



UNIVERSITÉ DE LILLE
FACULTÉ DE MÉDECINE HENRI WAREMBOURG
Année : 2024

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**Intérêt de l'IRM ultra bas champ magnétique en imagerie des
neurosciences**

Présentée et soutenue publiquement le 3 mai 2024 à 18h
Au Pôle Recherche
Par Juliette SCIANCALEPORE

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Jean-Pierre PRUVO

Asseseurs :

Monsieur le Professeur Patrick VERMERSCH

Monsieur le Docteur Grégory KUCHCINSKI

Directeur de thèse :

Monsieur le Docteur François DUBUS

AVERTISSEMENT

La faculté n'entend donner aucune approbation ni improbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs.

LISTE DES ABREVIATIONS

AVC	Accident vasculaire cérébral
CHU	Centre hospitalier universitaire
ECMO	Oxygénation par membrane extra-corporelle
EMS	Imagerie intra-hospitalière
ETF	Echographie transfontanellaire
HIC	Hémorragie intra-cérébrale
IA	Intelligence artificielle
IC	AVC ischémique
HSA	Hémorragie sous-arachnoïdienne
HIV	Hémorragie intra-ventriculaire
IRM	Imagerie par résonance magnétique
IRMp	IRM ultra bas champ magnétique ou IRM portable
LCR	Liquide céphalo-rachidien
MSU	Unité mobile d'urgence
NN	Nouveau-né
SB	Substance blanche
SEP	Sclérose en plaque
SG	Substance grise
SNR	Rapport signal sur bruit
SQUID	Détecteur d'interférence quantique supraconducteur
T	Tesla
Tc	Température critique
USINV	Unité de soins intensifs neurovasculaire

TABLE DES MATIÈRES

I. INTRODUCTION	7
II. IRM CONVENTIONNELLES FIXES : PRINCIPES GÉNÉRAUX ET LIMITES	8
A. Principes généraux de fonctionnement d'une IRM.....	8
1. Champ magnétique B0 et caractéristiques de l'aimant	8
2. Ondes de radiofréquence	12
3. L'hélium	13
4. Le double blindage	14
B. Principales limites et leurs conséquences	15
1. Des limites techniques	15
2. Main d'œuvre et coût générés	16
3. Disparités géographiques	17
III. IRM ULTRA BAS CHAMP MAGNÉTIQUE	20
A. Principe de fonctionnement général des IRMp existantes.....	21
B. Avantages et inconvénients	22
IV. REVUE DE LA LITTÉRATURE SUR L'APPLICATION DES IRM ULTRA BAS CHAMP	24
A. Résumé des articles étudiés	24
B. Applications actuelles de l'IRMp selon les pathologies neurologiques ..	28
1. Accidents vasculaires cérébraux	28
2. Services de soins intensifs et de réanimation.....	40
3. Imagerie per-opératoire	46
4. Particularités de la population pédiatrique.....	50
5. Troubles cognitifs et mentaux	59
6. Sclérose en plaque	62
7. Maladies infectieuses, l'exemple du neuropaludisme.....	64
8. IRM ultra bas champ embarquée	66
V. DISCUSSION.....	68
VI. CONCLUSION.....	78

RÉSUMÉ

Introduction : L'imagerie par résonance magnétique (IRM) 1.5 et 3 Tesla occupe une place centrale en imagerie médicale. Mais leurs exigences et leur coût les rendent indisponibles pour 90 % de la population mondiale. Les technologies développées ces dernières années ont permis la mise au point d'IRM portables (IRMp) avec des champs magnétiques inférieurs à 100 mTesla permettant l'obtention d'images de qualité satisfaisante en un temps d'acquisition raisonnable, portatives et à faible coût. Ce travail vise à dresser un état de l'art sur l'intérêt de l'IRMp en imagerie des neurosciences.

Matériel et méthode : Nous avons conduit une revue de la littérature narrative basée sur une recherche PUBMED jusqu'au 1^{er} janvier 2024 sur l'apport des IRMp en imagerie des neurosciences.

Résultats : Ce travail a permis de regrouper 18 articles dont 15 portants sur l'IRMp en neuroimagerie. Plus de la moitié de ces articles se sont intéressés à la faisabilité et l'innocuité de l'IRMp au lit de patients parfois graves, permettant d'éviter leur déplacement complexe ainsi que le diagnostic et le suivi de pathologies neurologiques. Deux études ont porté sur la faisabilité des IRMp embarquées au domicile des patients, permettant d'envisager une accélération de la prise en charge de certaines situations urgentes en pré-hospitalier et l'accès de certaines populations réfractaires aux soins. L'ultra faible champ magnétique a permis de réaliser des IRM en toute sécurité malgré la présence de matériels ferromagnétiques (matériels anesthésiques ou chirurgicaux, pacemakers). L'acquisition chez des enfants de tout âge non sédatisés a été facilitée par le caractère ouvert des IRMp et la réduction du bruit lors d'une étude. Leurs capacités diagnostiques ont également été étudiées, comme pour les lésions démyélinisantes de la sclérose en plaque. Enfin, un article a mis en avant la facilité d'utilisation des IRMp dans les pays en voie de développement, permettant d'envisager leur déploiement dans des régions jusqu'à présent isolées. Cependant, l'IRMp n'a pas encore été étudiée dans tous les domaines des neurosciences.

Conclusion : Ce travail montre des données rassurantes sur la faisabilité et la sécurité de l'IRMp en neurologie et conforte ses nombreux avantages. Pour intégrer son usage en routine clinique, d'autres travaux seront nécessaires pour en optimiser la technique et mieux définir ses indications en complément des IRM haut champ conventionnelles.

I. INTRODUCTION

En radiologie, l'imagerie par résonance magnétique (IRM), apparue en France au début des années 1980 est aujourd'hui l'un des piliers de la médecine moderne, autant dans la prise en charge des patients que dans l'avancée des sciences fondamentales.¹ Elle permet d'obtenir un excellent contraste des tissus mous avec une multitude d'indications médicales, en particulier en neuroimagerie. Les machines avec les plus forts champs magnétiques (en particulier 1.5 et 3 Tesla) ont rapidement conquis le marché grâce à leur rapport signal sur bruit (SNR) élevé (*permettant d'améliorer la résolution spatiale avec un SNR raisonnable*), leur haut contraste entre les tissus mous, des séquences plus avancées, tout en réduisant leur temps d'acquisition. Les machines dites « haut champ » sont largement utilisées aujourd'hui dans les pays à ressources élevées. Mais ces avancées technologiques imposent un coût très élevé et des infrastructures exigeantes, rendant l'IRM inaccessible pour environ 90 % des personnes dans le monde.² Afin de trouver des solutions face à ces inégalités, de nouvelles IRM se sont développées ces dernières années : les IRM bas et ultra bas champ magnétique. Ces technologies existaient déjà depuis le début de la conception de l'IRM, mais elles étaient souvent associées dans l'opinion commune à une mauvaise qualité d'image et une longue durée d'acquisition. De nombreux progrès sont en cours afin de relever ces défis, promettant alors une imagerie de bonne qualité en un temps raisonnable grâce à des machines désormais portables et à moindre coût. Ces IRM nouvelle génération pourraient alors venir en complément des IRM haut champ diagnostiques actuelles et élargir les indications de l'imagerie par résonance magnétique.

Après un rappel sur les IRM conventionnelles, indispensable afin de comprendre les enjeux auxquels nous devons faire face, ce travail de thèse vise à dresser un état de

l'art sur l'intérêt de l'IRM ultra bas champ magnétique (ou IRM portative ; IRMp) en imagerie des neurosciences, permettant de rappeler ses principes généraux, ses potentielles indications et ses perspectives en neuroradiologie.

II. IRM CONVENTIONNELLES FIXES : PRINCIPES GÉNÉRAUX ET LIMITES

Le principe général de l'IRM repose sur la résonance magnétique, permettant de créer des images à partir des noyaux d'hydrogène du corps humain. Cette technologie est rendue possible grâce à un système extrêmement complexe, nécessitant des matériaux et infrastructures spécifiques très onéreux, engendrant d'importantes disparités d'accessibilité géographiques.

A. Principes généraux de fonctionnement d'une IRM

1. Champ magnétique B0 et caractéristiques de l'aimant

Le magnétisme est une notion très ancienne, découverte il y a plus de 2 500 ans, mais c'est à partir de 1946 que le phénomène de résonance est connu. Il faudra attendre les années 1970 pour avoir les premières images d'une IRM (et 1982 pour la première IRM Française).¹ Les atomes sont les constituants élémentaires à la base du magnétisme. Seuls les atomes avec un nombre impair de nucléons peuvent engendrer un moment magnétique. Le composant le plus abondant dans le corps humain est l'hydrogène, et c'est grâce à son proton unique qu'il est l'atome de choix pour l'IRM.^{3,4} En l'absence de champ magnétique, les protons sont orientés de façon aléatoire. Le patient est alors placé dans un tunnel (*figure 1*), lui permettant d'être au centre d'un puissant champ magnétique statique appelé B0 (*flèche rouge sur la figure 2*), permettant d'aligner dans la même direction l'aimantation résultante des moments magnétiques des protons d'hydrogène (*figure 2*). Chaque proton se comporte alors

comme un petit aimant qui tourne sur lui-même, à une vitesse spécifique (*la fréquence de Larmor*) : c'est le mouvement de précession.

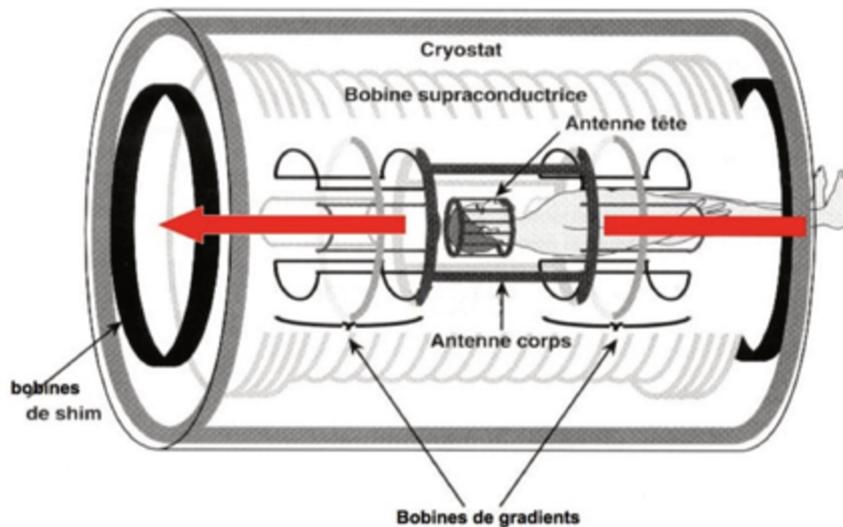


Figure 1 : Représentation schématique d'une IRM haut champ conventionnelle. Disponible sur <https://tpelyceeblaisepascalorsayirm.wordpress.com/2016/04/18/lappareil-irm-standard/>

© illustration du site tpelyceeblaisepascalorsayirm.wordpress.com

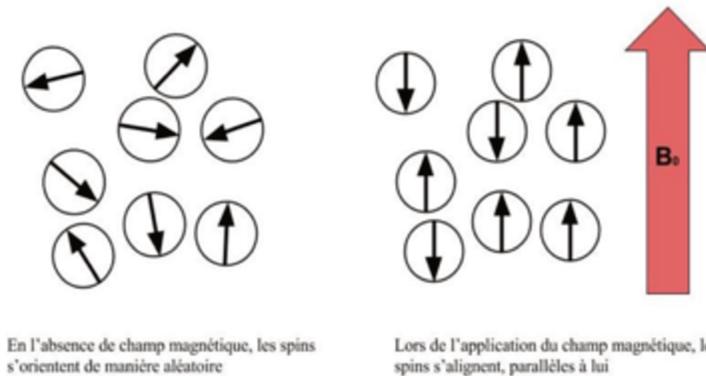


Figure 2 : Représentation de l'orientation des spins en l'absence ou en présence d'un champ magnétique. Disponible sur <https://tpelyceeblaisepascalorsayirm.wordpress.com/principe-de-fonctionnement/la-rmn/>

Un champ magnétique peut-être créé par un aimant permanent ou résistif pour les faibles champs ou par une bobine dans laquelle circule un courant pour les champs élevés. L'intensité du champ magnétique d'une IRM est exprimé en Tesla T (*1.5 tesla équivaut à 30 000 fois le champ magnétique terrestre -champ magnétique terrestre de 0.5 Gauss soit 0.00005 Tesla*).^{3,4} C'est à partir de l'intensité de B_0 que nous pouvons distinguer les différents champs magnétiques. Nous utiliserons ici les termes d'ultra bas champ magnétique (champ magnétique inférieur à 0.1 Tesla), bas champ (entre

0.1 et 0.5 Tesla), moyen champ (entre 0.5 et 1 Tesla) et haut champ (supérieur à 1 Tesla).

En pratique médicale, la grande majorité des IRM disposent d'un aimant capable de générer un champ magnétique de 1.5 ou 3 Tesla. Certains aimants peuvent néanmoins aller jusque 11.7 Tesla pour les hommes et même jusqu'à 17.2 Tesla pour les animaux au centre NeuroSpin de Paris.^{5,6}

Bien moins répandues que les machines haut champ, des machines bas ou moyen champ magnétique existent avec un champ magnétique compris entre 0.2 et 0.7 Tesla.⁷ Leur plus faible puissance engendre une dégradation de la qualité d'image, ne permettant pas d'offrir les mêmes capacités diagnostiques qu'une IRM haut champ. Leurs indications restent très spécifiques, et liées à leur caractère « ouvert », (c'est-à-dire sans tunnel) (*figure 3*) permettant la réalisation de l'examen dans certaines situations comme des personnes obèses, claustrophobes ou chez certaines femmes enceintes.



Figure 3 : Exemple d'IRM Fujifilm 0.4 Tesla à champ ouvert. Disponible sur <https://www.fujifilm.com/fr/fr/healthcare/mri-and-ct/permanent-magnet-open-mri-system/aperto-lucent-plus>

Actuellement, les trois principales qualités d'un aimant sont un champ magnétique élevé (permettant d'augmenter le rapport signal sur bruit), une très bonne stabilité

temporelle (il doit être le plus permanent possible) et une forte homogénéité du champ magnétique B_0 .

Trois types d'aimants sont disponibles : supraconducteurs, permanents et résistifs. Les aimants les plus utilisés aujourd'hui sont les supraconducteurs. La supraconductivité consiste à la perte de résistivité (résistance électrique nulle) de certains matériaux ou alliages lorsqu'ils atteignent des températures proches du zéro absolu, c'est-à-dire que le passage d'électricité se fait sans production de chaleur, ce qui permet de créer d'intenses champs magnétiques stables dans le temps. En IRM, l'alliage le plus utilisé est l'association de niobium et de titane (Nb-Ti) qui doit être constamment immergé dans de l'hélium liquide afin de se rapprocher du zéro absolu. Cet alliage est parcouru par un courant électrique permettant la création du champ magnétique. La bobine est entourée de cuivre et d'un écran refroidisseur (circuit d'eau glacée ou d'air) permettant de garder l'hélium liquide à des températures très basses. Pour limiter les échanges thermiques avec l'extérieur, le tout est enfin entouré d'un espace vide. L'aimant est très sensible aux changements de température, imposant que la machine soit dans une infrastructure avec une température et un taux d'humidité très contrôlés.

L'installation est ainsi onéreuse, mais permet de réduire la consommation électrique ensuite.

Les deux autres types d'aimant sont pour le moment plus rares en raison de leurs contraintes techniques. Les aimants permanents restent difficilement réalisables au-dessus de 0.4 Tesla. Les aimants résistifs sont composés d'une bobine en cuivre traversée par un courant électrique. Ils sont peu coûteux, ne nécessitent pas d'hélium et peuvent être stoppés presque instantanément mais peuvent difficilement dépasser les 10 mTesla.

Trois autres bobines sont placées autour de l'aimant permettant de sélectionner une épaisseur et le plan de coupe étudié. Elles permettent de faire varier de façon infime mais perceptible le champ magnétique (qui se surajoute à celui de B0). Ces bobines sont alimentées plus ou moins rapidement en fonction des séquences, et chaque impulsion est à l'origine d'une vibration créant ainsi un son caractéristique.^{3,4}

Enfin, le champ B0 est rendu le plus homogène possible par des correcteurs appelés « shim » permettant d'annuler les principales hétérogénéités de champ créées par des facteurs environnementaux ou par la présence du patient lui-même dans le tunnel.

2. Ondes de radiofréquence

Une fois les protons soumis au champ magnétique B0, des ondes de radiofréquence sont nécessaires pour que les spins accumulent de l'énergie : les protons sont en phase. A l'arrêt des ondes de radiofréquence, les protons restituent leur énergie accumulée afin de retrouver leur état initial : c'est la relaxation. L'aimantation génère alors un courant dans les antennes réceptrices pour pouvoir être transformée ensuite en images grâce à des calculs informatiques puissants. Ces antennes doivent donc recouvrir la partie du corps explorée, ce qui est parfois très mal supporté par les patients, en particulier ceux souffrant de claustrophobie (*figure 4*).



Figure 4 : exemple d'antenne cérébrale Philips. Disponible sur <https://www.philips.fr/healthcare/product/HCNMRB209/antennettecourachisdstream>

3. L'hélium

Afin d'être rendu supraconducteur, l'alliage Niobium-Titane doit être placé à une température en dessous de 9.2 Kelvin soit -264.15 degrés Celsius c'est-à-dire proche du zéro absolu (-273.15 degré Celsius). L'élément ayant la température de liquéfaction la plus basse est l'hélium avec un point d'ébullition à 4.2 Kelvin (-269.15 degrés Celsius).⁸ C'est un gaz noble inerte relativement rare sur Terre. Sa rareté est en contradiction avec l'importance de son utilisation, en médecine mais aussi dans de nombreux autres domaines (spatial, nucléaire ou pour le grand public), expliquant en partie son prix élevé. Les constructeurs essaient de développer différentes stratégies afin de réduire au maximum sa consommation. Certaines IRM sont équipées de systèmes « zéro ébullition » capables de recondenser l'hélium qui s'évapore ou encore une IRM capable de fonctionner avec seulement 7 litres d'hélium (*figure 5*).⁹ Mais le développement de ces nouvelles technologies coûtent chères et l'amortissement de la faible consommation d'hélium est donc longue. Or les pays émergents où le nombre d'IRM est le plus faible, achètent en priorité des machines d'entrée de gamme.

De plus, toutes les machines IRM disposant d'un aimant supraconducteur et d'hélium doivent comporter un dispositif « quench ». Il s'agit d'un dispositif de protection dont le but est de pouvoir stopper le champ magnétique B0 en cas d'urgence majeure (*incendie, élément ferromagnétique projeté avec mise en jeu du pronostic vital ...*). Il permet de vaporiser l'hélium présent au sein de l'IRM en un temps très court. La majeure partie de l'hélium gazeux doit être évacuée à l'extérieur par un tube afin de ne pas créer une surpression majeure dans la salle. Du fait de la très forte pression exercée, une petite partie de l'hélium gazeux est libérée dans la salle, imposant l'ouverture de la porte vers l'extérieur et la présence d'une trappe d'évacuation au sol de la machine IRM.



Figure 5 : A droite IRM 1.5Tesla standard stockant environ 1 500L d'hélium – à gauche IRM Philips contenant 7L d'hélium. Disponible sur <https://www.thema-radiologie.fr/actualites/2208/l-ingenia-ambition-une-innovation-de-rupture-en-irm.html>

4. Le double blindage

Afin de ne pas dissiper les ondes électromagnétiques et de radiofréquence ainsi que de ne pas perturber l'acquisition des images, un double blindage est nécessaire.^{3,4}

Le blindage magnétique est composé d'un alliage ferromagnétique permettant de contenir au maximum les lignes de champ magnétique élevées à proximité du tunnel. Sans ce dernier, une IRM 1.5 Tesla aurait un champ magnétique supérieur à 0.5 Tesla jusqu'à 12 m de son isocentre, alors qu'il est réduit à 4m avec un blindage. Ce seuil de 0.5 Tesla est très important car au-delà, les dispositifs médicaux implantables (comme certains pacemakers mais aussi neurostimulateurs ou implants cochléaires) seraient dérégés. Également, la salle d'IRM doit être entourée d'un maillage en cuivre réalisant une cage de Faraday, empêchant les ondes de radiofréquence de sortir de la salle mais surtout d'y entrer afin de ne pas perturber l'acquisition de l'examen.

B. Principales limites et leurs conséquences

1. Des limites techniques

a) *Liées au champ magnétique*

Malgré les systèmes de blindage, les champs magnétiques statiques imposent un zonage obligatoire. A l'intérieur de la ligne des 3mT, tout objet ferromagnétique peut se transformer en projectile dangereux. C'est pour cette raison que tout le matériel autorisé à franchir cette zone doit être IRM compatible, rendant le transfert des patients réanimatoires souvent très complexes ou contre-indiquant des patients porteurs de corps étrangers métalliques (souvent oculaires), certains anciens clips vasculaires intracrâniens ou anciennes valves cardiaques présentent. La ligne des 5 Gauss (représentant 0.0005 Tesla) est également importante car elle engendre un possible dérèglement de certains dispositifs médicaux implantables (stimulateurs cardiaques, neurostimulateurs ...), devant alors être contrôlés au décours de l'examen.¹⁰

De même, plus le champ magnétique statique est important, plus il peut créer des effets secondaires transitoires, particulièrement une activation du système vestibulaire pouvant induire des vertiges.¹¹ Ce paramètre doit être pris en compte lors de la réalisation des examens, particulièrement pour les patients au plus proche des aimants les plus forts.

b) *Liées au tunnel*

Afin d'être placé au centre de l'aimant, le patient doit se trouver sur une table mobile dans un tunnel d'environ 60 cm de diamètre (*figure 6*). Le diamètre de ce tunnel est une caractéristique majeure des IRM car il est source de nombreuses contre-indications relatives à la réalisation des examens, comme les personnes claustrophobes, obèses ou certaines femmes enceintes. Une fois dans le tunnel, les patients sont aussi moins facilement accessibles par l'équipe soignante ce qui peut

être très gênant pour les patients graves nécessitant une surveillance continue. Enfin, la longueur du tunnel limite les contacts physiques entre enfants et parents, rendant les examens pédiatriques souvent difficiles.

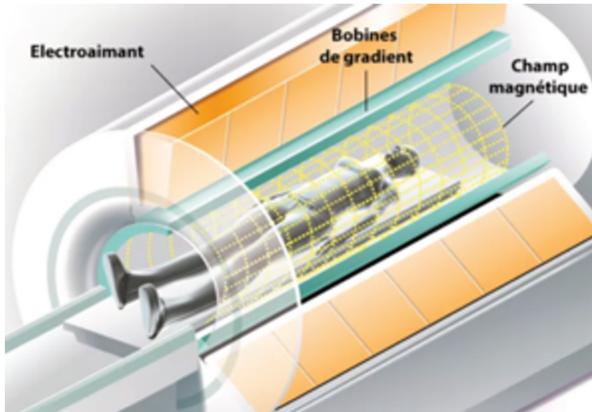


Figure 6 : Représentation d'un patient au centre de l'aimant. Disponible sur <https://imagerie-medicale-bois-bernard.ramsaysante.fr/votre-examen/irm>

c) *Liées au caractère fixe*

Les aimants haut champ magnétiques nécessitent des infrastructures adaptées, en raison de leur poids (plusieurs tonnes) mais aussi de la nécessité d'un double blindage. La complexité globale d'utilisation de ces IRM impose leur caractère fixe et leur localisation au sein de services d'imagerie médicale. Le déplacement des patients devant en bénéficier est alors nécessaire, et rendu parfois très compliqué pour les patients les plus graves (notion détaillée dans les paragraphes IV-B-2 et IV-B-4).

2. Main d'œuvre et coût générés

Le prix des IRM conventionnelles est très élevé, que cela soit à l'achat mais aussi à l'entretien. Leur prix global est difficile à établir pour plusieurs raisons. Il varie selon les constructeurs et le type de machine vendu, prix qui n'est souvent pas rendu public. Les infrastructures nécessaires pour les recevoir ainsi que leur coût d'entretien sont très variables selon les pays, mais aussi selon les régions. Nous pouvons estimer le prix moyen à l'achat d'une IRM à environ 1 million de dollars par Tesla.¹² La

maintenance, indispensable durant toute la vie de l'IRM, est estimée entre 10 et 15 % du prix de la machine par an. Enfin, seul un personnel formé et qualifié peut faire fonctionner ces machines très complexes. A titre d'exemple en France, la formation d'un manipulateur en radiologie nécessite 3 années d'apprentissage.

3. Disparités géographiques

Les défis financiers et techniques sont au cœur des problématiques concernant la répartition des IRM. Mais certaines régions du monde doivent faire face à d'autres défis, comme celui de l'accessibilité.¹³ Selon la Banque Mondiale en 2021, 43 % de la population mondiale vivait dans des zones de ruralité, 58 % dans les pays d'Afrique sub-saharienne. Pour ces populations, l'accès aux infrastructures urbaines modernes et donc au système de santé comprenant des IRM est difficile voire parfois impossible. La formation de professionnels qualifiés est également un point essentiel, autant pour faire fonctionner les machines, que pour prescrire et interpréter les examens. L'Afrique fait face à un énorme déficit de médecins y compris de neurochirurgien (1 pour 7 millions d'habitants en moyenne), limitant les sanctions chirurgicales possibles aux résultats de l'IRM.¹⁴

L'ensemble de ces raisons renforcent encore plus les inégalités d'accès avec de très fortes disparités géographiques, tant au niveau national que mondial.

a) *Répartition des IRM au niveau national*

L'IRM ne représente aujourd'hui qu'un faible pourcentage des actes d'imagerie médicale. A titre d'exemple, en 2015, il y a eu environ 60 millions d'actes d'échographie et de radiographie, 5 millions d'actes scannographiques contre 3.5 millions d'examens

IRM.¹⁵ Elle représente un examen onéreux pour l'assurance maladie, devant dépenser en moyenne 190 euros par acte, contre 120 euros par scanner et respectivement 47 euros et 30 euros pour une échographie ou une radiographie standard.¹⁵ Pourtant, ses indications ne cessent de croître. Même si le nombre de machines augmente progressivement, passant de 1.6 IRM par million d'habitant (pmp) en 2000 à 17 IRM pmp en 2021, de nombreux efforts sont encore nécessaires pour atteindre les objectifs du Plan Cancer 2014-2019 : "garantir des délais maximum de 20 jours pour les situations les plus critiques susceptibles d'entraîner une perte de chance".^{16,17} En 2018, le délai d'attente moyen était encore estimé à 32.3 jours.¹⁸ De plus, leur répartition sur le territoire français est hétérogène, variant en 2020 de 0.7 IRM pour 200 000 habitants à Mayotte à 4.4 à Paris (*figure 7*).¹⁹

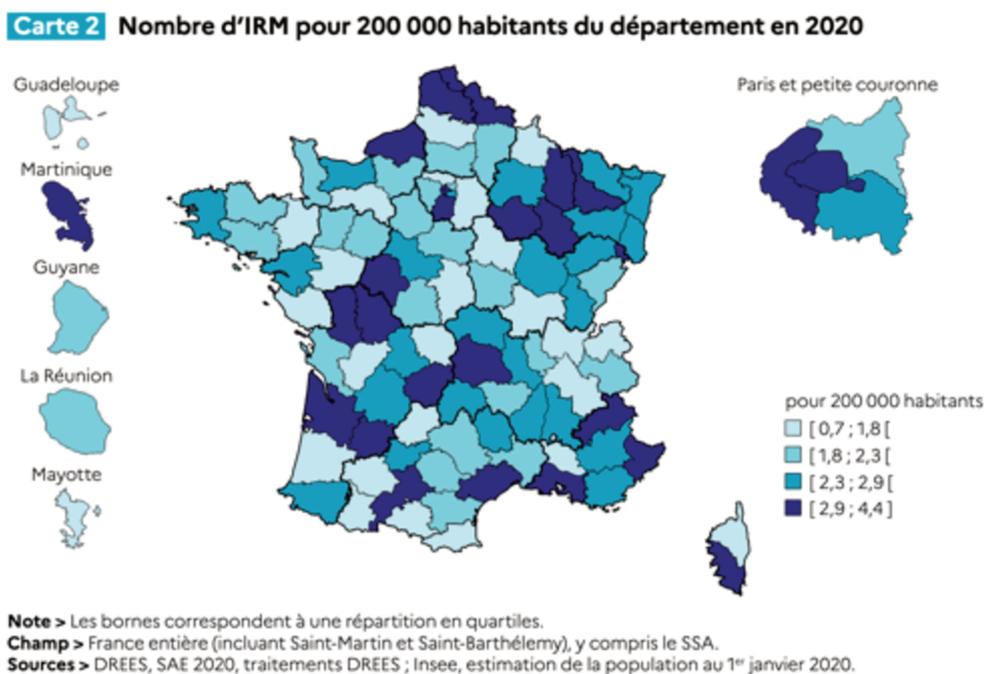


Figure 7 : Densité du parc d'IRM sur le territoire Français

b) *Inégalité d'accès au niveau continental et mondial*

Les dépenses de santé mondiales sont en augmentation, passant de 476 dollars par habitant et par an en 2000 (8.62 % du PIB mondial) à 1 177 dollars/hab/an en 2020 (10.89 % du PIB).²⁰ Mais quand les États-Unis dépensaient 18.82 % de leur PIB en 2020 pour la santé et la France 12.21 %, la République du Congo n'y consacrait que 4.05 %. Ces fortes disparités géographiques mais aussi socio-économiques se répercutent sur l'hétérogénéité de la répartition du parc mondial d'IRM. Malgré une constante augmentation du nombre d'IRM pmp, leur répartition reste très inhomogène (*figure 8*). En 2020, alors que le Japon possédait 57.4 IRM pmp, la Colombie n'en disposait que de 0.24 IRM pmp.¹⁶

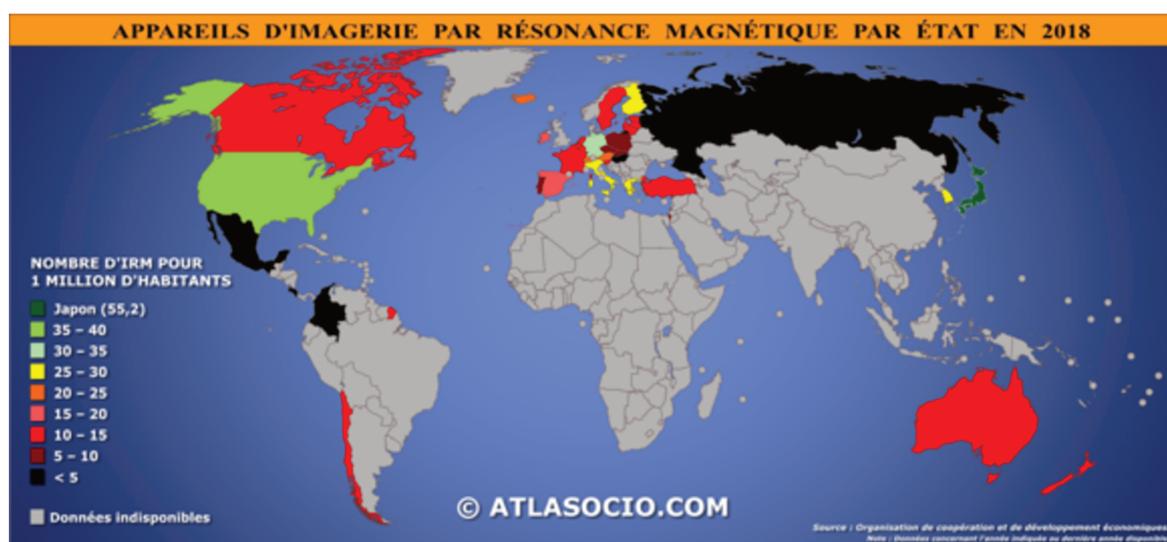


Figure 8 : Répartition d'IRM au niveau mondial en 2018. Disponible sur <https://atlasocio.com/cartes/recherche/selection/nombre-irm-pour-1-million-habitants.php>

Les variations sont aussi majeures au sein d'un même continent (*figure 9*), y compris en Europe où l'Allemagne possède 34 IRM pmp alors que la Géorgie n'en dispose d'aucune.¹⁶ En Amérique, les États-Unis disposant de la deuxième densité d'IRM la plus élevée du monde (38 IRM pmp) contrastent avec les 4 pays Américains sans aucune IRM.¹⁶

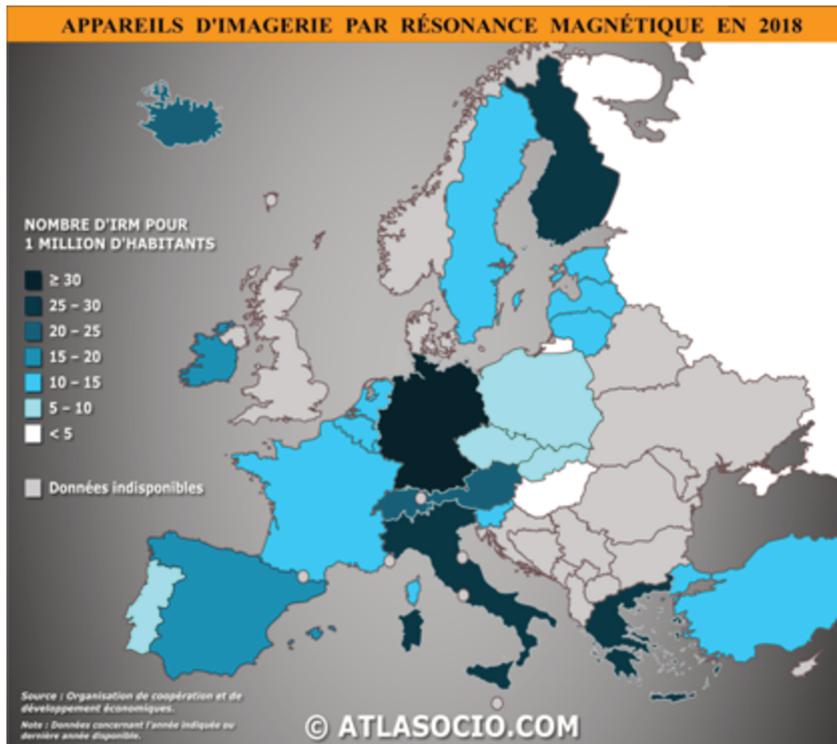


Figure 9 : Répartition Européenne d'IRM en 2018. Disponible sur <https://atlasocio.com/cartes/recherche/selection/nombre-irm-pour-1-million-habitants.php>

Afin de trouver des solutions à ces obstacles et de rendre la technologie de résonance magnétique accessible à un plus grand nombre de personnes, un axe de recherche important s'est porté ces dernières années sur le développement d'IRMp.

III. IRM ULTRA BAS CHAMP MAGNÉTIQUE

Ces dernières années, des IRMp se sont vues développer en raison de leur moindre coût et des innovations technologiques permettant une amélioration de la qualité des images.²¹ Elles doivent cependant faire face à des défis techniques immenses devant conserver une qualité d'image satisfaisante en un temps d'acquisition cliniquement raisonnable, tout en disposant d'un aimant peu puissant. Mais leur faible poids tend à les rendre potentiellement portables, leur coût réduit et leur facilité d'utilisation permettent d'envisager de nouvelles indications, en particulier neurologiques.

A. Principe de fonctionnement général des IRMp existantes

Les IRMp fonctionnent à ce jour avec des aimants permanents ce qui permet de leur conférer de nombreux avantages.²¹ Ce type d'aimant permet une réduction significative des consommations énergétiques (permettant une alimentation électrique sur des prises de secteur classique) ainsi que l'élimination de la nécessité d'un refroidissement cryogénique (absence d'hélium pour le refroidissement de l'aimant). De plus, en raison du faible champ magnétique, la ligne critique des 5 gauss se voit fortement abaissée, permettant ainsi à ces nouvelles machines de se rapprocher d'objets ferromagnétiques, sans nécessiter de blindage magnétique. La forte diminution des exigences en termes d'infrastructures permet une réduction très importante des coûts ainsi que la possibilité de portabilité. De plus, leur facilité d'utilisation et d'interface permet à des personnels soignants, non qualifiés en matière d'imagerie, de pouvoir les utiliser.

Le très faible champ magnétique induit inévitablement une baisse du signal émis par les protons et donc réceptionné par les antennes. Pour exemple, si on passe d'un champ magnétique de 1.5 Tesla à 1 mT, l'antenne va recevoir environ 1 500 fois moins de signal. Afin de lutter contre cette perte de signal inévitable, les IRMp actuelles comptent sur des systèmes de reconstruction itérative avec de l'intelligence artificielle. L'IRMp actuellement commercialisée la plus connue pour les indications neurologiques est l'IRM d'HYPERFINE de 0.064 Tesla, et c'est cette dernière qui est utilisée dans la plupart des études cliniques que nous détaillerons dans la suite de cette revue.

Mais ces machines présentent des limites, en particulier un plafonnement du SNR. Afin d'améliorer les contrastes des IRMp existantes, une entreprise française est en

cours de développement d'une IRMp avec un champ magnétique encore inférieur, de 1mT (*cf paragraphe V*).

B. Avantages et inconvénients

L'ensemble de ces nouvelles technologies engendre des avantages et des inconvénients, dont nous pouvons regrouper les principales dans les tableaux 1 et 2.²¹

Avantages	Implications pratiques
Très faible champ magnétique	<ul style="list-style-type: none"> • Pas de blindage magnétique • Diminution du poids • Portabilité au lit ou au domicile du patient • Diminution du bruit • Réduction de la ligne des 5 Gauss • Diminution drastique des contre-indications actuelles (dispositifs médicaux implantables, éclats métalliques, appareils médicaux de surveillance ou opératoires) • Autres intérêts techniques : <ul style="list-style-type: none"> - Aimant non supra-conducteur : pas de cryo-refroidissement, réduction de la consommation d'énergie, aimant plus homogène - Augmentation du contraste en T1
Absence de tunnel	<ul style="list-style-type: none"> • Accès plus facile à l'IRM pour les populations pédiatriques, claustrophobes, obèses mais aussi facilité de surveillance pour les patients graves
Avantage financier (Achat, entretien et personnel pour l'utilisation)	<ul style="list-style-type: none"> • Majoration du nombre d'IRM actuelles et développement dans les régions sous-dotées

Tableau 1 : Principaux avantages des IRMp

Inconvénients	Conséquences	Technologies développées
Diminution du signal	Diminution du SNR par unité de temps Diminution de la sensibilité des antennes	<ul style="list-style-type: none"> • Sous échantillonnages • Reconstruction avec de l'IA • Antennes avec SQUID • Sélection des applications cliniques
Différences de relaxivité	Diminution du contraste gris/blanc Moins de déplacement chimique Moins d'avantages du gadolinium	<ul style="list-style-type: none"> • Optimisation des séquences • Agents de contraste alternatifs

Tableau 2 : Principaux inconvénients des IRMp

IV. REVUE DE LA LITTÉRATURE SUR L'APPLICATION DES IRM ULTRA BAS CHAMP

A. *Résumé des articles étudiés*

Pour mener ce travail de revue de la littérature, nous avons effectué une recherche PUBMED en indiquant les mots clefs suivant « low-field MRI OR portable MRI OR neuroscience » ainsi que des mots clefs pour chaque domaine des neurosciences tels que « stroke OR intensive care unit », et ce jusqu'au 1^{er} janvier 2024. Les articles ont été sélectionnés sur les titres et résumés. Bien que ce travail n'ait pas la rigueur méthodologique d'une revue systématique de la littérature, il procure une vision d'ensemble sur l'état des connaissances actuelles sur l'IRMp dans le domaine des neurosciences.

Ce travail a permis d'étudier 18 articles dont 15 utilisant une IRMp en neurosciences (3 études avec IRM bas champ dont une réalisée pour de l'imagerie ostéoarticulaire). La table 3. résume les caractéristiques principales de ces travaux. Parmi ces 15 articles, un total de 1 005 imageries a été analysé dont 93 % grâce à l'IRM HYPERFINE de 0.064 Tesla. La quasi-totalité des études (93 %) ont été menées dans des pays développés (dont 80 % aux Etats-Unis). Plus de la moitié des imageries étudiées (58 %) se sont intéressées à l'application des IRMp au chevet des patients victimes d'un accident vasculaire cérébral (AVC) ou hospitalisés en soins critiques. Enfin, deux articles se sont intéressés à la faisabilité au domicile du patient d'une IRMp embarquée.

Pathologie	Article	Pays	IRMp utilisée	Gold standard (si présent)	Population (imageries et patients)	Objectifs
AVC	Yuen et al. ³² 2022	USA	0.064 T	Scanner ou IRM haut champ	58 imageries (chez 50 patients) avec IC 7 patients à des temps différents	Capacité détection ICI Comparaison volume
	Rusche et al. ³³ 2022	Suisse	0.55 T	IRM 1.5 T	27 patients avec suspicion AVC 17 IC / 10 normales	Capacité détection ICI Reproductibilité inter-observateur (nombre, localisation, étendue)
	Mazurek et al. ³⁴ 2023	USA	0.064 T	Scanner ou IRM 1.5 ou 3 T	189 imageries (chez 177 patients avec suspicion d'AVC) 10 patients à des temps différents 89 IC / 38 HIC / 8 HSA / 3 HIV pures / 51 normales 67 aiguës / 62 subaiguës / 19 chroniques	Capacité détection HIC
	Mazurek et al. ³⁵ 2021	USA	0.064 T	Scanner ou IRM 1.5 ou 3 T	144 imageries (104 AVC / 40 normales) 11 patients à des temps différents 56 HIC / 48 IC 13 aiguës / 68 subaiguës / 13 chroniques	Capacités détection HIC Comparaison volume hémato

Réanimation	Sheth et al. ⁴⁰ 2020	USA	0.064 T	Scanner ou IRM haut champ	50 patients en soins intensifs avec lésion ou troubles de la conscience <i>4 patients à des temps différents</i> <i>9 IC / 12 HIC / 2 HSA / 3 lésions cérébrales traumatiques / 4 tumeurs cérébrales / 20 troubles conscience sur COVID19</i>	Capacités de détection d'une anomalie cérébrale en soins intensifs
	Turpin et al. ⁴¹ 2020	USA	0.064 T	Scanner pour certains	20 imageries (chez 19 patients intubés) <i>1 patient à des temps différents</i>	Faisabilité en soins intensifs
	Cho et al. ⁴³ 2022	USA	0.064 T	/	3 patients sous ECMO	Faisabilité et innocuité
	Wilcox et al. ⁴⁴ 2022	USA	0.064 T	/	3 patients sous ECMO	Faisabilité et innocuité
Per-opératoire	Fujii et al. ⁵⁰ 2022	Japon	0.4 T	/	22 patients opérés pour résection totale de gliomes <i>Dont 11 patients avec IRM per-opératoire</i>	Taux de résection complète avec ou sans IRM per-opératoire
	Tabakow et al. ⁷⁰ 2011	Pologne	0.064 T	/	1 enfant de 7 mois avec hydrocéphalie congénitale multiloculée	Aide de l'IRMp per-op pendant endoscopie

Pédiatrie	Deoni et al. ⁶⁰ 2021	USA	0.064 T	/	42 enfants	Faisabilité IRMp chez enfants sans sédation
	Cawley et al. ⁶⁴ 2023	Royaume-Uni	0.064 T	IRM 3 T	102 imageries chez NN en soins intensifs	Capacité de visualisation de régions anatomiques précises avec séquences adaptées aux NN
	Sien et al. ⁶⁹ 2023	USA	0.064 T	/	18 imageries en soins intensifs (<i>chez 14 NN</i>)	Faisabilité en soins intensifs néonatal
SEP	Campbell Arnold et al. ⁸⁰ 2022	USA	0.064 T	IRM 3 T	36 adultes avec SEP connue ou suspectée	Capacité de détection des lésions de SB Comparaison segmentation et volumes
Pays en voie de développement	Chetcuti et al. ⁸⁴ 2022	Malawi	0.062 T	/	260 imageries de volontaires	Faisabilité de l'importation et de l'utilisation
IRM embarquée	Nakagomi et al. ⁸⁵ 2019	USA	0.2 T embarquée	/		Faisabilité pour IRM ostéoarticulaire
	Deoni et al. ⁸⁶ 2022	USA	0.064 T embarquée	0.064 T en laboratoire	12 volontaires	Faisabilité pour IRM neuroradiologie
	Deoni et al. ⁷⁴ 2023	USA	0.064 T embarquée	/	67 volontaires	Capacité volumétrique cérébrale par IRMp embarquée Corrélation avec performances cognitives

Tableau 3 : Résumé des articles étudiés dans ce travail de thèse. Abréviations : HIV : hémorragie intra-ventriculaire, HSA : hémorragie sous-arachnoïdienne, IC : Infarctus Cérébral, HIC : hémorragie IntraCérébrale, NN : nouveau-nés, SB : substance blanche, SEP : sclérose en plaque, T : Tesla

B. Applications actuelles de l'IRMp selon les pathologies neurologiques

1. Accidents vasculaires cérébraux

a) Généralités sur l'AVC

Un accident vasculaire cérébral (AVC) se définit par l'apparition brutale d'un déficit neurologique focal d'origine vasculaire. Il résulte d'une occlusion (AVC ischémique) ou de la rupture (AVC hémorragique) d'un vaisseau sanguin intracrânien. Il s'agit d'une urgence diagnostique et thérapeutique, nécessitant une imagerie et un traitement les plus rapides possibles en raison des dommages cérébraux irréversibles qu'il engendre.²²

Malgré l'amélioration des traitements, l'AVC reste un problème de santé publique majeur avec plus de 12.22 millions de cas en 2019 dans le monde selon les données de l'Organisation Mondiale de la Santé. En France, 140 000 AVC ont lieu par an, ce qui représente un AVC toutes les 4 minutes.²³ Une personne sur six sera victime d'un AVC au cours de sa vie.²⁴ Il représente la deuxième cause de mortalité (1^{ère} cause de mortalité chez la femme), avec 20 % des patients décédant l'année suivante ; mais également la première cause de handicap acquis de l'adulte (60 % des patients gardent des séquelles neurologiques) et la seconde cause de démence.^{22,25}

Il existe deux principaux types d'AVC. Dans 80 % des cas il s'agit d'un AVC ischémique (ou infarctus cérébral) causé par l'occlusion d'un vaisseau intracrânien et l'installation d'une nécrose tissulaire. Dans 20 % des cas, il s'agit d'une hémorragie intracérébrale (HIC) causée par la rupture d'un vaisseau et l'irruption de sang dans le tissu cérébral. Ces deux types d'AVC diffèrent par leur cause, leur pronostic et leur prise en charge. Il est donc primordial de les distinguer au plus vite. S'il n'existe pas de traitement

spécifique des HIC à ce jour, la prise en charge des infarctus cérébraux a connu une révolution ces deux dernières décennies avec les traitements de revascularisation : la thrombolyse intraveineuse ± couplée à une thrombectomie mécanique en cas d'occlusion proximale accessible par voie endovasculaire.²⁵

L'AVC est une urgence thérapeutique et le délai de prise en charge est capital : on considère une perte d'environ 1.9 millions de neurones, 14 milliards de synapses et 12 kilomètres de fibres myélinisées chaque minute passée sans traitement adapté.²⁶

L'enjeu est donc d'identifier les patients au plus vite pour leur offrir les traitements adaptés. En France, la filière de prise en charge des AVC à la phase aiguë s'effectue dans des Unités de Soins Intensifs Neurovasculaires (USINV) disposant toutes de l'accès à la thrombolyse intra-veineuse mais seuls quelques centres référents (essentiellement les CHU) sont centres recours de thrombectomie. Cette organisation impose la mise en place d'importants moyens médicaux et paramédicaux pour assurer le transfert des patients dans les centres les plus adaptés.

L'imagerie cérébrale a une place majeure dans la prise en charge des AVC en phase aiguë. Son rôle est : (1) de confirmer l'AVC ; (2) de préciser sa nature (ischémique ou hémorragique) et (3) d'identifier les patients éligibles aux traitements de revascularisation en cas d'infarctus cérébral. Ce dernier point nécessite le recours à des séquences IRM facilement accessibles (en particulier diffusion, FLAIR, T2* et 3D TOF) mais également parfois des séquences de perfusion cérébrale permettant de distinguer deux territoires : le noyau de l'infarctus, zone la plus hypoperfusée, entraînant des dommages et des symptômes irréversibles et la zone de pénombre ischémique, au pourtour, moins hypoperfusée que la première, entraînant des dommages et des symptômes potentiellement réversibles après restauration du flux

artériel. C'est cette seconde zone qui est la principale cible des traitements. Chaque minute sans traitement adapté engendre une extension du noyau de l'infarctus au dépend de la zone de pénombre (figure 10).

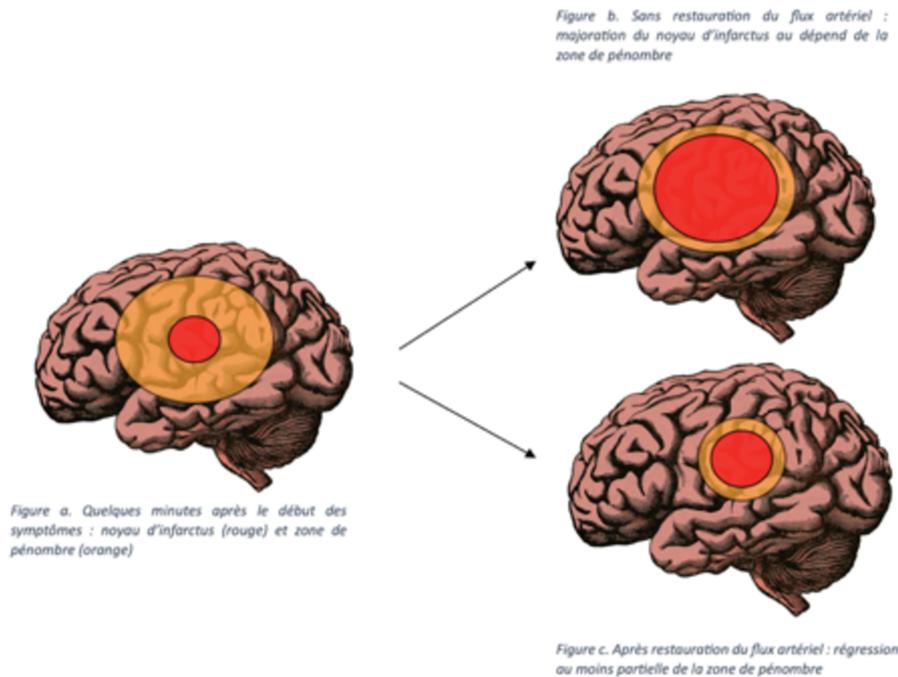


Figure 10 : Évolution du noyau de l'infarctus et de la zone de pénombre ischémique (figure a) sans (figure b) ou après (figure c) restauration du flux artériel

L'imagerie cérébrale se doit donc d'être disponible et rapidement accessible. En France en 2016, seule la moitié des patients sont arrivés dans une infrastructure hospitalière dans les délais requis pour une thrombolyse (57,5 %) et seuls 14.3 % ont pu en bénéficier.²⁷

A distance de la phase aiguë, l'imagerie cérébrale est nécessaire pour évaluer la réponse aux traitements de phase aiguë et l'apparition de complications.

b) Apports de l'IRM ultra bas champ dans la prise en charge des AVC

(1) Prise en charge à la phase aiguë

Pour accélérer la prise en charge des patients et affiner leur orientation vers le centre le plus approprié, l'idée d'un accès à l'imagerie pré-hospitalière est pertinente.

- **Déploiement d'imagerie embarquée en pré-hospitalier : les Mobiles Stroke Unit (MSU)**

Ces dernières années se sont déployées des unités mobiles d'AVC (Mobile stroke Unit ; MSU) se déplaçant vers le patient et comprenant un scanner mobile avec transmission des images par télémédecine, un laboratoire mobile ainsi qu'un neurologue vasculaire. Le bénéfice de ces MSU a été investigué dans des essais randomisés contrôlés. Walter et al. ont mené le premier essai incluant 100 patients suspects d'être victime d'un AVC en comparant les délais entre une prise en charge classique (avec une imagerie intra-hospitalière ; EMS) et une prise en charge par une MSU.²⁸ L'utilisation d'une MSU a permis de réduire de façon significative le délai entre l'appel d'urgence et la décision thérapeutique passant à 35 minutes contre 76 minutes pour une prise en charge classique. En cas de MSU, les patients éligibles ont pu recevoir une thrombolyse au sein de la MSU après réalisation du scanner cérébral, ce qui a permis de réduire le délai entre le début des symptômes et l'administration intraveineuse de plus de 80 minutes (passant de 153 minutes habituellement à 72 minutes). Une seconde étude menée par Grotta et al. sur 1 515 patients a montré des résultats similaires, avec une réduction de 36 minutes pour l'injection de la thrombolyse et permettant de passer de 79.5 % de patients éligibles à la thrombolyse pour le groupe imagerie hospitalière à 97.1 % dans le groupe MSU.²⁹ Le suivi des patients à 90 jours

après l'épisode aigu a permis de montrer l'amélioration significative du score de Rankin (score de handicap post-AVC) des patients dans le bras MSU et de diminuer la mortalité de 3 % (passant de 11.9 % dans la prise en charge classique à 8.9 % en MSU). En France, l'étude ASPHALT (NCT05649670), utilisant également un scanner embarqué, est en cours de recrutement.

Le scanner présente néanmoins certains inconvénients : l'exposition des patients au rayonnement X ainsi qu'une plus faible résolution spatiale que l'IRM. Le scanner dispose d'une faible sensibilité pour le dépistage des lésions ischémiques hyperaigues (57 à 71 % les 24 premières heures mais seulement 12 % les 3 premières heures).³⁰ Enfin, l'IRM permet le diagnostic des « stroke mimics » (diagnostics différentiels des AVC) ainsi qu'une meilleure évaluation de la balance bénéfique/risque des traitements de revascularisation. C'est pourquoi les sociétés savantes Américaines et Européennes recommandent la réalisation d'une IRM en première intention devant toute suspicion clinique d'AVC, à condition qu'elle soit facile d'accès.³¹ L'imagerie pondérée en diffusion est l'imagerie la plus sensible pour détecter les lésions ischémiques, permettant d'identifier le noyau de l'infarctus dans les minutes suivant le début des symptômes avec une sensibilité de 73 à 92 % au cours des 3 premières heures et jusque 95 à 100 % les 6 premières heures.³⁰ La séquence T2* permet une détection des lésions hémorragiques équivalentes à celle du scanner, avec une sensibilité et une spécificité proche de 100 %, mais l'IRM est plus précise afin d'identifier un thrombus intraluminal, des petites transformations hémorragiques, des hématomes antérieurs et/ou des microhémorragies.

- **IRM ultra bas champ dans les AVC aigus**

L'IRMp embarquée dans une unité mobile pourrait être une alternative de choix pour optimiser la détection des patients victimes d'AVC, distinguer les ischémies des hémorragies et mieux sélectionner ceux éligibles aux traitements de revascularisation (en cas d'infarctus cérébral). Néanmoins à ce jour, il n'existe aucun article dans la littérature ayant utilisé des MSU dotées d'IRMp embarquée dans la prise en charge aiguë des AVC. En revanche, ces IRMp ont été évaluées dans le cadre d'une utilisation intra-hospitalière notamment pour détecter des lésions cérébrales ischémiques ou hémorragiques. Yuen et al. ont comparé la capacité de détection des lésions ischémiques d'une IRM de 0.064 Tesla versus goldstandard (IRM 1.5T ou scanner cérébral) sur 50 patients victimes d'AVC ischémique (dont 16 dans les 24 premières heures).³² L'IRMp a permis de détecter les lésions ischémiques dans 90 % des cas, et ce dans les différents territoires cérébraux, aussi bien supra qu'infra tentoriels (*figure 11*).³²

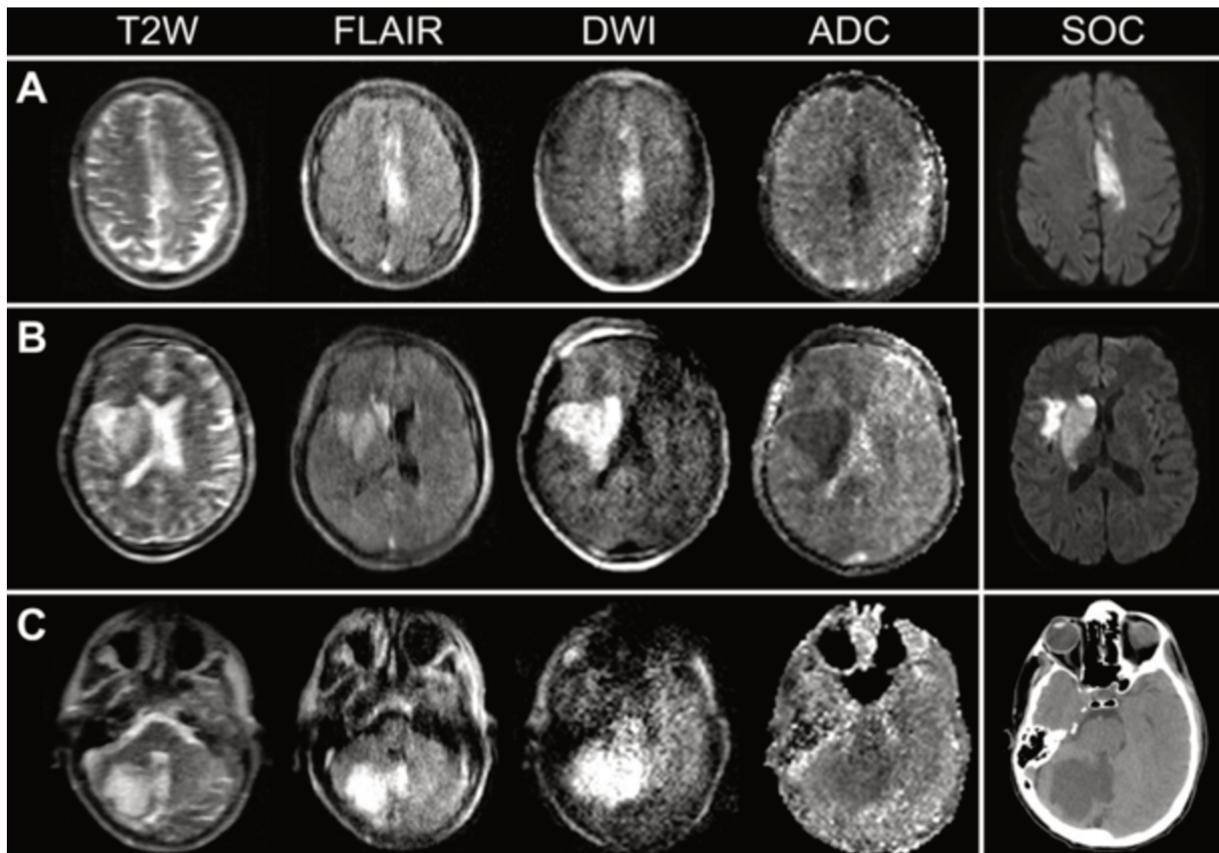


Figure 11 : Détection de lésions ischémiques par une IRMp 0.064T en comparaison au gold standard (colonne de droite). A : homme de 65 ans avec lésion ischémique du territoire antérieur gauche par IRMp et diffusion 1.5 T / B : homme de 61 ans avec lésion ischémique du territoire moyen droit par IRMp et diffusion 1.5 Tesla / C : homme de 57 ans avec lésion ischémique cérébelleuse droite par IRMp et scanner.³²

Une autre étude réalisée par Rusche et al. portant cette fois sur 24 patients à la phase aiguë de l'AVC, a fait réaliser une IRM bas champ de 0.55 Tesla dans l'heure suivant l'IRM 1.5 Tesla (temps moyen entre les deux examens : 37 minutes), sans noter de différence significative ni sur la détection des lésions ischémiques entre les deux machines, ni sur leur volume (sensibilité de 89 % et spécificité de 100 %).³³ La reproductibilité inter-observateur était excellente concernant le nombre, la localisation et l'étendue des lésions ischémiques (*figure 12*).³³

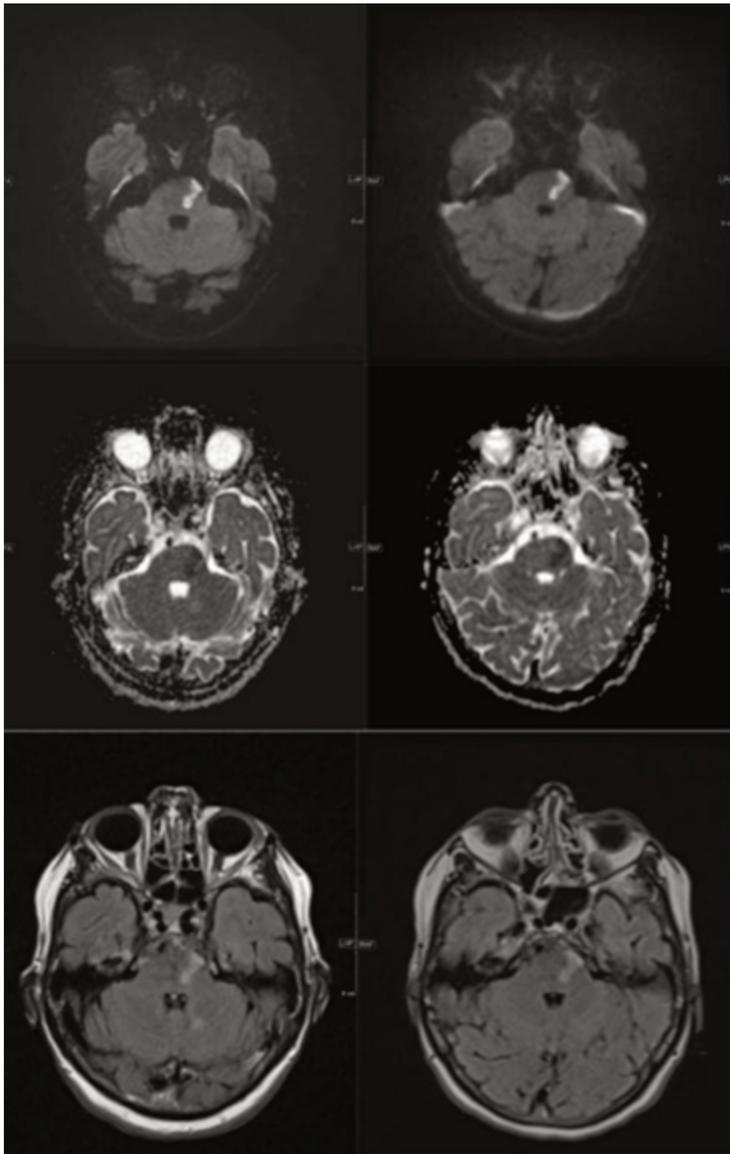


Figure 12 : Lésion ischémique pontique gauche détectée en IRM 1.5 Tesla (colonne de gauche) et IRM 0.55 Tesla (colonne de droite). De haut en bas, séquences diffusion, ADC et FLAIR.³³

Ces IRMp sont aussi capables de détecter des lésions hémorragiques avec une grande précision. Mazurek et al. ont examiné 189 imageries (89 AVC ischémiques, 38 AVC hémorragiques, 8 hémorragies sous-arachnoïdiennes, 3 hémorragies intraventriculaires pures et 51 témoins) permettant de comparer les capacités de détection des lésions hémorragiques de l'IRMp 0.064 Tesla (vs gold standard : imagerie disponible scanner ou IRM 1.5 ou 3 Tesla).³⁴ Près de la moitié des imageries étaient obtenues à la phase aiguë de l'AVC. La sensibilité de l'IRMp pour la détection des

hémorragies cérébrales était de 92.1 % (sensibilité de 96.7 % pour les hématomes supratentoriels, de loin les plus fréquents) et sa spécificité de 99.3 % (figure 13). De plus, l'IRMp a permis de détecter une hémorragie sous-arachnoïdienne dans 100 % des cas et une hémorragie intra-ventriculaire dans 95.8% des cas.³⁴

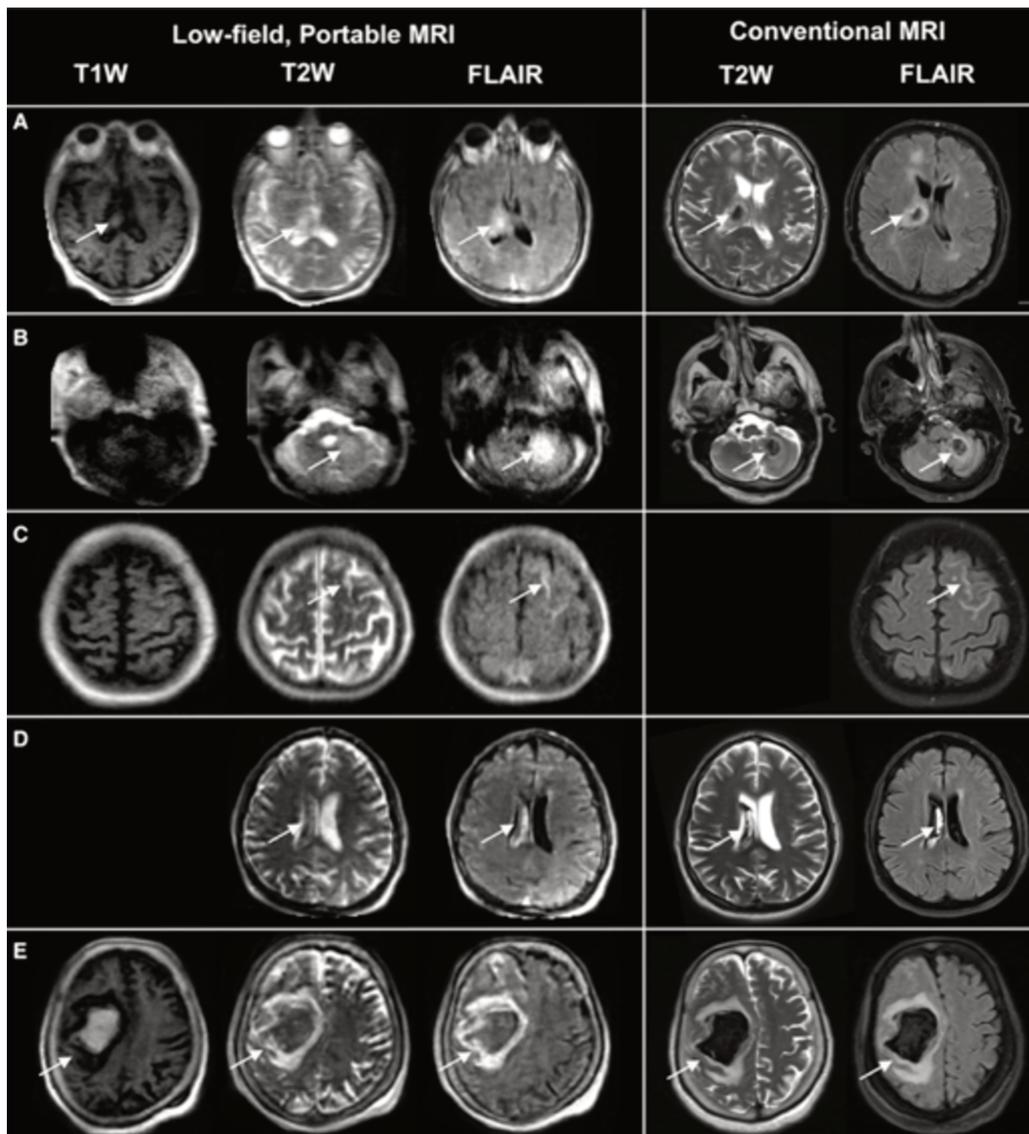


Figure 13 : Comparaison d'HIC grâce à une IRMp 0.064T (colonne gauche) et gold standard (IRM haut champ ; colonne droite). A : HIC thalamique droite ; B : HIC cérébelleuse gauche ; C : HSA frontale gauche ; D : HIV droite ; E : HIC frontale droite.³⁴

(2) Prise en charge subaiguë dans les USINV

Les IRMp ont déjà été testées dans des USINV dans le cadre d'une surveillance subaiguë (24 heures à 7 jours) et chronique (au-delà de 7 jours) des patients ayant subi un AVC. Elles permettent alors une imagerie temporelle dynamique (*figure 14*) afin de surveiller jour après jour l'évolution des lésions ischémiques ou hémorragiques et l'apparition d'éventuelles complications afin d'adapter au plus vite les thérapeutiques, le tout sans déplacer le patient.

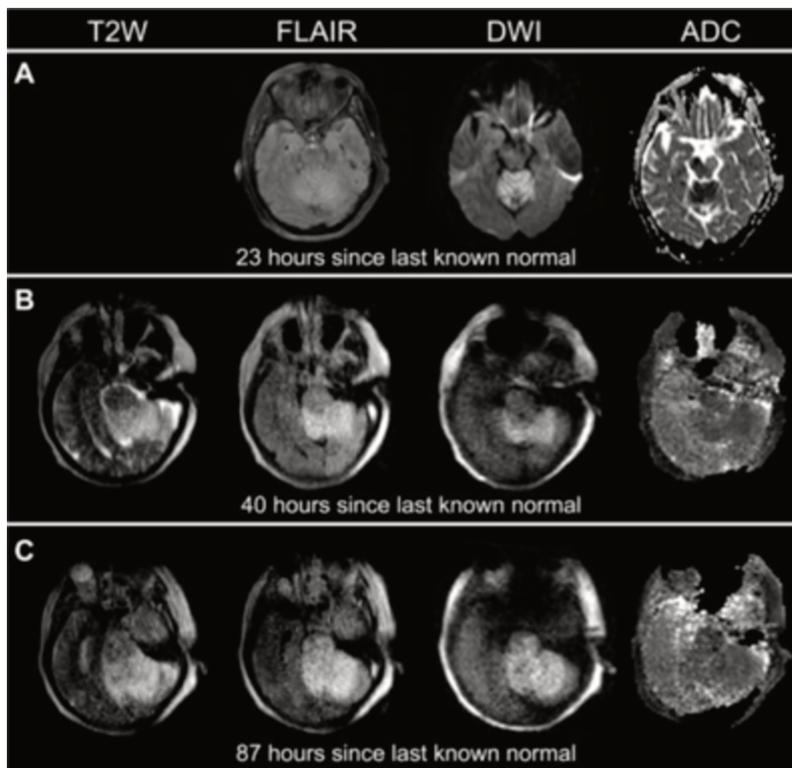


Figure 14 : L'imagerie en série avec l'IRMp a facilité la surveillance dynamique de la progression d'un AVC ischémique aigu chez une femme de 66 ans ayant subi un AVC ischémique du tronc cérébral. Horaires en fonction de l'heure à laquelle la patiente a été vue normale pour la dernière fois. (A) L'IRM de référence (3T). (B) Le premier examen avec IRMp. (C) Second examen avec IRMp. Les examens IRMp en série (B et C) ont révélé une évolution et une extension de l'infarctus cérébral du cervelet vers le tronc cérébral (70,430 à 97,681 cm³).³²

Certains travaux se sont intéressés à la capacité de détection des AVC en phase subaiguë ou chronique des IRM. Yuen et al. ont inclus 37 patients victimes d'AVC ischémique (33 en phase subaiguë et 4 en phase chronique).³² Ils confirmaient l'excellente sensibilité des IRMp 0.064 mTesla (98 % pour la séquence T2*, 100 %

pour le FLAIR et 86 % pour la diffusion).³² Mazurek et al. ont comparé les capacités de détection des hémorragies cérébrales d'une IRMp 0.064 Tesla (vs gold standard scanner ou IRM 1.5 ou 3 Tesla) (figure 16).³⁵ 144 imageries ont été obtenues (dont 40 témoins, 56 AVC hémorragiques et 48 AVC ischémiques) dont 68 en phase subaiguë et 13 en phase chronique, sur 94 patients au total (11 patients imagés à des temps différents). L'IRMp a permis la détection d'AVC hémorragique avec une sensibilité de 80.4 % (sensibilité de 88 % pour les hémorragies supra-tentorielles) et une spécificité de 96.6 % (figure 15). La sensibilité de détection des hémorragies intra-ventriculaires était de 92.8 %. La mesure du volume des hématomes était excellente entre l'IRMp et l'imagerie conventionnelle.³⁵

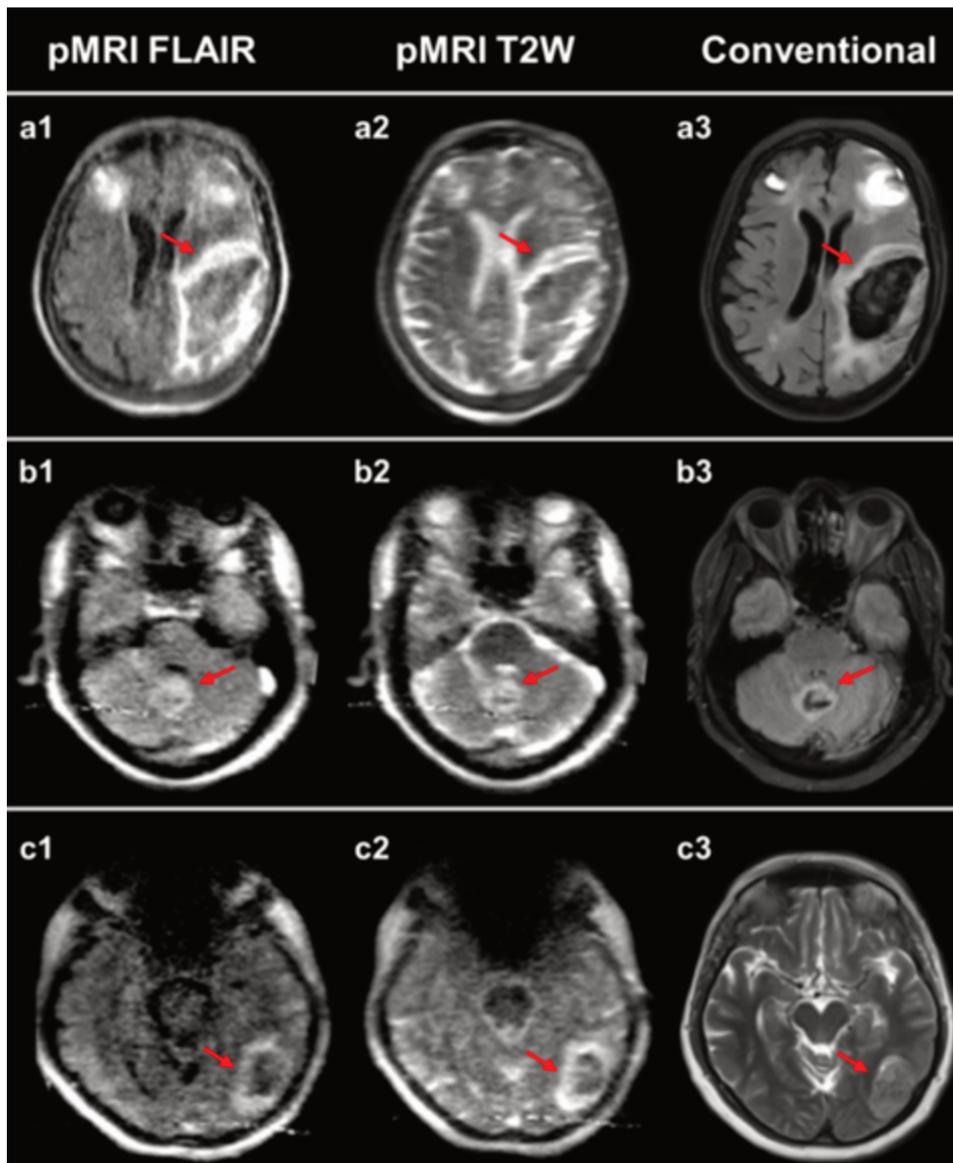


Figure 15 : AVC hémorragique par IRM 0.064 Tesla vs imagerie conventionnelle IRM 3 Tesla. La 1e et 2e colonnes montrent les séquences FLAIR et T2* de l'IRM ultra bas champ. La 3e colonne l'IRM 3 Tesla pour comparaison. ³⁵

Enfin, les infarctus malins représentent les formes les plus graves d'AVC ischémique. Dans certaines indications, les patients peuvent alors relever d'une indication à une craniectomie décompressive pour sauver le pronostic vital. Outre l'âge, la sévérité clinique et le délai, le volume lésionnel est un critère majeur de sélection à ce type d'intervention. L'ensemble des travaux précédemment décrits montrait une bonne corrélation des données volumétriques entre les IRM haut champ et les IRMp.^{32,33,35} Le monitoring quotidien des patients à risque d'infarctus malin pourrait donc constituer une application de choix pour les IRMp.

2. Services de soins intensifs et de réanimation

Les patients les plus graves sont hospitalisés dans des services de soins intensifs ou de réanimation, permettant une surveillance étroite et rapprochée, ainsi que des soins souvent lourds pouvant aller jusqu'à des assistances respiratoires voire cardiaques. L'imagerie est une étape souvent indispensable dans leur prise en charge afin d'accéder à des actes diagnostics ou thérapeutiques, mais nécessite un transport intra-hospitalier afin d'accéder aux équipements d'imagerie lourde. Cette étape se traduit par l'instauration d'un environnement instable pour les patients, nécessitant des transferts de matériel (respirateur, oxygène ...) mais aussi un transfert du patient lui-même sur la table de scanner ou d'IRM. Ces manipulations nécessitent la mobilisation d'un grand nombre de personnel médical et paramédical. Malgré leur fréquence, le suivi strict des recommandations et la formation des accompagnants, ce transport reste une étape à risque de survenue d'effets indésirables.³⁶

a) *Effets indésirables des transports intra-hospitaliers*

Les résultats des études s'intéressant à la survenue d'effets indésirables pendant le transport intra-hospitalier sont très hétérogènes.³⁷ Cela s'explique par une variation des critères d'inclusion des patients (particulièrement la sévérité : plus un patient est grave, plus le risque de survenue d'effets indésirables est important), l'éventuelle prise en compte de défaillance technique (panne de batterie d'un équipement par exemple) et enfin la différence des définitions des événements indésirables (exemple avec le seuil de désaturation pouvant être défini comme une saturation en oxygène inférieure à 95 %³⁸ ou une diminution de 5 %³⁹). Dans une méta-analyse publiée en 2022 par Maki Murata et al. retenant 24 études permettant de regrouper 12 313 transports intra-hospitaliers, la survenue d'événements indésirables était de 26.2 %.³⁷ Dans ces

risques, nous pouvons individualiser les effets indésirables potentiellement mortels (décès pendant le transport, arrêt cardiorespiratoire, extubation accidentelle ...) dont la fréquence est en moyenne de 1.5 % (inférieure à 10 % dans toutes les études), les effets indésirables mineurs tels que la modification de la fréquence respiratoire ou de la fréquence cardiaque, la modification de l'état de conscience ou encore la désaturation surviennent dans 20.7 % des cas, enfin les effets indésirables liés aux équipements (déconnexion de l'alimentation en oxygène, déplacement des cathéters ...) sont de l'ordre de 9 %.³⁹

b) Apports de l'IRM ultra bas champ au lit des patients

Ne plus déplacer les patients réanimatoires dans les services d'imagerie mais déplacer l'imagerie à lui est un changement de pratique qui permettrait de limiter toutes ces complications. Plusieurs études portant sur la réalisation d'IRMp au sein des services de soins intensifs et de réanimation ont permis de démontrer leur innocuité mais aussi leur utilité (*figure 16*).⁴⁰⁻⁴²

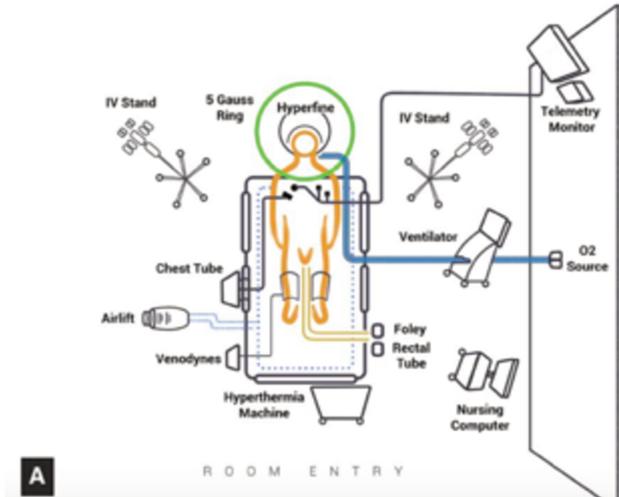


Figure 16 : exemple d'utilisation d'une IRMp de 0.064 Tesla au lit d'un patient hospitalisé en réanimation.⁴¹

Une étude menée par Turpin et al. a permis de démontrer la faisabilité et l'innocuité d'une IRMp 0.064 Tesla au sein de différents services de réanimation.⁴¹ Sur 20 imageries obtenues (19 patients au total intubés pour infection au covid 19), aucun effet indésirable n'est survenu. L'IRMp a permis de détecter des anomalies chez 12 patients permettant un changement de prise en charge dans 5 cas.

Sheth et al. ont réalisé une IRMp de 0.064 Tesla au lit de 50 patients hospitalisés en soins intensifs.⁴⁰ Les indications étaient variées comprenant le suivi d'AVC, de traumatismes crâniens ou de tumeurs cérébrales et le dépistage neurologique chez des patients hospitalisés pour une cause respiratoire (infection par Covid19). Sur les 30 patients avec des lésions cérébrales avérées par une imagerie conventionnelle fixe (scanner ou IRM), l'IRMp a permis une détection des anomalies dans 97 % des cas.

Dans le cadre du dépistage des 20 patients hospitalisés pour une cause extra-neurologique, l'IRMp a dépisté des lésions cérébrales chez 40 % des patients, toutes confirmées ensuite par une imagerie conventionnelle fixe (*figure 17*). Enfin, plusieurs patients ont pu être imagés plusieurs fois à des temps différents, permettant un suivi dynamique temporel. Aucun événement indésirable n'est survenu, malgré la présence de patients intubés ou en cours de dialyse.

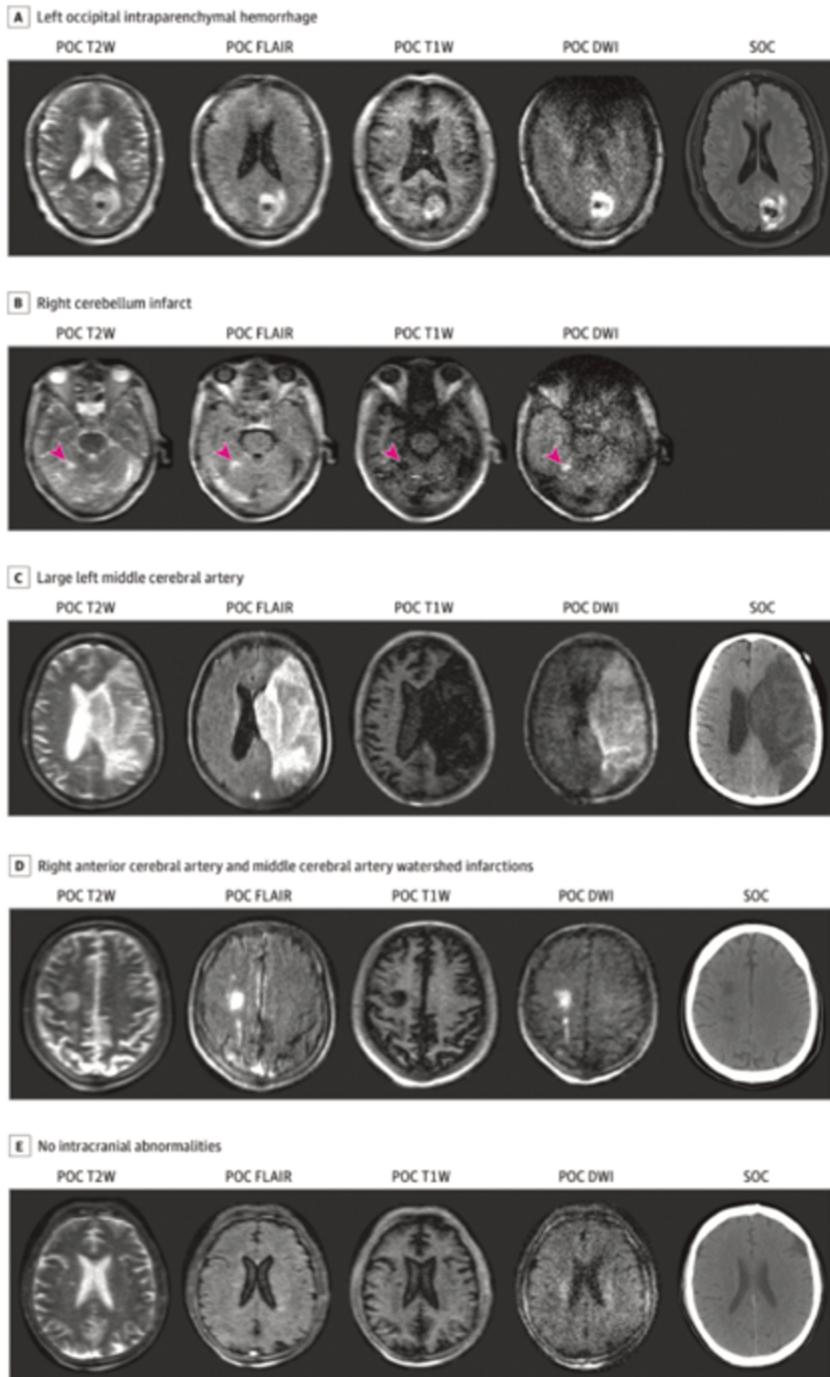


Figure 17 : A : suivi d'une hémorragie occipitale gauche / B : découverte d'un AVC ischémique cérébelleux droit de petite taille chez un patient hospitalisé pour arrêt cardiaque et trop instable pour être déplacé en service d'imagerie fixe / C : découverte d'un AVC ischémique sylvien gauche de gros volume chez un patient sédaté / D : découverte d'un AVC ischémique antérieur droit de petite taille / E : patient sans anomalie intra-crânienne en accord avec l'imagerie conventionnelle.⁴⁰

Les patients les plus graves peuvent bénéficier d'une assistance extracorporelle (ECMO) remplaçant alors leurs paramètres respiratoires (ECMO veino-veineuse) et/ou cardiaques (ECMO artério-veineuse) défaillants. Cette technique invasive nécessite la mise en place de canules intra veineuses et/ou intra artérielles. Le matériel d'ECMO étant IRM non compatible, la seule modalité d'examen possible est l'imagerie tomodensitométrie. Mais la complexité de transport de ces patients rend l'imagerie difficile d'accès.^{43,44} Les complications neurologiques, pourtant fréquentes, sont alors souvent sous diagnostiquées et leur traitement retardé.^{43,45} Deux études ont rapporté l'utilisation d'une IRM de 0.064 Tesla au lit de 6 patients sous ECMO. La détection des lésions ischémiques était plus précise qu'avec un scanner sans injection de produit de contraste (*figure 18*) et aucun effet indésirable n'est survenu.^{43,44}

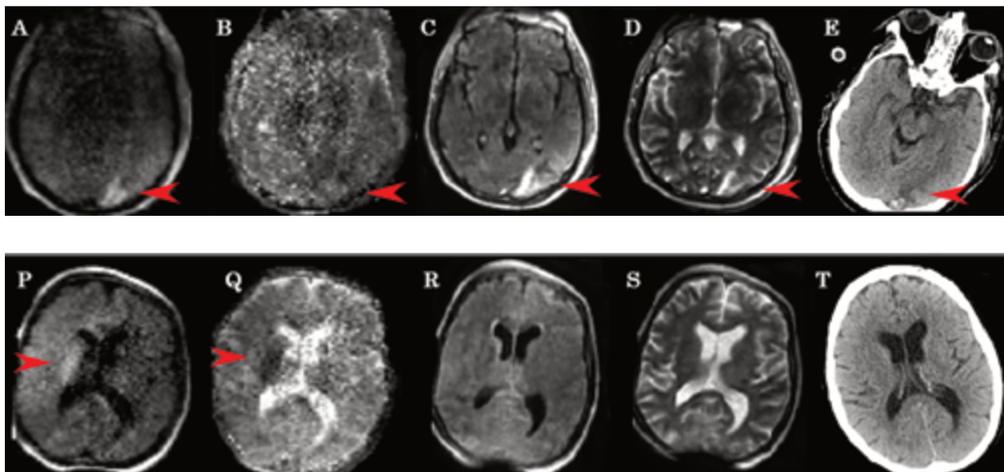


Figure 18 : Patient de 47 ans sous ECMO veino-veineuse (SDRA COVID 19) avec scanner sans injection systématique à J15 puis IRMp en chambre. Première ligne : lésion ischémique occipitale visible sur le scanner et l'IRMp mais remaniements hémorragiques non visibles sur l'IRMp. Deuxième ligne : lésion ischémique lenticulocaudée droite visible en IRMp et non visible *en scanner*.⁴³

Dans ces quatre études, incluant au total 75 patients, aucun événement indésirable n'a été constaté, en particulier aucune déconnexion ni extubation accidentelle.^{40,41,44,45}

Les médecins et le personnel paramédical des services ont également pu continuer leurs soins de routine et des actes plus invasifs comme la dialyse au cours de l'acquisition des images.

3. Imagerie per-opératoire

a) *Apports de l'IRM ultra bas champ*

Avec l'aide de l'imagerie pré-opératoire, la neuronavigation a révolutionné la chirurgie encéphalique en apportant une aide spatiale grâce à la définition de la trajectoire chirurgicale. Cependant, les neurochirurgiens restent confrontés à un problème majeur au cours de leur chirurgie : le « brainshift », correspondant aux changements anatomiques secondaires à la résection de tissus ainsi qu'à la perte de liquide céphalo-rachidien (LCR) durant la procédure entraînant un affaissement du cortex pouvant aller jusqu'à 24 mm et un déplacement de plus de 3 mm des berges tumorales profondes rendant alors la neuronavigation établie en pré-opératoire moins fiable.⁴⁶ Le « brainshift » étant inévitable car directement lié au geste opératoire, une mise à jour per-opératoire des données d'imagerie s'est vue développée pour la première fois en 1994 à Boston grâce à une IRM ouverte de 0.5 Tesla couplée à une salle de neurochirurgie.⁴⁷ Au début, le temps nécessaire à la réalisation des séquences, la faible résolution spatiale ainsi que le coût, rendaient les IRM per-opératoires très difficiles d'accès. Mais avec l'arrivée des IRM 1.5 et 3 Tesla dans les années 2000, l'imagerie per-opératoire est devenue de plus en plus attractive et utile dans deux principaux domaines : la mise à jour en direct des images et de la neuronavigation afin de s'affranchir du brain-shift ainsi que la vérification du geste opératoire permettant de détecter les éventuels reliquats tumoraux ou complications chirurgicales immédiates.⁴⁸ Les deux principales indications de l'IRM per-opératoire en neurochirurgie sont aujourd'hui la résection des gliomes et la chirurgie de l'épilepsie.⁴⁹

b) *Principales indications d'imagerie cérébrale per-opératoire*

(1) Chirurgie des gliomes

Les gliomes sont les tumeurs primitives du système nerveux central les plus fréquentes et 70 % d'entre elles sont malignes.⁵⁰ La stratégie thérapeutique repose dans la majeure partie des cas sur l'exérèse chirurgicale maximale puis parfois sur l'association radio-chimiothérapie. Malgré les progrès majeurs des traitements non chirurgicaux, le principal facteur pronostic repose sur l'étendue de la résection chirurgicale.⁵¹ Roelz R et al. ont mené une étude sur 126 patients, permettant de démontrer une augmentation de la survie des patients atteints de gliomes de bas grade passant de 54 % à 5 ans sans chirurgie à 84 % avec une exérèse chirurgicale complète.⁵² Mais la résection complète de ces tumeurs est rendue complexe principalement à cause de leur aspect macroscopique similaire à celui du parenchyme cérébral sain, rendant leurs berges difficilement visualisables pour le chirurgien.⁴⁸ La réalisation d'une IRM per-opératoire prend alors toute sa place dans cette indication, permettant la recherche de tissu tumoral résiduel pendant la chirurgie. Une étude incluant 284 patients menée par Yahanda et al. en 2020, a permis de montrer que l'IRM per-opératoire permettait la détection et la reprise chirurgicale immédiate d'un reliquat tumoral dans 49.7 % des cas conduisant à une résection totale brute dans 64% de ces cas.⁵³

Le glioblastome représente quant à lui le plus haut grade de malignité des tumeurs gliales et reste, malgré les progrès thérapeutiques, associé à un mauvais pronostic. Cependant, il semble exister un consensus sur l'importance d'avoir une résection chirurgicale maximale afin d'améliorer significativement la survie des patients. Selon une étude de Lacroix et al. portant sur 416 patients, une résection totale ou supérieure à 98 % permet une médiane de survie à 13 mois contre 8.8 mois avec une résection

inférieure à 98 %.⁵⁴ Malgré des berges plus marquées et une différenciation tissu sain / tissu pathologique plus aisée pour le chirurgien, l'importance de la résection maximale sur le pronostic donne à l'IRM per-opératoire toute sa place. Dans un essai contrôlé randomisé publié dans Lancet Oncology en 2011, Senft et al. montrent sur 58 patients qu'une résection complète est possible dans 96 % des cas avec une imagerie per-opératoire, alors qu'elle n'est réalisable que dans 68 % des cas dans le cadre d'une chirurgie conventionnelle.⁵⁵

La proximité des tumeurs gliales avec des zones cérébrales éloquentes est également une donnée importante à prendre en compte. Malgré une imagerie spécifique pré-opératoire afin de s'affranchir des variabilités anatomiques inter-individuelles de ces zones spécifiques, le brainshift est inévitable. L'IRM per-opératoire peut alors aider le chirurgien à trouver le meilleur compromis entre une résection tumorale maximale et la préservation des fonctions neurologiques afin de limiter les potentielles séquelles post-opératoires.

Une étude de Fujii et al. publiée en 2022 a montré l'apport d'une IRM per-opératoire faible champ de 0.4 Tesla.⁵⁰ Sur 22 patients opérés d'un gliome (55 % de malignité de haut grade et 45 % de bas grade), une résection complète a été obtenue chez 73 % des patients ayant bénéficiés d'une IRM bas champ per-opératoire contre seulement 18 % des patients ayant bénéficié d'une chirurgie conventionnelle, sans imagerie per-opératoire de contrôle. Dans 47 % des cas, l'imagerie per-opératoire permettait de mettre en évidence un tissu tumoral résiduel, alors que la résection macroscopique paraissait complète pour le chirurgien. L'IRM per-opératoire à faible champ magnétique a alors permis une amélioration significative du taux de résection.

(2) Chirurgie de l'épilepsie

Les lésions responsables d'une épilepsie secondaire sont parfois éligibles à une prise en charge chirurgicale, comme la sclérose hippocampique, les tumeurs ou encore les dysplasies corticales focales. L'étendue de la résection lésionnelle est alors un facteur pronostic majeur. L'IRM per-opératoire peut alors avoir un rôle majeur afin de guider le chirurgien en temps réel afin de réaliser une exérèse la plus complète possible, sans être délétère (figure 19).⁵⁶

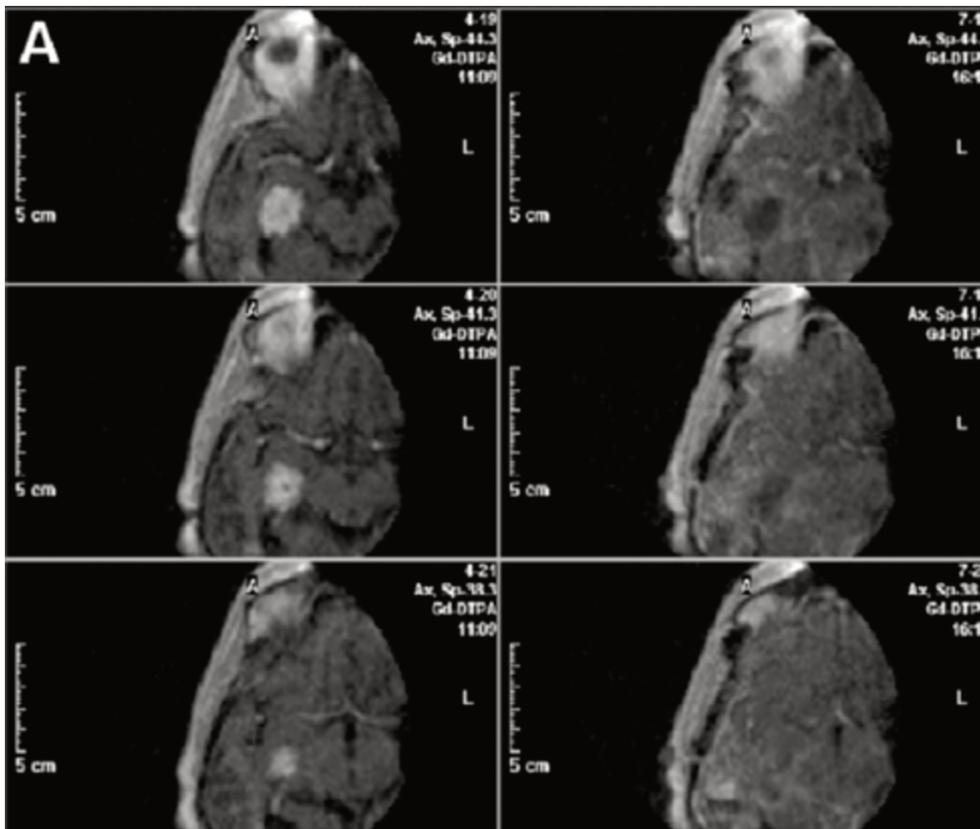


Figure 19 : Contrôle avec IRM per-opératoire 0.15 Tesla d'une chirurgie d'épilepsie lésionnelle (pour papillome du plexus choroïde). Colonne de droite : contrôle pré-opératoire. Colonne de gauche : contrôle per-opératoire après résection complète.⁵⁷

Sacino et al. ont mené une étude sur 29 enfants opérés d'une dysplasie corticale focale ou d'une hétérotopie en comparant l'utilisation per-opératoire d'une IRM 1.5 Tesla versus chirurgie conventionnelle sans imagerie per-opératoire.⁵⁸ En post-opératoire,

82 % des enfants opérés sous contrôle d'imagerie n'ont pas présenté de nouvelle crise (résection globale dans 91 % des cas), contre seulement 39 % lors de la chirurgie conventionnelle (résection globale dans 44 % des cas). Une nouvelle chirurgie a été nécessaire à distance dans 10 % des cas dans le groupe IRM per-opératoire, contre 39 % dans le groupe chirurgie conventionnelle.⁵⁸

4. Particularités de la population pédiatrique

L'IRM pédiatrique s'est développée dès les années 1980, au début avec des champs magnétiques faibles puis de plus en plus puissants pour arriver aux machines diagnostiques de routine actuelles de 1.5 et 3 Tesla.⁵⁹ Les indications sont multiples, d'abord néonatales permettant de diagnostiquer les pathologies liées à la prématurité, comprenant entre autre l'hydrocéphalie congénitale ainsi que les malformations, puis chez le jeune enfant et l'adolescent allant des bilans d'épilepsie aux troubles neurodéveloppementaux et de l'apprentissage (troubles du spectre autistique par exemple).⁶⁰

Les IRM haut champ sont actuellement localisées dans des services d'imagerie lourde avec une accessibilité et une disponibilité souvent limitées, en particulier pour les enfants prématurés instables. De plus, la longueur de l'examen, le bruit et la nécessité d'une immobilité complète lors de l'acquisition obligent à une anesthésie générale pour les jeunes enfants.

Les nouvelles IRMp offrent de nombreux avantages spécifiques à la population pédiatrique avec une réduction du bruit, une limitation des déplacements au début et à la fin des procédures (en particulier pour les enfants endormis) ainsi que la possibilité d'un contact tactile important des parents avec l'enfant, permettant aux enfants de rester plus calme et souvent très apprécié des parents (*figure 20*).⁶⁰ Elles sont

également plus simples de réalisation chez les enfants que les IRM fixes à haut champ avec une meilleure acceptabilité et tolérance de l'examen. Deoni et al. ont étudié la faisabilité de l'IRMp 0.064 Tesla chez 42 enfants de tout âge éveillés (âgés de 6 semaines à 16 ans). L'IRMp a pu être réalisée dès le premier essai dans 89 % des cas contre seulement 75 % des cas pour l'IRM haut champ 3 Tesla.⁶⁰



Figure 20 : exemples d'IRMp 0.064T utilisée pour des enfants (3 mois, 6 mois, 2 ans et 16 ans).⁶⁰

a) *Apports de l'IRM ultra bas champ au sein des unités de néonatalogie*

Les naissances prématurées (avant 37 semaines de grossesse) constituent un fardeau mondial. Elles sont estimées à environ 10 % des naissances dans le monde en 2020 (représentant près de 13.4 millions d'enfants), dont 65 % se situent en Asie du Sud et en Afrique Sub-saharienne.⁶¹ La prématurité est un des principaux facteurs de risque de mortalité néonatale et est associée à de nombreuses conséquences sur le développement de l'enfant à court et à long terme.⁶¹ Quand elles sont disponibles, les enfants sont alors hospitalisés dans des unités néonatales leur permettant des

soins adaptés afin de traiter les nombreuses complications possibles, en particulier neurologiques et digestives. Le déplacement de ces enfants extrêmement fragiles est souvent rendu impossible en dehors de ces unités, rendant la réalisation d'examens d'imagerie lourde complémentaires (en particulier IRM) très difficiles.

(1) Transport intra-hospitalier des enfants prématurés

Le transport d'enfants prématurés en dehors de leur unité de soins intensifs est toujours un défi pour les équipes, mobilisant un nombre très important de personnel en même temps et pour une durée souvent longue. Comme chez l'adulte, des effets indésirables surviennent lors des déplacements intra-hospitaliers dans environ 25 % des cas surtout concernant des instabilités cardio-respiratoires (hypotension, tachycardie, désaturation etc.), une agitation ou une hypothermie.⁶² Les facteurs de risque majeurs de survenue des effets indésirables durant le transport sont une prématurité inférieure à 28 semaines d'aménorrhée, un poids de naissance inférieur à 1 kg, une malformation du système nerveux central, une durée de transport supérieure à 120 minutes et une oxygénoréquérance avant le début du transport.⁶²

(2) Apports des IRM ultra bas champ

Afin d'éviter au maximum les transports de ces enfants, la principale modalité d'imagerie neurologique repose aujourd'hui sur l'échographie transfontanellaire (ETF), réalisable au lit du patient, dont les capacités de détection des lésions cérébrales hémorragiques, des hydrocéphalies et de la leucomalacie péri-ventriculaire sont reconnues.⁶³ Mais elle présente certaines limites, notamment dans l'étude de la substance blanche, de la fosse postérieure, des malformations complexes et des lésions aiguës d'anoxo-ischémie.⁶² En complément des ETF, les IRMp au lit de ces

nouveau-nés permettraient de combiner les performances diagnostiques de l'IRM sans nécessiter le déplacement des enfants.⁶⁴ La limite principale actuelle réside dans le fait que les séquences d'IRMp développées chez l'adulte ne sont pas applicables chez le nouveau-né (*cf. figure 26, colonne centrale*). Le principal défi repose donc sur la nécessité de développer des séquences spécifiques au cerveau immature et en constant développement (*figure 21*).⁶⁴

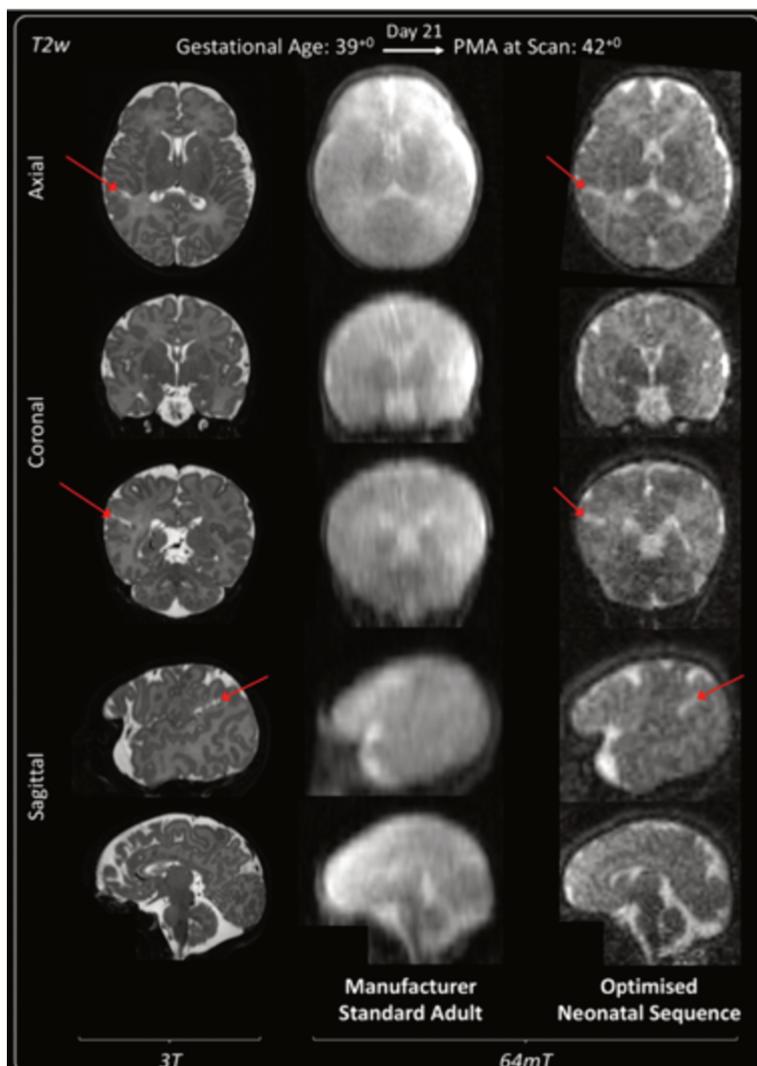


Figure 21 : Séquence T2 d'une IRM 3 Tesla (première colonne) comparée à des séquences T2 d'une IRMp de 0.064 Tesla standard adulte (deuxième colonne) et adaptée pour les nourrissons (troisième colonne). Enfant de 15 jours (IRM 3T) puis 21 jours (IRM 0.064 T) avec un infarctus focal cortical du lobe pariétal droit (flèche rouge).⁶⁴

Un travail réalisé par Cawley P. et al. a étudié la capacité d'une IRMp de 0.064 Tesla de détection de régions anatomiques cérébrales lors de 102 imageries de nouveau-nés hospitalisés en soins intensifs.⁶⁴ Ce travail confirme la faisabilité de l'IRMp dans

cette population avec un taux d'acquisitions réussies dès le premier essai de 98 % malgré des conditions de réalisation sous-optimales (enfants sous ventilation mécanique, canules artérielles à demeure, traitements ionotropes ou matelas à température contrôlée). Grâce aux séquences optimisées pour le cerveau en cours de myélinisation, les structures comme les nerfs optiques, les plexus choroïdes, le corps calleux et l'hypophyse pouvaient facilement être visualisées ainsi que la substance blanche et le cortex. Seuls l'oreille interne et les nerfs cochléo-vestibulaires étaient d'analyse plus complexe (*figure 22*).⁶⁴ Dans cette étude, la sensibilité de l'IRMp pour la détection des anomalies était de 70 % pour le T1 et de 90 % pour le T2. Elle a permis de détecter des malformations cérébrales (hypoplasie infra-tentorielle, agénésie du corps calleux, polymicrogyrie) et des lésions d'origine périnatales comme les lésions hypoxiques (*figure 23*). Aucun faux positif n'a été détecté et les pathologies non identifiées étaient très petites, en particulier des microkystes de la substance blanche.

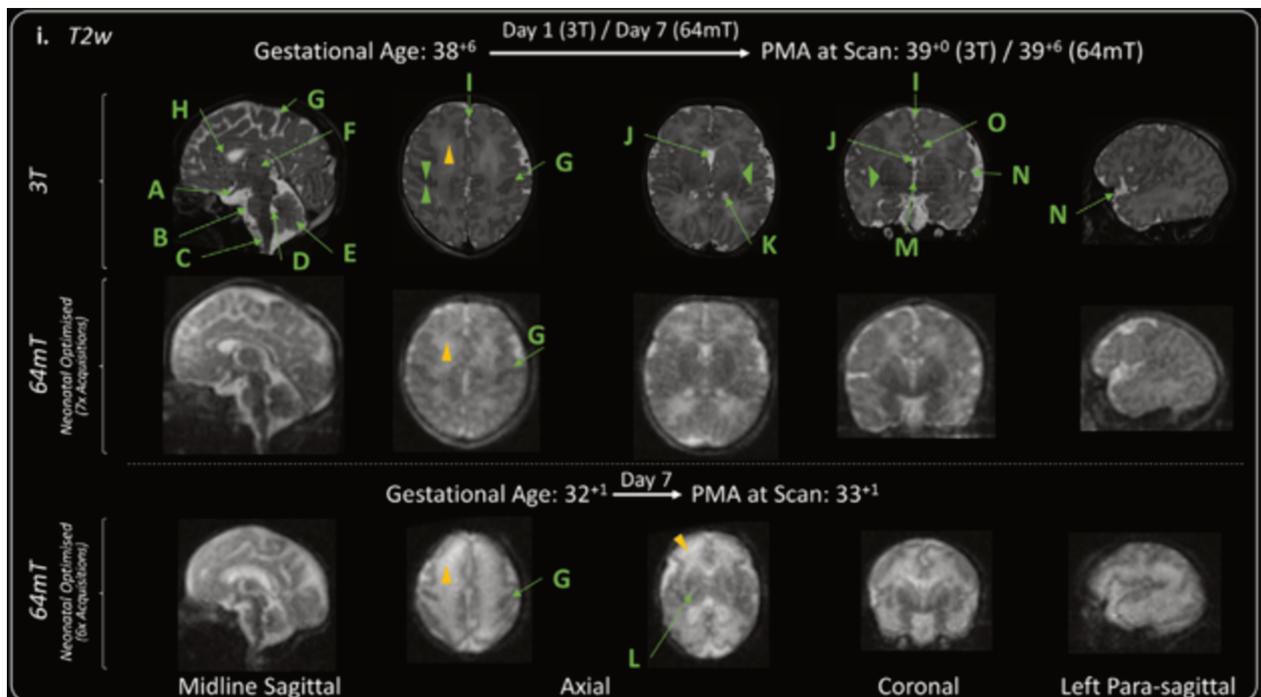


Figure 22 : Neuroanatomie du cerveau d'un enfant né à terme et d'un enfant prématuré. Comparaison de séquences T2 réalisées sur une IRM 3 Tesla et sur une IRMp de 0.064 Tesla. A : nerf optique, B : pont, C : moelle, D : 4^e ventricule, E : vermis cérébelleux, F : thalamus, G : sillon central, H : genou du corps calleux, I : fissure inter-hémisphérique, J : septum pellucidum, K : ventricule latéral, L : capsule interne, M : 3^e ventricule, N : scissure de Sylvius, O : gyrus cingulaire.⁶⁴

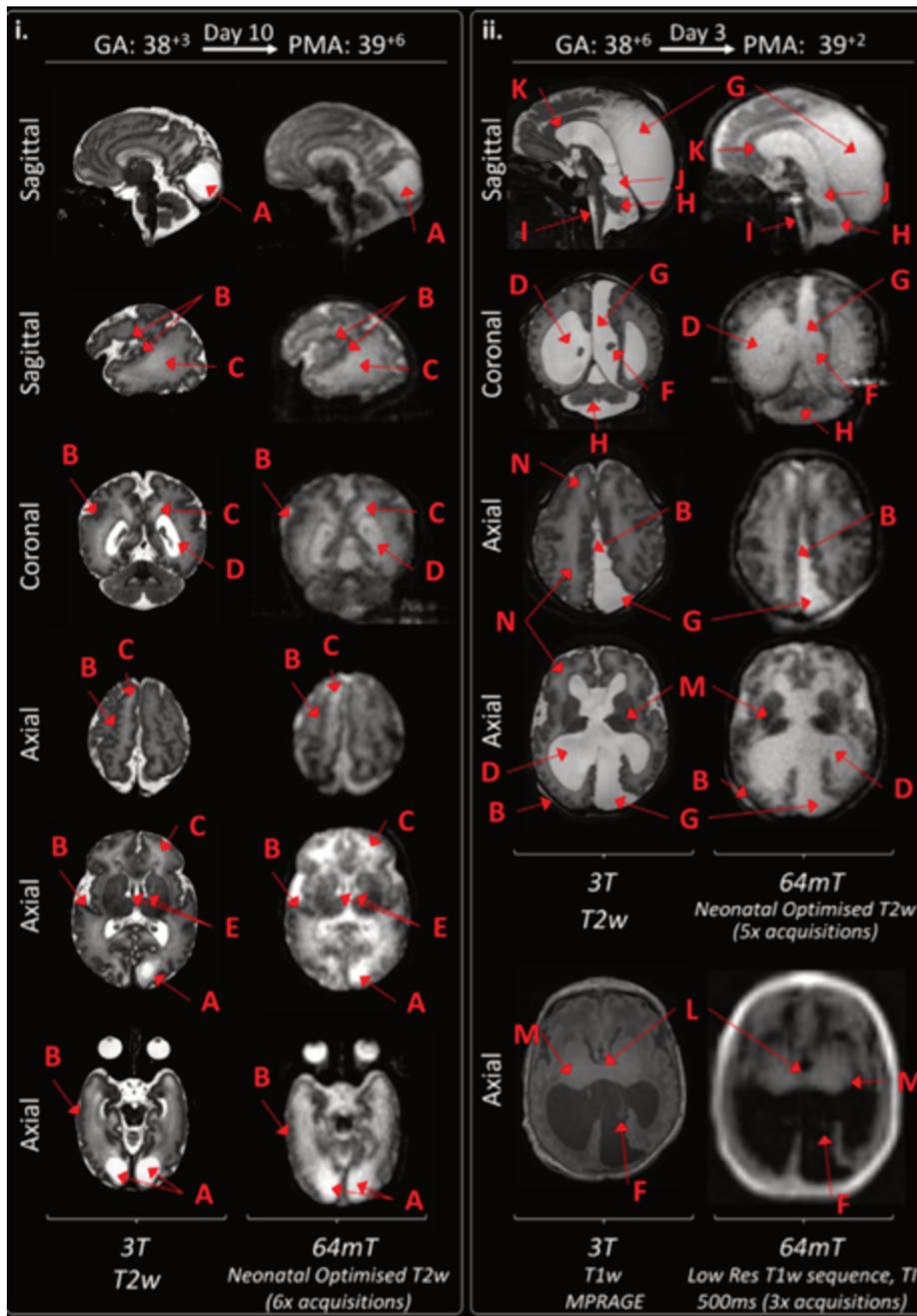


Figure 23 : Malformations cérébrales. (i) infection in utero par le CMV avec A : kystes occipitaux bilatéraux, B : polymicrogyrie, C : hyperintensités de la substance blanche, D : ventriculomégalie, E : kystes sous épendymaires. (ii) hypoplasie cérébropontique avec D : ventriculomégalie, F : malposition des plexus choroïdes, G : kyste inter hémisphérique, H : hypoplasie cérébelleuse, I : hypoplasie du pont, J : dilatation de la citerne quadrigeminale, K : corps calleux fin, L : adhésion thalamique, M : absence de myélinisation normale pour l'âge.⁶⁴

b) Particularités de l'hydrocéphalie congénitale

L'hydrocéphalie congénitale regroupe les troubles de la physiologie du liquide cérébro-rachidien (LCR) entraînant une expansion anormale des ventricules cérébraux et souvent associée à une augmentation de la pression intra-crânienne.⁶⁵ Elle est le plus souvent secondaire à une hémorragie intraventriculaire (complication fréquente de la prématurité), une infection néonatale ou une sténose congénitale de l'aqueduc.⁶⁵ Elle représente la pathologie pédiatrique nécessitant une neurochirurgie la plus fréquente du monde.⁶⁶ On l'estime à 400 000 nouveaux cas par an dans le monde dont presque la moitié en Afrique Sub-Saharienne. La neuroimagerie est une pierre angulaire de la prise en charge avant la chirurgie.⁶⁵ L'IRM est l'examen de choix pour distinguer le LCR du tissu cérébral, sans nécessiter une résolution spatiale majeure de la substance grise et de la substance blanche.⁶⁸ L'IRMp serait alors très utile, en particulier dans les pays en voie de développement, où l'accès des populations aux imageries en particulier par résonance magnétique reste un problème majeur (*cf paragraphe II-B-3*). Elle permettrait alors une accessibilité accrue afin de bénéficier d'une prise en charge neurochirurgicale indispensable à la survie des enfants.

Peu d'études portent sur la réalisation d'IRMp chez les enfants atteints d'hydrocéphalie congénitale. Sien et al. ont comparé l'ETF, une IRM haut champ et une IRM 0.064 Tesla chez 14 nouveau-nés hospitalisés en unité néonatale dont certains avec une hydrocéphalie congénitale. L'IRMp a permis une bonne distinction LCR / tissu cérébral (*figure 24*).⁶⁹

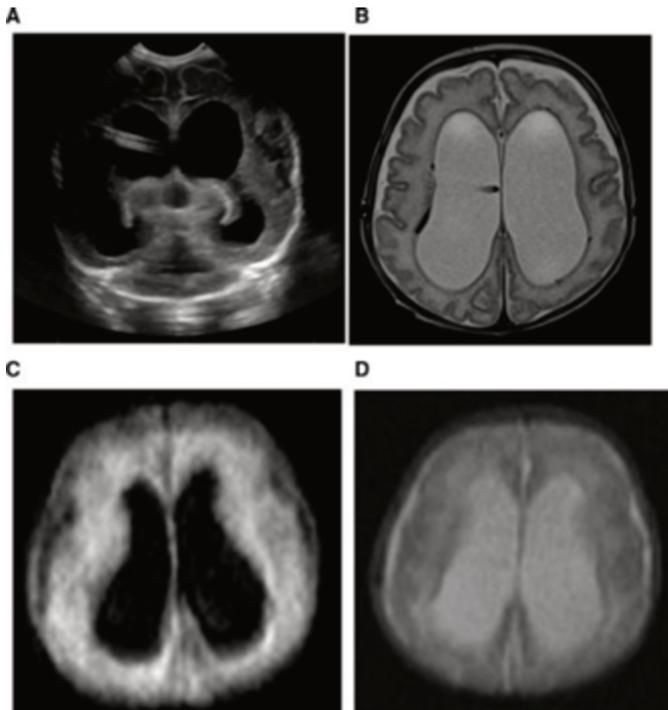


Figure 24 : Hydrocéphalie chez un enfant de 88 jours avec cathéter de dérivation ventriculaire en place, visible en échographie transfontanelle (A), en IRM haut champ T2 (B), en comparaison à une IRMp de 0.064 Tesla FLAIR (C) et T2 (D).⁶⁹

L'hydrocéphalie multi-cloisonnée est le type d'hydrocéphalie congénitale le plus difficile à prendre en charge. Elle est composée de multiples cloisons, déformant l'aspect habituel des ventricules et rendant la neurochirurgie par endoscopie complexe (figure 25). Tabakow et al. ont utilisé une IRM bas champ de 0.15 Tesla lors d'une chirurgie endoscopique d'une hydrocéphalie congénitale multi-cloisonnée chez un enfant de 7 mois.⁷⁰ L'IRM bas champ a permis la visualisation de l'avancée de l'endoscope au sein des différentes cloisons (figure 26).

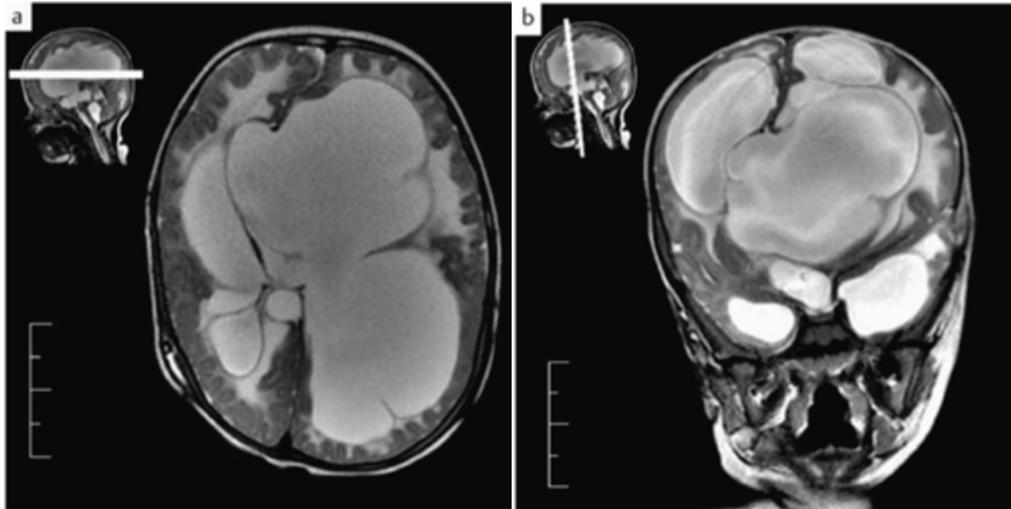


Figure 25 : exemple d'hydrocéphalie multiloculaire chez un enfant de 7 mois. Imagerie pré-opératoire sur IRM 1.5 T (a) coupe axiale ; (b) coupe coronale.⁵⁸

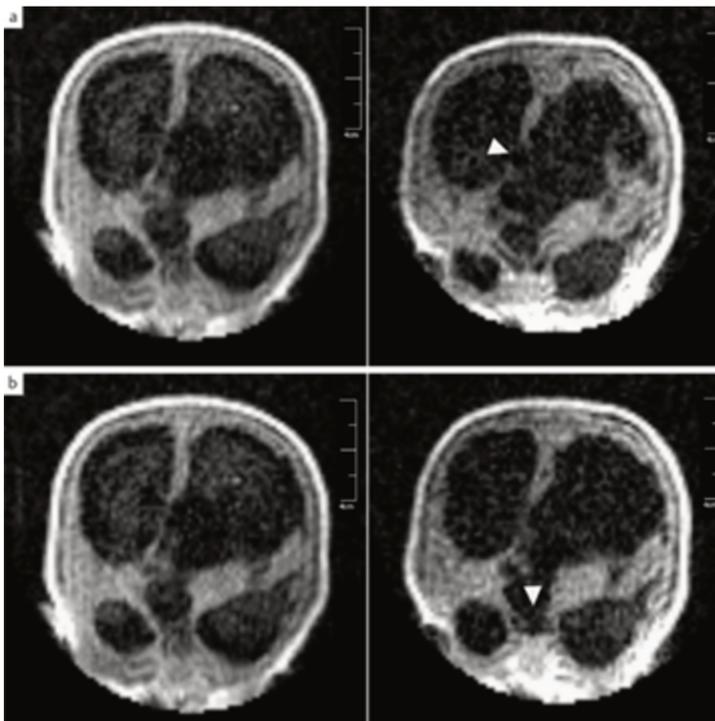


Figure 26 : Séquences coronales per-opératoires d'une hydrocéphalie multi-cloisonnée grâce à une IRM 0.15 Tesla. Fenestration entre les ventricules latéraux (a) puis la troisième ventriculostomie (B).⁷⁰

5. Troubles cognitifs et mentaux

Les troubles cognitifs et mentaux représentent des problèmes de santé publique en raison de leur forte prévalence et de leur impact sur le système de santé. Ils présentent tous les deux des indications à la réalisation d'une neuroimagerie (reposant en grande partie sur la réalisation d'IRM). Pourtant à notre connaissance, très peu d'études se sont intéressées aux acquisitions d'IRMp dans ces pathologies.

a) *Les troubles cognitifs*

Les troubles neurocognitifs regroupent les réductions acquises significatives et évolutives des capacités dans un ou plusieurs domaines cognitifs. Selon l'Organisation Mondiale de la Santé, ils touchent plus de 55 millions de personnes dans le monde dont environ 1.2 millions de personnes en France.⁷¹ Ils résultent de diverses causes cérébrales dont la plus fréquente est la maladie d'Alzheimer.

Le volume du parenchyme cérébral peut-être évalué par IRM et poursuit une évolution non linéaire en fonction de l'âge (croissance rapide durant l'enfance atteignant son maximum entre la deuxième et quatrième décennie, suivi d'un déclin lent et progressif).⁷² Ces variations volumétriques ont été associées aux capacités cognitives (par exemple : diminution du volume des hippocampes dans les troubles de la mémoire).⁷³

A notre connaissance, une étude s'est intéressée à l'IRMp et aux troubles cognitifs. Deoni et al. ont réalisé une IRMp embarquée de 0.064 Tesla au domicile de 67 volontaires (de 18 à 94 ans).⁷⁴ Les résultats ont permis de montrer la faisabilité de la collecte fiable de volumes cérébraux par l'IRMp embarquée (*figure 27*) et de leur association aux performances cognitives des participants (exemple : association

significative entre une augmentation de la densité locale de la matière grise des régions profondes hémisphériques gauches avec une amélioration des performances de la mémoire épisodique associative) (*figure 28*).

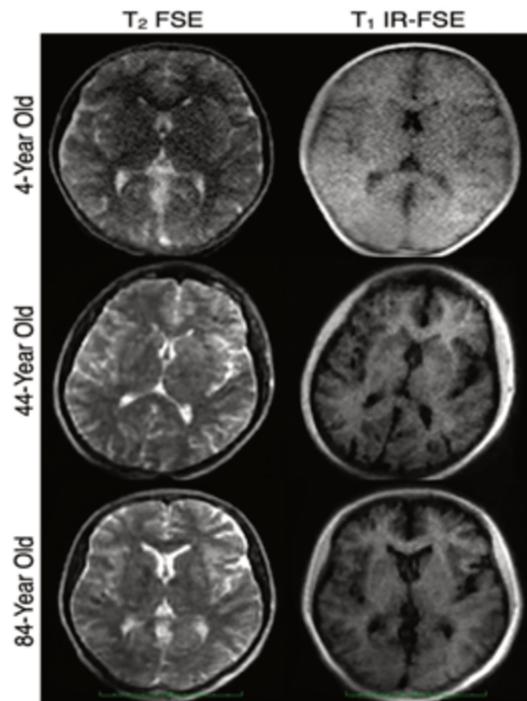


Figure 27 : acquisitions axiales T2 (colonne de gauche) et T1 (colonne de droite) avec IRMp 0.064 T chez 3 volontaires d'âges différents.⁷⁴

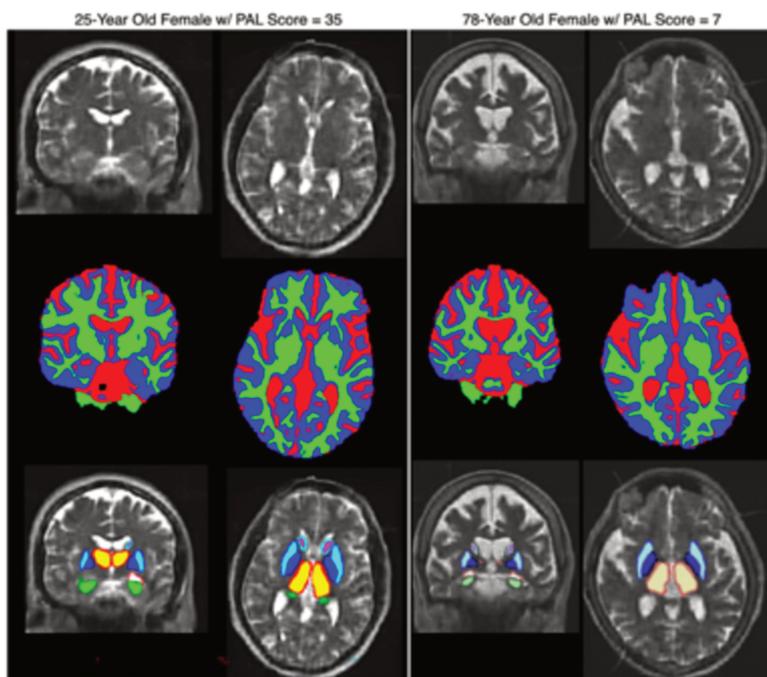


Figure 28 : exemples de données volumétriques recueillies chez deux femmes de 25 et 78 ans avec modèle d'étude créé grâce à des masques structuraux régionaux et sous-corticaux : SB (vert) ; SG (bleu) ; LCR (rouge) ; thalamus (jaune avec contours rouges) ; putamen (bleu clair) ; globus pallidus (bleu foncé) ; noyau caudé (violet avec contours bleus) ; hippocampe (vert) ; amygdales (blanc avec contours roses). PAL = score évaluant la mémoire épisodique associative.⁷⁴

b) Les troubles mentaux

Selon l'Organisation Mondiale de la Santé, les troubles mentaux touchaient une personne sur huit dans le monde en 2019, soit environ 970 millions de personnes. A titre d'exemple, 64 millions d'entre eux étaient touchés par des troubles bipolaires ou une schizophrénie. A ce jour, dans la routine clinique, l'imagerie cérébrale est surtout indiquée lors d'un premier épisode psychiatrique. Elle ne permet pas le diagnostic positif mais permet d'exclure des diagnostics différentiels pouvant présenter des manifestations psychiatriques.⁷⁵ Dans certains centres de recherche très spécialisés, des études portant sur la neuroimagerie des pathologies psychiatriques se développent avec pour principaux buts de trouver des biomarqueurs radiologiques spécifiques pouvant alors aider au diagnostic spécifique, une sélection des patients pour un traitement optimal et le suivi des effets des traitements.⁷⁶

Dans notre revue de littérature, nous n'avons identifié aucune étude portant sur les troubles psychiatriques avec l'utilisation d'une IRMp.

6. Sclérose en plaque

La sclérose en plaque (SEP) est la maladie inflammatoire chronique du système nerveux central la plus fréquente dans le monde, touchant plus de 2 millions de personnes et responsable de lésions démyélinisantes.^{77,78} Elle est caractérisée par l'apparition d'un déficit neurologique totalement ou partiellement réversible, évoluant généralement vers une altération de la mobilité et/ou de la cognition des patients. Les recommandations consensuelles de 2021 ont approuvé l'IRM haut champ pour le diagnostic de SEP grâce à un ensemble de critères (nombre, volume et diffusion dans l'espace et dans le temps des lésions), déterminants pour l'éligibilité aux traitements.⁷⁹ Le suivi de la maladie est aussi fondamental, permettant l'évaluation de la réponse

aux traitements ainsi que le dépistage de certaines complications. Une étude réalisée par Campbell Arnold et al. sur 36 adultes atteints ou suspects de SEP a permis de comparer la capacité de détection des lésions de SEP d'une IRMp de 0.064 Tesla (vs gold standard IRM 3 Tesla) ainsi que la comparaison de la segmentation automatisée.⁸⁰ Les séquences réalisées comprenaient du T1, du T2 et du FLAIR, pour une durée totale d'acquisition moyenne de 21 minutes sur l'IRMp et de 15 minutes sur l'IRM haut champ. L'IRMp a permis d'identifier les lésions de SEP dans 94 % des cas (*figure 29*). Le taux de vrais positifs était de 93 % pour les lésions de plus de 1 mL et de 100 % pour les lésions de plus de 1.5mL. Le taux de faux négatifs était de 22 % pour les lésions supérieurs 1.5 mL mais seulement de 3 % pour les lésions de plus de 2.5 mL. De plus, la segmentation automatisée était fortement corrélée entre les analyses des deux machines (*figure 30*). Le degré de fiabilité inter-observateur était similaire.

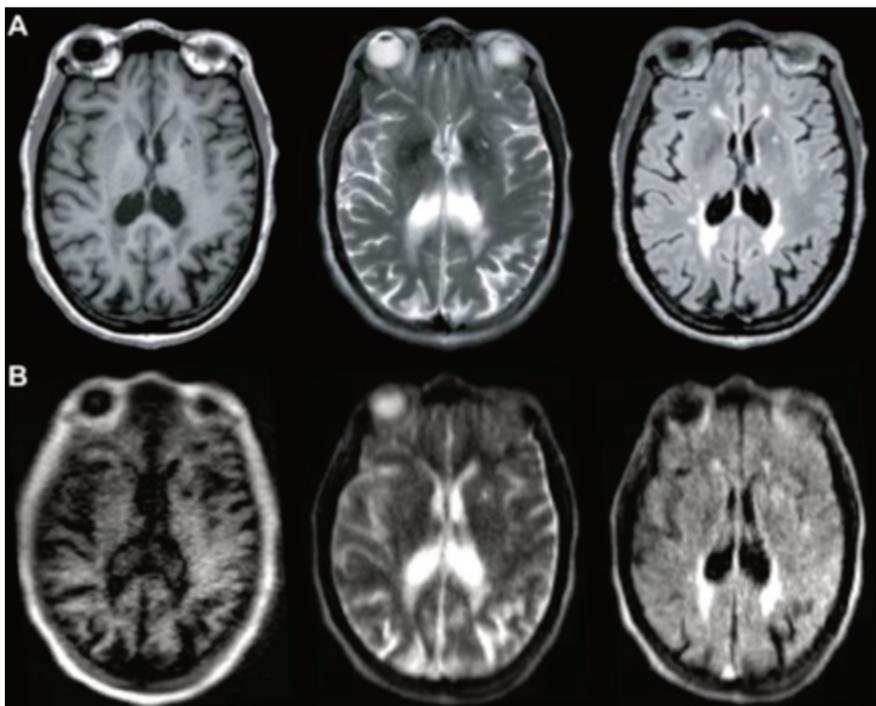


Figure 29 : Images appariées de lésions démyélinisantes de SEP sur une IRM 3T (ligne A) et sur une IRM portable 0.064 Tesla (ligne B) chez une même patiente de 66 ans. Séquences T1 (à gauche), T2 (au milieu) et FLAIR (à droite).⁸⁰

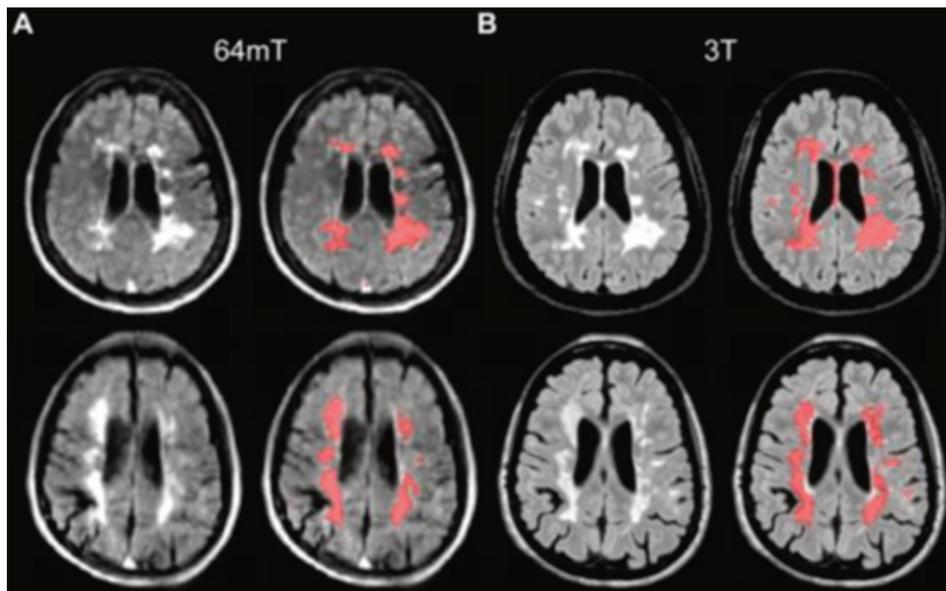


Figure 30 : Segmentation automatisée des lésions à 3T et 64 mT sur des séquences FLAIR, chez une patiente de 51 ans en haut et une patiente de 44 ans en bas.⁸⁰

7. Maladies infectieuses, l'exemple du neuropaludisme

Le paludisme est une parasitose extrêmement fréquente avec environ 250 millions de cas dans le monde chaque année, dont plus de 94 % des cas se situent dans les pays Africains.⁸¹ Il est majoritairement transmis à l'homme par la pique de certains moustiques (anophèles femelles infectées) entraînant le plus souvent des symptômes bénins et difficiles à différencier d'une autre infection (fièvre et céphalées). Dans certains cas, il peut entraîner des symptômes graves avec mise en jeu du pronostic vital (troubles de la conscience, convulsions et signes de souffrance du tronc cérébral), pouvant entraîner le décès en seulement quelques heures. Selon l'Organisation Mondiale de la Santé, environ 608 000 personnes en ont été victimes en 2022 dont 78% d'enfants, majoritairement en Afrique. La morbi-mortalité repose alors essentiellement sur la rapidité de la prise en charge.⁸¹

En raison de la localisation africaine de la majeure partie des cas de neuropaludisme et de la faible densité d'imageries disponibles sur ce continent, il n'existe que peu de

données d'imagerie dans la littérature.⁸² La tomodensitométrie retrouve des signes peu spécifiques, essentiellement marqués par un œdème cérébral diffus. L'IRM peut retrouver des anomalies essentiellement de la substance blanche profonde, du cortex, des ganglions de la base et du cervelet sous forme d'hypersignaux FLAIR, de lésions ischémiques et hémorragiques (principalement de multiples pétéchies) (*figure 31*). L'imagerie est alors d'autant plus importante dans les complications telles que les méningoencéphalites, les abcès cérébraux, les empyèmes ou les thromboses veineuses cérébrales, pour lesquelles un traitement médical voire chirurgical spécifique est urgent.

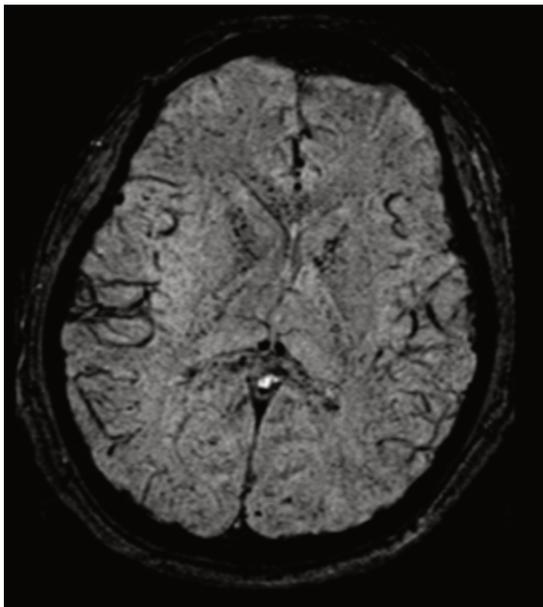


Figure 31 : Séquence axiale SWI (IRM 1.5 Tesla) montrant de multiples pétéchies, en particulier à la jonction substance grise – blanche, dans le corps calleux et dans les capsules internes.⁸³

Une étude menée par Chetcuti et al. en 2022 a porté sur l'importation d'une IRMp et de sa simplicité d'utilisation au Malawi.⁸⁴ Elle a permis de réaliser 260 IRM cérébrales, certaines réalisées pour des infections neurologiques dont des neuropaludismes. L'un de ces examens a permis de diagnostiquer un empyème sous-dural permettant une prise en charge rapide (*figure 32*).

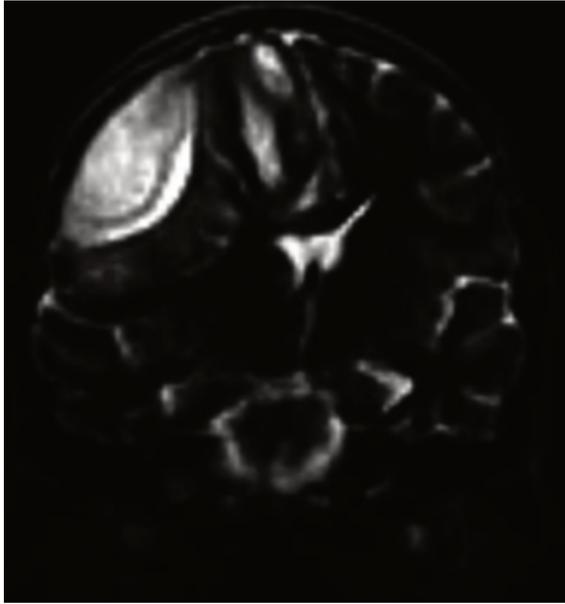


Figure 32 : IRM 0.064T montrant une séquence coronale en pondération T2 chez un enfant de 12 ans hospitalisé pour un déficit neurologique focal, des troubles de la conscience et une septicémie : empyème sous dural droit avec effet de masse, confirmé lors de la chirurgie.⁸⁴

8. IRM ultra bas champ embarquée

Trois études ont déjà étudié la faisabilité d'une IRM faible ou ultra faible champ embarquée. Une première pour la réalisation d'imagerie ostéoarticulaire grâce à une IRM faible champ magnétique, une seconde s'intéressant à la neuroimagerie et une troisième s'intéressant aux volumes cérébraux et aux capacités cognitives (*étude détaillée dans le paragraphe IV-B-5*).^{74,85,86}

Nakagomi et al. ont installé une IRM 0.2 Tesla dans un système de transport standard et permettant une acquisition d'imagerie ostéoarticulaire des extrémités de bonne qualité.⁸⁵ Une étude réalisée par Deoni et al. a comparé les résultats de neuro-imagerie d'une IRM 0.064 Tesla d'abord au sein d'un laboratoire (gold standard) puis dans une camionnette au domicile de 12 patients.⁸⁶ L'unité mobile s'est révélée être simple d'utilisation et le faible poids de l'IRM permettait son déplacement dans des conditions standards de circulation (*figure 33*).



Figure 33 : chronologie depuis l'arrivée au domicile du patient (à gauche), configuration et mise sous tension de la batterie portable (au milieu), à la numérisation du participant (à droite).⁸⁶

Le temps de branchement nécessaire une fois arrivé sur place était inférieur à 5 minutes. La mesure du champ magnétique à l'extérieur du véhicule était inférieure à 2 Gauss, éliminant alors le risque potentiel pour les patients porteurs de dispositifs médicaux sensibles aux champs magnétiques (figure 34).

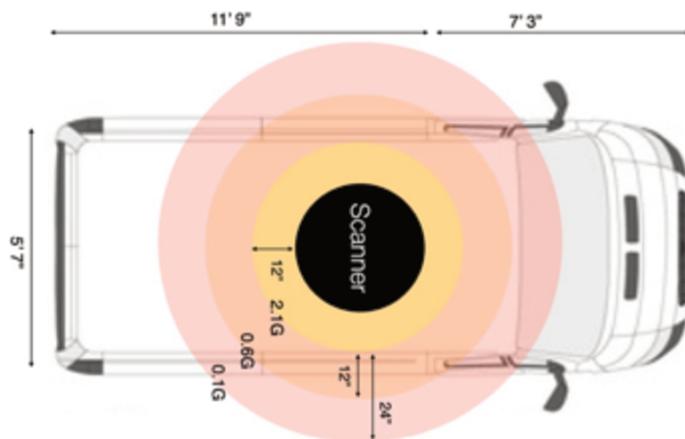


Figure 34 : Champ magnétique mesuré autour de l'IRM. Notons qu'à aucun endroit à l'extérieur de la camionnette le champ magnétique ne dépasse les 2 Gauss.⁸⁶

Enfin, en comparaison aux conditions standard d'utilisation, il n'y a eu aucune différence significative sur la qualité de segmentation ou la distorsion géométrique de l'image ni sur le SNR (figure 35).

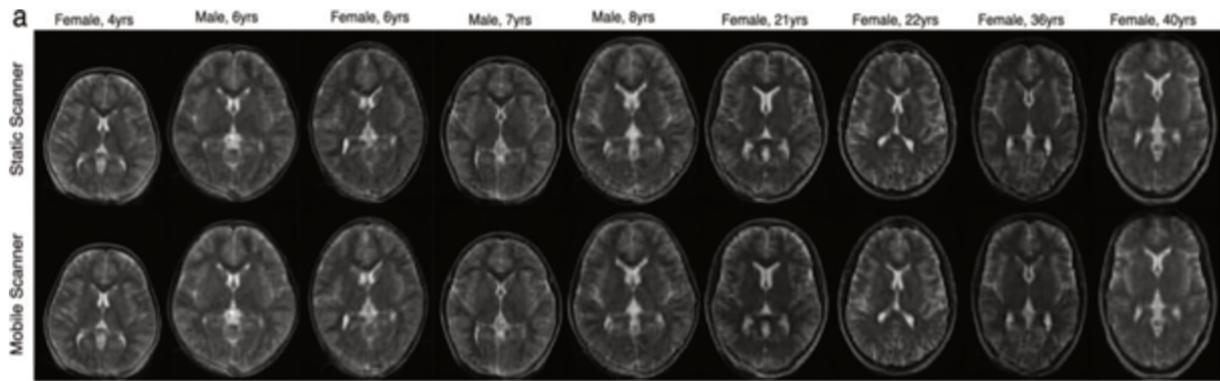


Figure 35 : Exemple de comparaison d'images de 9 individus (de 4 à 40 ans) réalisées au sein du laboratoire (en haut) et dans l'unité mobile (en bas).⁸⁶

De prochaines études devront démontrer les capacités diagnostiques (exemple de l'AVC) par des IRMp embarquées.

V. DISCUSSION

L'IRM cérébrale est un examen essentiel du parcours de soins des patients neurologiques pour son rôle diagnostique, d'aide à la décision thérapeutique et de surveillance. En raison de leurs excellentes résolutions spatiale et temporelle, l'utilisation en routine clinique des machines 1.5 et 3 Tesla est aujourd'hui quasi exclusive. Cependant, leurs exigences en matière d'infrastructures, de complexité d'utilisation et leur coût (achat et entretien) limitent leur accessibilité. Afin de lutter contre ces inégalités, les avancées technologiques permettent désormais l'obtention d'images de qualité satisfaisante grâce à des champs magnétiques inférieurs à 100 mTesla. Cette technique émergente est particulièrement intéressante dans le domaine des neurosciences.

Ce travail de revue de littérature sur les principes et applications de l'IRMp en neurosciences a permis d'identifier plusieurs messages clés : (1) il souligne ses avantages mais également ses limites actuelles ; (2) il confirme sa faisabilité dans la

population de patients neurologiques ; (3) il montre un potentiel d'indications et d'applications différentes selon les sur-spécialités des neurosciences. Enfin, (4) ce travail permet également d'envisager des pistes de réflexion pour le développement technique mais également pratique de cette technique.

Dans cette discussion, une première partie sera dédiée à une réflexion sur les données de la littérature recueillies sur ce travail. Une deuxième partie portera sur les forces et limites techniques actuelles de l'IRMp. Enfin, nous évoquerons une technologie innovante en cours de développement par l'entreprise CHIPIRON.

- **Discussion critique de la littérature**

Cette revue narrative de la littérature sur l'IRMp dans le champ des neurosciences a permis de dresser un état des lieux intéressant mettant en avant des avantages clés mais également certaines limites et hétérogénéités :

Le faible nombre de publications dans des revues internationales et le caractère récent de ces publications (moins de 5 ans *-hormis un case report-*) montre bien que l'IRMp est une technique émergente et que nous pouvons nous attendre à une augmentation significative des travaux dans les années à venir.

Des effectifs faibles. L'ensemble de notre revue de la littérature a inclus 1 005 imageries. Ce faible effectif expose à des risques de biais, notamment liés à la fluctuation d'échantillonnage et le risque d'avoir des populations étudiées non représentatives. D'autres travaux de réplication sur des effectifs plus importants seront donc nécessaires.

Peu d'évaluation de l'IRMp en milieu extra-hospitalier. Si l'IRMp offre des perspectives d'utilisation pertinentes en milieu hospitalier, notamment pour le monitoring des patients sévères, un de ses intérêts majeurs réside dans la prise en charge extra-hospitalière. Ce besoin est pourtant en inadéquation avec les données actuelles à disposition puisque seuls deux travaux ont été rapportés dans ce travail concernant la faisabilité de l'IRMp en neuroimagerie au domicile des patients. Des études portant sur les capacités diagnostiques des IRMp en dehors du milieu hospitalier seront nécessaires avant de pouvoir imaginer leur généralisation au domicile des patients, que cela soit dans le domaine de l'urgence (exemple de l'AVC), chez le médecin généraliste (imagerie de routine), dans le cadre de campagne de dépistage ou de recherches scientifiques.

Un déséquilibre dans le recours à l'IRMp au sein des neurosciences. Une grande majorité des travaux publiés (60 %) portent sur l'AVC et le milieu réanimatoire (soins néonataux et réanimation adulte). A l'inverse, seulement une publication s'est intéressée à la thématique de la sclérose en plaque et aucune aux troubles mentaux, représentant pourtant une forte prévalence parmi l'ensemble des troubles neurologiques. Le déplacement des IRM au domicile des patients pourrait faciliter l'accès à l'imagerie aux populations réfractaires au recours médical et faciliter leur entrer dans le parcours de soins (exemple de la population psychiatrique).

Développer les questions de recherche pour répondre aux besoins pratiques.

L'essentiel des travaux présentés portent sur la faisabilité de la technique et sur la détection de lésion par rapport aux gold standard (imagerie fixe). Aucun travail n'a été publié sur la prise de décision thérapeutique basée sur les données de l'IRMp ou sur la détection de complications propres à chaque pathologie (par exemple la détection

de remaniements hémorragiques dans les infarctus cérébraux). De même, des études pronostiques seront nécessaires afin de connaître l'impact clinique des résultats obtenus grâce aux IRMp. De nombreux travaux seront encore nécessaires pour définir de manière consensuelle les indications de l'IRMp.

Un manque de concurrence chez les constructeurs. Excepté un article, tous les travaux présentés dans ce travail ont utilisé l'IRM HYPERFINE de 0.064 Tesla. Pour optimiser le marché de l'offre et de la demande et accélérer le développement technologique de l'IRMp, il semble important de développer des alternatives à l'IRM HYPERFINE. Il est raisonnable de penser qu'à terme, il y aura sur le marché différentes machines performantes proposées par des constructeurs différents (tels que PHILIPS, SIEMENS, GE pour les IRM conventionnelles). En France, l'entreprise CHIPIRON développe une IRMp aux principes de fonctionnement innovants qui seront abordés plus tard dans cette discussion.

Des disparités géographiques et économiques. Un avantage évoqué de l'IRMp est son coût réduit, favorisant son accès aux pays en voie de développement. Paradoxalement, plus de 90 % des travaux publiés ont été menés par des équipes issues de pays développés (dont 80 % aux USA). Cela s'explique par les coûts importants d'une technique émergente en phase de développement. Néanmoins, des travaux sur la faisabilité de la technique mais aussi un effort collectif pour promouvoir son accès dans les pays en voie de développement seront donc nécessaires.

La formation des professionnels de santé. La plupart des études reposent sur l'interprétation des images par des radiologues spécialisés en neuroimagerie. Le SNR des IRMp étant à ce jour plus faible que le SNR des IRM haut champ conventionnelles, des études devront s'intéresser aux capacités des radiologues généraux à interpréter

les images. Ce travail nous a amené à nous poser deux questions : (1) des radiologues non spécialisés en neuroimagerie pourront-ils interpréter facilement les images ? (2) une formation spécifique des radiologues devra-t-elle être mise en place ? La formation des radiologues pourrait être facilitée par l'augmentation future de la proportion d'IRMp disponible.

Des limites juridiques et éthiques. En pratique actuelle, les images générées par l'IRMp sont transférées sur un serveur informatique (CLOUD) afin d'être interprétées par des radiologues à distance. Cela pose des questions sur la protection des données de santé. Il sera nécessaire de définir un cadre juridique adéquat. De plus, une des populations cibles des IRMp est celle des pays en voie de développement. Mais la découverte de pathologies neurologiques (et de ses nombreux fortuitomes) devra être accompagnée de sanctions thérapeutiques adéquates.^{87,88} Enfin, se pose la question de l'acceptabilité de la population face à ce changement dans l'organisation de l'offre de soins, notamment le caractère intrusif de l'IRMp à domicile.

- **Principaux avantages des IRMp**

Les avantages de l'IRMp sont nombreux et permettent d'envisager un apport en termes de santé publique, une nouvelle gamme d'indications cliniques et un intérêt en recherche scientifique.

Leur faible poids permet une portabilité rendant possible une utilisation au lit des patients, à leur domicile ou encore dans des cabinets médicaux. Plusieurs études ont démontré leur faisabilité, leur innocuité et leur facilité d'utilisation, en particulier au lit des patients et ce malgré des situations cliniques complexes (matériel non IRM compatible, patients cliniquement graves).

Leur très faible champ magnétique permet d'élargir les indications d'IRM aux patients jusqu'ici exclus (pacemaker, claustrophobes ...).

Enfin, la réduction importante de leur coût (actuellement environ 30 fois moins chère qu'une IRM 1.5 Tesla) et leur facilité d'utilisation permettent d'envisager l'accès à l'IRM aux populations actuellement isolées.⁸⁶ A l'échelle nationale, cela permettrait de réduire significativement le délai d'attente pour la réalisation des examens, encore aujourd'hui estimé à 32 jours en moyenne et ainsi d'améliorer la fluidité du parcours de soins et du recours à l'imagerie.¹⁸ A l'échelle internationale, une diminution des inégalités en matière de santé pourrait être envisagée, avec une plus large accessibilité de l'imagerie dans des régions où la neuroimagerie est pour l'heure quasi-inexistante.

Le recours à l'IRMp pourrait aussi avoir des avantages dans le domaine de la recherche médicale. Elles permettraient d'accroître le nombre de participants aux études et/ou d'augmenter la fréquence de réalisation chez un même individu. Un exemple pourrait être d'alterner les deux types d'imagerie (IRMp dans l'intervalle des IRM haut champ).⁸⁹ Une seconde application des IRMp pourrait être son implication dans des études portant sur des pathologies aujourd'hui peu connues présentent essentiellement dans les pays en voie de développement (exemple du neuropaludisme *cf paragraphe IV-B-7*). Leur meilleure connaissance permettrait à terme une amélioration de la prise en charge afin de réduire leur morbi-mortalité.

- **Les limites techniques actuelles des IRMp**

Néanmoins, malgré une multitude d'innovations, plusieurs limites techniques devront être dépassées avant de pouvoir envisager leur plus large utilisation.

Premièrement, le faible champ magnétique induit inéluctablement une perte de signal, compensée aujourd'hui majoritairement par des techniques de reconstruction itérative, mais leur SNR reste encore faible en comparaison aux IRM haut champ conventionnelles. Le faible champ est aussi responsable de temps de relaxation différents des spins, engendrant un moindre impact de l'injection de produit de contraste de gadolinium. Le développement actuel de nouveaux agents de contraste, comme les nanoparticules supra-magnétiques d'oxyde de fer, permettront à terme une susceptibilité magnétique accrue même à faible champ.⁹⁰

Deuxièmement, l'acquisition des images se révèle pour le moment plus longue qu'avec une IRM diagnostique haut champ (25 minutes pour obtenir des séquences diffusion, Flair et T2*),³² pouvant être un obstacle à leur utilisation dans des contextes d'urgence.

Troisièmement, les IRMp actuelles ne disposent pas encore des mêmes séquences que les IRM conventionnelles haut champ. Par exemple, l'absence de disponibilité de la séquence 3D TOF (visualisation de la vascularisation intracrânienne artérielle sans agent de contraste) et de perfusion (visualisation de la zone de pénombre ischémique) pourtant utilisées en première intention dans de nombreuses pathologies est une limite importante, en particulier dans la prise en charge des AVC. D'autres séquences plus avancées ne sont également pas disponibles, telles que l'imagerie par tenseur de diffusion ou l'ASL.

- **Une IRMp française en cours de développement : CHIPIRON**

Afin d'obtenir des contrastes plus élevés, une nouvelle technologie d'IRM est en cours de développement par une entreprise française : CHIPIRON.⁹¹ Cette IRMp est développée grâce à un champ magnétique encore plus faible que les machines déjà existantes, de 0.001 Tesla généré par un aimant résistif. Ce si faible champ magnétique permet de bénéficier de plusieurs avantages : (1) le B0 faible, permet une homogénéité accrue de l'aimant et une diminution des artefacts, (2) l'aimant est moins lourd et, (3) les lignes des 3 mT et des 5 gauss sont nettement abaissées permettant la réalisation d'examen en présence d'éléments ferromagnétiques et de dispositifs médicaux implantés (pacemaker). Enfin, (4) il permet d'augmenter le contraste en pondération T1 (figure 36).

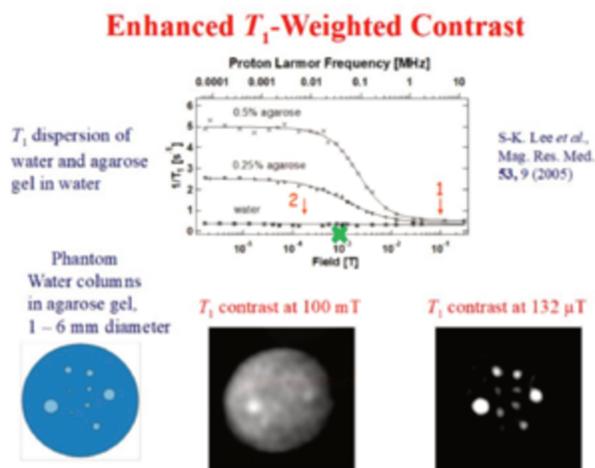


Figure 36 : Évolution du contraste en T1 en fonction du champ magnétique. A quelques mT, le contraste en T1 est fortement amélioré, comme par exemple en présence de solutions présentant différentes concentrations d'agarose. Cette propriété permet la conception de séquences pondérées en T1 particulièrement adaptées à l'IRMp. Croix verte représentant l'objectif d'1mT de l'IRM CHIPIRON. Adapté de S.K. Lee et al., Mag. Res. Med. 53, 9-14 (2005).

Le très faible champ magnétique induit par contre une faible émission de signal par les spins. Afin de résoudre ce défi, la principale solution est l'utilisation de SQUID (« détecteur d'interférence quantique supraconducteur »), pour la réception de ce signal (figure 37).

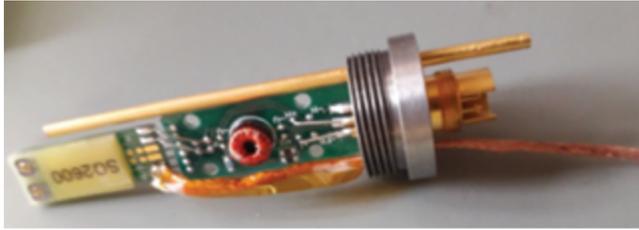


Figure 37 : exemple de magnétomètre SQUID. Modèle SQ2600 de Cryoélectronique STAR. La puce SQUID est protégée sous une couche de résine sur le côté gauche de l'image.⁹¹

Les SQUID sont des magnétomètres formés de deux jonctions de Josephson (*deux couches supraconductrices séparées par un matériau non supraconducteur*), permettant de mesurer des variations infimes de champ magnétique et ayant un très faible niveau de bruit.⁹² Deux types de SQUID existent, à haute ou basse température critique (T_c). Les SQUID à haute T_c sont très prometteurs mais pas encore assez développés à ce jour, très difficiles de conception et responsables d'un important bruit intrinsèque. Les SQUID à basse T_c sont quant à eux plus faciles à fabriquer, engendrant peu de bruit intrinsèque et efficaces en termes de blindage, mais nécessitent une procédure de cryo-refroidissement. L'entreprise française CHIPIRON développe un cryo-refroidisseur à tube pulsé faible consommation composé d'un compresseur pour comprimer l'hélium gazeux.⁹¹ L'hélium refroidit alors une plaque métallique sur laquelle est posé le SQUID. Ce système est une boucle fermée sans perte et de faible poids. Également, la très faible taille des SQUID (de l'ordre du micron) nécessite des concentrateurs de flux pour concentrer le signal émis par les protons vers le SQUID, dont la géométrie est un facteur essentiel. Un des prototypes d'IRM en cours de développement est illustré en exemple dans la figure 38.

Des axes sont encore en cours de recherche afin de potentialiser au mieux cette nouvelle IRM. Premièrement, la conception de SQUID à haute T_c pour maximiser leur efficacité. Des recherches sur des SQUID formés de MgB_2 , plus simples de fabrication, sont en cours. Également, la mise en réseau de plusieurs SQUID (alors

appelés SQIF) pourrait être envisagée pour augmenter la puissance des antennes, mais leur conception demeure très complexe.

Deuxièmement, il est envisagé à terme de refroidir l'antenne elle-même afin de réduire son bruit intrinsèque ce qui permettrait d'augmenter encore le SNR. Le développement d'un refroidissement par le premier étage du système de cryo-refroidissement des SQUID est l'une des solutions possibles.

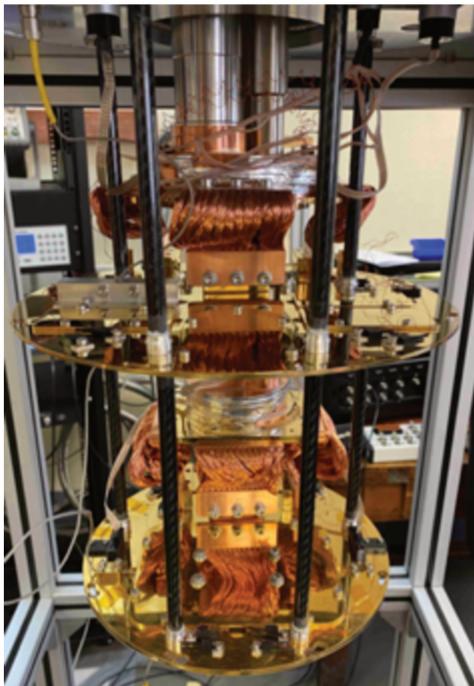


Figure 38 : L'intérieur du cryostat développé par CHIPIRON, où les SQUID et les antennes froides sont refroidis. La plaque supérieure est à 40 Kelvin et servira au refroidissement de l'antenne. Le SQUID reposera sur la plaque inférieure refroidie à 4 Kelvin. Utilisation de tresses de cuivre et de piliers en carbone pour limiter les vibrations.⁹¹

Enfin, le blindage contre les ondes électromagnétique envisagé est un système passif grâce à des bobines externes, permettant de soustraire le bruit dans le signal analogique.

Le développement de cette machine nouvelle génération permettant une amélioration nette du contraste, un très faible poids et donc une portabilité accrue permettrait sa plus large généralisation.

VI. CONCLUSION

Ce travail procure des données rassurantes sur la faisabilité et la sécurité de l'IRMp en neurosciences et conforte ses nombreux avantages tels que leur champ magnétique ultra faible, la réduction importante de leurs coûts, leur portabilité et leur facilité d'utilisation. Pour intégrer son usage en routine clinique, d'autres travaux seront nécessaires pour en optimiser la technique et mieux définir ses indications en complément des IRM haut champ conventionnelles.

RÉFÉRENCES

1. <https://www.institut-vernes.fr/imagerie/les-differentes-techniques/irm/irm-historique/>.
2. Marques JP, Simonis FFJ, Webb AG. Low-field MRI: An MR physics perspective. *J Magn Reson Imaging*. 2019;49:1528–1542.
3. Currie S, Hoggard N, Craven IJ, Hadjivassiliou M, Wilkinson ID. Understanding MRI: basic MR physics for physicians. *Postgrad Med J*. 2013;89:209–223.
4. Grover VPB, Tognarelli JM, Crossey MME, Cox IJ, Taylor-Robinson SD, McPhail MJW. Magnetic Resonance Imaging: Principles and Techniques: Lessons for Clinicians. *J Clin Exp Hepatol*. 2015;5:246–255.
5. Boulant N, Quettier L. Commissioning of the Iseult CEA 11.7 T whole-body MRI: current status, gradient-magnet interaction tests and first imaging experience. *MAGMA*. 2023;36:175–189.
6. Pyatigorskaya N, Le Bihan D, Reynaud O, Ciobanu L. Relationship between the diffusion time and the diffusion MRI signal observed at 17.2 Tesla in the healthy rat brain cortex. *Magn Reson Med*. 2014;72:492–500.
7. Hori M, Hagiwara A, Goto M, Wada A, Aoki S. Low-Field Magnetic Resonance Imaging: Its History and Renaissance. *Invest Radiol*. 2021;56:669–679.
8. Efficacité énergétique des équipements médicaux - IRM, scanners, appareils de radiographie. Rapport final du 14 aout 2020 disponible sur <https://pubdb.bfe.admin.ch>.
9. <https://www.thema-radiologie.fr/actualites/2208/l-ingenia-ambition-une-innovation-de-rupture-en-irm.html>.
10. Kanal E, Barkovich AJ, Bell C, Borgstede JP, Bradley WGJ, Froelich JW, Gilk T, Gimbel JR, Gosbee J, Kuhni-Kaminski E, et al. ACR guidance document for safe MR practices: 2007. *AJR Am J Roentgenol*. 2007;188:1447–1474.
11. Heilmaier C, Theysohn JM, Maderwald S, Kraff O, Ladd ME, Ladd SC. A large-scale study on subjective perception of discomfort during 7 and 1.5 T MRI examinations. *Bioelectromagnetics*. 2011;32:610–619.
12. Sarracanie M, LaPierre CD, Salameh N, Waddington DEJ, Witzel T, Rosen MS. Low-Cost High-Performance MRI. *Sci Rep*. 2015;5:15177.
13. Banque mondiale. Ruralité. Disponible sur: <https://donnees.banquemondiale.org/indicateur/SP.RUR.TOTL.ZS>.
14. Servadei F, Rossini Z, Nicolosi F, Morselli C, Park KB. The Role of Neurosurgery in Countries with Limited Facilities: Facts and Challenges. *World Neurosurg*. 2018;112:315–321.
15. Statista. Nombre d'actes d'imagerie médicale en France en 2015, selon le type. Disponible sur: <https://fr.statista.com/statistiques/653185/actes-imagerie-medicale-type-france/>.
16. OCDE. Équipements de santé - Appareils d'imagerie par résonance magnétique (IRM) - OCDE Data [Internet]. theOECD. 2022 [cité 5 mai 2022]. Disponible sur: <https://data.oecd.org/fr/healthqt/appareils-d-imagerie-par-resonance-magnetique-irm.htm>.
17. Ministère des Affaires sociales et de la Santé, Ministère de l'Enseignement supérieur et de la recherche, Institut National du Cancer. Le Plan cancer 2014-2019 - Les Plans cancer [Internet]. 2014 févr [cité 5 mai 2022] p. 152. Disponible sur: <https://www.e-cancer.fr/Institut-national-du-cancer/Strategie-de-lutte-contre-les-cancers-en-France/Les-Plans-cancer/Le-Plan-cancer-2014-2019>.
18. CEMKA. Rapport Cemka Sept 2018 [Internet]. 2018 sept [cité 7 mars 2022] p. 29. Report No.: 2018-144. Disponible sur: <https://www.calameo.com/snitem/read/0006105423a9b42e56c3c>.
19. Solidarités-sante.gouv. <https://drees.solidarites-sante.gouv.fr/sites/default/files/2022->

07/Fiche%2020%20-

%20L%E2%80%99%C3%A9quipement%20en%20imagerie%20des%20%C3%A9tablissements%20de%20sant%C3%A9%20publics%20et%20priv%C3%A9s%20%C3%A0%20but%20non%20lucratif.pdf.

20. <https://donnees.banquemondiale.org/indicateur/SH.XPD.CHEX.PC.CD>.

21. Arnold TC, Freeman CW, Litt B, Stein JM. Low-field MRI: Clinical promise and challenges. *J Magn Reson Imaging*. 2023;57:25–44.

22. Campbell BCV, Khatri P. Stroke. *Lancet*. 2020;396:129–142.

23. Puy Laurent, Cordonnier Charlotte. Accident vasculaire cérébral (AVC) La première cause de handicap acquis de l’adulte. Dossier Inserm. 2019;

24. Global, regional, and national burden of stroke and its risk factors, 1990-2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. *Lancet Neurol*. 2021;20:795–820.

25. Campbell BCV, De Silva DA, Macleod MR, Coutts SB, Schwamm LH, Davis SM, Donnan GA. Ischaemic stroke. *Nat Rev Dis Primers*. 2019;5:70.

26. Saver JL. Time is brain--quantified. *Stroke*. 2006;37:263–266.

27. https://beh.santepubliquefrance.fr/beh/2018/5/2018_5_2.html.

28. Walter S, Kostopoulos P, Haass A, Keller I, Lesmeister M, Schlechtriemen T, Roth C, Papanagiotou P, Grunwald I, Schumacher H, et al. Diagnosis and treatment of patients with stroke in a mobile stroke unit versus in hospital: a randomised controlled trial. *Lancet Neurol*. 2012;11:397–404.

29. Grotta JC, Yamal J-M, Parker SA, Rajan SS, Gonzales NR, Jones WJ, Alexandrov AW, Navi BB, Nour M, Spokoiny I, et al. Prospective, Multicenter, Controlled Trial of Mobile Stroke Units. *N Engl J Med*. 2021;385:971–981.

30. Vilela P, Rowley HA. Brain ischemia: CT and MRI techniques in acute ischemic stroke. *Eur J Radiol*. 2017;96:162–172.

31. Schellinger PD, Bryan RN, Caplan LR, Detre JA, Edelman RR, Jaigobin C, Kidwell CS, Mohr JP, Sloan M, Sorensen AG, et al. Evidence-based guideline: The role of diffusion and perfusion MRI for the diagnosis of acute ischemic stroke: report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology*. 2010;75:177–185.

32. Yuen MM, Prabhat AM, Mazurek MH, Chavva IR, Crawford A, Cahn BA, Beekman R, Kim JA, Gobeske KT, Petersen NH, et al. Portable, low-field magnetic resonance imaging enables highly accessible and dynamic bedside evaluation of ischemic stroke. *Sci Adv*. 2022;8:eabm3952.

33. Rusche T, Breit H-C, Bach M, Wasserthal J, Gehweiler J, Manneck S, Lieb JM, De Marchis GM, Psychogios MN, Sporns PB. Potential of Stroke Imaging Using a New Prototype of Low-Field MRI: A Prospective Direct 0.55 T/1.5 T Scanner Comparison. *J Clin Med*. 2022;11.

34. Mazurek MH, Parasuram NR, Peng TJ, Beekman R, Yadlapalli V, Sorby-Adams AJ, Lalwani D, Zabinska J, Gilmore EJ, Petersen NH, et al. Detection of Intracerebral Hemorrhage Using Low-Field, Portable Magnetic Resonance Imaging in Patients With Stroke. *Stroke*. 2023;54:2832–2841.

35. Mazurek MH, Cahn BA, Yuen MM, Prabhat AM, Chavva IR, Shah JT, Crawford AL, Welch EB, Rothberg J, Sacolick L, et al. Portable, bedside, low-field magnetic resonance imaging for evaluation of intracerebral hemorrhage. *Nat Commun*. 2021;12:5119.

36. Fanara B, Manzon C, Barbot O, Desmettre T, Capellier G. Recommendations for the intra-hospital transport of critically ill patients. *Crit Care*. 2010;14:R87.

37. Murata M, Nakagawa N, Kawasaki T, Yasuo S, Yoshida T, Ando K, Okamori S, Okada Y. Adverse events during intrahospital transport of critically ill patients: A systematic review

and meta-analysis. *Am J Emerg Med.* 2022;52:13–19.

38. Parmentier-Decrucq E, Poissy J, Favory R, Nseir S, Onimus T, Guerry M-J, Durocher A, Mathieu D. Adverse events during intrahospital transport of critically ill patients: incidence and risk factors. *Ann Intensive Care.* 2013;3:10.
39. Zuchelo LTS, Chiavone PA. Intrahospital transport of patients on invasive ventilation: cardiorespiratory repercussions and adverse events. *J Bras Pneumol.* 2009;35:367–374.
40. Sheth KN, Mazurek MH, Yuen MM, Cahn BA, Shah JT, Ward A, Kim JA, Gilmore EJ, Falcone GJ, Petersen N, et al. Assessment of Brain Injury Using Portable, Low-Field Magnetic Resonance Imaging at the Bedside of Critically Ill Patients. *JAMA Neurol.* 2020;78:41–47.
41. Turpin J, Unadkat P, Thomas J, Kleiner N, Khazanehdari S, Wanchoo S, Samuel K, Moclair BO, Black K, Dehdashti AR, et al. Portable Magnetic Resonance Imaging for ICU Patients. *Crit Care Explor.* 2020;2:e0306.
42. Islam O, Lin AW, Bharatha A. Potential application of ultra-low field portable MRI in the ICU to improve CT and MRI access in Canadian hospitals: a multi-center retrospective analysis. *Front Neurol.* 2023;14:1220091.
43. Cho S-M, Wilcox C, Keller S, Acton M, Rando H, Etchill E, Giuliano K, Bush EL, Sair HI, Pitts J, et al. Assessing the SAFety and FEasibility of bedside portable low-field brain Magnetic Resonance Imaging in patients on ECMO (SAFE-MRI ECMO study): study protocol and first case series experience. *Crit Care.* 2022;26:119.
44. Wilcox C, Acton M, Rando H, Keller S, Sair HI, Chinedozi I, Pitts J, Kim BS, Whitman G, Cho SM. Safety of Bedside Portable Low-Field Brain MRI in ECMO Patients Supported on Intra-Aortic Balloon Pump. *Diagnostics (Basel).* 2022;12.
45. Cho S-M, Canner J, Caturegli G, Choi CW, Etchill E, Giuliano K, Chiarini G, Calligy K, Rycus P, Lorusso R, et al. Risk Factors of Ischemic and Hemorrhagic Strokes During Venovenous Extracorporeal Membrane Oxygenation: Analysis of Data From the Extracorporeal Life Support Organization Registry. *Crit Care Med.* 2021;49:91–101.
46. Nimsky C, Ganslandt O, Cerny S, Hastreiter P, Greiner G, Fahlbusch R. Quantification of, visualization of, and compensation for brain shift using intraoperative magnetic resonance imaging. *Neurosurgery.* 2000;47:1070–9; discussion 1079-1080.
47. Black PM, Moriarty T, Alexander E 3rd, Stieg P, Woodard EJ, Gleason PL, Martin CH, Kikinis R, Schwartz RB, Jolesz FA. Development and implementation of intraoperative magnetic resonance imaging and its neurosurgical applications. *Neurosurgery.* 1997;41:831–42; discussion 842-845.
48. Rogers CM, Jones PS, Weinberg JS. Intraoperative MRI for Brain Tumors. *J Neurooncol.* 2021;151:479–490.
49. Reyns N, Leroy H-A, Delmaire C, Derre B, Le-Rhun E, Lejeune J-P. Intraoperative MRI for the management of brain lesions adjacent to eloquent areas. *Neurochirurgie.* 2017;63:181–188.
50. Fujii Y, Ogiwara T, Watanabe G, Hanaoka Y, Goto T, Hongo K, Horiuchi T. Intraoperative Low-Field Magnetic Resonance Imaging-Guided Tumor Resection in Glioma Surgery: Pros and Cons. *J Nippon Med Sch.* 2022;89:269–276.
51. Kleihues P, Louis DN, Scheithauer BW, Rorke LB, Reifenberger G, Burger PC, Cavenee WK. The WHO classification of tumors of the nervous system. *J Neuropathol Exp Neurol.* 2002;61:215–25; discussion 226-229.
52. Ottenhausen M, Krieg SM, Meyer B, Ringel F. Functional preoperative and intraoperative mapping and monitoring: increasing safety and efficacy in glioma surgery. *Neurosurg Focus.* 2015;38:E3.
53. Yahanda AT, Patel B, Sutherland G, Honeycutt J, Jensen RL, Smyth MD, Limbrick DDJ, Dacey RGJ, Dowling JL, Dunn GP, et al. A Multi-Institutional Analysis of Factors Influencing Surgical Outcomes for Patients with Newly Diagnosed Grade I Gliomas. *World*

Neurosurg. 2020;135:e754–e764.

54. Lacroix M, Abi-Said D, Fourney DR, Gokaslan ZL, Shi W, DeMonte F, Lang FF, McCutcheon IE, Hassenbusch SJ, Holland E, et al. A multivariate analysis of 416 patients with glioblastoma multiforme: prognosis, extent of resection, and survival. *J Neurosurg.* 2001;95:190–198.
55. Senft C, Bink A, Franz K, Vatter H, Gasser T, Seifert V. Intraoperative MRI guidance and extent of resection in glioma surgery: a randomised, controlled trial. *Lancet Oncol.* 2011;12:997–1003.
56. Roessler K, Hofmann A, Sommer B, Grummich P, Coras R, Kasper BS, Hamer HM, Blumcke I, Stefan H, Nimsky C, et al. Resective surgery for medically refractory epilepsy using intraoperative MRI and functional neuronavigation: the Erlangen experience of 415 patients. *Neurosurg Focus.* 2016;40:E15.
57. Levivier M, Wikler D, Massager N, Legros B, Van Bogaert P, Brotschi J. [Intraoperative MRI and epilepsy surgery]. *Neurochirurgie.* 2008;54:448–452.
58. Sacino MF, Ho C-Y, Murnick J, Keating RF, Gaillard WD, Oluigbo CO. The role of intraoperative MRI in resective epilepsy surgery for peri-eloquent cortex cortical dysplasias and heterotopias in pediatric patients. *Neurosurg Focus.* 2016;40:E16.
59. Cawley PA, Nosarti C, Edwards AD. In-unit neonatal magnetic resonance imaging—new possibilities offered by low-field technology. *J Perinatol.* 2022;42:843–844.
60. Deoni SCL, Bruchhage MMK, Beauchemin J, Volpe A, D’Sa V, Huentelman M, Williams SCR. Accessible pediatric neuroimaging using a low field strength MRI scanner. *Neuroimage.* 2021;238:118273.
61. Ohuma EO, Moller A-B, Bradley E, Chakwera S, Hussain-Alkhateeb L, Lewin A, Okwaraji YB, Mahanani WR, Johansson EW, Lavin T, et al. National, regional, and global estimates of preterm birth in 2020, with trends from 2010: a systematic analysis. *Lancet.* 2023;402:1261–1271.
62. Delacrétaz R, Fischer Fumeaux CJ, Stadelmann C, Rodriguez Trejo A, Destailats A, Giannoni E. Adverse Events and Associated Factors During Intrahospital Transport of Newborn Infants. *J Pediatr.* 2022;240:44–50.
63. Llorens-Salvador R, Moreno-Flores A. The ABCs of transfontanellar ultrasound and more. *Radiologia.* 2016;58 Suppl 2:129–141.
64. Cawley P, Padormo F, Cromb D, Almalbis J, Marenzana M, Teixeira R, Uus A, O’Muircheartaigh J, Williams SCR, Counsell SJ, et al.-specific sequences for portable ultralow field magnetic resonance brain imaging: a prospective, single-centre, cohort study. *EClinicalMedicine.* 2023;65:102253.
65. Kahle KT, Kulkarni AV, Limbrick DDJ, Warf BC. Hydrocephalus in children. *Lancet.* 2016;387:788–799.
66. Dewan MC, Rattani A, Mekary R, Glancz LJ, Yunusa I, Baticulon RE, Fieggen G, Wellons JC, Park KB, Warf BC. Global hydrocephalus epidemiology and incidence: systematic review and meta-analysis. *J Neurosurg.* 2018;130:1065–1079.
67. Warf BC. Educate one to save a few. Educate a few to save many. *World Neurosurg.* 2013;79:S15.e15-18.
68. Obungoloch J, Harper JR, Consevage S, Savukov IM, Neuberger T, Tadigadapa S, Schiff SJ. Design of a sustainable prepolarizing magnetic resonance imaging system for infant hydrocephalus. *MAGMA.* 2018;31:665–676.
69. Sien ME, Robinson AL, Hu HH, Nitkin CR, Hall AS, Files MG, Artz NS, Pitts JT, Chan SS. Feasibility of and experience using a portable MRI scanner in the neonatal intensive care unit. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed.* 2023;108:45–50.
70. Tabakow P, Czyz M, Jarmundowicz W, Zub W. Neuroendoscopy combined with intraoperative low-field magnetic imaging for treatment of multiloculated hydrocephalus in a

- 7-month-old infant: technical case report. Germany: 2011.
71. Rochoy M, Chazard E, Bordet R. [Epidemiology of neurocognitive disorders in France]. *Geriatr Psychol Neuropsychiatr Vieil*. 2019;17:99–105.
 72. Bethlehem RAI, Seidlitz J, White SR, Vogel JW, Anderson KM, Adamson C, Adler S, Alexopoulos GS, Anagnostou E, Areces-Gonzalez A, et al. Brain charts for the human lifespan. *Nature*. 2022;604:525–533.
 73. Armstrong NM, An Y, Shin JJ, Williams OA, Doshi J, Erus G, Davatzikos C, Ferrucci L, Beason-Held LL, Resnick SM. Associations between cognitive and brain volume changes in cognitively normal older adults. *Neuroimage*. 2020;223:117289.
 74. Deoni SCL, Burton P, Beauchemin J, Cano-Lorente R, De Both MD, Johnson M, Ryan L, Huentelman MJ. Neuroimaging and verbal memory assessment in healthy aging adults using a portable low-field MRI scanner and a web-based platform: results from a proof-of-concept population-based cross-section study. *Brain Struct Funct*. 2023;228:493–509.
 75. Wahlund LO, Agartz I, Säaf J, Wetterberg L, Marions O. MRI in psychiatry: 731 cases. *Psychiatry Res*. 1992;45:139–140.
 76. Lui S, Zhou XJ, Sweeney JA, Gong Q. Psychoradiology: The Frontier of Neuroimaging in Psychiatry. *Radiology*. 2016;281:357–372.
 77. Global, regional, and national burden of neurological disorders during 1990-2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. *Lancet Neurol*. 2017;16:877–897.
 78. Reich DS, Lucchinetti CF, Calabresi PA. Multiple Sclerosis. *N Engl J Med*. 2018;378:169–180.
 79. Thompson AJ, Banwell BL, Barkhof F, Carroll WM, Coetzee T, Comi G, Correale J, Fazekas F, Filippi M, Freedman MS, et al. Diagnosis of multiple sclerosis: 2017 revisions of the McDonald criteria. *Lancet Neurol*. 2018;17:162–173.
 80. Arnold TC, Tu D, Okar SV, Nair G, By S, Kawatra KD, Robert-Fitzgerald TE, Desiderio LM, Schindler MK, Shinohara RT, et al. Sensitivity of portable low-field magnetic resonance imaging for multiple sclerosis lesions. *Neuroimage Clin*. 2022;35:103101.
 81. Phillips MA, Burrows JN, Manyando C, van Huijsduijnen RH, Van Voorhis WC, Wells TNC. Malaria. *Nat Rev Dis Primers*. 2017;3:17050.
 82. Mishra SK, Newton CRJC. Diagnosis and management of the neurological complications of falciparum malaria. *Nat Rev Neurol*. 2009;5:189–198.
 83. Nickerson JP, Tong KA, Raghavan R. Imaging cerebral malaria with a susceptibility-weighted MR sequence. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2009;30:e85-86.
 84. Chetcuti K, Chilingulo C, Goyal MS, Vidal L, O'Brien NF, Postels DG, Seydel KB, Taylor TE. Implementation of a Low-Field Portable MRI Scanner in a Resource-Constrained Environment: Our Experience in Malawi. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2022;43:670–674.
 85. Nakagomi M, Kajiwara M, Matsuzaki J, Tanabe K, Hoshiai S, Okamoto Y, Terada Y. Development of a small car-mounted magnetic resonance imaging system for human elbows using a 0.2 T permanent magnet. *J Magn Reson*. 2019;304:1–6.
 86. Deoni SCL, Medeiros P, Deoni AT, Burton P, Beauchemin J, D'Sa V, Boskamp E, By S, McNulty C, Mileski W, et al. Development of a mobile low-field MRI scanner. *Sci Rep*. 2022;12:5690.
 87. Shen FX, Wolf SM, Bhavnani S, Deoni S, Elison JT, Fair D, Garwood M, Gee MS, Geethanath S, Kay K, et al. Emerging ethical issues raised by highly portable MRI research in remote and resource-limited international settings. *Neuroimage*. 2021;238:118210.
 88. Shen FX, Wolf SM, Gonzalez RG, Garwood M. Ethical Issues Posed by Field Research Using Highly Portable and Cloud-Enabled Neuroimaging. *Neuron*. 2020;105:771–775.
 89. Deoni SCL, D'Sa V, Volpe A, Beauchemin J, Croff JM, Elliott AJ, Pini N, Lucchini M, Fifer WP. Remote and at-home data collection: Considerations for the NIH HEALthy Brain

and Cognitive Development (HBCD) study. *Dev Cogn Neurosci*. 2022;54:101059.

90. Waddington DEJ, Boele T, Maschmeyer R, Kuncic Z, Rosen MS. High-sensitivity in vivo contrast for ultra-low field magnetic resonance imaging using superparamagnetic iron oxide nanoparticles. *Sci Adv*. 2020;6:eabb0998.

91. Zineb Belkacemi, Yacine Belkhodja, Romain Couvreur, Bastien Dassonneville, Guillaume Daval-Frerot, Marco Fiorito, Eva Grimaldi, Alexandre Jaoui, Ijee Mohanty, Isabelle Saniour, Sara Varotto and Dimitri Labat. Chipiron: High quality 1 mT MRI. 2024;

92. Clarke J, Hatridge M, Mössle M. SQUID-detected magnetic resonance imaging in microtesla fields. *Annu Rev Biomed Eng*. 2007;9:389–413.

AUTEURE : Nom : SCIANCALEPORE

Prénom : Juliette

Date de soutenance : 3 mai 2024

Titre de la thèse : Intérêt de l'IRM ultra bas champ magnétique en imagerie des neurosciences

Thèse - Médecine - Lille 2024

Cadre de classement : Doctorat en médecine

DES : Radiodiagnostic et Imagerie Médicale

Mots-clés : low-field MRI ; portable MRI ; neuroscience ; stroke ; intensive care unit

Introduction : L'imagerie par résonance magnétique (IRM) 1.5 et 3 Tesla occupe une place centrale en imagerie médicale. Mais leurs exigences et leur coût les rendent indisponibles pour 90 % de la population mondiale. Les technologies développées ces dernières années ont permis la mise au point d'IRM portables (IRMp) avec des champs magnétiques inférieurs à 100 mTesla permettant l'obtention d'images de qualité satisfaisante en un temps d'acquisition raisonnable, portatives et à faible coût. Ce travail vise à dresser un état de l'art sur l'intérêt de l'IRMp en imagerie des neurosciences.

Matériel et méthode : Nous avons conduit une revue de la littérature narrative basée sur une recherche PUBMED jusqu'au 1^{er} janvier 2024 sur l'apport des IRMp en imagerie des neurosciences.

Résultats : Ce travail a permis de regrouper 18 articles dont 15 portants sur l'IRMp en neuroimagerie. Plus de la moitié de ces articles se sont intéressés à la faisabilité et l'innocuité de l'IRMp au lit de patients parfois graves, permettant d'éviter leur déplacement complexe ainsi que le diagnostic et le suivi de pathologies neurologiques. Deux études ont porté sur la faisabilité des IRMp embarquées au domicile des patients, permettant d'envisager une accélération de la prise en charge de certaines situations urgentes en pré-hospitalier et l'accès de certaines populations réfractaires aux soins. L'ultra faible champ magnétique a permis de réaliser des IRM en toute sécurité malgré la présence de matériels ferromagnétiques (matériels anesthésiques ou chirurgicaux, pacemakers). L'acquisition chez des enfants de tout âge non sédatisés a été facilitée par le caractère ouvert des IRMp et la réduction du bruit lors d'une étude. Leurs capacités diagnostiques ont également été étudiées, comme pour les lésions démyélinisantes de la sclérose en plaque. Enfin, un article a mis en avant la facilité d'utilisation des IRMp dans les pays en voie de développement, permettant d'envisager leur déploiement dans des régions jusqu'à présent isolées. Cependant, l'IRMp n'a pas encore été étudiée dans tous les domaines des neurosciences.

Conclusion : Ce travail montre des données rassurantes sur la faisabilité et la sécurité de l'IRMp en neurologie et conforte ses nombreux avantages. Pour intégrer son usage en routine clinique, d'autres travaux seront nécessaires pour en optimiser la technique et mieux définir ses indications en complément des IRM haut champ conventionnelles.

Composition du Jury :

Président : Monsieur le Professeur Jean-Pierre PRUVO

Asseseurs : Monsieur le Professeur Patrick VERMERSCH
Monsieur le Docteur Grégory KUCHCINSKI

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur François DUBUS