompes ioniques membranaires provoque un œdème cytotoxique et une baisse de l'ADC, permettant de visualiser la zone d'ischémie bien avant son apparition sur les images anatomiques conventionnelles [5, 23, 25, 26, 27].

Propriétés Biomagnétiques de l'Hémoglobine et Émergence de l'IRM Fonctionnelle BOLD

Propriétés Quanto-Chimiques de l'Hémoglobine et Susceptibilité Magnétique

Tandis que l'IRM anatomique repose sur les propriétés nucléaires de l'eau, l'IRM fonctionnelle (IRMf) tire son origine d'un marqueur hémodynamique endogène : l'hémoglobine [1, 6, 29].

En 1936, Linus Pauling et Charles Coryell ont publié une découverte sur la structure électronique et les propriétés magnétiques de la molécule d'hémoglobine [6, 30, 31].

Ils ont démontré que l'état de saturation en oxygène de l'atome de fer Fe^{2+} contenu dans les groupements hème modifie le comportement de la protéine dans un champ magnétique extérieur [6, 30].

Lorsqu'elle est complètement oxygénée (oxyhémoglobine, HbO_2), les électrons du complexe de coordination sont appariés en état bas-spin, rendant la molécule diamagnétique avec une susceptibilité magnétique pratiquement identique à celle des tissus cérébraux environnants [6, 30].

En revanche, la libération de la molécule d'oxygène transforme la protéine en désoxyhémoglobine (dHb), faisant passer l'atome de fer Fe^{2+} dans un état haut-spin caractérisé par la présence de quatre électrons célibataires non appariés [30].

La désoxyhémoglobine devient ainsi une substance nettement paramagnétique [1, 30].

La présence de dHb concentrée dans le lit microvasculaire parenchymateux induit un saut de susceptibilité magnétique ($\Delta\chi$) entre le compartiment intravasculaire et le milieu extravasculaire ambiant [1, 6, 32]. Cette hétérogénéité de susceptibilité génère des gradients de champ magnétique microscopiques locaux qui perturbent la cohérence de phase des spins des protons d'eau diffusant autour des vaisseaux [1, 6, 32].

Ce phénomène provoque une réduction marquée du temps de relaxation transversale apparente T_2^*, se traduisant par une baisse de signal sur les images sensibles aux effets de phase [1, 6].

Découverte du Contraste BOLD et Pionniers de l'IRMf Humaine

L'exploitation de ce paramagnétisme biologique pour la cartographie fonctionnelle du cerveau vivant a été conceptualisée et réalisée en 1990 par Seiji Ogawa et ses collègues des AT&T Bell Laboratories [1, 33].

Lors d'expérimentations menées chez le rongeur à un champ de 7 Tesla, Ogawa a remarqué que la modulation de l'oxygénation sanguine modifiait directement le signal des images pondérées en T_2* [1].

En état d'hypoxie, l'accumulation de désoxyhémoglobine créait un réseau de lignes d'ombre sombres correspondant précisément aux structures veineuses intracérébrales [1].

Ogawa a nommé ce phénomène le contraste BOLD (*Blood Oxygenation Level Dependent*), postulant que la désoxyhémoglobine agit comme un agent de contraste paramagnétique endogène capable de révéler les variations métaboliques et fonctionnelles du cerveau sans recours à des radiotraceurs exogènes [1, 6, 33, 34, 35].

L'application de la découverte d'Ogawa à la neuroimagerie fonctionnelle humaine s'est concrétisée en 1992 grâce à des travaux pionniers conduits de manière indépendante [1, 35, 36].

L'équipe menée par Ogawa en collaboration avec le Center for Magnetic Resonance Research (CMRR) de l'Université du Minnesota dirigé par Kamil Ugurbil, publie la cartographie de l'activation du cortex visuel humain à 4 Tesla [35, 36].

Dans le même intervalle, Kenneth Kwong, Bruce Rosen et leurs collègues du Massachusetts General Hospital (MGH), ainsi que Peter Bandettini et ses collaborateurs à 1,5 Tesla, ont démontré qu'une stimulation sensorielle ou motrice induit une élévation du signal BOLD dans les zones corticales spécialisées [1, 4, 35, 36].

L'essor technologique ultérieur de l'IRMf a été catalysé par l'adoption des séquences d'imagerie écho-planar (EPI) ultrarapides, permettant de balayer l'ensemble du volume cérébral en quelques secondes et de suivre la dynamique temporelle des processus cognitifs [15, 21, 37].

Couplage Neurovasculaire et Physio-Pathologie de la Réponse BOLD

Cascade Neurovasculaire et Dynamique de la Réponse Hémodynamique

L'IRM fonctionnelle BOLD ne constitue pas une mesure directe de la décharge électrique neuronale, mais une mesure indirecte de la réponse vasculaire locale régie par le couplage neurovasculaire [1, 33, 38, 39].

Lorsqu'une population neuronale s'active, la libération de neurotransmetteurs et la demande énergétique induisent une cascade pharmacologique et métabolique complexe [1].

Les astrocytes et les cellules musculaires lisses des artérioles afférentes orchestrent une vasodilatation locale, provoquant une augmentation du débit sanguin cérébral (DSC) et du volume sanguin cérébral (VSC) dans la région activée [1, 6, 33].

Le signal BOLD repose sur un mécanisme physiologique particulier : l'augmentation du débit sanguin local surcompense largement la hausse modérée de la consommation métabolique d'oxygène ($CMRO_2$) [1, 6].

Alors que la demande neuronale en oxygène n'augmente que de 5 à 15 %, l'afflux sanguin régional s'accroît de 30 à 50 % [6].

Cette hyperémie de sang artériel fraîchement oxygéné et riche en oxyhémoglobine diamagnétique rince le réseau capillaire et veineux local, lavant la désoxyhémoglobine paramagnétique qui s'y trouvait [1, 6, 15, 33].

La diminution de la concentration locale en dHb réduit les déphasages de susceptibilité magnétique dans le voxel parenchymateux [1, 6, 15].

Il en résulte un allongement du temps de relaxation T_2^* et une élévation de l'intensité du signal IRM BOLD [6, 15, 29].

Sur le plan temporel, la réponse hémodynamique (HRF) présente une signature chronologique définie [15, 29].

Immédiatement après le début de l'activation neuronale, une baisse transitoire du signal, appelée le dip initial (*initial dip*), peut être observée pendant quelques centaines de millisecondes, reflétant la consommation locale d'oxygène précédant la réaction vasculaire [1].

Ensuite, le signal BOLD s'élève progressivement sous l'effet de l'afflux d'oxyhémoglobine pour atteindre un pic d'activation environ 5 à 8 secondes après le début du stimulus [15, 29].

À la cessation de l'activité neuronale, le signal chute et traverse une phase de sous-dépassement post-stimulus (*post-stimulus undershoot*) durant laquelle le signal reste inférieur à sa ligne de base pendant 10 à 20 secondes, ce qui s'explique par un retour plus lent du volume sanguin veineux à la normale ou par le maintien d'une consommation d'oxygène résiduelle [1, 15, 29].

Validation Neurophysiologique et Résolution Microvasculaire

La validité du signal BOLD en tant que reflet de l'activité neuronale a été établie par les travaux de Nikos Logothetis et ses collaborateurs publiés en 2001 [40].

Grâce à des enregistrements micro-électrophysiologiques intra-corticaux simultanés aux acquisitions IRMf chez le primate, Logothetis a démontré que le signal BOLD présente une corrélation linéaire avec les potentiels de champ locaux (LFP) [40].

Les LFP mesurent l'intégration postsynaptique et le traitement dendritique intra-cortical des signaux afférents, prouvant que le BOLD reflète l'activité de traitement local d'une

aire cérébrale plutôt que le simple taux de décharge des potentiels d'action émis par ses neurones efférents [40].

Néanmoins, la précision spatiale ultime de l'IRMf BOLD reste liée à l'architecture du réseau vasculaire [1, 33].

Étant donné que la désoxyhémoglobine drainée s'accumule dans les veines piales de plus gros calibre en aval du lit capillaire, les séquences classiques BOLD à écho de gradient (GE-BOLD) enregistrent à la fois le signal des micro-vaisseaux et celui des grandes veines situées parfois à plusieurs millimètres du foyer d'activation [1, 33, 35].

Pour affiner cette spécificité, la recherche contemporaine exploite les séquences en écho de spin (SE-BOLD), qui annulent les gradients de champ macro-vasculaires pour isoler la contribution des petits capillaires parenchymateux, ainsi que l'utilisation de scanners à ultra-haut champ magnétique [1, 23, 27, 33].

À 7 Tesla et jusqu'au champ record de 11,7 Tesla de l'aimant Iseult installé à NeuroSpin, le T_2 du sang intravasculaire devient très court, ce qui supprime le signal des gros vaisseaux et isole le signal extravasculaire microvasculaire [23, 27].

Cette avancée technologique permet d'atteindre une résolution fonctionnelle submillimétrique capable de cartographier l'activité cérébrale au niveau des différentes couches histologiques du cortex [23, 27, 33].

Synthèse Comparative des Modalités IRM Structurelle, de Diffusion et Fonctionnelle

Dimension / Paramètre	IRM Anatomique Structurelle	IRM de Diffusion (IRMd)	IRM Fonctionnelle BOLD (IRMf)
Biomarqueur Cible	Protons de l'eau biologique (^1H) [2, 3, 14]	Mouvement brownien translatif de l'eau (^1H_2O) [4, 5]	Rapport Oxyhémoglobine (HbO_2) / Désoxyhémoglobine (dHb) [1, 6, 29]
Origine Physique	Densité de spin et relaxation dipolaire T_1 / T_2 [3, 12, 15]	Pression stérique et micro-obstacles membranaires/axonaux [4, 26, 28]	Discontinuité de susceptibilité magnétique ($\Delta\chi$) [1, 6]
Pondération / Séquence	Spin-Écho (SE) / Gradient-Écho (GE) pondérés T_1 / T_2 [14]	Stejskal-Tanner (Pulsed Gradient Spin Echo - PGSE) [25, 26]	Gradient-Echo Planar Imaging (GE-EPI) pondéré T_2* [21, 35, 37]
Paramètre Mesuré	Temps de relaxation T_1 (ms), T_2 (ms), densité de protons ρ [12, 14]	Coefficient de Diffusion Apparent (ADC), Anisotropie Fractionnelle (FA) [26]	Fluctuation temporelle relative du signal T_2* ($\Delta S / S_0$) [1, 6, 29]
Régime Temporel	Statique (Échelle des minutes) [14]	Statique / Micro-dynamique (Échelle des minutes) [26, 27]	Dynamique continue (TR de 0,5 à 2 secondes) [15, 37, 41]
Application Majeure	Cartographie de la matière grise/blanche, anatomie pathologique [4, 15]	Tractographie de la substance blanche, diagnostic précoce de l'AVC [5, 23, 27]	Cartographie des réseaux fonctionnels cérébraux (tâche et repos) [1, 33]
Publications Fondatrices	Bloch (1946) [7] ; Purcell (1946) [7, 10] ; Lauterbourg (1973) [16]	Le Bihan (1985, 1986, 1988) [5, 24, 25]	Pauling & Coryell (1936) [30, 31] ; Ogawa et al. (1990, 1992) [1, 35]

Conclusions

L'Imagerie par Résonance Magnétique illustre la façon dont des principes physiques fondamentaux se sont traduits en outils d'exploration biologique et médicale [5, 7, 16]. La résonance magnétique des protons de l'eau a permis de cartographier la structure macroscopique du corps humain avec une grande précision anatomique [2, 3, 16]. En analysant l'agitation brownienne des molécules d'eau, l'IRM de diffusion a étendu ces capacités à l'étude microstructurale de la connectivité cérébrale et des pathologies ischémiques [4, 5, 24, 28].

Parallèlement, la caractérisation des propriétés paramagnétiques de la désoxyhémoglobine a ouvert la voie à l'imagerie fonctionnelle BOLD [1, 6, 30, 31]. En s'appuyant sur le couplage neurovasculaire, l'IRMf permet d'observer de manière non invasive les modifications hémodynamiques associées à l'activité neuronale [33, 40]. L'évolution moderne vers les très hauts champs magnétiques s'inscrit dans cette continuité, affinant la résolution spatiale et temporelle nécessaire à la compréhension du fonctionnement du cerveau humain [23, 27, 33, 42, 43].

Bibliographie

1. Biophysical and physiological origins of blood oxygenation level-dependent fMRI signals - PMC - NIH, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3390806/
2. Three-T evolves to meet speed vs. quality balance | Diagnostic Imaging, https://www.diagnosticimaging.com/view/three-t-evolves-meet-speed-vs-quality-balance
3. Hépatopathies chroniques : Méthodes de quantification en IRM à 1,5 T et 3,0 T pour le diagnostic et le suivi - laboratoire CREATIS, https://www.creatis.insa-lyon.fr/site/sites/default/files/Benjamin%20LEPORQ.pdf
4. Chapitre IV - Imagerie cérébrale - Sciences Humaines et Sociales | Cairn.info, https://shs.cairn.info/les-methodes-en-psychologie--9782130633884-page-88?lang=fr
5. Denis Le Bihan, MD – 2010 - Société de radiologie du Québec, https://srq.quebec/denis-le-bihan-md-2010/
6. Behind the scenes of functional brain imaging: A historical and physiological perspective | PNAS, https://www.pnas.org/doi/10.1073/pnas.95.3.765

7. Potential of Nuclear Magnetic Resonance for Assessing Water Content and Saturation in Mine Tailings | Journal of Geotechnical and Geoenvironmental Engineering - ASCE Library, https://ascelibrary.org/doi/abs/10.1061/JGGEFK.GTENG-14332?af=R
8. Read "Biographical Memoirs: Volume 64" at NAP.edu, https://www.nationalacademies.org/read/4547/chapter/3
9. Free nuclear induction - Rutgers Physics, https://www.physics.rutgers.edu/~eandrei/389/Hahn_Physics_Today1953.pdf
10. Nuclear Induction - Baldwin Research, https://baldwinlab.chem.ox.ac.uk/resources/bloch%20original%20paper.pdf
11. Nuclear Induction | Phys. Rev. - APS Journals, https://link.aps.org/doi/10.1103/PhysRev.70.460
12. The Nuclear Induction Experiment | Phys. Rev. - APS Journals - American Physical Society, https://link.aps.org/doi/10.1103/PhysRev.70.474
13. Spin noise gradient echoes - PMC - NIH, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10539801/
14. Séquences IRM : Caractéristiques et Types | PDF | Imagerie par résonance magnétique | Physique appliquée et interdisciplinaire - Scribd, https://fr.scribd.com/document/805959335/SEQUENCES-IRM-1
15. Chapitre IV. Imagerie cérébrale | Cairn.info, https://shs.cairn.info/les-methodes-en-psychologie--9782715413269-page-90?lang=fr
16. LAUTERBUR, P. C. (1973) Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance. Nature, 242 (5394). 190-191 doi:10.1038/242190a0 - Mindat, https://www.mindat.org/reference.php?id=2646328
17. Editorial for “Dynamic Glucose-Enhanced Imaging… : Journal of Magnetic Resonance Imaging - Ovid, https://www.ovid.com/01445455-202403000-00051
18. Knowledge of MRI amongst radiography professionals in Nepal - EPOS™, https://epos.myesr.org/poster/esr/ecr2021/C-10567
19. Musculoskeletal MRI at 3.0 T: Relaxation Times and Image Contrast - AJR Online, https://ajronline.org/doi/abs/10.2214/ajr.183.2.1830343
20. Longitudinal relaxation rate (R1) in lung: a systematic review and meta-analysis - PMC, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC12497672/

21. PRISE EN CHARGE CHIRURGICALE DES TUMEURS CEREBRALES AU SERVICE DE NEUROCHIRURGIE DU CHU MOHAMMED VI, https://wd.fmpm.uca.ma/biblio/theses/annee-htm/FT/2007/these25-07.pdf
22. Du mouvement Brownien aux images de la pensée : l'IRM de diffusion – Académie nationale de médecine | Une institution dans son temps, https://www.academie-medecine.fr/du-mouvement-brownien-aux-images-de-la-pensee-lirm-de-diffusion/?lang=en
23. Denis Le Bihan, médaille d'Honneur de la Société Française de Radiologie et d'Imagerie médicale - Institut des sciences du vivant Frédéric-Joliot, https://joliot.cea.fr/drf/joliot/Pages/Actualites/Institutionnelles/2026/Denis-Le-Bihan-medaille-Honneur-SFR.aspx
24. L'impact et les enjeux des nouvelles technologies d'exploration et de thérapie du cerveau (Compte rendu des auditions) - Sénat, https://www.senat.fr/rap/r11-476-2/r11-476-2.html
25. Denis Le Bihan reçoit la médaille d'Honneur de la Société Française de Radiologie et d'Imagerie médicale | Université Paris-Saclay, http://www.universite-paris-saclay.fr/actualites/denis-le-bihan-recoit-la-medaille-dhonneur-de-la-societe-francaise-de-radiologie-et-dimagerie-medicale
26. De l'eau et des neurones... IRM de diffusion, cartographie cérébrale et brèves perspectives psychiatriques - Cairn.info, Sciences, Techniques et Médecine, https://stm.cairn.info/revue-l-information-psychiatrique-2010-6-page-493?lang=fr
27. Denis Le Bihan - Wikipédia, https://fr.wikipedia.org/wiki/Denis_Le_Bihan
28. C.V. de Denis Le Bihan - Membre de l'Académie des sciences, https://www.academie-sciences.fr/pdf/membre/LeBihanD_bio0309.pdf
29. Méthodes Scientifiques en Psychologie | PDF - Scribd, https://fr.scribd.com/document/958517166/Les-METHODES-en-PSYCHOLOGIE-Gregoire-Borst-Arnaud-Cachia-2022-Que-Sais-je-PUF-Methodologie
30. Discovery of the magnetic behavior of hemoglobin: A beginning of bioinorganic chemistry | PNAS, https://www.pnas.org/doi/10.1073/pnas.1515704112
31. The Magnetic Properties and Structure of Hemoglobin, Oxyhemoglobin and Carbonmonoxyhemoglobin - PubMed, https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16577697/

32. Evaluating BOLD functional MRI biophysical simulation approaches: impact of vascular geometry, magnetic field calculations, and water diffusion models - PMC, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC12424777/

33. Functional magnetic resonance imaging - Wikipedia, https://en.wikipedia.org/wiki/Functional_magnetic_resonance_imaging

34. Does functional MRI detect activation in white matter? A review of emerging evidence, issues, and future directions - Frontiers, https://www.frontiersin.org/journals/neuroscience/articles/10.3389/fnins.2014.00239/pdf

35. Development of functional imaging in the human brain (fMRI); the University of Minnesota experience - PMC, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3530260/

36. Twenty years of functional MRI: The science and the stories - Ovid, https://www.ovid.com/journals/neuima/fulltext/10.1016/j.neuroimage.2012.04.026~twenty-years-of-functional-mri-the-science-and-the-stories

37. Prise en charge chirurgicale des tumeurs cérébrales, expérience de dix ans au service de neurochirurgie du CHU Mohamed VI de, https://wd.fmpm.uca.ma/biblio/theses/annee-htm/FT/2014/these58-14.pdf

38. Alexandre KRAINIK | Professor (Full) | MD, PhD | Grenoble Alpes University, Saint-Martin-d'Hères | Medical faculty | Research profile - ResearchGate, https://www.researchgate.net/profile/Alexandre-Krainik

39. Irène TROPRÈS | Joseph Fourier University, Grenoble | UJF | UFR Médecine | Research profile - ResearchGate, https://www.researchgate.net/profile/Irene-Tropres

40. Nikos Logothetis - Google Scholar, https://scholar.google.dk/citations?user=aK4K5e8AAAAJ&hl=th

41. Glossaire | Cairn.info, https://shs.cairn.info/encyclopedie-historique-des-neurosciences--9782804158989-page-618?lang=fr

42. L'interaction des sciences humaines et sociales avec les sciences technologiques et les sciences du vivant - Sénat, https://www.senat.fr/rap/r15-742/r15-742.html

43. RAPPORT - Assemblée nationale, https://www.assemblee-nationale.fr/13/pdf/rap-off/i4469.pdf