



UNIVERSITÉ DE LILLE

UFR3S-MÉDECINE

Année : 2025

THÈSE POUR LE DIPLOME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**Intérêts de l'IRM 7 Tesla en neuroradiopédiatrie : revue de la
littérature**

Présentée et soutenue publiquement le 14/10/2025 à 18h
au *Pôle Formation*
par Dana SUSINI

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Grégory KUCHCINSKI

Assesseurs :

Madame le Professeur Sylvie NGUYEN THE TICH

Madame le Docteur Mélodie-Anne KARNOUB

Monsieur le Docteur Renaud LOPES

Directeur de thèse :

Monsieur le Docteur Riyad HANAFI

AVERTISSEMENT

L'université n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs.

SOMMAIRE

I-Introduction

II- IRM 7T : Techniques

A-Généralités et contexte historique

B-Avantages

C-Défis techniques

- 1) Artéfacts
- 2) SAR (Specific Absorption Rate)
- 3) Temps de relaxation

D- Séquences IRM

- 1)T1
- 2)T2
- 3)FLAIR
- 4)TOF
- 5) diffusion
- 6) SWI
- 7)Spectroscopie –CEST- imagerie moléculaire
- 8)ASL
- 9)IRM fonctionnelle

E- Applicabilité chez l'adulte : effets-secondaires, contre-indication

- 1) Effets secondaires théoriques
- 2) Etudes chez l'adulte

III-Intérêts de l'IRM 7T en pratique clinique chez l'adulte

A- Pathologies vasculaires

- 1)Pathologie ischémique
- 2)Microhémorragies
- 3)Autres pathologies vasculaires

B- Pathologies inflammatoire set démyélinisantes

C- Pathologies neurodégénératives

- 1)Maladie d'Alzheimer
- 2)Maladie de Parkinson
- 3)Autres pathologies neurodégénératives et démences

D- Epilepsie

E- Pathologie tumorale

F- Santé mentale

IV-Faisabilité et défis techniques de l'IRM 7T chez l'enfant

A- Introduction : particularités pédiatriques et cadre réglementaire

B- SAR (Specific Absorption Rate) et échauffement tissulaire

C- Propriétés de relaxation et conséquences sur le contraste à 7T

D- Effets secondaires et tolérance

E-Défis comportementaux, anesthésie et matériel

V-Intérêts de l'IRM 7T chez l'enfant : applications cliniques

A-Pathologies néonatales

B-Epilepsie

C-Pathologies neuro-inflammatoires

D-Autres intérêts cliniques

VI-Discussion : arrivée d'une IRM 7T au CHU de Lille et impact sur l'organisation de soins locale.

VII -Conclusion

VIII- Bibliographie

Liste des abréviations

ASL (arterial spin labelling)

BOLD (blood oxygenation level-dependent)

CEST (Chemical Exchange Saturation Transfer)

DNET (dysembryoplastic neuroepithelial tumors)

EEG (électro-encéphalogramme)

FCD (dysplasie corticale focale)

FDA (food and drug administration)

FLAIR (fluid attenuated inversion recovery)

GABA (acide gamma aminobutyrique)

GRASE (gradient and spin echo)

IDH (isocitrate déshydrogénase)

IRM (imagerie par résonance magnétique)

MAV (malformations artério-veineuses)

MP2RAGE (Magnetization Prepared 2 Rapid Acquisition Gradient Echoes)

QSM (quantitative susceptibility mapping)

RF (radiofréquence)

RMN (résonance magnétique nucléaire)

SA (Semaines d'aménorrhée)

SAR (specific absorption rate)

SEP (sclérose en plaques)

SNC (système nerveux central)

SNR (signal to noise ratio)

SPAIR (Spectral Adiabatic Inversion Recovery)

SRM (spectroscopie par résonance magnétique)

SWI-EPI (Susceptibility-Weighted Imaging – echo planar imaging)

TOF (time of flight)

UHF (ultra high field)

VERSE (Variable-Rate Selective Excitation)

I-Introduction

Depuis ses premières utilisations en pratique clinique à la fin du 20^e siècle l'imagerie par résonance magnétique (IRM) est au cœur de la prise en charge des patients dans de multiples domaines du fait de son caractère non irradiant et des détails anatomiques qu'elle fournit. Les avancées technologiques en termes de champ magnétique, de qualité et de rapidité des séquences, ainsi que l'amélioration des gradients et des antennes ne cessent de rendre les examens de plus en plus informatifs.

D'abord autorisée dans le cadre de la recherche, l'IRM 7 Tesla commence peu à peu à être utilisée en pratique clinique pour l'étude neurologique et ostéo-articulaire. Bien que présentant de nombreux avantages tels qu'une meilleure résolution spatiale avec la visualisation de détails anatomiques impossible à champ plus faible, l'IRM 7T soulève de nombreux défis techniques tels que les artefacts ou l'augmentation du dépôt d'énergie dans les tissus. Ces préoccupations sont particulièrement importantes en population pédiatrique, où le cerveau en développement est plus sensible aux échauffements tissulaires, et où l'immobilité parfaite nécessaire à l'obtention d'images de qualité est souvent difficile.

Chez l'adulte de nombreuses études ont déjà démontré les avantages de l'ultra haut champ magnétique dans de multiples pathologies neurologiques, mais très peu d'études se sont penchées sur son intérêt chez l'enfant.

II-IRM 7 Tesla: techniques

A-Généralités et contexte historique

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une technique d'imagerie médicale non ionisante fondée sur le principe de la résonance magnétique nucléaire (RMN) découverte par Edward Mills Purcell et Felix Bloch en 1946 : placés dans un champ magnétique statique (B_0) certains noyaux atomiques tel que l'hydrogène s'alignent dans le sens de ce champ ou dans le sens opposé (aimantation longitudinale).

Si l'on applique une onde électromagnétique de radiofréquence (RF) (B_1) correspondant à la fréquence de précession de ces noyaux (fréquence de Larmor) ceux-ci passent à un état d'excitation supérieure (aimantation transversale). A l'arrêt de l'onde de RF les noyaux retournent progressivement à leur état d'équilibre : on définit alors T1 le temps de relaxation longitudinale (repousse de l'aimantation longitudinale) et T2 le temps de relaxation transversale. Ces temps de relaxation varient en fonction des tissus.

L'IRM consiste à étudier le comportement des différents organes du corps humain soumis au champ magnétique statique B_0 (en Tesla) puis à différentes ondes de RF ainsi qu'à des gradients de champ magnétique localisateurs (faisant varier localement le champ B_0 et permettant le codage en phase et en fréquence).

L'énergie des noyaux d'hydrogène (abondants dans les tissus) est alors réceptionnée dans des bobines (antennes réceptrices) et transformée en signal, grâce à la transformée de Fourier, qui peut être analysé sous forme d'images.

En 1976 Peter Mansfield et Paul Lauterbur réalisèrent les premières images du corps humain sur une IRM de moins de 1T, avec une acquisition durant plusieurs heures, ce qui leur valut de recevoir le prix Nobel de médecine en 2003.

Après des années de recherche et perfectionnement des techniques, l'IRM à haut champ (1.5T et 3T) est devenue la référence en pratique clinique depuis les années 1990 notamment en neuroradiologie où elle est utilisée pour tout type de pathologies aiguës (accident vasculaire cérébral, infections cérébro-méningées...) ou chroniques (tumorale, épilepsie...) et à tout âge de la vie par exemple du bilan d'hypoxie néonatale jusqu'au bilan de démence du sujet âgé. Son caractère non ionisant en fait un examen avantageux, en particulier chez l'enfant.

Initialement réservée à la recherche, l'IRM à ultra haut champ magnétique (≥ 7 Tesla, Ultra high field UHF) a obtenu en 2017 l'autorisation aux Etats-Unis et en Europe pour son utilisation clinique en neuroradiologie et en imagerie ostéo-articulaire du fait d'une qualité image améliorée grâce à l'augmentation du champ magnétique, la rendant bénéfique en pratique clinique pour les patients.

On décompte désormais une centaine d'IRM 7 Tesla dans le monde, une quarantaine en Europe, 4 en France : au CEMEREM-CRMBM de Marseille, à l'institut du cerveau à Paris, au CHU de Poitiers, au Neurospin de Saclay et bientôt 5 grâce à la mise en place actuelle d'une IRM Magnetom Terra 7T de Siemens au CHU de Lille.

Le perfectionnement des techniques IRM et l'augmentation progressive du champ magnétique (jusqu'à 11.7 Tesla à l'heure actuelle dans le cadre de la recherche) sont motivées par la quête d'images de meilleure qualité avec une résolution voulant se rapprocher de la coupe histologique, et une caractérisation des plus petites lésions pouvant être cliniquement significatives et non visibles à champ plus faible.

Nous allons voir avec cette revue de littérature les particularités de l'UHF notamment appliquées chez les enfants.

B-Avantages

L'augmentation du champ magnétique entraîne une augmentation théorique du rapport signal/bruit (signal to noise ratio, SNR) de façon linéaire avec une augmentation estimée à 2.3 fois de 3T à 7T dans des conditions optimales [1], une augmentation du rapport contraste/bruit, et une meilleure résolution spatiale permettant la visualisation de structures anatomiques ou pathologiques plus fines. En pratique clinique ce gain de signal et de contraste semble améliorer ainsi la confiance diagnostique des radiologues à 7T par rapport à la 3T, par exemple une étude menée en 2016 invitant des neuroradiologues à comparer des séquences similaires à 3T et 7T sur 50 patients a montré une amélioration du score de confiance diagnostique et une amélioration de la fiabilité inter-observateurs notamment pour les lésions épileptiques et de sclérose en plaques [2].

L'augmentation de B_0 entraîne également la modification des temps de relaxation longitudinaux T_1 et transversaux T_2 au sein des tissus [3].

A 7T le temps de relaxation T_1 augmente fortement (temps mis par les protons d'hydrogène à revenir à leur état énergétique de base dans l'axe longitudinal), accentuant le contraste entre les tissus à T_1 longs (substance grise, LCR) apparaissant plus hypointenses et les tissus à T_1 courts (substance blanche) apparaissant hyperintenses en T_1 . Cela entraîne notamment une amélioration des séquences TOF (time of flight) et ASL (arterial spin labelling) [3]. Dans la séquence MP2RAGE, la variation du T_1 à 7T permet d'obtenir un contraste très précis entre la substance grise et blanche, facilitant la détection et la caractérisation de micro-lésions ou de déformations subtiles.

En utilisant des valeurs de T_1 prolongées, on peut optimiser la séquence "Inversion Recovery" pour mieux visualiser la substance blanche myélinisée, importante dans la sclérose en plaques ou la maladie d'Alzheimer

La diminution des temps de relaxation T2 et T2* entraîne une amélioration du contraste de susceptibilité magnétique, bénéfique pour les séquences T2*, SWI-EPI (Susceptibility-Weighted Imaging – echo planar imaging) et les séquences basées sur le contraste BOLD (blood oxygenation level-dependent) d'IRM fonctionnelle [4, 5].

Un autre avantage de l'IRM UHF est de pouvoir diminuer la dose de produit de contraste gadoliné injecté [6], en effet le gadolinium diminue le temps de relaxation T1 donc plus le T1 de base est long plus l'effet du produit de contraste est amplifié [7].

C- Défis techniques

1) Artéfacts

L'augmentation du champ magnétique entraîne une augmentation de la fréquence de Larmor (297 MHz à 7T contre 128 MHz à 3T) et de l'énergie des ondes de radiofréquence utilisées, ainsi qu'une réduction de la portée de ces ondes de RF à environ 10-15 cm dans les tissus biologiques, ce qui correspond approximativement à la taille des structures anatomiques notamment de la tête [8].

Cette proximité entre l'onde de RF à 7T et les dimensions des tissus engendre des interférences et déphasages d'onde stationnaire avec une non-uniformité du champ B1 : zones de sur-excitation avec signaux élevés et échauffement des tissus et zones de sous-excitation avec signaux faibles ou absents [4]. Ces inhomogénéités sont particulièrement prononcées dans les lobes temporaux, ou encore dans la moelle [9] et représentent les principaux inconvénients de la 7T en termes de qualité image.

Les inhomogénéités du champ B0 sont également plus prononcées avec des artefacts de susceptibilité magnétique aux interfaces air-tissu, et des distorsions géométriques.

Ces artefacts liés aux champs B0 et B1 sont visibles au niveau des lobes temporaux et en fosse postérieure, ainsi qu'à proximité des vaisseaux sanguins de l'air et des calcifications [10]. Ils sont responsables d'acquisitions plus longues et plus complexes qu'à champ plus faible [1].

Plusieurs solutions peuvent être mises en place pour améliorer les images.

La première est l'imagerie parallèle c'est-à-dire l'utilisation de réseaux d'antennes RF à transmission parallèle qui permettent une modulation active du champ B1 pour améliorer son homogénéité : au lieu d'avoir une bobine émettrice on utilise plusieurs canaux d'émission distincts indépendants avec des amplitudes et phases ajustées séparément, ce qui limite les zones de sur et sous-expositions.

Une autre solution est l'utilisation de coussins diélectriques composés de matériaux à haute permittivité électrique qui permettent une modulation passive du champ B1 et peuvent être utilisés pour limiter les artefacts et améliorer la qualité image.

L'utilisation de bobines d'antennes multi-canaux en configuration phasée (*phased array*) permet également une meilleure uniformité du champ B1 dans le cerveau, notamment grâce à des calibrations automatisées (séquences d'auto-calibration).

La technique "B1 *shimming*" ajuste localement la distribution du champ radiofréquence en modifiant la phase et l'amplitude dans chaque antenne pour réduire les zones d'inhomogénéité.

La "SHORE" (Shimming & Optimization for RF & B0 homogeneity) est un logiciel de calibration automatique qui optimise également l'homogénéité du champ B0 dans un volume spécifique avant l'acquisition.

Une autre technique pour limiter les artefacts consiste à utiliser l'imagerie multibande (*multiband imaging*), qui permet l'acquisition simultanée de plusieurs coupes, réduisant ainsi le temps d'acquisition total tout en maintenant une résolution élevée. En parallèle, l'application de stratégies de mosaïquage dans l'acquisition, c'est-à-dire le découpage du volume d'intérêt en plusieurs sous-volumes acquis séparément, permet de limiter l'étendue spatiale des distorsions géométriques, notamment dans les régions proches des interfaces air/tissu (zones orbitofrontales, sinus).

2) SAR (Specific Absorption Rate)

L'augmentation de l'énergie de l'onde de RF entraîne une augmentation de l'énergie déposée au sein des tissus mesurée par le SAR (specific absorption rate ou taux d'absorption spécifique), limitée au niveau du crâne à un SAR local de moins de 3,2 W/kg sur 10 min, plus vite atteinte à 7T qu'à 3T [4] pouvant entraîner un échauffement des tissus plus important et donc présenter un risque pour le patient. La limite de SAR doit être particulièrement prise en compte à 7T par rapport aux champs plus faibles lors du paramétrage des séquences

Pour diminuer le SAR les solutions peuvent être d'augmenter le temps entre deux impulsions de RF, de diminuer le nombre de coupes, diminuer les angles de bascules avec des ondes de RF B1 plus courtes, l'utilisation de séquences "Variable Flip Angle" ou de l'imagerie parallèle pour réduire la puissance RF déployée (SENSE, GRAPPA), ou encore l'échantillonnage compressé (compressed sensing) réduisant le nombre d'impulsions nécessaires et la consommation totale d'énergie

RF.

Certaines séquences permettent également de limiter le dépôt d'énergie dans les tissus par exemple la séquence "SPAIR" (Spectral Adiabatic Inversion Recovery) permet d'inverser uniformément le signal de la graisse

3) Temps de relaxation

Les modifications des temps de relaxation T1 et T2 bénéfiques pour certaines séquences peuvent également se révéler délétères pour d'autres, prenons pour exemple la séquence FLAIR (fluid attenuated inversion recovery) nécessitant un temps d'acquisition plus long afin de supprimer le signal T1 [11] ou la séquence de diffusion nécessitant des gradients de diffusion plus puissant du fait de la diminution du temps de relaxation T2 [1].

La diminution du temps de relaxation T2 réduit théoriquement le contraste des séquences T2 en provoquant une atténuation du signal qui décroît plus rapidement. Cependant grâce au meilleur rapport signal sur bruit les séquences T2 sont généralement de meilleure qualité qu'à champ plus faible et d'acquisition plus rapide [12, 13].

D-Séquences

1) T1

Les séquences T1 à 7T sont sujettes aux inhomogénéités de champ et à une sensibilité accrue au bruit de fond. C'est pourquoi les séquences MP2RAGE (Magnetization Prepared 2 Rapid Acquisition Gradient Echoes) sont le plus souvent utilisées, utilisant 2 images acquises à deux temps d'inversion pour obtenir un meilleur contraste. Elles nécessitent également des angles de bascule faibles, réduisant le SAR [14].

Les séquences T1 injectées présentent également un meilleur contraste entre les tissus et le gadolinium.

2)T2

A 7T l'acquisition d'images pondérées T2 conventionnelles (spin écho ou turbo spin écho) est limitée en raison de l'augmentation du SAR en lien avec des angles de bascule élevés (impulsion de rephasage à 180 degrés). Les alternatives proposées sont des séquences combinant les avantages du spin écho et de l'écho de gradient en réduisant le temps de séquence et l'énergie déposée (GRASE : gradient and spin echo) [15], ou le recours à l'imagerie multibande permettant l'acquisition simultanée de plusieurs coupes via une seule impulsion RF [16]. Les séquences T2 sont généralement de très bonne qualité à 7T.

3)FLAIR

La séquence FLAIR est une séquence T2 avec suppression du signal du LCR grâce à une impulsion d'inversion. Le temps d'inversion d'un tissu est directement lié à son temps de relaxation T1.

Le temps de relaxation T1 du LCR augmentant à 7T les temps d'inversion sont plus longs pour le supprimer, rallongeant la séquence FLAIR, de plus les inhomogénéités du champ B1 entraînent une inversion incomplète et non uniforme du signal. Les impulsions adiabatiques, grâce à une modulation simultanée d'amplitude et de fréquence des ondes RF, permettent une inversion homogène sur l'ensemble du volume cérébral, bien qu'elles augmentent le temps d'acquisition et le SAR et constituent l'une des solutions [11].

Mais la principale solution pour homogénéiser les images FLAIR est le recours à des bobines de transmission parallèle permettant de diminuer les pertes de signal dans les lobes temporaux liées aux inhomogénéités de champ [17].

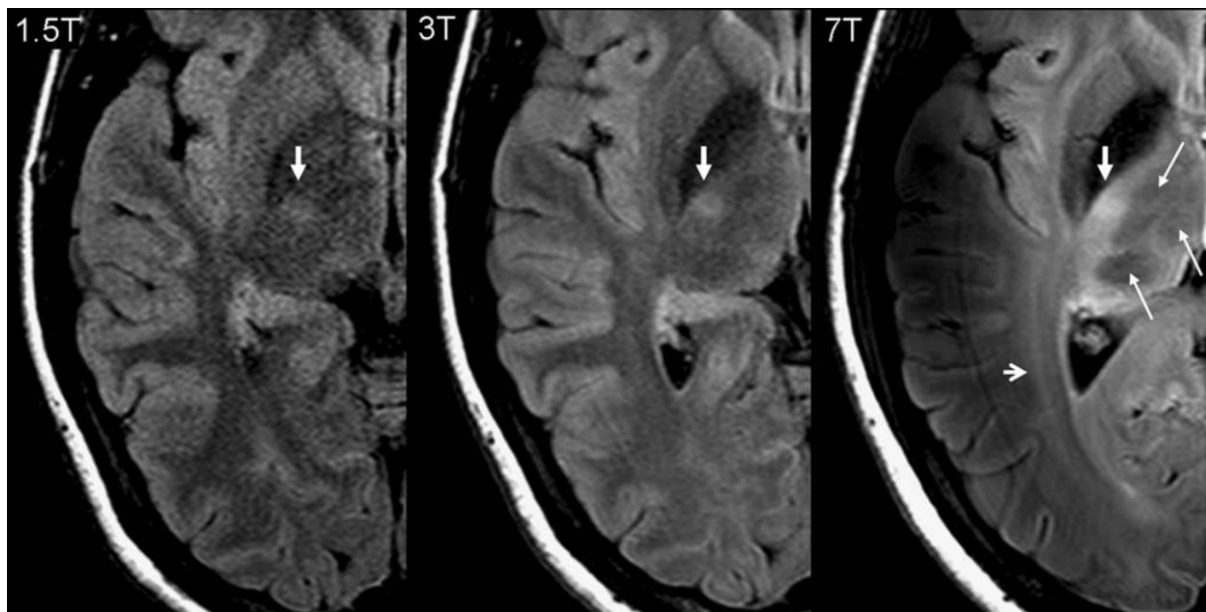


Illustration 1 : coupe axiale FLAIR en 1.5T, 3T et 7T montrant le tractus pyramidal sur les 3 coupes et en 7T une radiation optique (flèche courte) et les structures thalamiques (flèches longues). Importants artéfacts en temporal à 7T [11].

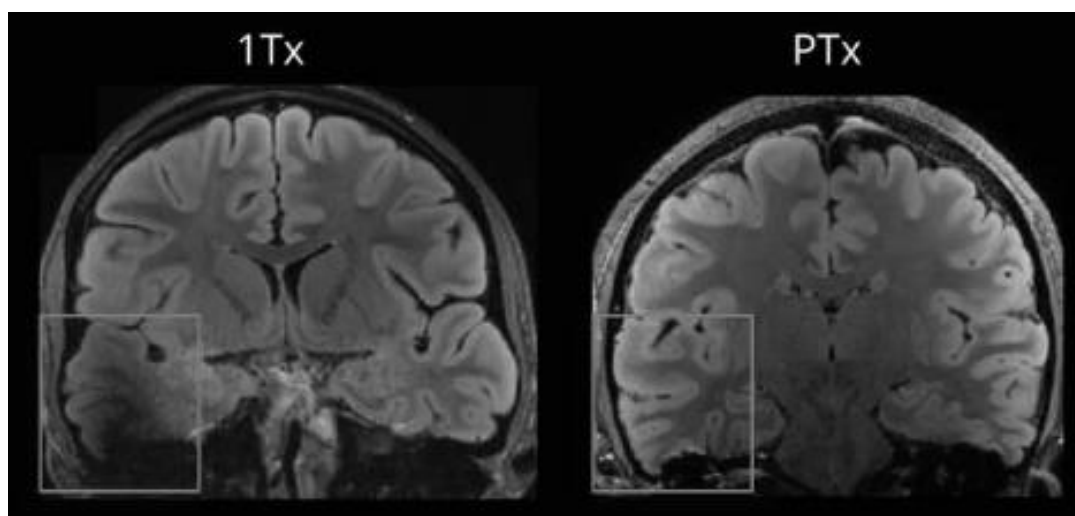


Illustration 2 : séquences FLAIR sans (1Tx) et avec transmission parallèle (PTx). Disparition des pertes de signal en temporal avec transmission parallèle [17].

4) TOF

Grâce à l'allongement du temps de relaxation T1 à 7T les tissus stationnaires mettent plus de temps à générer un signal, ce qui augmente le contraste entre les vaisseaux et les tissus avoisinants. L'augmentation du rapport signal sur bruit à haut champ

permet également la visualisation des artères de petit calibre, améliorant la qualité d'image des séquences TOF à 7T [18]. Les séquences TOF sont néanmoins longues et augmentent le SAR, nécessitant notamment le recours à l'imagerie parallèle, à la saturation VERSE (Variable-Rate Selective Excitation) pour la suppression veineuse ou encore le compressed sensing (échantillonnage compressé) [19].

5) Diffusion

La séquence de diffusion utilisant des temps d'écho longs se voit impactée par la diminution du temps de relaxation transverse T_2 à 7T, nécessitant l'utilisation de gradients plus puissants. On peut également se servir de l'imagerie multibande. La séquence de diffusion à 7T ne montre pour l'instant pas d'avantage en comparaison aux acquisitions à 3T [1].

6) Séquences de susceptibilité magnétique

La séquence SWI est une technique sensible aux variations de susceptibilité magnétique des tissus. Elle repose sur une séquence écho de gradient, couplée à un traitement d'image spécifique utilisant à la fois les informations d'amplitude (magnitude) et de phase du signal IRM (déphasages induits par les substances paramagnétiques comme le fer, la désoxyhémoglobine, l'hémosidérine ou le calcium). La séquence SWI est souvent utilisée à 1.5 et 3T pour détecter les dépôts de fer dans les tissus (saignements, pathologies dégénératives), ou la visualisation de calcifications [20].

L'augmentation du contraste de susceptibilité magnétique à 7T peut permettre dans certaines indications de se passer de la séquence SWI et d'utiliser une séquence T_2^* , permettant dans le même temps de fournir des détails anatomiques meilleurs qu'en SWI [21].

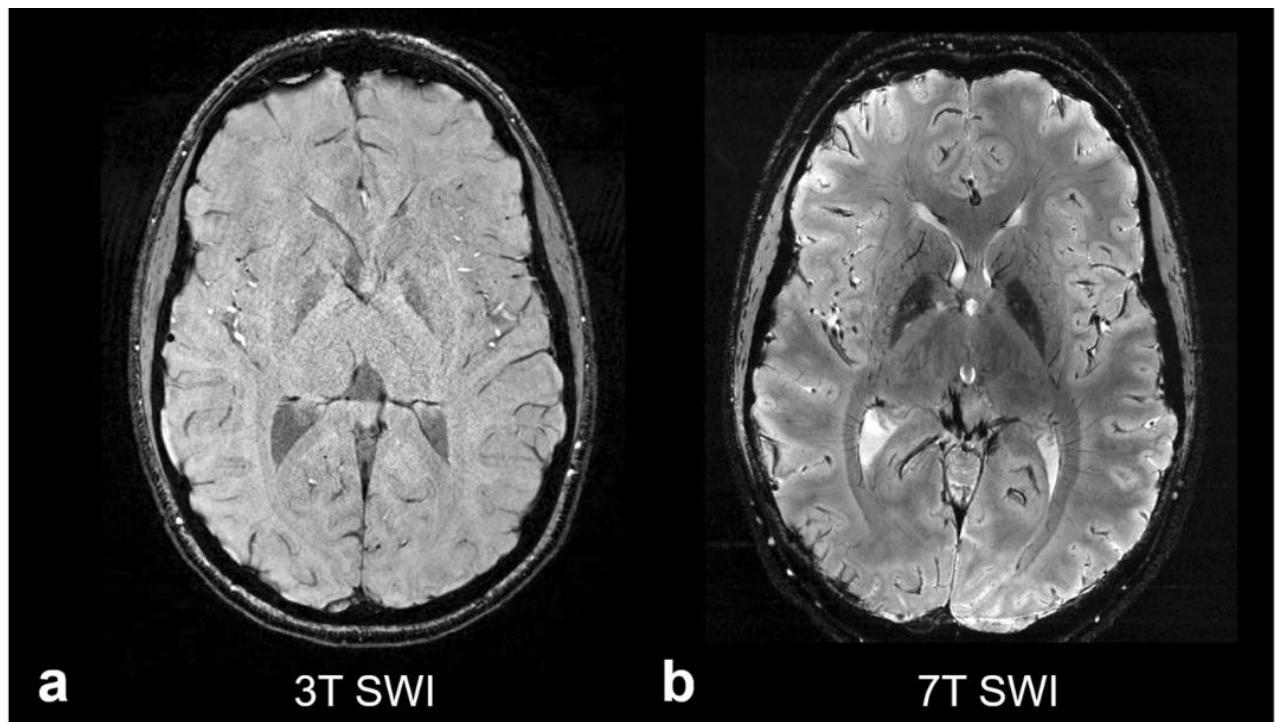


Illustration 3 : Séquences SWI à 3T et 7T chez des patients sains [22].

Le QSM (quantitative susceptibility mapping) et le R2 mapping sont des techniques qui permettent de cartographier quantitativement les substances paramagnétiques reposant sur les données de phase et de magnitude sensibles aux variations de champ magnétique induites par exemple par le fer ou le calcium. Les images obtenues à 7T sont d'aussi bonne qualité qu'à 3T mais avec un temps d'acquisition plus court [23] voire de meilleure qualité qu'à 3T avec un aspect moins bruité selon les études [24].

7) Spectroscopie/ imagerie CEST/ imagerie moléculaire multinoyaux

La spectroscopie par résonance magnétique (SRM) utilise le déplacement chimique (variation de fréquence de résonance des noyaux en fonction de leur environnement chimique) pour mesurer la concentration des tissus en métabolites (choline, lactate, glutamate) sous forme de pic. Ceux-ci varient en présence par

exemple de tissu tumoral, d'anomalie métabolique, ou de pathologie dégénérative.

Le déplacement chimique augmentant avec le champ magnétique la résolution spectrale des IRM UHF est alors majorée, permettant de distinguer des composés auparavant superposés par exemple le glutamate augmentant dans les foyers épileptogènes et le GABA [21] ou des métabolites présents en petite quantité.

La spectroscopie à 7T est limitée par les artéfacts liés au déplacement chimique, les inhomogénéités du champ magnétique et un temps de relaxation T2 diminué [25].

Le CEST (Chemical Exchange Saturation Transfer) est une technique IRM qui permet de détecter indirectement des métabolites faiblement concentrés en appliquant une impulsion de RF à la fréquence de précession des noyaux étudiés qui échangent alors avec les molécules d'eau voisines. La chute du signal de l'eau est alors proportionnelle à la concentration en molécule étudiée. Les métabolites fréquemment analysés sont le glutamate (épilepsie) et les protons-amides (tumeurs). Comme la SRM, elle est plus performante à 7T mais présente des limites liées aux inhomogénéités de champ et à la durée des séquences.

L'imagerie moléculaire multinoyaux (sodium, oxygène, phosphore...) est une autre technique permettant de quantifier la présence de molécules dans le cerveau. Par exemple l'imagerie du sodium repose sur la formation d'image à partir des molécules de sodium (au même titre que l'IRM conventionnelle repose sur le proton d'hydrogène) afin de cartographier par exemple la mort cellulaire. Le haut champ magnétique est une condition nécessaire pour obtenir du signal de ces noyaux présents en faible quantité, avec des durées d'acquisition compatibles avec la pratique clinique (environ 10 minutes) [26].

8)ASL

L'ASL (arterial spin labelling) est une technique non invasive d'IRM de perfusion, qui utilise les molécules d'eau du sang artériel comme traceur sans injection de produit de contraste. Elle consiste à inverser magnétiquement les spins des molécules d'eau du sang en amont du cerveau au niveau cervical, puis à mesurer la quantité de sang « étiqueté » qui atteint les tissus cérébraux. Elle permet une quantification absolue du débit sanguin cérébral (CBF) et est utilisée dans les pathologies vasculaires (quantification de la zone de pénombre des AVC), tumorales (diagnostic différentiel, récurrence) ou épileptiques ainsi qu'en IRM fonctionnelle.

L'augmentation du temps de relaxation longitudinal T1 du sang à 7T prolonge la durée de vie du signal des spins marqués, avec une augmentation théorique de 3 fois du SNR entre 3T et 7T [27] mais augmente également le temps d'acquisition ne permettant pas une couverture encéphalique complète en pratique clinique.

9)IRM fonctionnelle

L'IRM fonctionnelle cartographie l'activité neuronale via le contraste BOLD (blood oxygen level dependent). Celui-ci repose sur le principe que lorsque des groupes de neurones s'activent un apport important d'oxygène via une augmentation du débit sanguin se produit. Il se passe alors une majoration de la concentration en oxyhémoglobine et une diminution de la désoxyhémoglobine (aux propriétés paramagnétiques) provoquant une augmentation du temps de relaxation T2* et par conséquent du contraste BOLD. La résolution spatiale est également 2 fois supérieure qu'à 3T avec une résolution inframillimétrique permettant une cartographie plus précise [5]. Le contraste BOLD est mesuré via une séquence echo planar rapide, mais soumise aux artéfacts de distorsion géométrique liés aux inhomogénéités de champ magnétique, pouvant être limités par utilisation de

l'imagerie parallèle [28].

La meilleure qualité des IRM fonctionnelles à 7T permet une meilleure cartographie des connexions structurelles et fonctionnelles du cerveau humain (désormais des données à 7T sont intégrées dans le Human Connectome Project, qui consiste à fournir une database publique de ces cartographie cérébrales).

E- Applicabilité chez l'adulte : effets secondaires, contre-indications

1) Effets secondaires théoriques

Les effets secondaires transitoires ressentis en IRM proviennent de l'interaction du corps avec 3 types de champs électromagnétiques: le champ magnétique statique B_0 , les ondes de RF et les gradients [29].

-Le champ magnétique statique B_0 est responsable de vertiges ou nausées en particulier lors des déplacements dans le tunnel. Ces sensations proviennent de la stimulation du système vestibulaire par les forces de Lorentz (force subie par une particule chargée placée dans un champ magnétique) créant un courant électrique qui perturbe la perception de l'équilibre, également à l'origine de phosphènes ou goûts métalliques. Les sensations de vertiges peuvent être diminuées en se déplaçant lentement dans la salle d'IRM et en ralentissant l'avancée de la table dans le tunnel.

Le champ magnétique statique est également responsable d'effets projectiles avec déplacement des objets ferromagnétiques, plus importants à 7T [30].

-Les gradients de champ magnétiques sont à l'origine de phénomènes de stimulation nerveuse périphérique en créant des champs électriques qui dépolarisent les nerfs

périphériques, causant picotements ou contractions musculaires. Ils sont également à l'origine du bruit important des séquences IRM (vibration mécanique des bobines de gradient). Les gradients utilisés à 7T peuvent être les mêmes qu'à 3T ou plus puissants, entraînant alors la majoration de ces effets secondaires [29, 31].

-Les ondes de RF sont responsables de l'échauffement des tissus avec risque d'augmentation de la température corporelle et de brûlures cutanées, théoriquement majorés à 7T du fait de l'augmentation de l'énergie des ondes RF.

2) Etudes chez l'adulte

Dans une étude réalisée chez 801 sujets (sains et patients) sur 3 ans, un questionnaire était rempli au décours d'un examen IRM 7T, portant sur les effets ressentis, le confort thermique, le bruit, l'anxiété, la communication, etc, à 4 moments (entrée dans le tunnel, statique dans le tunnel, sortie du tunnel, sortie de la salle) avec une échelle de likert. Les effets secondaires les plus évoqués étaient : les vertiges (81 %), les sensations de mouvement incohérents (68 %), la stimulation nerveuse périphérique (63 %), les céphalées (40 %), les nausées (32 %), le goût métallique (12 %) et les phosphènes (8 %). Bien que fréquents ces effets secondaires étaient souvent jugés tolérables, ainsi 93% des sujets déclaraient accepter de refaire une IRM 7 Tesla en contexte clinique [29].

Dans une autre étude prospective, les effets secondaires subjectifs en IRM 7T étaient étudiés chez 573 sujets à l'aide de questionnaires standardisés. Chez 166 de ces patients une IRM complémentaire à 1.5T était réalisée à des fins médicales, permettant une comparaison de l'acceptabilité subjective de la 7T par rapport à la 1.5T. L'examen à 7T a été jugé significativement plus inconfortable sur plusieurs paramètres : inconfort global, durée de l'examen, intensité du bruit, température

ressentie dans la salle, sensation de chaleur corporelle, qualité du positionnement et isolement perçu durant l'examen. Les sensations de vertiges, nausées et céphalées, étaient rapportées avec une intensité significativement plus forte à 7T, notamment au moment du déplacement de la table d'examen. Le goût métallique, les phosphènes, les maux de tête et les contractions musculaires involontaires n'étaient pas significativement plus fréquents à 7 T [32].

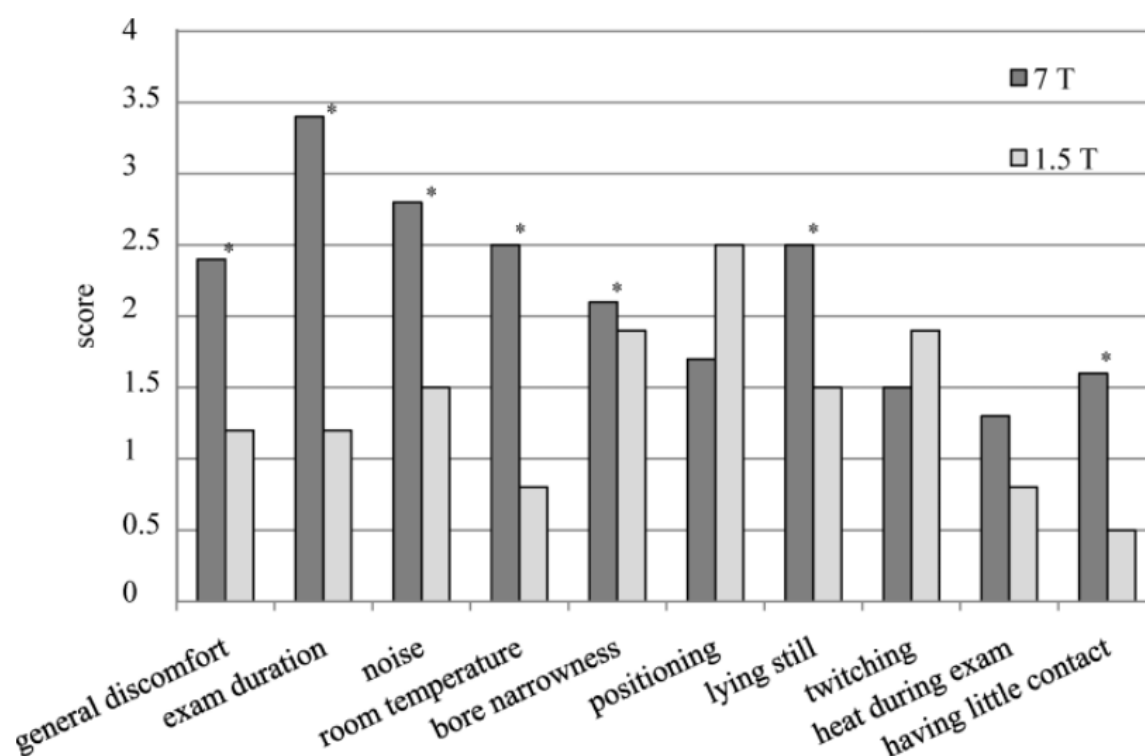


Illustration 4 : comparaison des effets secondaires rapportés par 166 patients ayant eu une IRM 7T et 1.5 T (* = différence statistiquement significative $P < 0.05$) [32].

Pour ce qui est des risques liés aux échauffements et d'effet projectile, dans une étude rétrospective publiée en 2015 réalisée sur 230 sujets à 7T (et 434 examens IRM) les patients ne déclaraient pas d'effet indésirables en regard de matériel

étranger (piercing, tatouage, clips vasculaires ou non vasculaires, implants dentaires ...) [33].

Plusieurs autres études ont eu recours à des fantômes (objets conçus pour ressembler à des tissus humains placés dans une IRM pour tester les séquences) spécifiquement conçus pour tester les dispositifs médicaux implantables à 7T [34, 35].

L'importance du champ magnétique peut aussi être responsable de dysfonctionnement d'implants médicaux actifs notamment de stimulation cardiaque, contre-indiquant un examen à 7T [36].

Peu d'informations provenant des fabricants de matériel médical sont disponibles sur la compatibilité et la sécurité à 7T.

Le développement de dispositifs médicaux compatibles avec les champs UHF constitue un enjeu essentiel pour l'élargissement des indications cliniques de cette modalité. Des pacemakers « MRI-conditional », spécifiquement conçus pour résister aux contraintes électromagnétiques intenses de la 7T, sont en cours de développement en collaboration avec des industriels comme Medtronic ou Boston Scientific. Ces dispositifs reposent sur l'utilisation de matériaux non ferromagnétiques, de circuits intégrés blindés et de technologies de détection adaptées pour éviter les dysfonctionnements induits par le champ magnétique ou les radiofréquences [37].

De manière similaire, des clips vasculaires, des implants crâniens, ou encore des vis d'ostéosynthèse en titane ou en alliages non ferromagnétiques sont désormais disponibles, offrant une meilleure compatibilité avec les examens IRM à très haut champ [38].

Il a été montré que les IRM UHF n'altèrent pas les fonctions cognitives, en effet dans une étude où 25 sujets sains étaient placés dans une IRM 8T et dans une IRM 0.05T dans un ordre randomisé leurs réponses à des tests neuropsychologiques ne présentaient aucune différence cliniquement significative, sous réserve d'une petite population [39].

L'utilisation de l'IRM 7T chez l'adulte paraît donc sûre, des études supplémentaires sont cependant nécessaires notamment concernant les dispositifs médicaux afin que le plus de patients possibles puissent bénéficier de cet examen.

III/ Intérêts de l'IRM 7T en pratique clinique chez l'adulte

A. Pathologies neurovasculaires

1) Pathologies ischémiques

L'AVC ischémique est une pathologie neurologique fréquente et grave, nécessitant une prise en charge diagnostique rapide et précise. L'IRM est actuellement le gold standard pour son diagnostic, et une courte durée du protocole est primordiale dans ce contexte d'urgence.

Comme vu précédemment le passage à 7T permet une augmentation de la résolution spatiale et du rapport signal sur bruit avec une visualisation plus précise des structures. Dans la pathologie ischémique cela permet une meilleure détectabilité des petites lésions ischémiques corticales et sous-corticales plus difficiles à voir à champ plus faible, ou encore des flux lents [21].

L'amélioration du contraste de susceptibilité magnétique permet une détection plus fine des saignements lésionnels ou des thrombus vasculaires

Une des premières applications marquantes à 7T a été l'étude des artères lenticulostrées en séquence TOF, montrant que chez les patients présentant un AVC lacunaire des noyaux gris centraux, le nombre de branches visibles était significativement réduit par rapport aux témoins sains, sans anomalie des gros vaisseaux [40]. Elle permet également la visualisation des artères choroïdiennes antérieures et postérieures non possible à 3T [41].

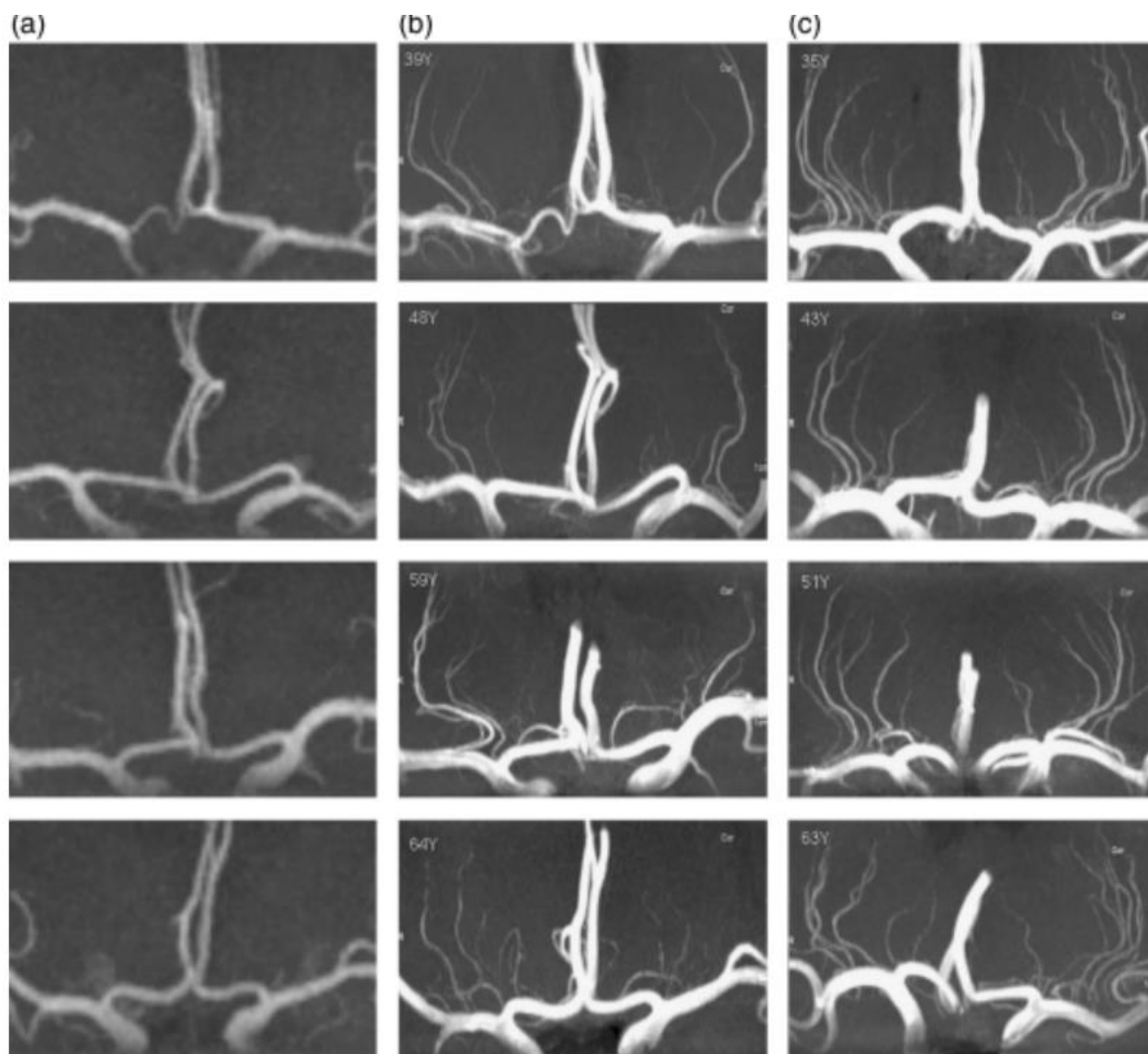


Illustration 5 : séquences TOF à 1.5 T (a) et 7T chez des patients ayant eu une lésion ischémique des noyaux gris centraux (b) et des témoins sains du même âge (c). Meilleure visualisation des artères lenticulo-striées à 7T avec un aspect plus grêle que chez les témoins [40].

L'IRM 7T s'est avérée supérieure à l'IRM 3T pour visualiser les parois vasculaires intracrâniennes et la distribution des plaques athérosclérotiques sur les vaisseaux de petits et moyens calibres [42, 43].

Elle permet une meilleure suppression des artéfacts liés au liquide cébrospinal permettant une meilleure étude des vaisseaux [44].

Dans le suivi immédiat post AVC l'imagerie CEST du glutamate (GluCEST) permet d'étudier l'homéostasie moléculaire cérébrale et notamment l'accumulation locale de glutamate dans la zone infarctée, utile dans le suivi neuroprotecteur. Cette technique encore peu répandue n'est possible qu'avec la résolution spatiale de l'UHF [45].

L'introduction de l'IRM 7T en contexte aigu reste limitée. En effet la durée plus importante des séquences (dûe à des contraintes de SAR et aux solutions de réduction des inhomogénéités de champs), les artefacts par exemple sur la séquence FLAIR cruciale dans la détection des lésions ischémiques constituées, ou encore l'importance du nombre de dispositifs médicaux dont la compatibilité est incertaine (dans une population souvent âgée et avec des pathologies cardiovasculaires) limitent son utilisation en contexte d'urgence.

2. Microsaignements

L'IRM 7 Tesla offre une amélioration significative de la détection des hémorragies cérébrales, en particulier les microsaignements (microbleeds), souvent infracliniques. Grâce à l'augmentation du contraste de susceptibilité magnétique, les séquences pondérées en T2* et les techniques de Susceptibility-Weighted Imaging (SWI) permettent une visualisation fine des dépôts d'hémosidérine liés à des saignements anciens ou discrets.

À 7T, la résolution spatiale accrue permet de détecter des microhémorragies corticales et juxtacorticales, typiques de pathologies comme l'angiopathie amyloïde ou l'hypertension, avec une sensibilité nettement supérieure à celle de l'IRM 1.5T [46]. L'intérêt de ces séquences est non seulement diagnostique, mais aussi pronostique, car les microsaignements sont associés à un risque accru d'hémorragie intracérébrale lors des traitements antithrombotiques.

3. Autres pathologies vasculaires

La taille et les mesures des anévrismes intracrâniens non rompus sont cruciales pour les décisions de traitement.

Une étude publiée en 2022 a comparé 24 anévrismes à 3T et 7T par 2 radiologues expérimentés en aveugle de l'intensité du champ magnétique. Les résultats montrent une supériorité de la 7T pour la visualisation de l'anévrisme, de l'épaississement pariétal et de la résolution des détails de la paroi notamment pour détecter un rehaussement mural après injection de gadolinium, signe potentiel de fragilité ou d'instabilité de l'anévrisme. Il existait une surestimation par la 3T de l'épaississement pariétal [47].

Aucune étude ne compare la sensibilité de la 7T par rapport aux champs plus faibles pour la détection des petits anévrismes, cependant une étude publiée en 2021 montre la supériorité de l'UHF pour faire la part des choses entre infundibulum artériel et anévrisme [48].

L'exploration des malformations artério-veineuses (MAV) cérébrales bénéficie également des propriétés de l'IRM 7T. Grâce aux séquences haute résolution, les veines collectrices et le nidus peuvent être visualisés avec une précision supérieure à celle obtenue à 3T [27].

B-Pathologies inflammatoires et démyélinisantes

La sclérose en plaques (SEP) est la maladie démyélinisante la plus fréquente du système nerveux central (SNC), touchant presque deux millions de personnes dans le monde. Elle est caractérisée par des poussées cliniques et radiologiques imprévisibles suivies de récupération variable, évoluant souvent vers un déclin

neurologique progressif. Selon les critères de McDonald, la SEP peut être diagnostiquée chez un patient si les symptômes présentent une dissémination dans l'espace et le temps, et si les autres diagnostics ont été éliminés. La dissémination dans l'espace est définie par une ou plusieurs lésions hyperintenses en T2 dans des localisations anatomiques caractéristiques de la SEP : périventriculaire, juxtacorticale ou corticale, infratentorielle, médullaire ou du nerf optique (révision 2024 des critères de McDonald). La dissémination dans le temps est démontrée par la coexistence de lésions avec et sans rehaussement lors de la même IRM, ou par l'apparition de nouvelles lésions lors du suivi.

La détection des petites lésions est donc essentielle pour la mise en place ou l'adaptation des thérapeutiques et éviter la progression de la maladie avec d'éventuelles séquelles.

Plusieurs articles montrent la supériorité de l'ultra haut champ magnétique dans la détection des lésions corticales avec entre 2 à 4 fois plus de lésions diagnostiquées qu'en 3T selon les études et selon les séquences (FLAIR, T2*) [49, 50].

Le signe de la veine centrale est un des signes les plus spécifiques des lésions de SEP, et utile pour le diagnostic différentiel avec d'autres pathologies inflammatoires (neuromyéélite optique, encéphalopathie associée aux anticorps anti-MOG...) ou autres lésions en hypersignal T2 aspécifiques. Il est désormais inclus dans les critères diagnostics de McDonald revisités en 2024. Ce signe correspond à la présence d'une petite veine intralésionnelle centrale, visible en séquences T2* et SWI.

Dans une étude rétrospective publiée en 2024 portant sur 61 patients atteints de SEP (avec au total 903 lésions) ayant eu à la fois une IRM 3T et une IRM 7T, il était démontré que le caractère veino-centré était plus souvent détecté sur la séquence

SWI à 7T qu'à 3T (73% vs 31%). La séquence SWI était plus performante que la séquence T2* [51].

Le “paramagnetic rim” ou signe de l’anneau paramagnétique est lié à la présence de macrophages chargés en fer au pourtour d’une lésion démyélinisante chronique active, sa présence est corrélée à une progression du handicap [52]. Ce signe dépendant du contraste de susceptibilité magnétique pourrait donc être mieux visualisé à 7T (aucune étude comparant 7T et 3T réalisée à l’heure actuelle). Tout comme le signe de la veine centrale, le paramagnetic rim sign est inclus dans les critères de McDonald de 2024.

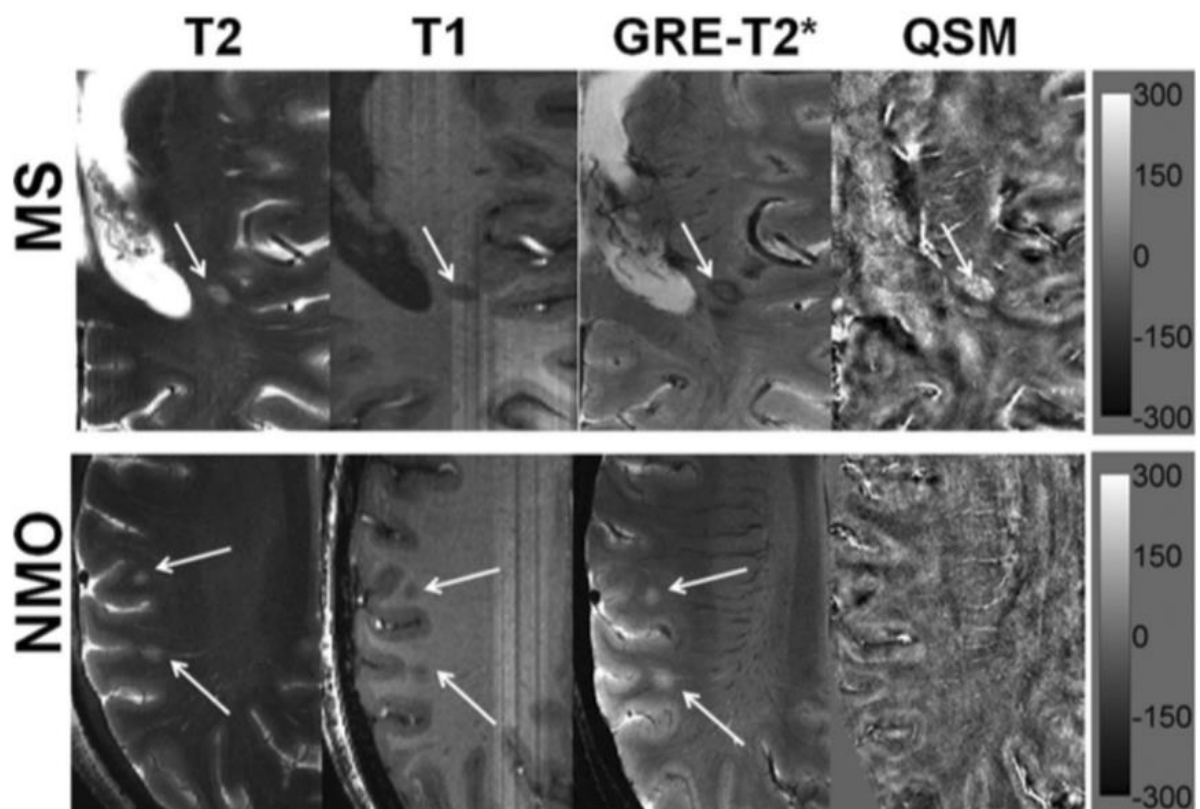


Illustration 6 : MS: patient atteint d’une SEP avec une lésion (de gauche à droite): hyperintense en T2 veino-centrée, hypointense en T1, avec anneau paramagnétique et veine centrale hypointenses sur la séquence GRE-T2* et hyperintense sur le QSM par accumulation de fer (échelle en partie par million à droite de l’image). NMO: patient avec neuromyélie optique, lésion en hypersignal T2, hyposignal T1 sans veinule centrale ni anneau paramagnétique en T2*, et iso-intense en QSM (pas d’accumulation de fer) [53].

Les lésions médullaires sont également potentiellement mieux visibles à 7T qu'à champs plus faibles malgré peu d'études encore réalisées, par exemple dans un article publié en 2015 étudiant 15 patients atteints de SEP, 52% de lésions médullaires supplémentaires étaient visualisées à 7T [54].

D-Pathologies neurodégénératives

1.Maladie d'Alzheimer

La maladie d'Alzheimer est une pathologie neurodégénérative fréquente touchant 20% de la population après 80 ans en France, et pouvant se déclencher précocement avant 65 ans. Elle se manifeste par des pertes de mémoire et des troubles du comportement avec une phase prodromique pouvant aller jusqu'à 20ans. Les résultats d'autopsie montrent la présence d'agrégats de protéines Tau et de plaques amyloïdes principalement au niveau hippocampique. Selon les études post-mortem la première région touchée serait le cortex entorhinal du lobe temporal, puis la partie CA1 (cornu ammonis) de l'hippocampe [55, 56].

La résolution submillimétrique et le meilleur rapport signal / bruit de l'IRM 7Tesla permettent une visualisation plus fine des structures cérébrales, rendant par exemple la segmentation morphologique de l'hippocampe plus précise, permettant de faciliter la gradation d'une éventuelle atrophie selon le score de Scheltens. En effet on retrouve un volume hippocampique environ 30% plus petit chez les patients atteints de maladie d'Alzheimer par rapport aux sujets sains [57].

La 7T permet donc une meilleure évaluation de la trophicité du cortex temporal ou de l'hippocampe et pourrait donc aider à détecter les changements subtils des formes

précoces de maladie d'Alzheimer et permettre la mise en place précoce d'un traitement.

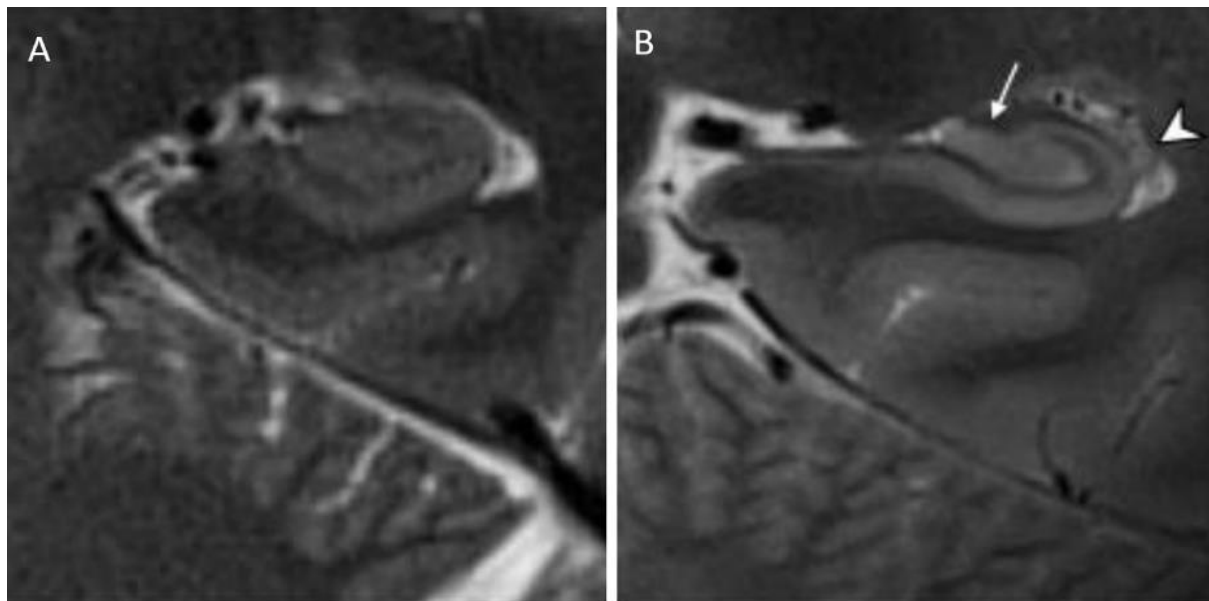


Illustration 7 : Séquences T2 coronales sur l'hippocampe à 3T (A) et 7T (B), meilleure segmentation à 7T avec mise en évidence de l'alveus (tête de flèche) et de la fimbria (flèche longue) [56].

L'angiopathie amyloïde cérébrale, fréquemment associée à la maladie d'Alzheimer mais également fréquente chez le sujet âgé, se caractérise par un dépôt de protéine β -amyloïde dans les parois des petites artères et capillaires corticaux, conduisant à une fragilité vasculaire accrue et à des microhémorragies cérébrales.

Selon plusieurs études l'IRM à ultra-haut champ permet une détection plus sensible et une localisation plus précise des microhémorragies cortico-sous-corticales sur les séquences T2* et SWI par rapport à l'IRM 1.5T ou 3T: 171 microhémorragies à 7T contre 77 à 3T et 1.5T dans une étude de 2015 [58].

Enfin, l'imagerie à 7T offre des perspectives pour l'étude de biomarqueurs métaboliques grâce à la spectroscopie. Des articles ont mis en évidence des altérations dans les concentrations cérébrales de certains métabolites par exemple

du myo-inositol ou du N-acétylaspartate dans le cortex cingulaire postérieur chez les patients atteints de maladie d'Alzheimer par rapport à des témoins [56, 59].

2. Maladie de Parkinson

La maladie de Parkinson est provoquée par la perte progressive des neurones dopaminergiques de la substance noire cérébrale, provoquant des symptômes moteurs (akinésie, rigidité plastique et tremblements de repos) puis des symptômes comportementaux et cognitifs.

En pratique courante l'IRM est principalement utilisée pour éliminer les diagnostics différentiels : syndromes parkinsoniens atypiques tels que l'atrophie multisystématisée, la paralysie supranucléaire progressive ou la dégénérescence cortico-basale.

Le "swallow tail sign" résulte de la différence physiologique de concentration en fer de la substance noire (riche en fer) et du nigrosome 1 (quantité de fer moindre), dessinant une queue d'hirondelle en séquence de susceptibilité magnétique SWI ou T2*. La perte du swallow tail sign se produit lorsqu'une quantité importante de fer se dépose au sein du nigrosome 1 par dégénérescence le rendant hypointense sur les séquences SWI ou T2* [60].

L'amélioration du SNR et du contraste de susceptibilité magnétique à 7T permettent une meilleure délimitation du nigrosome 1 et une performance accrue par rapport aux champs plus faibles pour la recherche de ce signe, non présent dans les syndromes parkinsoniens médicamenteux ou dans le tremblement essentiel [60, 61].

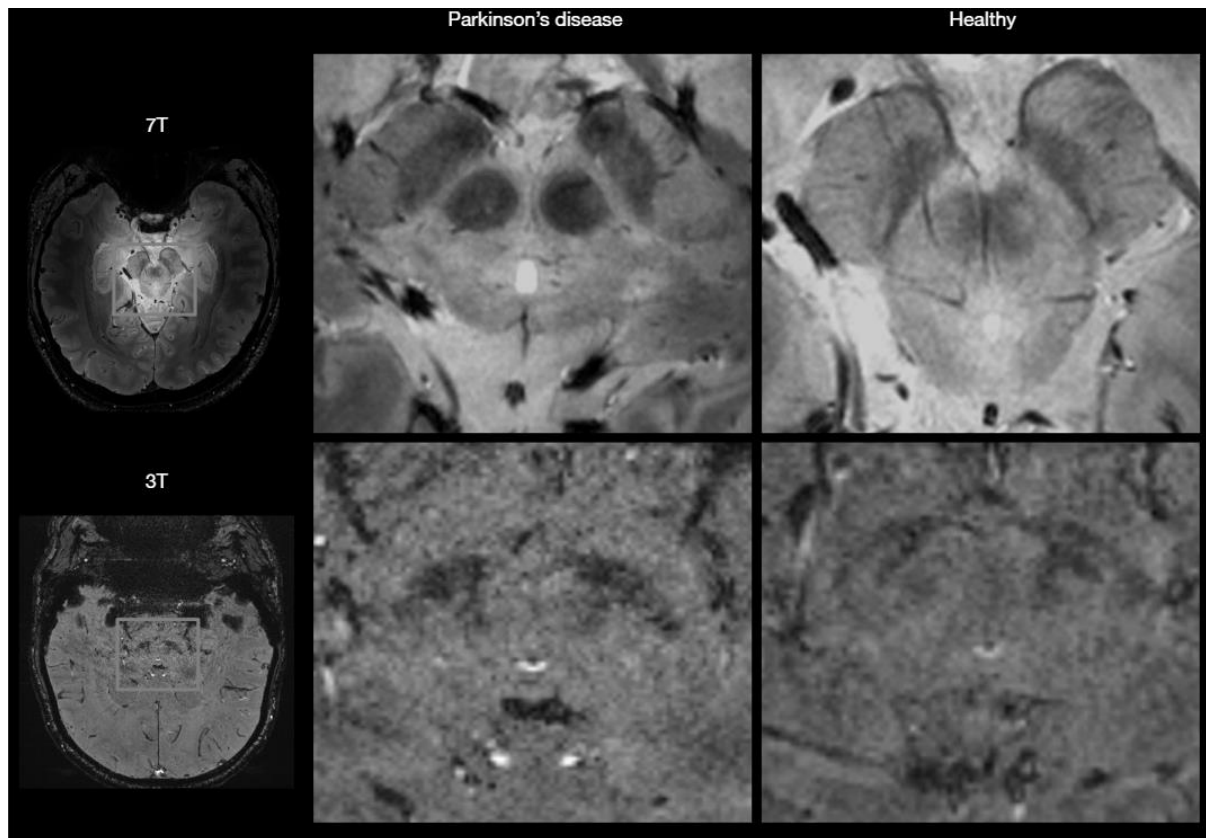


Illustration 8 : Comparaison de séquences $T2^*$ à 7T et de séquences SWI à 3T chez des patients atteints de maladie de Parkinson et des patients sains. Meilleure visibilité du “swallow tail sign” à 7T [60].

Une étude parue en 2025 étudiait trois types d'imagerie à 7T dans l'évaluation de la maladie de Parkinson : l'imagerie de la neuromélanine (pigment s'accumulant dans les neurones dopaminergiques) et la cartographie de sensibilité magnétique ainsi que le R2 mapping (mesure de la quantité de fer, améliorée à 7T par meilleur contraste de susceptibilité magnétique). Les résultats montrent une quantité nettement réduite de neuromélanine dans les nigrosomes par rapport aux sujets sains et une quantité plus importante de fer, ainsi qu'une corrélation entre leur quantité et l'importance de la symptomatologie [61].

La résolution spatiale accrue pourrait également permettre une meilleure cartographie pré-opératoire pour la mise en place d'électrodes de stimulation profonde subthalamiques [62, 63].

3. Autres pathologies neurodégénératives et démences

Au-delà de la maladie d'Alzheimer et de la maladie de Parkinson, l'IRM est utilisée en pratique clinique pour la caractérisation d'autres formes de pathologies neurodégénératives et démences.

La démence fronto-temporale est caractérisée par une atrophie asymétrique des lobes frontaux et temporaux antérieurs, avec une dégénérescence précoce de structures sous-corticales comme l'amygdale et le striatum, qui précède souvent l'atteinte corticale. Les différents sous-types (forme comportementale, sémantique ou aphasique progressive) sont généralement différenciés par la clinique, mais présentent des pattern IRM d'atrophie différents [55].

L'absence du "swallow tail sign" évoquée précédemment dans la maladie de Parkinson se retrouve également dans la démence à corps de Lewy, et pourrait donc être mieux visible à 7T

Il existe une atrophie des régions mésopontiques, et une préservation relative des lobes temporaux médiaux par rapport à la maladie d'Alzheimer.

La démence vasculaire (démence la plus fréquente après la maladie d'Alzheimer) résulte de microhémorragies et ischémies cérébrales multiples infracliniques.

Comme mentionné dans le paragraphe "pathologies neurovasculaires" l'IRM 7T améliore la détection des microhémorragies cérébrales et permet une meilleure analyse des vaisseaux et plaques d'athérosclérose.

L'utilisation de hauts champs magnétiques chez les patients à un stade avancé de démence peut toutefois être discutable en raison de la difficulté de ces patients à rester immobiles en machine.

E-Epilepsie

L'épilepsie est une maladie chronique fréquente touchant plus de 650.000 personnes en France. Il existe de nombreux types de lésions épileptogènes : les malformations corticales (dysplasie corticale focale, polymicrogyrie, hétérotopie...), la sclérose hippocampique (épilepsie temporale mésiale), l'épilepsie due aux lésions vasculaires (cavernomes, séquelles ischémiques...), les séquelles de traumatismes ou de chirurgie, ou encore les lésions tumorales.

On estime à environ 20 à 40% les patients résistant aux traitements médicamenteux. Chez ces patients seule la résection chirurgicale ou la déconnexion fonctionnelle de la zone épileptogène présumée peuvent permettre de réduire ou d'arrêter les crises. L'identification et la bonne délimitation d'une lésion épileptogène sont donc cruciales pour envisager un traitement. Or aucune lésion n'est retrouvée en IRM chez environ un tiers de ces patients pharmaco-résistants.

La meilleure résolution spatiale en 7T pourrait donc constituer une avancée pour ces patients, comme le montrent deux revues systématiques de la littérature avec méta-analyse, l'une publiée en 2021 portant sur 25 articles avec 467 patients de Park et al [64] et la deuxième publiée en 2021 portant sur 16 articles avec 275 patients de Van Lanen et al [65].

Dans l'étude de Park et al. le taux de détection de lésions épileptogènes en méta-analyse sur 9 articles était 33% supérieur à 7T qu'à 3T, 31% pour l'étude de Van Lanen et al. La 7T permettait une meilleure visualisation notamment des anomalies corticales et de l'atrophie hippocampique.

Une bonne corrélation existait entre l'anomalie détectée en 7T et la zone pathologique identifiée à l'électro-encéphalogramme (EEG). 69% des patients 3T

négatifs ayant eu une anomalie détectée à 7T ne présentaient plus de crises après chirurgie dans l'étude de Van Lanen et al.

Dans un article publié en 2023 portant sur 38 patients épileptiques (dont 7 enfants) deux neuroradiologues évaluaient les imageries à 7T et 3T de ces patients. Chez 88% d'entre eux il existait une meilleure délimitation des lésions à 7T, pouvant être utile avant prise en charge chirurgicale. Une lésion épileptogène à 7T était retrouvée chez 19% des patients à 3T négative (taux plus faible que dans les méta-analyses ci-dessus) [66].

La dysplasie corticale focale (FCD) représente une grande partie des lésions épileptogènes pharmacorésistantes opérables. Elle peut prendre plusieurs formes mais se caractérise le plus souvent par un épaississement cortical localisé avec un aspect flou de la jonction substance blanche / grise, parfois des anomalies de signal. Ces signes peuvent être très subtils et non vus lors des IRM conventionnelles, la résolution spatiale submillimétrique à haut champ peut permettre de diagnostiquer des FCD, comme le montre par exemple une étude publiée en 2017 où sur 40 patients épileptiques sans lésion retrouvée en IRM à champ faible 9 se voyaient trouver une anomalie de développement cortical en 7T [67]. Six de ces patients ont été opérés avec preuve anatomopathologique de la FCD.

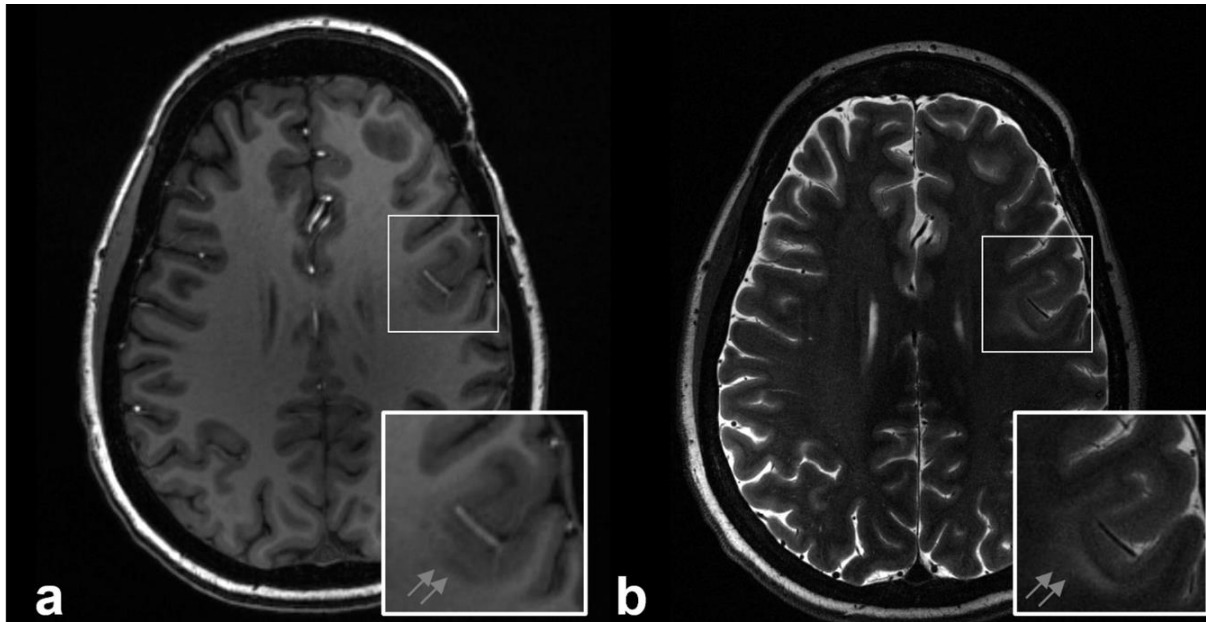


Illustration 9 : Séquences T1 et T2 à 7T montrant une FCD du gyrus frontal inférieur gauche visible sous la forme d'un épaissement cortical avec aspect flou de la jonction substance blanche-grise [22].

La polymicrogyrie est une anomalie de la gyration neuronale se caractérisant par des circonvolutions nombreuses et de petite taille avec un cortex épaissi, le plus souvent au niveau des vallées sylviennes.

Dans une étude portant sur cette pathologie l'ultra haut champ magnétique permettait de voir des lésions plus étendues qu'à champ plus faible chez tous les patients (n=10), ainsi que la présence de veines superficielles dilatées au sein des zones pathologiques sur la séquence de susceptibilité magnétique suggérant la possibilité d'une dysgénésie vasculaire à l'origine de cette pathologie [68].

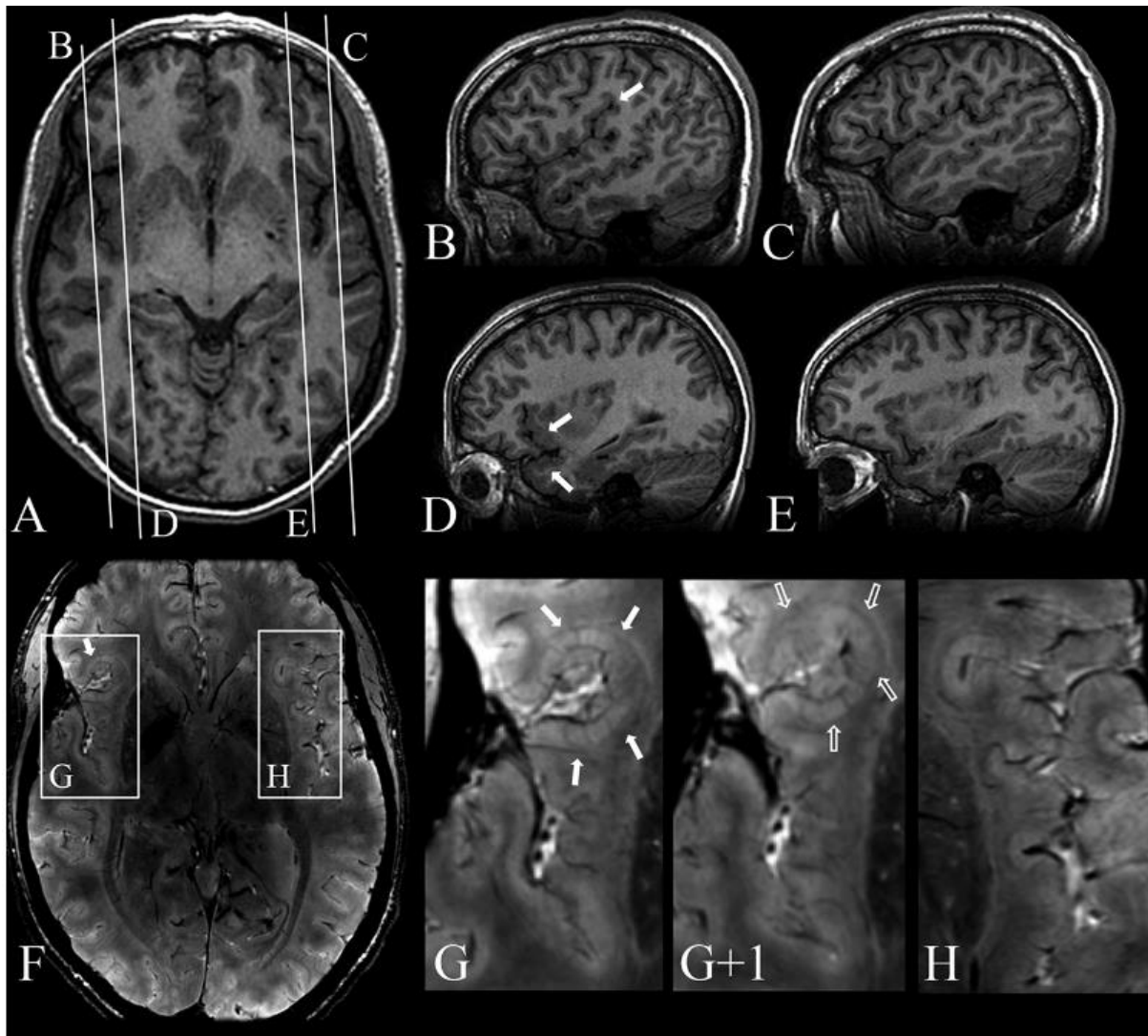


Illustration 10 : Séquences T1 à 3T (A à E) et séquences SWI à 7T (F à H) chez un patient avec polymicrogyrie. Epaissement cortical frontal operculaire mieux visible en 7T avec dilatation de veines superficielles sur la séquence SWI [68].

L'épilepsie temporale est une cause fréquente d'épilepsie réfractaire au traitement médical. Elle peut être causée par une sclérose hippocampique ou n'avoir aucun substrat structurel visible. Une étude publiée en 2019 examinait à 7T l'asymétrie volumétrique et fonctionnelle du lobe temporal médian chez des patients atteints d'épilepsie temporale avec sclérose hippocampique (TLE- MTS, 4 patients) et ceux sans sclérose (TLE-NL, 9 patients), et des sujets témoins (24). Chez les sujets TLE- MTS il était retrouvé un volume plus petit de tous les segments hippocampiques du côté pathologique avec une connectivité diminuée par rapport au côté sain, chez les

sujets TLE-NL il n'y avait pas d'asymétrie volumétrique significative mais il existait une connectivité augmentée par rapport au côté sain en IRM fonctionnelle [69].

Selon les auteurs la résolution spatiale accrue associée au meilleur contraste BOLD de l'IRM fonctionnelle à 7T pourrait donc être utile avant prise en charge chirurgicale de ces patients pour une meilleure délimitation des zones pathologiques.

Les DNET (dysembryoplastic neuroepithelial tumors) sont des tumeurs bénignes fréquemment impliquées dans les épilepsies réfractaires au traitement médical, survenant le plus souvent chez l'enfant ou l'adolescent mais pouvant se révéler à l'âge adulte. Une étude publiée en 2025 relate le cas d'un homme de 22 ans avec épilepsie pharmaco-résistante depuis 10 ans en rapport avec une DNET fronto-insulaire gauche chez qui une IRM 7T est réalisée avant une éventuelle chirurgie de résection. L'examen a pu montrer la lésion avec une très bonne résolution spatiale (visualisation de l'aspect « en bulle de savon »). Une séquence DTI (imagerie par tenseur de diffusion, fondée sur le fait que les molécules d'eau dans la substance blanche suivent les faisceaux neuronaux) a montré une proximité trop importante avec les aires du langage (aire de Wernicke, faisceau arqué) et les voies motrices, incitant à ne pas opérer le patient [70].

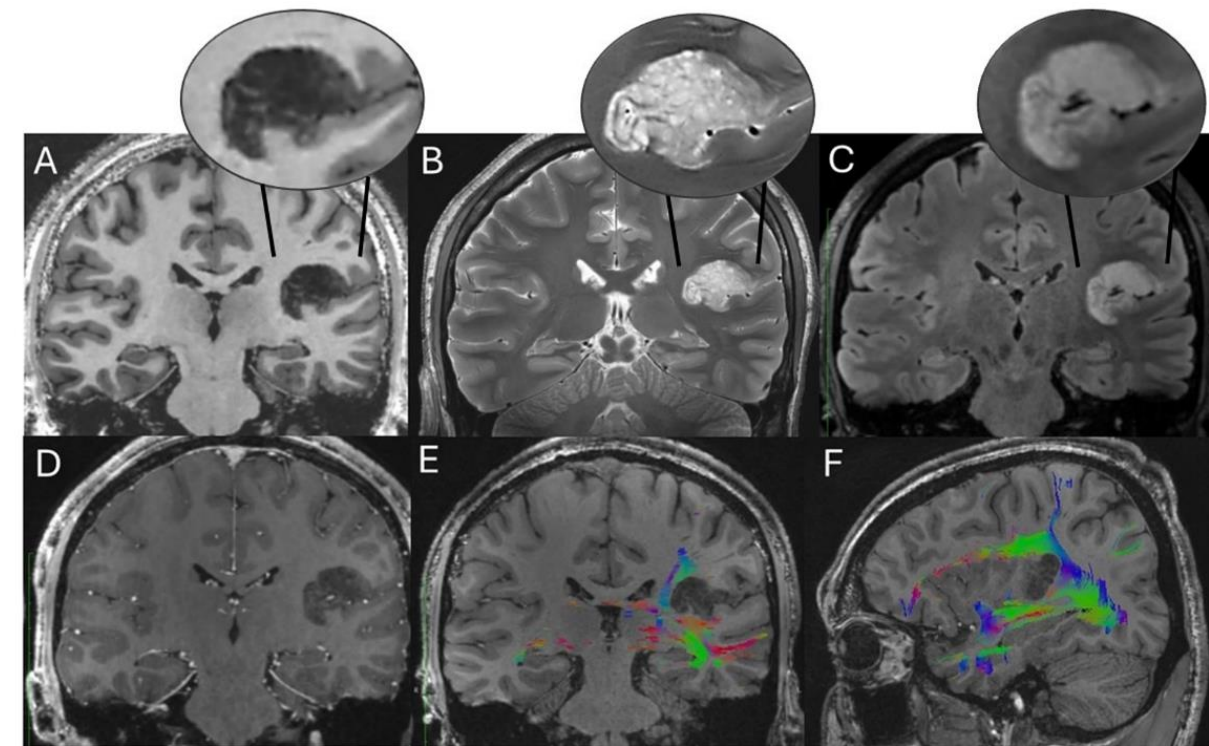


Illustration 11: Séquences coronale T1 (A), coronale T2 (B), FLAIR (C), T1 injecté (D), et DTI (E et F) à 7T, montrant une DNET fronto-insulaire gauche avec en DTI effet de masse sans envahissement des faisceaux neuronaux adjacents [70].

Les cavernomes, malformations vasculaires cérébrales pouvant être à l'origine d'épilepsie, sont également mieux visibles à 7T grâce au meilleur contraste de susceptibilité magnétique [71].

Plusieurs travaux de recherches ont également étudié les altérations spectroscopiques au sein des lésions épileptiques, notamment les lésions non visibles sur les séquences morphologiques en se basant sur les localisations probables en EEG et en TEP [72, 73].

L'imagerie du Sodium, utilisée pour le moment principalement en recherche, permet également de montrer une augmentation de la concentration en sodium cérébral chez les patients épileptiques et particulièrement dans les zones épileptogènes, l'homéostasie du sodium étant un des médiateurs de l'excitabilité neuronale [74].

Un article publié en 2021 issu d'un groupe de travail réunissant plusieurs médecins avec une expertise sur l'épilepsie a émis des recommandations pour le recours à la 7T : dans les cas où aucune lésion n'est détectée à champ faible, en cas de doute sur un faux positif ou sur les limites d'une lésion, en pré-opératoire s'il s'agit d'une région éloquente, ou avant pose de SEEG [71].

E-Pathologie tumorale

L'IRM à ultra haut champ représente une avancée notable pour la caractérisation, la meilleure délimitation préthérapeutique et le suivi des tumeurs cérébrales. La majorité de la littérature à l'heure actuelle concerne les gliomes, tumeurs cérébrales primitives malignes les plus fréquentes.

Une étude publiée en 2019 comparait le rapport signal sur bruit et le volume tumoral à 7T et 3T sur des séquences FLAIR chez 15 patients atteints de glioblastomes. Les résultats montrent un meilleur contraste entre la substance blanche et l'infiltration tumorale, permettant une meilleure délimitation de celle-ci avec une diminution significative de 7.4% du volume tumoral en 7T par rapport à la 3T, pouvant donc permettre une meilleure planification chirurgicale et une épargne des tissus sains lors de la chirurgie [75].

Dans une autre étude publiée en 2023 réalisée chez 30 patients atteints de tumeurs cérébrales (glioblastome, méningiome, métastases...) la qualité image, le rapport signal/ bruit et le rapport contraste sur bruit des séquences T1 injectées étaient de meilleure qualité qu'à 3T [76].

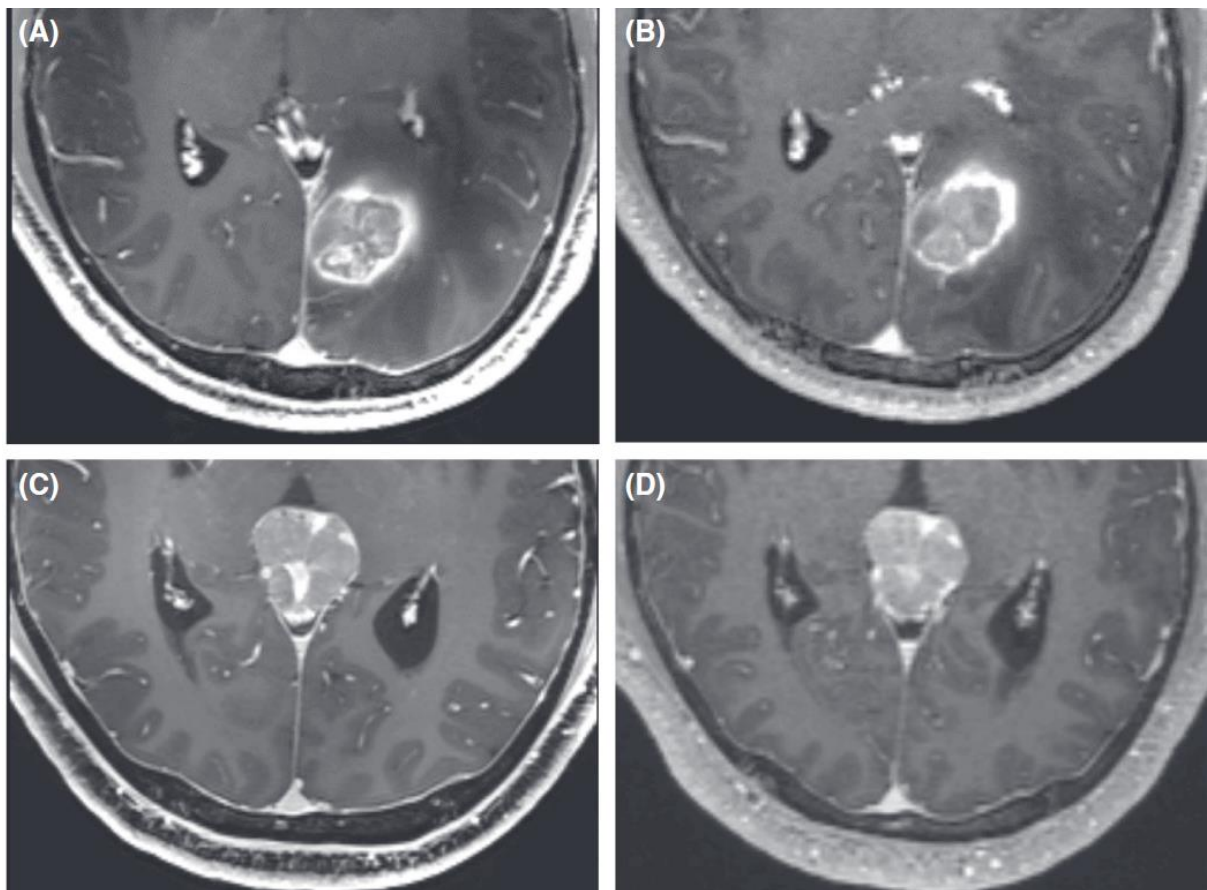


Illustration 12 : Séquences T1 écho de gradient après injection. Métastase cérébrale chez un patient de 49 ans à 7T (A) et 3T (B). Germinome de la glande pinéale chez une patiente de 54 ans à 7T (C) et 3T (D). Meilleure visibilité des détails tumoraux à 7T [76].

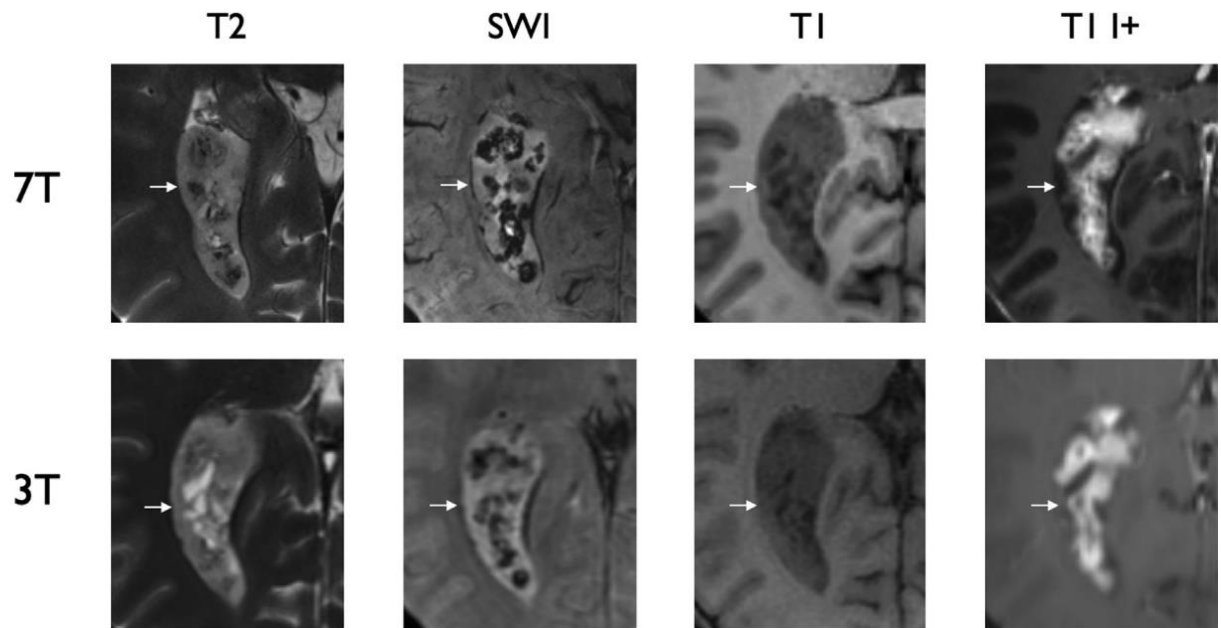


Illustration 13 : papillome du plexus choroïde séquences T2, SWI, T1 et T1 injectées à 7T et 3T. Les microstructures, les saignements intra lésionnels et le rehaussement multinodulaire sont mieux visibles à 7T [77].

Le meilleur contraste de susceptibilité magnétique à 7T entraîne une meilleure visualisation des vaisseaux sur la séquence SWI, et notamment de la néovascularisation angiogénique caractérisant les gliomes de haut grade. L'ultra haut champ magnétique pourrait donc se révéler un meilleur outil pour le suivi de la réponse sous traitement anti-angiogénique [78].

Les tumeurs présentent des caractéristiques moléculaires particulières par rapport aux tissus cérébraux sains. La spectroscopie peut permettre l'identification de ces signatures moléculaires. Par exemple la spectroscopie au phosphore P-MRS peut permettre une différenciation tissu tumoral / œdème péri-lésionnel dans les gliomes de haut grade [79].

La présence d'une mutation IDH (isocitrate déshydrogénase) des gliomes est un marqueur de tumeur moins agressive et d'une meilleure réponse au traitement. Une étude publiée en 2024 a montré la possibilité de grader les gliomes et de prédire leur

caractère IDH muté ou non en spectroscopie (choline, glutamine, glycine) avec une corrélation histopathologique [80].

L'imagerie CEST, qui permet d'étudier des métabolites en faible concentration en étudiant leur impact sur les molécules d'eau voisines, peut également faire partie des outils pour évaluer les tumeurs cérébrales. Le glutamate-CEST est possible à 3T mais limité du fait d'un chevauchement des pics avec la glutamine, l'augmentation du champ magnétique permet un décalage spectral plus important et une séparation de ces deux métabolites. Un article publié en 2019 étudiant les cartographies Glutamate-CEST chez 10 patients atteints de gliomes diffus a montré une concentration plus importante du glutamate au sein des tumeurs les plus agressives, et une concentration plus importante en péri-tumoral chez les patients présentant des crises d'épilepsie associées à la tumeur [81].

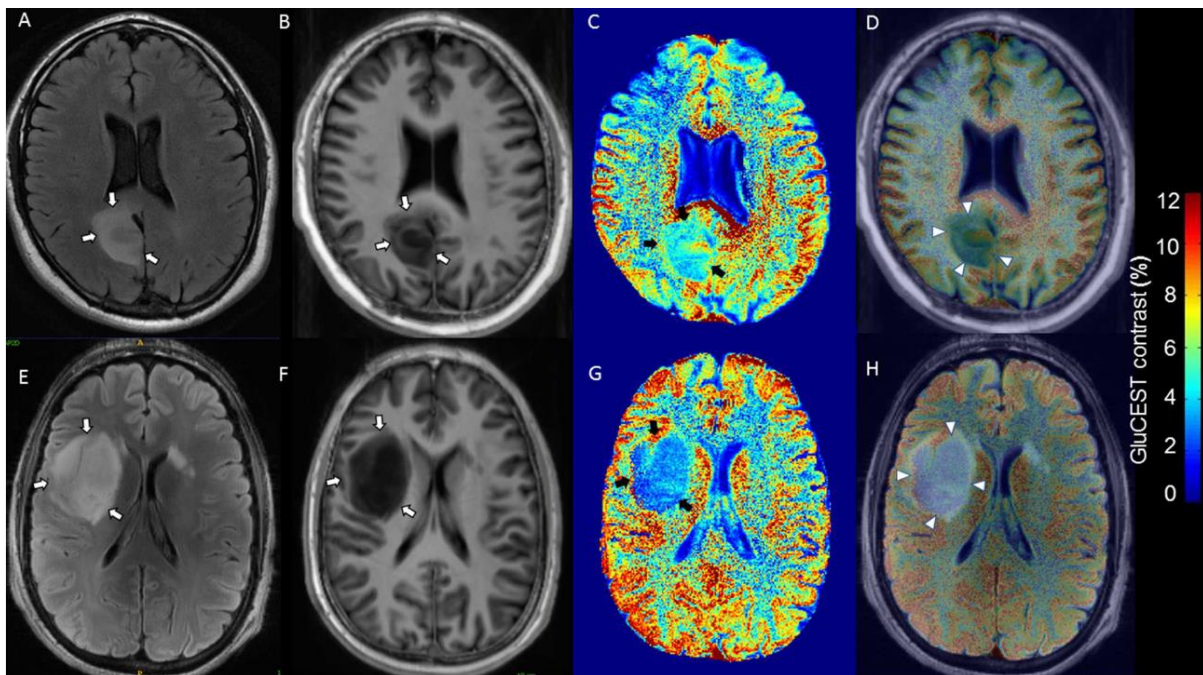


Illustration 14 : IRM 7T chez deux patients avec astrocytomes de grade II IDH-mutés, séquences FLAIR, T1, carte de contraste Glu-CEST et images fusionnées T1/Glu-CEST. Il existe un contraste glutamate faible au sein de ces tumeurs, probablement de meilleur pronostic [81].

F-Santé mentale

Les troubles mentaux ont une prévalence importante, selon Santé Publique France ils représentent dans notre pays la première cause d'années vécues avec une invalidité et le premier poste de dépense de l'Assurance Maladie devant les cancers et les maladies cardiovasculaires. Les avancées scientifiques d'un point de vue radiologique sont pourtant minces et en pratique clinique l'imagerie est utilisée principalement pour éliminer des diagnostics différentiels (tumeur, encéphalite, ...). L'utilisation d'IRM ultra haut champ magnétique en recherche permet d'en apprendre davantage sur les maladies psychiatriques.

Une étude publiée en 2019 portant sur 24 patients atteints de dépression sévère a permis de démontrer une corrélation entre la diminution de volume de certaines zones amygdaliennes et la sévérité des symptômes dépressifs [82].

Comme vu précédemment, l'IRM fonctionnelle est plus précise à 7T grâce à l'amélioration du contraste BOLD, ce qui pourrait ouvrir la voie pour la compréhension des pathologies psychiatriques en étudiant les connectivités cérébrales. Dans une étude d'IRM fonctionnelle publiée en 2022 portant sur 2 patients atteints de dépression et consistant en un examen avant et un examen après traitement, il est montré un changement dans la connectivité fonctionnelle entre certaines régions cérébrales variant chez chacun des patients (hippocampe, cortex préfrontal...) après traitement [83].

A 7T la spectroscopie permet de mieux séparer les métabolites notamment le Glutamate et la Glutamine dont les pics se chevauchent à 3T. Ces métabolites sont impliqués dans certaines pathologies psychiatriques

notamment la schizophrénie.

Une étude publiée en 2017 portant sur 18 patients schizophrènes, 17 patients en dépression sévère et 15 témoins a montré une concentration plus importante de Glutamine dans le thalamus des patients schizophrènes, une diminution de la concentration de Glycine thalamique chez les patients schizophrènes et en dépression, ainsi qu'une diminution du myo-inositol dans le thalamus et le cortex cingulaire chez les patients schizophrènes et les patients en dépression [84]. Ces caractérisations moléculaires plus précises pourraient être utiles pour le développement de traitements et le suivi de leur efficacité.

IV-Faisabilité et défis techniques de l'IRM 7T chez l'enfant

A- Introduction : particularités pédiatriques et cadre réglementaire

L'IRM en population pédiatrique est d'utilisation courante en pratique clinique du fait de son caractère non ionisant.

Les caractéristiques spécifiques aux enfants par rapport aux adultes - taille, morphologie, composition corporelle, thermorégulation immature - imposent une vigilance accrue lors de la réalisation d'un examen à ultra haut champ magnétique.

A l'heure actuelle les constructeurs d'IRM 7T imposent un poids minimal de 30kg pour des raisons de sécurité liées à l'échauffement des tissus. La FDA (food and drug administration) aux Etats-Unis stipule que le champ magnétique ne doit pas excéder 4T chez des enfants de moins d'un mois [85]. En Europe il n'existe pas de limitation d'âge ou de poids uniformément recommandée, l'utilisation en pédiatrie reste donc souvent guidée par des protocoles institutionnels et des évaluations de bénéfice /risque locales.

B-SAR (Specific Absorption Rate) et échauffement tissulaire

Définitions et terminologie

Le SAR (specific absorption rate) correspond à la quantité d'énergie RF déposée par unité de masse de tissu pendant une durée donnée, et reflète le risque d'échauffement tissulaire. A 7T le SAR global tend à augmenter pour des séquences RF énergétiques. Deux grandeurs sont habituellement considérées :

- hdSAR (head-averaged SAR) : SAR moyenné sur l'ensemble de la tête ;
- psSAR (peak spatial SAR over 10g) : SAR maximal local mesuré sur une masse de 10g de tissu (hot spot).

Les limites réglementaires et de fabricants visent à limiter à la fois le hdSAR et les pics locaux.

Limites et mesures actuelles

Les fabricants et autorités de santé indiquent généralement une limite hdSAR $\leq 3.2\text{W/kg}$ pour la tête, associée à une augmentation de température locale ne devant pas dépasser $+0.5^{\circ}\text{C}$ et une température corporelle maximale recommandée de 39°C [86].

La variation locale de SAR varie en fonction de l'anatomie, de la position de la tête dans la bobine, des propriétés diélectriques des tissus et des objets proches (mains, couvertures, sondes ...) [87].

Spécificités pédiatriques

Les enfants diffèrent des adultes une taille relative de la tête plus importante, une teneur en eau cérébrale plus élevée (particulièrement chez les enfants de moins de 18 mois) et des mécanismes de thermorégulation différents (sudation moindre et une vasodilatation cutanée plus marquée). Le volume sanguin total moindre par rapport aux adultes peut accélérer l'élévation de la température centrale lors d'apports énergétiques RF [86]. Ces caractéristiques varient en fonction de l'âge et conduisent à une sensibilité plus haute au SAR.

Etudes de simulation et observations cliniques

Dans une étude publiée en 2021 par Malik et al. [88] les chercheurs ont utilisé deux modèles informatiques de nouveau-nés adaptés selon les propriétés diélectriques des nouveau-nés (modèles "voxels") le modèle A créé à partir d'images IRM à 3T

d'un enfant de 38SA+6 de 3.5kg et le modèle B créé à partir d'images scanographiques d'un enfant de 8 semaines de vie. Un modèle adulte était également étudié pour comparaison. Ils étaient placés informatiquement dans une antenne tête de taille adulte et soumis à 60 minutes d'examen.

Les simulations thermiques ont été adaptées aux nouveau-nés en ajoutant un modèle informatique de couche isolante thermique pour reproduire les couvertures mises sur les nouveau-nés afin d'éviter l'hypothermie dans les salles d'IRM qui présentent une température basse (ici 22°C).

Les résultats montrent un SAR 2 à 3 fois plus élevé que chez le modèle adulte, avec une variation également selon la position (plus élevé si le nouveau-né était placé plus loin dans la bobine) ou si on plaçait sa main à côté du visage.

Pour ce qui était des températures corporelles chez le nouveau-né sans protection thermique il existait une hypothermie malgré application des ondes de RF. Avec protection thermique la température corporelle du nouveau-né augmentait de 0.3°C après une heure d'IRM, ce qui reste dans les limites fixées.

L'équipe de Malik et al a effectué une deuxième étude fondée sur le même principe avec cette fois des modélisations voxels informatiques d'enfants de 3 à 14 ans pesant de 13.9 à 50.4kg [86]. Les valeurs étudiées étaient celles du hdSAR c'est à dire le SAR sur l'ensemble de la tête et du psSAR10g c'est à dire le SAR maximal sur une masse de 10g spécifique ("hot spot"). Le facteur limitant était le hdSAR avec des valeurs limites atteintes plus rapidement que le psSAR10g, le hdSAR était augmenté de 10 à 40% par rapport à l'adulte et diminuait avec l'âge.

A température stable de 37°C les températures corporelles augmentaient de seulement 0.1°C pour tous les modèles après 60 minutes d'examen. Si on

introduisait la possibilité d'une température corporelle variable la température augmentait avec le hdSAR, dépassant alors la limite de sécurité de 0.5°C pour la plupart des modèles.

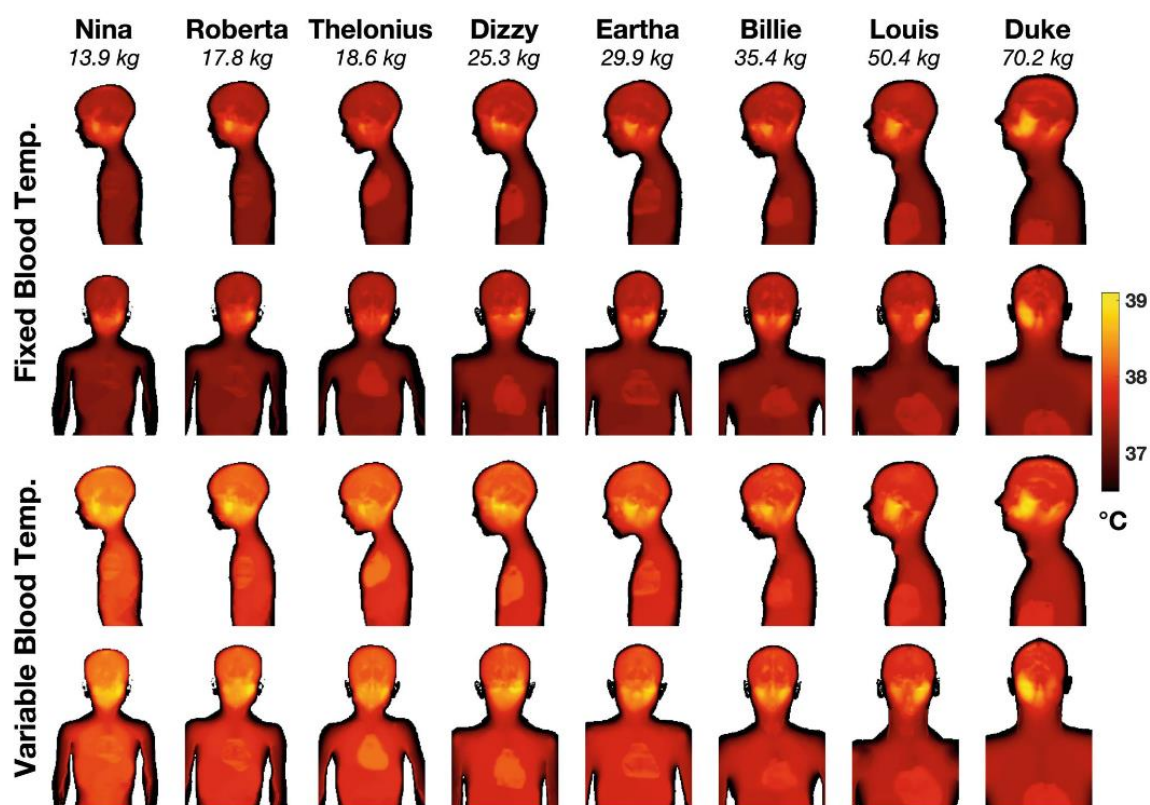


Illustration 15: Températures après 60min d'exposition à un hdSAR de 3.2W/kg avec températures fixes (deux lignes du haut) et températures variables (deux lignes du bas) chez des modèles d'enfants d'âges différents et un modèle adulte [86].

L'équipe de Annink et al a également montré une majoration du SAR lors du placement de la tête 5cm plus haut dans l'antenne (modèles informatiques de nouveau-nés) avec des SAR dépassant ceux de l'adulte, concordant avec les résultats de Malik et al [89].

Etudes cliniques en population pédiatrique

Plusieurs études ont été conduites en véritable population pédiatrique.

Un article de 2023 [90], ne mettait pas en évidence d'élévation de la température corporelle chez 20 nouveau-nés (0 à 3 mois) après un examen d'une durée maximale de 45 minutes.

Dans une autre étude réalisée par Bridgen et al chez 35 nouveau-nés d'âge médian de 39SA +6 jours aucune élévation de température n'était notée après une durée médiane de 49 minutes d'examen [91].

La limite de SAR à 7T peut donc être plus rapidement atteinte chez les nouveau-nés et les enfants en bas âge, avec une possibilité existante d'élévation des températures corporelles, nécessitant une attention particulière concernant les séquences utilisées, et le recours à un monitoring de température avec du matériel compatible. Selon plusieurs études il apparaît également important de placer correctement l'enfant au sein de l'antenne afin d'éviter les variations de SAR.

Les études précédemment citées utilisent des antennes adultes.

L'utilisation d'antennes adaptées à la taille de l'enfant est conseillée car elle permet d'améliorer le rapport signal sur bruit et l'homogénéité des images, de diminuer le SAR et de permettre une meilleure immobilité [91, 92].

Mesures d'atténuation et surveillance recommandées

- Utiliser des antennes adaptées à la taille (bobines pédiatriques) lorsque disponibles : elles améliorent le SNR, l'homogénéité, réduisent le SAR requis pour un même contraste et favorisent l'immobilité.

- Optimiser les paramètres RF : réduire l'angle de bascule, augmenter le TR, fractionner l'examen avec pauses planifiées, alterner séquences « chaudes » et « froides ».
- Employer des technologies de transmission parallèle, B1-shimming, pads diélectriques pour améliorer l'uniformité et réduire les pics locaux.
- Prévoir un monitoring MR-compatible de la température (sondes cutanées ou rectales) pour les examens longs ou énergétiques, et des seuils d'interruption (par ex. +0,5 °C).
- Documenter la position de l'enfant dans la bobine, la présence d'objets proches, et archiver les paramètres SAR cumulés pour QA.

C/ Propriétés de relaxation et conséquences sur le contraste à 7T

Contexte développemental

Le cerveau du nouveau-né n'a pas la même composition que celui de l'enfant plus âgé ou de l'adulte. En effet à la naissance le cerveau contient proportionnellement plus d'eau que chez l'adulte et n'est pas encore totalement myélinisé.

La myéline est une gaine lipidique qui entoure les axones dans le SNC et les nerfs périphériques. Dans le SNC elle est essentiellement trouvée dans la substance blanche [93].

La myélinisation est le processus de formation de la myéline, qui commence chez le fœtus au cinquième mois de grossesse. A la naissance sont normalement myélinisés la partie postérieure du tronc cérébral, les radiations optiques, la partie postérieure de la capsule interne, le thalamus et les gyri rolandiques. La myélinisation

progresses ensuite en caudo-cranial, en postéro-antérieur, et du centre vers la périphérie.

La myéline étant constituée de lipides les zones myélinisées apparaissent en hypersignal T1 et hyposignal T2.

A la naissance le contraste IRM n'est donc pas le même avec en T2 un cortex hypointense et une substance blanche hyperintense, et une séquence FLAIR ressemblant à un T1 d'adulte.

La substance blanche se modifie passant progressivement d'hyperintense en T2 à la naissance à hypointense à 2 ans avec la myélinisation [93,94].

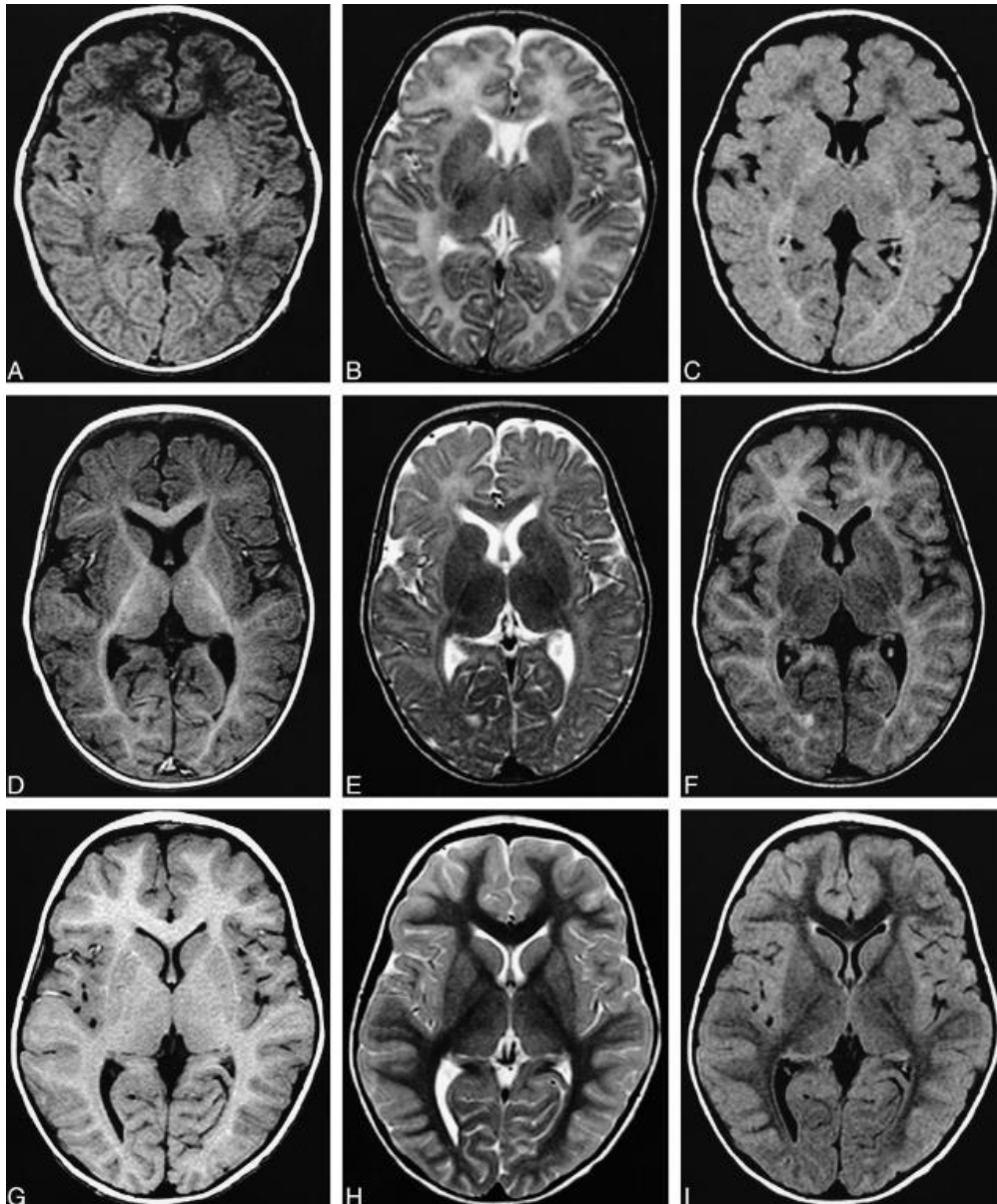


Illustration 16 : de gauche à droite séquences T1, T2 et FLAIR à 1.5T chez un enfant de 5 semaines (A à C), chez un enfant de 8 mois (D à F) et 3 ans (G à I). Le FLAIR à un contraste faible à 5 semaines et ressemble à une séquence T1 d'adulte à 8 mois [94].

Du fait de compositions tissulaires cérébrales différentes les temps de relaxation T1 et T2 sont modifiés chez les enfants avec des T1 et T2 plus longs en raison d'une plus grande concentration en eau.

Certains auteurs ont étudié ces temps de relaxation afin d'optimiser les séquences en population pédiatrique. En effet à 7T il y a un allongement du T1 tandis que

certaines $T2/T2^*$ diminuent, ce qui modifie les timings optimaux des séquences et peut engendrer des contrastes inattendus si l'on transpose des protocoles 3T sans adaptation.

Dans une étude publiée en 2024 par l'équipe de Bridgen et al, les médecins ont réalisé une IRM 7T chez 34 nouveau-nés âgés de 33 à 52 semaines post menstruelles pour estimer les temps de relaxation selon l'âge corrigé [94]. Les valeurs trouvées étaient comparées à celles d'autres études. Le temps de relaxation $T1$ augmentant avec le champ magnétique les valeurs trouvées étaient plus allongées à 7T qu'à 3T (par exemple 2775ms dans le cortex contre 2300ms à 3T), les temps de relaxation $T2$ étaient diminués (par exemple 90ms dans le thalamus contre 140ms à 3T).

Les valeurs chez le nouveau-né étaient comme attendu plus longues que chez les adultes en raison d'une concentration plus importante en eau (par exemple $T1=1220$ ms chez l'adulte à 7T contre 2933ms à 7T chez un nouveau-né à 40 semaines post menstruelles). Les temps de relaxation diminuaient avec l'augmentation en âge des nouveau-nés [95].

Connaître ces valeurs par tranche d'âge est essentielle pour optimiser les temps d'inversion (TI) des séquences utilisées en pédiatrie. Par exemple une étude réalisée par la même équipe sur des nouveau-nés avant d'avoir ces valeurs montraient des images en $T1$ peu satisfaisantes et inhomogènes [91].

Conséquences pratiques

Les séquences $T1$ classiques peuvent apparaître inhomogènes à 7 T en raison de $B1$ non uniforme et $T1$ long : préférer MP2RAGE ou MP-RAGE optimisé pour 7 T (ou

autres séquences d'inversion conçues pour réduire les effets B1) afin d'obtenir un contraste T1 plus homogène.

- Le FLAIR est particulièrement sensible aux variations de TI liées au T1 long du néonatal ; l'utilisation de FLAIR avec transmission parallèle ou adaptation des TI est recommandée, sinon favoriser d'autres séquences pour certaines indications.

- Les séquences T2 à 7 T (3D SPACE/CUBE, multi-echo TSE) donnent souvent une excellente qualité de contraste et une résolution spatiale supérieure, utile pour l'analyse des noyaux gris, hippocampe, cervelet et gyration corticale.

A l'heure actuelle aucun atlas normatif pédiatrique à 7T n'est disponible. Il est également nécessaire pour les radiologues de s'habituer aux nouveaux détails anatomiques visibles, et de ne pas les confondre avec des anomalies pathologiques.

D/ Effets secondaires et tolérance

Effets rapportés chez l'enfant et l'adolescent

Comme vu dans la première partie l'IRM est à l'origine d'effets secondaires dont certains sont majorés à 7T.

Une étude a été réalisée par une équipe anglaise pour explorer l'inconfort éventuel ressenti par les enfants lors d'un examen à haut champ magnétique [96]. Celle-ci consistait à distribuer des questionnaires adaptés à l'âge à 31 enfants de 7 à 17 ans ayant réalisé une IRM 3T et à 58 adultes ayant réalisé une IRM 7T dont 26 avaient réalisé également une IRM 3T. Chez ces derniers un questionnaire en plus était destiné à prédire si les enfants allaient bien tolérer l'IRM à haut champ selon leur tranche d'âge.

Les effets secondaires étudiés chez tous les patients étaient l'inconfort général, les vertiges, le bruit, la claustrophobie, les sensations de chaud ou froid. La présence de goût métallique et de sensations de stimulation nerveuse périphérique étaient demandées à tous les participants âgés de plus de 8 ans.

Chez les enfants et adolescents ayant eu un examen à 3T les deux sources d'inconfort principales étaient le bruit (39%) et le froid (19%), le bruit étant plus gênant chez les jeunes enfants que chez les enfants plus âgés. 79% des enfants se sentaient prêts à refaire une IRM dans un an.

Chez les adultes ayant eu un examen à 7T les deux sources d'inconfort principales étaient également le bruit (43%) et le froid (34%). Les patients ayant eu un examen à 3T et un examen à 7T notaient plus d'inconfort général à haut champ magnétique, les autres catégories d'effets secondaires ne présentaient pas de résultats statistiquement significatifs mais avaient une tendance à être plus élevées à 7T. Plus de 85% des adultes pensaient que les enfants de plus de 12 ans toléreraient bien un examen à 7T, seulement 15% pensaient la même chose pour des enfants de 8 à 9 ans et 35% pour des enfants de 9 à 12 ans.

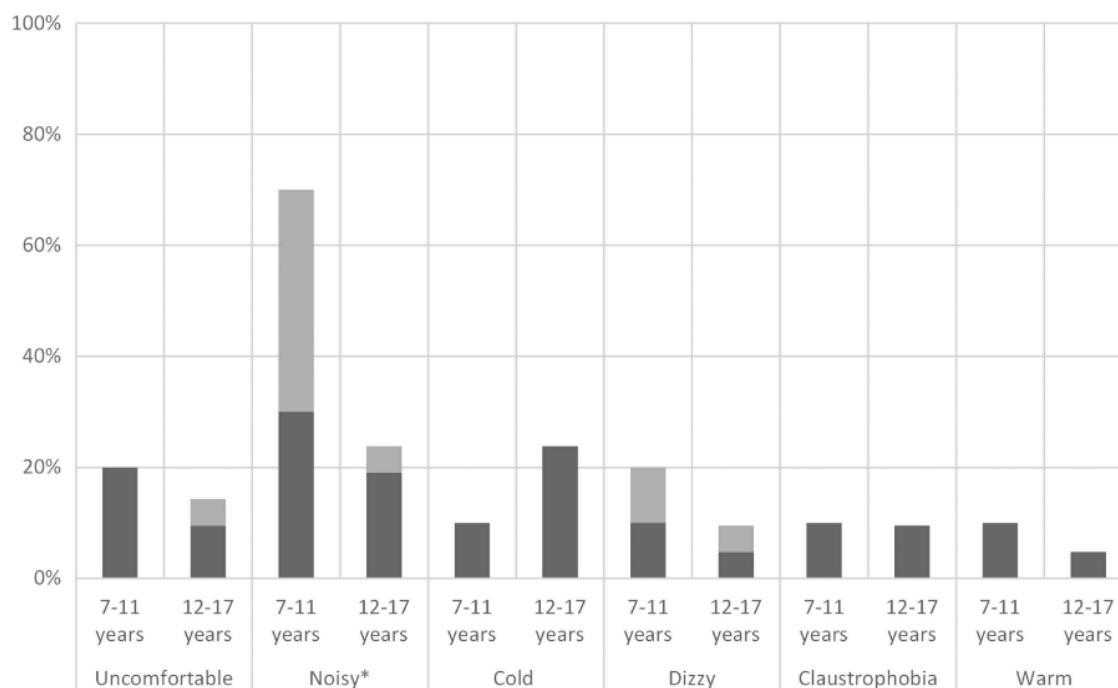


Illustration 17 : _inconfort subjectif à 3T chez des enfants de 7 à 11ans (n=10) et de 12 à 17ans (n=21) réalisé avec une échelle de likert, en gris clair “oui beaucoup” et en gris foncé “oui un peu”. De gauche à droite inconfort général, bruit, froid, vertiges, claustrophobie, chaud [96].

Peu d'études évaluent les effets secondaires de la 7T chez les enfants. Une étude publiée en 2025 par l'équipe de Vecchiato et al s'inspirait de l'article précédent et donnait à remplir un questionnaire chez 45 enfants (patients épileptiques et témoins) âgés de 8 à 11 ans et 12 à 17 ans ayant eu une IRM à haut champ et une IRM à 3T [17].

La principale source d'inconfort était liée au bruit sans différence significative entre les champs magnétiques.

Un inconfort modéré était signalé chez 38% des enfants à 7T, principalement dû au positionnement dans la machine ou au casque de protection auditive.

Les vertiges étaient plus souvent signalés à 7T qu'à 3T (55% contre 9%), mais uniquement présents lors des mouvements dans le tunnel.

Il n'y avait pas de différence entre 7T et 3T pour le bruit, l'inconfort général, le goût métallique ou les contractions musculaires.

Bruit acoustique

Un article publié en 2023 [31] étudiant les niveaux sonores de plusieurs séquences à 3T et 7T a montré des valeurs plus élevées à 7T : au maximum 121.6 dB contre 104.8 dB à 3T (pour un seuil d'inconfort acoustique à 120 dB et un seuil de traumatisme acoustique à 140 dB [96]). Les protections auditives utilisées couramment réduisant le bruit de 10 à 30 dB sont donc nécessaires, mais peuvent être insuffisantes pour empêcher une éventuelle atteinte cochléaire. Les protections auditives combinées (bouchons + casque atténuateur) sont recommandées pour obtenir idéalement une atténuation de plus de 30 dB. Pour les nouveau-nés, on peut utiliser des coussins auditifs adaptés ; pour les enfants éveillés, on peut prévoir une double protection et documenter le niveau acoustique pour chaque protocole. Lorsque possible, on peut employer des séquences « silent » ou réduire le slew rate des gradients (vitesse de variation des gradients) si compatible avec l'objectif diagnostique.

Effets vestibulaires et goût métallique

Des sensations de vertige ou de malaise (plus fréquemment rapportées à 7 T) sont liées aux effets sur le système vestibulaire et aux variations de champ lors des déplacements dans le tunnel. Minimiser les mouvements lors de l'entrée/sortie, sécuriser la tête et informer le patient permettent de réduire ces symptômes. Le goût

métallique et les stimulations nerveuses sont décrits mais sans augmentation significative systématique à 7 T par rapport à 3 T.

Tolérance chez le nouveau-né

Pour ce qui est des nouveau-nés une étude menée par Van Ooijen et al comparait l'inconfort subjectif à 3T et à 7T chez des nouveau-nés de 0 à 3 mois [89]. Un médecin ou un infirmier devait évaluer le confort selon l'agitation, les pleurs, les mouvements, la vigilance et la tension musculaire du visage et du corps avant et après IRM 3T et 7T (qui étaient réalisées l'une après l'autre) ainsi que pendant les transports jusqu'à la salle d'examen. Aucune différence significative dans les scores n'était mise en évidence entre l'examen à 3T et l'examen à 7T et les enfants n'étaient pas plus inconfortables après qu'avant IRM. Cet article ne mettait pas non plus en évidence de changement de fréquence cardiaque ou de Spo2 avant et après examen à 7T par rapport à 3T.

E/ Défis comportementaux, anesthésie et matériel

L'IRM chez l'enfant est un défi en raison de la difficulté à obtenir l'immobilité.

En pratique courante chez les enfants de moins d'un an on pratique la technique de "cocooning" qui consiste à nourrir le nouveau-né avant de l'installer en machine pour obtenir un endormissement spontané. On peut également avoir recours à la mélatonine pour favoriser l'endormissement.

Entre 1 an et environ 6 ans il est difficile d'obtenir une immobilité de la part des enfants, on peut donc avoir recours à une sédation en collaboration avec une équipe

d'anesthésistes. Ces sédations sont de pratique courante à champs plus faibles, et nécessitent du matériel IRM compatible.

La sécurité et la fonctionnalité de matériel anesthésique utilisé lors de la sédation a été testé par une équipe anglaise à 7T avec simulation de ventilation sur 4 mannequins : un nouveau-né de 3.5kg, un nourrisson de 7kg, un enfant de 20kg et un adulte de 75kg [97]. Les résultats montrent des mesures de pressions et volumes ventilatoires restant dans les plages de tolérance après exposition longue au champ magnétique. Les appareils ECG et SpO2 n'ont montré aucun comportement projectile ni augmentation significative en température.

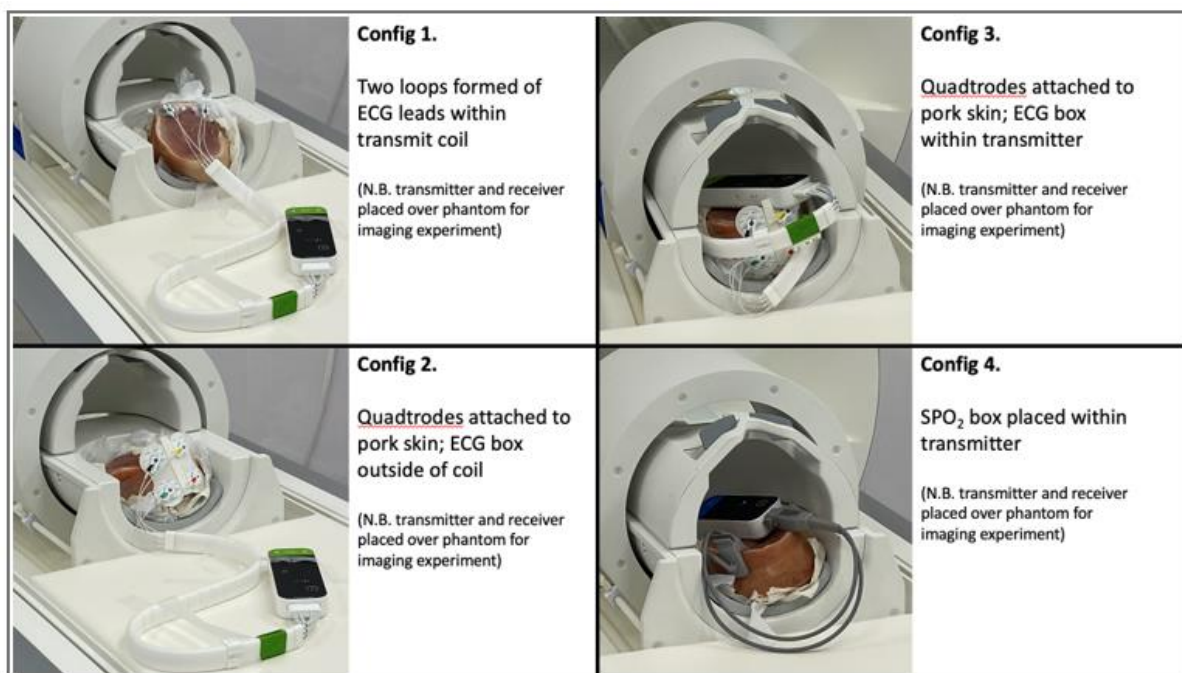


Illustration 18 : chaque configuration était étudiée pour provoquer un échauffement maximal avec des configurations éloignées de la réalité (config.1 : deux boucles formées à partir des câbles ECG placées à l'intérieur de la bobine d'émission, config. 2 : électrodes fixées sur la peau, boîtier à l'extérieur, config. 3 : électrodes fixées sur la peau, boîtier à l'intérieur de la bobine, config 4 : boîtier SpO2 placé dans la bobine) [97].

Après avoir effectué un test sur des mannequins les médecins ont effectué le même test chez un adulte volontaire éveillé pendant une IRM cérébrale de 45min, avec des simulations par exemple d'hyperventilation ou d'apnée (le volontaire retenait sa respiration) pour déclencher les alarmes. Il n'y avait aucun dysfonctionnement et aucun artéfact lié au matériel.

Le matériel a ensuite été laissé pendant 1 mois dans la salle d'IRM pour évaluer d'éventuels dysfonctionnement en cas d'exposition prolongée. Aucune anomalie cliniquement significative n'était rapportée.

La première IRM 7T sous anesthésie à but uniquement clinique a été réalisée par la même équipe chez un adolescent avec épilepsie absence réfractaire, sans incident [98].

Selon les auteurs ces expérimentations devraient être réalisées par chaque centre possédant une IRM 7T avec le matériel utilisé par l'équipe d'anesthésie avec laquelle elle travaille.

Le recours à une anesthésie générale étant coûteux et risqué le rapport bénéfice/risque de ces examens doit donc toujours être pesé pour chaque indication.

Les enfants plus âgés et les adolescents peuvent devenir anxieux lors d'une IRM en raison de l'étroitesse de la machine ou encore du bruit.

Pour préparer au mieux les jeunes patients et éviter le plus possible les mouvements de tête on peut avoir recours à des IRM de simulation c'est à dire des IRM plus petites sous forme de jouet dans lesquelles les enfants peuvent entrer pour s'habituer à rester allongés dans le tunnel, en écoutant un enregistrement du bruit des séquences avant le vrai examen.

Une revue de la littérature publiée en 2023 visait à évaluer l'efficacité de ces IRM factices (à champs faibles) [99]. Elle étudiait 23 articles avec des simulations de 5 à 16 minutes selon les articles chez des enfants de 1 an et 11 mois à 17 ans et 7 mois avec dans la plupart des études un âge compris entre 6 et 12 ans.

Les taux de succès de l'IRM sans avoir recours à une sédation variaient entre 40 à 100% selon les études contre 49 à 73% dans les groupes sans simulation soit un odd ratio de 1.98. Les participants les plus jeunes ayant bénéficié de la simulation avec un examen au décours sans artéfacts étaient âgés de 3ans et demi. Les patients plus jeunes étaient peu sensibles à la simulation.

Le recours aux IRM factices devrait donc être encouragé afin d'éviter les artéfacts de mouvements de tête lors d'une IRM 7T.



Illustration 19 : IRM de simulation du CHU de Lille

La majoration de la durée des séquences à 7T entraîne un risque d'artéfacts de mouvements plus important. Les techniques utilisées à champs plus faibles pour réduire l'anxiété et obtenir l'immobilité c'est-à-dire les dessins-animés ou encore la présence d'un des parents restent également encouragées.

Correction de mouvements

Certaines avancées techniques des séquences IRM permettent de proposer des stratégies de correction de mouvement : séquences radiales (acquisition en rayon plutôt que par ligne) ou PROPELLER, séquences readout-segmented EPI pour la diffusion (découpe de l'acquisition de l'image en plusieurs trains d'écho plutôt qu'un seul), ou l'utilisation de corrections prospectives (tracking camera...) ou rétrospectives. L'utilisation de fixation souple de la tête (coussin et emballage adapté) sont également utiles en pédiatrie pour limiter les mouvements.

L'utilisation du haut champ magnétique en population pédiatrique soulève donc des défis techniques et organisationnels qu'il est nécessaire de prendre en compte pour garantir la sécurité et la tolérance. Chaque centre devrait obtenir le consentement éclairé des parents, et définir des protocoles standardisés avec ses équipes de monitoring des enfants.

VI/ Intérêts de l'IRM 7T chez l'enfant : applications cliniques

Les avantages du haut champ magnétique (rapport signal/bruit, résolution spatiale et spectrale et meilleur contraste de susceptibilité magnétique) peuvent se révéler utiles pour l'imagerie neuropédiatrique en apportant une meilleure visualisation des détails anatomiques et des petites structures. Peu d'études sur l'intérêt clinique chez les enfants ont à l'heure actuelle été publiées, et beaucoup d'indications nécessitent une validation multicentrique.

A-Pathologies néonatales

Les encéphalopathies néonatales sont fréquentes touchant environ 1 à 6 nouveau-né /1000, et sont une cause importante de mortalité avec 20% de décès, et de morbidité avec environ 25% des enfants qui garderont des séquelles irréversibles à type notamment de déficit moteur ou cognitif [100].

Les indications cliniques d'IRM chez les nouveau-nés sont majoritairement le diagnostic et l'estimation pronostique des syndromes malformatifs et des encéphalopathies néonatales (hypoxo-ischémique principalement, métaboliques, infections anténatales). L'examen est le plus souvent réalisé entre J2 et J5 de vie.

Il a été montré que la topographie de l'atteinte ischémique visualisée sur la séquence de diffusion ou en T2 pouvait être liée au pronostic ultérieur par exemple une ischémie des territoires jonctionnels est le plus souvent responsable de troubles du développement se révélant après 2 ans alors que l'ischémie des ganglions de la base est plutôt responsable de troubles moteurs d'apparition précoce [100].

Les modifications de concentration en métabolites sont également des indicateurs du

pronostic neurodéveloppemental après hypoxo-ischémie, en effet en cas d'atteinte ou de mort neuronale les concentrations en N-acétylaspartate diminuent et les taux de lactate augmentent. Un meilleur pronostic neurologique à long terme était retrouvé chez les patients ayant eu un ratio N-acétylaspartate/choline élevé et un ratio lactate/choline bas [100].

La mise en hypothermie des nouveau-nés permettrait de réduire la morbi-mortalité chez ces enfants [101] avec une atteinte moindre en IRM en comparaison aux enfants non traités par hypothermie [102].

Aucune étude ne compare la 7T aux champs plus faibles chez ces nouveau-nés, cependant deux études se sont penchées sur la qualité des images obtenues à haut champ magnétique.

La première publiée en 2015 [92] est une étude à 4.7T chez 9 nouveau-nés atteints d'encéphalopathie néonatale modérée ou sévère d'origine hypoxo-ischémique, bilirubinémique, ou liée à un AVC. Aucune IRM à champ plus faible n'était réalisée chez ces enfants pour comparaison. Les séquences T1 obtenues étaient peu satisfaisantes avec des images moins qualitatives par rapport à celles habituellement obtenues en IRM conventionnelles, notamment une substance blanche hétérogène, probablement due à l'allongement du T1 de l'eau avec l'augmentation du champ magnétique et les inhomogénéités de champs responsables d'un aspect plus hyperintense au centre de l'image.

Les séquences T2 FSE étaient de très bonne qualité avec un bon contraste substance blanche-grise et une bonne résolution spatiale (visualisation fine des noyaux gris centraux, des structures périventriculaires...).

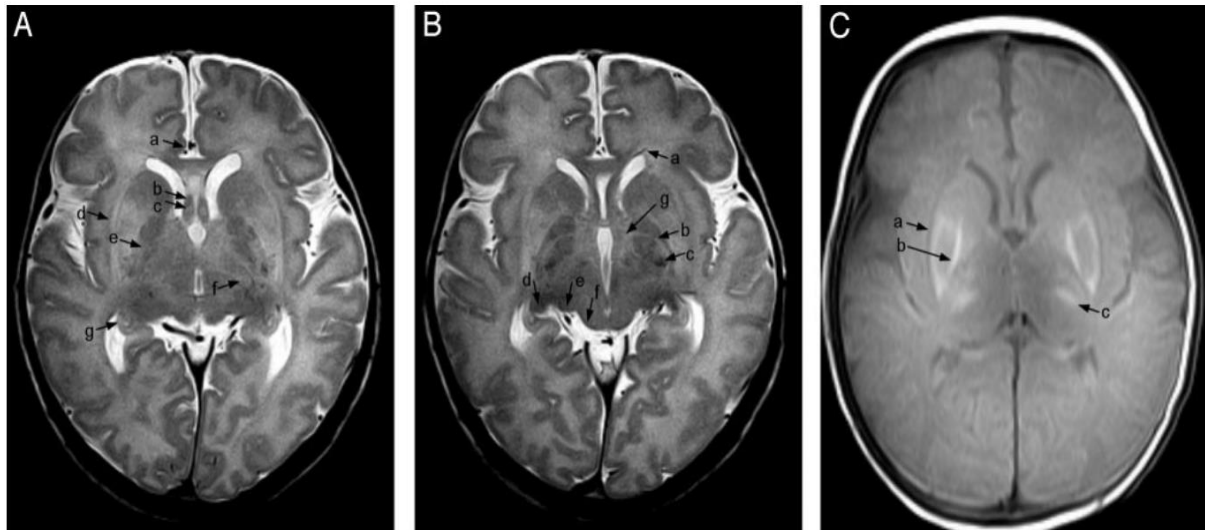


Illustration 20 : enfant de 39SA+4 avec hypoxo-ischémie néonatale d'évolution défavorable. Séquence T2 FSE à 4.7T (A et B) et T1 SE. On note une excellente visibilité des détails anatomiques en T2.

Image A : Artère cérébrale antérieure (a), noyaux septaux et fornix (b et c), claustrum (d), lame médullaire (e), un vaisseau de la région thalamique (f), hippocampe (g). Image B : un vaisseau en avant de la corne frontale (a), lame médullaire (b), la partie postérieure du globus pallidus interne gauche, apparaissant anormalement hypo-intense (c), corps géniculés latéral et médial (d et e), colliculus supérieur (f), un œdème bilatéral et symétrique des tissus hypothalamiques péri-ventriculaires adjacents aux parois du troisième ventricule (g). Image C : hypersignaux T1 du noyau lenticulaire (a et b) et du thalamus (c) probablement dus à des remaniements hémorragiques post ischémiques [92].

La deuxième étude a été publiée en 2023 par l'équipe de Bridgen et al [91], et portait sur 44 examens réalisés à 7T chez 35 nouveau-nés âgés de 33SA+4 à 52SA +6, dont 18 enfants ayant eu un examen à 3T. Les indications étaient variées (prématurité, bilan malformatif, leucomalacie périventriculaire kystique, infection prénatale...).

Les séquences T1 présentaient également un aspect non homogène avec hyperintensité centrale.

Les séquences T2 étaient de très bonne qualité avec une visualisation précise des structures anatomiques : l'hippocampe, les structures des noyaux gris centraux, les veines médullaires de la substance blanche ou encore la gyration corticale dans les

zones riches en circonvolutions, notamment le cervelet.

Pour les enfants ayant également réalisé une IRM à 3T les radiologues jugeaient les séquences T2 à 7T équivalentes ou de meilleure qualité.

Les séquences de susceptibilité magnétique étaient également de très bonne qualité, avec un apport diagnostique important par exemple la visualisation de petites hémorragies parenchymateuses chez des enfants avec cardiopathie congénitale, visualisation d'un hyposignal SWI en regard d'une formation kystique de la substance blanche en faveur d'une origine hémorragique de celle-ci.

Il y avait également un gain en résolution spectrale avec possibilité de séparer les pics de GABA, glutamate et glutamine.

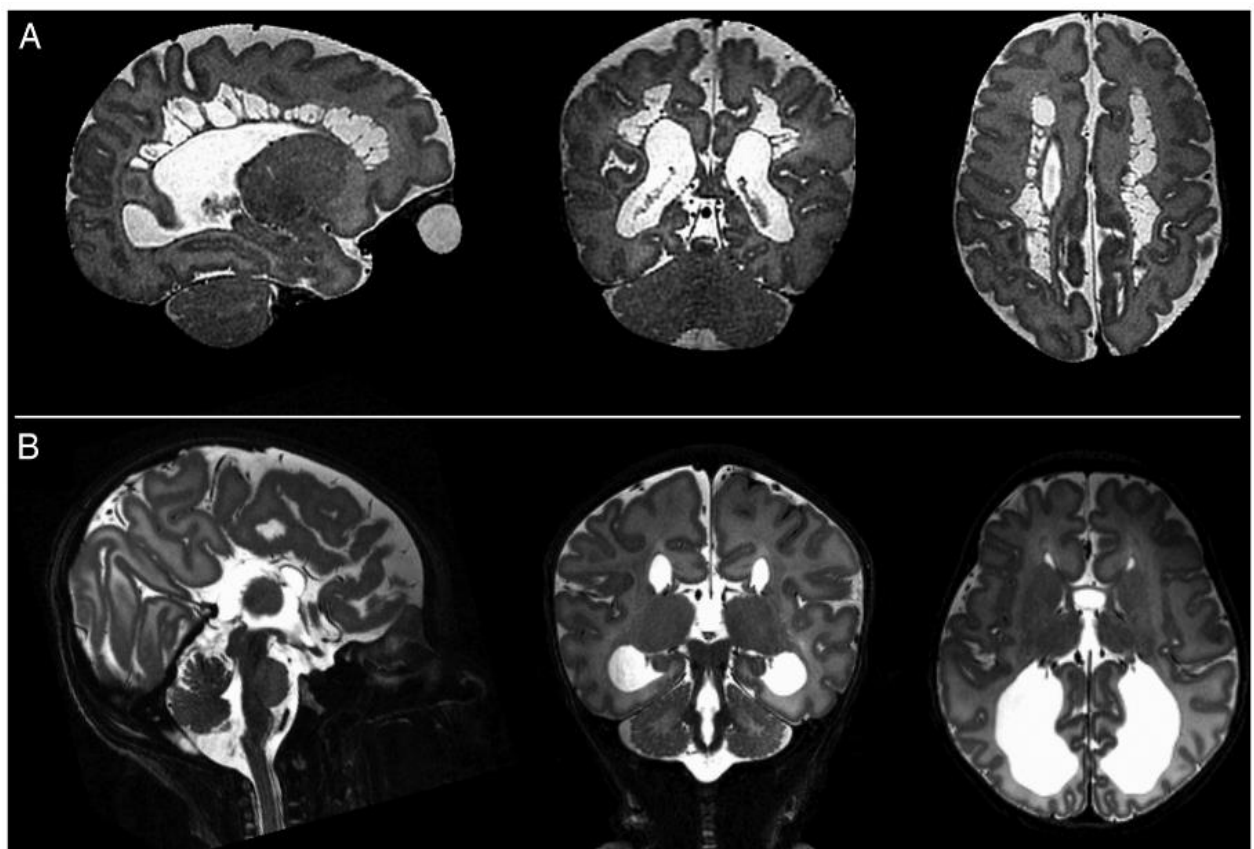


Illustration 21 : Séquences T2 à 7T. Images A : leucomalacie périventriculaire kystique, images B : agénésie complète du corps calleux [91].

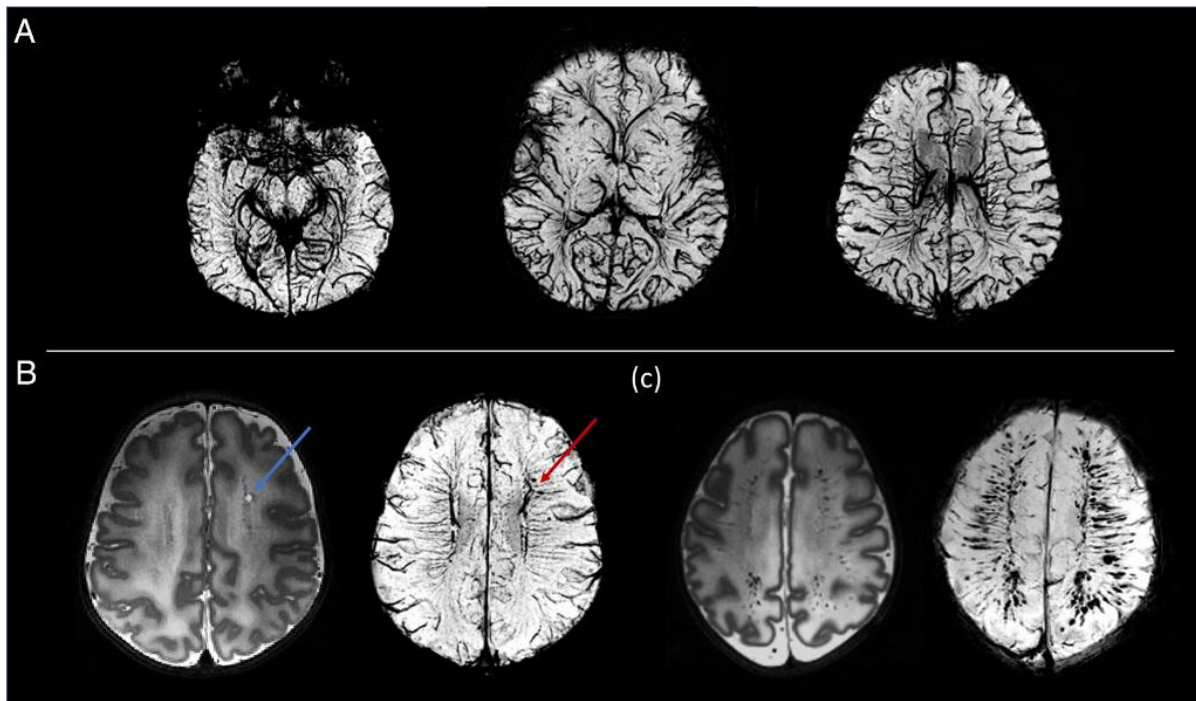


Illustration 22 : Images A : Séquences SWI à 7T d'un nouveau-né à terme témoin sans anomalie. Images B : À gauche séquence T2 montrant une image kystique de la substance blanche, à droite séquence SWI montrant une lésion hémorragique en regard, dans le territoire des veines médullaires. Images C : enfant prématuré avec hémorragie intra cérébral dans le territoire des veines médullaires, séquence T2 à gauche et SWI à droite [91].

B- Epilepsie

L'épilepsie est l'une des pathologies les plus impactées par l'amélioration de la résolution spatiale à ultra haut champ magnétique.

Il existe de multiples causes de lésions épileptogènes, chez les enfants la première est représentée par les dysplasies corticales focales [103]. Comme vu précédemment environ 40% des patients sont résistants au traitement médical et 30% des patients adultes comme enfants n'ont aucune lésion retrouvée en IRM. L'hypométabolisme visualisé en TEP scanner s'étend souvent au-delà de la lésion épileptogène, rendant les marges chirurgicales incertaines [17].

Si la supériorité diagnostique de la 7T par rapport aux champs plus faibles a été démontrée dans plusieurs articles chez l'adulte il n'existe qu'une seule étude à l'heure actuelle chez les enfants, réalisée par l'équipe de Vecchiato et al et publiée en 2025.

40 enfants avec épilepsie focale résistante et 22 enfants témoins (8 à 17ans) effectuaient une IRM 7T et une IRM 3T sans sédation avec un délai maximal entre les deux examens de 4 mois. Les séquences réalisées étaient un T1 MPRAGE, une séquence T2 et une séquence FLAIR. A 7T un FLAIR avec bobine de transmission parallèle était réalisé chez certains des enfants pour éviter les artefacts au niveau des lobes temporaux (outil non disponible en début d'étude).

La qualité des images était évaluée indépendamment du reste des résultats par un neuroradiologue pédiatrique sur 20 des examens : à 3T 90% des examens étaient de bonne qualité avec pas ou très peu d'artefacts. A 7T la séquence T1 était de bonne qualité dans 85% des cas. Les séquences FLAIR évaluées étaient celles sans transmission parallèle et présentaient toutes une perte de signal dans les lobes temporaux, avec 90% évaluées comme modérément artefactées et 10% hautement artefactées.

L'évaluation diagnostique était réalisée par 3 neuroradiologues pédiatriques et par les équipes de neurologie et neurochirurgie. Un médecin nucléaire participait également chez les 29 patients où un TEP scanner était disponible.

La détection de lésions à 3T était de 14/40 contre 20/40 à 7T soit 23% de plus.

Les 6 nouvelles lésions détectées étaient cohérentes avec les données des TEP scanner, deux des patients ont bénéficié d'une chirurgie et ne présentaient plus de

crise au suivi à 3 ans.

Sur les 14 patients avec une lésion retrouvée à 3 T un seul ne présentait pas de lésion à 7T (doute sur une polymicrogyrie à 3T, image non retrouvée à 7T).

Les résultats de cette étude sont cohérents avec celles réalisées chez l'adulte (environ 30% de nouvelles lésions détectées dans les méta-analyses citées plus haut).

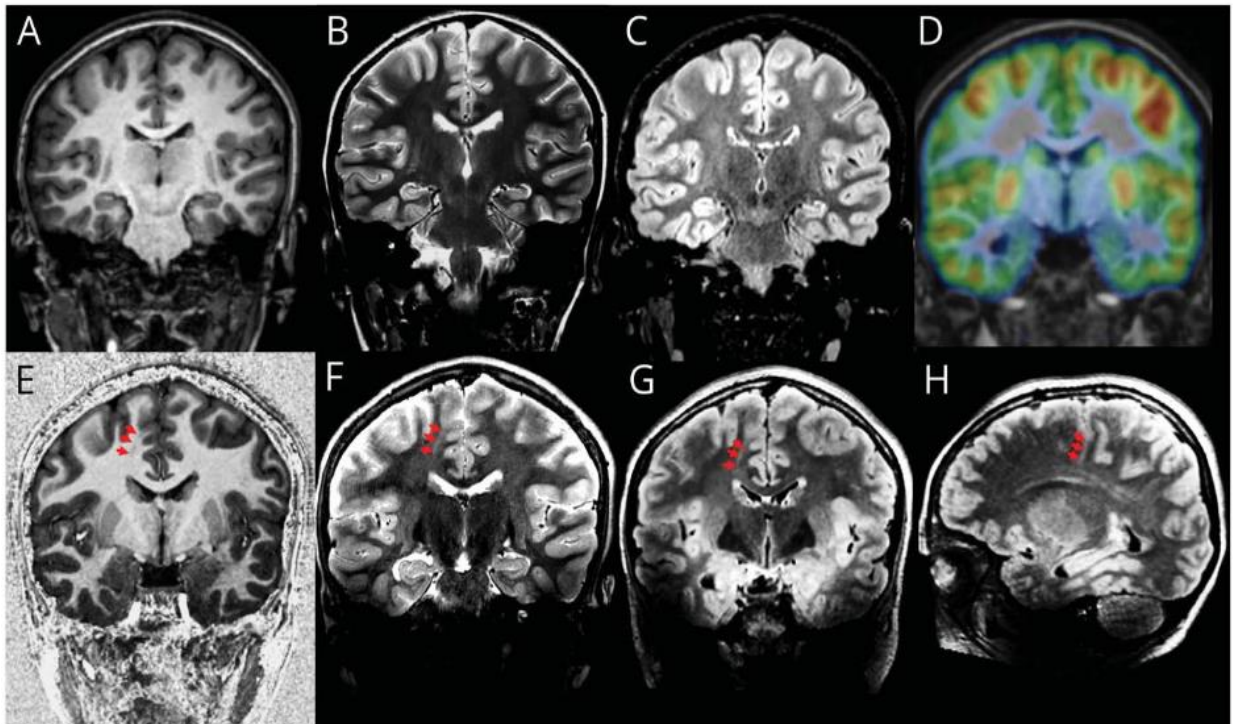


Illustration 23 :patient de 10 ans avec plus de 20 crises d'épilepsie par nuit dont l'origine en EEG était située dans le lobe frontal droit, non retrouvée en IRM 3T. A 7T présence d'une image linéaire allant du lobe frontal droit jusqu'au ventricule latéral avec un aspect flou de la jonction substance blanche-grise en rapport avec une dysplasie corticale focale. Patient opéré sans récidence de crise à 3ans.

Ligne du haut IRM 3T, A : T1, B : T2, C : FLAIR, D : images TEP
Ligne du bas IRM à 7T, E : T1, F : T2, G et H : FLAIR [17].

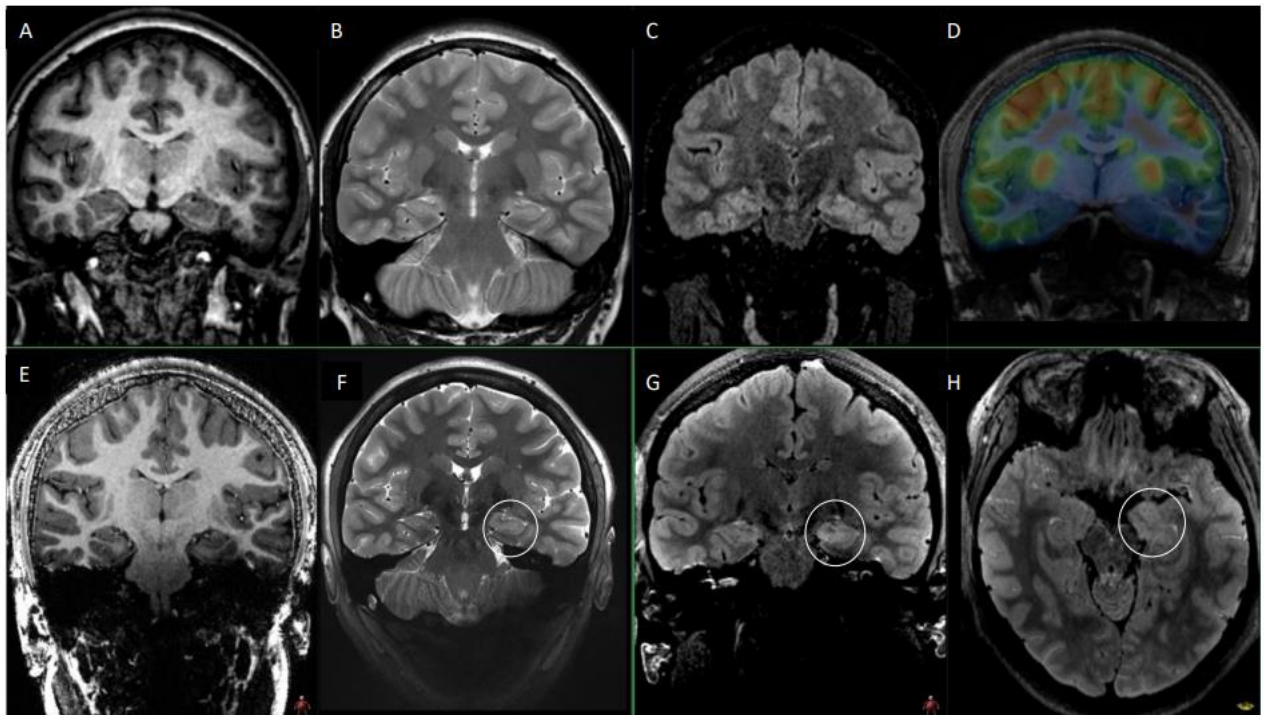


Illustration 24 : enfant de 13 ans avec épilepsie temporo-insulaire gauche en EEG et TEP sans lésion à 3T. Hyperintensité en T2 et FLAIR et discrète hypertrophie de l'amygdale et de l'hippocampe à gauche visibles à 7T, trop subtiles à champ plus faible pour être positivées.

Ligne du haut : 3T, A : T1, B : T2, C : FLAIR, D : TEP

Ligne du bas 7T, E : T1, F : T2, G et H : FLAIR [17].

D'autres étiologies sont responsables de crises épileptiques, par exemple la sclérose tubéreuse de Bourneville, maladie génétique multisystémique où environ 80 à 90% des patients présentent une épilepsie débutant dans la petite enfance, souvent pharmaco-résistante [104.105]. Ces lésions apparaissent en IRM sous la forme de tubers corticaux et sous corticaux ou encore d'images linéaires entre le cortex et les ventricules.

Dans un article publié en 2018 portant sur 13 patients dont 8 enfants (8 à 17 ans) deux examens IRM étaient réalisés à 3T et 7T. Les images à 7T révélaient des tubers plus étendus et plus nombreux qu'à 3T chez tous les patients [104].

Certains détails n'étaient visibles qu'à ultra haut champ magnétique par exemple l'amincissement ou la disparition des structures vasculaires dans la région des tubers.

Les tubers épileptogènes et le parenchyme au pourtour présentant des anomalies de signal ont été réséqués chez 3 enfants. Deux des enfants ne présentaient plus de crises après la chirurgie, le troisième enfant a continué à présenter des crises provenant d'un autre hémisphère à l'EEG que celui opéré.

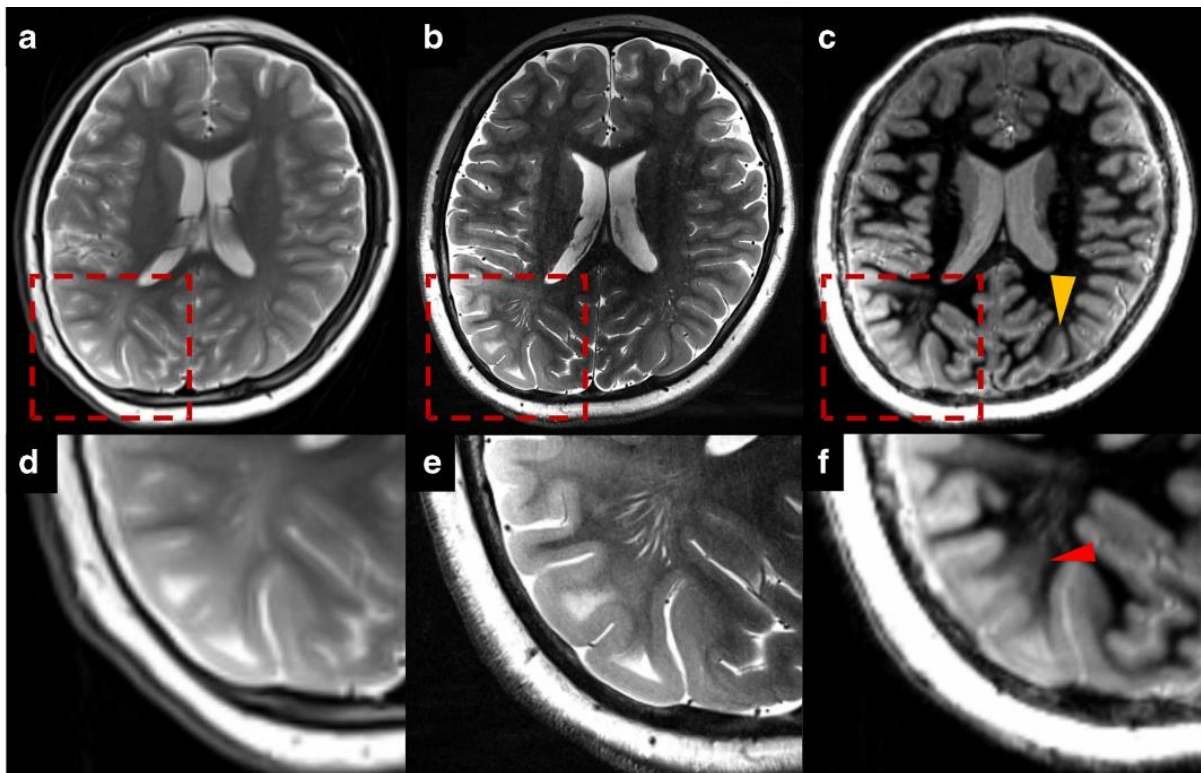


Illustration 25 : Enfant de 10 ans, séquence T2 à 3T (a et d) et à 7T (b et e). Séquence white-matter suppressed MPRAGE à 7T (c et f). Meilleur contraste tissulaire entre le tuber et le cortex adjacent à 7T [104].

L'ultra haut champ magnétique est donc prometteur pour la détection et la meilleure délimitation des lésions épileptogènes, notamment avant chirurgie.

C- Pathologies neuro-inflammatoires

Une seule étude sur les pathologies neuro-inflammatoires chez l'enfant a été publiée à ce jour, concernant la sclérose en plaques de début pédiatrique [106]. La SEP en population pédiatrique est rare, et ne représente que 5 à 10% des cas.

Cet article était fondé sur le fait que dans les études publiées à champs plus faibles il y avait toujours moins de lésions corticales chez les enfants avec sclérose en plaques que chez les adultes (8 à 12% des enfants). Les auteurs ont donc cherché à montrer si la meilleure résolution spatiale et en contraste de la 7T permettait de mettre en évidence plus de lésions chez les adolescents et les jeunes adultes atteints de SEP de diagnostic pédiatrique. Sur 8 patients de 16 à 25 ans (dont deux de 16 ans et un de 18 ans) tous avaient des lésions corticales visibles à 7T avec un total de 847 lésions corticales détectées. Il n'y avait pas de relation significative entre le nombre de lésions et l'âge des patients, l'âge de révélation de la maladie ou la durée de la maladie, sous réserve d'une petite population. Selon les auteurs le recours à la 7T permettrait donc un diagnostic plus facile en population pédiatrique.

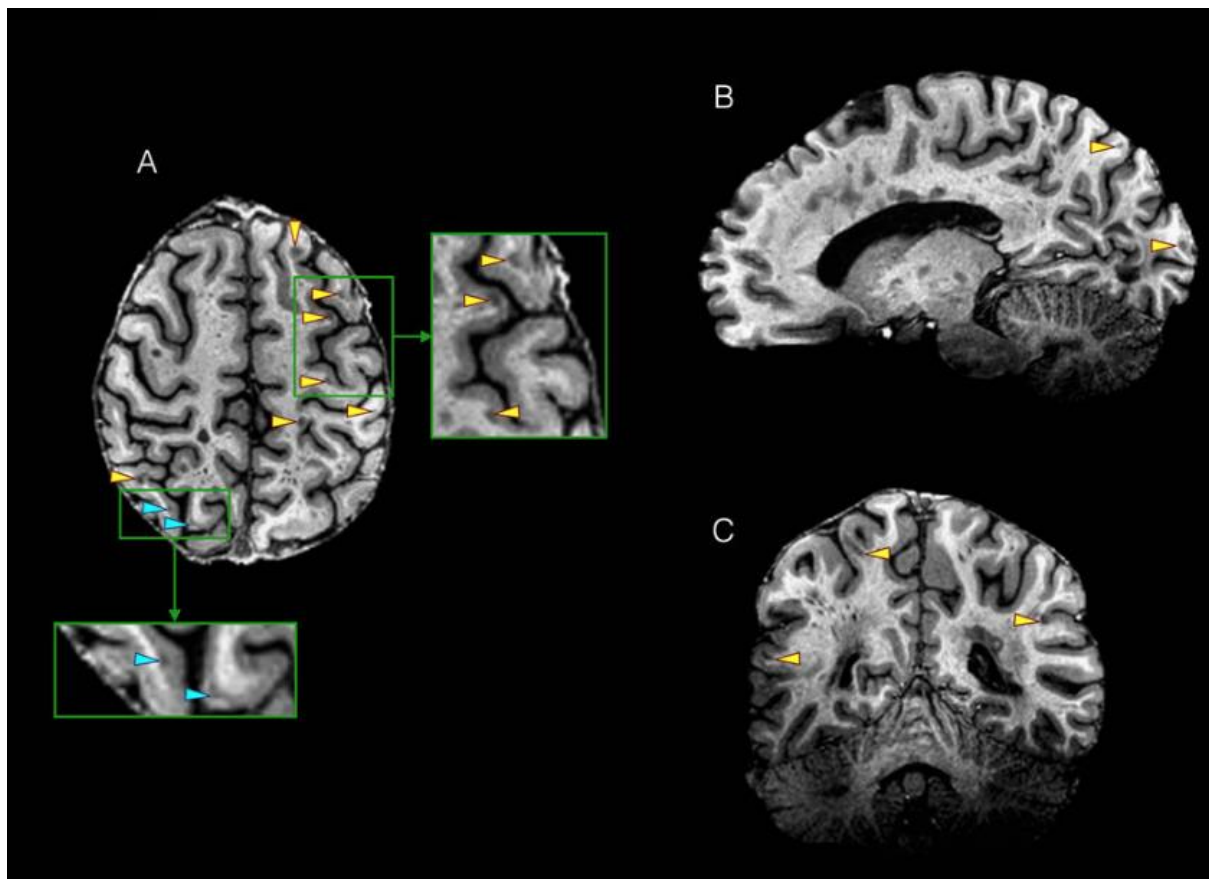


Illustration 26 : Séquence T1 à 7T montrant des lésions corticales chez un enfant de 16 ans avec diagnostic de sclérose en plaques il y a 6 mois [106].

A ce jour aucun article ne documente l'intérêt de l'IRM 7T dans les autres pathologies neuro-inflammatoires chez l'enfant (encéphalite auto-immune ou infectieuse, encéphalomyélite aiguë disséminée, neuromyéélite optique...). Ces pathologies pourraient également bénéficier de la sensibilité accrue de la 7T aux lésions de la substance blanche, aux rehaussements leptoméningés et aux altérations métaboliques.

D- Autres intérêts cliniques

Aucune étude ne s'est intéressée à l'intérêt de l'ultra haut champ magnétique dans le diagnostic des tumeurs cérébrales de l'enfant et son potentiel avantage sur les

champs plus faibles, des études sont à mener pour savoir si les résultats positifs observés chez l'adulte sont également valables en population pédiatrique.

Un article publié en 2022 a cependant étudié la relation entre l'altération des fonctions cognitives et les microsaignements parenchymateux que l'on peut observer après radiothérapie cérébrale [107]. L'étude consistait à effectuer une IRM 7T et des tests cognitifs testant la mémoire, l'apprentissage et les fonctions psychomotrices chez 25 patients de moins de 25 ans (dont 13 enfants) aux antécédents de tumeurs cérébrales dont 19/25 patients traités par radiothérapie. Les résultats montrent plus de microsaignements détectés à 7T que dans les publications précédentes (chez 100% des patients avec radiothérapie il y a plus d'un an contre 40 à 90% décrits dans la littérature), aucun microsaignement n'était visualisé chez le groupe sans radiothérapie. Les résultats sur les fonctions cognitives n'étaient pas statistiquement significatifs.

Une autre étude en neuroradiopédiatrie à 7T s'intéressait aux anomalies spectroscopiques du système limbique et des voies motrices (impliquant le cortex cingulaire, le striatum et le thalamus) chez les enfants atteints de stéréotypies primaires (mouvements répétitifs rythmiques incontrôlables s'arrêtant lors de la distraction, non liés à d'autres pathologies telles que l'autisme) [108].

18 patients de 5 à 10 ans et 24 témoins réalisaient une IRM 7T d'une durée entre 45 minutes et 1 heure avec séquences de spectroscopie (IRM factice réalisée avant pour éviter le recours à la sédation). Les résultats montrent un taux plus bas de GABA dans le cortex cingulaire antérieur et le striatum par rapport aux témoins. Un rapport GABA/ créatinine faible dans le cortex cingulaire antérieur était associé à une atteinte plus sévère chez les enfants malades. L'ultra haut champ magnétique a

permis dans cette étude de séparer les pics spectroscopiques de GABA, de glutamate et de glutamine ce qui n'est pas possible à champ plus faible.

Les avantages du meilleur contraste BOLD de l'IRM fonctionnelle et des séquences de spectroscopie pourraient également être bénéfiques dans les pathologies psychiatriques ou neurodéveloppementales (autisme, TDAH...), mais aucune étude significative n'est à ce jour parue.

Aucun article à l'heure actuelle ne s'intéresse à l'apport de l'IRM 7T dans les pathologies médullaires de l'enfant (dysraphismes, tumeurs...).

VI- Discussion : arrivée d'une IRM 7T au CHU de Lille et impact sur l'organisation de soins locale.

L'arrivée prochaine d'une IRM à haut champ magnétique 7 Tesla au CHU de Lille est une opportunité majeure et un axe important d'amélioration de la prise en soins en imagerie de la population pédiatrique.

Tout en veillant à se conformer aux réglementations en vigueur concernant l'inclusion de patients mineurs dans ces protocoles de recherche ou en pratique clinique, cette nouvelle installation ouvre des perspectives suscitant une forte attente puisque les cas, dans notre institution, de jeunes patients victimes d'épilepsie pharmacorésistante « à IRM normale » ne sont pas rares. Nous espérons, avec ces nouvelles technologies, améliorer notre sensibilité à la détection de lésions et que le service rendu à la population pédiatrique soit significatif.

Cette IRM sera installée dans une période où la tendance au maillage des différentes IRM de la région permet de fonctionner en réseau (par exemple, l'ensemble des IRM 3T de la région ont été répertoriées dans le cadre d'un travail en réseau nommé ARIANES), permettant de relier l'ensemble des villes des Hauts-de-France dans une dynamique commune. Cette IRM 7T pourra faire figure de vaisseau amiral, à partir duquel pourront ruisseler de nombreux avantages appliqués aux IRM 3T voire 1,5T : cette mise en « résonance » des différentes IRM de la région ne peut avoir qu'un impact bénéfique sur la prise en soins.

Pour rappel, le réseau ARIANES est un projet multimodal intégrant l'arrivée de l'IRM 7T comme un événement majeur d'évolution technologique, mais comporte de nombreux autres volets parmi lesquels la possibilité de cohortes communes de

recherche, l'harmonisation et l'homogénéisation des protocoles d'imagerie, l'élaboration de duos radiologues / cliniciens fortement aidés par les ingénieurs et les manipulateurs, la possibilité de relecture et de télé-expertise par des radiologues dans des centres experts, la mise à jour et l'actualisation des ressources numériques, notamment des plateformes d'échange d'images, allant de la validation de la demande numérisée d'examen d'imagerie à l'élaboration de comptes-rendus structurés.

A ce titre, l'ensemble des acteurs intervenant dans la boucle de soins des patients pédiatriques se réjouissent de cette nouvelle opportunité de travailler dans le cadre de collaborations encore plus étroites.

VII- Conclusion

Comme nous l'avons vu dans cette thèse l'IRM à ultra haut champ magnétique constitue une avancée médicale majeure, avec notamment une résolution spatiale submillimétrique permettant de se rapprocher de la coupe histologique. Bien que soulevant de nombreux défis techniques ceux-ci tendent à être diminués grâce par exemple à l'adaptation des séquences. La sécurité des patients étant primordiale, des études supplémentaires restent nécessaires afin d'adapter au mieux les protocoles, notamment en population pédiatrique ou encore chez les patients porteurs de dispositifs médicaux. Les premières études sont néanmoins encourageantes et montrent une bonne tolérance. De nombreuses études ont été publiées en neuroradiologie adulte quant aux avantages de l'utilisation de la 7T par rapport aux champs plus faibles. Chez l'enfant les recherches cliniques restent encore très limitées, mais elles montrent déjà des résultats encourageants dans des pathologies telles que l'épilepsie avec la découverte de lésions non vues à 3T et la meilleure délimitation pré-opératoire. L'augmentation progressive du nombre d'IRM à ultra haut champ magnétique à visée clinique dans le monde ouvre la voie à de nouvelles recherches clinique comparant 3T vs 7T. Les IRM UHF restent cependant d'accès limité en raison d'un coût élevé, et nécessitent la formation des équipes. Cette nouvelle technologie implique également pour les radiologues de devoir s'habituer à l'aspect des séquences et de ne pas confondre les structures qui n'étaient jusque-là pas visibles à champ plus faible avec des anomalies pathologiques. Le recours à l'IRM 7T pourrait donc se révéler prochainement d'une importance clinique majeure dans le diagnostic précoce, la caractérisation fine et le suivi de nombreuses pathologies neurologiques de l'enfant.

VIII - Bibliographie

1. Gallichan D. Diffusion MRI of the human brain at ultra-high field (UHF): A review. *NeuroImage*. mars 2018;168:172-80.
2. Springer E, Dymerska B, Cardoso PL, Robinson SD, Weisstanner C, Wiest R, et al. Comparison of Routine Brain Imaging at 3 T and 7 T. *Invest Radiol*. août 2016;51(8):469-82.
3. Pohmann R, Speck O, Scheffler K. Signal-to-noise ratio and MR tissue parameters in human brain imaging at 3, 7, and 9.4 tesla using current receive coil arrays. *Magnetic Resonance in Med*. févr 2016;75(2):801-9.
4. Burkett BJ, Fagan AJ, Felmlee JP, Black DF, Lane JI, Port JD, et al. Clinical 7-T MRI for neuroradiology: strengths, weaknesses, and ongoing challenges. *Neuroradiology*. févr 2021;63(2):167-77.
5. Platt T, Ladd ME, Paech D. 7 Tesla and Beyond: Advanced Methods and Clinical Applications in Magnetic Resonance Imaging. *Invest Radiol*. nov 2021;56(11):705-25.
6. Özütemiz C, White M, Elvendahl W, Eryaman Y, Marjańska M, Metzger GJ, et al. Use of a Commercial 7-T MRI Scanner for Clinical Brain Imaging: Indications, Protocols, Challenges, and Solutions—A Single-Center Experience. *American Journal of Roentgenology*. déc 2023;221(6):788-804.
7. Noebauer-Huhmann IM, Szomolanyi P, Kronnerwetter C, Widhalm G, Weber M, Nemec S, et al. Brain tumours at 7T MRI compared to 3T—contrast effect after half and full standard contrast agent dose: initial results. *Eur Radiol*. janv 2015;25(1):106-12.
8. Vaughan JT, Garwood M, Collins CM, Liu W, DelaBarre L, Adriany G, et al. 7T vs. 4T: RF power, homogeneity, and signal-to-noise comparison in head images. *Magnetic Resonance in Med*. juill 2001;46(1):24-30.
9. Barry RL, Vannesjo SJ, By S, Gore JC, Smith SA. Spinal cord MRI at 7T. *NeuroImage*. mars 2018;168:437-51.
10. Van Der Kolk AG, Hendrikse J, Zwanenburg JJM, Visser F, Luijten PR. Clinical applications of 7T MRI in the brain. *European Journal of Radiology*. mai 2013;82(5):708-18.
11. Zwanenburg JJM, Hendrikse J, Visser F, Takahara T, Luijten PR. Fluid attenuated inversion recovery (FLAIR) MRI at 7.0 Tesla: comparison with 1.5 and 3.0 Tesla. *Eur Radiol*. avr 2010;20(4):915-22.
12. Barkovich EJ, Cortes-Albornoz MC, Machado-Rivas F, Ferracioli SF, Afacan O, Jaimes C. A closer look: pediatric neuroimaging at 7T. *Pediatr Radiol*. 21 avr 2025;55(6):1071-87.
13. Yamada K, Yoshimura J, Watanabe M, Suzuki K. Application of 7 tesla magnetic resonance imaging for pediatric neurological disorders: Early clinical experience. *JCIS*. 2 déc 2021;11:65.

14. O'Brien KR, Kober T, Hagmann P, Maeder P, Marques J, et al. (2014) Robust T1-Weighted Structural Brain Imaging and Morphometry at 7T Using MP2RAGE. *PLoS ONE* 9(6): e99676. 1.
15. Trampel R, Reimer E, Huber L, Ivanov D, Heidemann RM, Schäfer A, et al. Anatomical brain imaging at 7T using two-dimensional GRASE. *Magnetic Resonance in Med.* nov 2014;72(5):1291-301.
16. Moeller S, Yacoub E, Olfman CA, Auerbach E, Strupp J, Harel N, et al. Multiband multislice GE-EPI at 7 tesla, with 16-fold acceleration using partial parallel imaging with application to high spatial and temporal whole-brain fMRI. *Magnetic Resonance in Med.* mai 2010;63(5):1144-53. 1.
17. Vecchiato K, Casella C, Dokumaci AS, Carney O, Cleary JO, Cioè PD, et al. High-Field 7T MRI in a drug-resistant paediatric epilepsy cohort: image comparison and radiological outcomes . *Radiology and Imaging*; 20241.
18. Matijaš T, Martinović J. 7T MRI versus 3T MRI in brain diseases diagnosis. *Radiol vjesn (Online)*. 18 oct 2023;47(2):27-36.
19. Meixner CR, Liebig P, Speier P, Forman C, Hensel B, Schmidt M, et al. High resolution time-of-flight MR-angiography at 7 T exploiting VERSE saturation, compressed sensing and segmentation. *Magnetic Resonance Imaging*. nov 2019;63:193-204.
20. Haacke EM, Mittal S, Wu Z, Neelavalli J, Cheng YCN. Susceptibility-Weighted Imaging: Technical Aspects and Clinical Applications, Part 1. *AJNR Am J Neuroradiol.* janv 2009;30(1):19-30.
21. Okada T, Fujimoto K, Fushimi Y, Akasaka T, Thuy DHD, Shima A, et al. Neuroimaging at 7 Tesla: a pictorial narrative review. *Quant Imaging Med Surg.* juin 2022;12(6):3406-35. 1.
22. Vachha B, Huang SY. MRI with ultrahigh field strength and high-performance gradients: challenges and opportunities for clinical neuroimaging at 7 T and beyond. *Eur Radiol Exp.* 26 août 2021;5(1):35. 1.
23. Spincemille P, Anderson J, Wu G, Yang B, Fung M, Li K, et al. Quantitative Susceptibility Mapping: MRI at 7T versus 3T. *Journal of Neuroimaging.* janv 2020;30(1):65-75. 1.
24. Chen Y, Genc O, Poynton CB, Banerjee S, Hess CP, Lupo JM. Comparison of quantitative susceptibility mapping methods on evaluating radiation-induced cerebral microbleeds and basal ganglia at 3T and 7T. *NMR in Biomedicine.* mai 2022;35(5):e4666. 1.
25. Bogner W, Gruber S, Trattnig S, Chmelik M. High-resolution mapping of human brain metabolites by free induction decay¹ H MRSI at 7 T. *NMR in Biomedicine.* juin 2012;25(6):873-82. 1.
26. Niesporek SC, Nagel AM, Platt T. Multinuclear MRI at Ultrahigh Fields. *Topics in Magnetic Resonance Imaging.* juin 2019;28(3):173-88. 1.
27. Shao X, Yan L, Ma SJ, Wang K, Wang DJJ. High-Resolution Neurovascular Imaging at 7T. *Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America.* févr 2021;29(1):53-65. 1.

28. Viessmann O, Polimeni JR. High-resolution fMRI at 7 Tesla: challenges, promises and recent developments for individual-focused fMRI studies. *Current Opinion in Behavioral Sciences*. août 2021;40:96-104. 1.
29. Hansson B, Markenroth Bloch K, Owman T, Nilsson M, Lätt J, Olsrud J, et al. Subjectively Reported Effects Experienced in an Actively Shielded 7T MRI: A Large-Scale Study. *Magnetic Resonance Imaging*. oct 2020;52(4):1265-76. 1.
30. Fagan AJ, Bitz AK, Björkman-Burtscher IM, Collins CM, Kimbrell V, Raaijmakers AJE, et al. 7T MR Safety. *Magnetic Resonance Imaging*. févr 2021;53(2):333-46. 1.
31. Akbar AF, Sayyid ZN, Roberts DC, Hua J, Paez A, Cao D, et al. Acoustic Noise Levels in High-field Magnetic Resonance Imaging Scanners. *OTO Open*. juill 2023;7(3):e79. 1.
32. 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*. déc 2011;32(8):610-9. 1.
33. Nouredine Y, Bitz AK, Ladd ME, Thürling M, Ladd SC, Schaefers G, et al. Experience with magnetic resonance imaging of human subjects with passive implants and tattoos at 7 T: a retrospective study. *Magn Reson Mater Phy*. déc 2015;28(6):577-90. 1. 1.
34. Dula AN, Virostko J, Shellock FG. Assessment of MRI Issues at 7 T for 28 Implants and Other Objects. *American Journal of Roentgenology*. févr 2014;202(2):401-5.
35. Bhusal B, Stockmann J, Guerin B, Mareyam A, Kirsch J, Wald LL, et al. Safety and image quality at 7T MRI for deep brain stimulation systems: Ex vivo study with lead-only and full-systems. Celik H, éditeur. *PLoS ONE*. 7 sept 2021;16(9):e0257077. 1.
36. Winter L, Seifert F, Zilberti L, Murbach M, Ittermann B. MRI-Related Heating of Implants and Devices: A Review. *Magnetic Resonance Imaging*. juin 2021;53(6):1646-65. 1.
37. Shinbane JS, Colletti PM, Shellock FG. Magnetic resonance imaging in patients with cardiac pacemakers: era of “MR Conditional” designs. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*. janv 2011;13(1):63. 1.
38. Tsutsui S, Matsuda T, Takeda K, Sasaki M, Kubo Y, Setta K, et al. Assessment of Heating on Titanium Alloy Cerebral Aneurysm Clips during 7T MRI. *AJNR Am J Neuroradiol*. juill 2022;43(7):972-7. 1.
39. Chakeres DW, Bornstein R, Kangarlu A. Randomized comparison of cognitive function in humans at 0 and 8 Tesla. *Magnetic Resonance Imaging*. sept 2003;18(3):342-5. 1.
40. Kang CK, Park CA, Park CW, Lee YB, Cho ZH, Kim YB. Lenticulostriate Arteries in Chronic Stroke Patients Visualised by 7 T Magnetic Resonance Angiography. *International Journal of Stroke*. oct 2010;5(5):374-80. 1.

41. Kurz FT, La Grange DD, Botta D, Vargas MI, Lazeyras F, Edjlali-Goujon M, et al. 7T MRI in the evaluation of ischemic stroke: a systematic review. *Front Neurosci* [Internet]. 23 juin 2025 [cité 19 juill 2025];19. 1.
42. Lindenholz A, De Bresser J, Van Der Kolk AG, Van Der Worp HB, Witkamp TD, Hendrikse J, et al. Intracranial Atherosclerotic Burden and Cerebral Parenchymal Changes at 7T MRI in Patients With Transient Ischemic Attack or Ischemic Stroke. *Front Neurol* [Internet]. 6 mai 2021 [cité 19 juill 2025];12.
43. Hartevelde AA, Van Der Kolk AG, Van Der Worp HB, Dieleman N, Siero JCW, Kuijf HJ, et al. High-resolution intracranial vessel wall MRI in an elderly asymptomatic population: comparison of 3T and 7T. *Eur Radiol*. avr 2017;27(4):1585-95. 1.
44. De Vries E, Hagbohm C, Ouellette R, Granberg T. Clinical 7 Tesla magnetic resonance imaging: Impact and patient value in neurological disorders. *J Intern Med*. mars 2025;297(3):244-61. 1.
45. Nicolo JP, Moffat B, Wright DK, Sinclair B, Neal A, Lui E, et al. 7T Magnetic Resonance Imaging Quantification of Brain Glutamate in Acute Ischaemic Stroke. *J Stroke*. 31 mai 2021;23(2):281-4. 1.
46. Conijn MMA, Geerlings MI, Biessels GJ, Takahara T, Witkamp TD, Zwanenburg JJM, et al. Cerebral Microbleeds on MR Imaging: Comparison between 1.5 and 7T. *AJNR Am J Neuroradiol*. juin 2011;32(6):1043-9. 1.
47. Feng J, Liu X, Zhang Z, Wu Y, Li Z, Zhang Q, et al. Comparison of 7 T and 3 T vessel wall MRI for the evaluation of intracranial aneurysm wall. *Eur Radiol*. avr 2022;32(4):2384-92. 1.
48. Radojewski P, Slotboom J, Joseph A, Wiest R, Mordasini P. Clinical Implementation of 7T MRI for the Identification of Incidental Intracranial Aneurysms versus Anatomic Variants. *AJNR Am J Neuroradiol*. déc 2021;42(12):2172-4. 1.
49. Kilsdonk ID, Jonkman LE, Klaver R, Van Veluw SJ, Zwanenburg JJM, Kuijjer JPA, et al. Increased cortical grey matter lesion detection in multiple sclerosis with 7 T MRI: a post-mortem verification study. *Brain*. mai 2016;139(5):1472-81. 1.
50. Madsen MAJ, Wiggermann V, Bramow S, Christensen JR, Sellebjerg F, Siebner HR. Imaging cortical multiple sclerosis lesions with ultra-high field MRI. *NeuroImage: Clinical*. 2021;32:1028471.
51. Okromelidze L, Patel V, Singh RB, Lopez Chiriboga AS, Tao S, Zhou X, et al. Central Vein Sign in Multiple Sclerosis: A Comparison Study of the Diagnostic Performance of 3T versus 7T MRI. *AJNR Am J Neuroradiol*. janv 2024;45(1):76-81. 1.
52. Choi S, Lake S, Harrison DM. Evaluation of the Blood-Brain Barrier, Demyelination, and Neurodegeneration in Paramagnetic Rim Lesions in Multiple Sclerosis on 7 Tesla MRI. *Magnetic Resonance Imaging*. mars 2024;59(3):941-51. 1.

53. Bruschi N, Boffa G, Inglese M. Ultra-high-field 7-T MRI in multiple sclerosis and other demyelinating diseases: from pathology to clinical practice. *Eur Radiol Exp* [Internet]. déc 2020 [cité 20 juill 2025];4(1).
54. Dula AN, Pawate S, Dortch RD, Barry RL, George-Durrett KM, Lyttle BD, et al. Magnetic resonance imaging of the cervical spinal cord in multiple sclerosis at 7T. *Mult Scler*. mars 2016;22(3):320-8. 1.
55. Akl E, Dyrba M, Görß D, Schumacher J, Weber MA. MRI for diagnosing dementia – update 2025. *Rofo*. 10 avr 2025;a-2563-0725. 1.
56. Perera Molligoda Arachchige AS, Garner AK. Seven Tesla MRI in Alzheimer's disease research: State of the art and future directions: A narrative review. *AIMSN*. 2023;10(4):401-22. 1.
57. Colliot O, Chételat G, Chupin M, Desgranges B, Magnin B, Benali H, et al. Discrimination between Alzheimer Disease, Mild Cognitive Impairment, and Normal Aging by Using Automated Segmentation of the Hippocampus. *Radiology*. juill 2008;248(1):194-201. 1.
58. Ni J, Auriel E, Martinez-Ramirez S, Keil B, Reed AK, Fotiadis P, et al. Cortical Localization of Microbleeds in Cerebral Amyloid Angiopathy: An Ultra High-Field 7T MRI Study. *Journal of Alzheimer's Disease*. 23 déc 2014;43(4):1325-30. 1.
59. Marjańska M, McCarten JR, Hodges JS, Hemmy LS, Terpstra M. Distinctive Neurochemistry in Alzheimer's Disease via 7 T In Vivo Magnetic Resonance Spectroscopy. Shaw M, éditeur. *JAD*. 29 mars 2019;68(2):559-69. 1.
60. Welton T, Hartono S, Shih YC, Schwarz ST, Xing Y, Tan EK, et al. Ultra-high-field 7T MRI in Parkinson's disease: ready for clinical use?—a narrative review. *Quant Imaging Med Surg*. nov 2023;13(11):7607-20. 1.
61. Madelung CF, Løkkegaard A, Fuglsang SA, Marques MM, Boer VO, Madsen KH, et al. High-resolution mapping of substantia nigra in Parkinson's disease using 7 tesla magnetic resonance imaging. *npj Parkinsons Dis*. 6 mai 2025;11(1):113. 1.
62. Duchin Y, Shamir RR, Patriat R, Kim J, Vitek JL, Sapiro G, et al. Patient-specific anatomical model for deep brain stimulation based on 7 Tesla MRI. Toft M, éditeur. *PLoS ONE*. 22 août 2018;13(8):e0201469. 1.
63. Perera Molligoda Arachchige AS, Meuli S, Centini FR, Stomeo N, Catapano F, Politi LS. Evaluating the role of 7-Tesla magnetic resonance imaging in neurosurgery: Trends in literature since clinical approval. *World J Radiol*. 28 juill 2024;16(7):274-93. 1.
64. Park JE, Cheong EN, Jung DE, Shim WH, Lee JS. Utility of 7 Tesla Magnetic Resonance Imaging in Patients With Epilepsy: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Front Neurol*. 19 mars 2021;12:621936. 1.
65. Park JE, Cheong EN, Jung DE, Shim WH, Lee JS. Utility of 7 Tesla Magnetic Resonance Imaging in Patients With Epilepsy: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Front Neurol*. 19 mars 2021;12:621936. 1.

66. Hangel G, Kasprian G, Chambers S, Haider L, Lazen P, Koren J, et al. Implementation of a 7T Epilepsy Task Force consensus imaging protocol for routine presurgical epilepsy work-up: effect on diagnostic yield and lesion delineation. *J Neurol.* févr 2024;271(2):804-181.
67. Veersema TJ, Ferrier CH, Van Eijnden P, Gosselaar PH, Aronica E, Visser F, et al. Seven tesla MRI improves detection of focal cortical dysplasia in patients with refractory focal epilepsy. *Epilepsia Open.* juin 2017;2(2):162-71.
68. De Ciantis A, Barkovich AJ, Cosottini M, Barba C, Montanaro D, Costagli M, et al. Ultra-High-Field MR Imaging in Polymicrogyria and Epilepsy. *AJNR Am J Neuroradiol.* févr 2015;36(2):309-16. 1.
69. Shah P, Bassett DS, Wisse LEM, Detre JA, Stein JM, Yushkevich PA, et al. Structural and functional asymmetry of medial temporal subregions in unilateral temporal lobe epilepsy: A 7T MRI study. *Human Brain Mapping.* juin 2019;40(8):2390-8. 1.
70. Calvo-Imirizaldu M, Botta D, Seeck M, Novy J, Ojeda Esparza JF, Fitsiori A, et al. Ultrahigh-field imaging (7 Tesla) in DNET: Unmasking microstructural imaging characteristics – A case report. *Epilepsy & Behavior Reports.* mars 2025;29:100749. 1.
71. Opheim G, Van Der Kolk A, Bloch KM, Colon AJ, Davis KA, Henry TR, et al. 7T Epilepsy Task Force Consensus Recommendations on the Use of 7T MRI in Clinical Practice. *Neurology.* 16 févr 2021;96(7):327-41. 1.
72. Davis KA, Nanga RPR, Das S, Chen SH, Hadar PN, Pollard JR, et al. Glutamate imaging (GluCEST) lateralizes epileptic foci in nonlesional temporal lobe epilepsy. *Sci Transl Med [Internet].* 14 oct 2015 [cité 9 août 2025];7(309). 1.
73. Xin L, Raymond P, Boto J, Grouiller F, Vulliemoz S, Lazeyras F, et al. Neurochemical characteristics of pathological tissues in epilepsy: A preliminary 1H MR spectroscopy study at 7 T. *European Journal of Radiology Open.* juin 2025;14:100640. 1.
74. Ridley B, Marchi A, Wirsich J, Soulier E, Confort-Gouny S, Schad L, et al. Brain sodium MRI in human epilepsy: Disturbances of ionic homeostasis reflect the organization of pathological regions. *NeuroImage.* août 2017;157:173-83. 1.
75. Regnery S, Knowles BR, Paech D, Behl N, Meissner JE, Windisch P, et al. High-resolution FLAIR MRI at 7 Tesla for treatment planning in glioblastoma patients. *Radiotherapy and Oncology.* janv 2019;130:180-41.
76. Cheng K, Duan Q, Hu J, Li C, Ma X, Bian X, et al. Evaluation of postcontrast images of intracranial tumors at 7T and 3T MRI: An intra-individual comparison study. *CNS Neurosci Ther.* févr 2023;29(2):559-65. 1. 1.
77. Deelchand DK, Ho ML, Nestrasil I. Ultra-High-Field Imaging of the Pediatric Brain and Spinal Cord. *Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America.* nov 2021;29(4):643-53. 1.

78. Grabner G, Nöbauer I, Elandt K, Kronnerwetter C, Woehrer A, Marosi C, et al. Longitudinal brain imaging of five malignant glioma patients treated with bevacizumab using susceptibility-weighted magnetic resonance imaging at 7 T. *Magnetic Resonance Imaging*. janv 2012;30(1):139-47. 1.
79. Korzowski A, Weckesser N, Franke VL, Breitling J, Goerke S, Schlemmer HP, et al. Mapping an Extended Metabolic Profile of Gliomas Using High-Resolution 31P MRSI at 7T. *Front Neurol*. 23 déc 2021;12:735071. 1.
80. Cadrien C, Sharma S, Lazen P, Licandro R, Furtner J, Lipka A, et al. 7 Tesla magnetic resonance spectroscopic imaging predicting IDH status and glioma grading. *Cancer Imaging*. 27 mai 2024;24(1):67. 1.
81. Neal A, Moffat BA, Stein JM, Nanga RPR, Desmond P, Shinohara RT, et al. Glutamate weighted imaging contrast in gliomas with 7 Tesla magnetic resonance imaging. *NeuroImage: Clinical*. 2019;22:101694. 1.
82. Brown SSG, Rutland JW, Verma G, Feldman RE, Alper J, Schneider M, et al. Structural MRI at 7T reveals amygdala nuclei and hippocampal subfield volumetric association with Major Depressive Disorder symptom severity. *Sci Rep*. 15 juill 2019;9(1):10166. 1.
83. Neuner I, Veselinović T, Ramkiran S, Rajkumar R, Schnellbaecher GJ, Shah NJ. 7T ultra-high-field neuroimaging for mental health: an emerging tool for precision psychiatry? *Transl Psychiatry*. 26 janv 2022;12(1):36. 1.
84. Taylor R, Osuch EA, Schaefer B, Rajakumar N, Neufeld RWJ, Théberge J, et al. Neurometabolic abnormalities in schizophrenia and depression observed with magnetic resonance spectroscopy at 7 T. *BJPsych open*. janv 2017;3(1):6-11. 1.
85. Perera Molligoda Arachchige AS, Politi LS. Potential applications of 7 Tesla magnetic resonance imaging in paediatric neuroimaging: Feasibility and challenges. *World J Clin Pediatr* [Internet]. 9 juin 2024 [cité 5 oct 2024];13(2). 1.
86. Malik SJ, Hand JW, Carmichael DW, Hajnal JV. Evaluation of specific absorption rate and heating in children exposed to a 7T MRI head coil. *Magnetic Resonance in Med*. sept 2022;88(3):1434-49. 1.
87. Dudysheva N, Luong M, Amadon A, Morel L, Touz NL, Vignaud A, et al. Proposal for local SAR safety margin in pediatric neuro-imaging using 7 T MRI and parallel transmission. *Phys Med Biol*. 2 févr 2025;70(3):035007. 1.
88. Malik SJ, Hand JW, Satnarine R, Price AN, Hajnal JV. Specific absorption rate and temperature in neonate models resulting from exposure to a 7T head coil. *Magnetic Resonance in Med*. sept 2021;86(3):1299-313. 1.
89. Annink KV, Van Der Aa NE, Dudink J, Alderliesten T, Groenendaal F, Lequin M, et al. Introduction of Ultra-High-Field MR Imaging in Infants: Preparations and Feasibility. *AJNR Am J Neuroradiol*. août 2020;41(8):1532-7. 1.
90. Van Ooijen IM, Annink KV, Benders MJNL, Dudink J, Alderliesten T, Groenendaal F, et al. Introduction of ultra-high-field MR brain imaging in infants: vital parameters, temperature and comfort. *NeuroImage: Reports*. juin 2023;3(2):100175. 1.

91. Bridgen P, Tomi-Tricot R, Uus A, Cromb D, Quirke M, Almalbis J, et al. High resolution and contrast 7 tesla MR brain imaging of the neonate. *Front Radiol.* 18 janv 2024;3:1327075. 1.
92. De Vita E, Bainbridge A, Cheong JLY, Hagmann C, Lombard R, Chong WK, et al. Magnetic Resonance Imaging of Neonatal Encephalopathy at 4.7 Tesla: Initial Experiences. *Pediatrics.* 1 déc 2006;118(6):e1812-21. 1.
93. Branson HM. Normal Myelination. *Neuroimaging Clinics of North America.* mai 2013;23(2):183-95. 1.
94. Murakami JW, Weinberger E, Shaw DWW. Normal myelination of the pediatric brain imaged with fluid-attenuated inversion-recovery (FLAIR) MR imaging. *AJNR Am J Neuroradiol.* 1999;20(8):1406-111.
95. Mahmoud A, Tomi-Tricot R, Leitão D, Bridgen P, Price AN, Uus A, et al. T₁ and T₂ measurements of the neonatal brain at 7 T. *Magnetic Resonance in Med.* mai 2025;93(5):2153-62. 1.
96. Chou IJ, Tench CR, Gowland P, Jaspan T, Dineen RA, Evangelou N, et al. Subjective discomfort in children receiving 3 T MRI and experienced adults' perspective on children's tolerability of 7 T: a cross-sectional questionnaire survey. *BMJ Open.* oct 2014;4(10):e006094. 1.
97. Bridgen P, Malik S, Wilkinson T, Cronin JN, Bhagat T, Hart N, et al. Reliability and safety of anaesthetic equipment around an high-field 7-Tesla MRI scanner. *British Journal of Anaesthesia.* juin 2023;130(6):e490-2.
98. Bridgen P, Egloff A, Blaise BJ 7T GA Clinical Group, First ultra-high-field anaesthesia scan of an epileptic teenager at 7T, *BMJ Case Reports CP* 2023;16:e257977. 1.
99. Suzuki A, Yamaguchi R, Kim L, Kawahara T, Ishii-Takahashi A. Effectiveness of mock scanners and preparation programs for successful magnetic resonance imaging: a systematic review and meta-analysis. *Pediatr Radiol.* janv 2023;53(1):142-58. 1.
100. Chau V, Poskitt KJ, Miller SP. Advanced Neuroimaging Techniques for the Term Newborn With Encephalopathy. *Pediatric Neurology.* mars 2009;40(3):181-8. 1.
101. Jacobs SE, Hunt R, Tarnow-Mordi WO, Inder TE, Davis PG. Cooling for newborns with hypoxic ischaemic encephalopathy. In: *The Cochrane Collaboration, éditeur. Cochrane Database of Systematic Reviews.* Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd; 2007.pub2. 1.
102. Rutherford MA, Azzopardi D, Whitelaw A, Cowan F, Renowden S, Edwards AD, et al. Mild Hypothermia and the Distribution of Cerebral Lesions in Neonates With Hypoxic-Ischemic Encephalopathy. *Pediatrics.* 1 oct 2005;116(4):1001-6. 1. 1.
103. Blumcke I, Spreafico R, Haaker G, Coras R, Kobow K, Bien CG, et al. Histopathological Findings in Brain Tissue Obtained during Epilepsy Surgery. *N Engl J Med.* 26 oct 2017;377(17):1648-56. 1.

104. Sun K, Cui J, Wang B, Jiang T, Chen Z, Cong F, et al. Magnetic resonance imaging of tuberous sclerosis complex with or without epilepsy at 7 T. *Neuroradiology*. août 2018;60(8):785-94. 1.
105. Campanario Da Silva Pereira C, Gomes Dantas FD, Da Rosa Baratela WA, Antunes Da Costa F, Tavares Lucato L, Kok F. Tuberous sclerosis complex: Clinical, genetic and 7T-MRI neuroimaging findings. *Brain and Development*. août 2025;47(4):104386. 1.
106. Datta R, Sethi V, Ly S, Waldman AT, Narula S, Dewey BE, et al. 7T MRI Visualization of Cortical Lesions in Adolescents and Young Adults with Pediatric-Onset Multiple Sclerosis. *Journal of Neuroimaging*. sept 2017;27(5):447-52. 1.
107. Morrison MA, Mueller S, Felton E, Jakary A, Stoller S, Avadiappan S, et al. Rate of radiation-induced microbleed formation on 7T MRI relates to cognitive impairment in young patients treated with radiation therapy for a brain tumor. *Radiotherapy and Oncology*. janv 2021;154:145-53. 1.
108. Harris AD, Singer HS, Horska A, Kline T, Ryan M, Edden RAE, et al. GABA and Glutamate in Children with Primary Complex Motor Stereotypies: An¹ H-MRS Study at 7T. *AJNR Am J Neuroradiol*. mars 2016;37(3):552-7.

AUTEURE : Nom : SUSINI

Prénom : Dana

Date de soutenance : 14/10/2025

Titre de la thèse : Intérêts de l'IRM 7 Tesla en neuroradiopédiatrie : revue de la littérature.

Thèse - Médecine - Lille 2025

Cadre de classement : *neuroradiologie*

DES + FST/option : *radiodiagnostic et imagerie médicale*

Mots-clés : IRM, 7 Tesla, ultra haut champ magnétique, radiologie, neuroradiologie, neuroradiopédiatrie, neuropédiatrie, épilepsie, tumeurs cérébrales, neurodégénératif, encéphalopathie néonatale.

Résumé :

Depuis la commercialisation des premières machines d'imagerie par résonance magnétique (IRM), la technologie n'a cessé de s'améliorer avec des champs magnétiques toujours plus élevés permettant la visualisation de détails anatomiques de plus en plus fins. D'abord autorisée dans le cadre de la recherche, l'IRM 7 Tesla commence peu à peu à être utilisée en pratique clinique notamment en neuroradiologie. Bien que présentant de multiples avantages, elle soulève également de nombreux défis techniques tels que les artéfacts ou l'augmentation du dépôt d'énergie dans les tissus. Ces préoccupations sont d'autant plus importantes en population pédiatrique, où le cerveau en développement est plus sensible aux échauffements tissulaires, et où l'immobilité parfaite nécessaire à l'obtention d'images de qualité est souvent difficile. L'IRM 7T a déjà prouvé son utilité par rapport aux champs plus faibles dans de nombreuses pathologies neurologiques chez l'adulte : la meilleure délimitation des tumeurs cérébrales, la caractérisation de pathologies neurodégénératives ou encore la détection de lésions épileptogènes jusqu'alors non diagnostiquées. Chez l'enfant les recherches cliniques sont pour le moment limitées, mais prometteuses.

Dans cette thèse nous étudierons les avantages et les défis techniques liés à l'utilisation de l'IRM 7T en population pédiatrique, ainsi que l'intérêt clinique qu'elle peut avoir par rapport aux champs magnétiques plus faibles dans les pathologies neurologiques de l'enfant.

Composition du Jury :

Président : Pr KUCHCINSKI Grégory

Assesseurs : Pr NGUYEN THE TICH Sylvie, Dr KARNOUB Mélodie-Anne, Dr LOPES Renaud

Directeur de thèse : Dr HANAFI Riyad