

IRM portable à bas champ magnétique en clinique : quels intérêts pour l'investigation cérébrale ?

Travail de Bachelor

Julianne DE ALMEIDA

N° de matricule : 14310387

Angel JIMENEZ

N° de matricule : 19544857

Liam PELLAZ

N° de matricule : 19543693

Directeur : Christophe CHÊNES – Adjoint scientifique à la HEdS de Genève

Experte : Marie-Anaïs PETIT – Assistante à la HEdS de Genève

Filière TRM

Haute école de santé de Genève

Genève, août 2022

Déclaration

Ce travail de Bachelor a été réalisé en vue de l'obtention du titre de *Bachelor of Science HES-SO en Technique en radiologie médicale*. L'utilisation des conclusions et recommandations formulées dans ce travail, sans préjuger de leur valeur, n'engage ni la responsabilité des auteurs, ni celle du directeur ou de la directrice du travail de Bachelor, du jury et de la HEdS-GE.

Nous attestons avoir réalisé seuls/seules le présent travail sans avoir plagié ou utilisé des sources autres que celles citées dans la bibliographie.

Fait à Genève, le 04.07.22

Julianne DE ALMEIDA

Angel JIMENEZ

Liam PELLAZ

Remerciements

Tout d'abord, nous aimerions remercier grandement Mme Marie-Anaïs PETIT, qui a un rôle d'experte dans notre travail, pour son suivi continu, son implication et son enthousiasme dans notre travail.

Nous souhaitons également remercier M. Christophe CHENES, le directeur de notre travail de bachelor, pour ses conseils en matière de méthodologie qui nous ont permis à chaque fois d'éclaircir notre pensée et de rediriger notre travail.

Ce dernier n'aurait pu être réalisé sans l'aide précieuse de toutes les personnes interviewées. Celles-ci ont non seulement enrichi notre travail par leurs expériences mais ont aussi apporté des éléments pertinents pour la construction de ce mémoire de fin d'étude. Un grand merci aux quatre médecins radiologues et aux deux techniciens en radiologie médicale.

Résumé

Introduction

Ces dernières années, plusieurs recherches s'intéressent à développer des IRM portables avec des amplitudes de champ magnétique faible. L'objectif de notre étude est d'identifier les freins à la démocratisation des IRM portables à bas champ à des fins d'investigation cérébrale en pratique clinique.

Méthodes

Premièrement, la réalisation d'un état de l'art sur les IRM à bas champ et les IRM portables a été primordial. Par la suite, un questionnaire destiné aux établissements de Suisse romande visant les TRM et radiologues a été créé et mis en ligne de mars à mai 2022. Ce questionnaire comportait 20 questions concernant les IRM portables, l'amplitude du champ magnétique et la qualité d'image requise pour un diagnostic. En parallèle, de mars à avril 2022, des entretiens semi-dirigés individuels ou groupés ont été réalisés avec deux TRM et quatre radiologues travaillant à Genève. Chaque guide d'entretien a été spécifiquement élaboré en fonction de la profession de l'intervenant ainsi que du secteur où il exerce (publique ou privé).

Résultats

A travers notre questionnaire en ligne, nous avons démontré qu'un faible nombre de participants avait connaissance de l'existence d'IRM bas champ en pratique clinique. Le principal intérêt qu'ils entrevoient pour ces machines se trouve dans l'augmentation à l'accessibilité à cette modalité d'imagerie aux patients des pays défavorisés où les IRM 1.5 T et 3 T sont rares.

D'après nos entretiens semi-dirigés, l'avis des deux TRM travaillant au sein des Hôpitaux Universitaires de Genève a été plutôt négatif concernant la démocratisation d'IRM portables à bas champ. D'après eux, il n'y aurait pas d'intérêt à utiliser une IRM donnant des images de qualité inférieure à celle des IRM à haut champ qui sont accessibles rapidement sur place. Quant aux radiologues interrogés, ils entrevoient une utilisation dans les services de soins intensifs ou des urgences afin d'obtenir un diagnostic différentiel pour rendre la suite des soins plus optimale.

Conclusion

En Suisse, du fait du grand nombre d'IRM 1.5 T et 3 T, l'offre d'IRM portable à bas champ pour la région cérébrale n'est pas attrayante. Cependant, auprès de la communauté radiologique, un intérêt est tout de même perceptible dans des contextes de diagnostic différentiel aux urgences ou aux soins intensifs avec la possibilité de remplacer le scanner cérébrale par de l'imagerie par résonance magnétique portable.

Mots clés : IRM bas champ, IRM portable, IRM Soins intensifs, IRM cérébrale bas champ

Poster

h e d s

Haute école de santé
Genève



Low-field portable MRI: what are the clinical benefits for imaging?

Julianne De Almeida¹, Angel Jimenez¹, Liam Pellaz¹, Marie-Anaïs Petit¹, Christophe Chênes¹

¹Medical radiology technology, Geneva School of Health Sciences, HES-SO University of Applied Sciences and Arts Western Switzerland

Introduction

In recent years, several research projects have focused on the development of portable MRI with a low magnetic field intensity. Some of them resulted in commercial products approved by the FDA like the Hyperfine Swoop® (Figure 1). Those low-field systems offer numerous advantages such as less safety concerns, less artifacts, more affordable, etc. Despite all those advantages, it seems that low field struggles to make its place in the current clinical landscape.

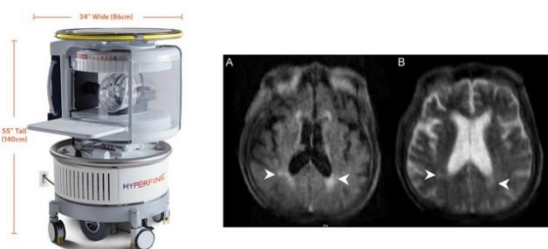


Figure 1. From Hyperfine Swoop®, 2022 Figure 2. Brain MRI acquired with Hyperfine Swoop®. From Hovis et al., 2021

Hyperfine Swoop® is a low-field portable brain MRI with:

- Field intensity of 64 mT
- 8-channel head RF coil
- Spatial resolution of 1.5 X 1.5 X 5 mm³
- Contrast : T1 / T2 / FLAIR / DWI

Purpose

The aim of our research is to identify the obstacles to the democratization of low-field portable brain MRI.

Methods

Creation of a semi quantitative research targeting radiology services in Western Switzerland. This research was conducted through an online survey between March and May 2022, which included 20 questions related to low-field MRI and parameters optimizing image quality.

In parallel, a qualitative research was conducted through semi-structured interviews about clinical applications, with 2 radiographers and 4 radiologists working in public and private institutions in Geneva. The interviews took place between March and April 2022.

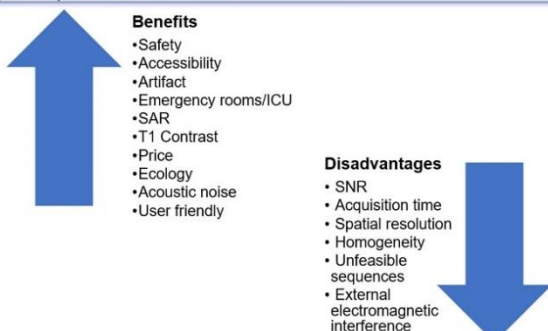


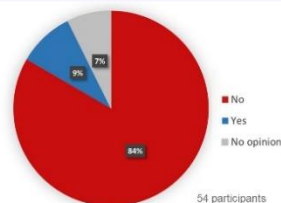
Figure 3. Disadvantages and benefits found in several studies about low-field portable MRI

Results

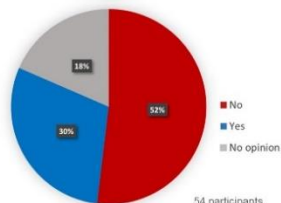
Through the review of the littérature, many benefits were highlighted regarding the use of low-field portable MRI in clinical practice. However, some important disadvantages were also underlined such as a low SNR, low spatial resolution and longer acquisition times (Figure 3).

With our quantitative research (54 participants) we identify a lack of interest in democratizing low-field portable MRI in clinical practice in Switzerland. Nonetheless, we can discern a significant percentage of participants welcoming the prospect of democratizing those MRI scanners to improve the accessibility of a MRI for patients in ICU or emergency rooms or patients in developing countries.

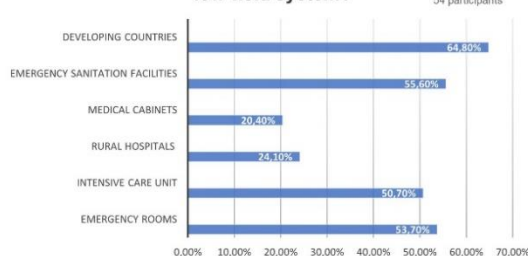
Would you see any value in using a portable MRI in your practice ?



In the near future, do you think that portable MRI could become widespread in clinical practice in Switzerland?



Which settings would benefit from a portable low-field system?



Conclusion

Important obstacles were identified such as the image quality expected from radiologists for a reliable diagnosis, the high number of MRI scanners in Switzerland and the unfeasible protocols on a portable MRI. The economic factor also plays an important role. The Swiss public can afford expensive machines. As for the private sector, there is a competitive nature between the multiple institutions which results in a lack of interest in offering services inferior to those of their competitors.

Contact : julianne.de-almeida@etu.hesge.ch

References

- Figure 1. Hyperfine Swoop® Portable MR imaging. (2021). *Hyperfine*. <https://hyperfine.io/clinical/>
 Figure 2. Hovis, G., Langdorf, M., Dang, E., & Chow, D. (2021). MRI at the Bedside: A Case Report Comparing Fixed and Portable Magnetic Resonance Imaging for Suspected Stroke. *Cureus*. <https://doi.org/10.7735/cureus.16964>

Hes-so
Haute Ecole Spécialisée
de Suisse occidentale
Fachhochschule Westschweiz
University of Applied Sciences and Arts
Western Switzerland

Liste des abréviations

ARM / MRA : Angiographie par Résonance Magnétique / *Magnetic Resonance Angiography*

Artéfact : Images parasite d'origines multiples détériorant la qualité de l'image

AVC : Accident Vasculaire Cérébral. Pathologie facilement identifiable grâce à l'imagerie par résonance magnétique ou par tomodensitométrie

B₀ : champ magnétique statique

B₁ : champ radiofréquence orienté perpendiculairement à celui de B₀

BP : Bande passante

Bruit : Signal parasite détériorant le SNR

Contraste (IRM) : Différence de signal (T1, T2, T2* ou DP)

CNR : Contrast to-noise-ratio

CR / CE : contraste renforcé / *Contrast enhanced*

DAS / SAR : Débit d'absorption spécifique / *Specific Absorption Rate*

DP : densité de proton

FAT SAT : *Fat saturation* = saturation du signal de la graisse

HUG : Hôpitaux universitaires de Genève

Hyperfine Swoop : IRM portable avec un champ magnétique de 64 mT

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique. Acquisition d'images en coupe permise grâce aux propriétés magnétiques des noyaux d'hydrogène

MAV : malformation artérioveineuse

Nex / NSA : nombre d'excitation / *Number of signal averaged*

Perméabilité magnétique : faculté d'un matériau à modifier un champ magnétique (modifier les lignes de flux magnétiques)

Précession : Mouvement de rotation autour d'un axe fixe

Proton : Particule chargée positivement située dans le noyau d'un atome.

PPM : Partie Par Million, fraction d'une grandeur. En spectroscopie IRM, fraction de la fréquence de Larmor

RC : Résolution en contraste

ROI : *Region Of Interest* / région d'intérêt

RS : Résolution spatiale

RMN : Résonance Magnétique Nucléaire

SEM : Spatial Encoding Magnetic field = champ magnétique de codage spatial

SNR : *Signal to Noise Ratio* / Rapport signal sur bruit, critère de qualité d'une image défini comme étant la valeur moyenne du signal par rapport à l'écart type du bruit présent dans l'image

Spin : Propriété intrinsèque des particules

T : Tesla (unité d'amplitude de champ magnétique)

TOF: Time of flight = temp de vol

Liste des tableaux

| | |
|--|----|
| <i>Tableau 1. Tableau de la fréquence de Larmor de l'atome d'hydrogène selon l'amplitude du champ magnétique B_0 de l'IRM</i> | 4 |
| <i>Tableau 2. Différents paramètres intrinsèques ou modifiables en IRM</i> | 12 |
| <i>Tableau 3. Récapitulatif des différents paramètres et leurs interactions</i> | 15 |
| <i>Tableau 4. Comparaison des consommations en énergie des machines du quotidien par rapport à une IRM conventionnelle et un scanner.</i> | 40 |
| <i>Tableau 5. Les différentes questions et informations recueillies avec le questionnaire en ligne</i> | 56 |
| <i>Tableau 6 Tableau récapitulatif des différents avantages et inconvénients en clinique d'une IRM portable bas champ</i> | 58 |
| <i>Tableau 7 Tableau récapitulatif des différentes séquences ayant des limites en IRM bas champ</i> | 59 |

Liste des figures

| | |
|--|---|
| <i>Figure 1. Cette image illustre l'aimantation microscopique du spin</i> | 2 |
| <i>Figure 2. Ce schéma illustre l'action du champ B_0 sur les spins contenus dans un échantillon placé dans son champ d'action. Il permet de mettre en évidence l'origine du vecteur d'aimantation macroscopique qui est issue de la répartition inégale entre les spins parallèles et les spins antiparallèles.</i> | 3 |
| <i>Figure 3 . Cette figure permet de représenter la précession du spin soumis à un champ magnétique.</i> | 3 |
| <i>Figure 4. Schéma illustrant l'interaction entre les ondes RF et le vecteur M. La figure ci-dessus, permet de comprendre qu'au niveau du stade initial, donc en l'absence d'onde RF, le vecteur d'aimantation macroscopique (M) est dans l'axe de B_0, il n'est pas mesurable dans cet axe, car il se « confond » dans le champ B_0. Le vecteur M doit être projeté dans le plan transversal (plan X,Y) ceci est représenté au stade intermédiaire. Le phénomène de résonance entre le vecteur M et les ondes RF permet la projection dans le plan transverse. Le stade final est une représentation du vecteur M dans le plan transversal, où le vecteur M est mesurable.</i> | 5 |
| <i>Figure 5. Représentation des différents rayonnements existants À titre d'exemple, les fréquences des ondes FM radio opèrent entre 88-108 MHz</i> | 6 |
| <i>Figure 6 Cette figure permet de mettre en évidence la relation entre l'amplitude de B_0 et le nombre de spins parallèles en excès à l'origine du vecteur M. Pour un champ de 1,5 Tesla le nombre de spins parallèles en excès sera trois fois plus important qu'à 0.5 Tesla.</i> | 7 |
| <i>Figure 7. Ce schéma illustre la relation entre les trois paramètres principaux à prendre en compte pour l'acquisition des images en pratique clinique.</i> | 8 |
| <i>Figure 8. Le rapport signal sur bruit est directement influencé par les dimensions du voxel. Si l'on part du postulat que le bruit est constant alors la variable principale du SNR, est la</i> | |

| | |
|--|----|
| <i>quantité de signal. Celui-ci variant entre autres, en fonction du volume du voxel, le SNR du voxel A est inférieur à celui du voxel B.</i> | 9 |
| <i>Figure 9. Schéma illustrant la relation entre résolution spatiale (RS) et le rapport signal sur bruit (SNR).</i> | 10 |
| Figure 10. Coupe sagittal T2 de la tête, les signaux liquidiens sont en hypersignal (blanc) et la graisse apparait en hyposignal (gris foncé). Le noir correspond à une absence de signal, comme au niveau des cavités aériques que sont les sinus | 13 |
| Figure 11. Courbes de relaxations T1 et T2 | 14 |
| Les aimants utilisés pour la construction d'IRM bas champ sont principalement des aimants permanents. La configuration la plus fréquente des IRM à aimant permanent consiste en une géométrie « ouverte ». Il est intéressant de noter que, contrairement aux aimants supraconducteurs, leur B_0 est le plus souvent perpendiculaire à l'axe du patient et donc il y a une absence de champ de bordure (Kastler et al., 2018) comme le démontre la <i>Figure 12.17</i> | |
| <i>Figure 12. Ces images montrent une IRM Hitachi Aperto 0.4 T utilisant des aimants permanents placés de façon à avoir un pôle supérieur et un pôle inférieur (forme en C). Son champ B_0 est perpendiculaire à l'axe du patient.</i> | 18 |
| <i>Figure 13. Réseau de Halbach : le champ magnétique se concentre en son centre</i> | 19 |
| <i>Figure 14. Cette figure met en évidence la configuration Halbach de l'IRM portable proposée par Cooley et al. Les cubes sur l'image étant les aimants permanents.</i> | 20 |
| Figure 15. Cette image montre que la hauteur de l'Hyperfine Swoop est de 140 cm, sa largeur avec un périmètre de sécurité est de 158 cm | 21 |
| <i>Figure 16. a) volontaire utilisant le prototype d'IRM 80 mT b) De la gauche à la droite on peut voir : l'antenne tête d'émission/réception de radiofréquence, le cylindre de Halbach, la bobine de gradient à deux axes (le gradient de lecture étant supprimé) et le blindage de radiofréquences.</i> | 21 |
| Figure 17. Carte mondiale de l'incidence des cas de méningite, toutes causes confondues, pour 100 000 habitants, par pays | 23 |
| Figure 18. Schéma anatomique d'une coupe coronale permettant de mettre en évidence la localisation des villosités arachnoïdiennes qui permettent le transfert du LCS vers les sinus veineux cérébraux..... | 24 |
| <i>Figure 19. Images d'hydrocéphalie faites avec une IRM conventionnelle (image de droite) et un CT (image de gauche)</i> | 25 |
| <i>Figure 20. Images non pathologiques vues avec IRM conventionnelle (T1 à gauche, T2 à droite)</i> | 25 |
| Figure 21. Comparaison d'acquisition d'images IRM portable et d'images d'IRM conventionnelles Idem | 27 |
| Figure 22. Etude comparatives d'images acquises avec un IRM portable (pMRI) vs avec un IRM conventionnel. | 27 |
| <i>Figure 23. Différentes séquences obtenues avec une IRM 0.36 T dans la région cérébrale.</i> | 29 |
| <i>Figure 24 Ces images permettent de mettre en évidence la différence de taille, poids et géométrie d'une IRM conventionnelle (gauche) et une IRM portable Hyperfine Swoop (droite)</i> | 31 |
| Figure 25. Cette image permet de démontrer l'installation des différents éléments dans l'environnement du patient | 35 |
| Figure 26. Séquences sagittales pondérées T2 avec réduction des artefacts métalliques à 3T, 1,5T et 0,55T. Notez la diminution des artefacts de susceptibilité et la visibilité nettement | |

| | |
|---|----|
| améliorée du canal rachidien à 0,55T, avec délimitation d'une sténose rachidienne de haut grade au niveau T4/5 causée par un hématome rachidien postopératoire compressif (flèche rouge). | 36 |
| Figure 27. Courbes des relaxations tissulaires en T1. En rouge : matière blanche, en bleu : matière grise, en vert : liquide céphalo-rachidien | 41 |
| <i>Figure 28. Les protons quittent le plan de coupe (bleu) entre l'impulsion 90° et l'impulsion 180°. Seuls les protons ayant subi les deux impulsions peuvent engendrer un écho de spin. Les protons stimulés par l'impulsion 90° (violet) quittent totalement le plan de coupe avant l'impulsion 180° et sont remplacés par des protons n'ayant pas d'aimantation transversale (pas de signal).</i> | 46 |
| Figure 29 . Courbes de rehaussement en fonction du temps | 48 |
| Figure 30 . Image TOF à contraste renforcé | 49 |
| Figure 31. ARM CE de gros vaisseaux dans un système d'IRM de 0,2 T. La séquence (TR/TE = 12,6/3,2 millisecondes). Les dimensions du voxel étaient de 0,6 x 1,6 x 1,6 mm3. | 49 |
| Figure 31. ARM CE de gros vaisseaux dans un système d'IRM de 0,2 T. La séquence (TR/TE = 12,6/3,2 millisecondes). Les dimensions du voxel étaient de 0,6 x 1,6 x 1,6 mm3. | 49 |
| Figure 32. Pic en spectrométrie : comparaison du spectre de résonance magnétique nucléaire (RMN) simulé de l'atome d'hydrogène (1H) du trioléate de glycéryle à 1,4 T (60 MHz) et à 7,1 T (300 MHz)..... | 51 |
| Figure 33. Image en tenseur de diffusion obtenue sur une IRM haut champ..... | 52 |
| Figure 34. Acquisition cérébrale réalisée sur l'Hyperfine Swoop mettant en évidence d'hypersignaux périventriculaires | 54 |
| Figure 35. Nombre d'article par année sur le moteur de recherche PubMed avec les mots clefs Low field MRI, la chute sur l'année 2022 n'est pas significative du fait que nous sommes en milieu d'année..... | 81 |
| Figure 36. Carte de l'estimation du pourcentage d'habitant par pays de l'Europe âgé de plus de 80 ans..... | 82 |
| Figure 37. Augmentation des primes d'assurances maladie par années..... | 83 |

Table des matières

| | |
|--|------|
| Déclaration | II |
| Remerciements | III |
| Résumé | IV |
| Poster | V |
| Liste des abréviations | VI |
| Liste des tableaux | VIII |
| Liste des figures | VIII |
| 1. Introduction | 1 |
| 2. Cadre théorique | 2 |
| 2.1 Principes physiques de l'IRM | 2 |
| 2.2 IRM à bas champ | 16 |
| 2.2.1 Aimants : contraintes technologiques | 16 |
| 2.2.2 IRM portables pour l'investigation cérébrale | 20 |
| 2.2.3 Avantages et inconvénients des IRM à bas champ | 30 |
| 2.2.4 Conclusion des avantages et inconvénients des IRM portables | 52 |
| 3. Problématique | 53 |
| 4. Méthodologie | 55 |
| 5. Résultats | 57 |
| 5.1 Résultats de l'état de l'art | 57 |
| 5.2 Résultats questionnaire en ligne | 60 |
| 5.3 Résultats des entretiens | 71 |
| 6. Discussion | 81 |
| 6.1 Discussion état de l'art | 81 |
| 6.2 Discussion questionnaire en ligne | 83 |
| 6.3 Discussion des entretiens | 85 |
| 7. Conclusion | 91 |
| 8. Bibliographie | 92 |
| 9. Annexes | 99 |
| Annexe 1. Tableau de la répartition d'IRM en 2020 par million d'habitant dans certains pays sélectionnés | 99 |
| Annexe 2. PowerPoint créé pour les entretiens semi-dirigés | 100 |
| Annexe 3. Carte mondiale représentant le développement des pays | 102 |

1. Introduction

Dans le domaine de l'imagerie médicale, l'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) a su acquérir une place particulière en radiodiagnostic. En effet, par sa capacité à offrir des images avec une haute résolution en contraste (RC) des différents tissus du corps humain et particulièrement les tissus mous, elle est devenue l'examen de choix, afin d'identifier plusieurs pathologies. Elle permet ainsi d'acquérir des informations qui ne seraient pas ou plus difficilement analysables avec d'autres modalités d'imageries telles que les ultrasons, les radiographies ou le scanner. Elle a notamment un intérêt majeur dans le diagnostic de pathologies cérébrales grâce à sa capacité à distinguer de façon optimale la substance blanche et grise, les nerfs et les vaisseaux sanguins.

L'IRM ne peut cependant pas toujours être proposée aux patients en ayant besoin. En effet, l'IRM est une machine imposante de plusieurs tonnes, installée dans une salle protégée des interférences externes par une cage de Faraday. De ce fait, à titre d'exemple, un patient dans les soins intensifs qui ne serait pas transportable ne peut pas bénéficier de ce type d'examen.

Il est aussi intéressant de noter que le coût d'une IRM se définit par l'amplitude du champ magnétique voulu. Ainsi, son prix augmente proportionnellement d'un million de dollars par Tesla (Sarracanie et Salameh, 2020). Dû à leur prix élevé, on remarque une disparité importante de la répartition de ces machines d'imagerie à travers le monde.

Un autre aspect à prendre en compte est celui de l'entretien et de l'alimentation en énergie de ces IRM. En effet, l'électro-aimant supraconducteur requiert une grande quantité d'électricité de manière constante. Ceci est problématique pour certaines régions sous-développées du monde qui n'ont pas facilement accès à autant de puissance électrique stable permettant d'alimenter une machine continuellement. Ceci a pour conséquence d'exclure la possibilité d'accès à ce type d'imagerie à la majorité de la population mondiale (Cooley et al., 2021).

Face à cette situation, toute innovation qui permettrait de rendre accessible cette méthode d'imagerie aux patients en ayant besoin marquerait un progrès dans le système de santé publique, et cela, à une échelle mondiale.

Dans ce travail de Bachelor, nous nous interrogerons sur les avantages et inconvénients dans la pratique clinique des IRM à bas champ magnétique afin d'investiguer la région cérébrale. Nous avons décidé de nous concentrer sur le cerveau puisque la modalité d'imagerie de choix pour cette région est l'IRM et parce que les affections cérébrales sont souvent des pathologies impliquant un pronostic vital engagé. Ainsi, une démocratisation d'une machine portable à faible coût pourrait changer significativement la prise en charge de certaines pathologies d'urgence. Ces questionnements seront accompagnés d'une collecte de données à travers un questionnaire en ligne et d'entretiens semi-dirigés auprès de techniciens en radiologie médicale (TRM) et radiologues en Suisse romande. Cette étude permettra de mettre en lumière l'intérêt de la démocratisation de ces IRM en clinique dans le système de santé suisse.

2. Cadre théorique

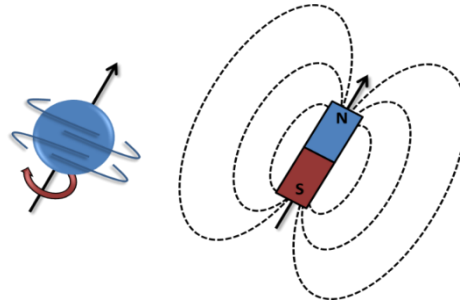
2.1 Principes physiques de l'IRM

Les principes physiques de l'imagerie par résonance magnétique reposent sur les propriétés magnétiques des noyaux d'hydrogène. Du fait de ses propriétés quantiques et son abondance dans le corps humain, l'hydrogène permet d'acquérir des images des différents tissus grâce à la résonance magnétique. L'atome d'hydrogène est présent en grande quantité dans le corps humain de par sa liaison à l'oxygène formant la molécule d'eau et de par sa présence dans toutes les molécules organiques.

L'hydrogène possède 1 électron et 1 proton. En plus de sa charge positive, le proton possède un spin (de l'anglais : tourner). Le spin est une propriété intrinsèque de presque toutes les particules élémentaires. Cela implique que le proton exerce un mouvement de rotation autour d'un axe telle une toupie. De par ce fait, étant une masse en rotation avec une charge électrique, le proton possède un moment magnétique et se comporte comme un aimant microscopique

Figure 1. Un champ magnétique externe et des ondes électromagnétiques peuvent alors exercer une influence sur le spin des protons. Ce principe est exploité par l'IRM afin d'acquérir des images en deux ou trois dimensions.

Figure 1. Cette image illustre l'aimantation microscopique du spin



Tiré de: Nuclear Spin Magnet – Free Transparent PNG Clipart Images Download, s. d.

Le phénomène de résonance magnétique :

En l'absence d'un champ magnétique externe, les noyaux d'hydrogène sont orientés de façon aléatoire. Lorsque ces protons sont placés dans un champ magnétique statique et constant (B_0), leur spin s'oriente dans la direction de celui-ci. Il n'y a cependant pas un alignement dans le même sens de tous les protons. En effet, on distingue deux populations de protons, une qui s'aligne dans le sens de B_0 (parallèle) et une qui s'aligne dans le sens contraire (antiparallèle). Cette distribution des orientations de spins se nomme distribution de Boltzmann. Elle se définit par une loi de probabilité ou distribution utilisée en physique statistique pour déterminer la répartition des particules entre différents niveaux d'énergie. Cette loi permet de décrire la répartition entre les populations de spins parallèles et les spins antiparallèles. Il existe cependant une légère disparité dans cette répartition des noyaux d'hydrogène Figure 2. Il y en a davantage qui s'orientent parallèlement à B_0 et c'est cette différence entre les deux populations de spin qui permet de produire le signal RMN. Ce signal est produit grâce à l'addition des multiples vecteurs d'aimantation microscopique permettant l'émergence du

vecteur d'aimantation macroscopique (Vecteur M), nécessaire à l'acquisition d'images en IRM.

Figure 2. Ce schéma illustre l'action du champ B_0 sur les spins contenus dans un échantillon placé dans son champ d'action. Il permet de mettre en évidence l'origine du vecteur d'aimantation macroscopique qui est issue de la répartition inégale entre les spins parallèles et les spins antiparallèles.

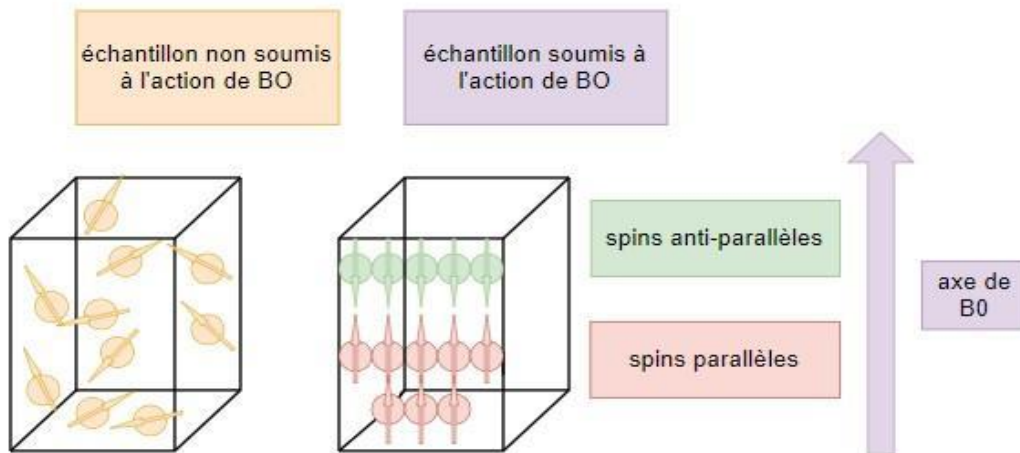
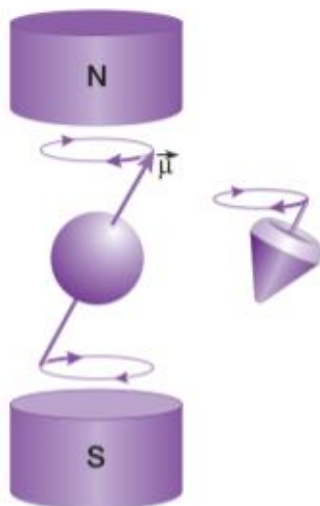


Figure 3. Cette figure permet de représenter la précession du spin soumis à un champ magnétique.



Tiré : Kastler et al., 2018

Les protons, sous l'effet du champ magnétique externe, précessent le long de l'axe de B_0 comme le montre la Figure 3. La précession est le mouvement de rotation du spin autour de cet axe. La fréquence de précession des spins est proportionnelle à l'amplitude du champ magnétique qu'ils subissent. Il est important de souligner que les noyaux d'hydrogène ne sont donc pas parfaitement alignés à B_0 , mais précessent autour de celui-ci à la fréquence de Larmor donnée par la formule :

$$\text{Équation 1 : } f_0 = \gamma B_0$$

f_0 : Fréquence angulaire de précession [MHz]

γ : rapport gyromagnétique spécifique à chaque noyau [MHz/T]

B_0 : champ magnétique statique [T]

L'usage d'ondes de radiofréquences (onde RF ou B_1) a pour but de modifier l'orientation du vecteur M ceci afin de rendre son signal mesurable. Grâce à l'énergie transmise par l'onde RF, le vecteur M va basculer dans le plan transversal. Le vecteur M va cesser son alignement dans le sens de B_0 et va se placer dans le sens du champ de radiofréquence B_1 , perpendiculairement à l'axe de B_0 (aimantation transversale) comme le montre la **Erreur ! Source du renvoi introuvable.** Il est nécessaire que B_1 soit à la même fréquence que celle des spins que l'on cherche à basculer dans le plan transversal. Il est donc essentiel d'aborder

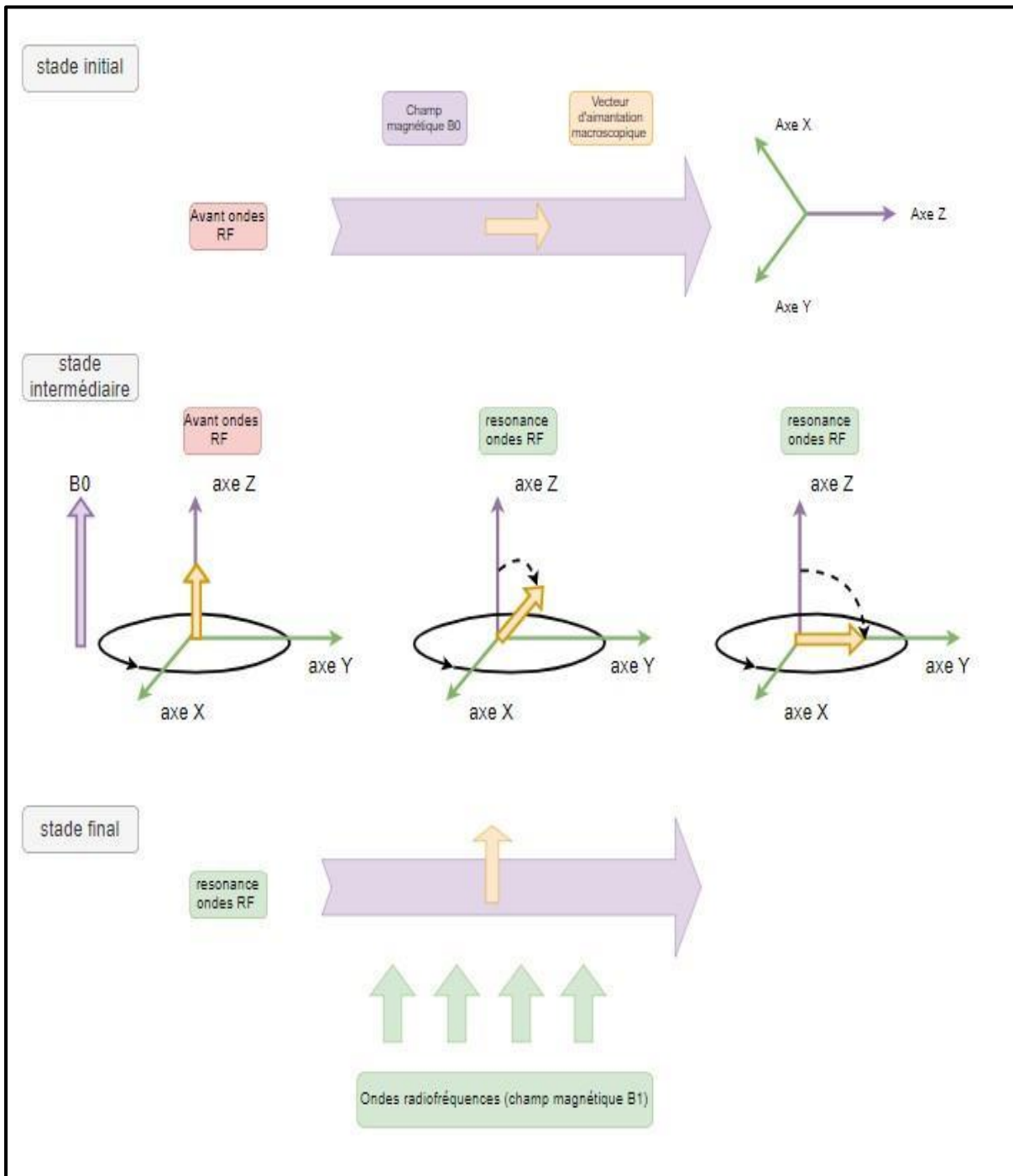
la notion de bande passante (BP). La bande passante est l'intervalle de fréquences (centré sur la fréquence de Larmor) transmises et reçues par l'antenne.

Le rapport gyromagnétique est propre à chaque atome. Pour l'hydrogène, il est de 42.57 MHz/T. On remarque que la fréquence de précession des spins à 1.5 T est de 63.9 MHz. Ci-dessous le Tableau 1 qui met en évidence les différentes fréquences selon différentes amplitudes de champ.

Tableau 1. Tableau de la fréquence de Larmor de l'atome d'hydrogène selon l'amplitude du champ magnétique B_0 de l'IRM

| B_0 | f_0 |
|-------------------------|-------------------------|
| 0.064 T | 2,72 MHz |
| 0.080 T | 3.41 MHz |
| 0.1T | 4.26 MHz |
| 0.5T | 21.29 MHz |
| 1T | 42.57 MHz |
| 1.5T | 63.86 MHz |
| 3T | 127.71 MHz |

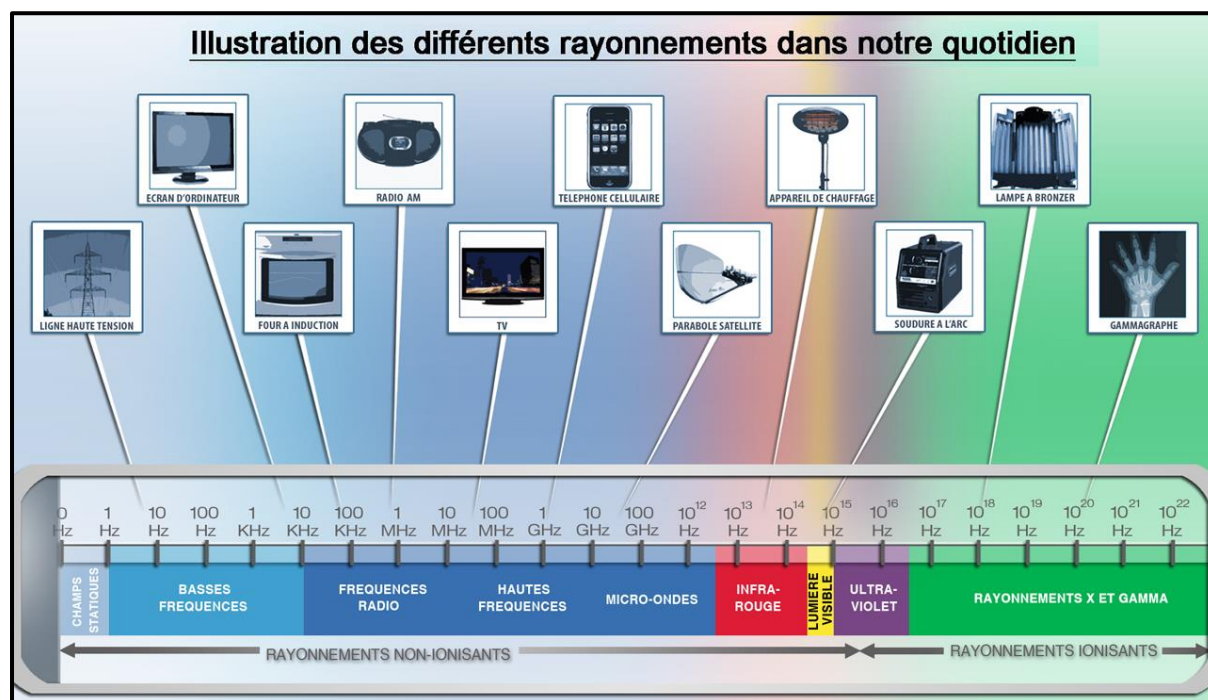
Figure 4. Schéma illustrant l'interaction entre les ondes RF et le vecteur M . La figure ci-dessus, permet de comprendre qu'au niveau du stade initial, donc en l'absence d'onde RF, le vecteur d'aimantation macroscopique (M) est dans l'axe de B_0 , il n'est pas mesurable dans cet axe, car il se « confond » dans le champ B_0 . Le vecteur M doit être projeté dans le plan transversal (plan X,Y) ceci est représenté au stade intermédiaire. Le phénomène de résonance entre le vecteur M et les ondes RF permet la projection dans le plan transverse. Le stade final est une représentation du vecteur M dans le plan transversal, où le vecteur M est mesurable.



Lorsque le vecteur M est orienté dans l'axe de B_0 , nous parlons d'aimantation longitudinale. En basculant dans l'axe perpendiculaire grâce aux radiofréquences, les protons se retrouvent dans un état d'énergie supérieur. Le vecteur M est mesurable uniquement grâce à ce basculement dans le plan transverse.

Grâce à une antenne, il va être possible de recevoir un signal. Ce signal est perçu sous forme de radiofréquences et correspond au mouvement de précession des spins retournant à leur état d'équilibre. Il est intéressant de noter que les ondes RF sont des rayonnements relativement présents au quotidien comme le montre la [Erreur ! Source du renvoi introuvable.](#)

Figure 5. Représentation des différents rayonnements existants À titre d'exemple, les fréquences des ondes FM radio opèrent entre 88-108 MHz



Tiré de : IRSN, 2021

En résumé, il n'est pas possible d'étudier directement le vecteur d'aimantation M , c'est pourquoi, pour pouvoir le mesurer, on utilise un deuxième champ magnétique (B_1) afin de faire basculer le vecteur M sur un plan perpendiculaire à B_0 (plan transversal, X,Y). Ce basculement se fait via un apport d'énergie donnée par l'onde RF. Les images sont acquises suite à la réception du signal reçu par une antenne réceptrice qui mesure le retour des protons à leur état d'équilibre (décroissance de l'aimantation transversale).

Rapport signal sur bruit

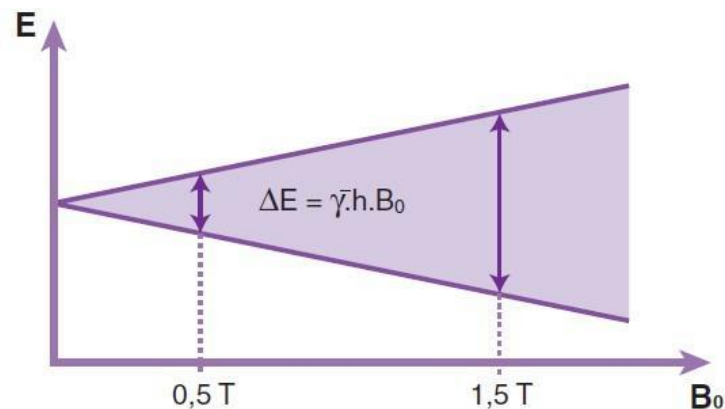
En imagerie médicale, Le bruit est quant à lui la résultante de plusieurs paramètres. Il est défini comme étant "l'ensemble des signaux indésirables qui dégradent la formation de l'image. Il est aléatoire ou cohérent" (Kastler et al., 2018). Le bruit est un facteur inhérent à de multiples paramètres, comme l'amplitude du champ magnétique ou encore son homogénéité. Il est essentiel de donner une définition à cette notion, il se définit comme un signal parasite détériorant la qualité de l'image et donc le rapport signal sur bruit (*Signal-to-Noise Ratio* en anglais, SNR). Ses causes sont multiples, le système électronique de traitement du signal, les mouvements moléculaires, les artéfacts, sont des paramètres participant à l'augmentation du bruit et donc à la détérioration du rapport signal sur bruit.

Les artéfacts peuvent être définis comme étant des nuisances qui forment de « fausses images » pouvant causer des difficultés d'analyse diagnostique. En effet, ces artéfacts

peuvent créer une altération de l'image en dégradant le signal et peuvent par exemple créer des distorsions de l'image et potentiellement simuler une pathologie. Ces artéfacts ont des causes multiples et peuvent être diminués par la modulation de certains paramètres techniques.

Comme expliqué plus haut, le signal permet de créer l'image. Le SNR est un facteur prépondérant en termes de qualité d'image en IRM. Il a pour but de définir la quantité de signal présente sur une image par rapport à la quantité de bruit. Ce rapport est proportionnel à la polarisation du spin nucléaire, en d'autres termes, la façon dont les spins sont organisés en fonction de B_0 . Cette polarisation, évolue linéairement avec l'amplitude du champ magnétique (Coffey et al., 2013) comme le montre la **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**

Figure 6 Cette figure permet de mettre en évidence la relation entre l'amplitude de B_0 et le nombre de spins parallèles en excès à l'origine du vecteur M . Pour un champ de 1,5 Tesla le nombre de spins parallèles en excès sera trois fois plus important qu'à 0.5 Tesla.

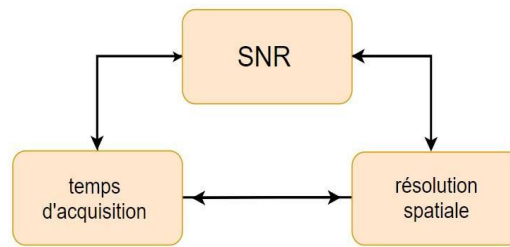


Tiré de : Kastler et al., 2018

L'augmentation du signal potentiel varie avec le carré de l'amplitude du champ B_0 contrebalancé par une progression linéaire du bruit. Il en résulte que le rapport signal / bruit suit une relation linéaire avec la valeur du champ : il est théoriquement deux fois plus élevé à 3,0 T qu'à 1,5 T (IMAIOS, 2022). En effet le nombre de spins en excès à 0.5 T est de 4 spins par million, ce nombre croît jusqu'à 12 spins à 1.5 T.

Le SNR est un des enjeux principaux. Il est toujours le produit d'un compromis entre temps d'acquisition et résolution spatiale comme le montre la **Erreur ! Source du renvoi introuvable.** En effet " pour un contraste donné, ces trois paramètres sont liés, l'amélioration dans un domaine se faisant au détriment de l'un ou des deux autres" (Kastler et al., 2018, p.118). Cette relation conditionne la pratique clinique ainsi que le développement des IRM à bas champ magnétique.

Figure 7. Ce schéma illustre la relation entre les trois paramètres principaux à prendre en compte pour l'acquisition des images en pratique clinique.



En résumé, le SNR est directement influencé par la quantité de signal disponible. Ainsi, le nombre de spins en résonance permettant la réalisation d'images est proportionnel à l'amplitude du champ B_0 . Plus ce dernier est élevé, plus le SNR sera maximisé.

Hormis l'amplitude du champ magnétique, l'obtention d'un SNR élevé est aussi lié à plusieurs autres paramètres tels que :

- Épaisseur de coupe et bande passante de réception
- Field of View (FOV)
- Taille de la matrice
- Nombre d'excitations (Nex équivalent de NSA)
- TR, TE et angle de bascule
- Le nombres d'éléments d'antennes

Les différents paramètres qui exercent une influence sur le bruit sont :

- Le traitement du signal par le système électronique (principalement les fluctuations électroniques dans l'antenne)
- La présence d'artéfacts
- L'inhomogénéité de B_0
- Les mouvements des molécules
- Le bruit émis par les autres appareils électroniques qui peuvent être présents (système de monitoring, pousse-seringue, téléphone...)

Le SNR peut être mesuré de manière quantifiable en plaçant une région d'intérêt (ROI) dans une zone de l'image où le signal est homogène. La mesure effectuée consiste en l'évaluation du signal moyen (S_m) dans la zone conscrite à l'intérieur du ROI. Cette mesure subit des fluctuations nommée déviation standard, qui traduit la présence de bruit. Le SNR peut ainsi être défini par le rapport du signal moyen sur la déviation standard : S_m/DS (Kastler et al., 2018). Dans cette situation la mesure est effectuée sur un fantôme de calibration stable et homogène.

Traditionnellement, sur une image IRM, on place le ROI de mesure du signal (S_m) dans la zone de signal qui nous intéresse. Par exemple, admettons que l'on évalue la qualité d'une séquence dans un protocole d'acquisition mammaire, on va placer le ROI dans le tissu du sein et non dans le cœur ou ailleurs, car c'est le signal du sein qui nous intéresse ici. Ensuite on va placer un second ROI dans une zone vide de signal et ainsi regarder la déviation

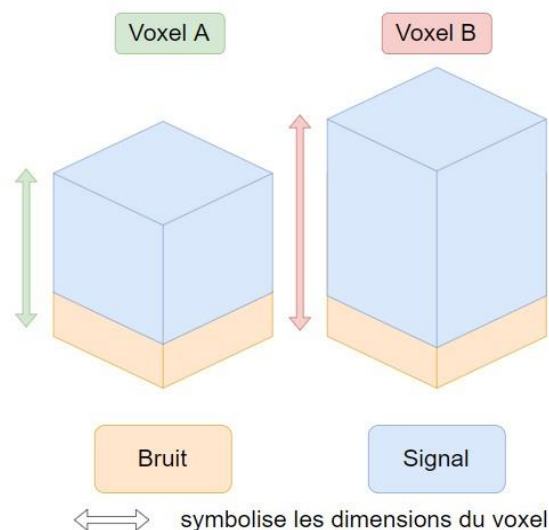
standard (=écart type) dans ce ROI, ce qui nous donnera la valeur de bruit. Cela permet de mesurer « le bruit pur » et non les variations de signal qui peuvent provenir d'autres facteurs, variations tissulaires normales ou pathologiques, homogénéité, position vis-à-vis de l'antenne etc. Ainsi ce sont donc 2 ROI différents qui sont utilisées pour effectuer le calcul du SNR d'une image.

Nous avons pu voir précédemment que le SNR est un facteur prépondérant en termes de qualité de l'image, cependant il n'est pas l'unique paramètre. La résolution spatiale, la résolution en contraste et les artéfacts complètent la liste de ces paramètres. Nous avons pu voir la relation entre RS et SNR, quant au reste de ces notions elles seront abordées de manière plus complète dans la suite de ce chapitre.

Comme indiqué sur la *Figure 8*, la résolution spatiale exerce une influence directe sur le SNR. En effet l'amélioration d'une de ces données se fait au détriment de l'autre comme mentionné précédemment. La résolution spatiale peut être définie de manière instinctive, comme étant le plus petit élément détectable à l'œil nu sur une image.

Le SNR décroît de manière proportionnelle avec l'augmentation de la RS. Si l'on diminue la taille du voxel nous pourrions visualiser de plus petits objets sur l'image. En contrepartie, cela signifie que la quantité de signal par voxel diminue tandis que le bruit reste constant comme le démontre la *Figure 8*.

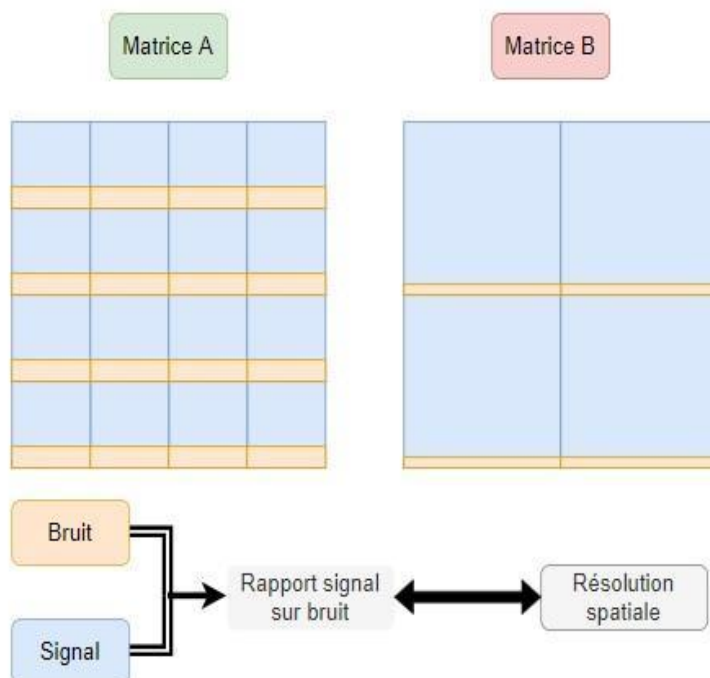
Figure 8. Le rapport signal sur bruit est directement influencé par les dimensions du voxel. Si l'on part du postulat que le bruit est constant alors la variable principale du SNR, est la quantité de signal. Celui-ci variant entre autres, en fonction du volume du voxel, le SNR du voxel A est inférieur à celui du voxel B.



Ce problème se retrouve aussi sur les images faites au scanner. Durant l'acquisition d'images, il est nécessaire de toujours garder à l'esprit ce que l'on cherche à visualiser. À titre d'exemple, si nous sommes à la recherche de micro-nodules, il faudra alors maximiser la résolution spatiale au détriment du SNR. Le compromis doit toujours être réalisé dans l'optique de favoriser au mieux le diagnostic.

Si l'on part du postulat que le bruit est constant sur l'ensemble des pixels qui composent la matrice (ce qui n'est pas une vérité dans le cas d'artéfacts), la quantité de signal disponible est le paramètre principal qui influencera le SNR. Ainsi plus les pixels auront un volume important, plus le signal sera important et donc le SNR majoré, mais cela au détriment de la RS. Pour la matrice A la RS est majorée au détriment du SNR. Quant à la matrice B, le SNR est majoré au détriment de la RS comme le démontre la *Figure 9*.

Figure 9. Schéma illustrant la relation entre résolution spatiale (RS) et le rapport signal sur bruit (SNR)



Il est important de souligner qu'il est possible d'augmenter le SNR lors d'acquisition de coupes fines avec une haute résolution spatiale cependant ceci implique l'augmentation du temps d'acquisition de chaque séquence. En effet, pour arriver à un tel résultat, il est nécessaire d'augmenter le TR (Temps de Répétition) ou le nombre d'excitations (Nex). Comme l'indique la formule suivante :

$$\text{Temps d'acquisition} = \text{TR} \times \text{Nombre de ligne de la matrice} \times \text{Nex}$$

Une augmentation d'un de ces paramètres exercera une influence directe sur le temps d'acquisition. Cette augmentation du temps de l'examen est problématique pour deux raisons. La première étant le contexte actuel du milieu de la santé où chaque examen a un délai imparti qui est peu flexible. La deuxième réside dans le confort du patient qui doit être maximisé afin d'éviter la production d'artéfacts de mouvements.

La minimisation du débit d'absorption spécifique (*Specific Absorption Rate* en anglais, SAR) est aussi un enjeu important. Cette notion correspond à la quantité d'énergie déposée par les ondes RF dans les tissus, conduisant à un échauffement de ces mêmes tissus dans la zone explorée. Le SAR (en W/kg) permet une représentation de cet échauffement. Il n'est pas mesuré, mais calculé. Les directives européennes ont émis des limites de SAR à ne pas dépasser. La limite veut qu'aucun tissu n'ait une élévation supérieure à 1 °C lorsque le corps

humain a entièrement absorbé 4 W/kg. Selon les régions investiguées, d'autres limites existent. Pour la tête, cette valeur ne doit pas dépasser 2 W/kg. Le calcul du SAR se fait par l'équation (*Sécurité et précautions en IRM, 2022*) :

$$\text{Equation 2 : } Nex \times SAR \propto \frac{B_0^2 \cdot \alpha^2 \cdot B_1^2 \cdot D}{\rho}$$

B_0 : amplitude du champ magnétique statique

B_1 : amplitude du champ magnétique de radiofréquence

α : angle de bascule

D : rapport cyclique (lié à la durée des ondes RF)

ρ : densité

Cette formule permet de mettre en évidence que l'amplitude du champ magnétique est un paramètre prépondérant dans l'augmentation du SAR. En effet, cette variable est soumise à une puissance de deux. A titre d'exemple, à 1.5 T le dépôt d'énergie dans les tissus est 100 fois plus élevé qu'à 0.15 T.

L'amplitude des radiofréquences est également sujette à une puissance de deux dans la formule. Comme il a été vu précédemment, les spins précessent à une fréquence de Larmor plus faible si le champ magnétique diminue. Par conséquent, dans cette même idée, l'exposition aux ondes RF diminue proportionnellement au carré, ce qui diminue considérablement le SAR.

La formule met également en évidence le Nex. Il est important de souligner que ce facteur est souvent utilisé en pratique clinique. Le plus souvent, il possède une valeur de deux et ainsi double l'ensemble du SAR.

On remarque que plus les ondes RF sont émises en quantité importante, plus le SAR augmente proportionnellement. Dans la suite de ce travail, nous détaillerons plus amplement les avantages d'une faible amplitude de champ magnétique.

Le contraste est la possibilité de différencier deux structures dans une image de par leur différence d'intensité du signal. Il est nécessaire en clinique d'obtenir des images suffisamment contrastées afin de permettre une différenciation entre les caractéristiques anatomiques normales et celles pathologiques. Comme dit précédemment, l'IRM possède une résolution en contraste supérieure aux autres modalités d'imagerie. Elle permet une excellente distinction des tissus mous, cela sans la nécessité d'injection de produit de contraste.

L'opérateur peut agir sur certains paramètres afin de modifier le contraste de l'image. Quant aux autres paramètres, ceux-ci sont propres à la nature physico-chimique des différents tissus et ne sont donc pas modifiables. En IRM, différents contrastes mettant en évidence différentes caractéristiques du signal mesuré sont possibles, les principaux sont : T1, T2, densité de protons ou T2*. Ci-dessous le *Tableau 2* mettant en évidence les différents paramètres.

L'angle de bascule, le temps d'inversion, la longueur du train d'écho et la valeur de b ne seront pas discutés dans ce travail.

Tableau 2. Différents paramètres intrinsèques ou modifiables en IRM

| Paramètres modifiables | Paramètres intrinsèques (non modifiables) |
|-------------------------------------|--|
| Temps de répétition (TR) | Relaxation T1 |
| Temps d'écho (TE) | Relaxation T2 |
| Angle de bascule | Densité en protons (DP) |
| Temps d'inversion (TI) | Coefficient de diffusion |
| Longueur train d'écho | |
| Valeur de b (séquence de diffusion) | |

Pondérations :

La pondération d'une image consiste en la manière dont l'opérateur va modifier les paramètres d'acquisition de la séquence *Tableau 2* afin de favoriser un des contrastes précédemment cités.

Les pondérations permettant les contrastes dépendent notamment du TR et du TE (Temps d'Echo) ainsi que de l'angle de bascule choisi. Comme dit précédemment, nous n'approfondirons pas sur l'angle de bascule. Un TR court ainsi qu'un TE court donnent une image fortement pondérée T1 et un TR long et un TE long vont donner une image fortement pondérée en T2. Pour la pondération en densité de proton, il faut un TR long et un TE court. Le contraste dans l'image va donc varier selon les temps de relaxation des différents tissus et les valeurs de temps d'écho et de temps de répétition choisis par l'opérateur.

Exemple de valeurs moyennes :

1.5 T d'après Sheth et al., (2021) :

Pour une image T1 : TR < 800 ms TE < 30 ms

Pour une image T2 : TR > 2000 ms TE > 80 ms

Pour une image DP : TR > 1000 ms TE < 30 ms

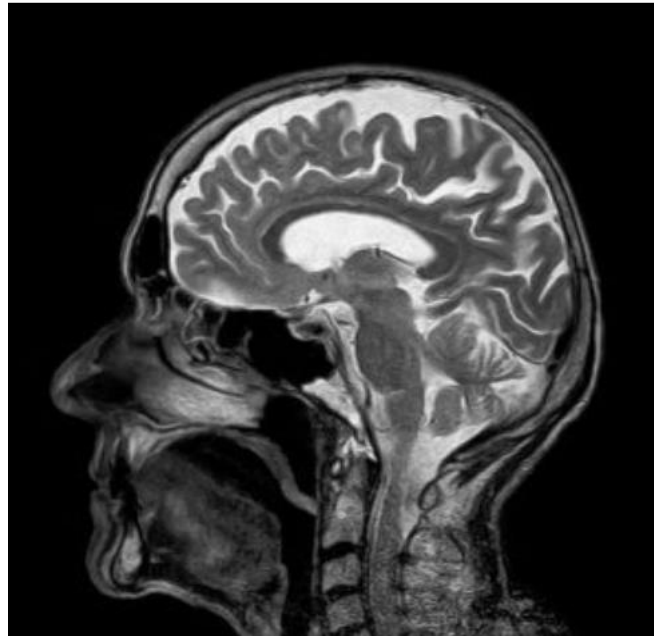
64 mT d'après Deoni et al., (2021) :

Pour une image T1 : TR = 1500 ms TE = 6 ms

Pour une image T2 : TR = 2'200 ms TE = 253 ms

L'intensité du signal est traduite sur l'image en niveau de gris. Comme le montre la Figure 10 un signal très faible correspondra aux teintes plus foncées : un hyposignal. Alors qu'un signal élevé se traduira par un gris très clair voire du blanc : un hypersignal.

Figure 10. Coupe sagittale T2 de la tête, les signaux liquidiens sont en hypersignal (blanc) et la graisse apparaît en hyposignal (gris foncé). Le noir correspond à une absence de signal, comme au niveau des cavités aériques que sont les sinus



Tiré de : <https://radiologie-nogent.fr/examen/irm/>

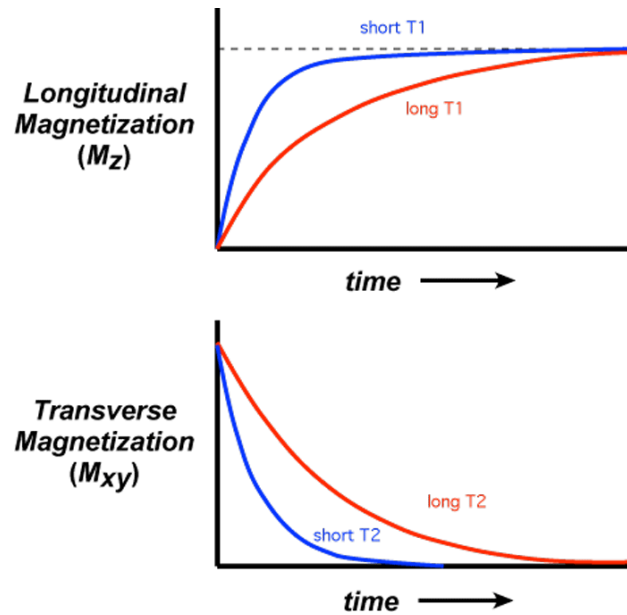
La résolution en contraste en bas champ

Le contraste en IRM correspond à la traduction des signaux de RMN en niveaux de gris (Kastler et al., 2018). Le contraste est indissociable des propriétés des spins, il met en évidence les différences de temps de relaxation entre les spins, ces différences sont dues à l'environnement chimique qui les entoure et à l'amplitude de B_0 .

Lorsque l'amplitude du champ magnétique diminue, le temps T1 (relaxation longitudinale) est raccourci et le temps de relaxation T2 (relaxation transversale) est prolongé (Klein, 2016).

Ci-dessous, la Figure 11 qui met en évidence les courbes de relaxations respectives du T1 et du T2 selon un tissu donné :

Figure 11. Courbes de relaxations T1 et T2



Tiré de : T1 and T2 Effects, s. d.

Étant donné que le TR doit être supérieur au T1 pour garantir une récupération suffisante de la relaxation longitudinale, on peut alors raccourcir le TR, ce qui va augmenter la vitesse d'acquisition et permettre de compenser en partie la réduction de l'intensité du signal en bas champ (Klein, 2016). Cependant, il ne peut pas être raccourci à volonté. Si le TR est trop court, les tissus n'ont pas le temps de relaxer donc il n'y aura pas suffisamment de contraste.

Comme les temps de relaxation des tissus se rapprochent avec une augmentation de l'amplitude du champ magnétique, le contraste entre les différentes structures et lésions est diminué, proche d'un iso-signal. En d'autres termes, la résolution en contraste de l'image diminue en fonction de l'augmentation du champ magnétique, ce qui est un avantage pour l'imagerie à bas champ magnétique.

Pour résumer, le temps T1 plus court lors de l'utilisation de bas champ permet de compenser la baisse d'intensité du signal et de raccourcir le temps d'acquisition. De plus, la résolution en contraste, pour les pondérations T1/T2, en dépit de la résolution spatiale, sera meilleure qu'à haut champ magnétique. Car les T1 de la substance grise et de la substance blanche sont très proche, ainsi à 3 T, ils seront d'autant plus lents et donc plus difficiles à dissocier.

SNR et CNR :

Au sein de la communauté radiologique, il est bien connu que le SNR augmente avec l'amplitude du champ magnétique, cependant, il y a des compromis qui accompagnent cette hausse de l'amplitude du champ magnétique. En effet, en augmentant l'amplitude du champ magnétique, l'intensité des gradients doit aussi augmenter ainsi que la BP, ce qui entraîne une augmentation du bruit. Car, plus l'enregistrement du signal comprend une gamme de fréquence large, c'est-à-dire, une bande passante de réception large, plus la proportion de

bruit est élevée (Imaios s.d). Pour exemple, une étude a été menée avec des contrôles qualités sur une IRM 1.5 T et une 3 T pour comparer leur différence de SNR. Il a été démontré que « Le SNR de l'IRM 1.5 T est de 57.05, comparé au 94.37 de l'IRM 3 T » (Theron et al., 2015). Ce résultat, démontre bien l'augmentation du SNR avec des champs plus intenses, cette augmentation est dû à l'alignement accru des protons le long de l'axe principal du champ magnétique.

Un autre indicateur de la qualité de l'image est le rapport contraste sur bruit (*Contrast to-noise-ratio* en anglais, CNR), qui est la relation entre le niveau de contraste et le bruit présent dans l'image. Comme mentionné plus haut, lorsque le champ est faible, nous avons un contraste en T1 majoré et le bruit est diminué, de plus, une augmentation du contraste T1 des tissus permet de compenser la baisse de signal en bas champ. Le CNR en pondération T1 est donc meilleur à des amplitudes de champs faibles.

Afin de bien mettre en évidence les différentes notions vues dans ce chapitre, ci-dessous le *Tableau 3* récapitulatif.

Tableau 3. Récapitulatif des différents paramètres et leurs interactions

| | RS | TA | Taille voxel | SNR |
|----------------------|----|----|--------------|-----|
| Épaisseur de coupe + | - | = | + | + |
| Matrice + | + | + | - | - |
| FOV + | - | = | + | + |
| Nex + | = | + | = | + |

2.2 IRM à bas champ

Aujourd'hui, en pratique clinique, les IRM 1.5 T et 3 T ont une place centrale dans le domaine de l'imagerie par résonance magnétique. Comment en sommes-nous arrivés là ?

Dans les années 80, un débat a eu lieu autour de la question des amplitudes de champ magnétique (Sarracanie & Salameh, 2020). Le gain de sensibilité inhérent aux champs magnétiques élevés offre un plus grand signal par unité de temps et cela a eu pour conséquence de clore le débat en leur faveur. En effet, une amplitude de champ plus élevée s'accompagne d'une amélioration du rapport signal sur bruit (SNR) et permet dès lors un temps d'acquisition des données plus court et l'obtention d'une résolution spatiale plus élevée (Klein, 2016).

Ces 30 dernières années, les progrès technologiques en IRM pour l'usage clinique ont été tournés principalement vers les systèmes possédant des amplitudes de champ magnétique de 1.5 T ou plus. Ceci explique pourquoi actuellement, les IRM à des fins cliniques possédant une amplitude de champ magnétique faible ou moyenne sont rares sur le marché. A titre d'exemple, on peut noter que dans les années 2000, la part du marché des IRM avec un champ d'amplitude inférieur à 1.5 T était d'environ 30 % et celui des IRM 3 T était de 0 %. En 2016, les IRM avec un champ d'amplitude inférieur à 1.5 T représentent environ 5 % de la part du marché tandis que les IRM 3 T en représentent environ 30% (Klein, 2016). Sur cette même lancée, on remarque aujourd'hui toujours plus d'engouement pour les amplitudes de champ élevées tel que le démontre l'installation d'une IRM 7 T au CHU de Poitiers (France) en 2019.

Cependant, ces dernières années, plusieurs innovations et développements ont vu le jour et ont permis une réévaluation de la place des IRM avec des champs magnétiques faibles en pratique clinique. Par la même occasion, cela a permis de dépeussier le mythe liant inséparablement SNR élevé et haut champ magnétique.

2.2.1 Aimants : contraintes technologiques

Les aimants ont de multiples propriétés et sont nécessaires pour la construction des IRM. On peut distinguer plusieurs types d'aimants différents :

- Electro-aimants : résistifs ou supraconducteurs
- Permanents

L'aimant est l'élément de la machine qui possède le coût le plus élevé. Il offre un champ magnétique statique où l'homogénéité du volume que l'on souhaite imager doit être obtenue. Cette homogénéité s'obtient grâce à des shims (passifs et actifs) incorporés dans le système. Ces shims consistent en des plaques de fer et des bobines où passe un courant électrique.

Les aimants supraconducteurs des IRM conventionnelles présentent de multiples contraintes techniques et ne sont, par conséquent, pas adaptés pour des appareils transportables. Les aimants permanents et résistifs sont deux bons candidats qui présentent à la fois des avantages et des inconvénients (Sarracanie & Salameh, 2020). Les IRM avec des aimants résistifs sont rares car ces aimants produisent des champs magnétiques de faible amplitude.

Ainsi, selon le type d'aimant, le fabricant s'oriente vers des IRM bas champs (< à 0.5 T), moyen champ (entre 0.5 et 1 T) ou haut champ (> à 1 T).

Les aimants résistifs :

Ce type d'aimant est composé d'une bobine de cuivre qui lorsqu'elle est traversée par un champ électrique produit un champ magnétique. Ces aimants présentent de multiples contraintes dans l'optique d'une utilisation en IRM. Ceux-ci nécessitent des apports énergétiques importants et constants, limitant ainsi la construction d'IRM portable. Cependant, l'amplitude du champ magnétique obtenue correspond aux attentes des IRM bas champs.

D'après Benahmed et al. (2012), « le champ magnétique maximum atteint à peine les 0.5 T et reste très sensible aux variations de températures » (p. 41). Cependant, la sensibilité thermique ne correspond pas aux attentes. En effet la température d'un hôpital est relativement constante mais si l'on pense à installer des IRM bas champ dans des ambulances, les contraintes thermiques ne pourront probablement pas être respectées. Néanmoins, ce type d'aimant présente certains avantages : ils sont peu coûteux par rapport à d'autres aimants et ne nécessitent pas de liquide de refroidissement.

Les aimants supraconducteurs :

Ces aimants sont actuellement utilisés pour les IRM conventionnelles. Ils présentent l'avantage de produire des champs magnétiques de haute amplitude. Ils se basent sur le principe de supraconductivité. C'est un état que certains matériaux ferromagnétiques peuvent atteindre lorsque leur température est proche du zéro absolu : ils perdent leur résistance. L'hélium liquide permet de créer un milieu suffisamment froid pour engendrer cette perte de résistance électrique et générer des champs magnétiques puissants et stables (Benahmed et al., 2012). Cependant, cette nécessité en hélium liquide est une contrainte coûteuse et complexe à mettre en place. De plus, malgré la légère perte du courant électrique due à la perte de résistivité, la demande en apport énergétique reste bien supérieure à un courant conventionnel dû à la forte demande d'énergie des pompes de refroidissement afin de garder l'hélium liquide à la température adéquate.

Selon différents modèles d'IRM, la quantité d'hélium nécessaire peut être supérieure à 1 000 litres (Pfeiffer, 2021). Récemment, certains fabricants comme Siemens et Philips ont développé des IRM dont la nécessité en hélium est faible, inférieur à 1 litre pour Magnetom Free.Star de Siemens et environ 7 litres pour Ambition Ingenia X de Philips. Celle de Siemens ne permet pas l'obtention d'un champ magnétique très élevé : 0.55 T. Cependant celle de Philips fonctionne avec une nouvelle technologie d'aimant nommé « BlueSeal » qui utilise un système de micro-refroidissement conférant une amplitude de champ de 1.5 T à la machine. Ces exemples permettent de mettre en évidence l'envie de s'affranchir des grandes quantités d'hélium pour la conception des aimants supra-conducteurs et offrir une nouvelle gamme de machine sur le marché.

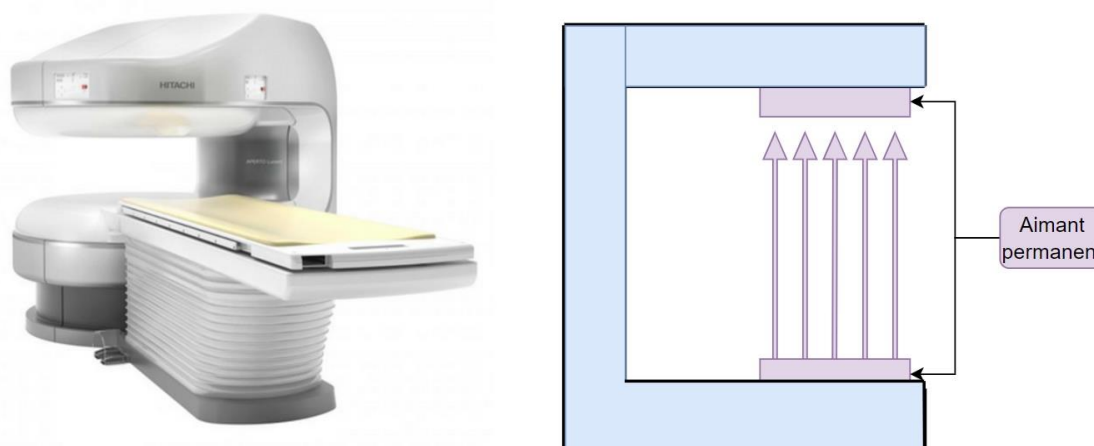
Les aimants permanents :

Les aimants utilisés pour la construction d'IRM bas champ sont principalement des aimants permanents. La configuration la plus fréquente des IRM à aimant permanent consiste en une géométrie « ouverte ». Il est intéressant de noter que, contrairement aux aimants supraconducteurs, leur B_0 est le plus souvent perpendiculaire à l'axe du patient et donc il y a une absence de champ de bordure (Kastler et al., 2018) comme le démontre la *Figure 12*.

D'après Benahmed et al. (2012), « il est constitué d'une structure ferromagnétique qui produit un champ magnétique permanent sans consommation d'énergie » (p. 41). Ainsi, les aimants permanents ne nécessitent ni hélium ni électricité afin de produire un champ magnétique. Ceci est un avantage considérable permettant de s'orienter sur la perspective d'une future technologie accessible et à faible encombrement (Sarracanie & Salameh, 2020). Grâce à ce type d'aimant, l'élaboration de machines portables devient réalisable. Parmi les aimants permanents nous pouvons distinguer deux types différents : les aimants permanents avec un champ homogène et ceux avec un champ inhomogène.

Les aimants à champ homogène permettent des méthodes d'acquisition et de reconstruction similaires à celles utilisées pour les IRM conventionnelles. Un des désavantages de ce type de construction d'aimant reste son poids. En effet, il existe une corrélation directe entre l'amplitude du champ magnétique et les quantités de matériaux ferromagnétiques à chacun des pôles. Par exemple, si l'on souhaite doubler l'amplitude du champ magnétique d'une IRM à aimant permanent, il faudra quadrupler le total du matériel ferromagnétique (Klein, 2016). De par ce fait, plus le champ magnétique est élevé, plus l'IRM sera lourde. Les IRM ouvertes en forme de C utilisent de grandes culasses en fer (ou en acier à haute perméabilité magnétique) pour contenir et guider les lignes de flux. Bien que cela réduit le champ de fuite, cela a pour désavantage d'alourdir énormément la machine (Cooley et al., 2018). Une IRM de ce type avec un champ de 0.35 T et un FOV de 40 x 40 x 40 cm³ possède un poids de presque 18 tonnes (Gong et al., 2019). Ainsi, à cause du coût et du poids de la machine, il en résulte des IRM avec un champ magnétique maximal de 0.35 T (Klein, 2016). D'autres matériaux peuvent cependant être utilisés tels que des aimants de terres rares. On peut citer les alliages de néodyme, de fer et de bore (NdBF_e). Ce matériel reste cependant assez coûteux mais permet de réduire considérablement le poids de la machine (Cooley et al., 2018).

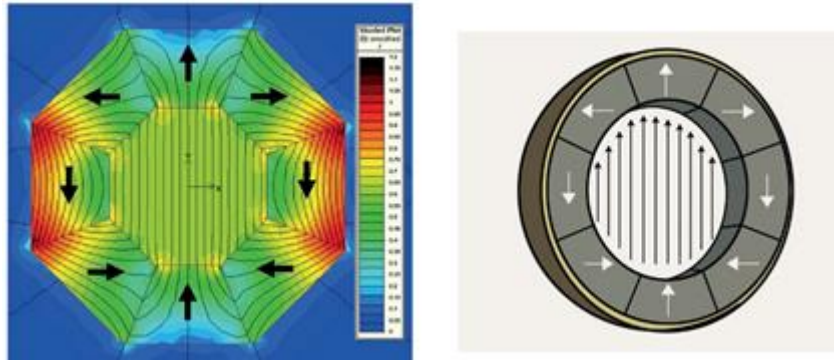
Figure 13. Ces images montrent une IRM Hitachi Aperto 0.4 T utilisant des aimants permanents placés de façon à avoir un pôle supérieur et un pôle inférieur (forme en C). Son champ B_0 est perpendiculaire à l'axe du patient



Tiré de : <https://www.doc-market.eu/5GU9AHAV-HITACHI-Aperto-Lucent-0-4T ?spr=fr>

Comme dit précédemment, il est aussi possible d'utiliser des aimants permanents avec des champs inhomogènes. L'usage de ces aimants permet de s'affranchir des multiples contraintes des aimants à champ homogène. On peut mentionner la conformation Halbach Figure 14.

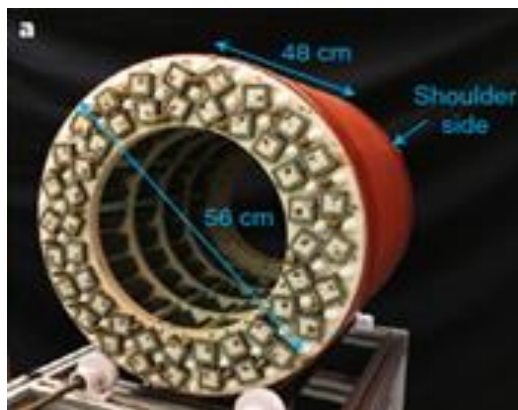
Figure 14. Réseau de Halbach : le champ magnétique se concentre en son centre



Tiré de : *Curiosité magnétique : le réseau de Halbach*, s. d.

Cette conformation consiste en une disposition particulière de plusieurs aimants permanents de façon à avoir le champ magnétique qui soit focalisé d'un côté de la structure tout en ayant presque pas de champ magnétique du côté opposé. Cela est obtenu en agençant plusieurs aimants ensemble dont les vecteurs d'aimantations ont des orientations différentes. Cela permet l'application du champ magnétique du côté interne (intérieur de la machine) et un champ magnétique minimal du côté externe. Ainsi, l'empreinte magnétique faible à proximité de la machine permet d'amplifier son aspect portable (Cooley et al., 2021). De même, avec cette configuration, le poids de l'aimant est considérablement réduit. On peut citer l'étude menée par Cooley et al. En 2021 qui développe une IRM portable de 80 mT avec une conformation Halbach dont le poids est de 122 Kg. L'affranchissement de la contrainte d'homogénéité de champ des aimants conventionnels permet de réduire la quantité de matériaux magnétiques au minimum requis et permet des conceptions de faible densité et plus légères (Cooley et al., 2015). Cependant, les inhomogénéités du champ imposent de nouveaux défis, la génération d'une carte des inhomogénéités du champ B_0 est une solution possible pour s'affranchir de l'utilisation de champ homogène. De par ce fait, la reconstruction de l'image se fait via un logiciel spécial s'aidant d'algorithmes et non plus grâce à une transformée de Fourier, qui est la méthode classique de reconstruction d'images IRM. Néanmoins cette méthode allonge de manière considérable le temps d'acquisition. En effet, il faut compter environ 10 minutes pour des séquences axiales T1/T2 ou DP du cerveau en entier (Cooley et al. 2020) tandis qu'avec une IRM conventionnelle le temps serait d'environ 4 minutes par séquence. Il est aussi intéressant de souligner que la conception d'une aimantation Halbach peut permettre l'utilisation de shim afin d'éviter un champ trop inhomogène. Dans l'étude menée par Cooley et al., ces shims sont intercalés entre plusieurs aimants permanents (cf figure 14). Un des désavantages des aimants permanents est leur faible stabilité de champ magnétique selon la température ambiante. Ainsi, l'environnement dans lequel il est utilisé doit avoir une température et humidité contrôlée (Sarracanie et Salameh, 2020). Un autre désavantage est que ces aimants ne peuvent pas être éteints.

Figure 15. Cette figure met en évidence la configuration Halbach de l'IRM portable proposée par Cooley et al. Les cubes sur l'image étant les aimants permanents.



Tiré de : Cooley et al., 2020

2.2.2 IRM portables pour l'investigation cérébrale

Une configuration en C avec des aimants permanents reste lourde et large surtout si l'on veut garantir une homogénéité de champ avec un diamètre suffisant pour imager la région cérébrale (Huang et al., 2019). Le développement d'IRM portables repose donc sur la capacité à réduire la taille / poids des aimants permanents utilisés tout en garantissant un FOV adéquat pour investiguer l'organe souhaité. Ci-dessous nous allons présenter deux IRM portables possédant un bas champ magnétique : l'Hyperfine Swoop ainsi qu'un prototype d'IRM portable développé par l'équipe de chercheurs mené par la chercheuse Clarissa Cooley.

Il existe d'autres types d'IRM portables à bas champ ayant pour but une investigation cérébrale. Cependant, ces dernières se trouvant dans un état de développement moins avancé que celles mentionnées plus haut, elles ne seront pas abordées dans ce travail.

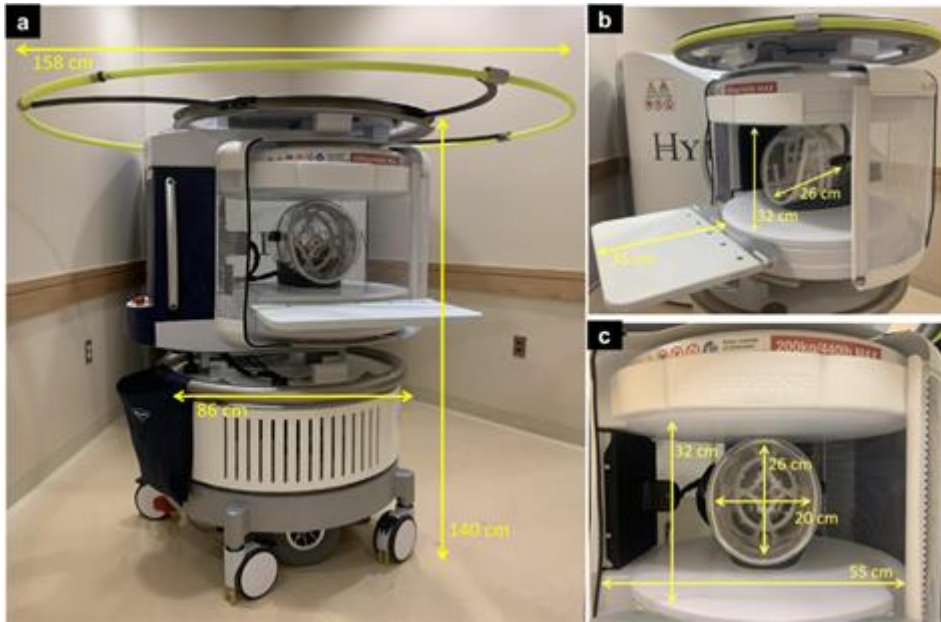
Il est important de souligner que ces IRM portables n'ont pas pour but de remplacer les IRM possédant un haut champ magnétique mais plutôt de permettre de répondre à la demande d'accessibilité aux examens d'IRM cérébrale à différents types de patients. Ainsi, ces IRM portables ne cherchent pas à concurrencer le marché avec des IRM haut champ.

Hyperfine Swoop

Cette IRM possède un champ magnétique de 64 mT. Son utilisation clinique a été approuvée par la FDA en février 2020. Elle fût utilisée dans plusieurs hôpitaux de la côte Est des Etats-Unis en vue d'aider au diagnostic des patients dans les soins intensifs.

Elle possède des aimants permanents dans une configuration en C. Son poids est d'environ 630 kg. Elle est facilement maniable grâce à des roulettes et un moteur intégré à la machine. De par sa taille, 86 cm de large et 140 cm de hauteur comme le montre la Figure 15 ci-dessous. Elle circule aisément dans les couloirs et entre les lits d'hôpitaux. Elle possède une antenne tête de huit canaux. Elle nécessite un apport d'énergie de 1'650 W pour alimenter la console, l'antenne RF et les trois gradients.

Figure 16. Cette image montre que la hauteur de l'Hyperfine Swoop est de 140 cm, sa largeur avec un périmètre de sécurité est de 158 cm

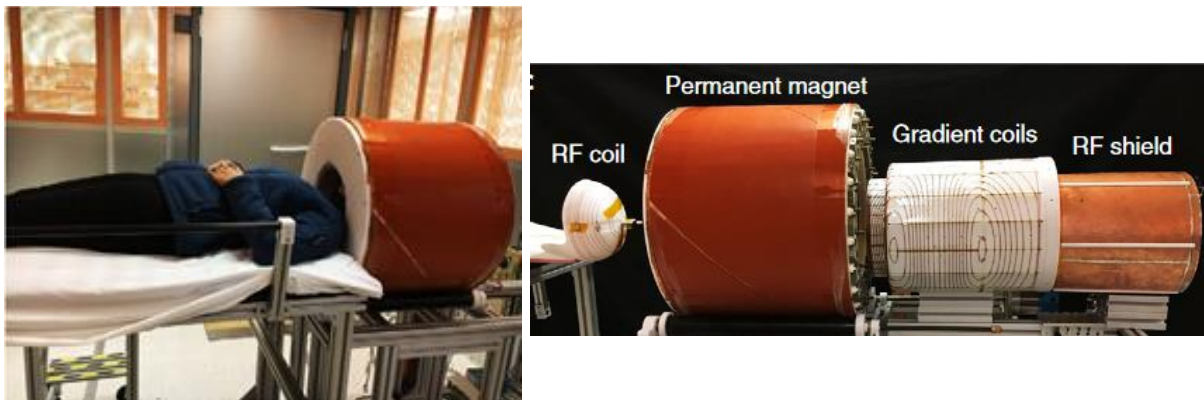


Tiré de : Mazurek et al., 2021.

Prototype IRM 80 mT du laboratoire dirigé par C. Cooley

Il existe d'autres développements d'IRM portable à des fins d'investigation cérébrale tel que le montre les nombreuses études de Cooley et al. Cette équipe de chercheurs ont développé un prototype d'IRM à 80 mT (Cooley et al., 2021). Ce prototype d'IRM 80 mT est dédié à l'investigation de la région cérébrale. La machine possède un diamètre extérieur de 56 cm, diamètre intérieur de 35,3 cm et une longueur de 48 cm. Son poids total est de 122 kg dont 80 kg d'aimant permanent (Cooley et al., 2020).

Figure 17. **a)** volontaire utilisant le prototype d'IRM 80 mT **b)** De la gauche à la droite on peut voir : l'antenne tête d'émission/réception de radiofréquence, le cylindre de Halbach, la bobine de gradient à deux axes (le gradient de lecture étant supprimé) et le blindage de radiofréquences.



A

b

Tiré de Cooley et al. 2020

La source de champ magnétique de cette IRM est engendrée par la conformation en cylindre de Halbach. Le cylindre de Halbach est constitué d'un alignement divisé en deux couches de petits aimants permanents (NdFeB) cubiques. Le cylindre Halbach permet de s'affranchir des culasses lourdes d'aimant permanent dans une conformation dipôle et offre un bon équilibre entre l'amplitude du champ et la taille de la machine. Cela offre un faible champ de fuite et un poids réduit (Cooley et al., 2018).

Le FOV utile consiste en une sphère de 20 cm³ dont l'isocentre se trouve à 17.7 cm depuis la partie inférieure de l'aimant, c'est-à-dire l'entrée de la machine. De cette façon, une fois la personne positionnée, le FOV correspond à la région cérébrale (Cooley et al., 2018).

Les notions de physique derrière la conception de cette IRM portable sont complexes. Dans ce travail, nous n'aborderons pas en détail ces notions afin de garder un caractère compréhensible et ne pas perdre le lecteur néophyte. Ainsi, pour résumer brièvement, ce cylindre d'aimants permanents Halbach est utilisé pour produire à la fois le champ B_0 , dans la direction horizontale (axe Z) au cylindre et le *Spatial Encoding Magnetic field* (Cooley et al., 2020). Ce dernier va permettre la formation de l'image de façon à pouvoir distinguer spatialement d'où provient le signal reçu par l'antenne. Le SEM est modulé par la rotation de l'aimant qui n'est donc pas fixe durant l'acquisition. Du fait des contraintes imposées à la condition portable, il est difficile d'obtenir un champ magnétique homogène. Cependant, dans ce contexte, l'inhomogénéité du champ magnétique n'est pas un problème mais constitue un élément important du codage spatial (Cooley et al., 2018). Ainsi, plutôt que de concevoir un champ magnétique B_0 homogène, la variation spatiale du champ pour le codage de l'image est directement intégrée. Cela permet de s'affranchir du gradient de lecture et par la même occasion de réduire encore plus le poids de la machine.

2.2.2.1 Pathologies cérébrales

Dans ce chapitre, nous allons nous interroger sur les pathologies qui peuvent être diagnostiquées grâce à des images obtenues à bas champ. Afin de mettre cela en évidence, nous allons porter notre attention sur les pathologies les plus couramment mentionnées dans les articles lus sur les IRM à bas champ. Ces pathologies sont les suivantes :

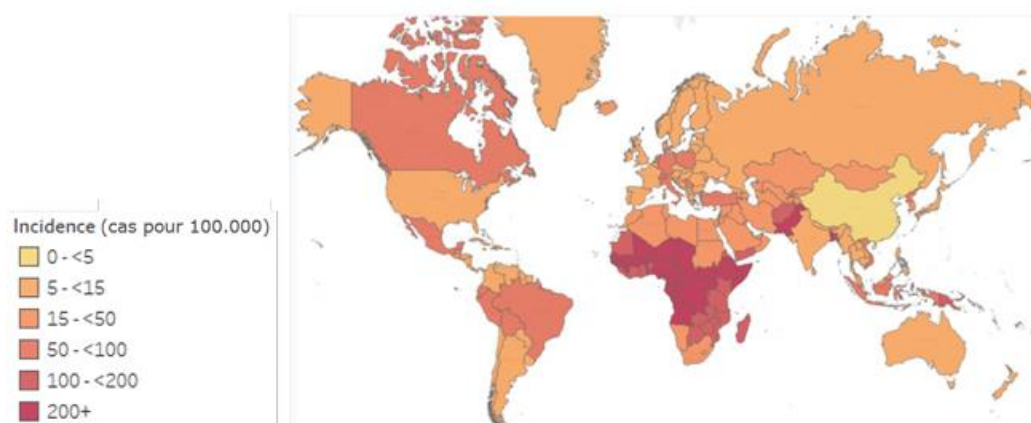
- Hydrocéphalie
- Paludisme / Malaria
- Hémorragie intracérébrale
- Accident Vasculaire Cérébral (AVC)

Hydrocéphalie

L'hydrocéphalie est une pathologie qui se caractérise par un trouble de la physiologie du liquide cérébro spinal (LCS). Celui-ci, pour plusieurs causes possibles, s'accumule alors au niveau des ventricules cérébraux, les dilatant. Cette dilatation résulte en une compression des structures cérébrales avoisinantes, augmentant ainsi la pression intracrânienne (PIC). Dans ce travail nous allons nous focaliser sur les formes infantiles de cette pathologie, cette forme étant la plus fréquente.

On estime à 400'000 le nombre de nouveaux cas dans le monde chaque année. Dans le monde, l'hydrocéphalie infantile est l'affection pédiatrique la plus courante nécessitant une neurochirurgie (Dewan et al., 2018). L'Afrique sub-saharienne est une région du monde particulièrement touchée. Dans cette région, on estime qu'il y a entre 45'000 et 200'000 nouveaux cas par an chez les nourrissons (Diehl et al., 2020). De manière générale, les pays en voie de développement ainsi que ceux à revenu faible subissent la plus grande incidence. Plus de 90 % des cas se produisent dans ces pays (Dewan et al., 2018). L'hydrocéphalie connaît deux dénominations différentes, en l'absence d'autres pathologies, on parlera d'hydrocéphalie à pression normale primaire ou idiopathique). Si la symptomatologie apparaît suite à une pathologie du système nerveux central (méningite, encéphalite, hémorragie sous-arachnoïdienne ou néoplasie) ou un traumatisme, on parlera d'hydrocéphalie à pression normale secondaire (Hildebrandt et al., 2010). Ainsi l'hydrocéphalie présente dans ces pays est dite secondaire, nous pouvons constater sur la *Figure 18* que par exemple la forte incidence de méningite en Afrique sub-saharienne est un des facteurs pouvant expliquer l'incidence d'hydrocéphalie.

Figure 18. Carte mondiale de l'incidence des cas de méningite, toutes causes confondues, pour 100 000 habitants, par pays

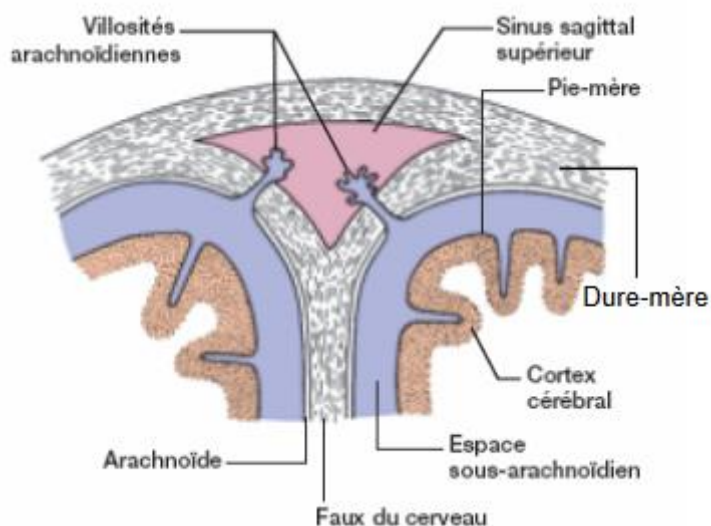


Tiré de : <chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/https://www.who.int/docs/default-source/immunization/meningitis/defeatingmeningitisroadmap-fr.pdf>

De multiples causes sont à l'origine de ce trouble. A l'état normal, le LCS est produit principalement au niveau des plexus choroïdes (Campus de Neurochirurgie, 2009). Le LCS est réabsorbé au niveau des villosités arachnoïdiennes qui sont réparties le long des grands sinus veineux crâniens. Le mécanisme de résorption est un phénomène passif qui obéit aux gradients de pression entre l'espace sous-arachnoïdien et le sinus (Campus de Neurochirurgie, 2009). Ainsi, si la pression sanguine au niveau du sinus croît, le LCS stagnera dans les ventricules, s'accumulant ainsi progressivement. La pression intracrânienne trouve son équilibre lorsque la production du LCS et son élimination sont équivalentes.

L'hydrocéphalie peut donc résulter de trois mécanismes, des forces mécaniques s'opposant à l'écoulement naturel du LCS, un volume de production trop important et une augmentation de la pression sanguine au niveau des sinus, empêchant sa résorption. Il est important de souligner que chez le sujet jeune, l'application d'une force anormale sur des sutures crâniennes fonctionnelles aboutit à une augmentation du volume du crâne (Campus de Neurochirurgie, 2009).

Figure 19. Schéma anatomique d'une coupe coronale permettant de mettre en évidence la localisation des villosités arachnoïdiennes qui permettent le transfert du LCS vers les sinus veineux cérébraux



Tiré de : Vibert, 2007

Dans la suite de ce travail, nous allons porter notre attention sur l'hydrocéphalie communicante qui résulte d'un problème de résorption du LCS. Cette forme de la pathologie est généralement la résultante d'une infection ou de la présence de sang dans l'espace sous-arachnoïdien (ex : hémorragie intra-ventriculaire chez le nouveau-né prématuré) qui brisera l'équilibre du système de production et de résorption du LCS (CNFS, 2022). De multiples infections peuvent engendrer une hydrocéphalie communicante comme, la méningite du nourrisson, la toxoplasmose et la thrombophlébite (CNFS, 2022).

Traitements et planification chirurgicale :

Un traitement symptomatique peut être proposé mais celui-ci ne constitue pas une solution. Le traitement médical est inefficace dans le traitement à long terme des hydrocéphalies chroniques (Campus de Neurochirurgie, 2009). Ainsi le traitement chirurgical est le traitement de choix. Différentes modalités d'imagerie (par exemple, tomodensitométrie, échographie ou IRM) peuvent être utilisées pour évaluer la gravité et la nature de l'affection, ainsi que pour évaluer l'état de santé des patients et pour évaluer les options de traitement (Diehl et al., 2020). Cependant la planification de l'opération se fait à partir d'images IRM de préférence, le scanner étant très irradiant pour une population aussi jeune. Afin de planifier une intervention chirurgicale, il est important de savoir où se trouve le LCS par rapport au cerveau et de connaître le nombre de compartiments dans lesquels le liquide est piégé (Harper et al., 2021).

Détection à bas champs :

Pour la détection de cette pathologie l'index d'Evans est utilisé, il consiste au rapport de la largeur maximale des cornes frontales sur le diamètre maximal de la table interne du crâne. Norme de l'index d'Evans : un index d'Evans > 0,3 doit faire discuter la présence d'une hydrocéphalie (wikimedecine.fr, 2014).

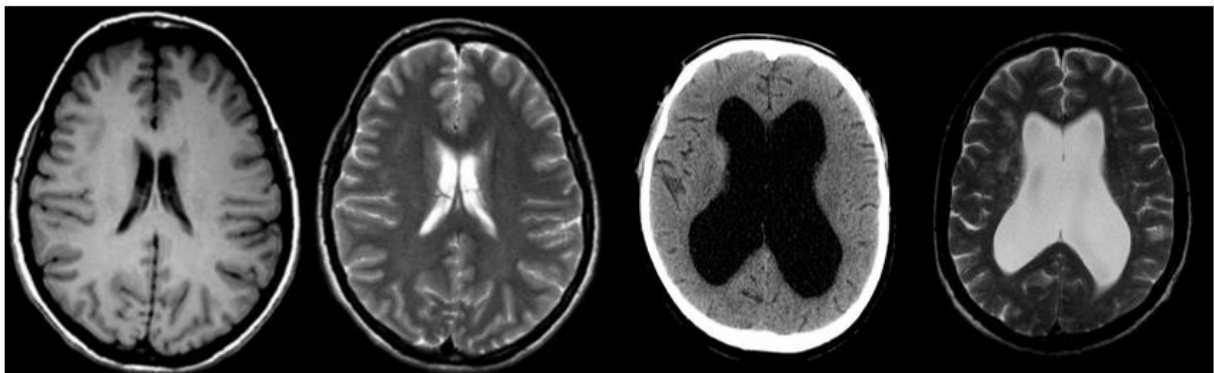
- ≤ 30 ans : $< 0,16$
- 50 ans : $< 0,18$
- 60 ans : $< 0,19$
- 80 ans : $< 0,21$
- 100 ans : $< 0,25$

L'hydrocéphalie de par sa particularité anatomopathologique ne nécessite pas des images de très hautes résolutions. En effet son contraste liquidien est aisément mis en évidence et le contraste entre la substance blanche et la substance grise n'est que rarement important dans la planification chirurgicale. Dans la grande majorité des hydrocéphalies infantiles, il n'est pas nécessaire de différencier le contraste dans le parenchyme cérébral pour le diagnostic (Harper et al., 2021).

La résolution spatiale requise n'est pas importante car l'hydrocéphalie est une pathologie assez volumineuse. Une taille de voxel de par exemple de $3 \times 3 \times 10$ mm³ pourrait être suffisante pour la planification du traitement (Obungoloch et al., 2018). L'imagerie à bas champ magnétique de par ces avantages en termes d'accessibilité et malgré un SNR inférieur, peut être un outil de poids pour le diagnostic et traitement de l'hydrocéphalie post infection.

Figure 21. Images non pathologiques vues avec IRM conventionnelle (T1 à gauche, T2 à droite)

Figure 20. Images d'hydrocéphalie faites avec une IRM conventionnelle (image de droite) et un CT (image de gauche)



Tiré de : Imaios,s.d.

Tiré de : (Monoceros, 2022)

Le seuil de qualité d'image requis pour la planification du traitement de l'hydrocéphalie est nettement inférieur à la qualité généralement fournie par les systèmes d'imagerie CT ou IRM à haut champ (Harper et al., 2021). L'esthétisme d'une image ne devrait pas importer, il est impératif de garder à l'esprit qu'une image de qualité diagnostic n'est pas forcément « belle ». La véritable valeur d'une image médicale clinique réside dans l'orientation du traitement qu'elle transmet aux soignants et dans les résultats pour le patient qui en découlent, plutôt que dans son aspect visuel (Harper et al., 2021).

Comme cité plus haut, l'hydrocéphalie infantile connaît une incidence particulièrement élevée en Afrique, ainsi avec un outil moins coûteux comme l'Hyperfine swoop (50'000 dollars américains pour le système...) il serait possible de démocratiser l'accès à l'IRM et permettre une meilleure prise en charge de cette pathologie. Pour le coût d'un seul système 3T, 150 systèmes d'IRM à faible champ pourraient être installés dans la région, offrant un accès accru

à la population des patients atteints d'hydrocéphalie sans compromettre l'utilité du diagnostic (Harper et al., 2021).

Paludisme / Malaria

Une des pathologies mentionnées de façon récurrente dans le marketing et les articles liés à l'Hyperfine Swoop est le paludisme, que l'on connaît aussi sous le nom de malaria. Cette pathologie a une forte présence en Afrique dû à son climat favorable aux moustiques potentiellement porteurs du parasite Plasmodium provoquant la maladie chez l'humain. Selon le rapport de l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), le nombre de personnes infectées par le parasite au niveau mondial s'estime à 229 millions pour l'année 2019 (World Health Organization, 2020). Les décès liés à la maladie sont estimés à environ 409 000 dont 67% sont des enfants d'un âge inférieur à 5 ans (World Health Organization, 2020). Environ 2% des personnes atteintes de la maladie vont développer la forme sévère de la maladie qui consiste en une atteinte cérébrale, le plus souvent un œdème cérébral. L'augmentation du volume de l'encéphale va causer une compression du centre de la respiration (moelle allongée et pont) et en bloquer la perfusion. Cela va provoquer un coma suivi d'un arrêt respiratoire causant la mort. La forme sévère de la maladie touche principalement les enfants ayant moins de 5 ans (World Health Organization, 2020).

Selon l'entreprise Hyperfine, l'intérêt de la démocratisation de l'IRM portable pour la région cérébrale dans ce contexte permettrait de pouvoir développer des axes de recherches afin de mieux étudier la maladie dans les pays d'endémie palustre (Hyperfine – Swoop® Portable MR Imaging System™, 2021). L'Hyperfine Swoop, à travers ses articles et sa campagne marketing, met en avant l'aspect peu étudié qu'est l'atteinte cérébrale causée par le paludisme due au manque d'IRM dans les pays en question. L'Hyperfine Swoop promeut ainsi une amélioration de la prise en charge et un suivi de l'évolution de la maladie chez les patients

Il est important de mentionner que l'IRM n'est pas l'examen de choix afin de diagnostiquer la pathologie. En effet, le test sanguin reste l'examen qui prévaut afin de poser un diagnostic fiable. Il va permettre de révéler la présence du parasite dans le sang. L'IRM, en lien avec les signes cliniques, permettrait cependant d'indiquer s'il s'agit d'une forme sévère avec atteinte cérébrale. Les cas de paludisme vus sur des IRM conventionnelles restent complexes à analyser. Bien que l'on puisse mettre en évidence un œdème cérébral, celui-ci n'est pas toujours spécifique du paludisme. De même pour les possibles hypersignaux que l'on va observer et que l'on pourrait retrouver dans plusieurs autres neuropathies (Sahu et al., 2021)

Il est intéressant de souligner que les séquences de diffusion font parties des séquences primordiales dans les protocoles d'IRM cérébrale lors de cas de paludisme (Sahu et al., 2021). Ainsi, la possibilité de faire des séquences de diffusion avec l'Hyperfine Swoop est un atout dans le diagnostic de l'œdème cérébral. En effet, ces séquences vont informer sur une potentielle restriction des molécules d'eau dans le milieu extracellulaire et permettre de faire la distinction entre un œdème cytotoxique et vasogénique (Sahu et al., 2021).

Hémorragie intracérébrale

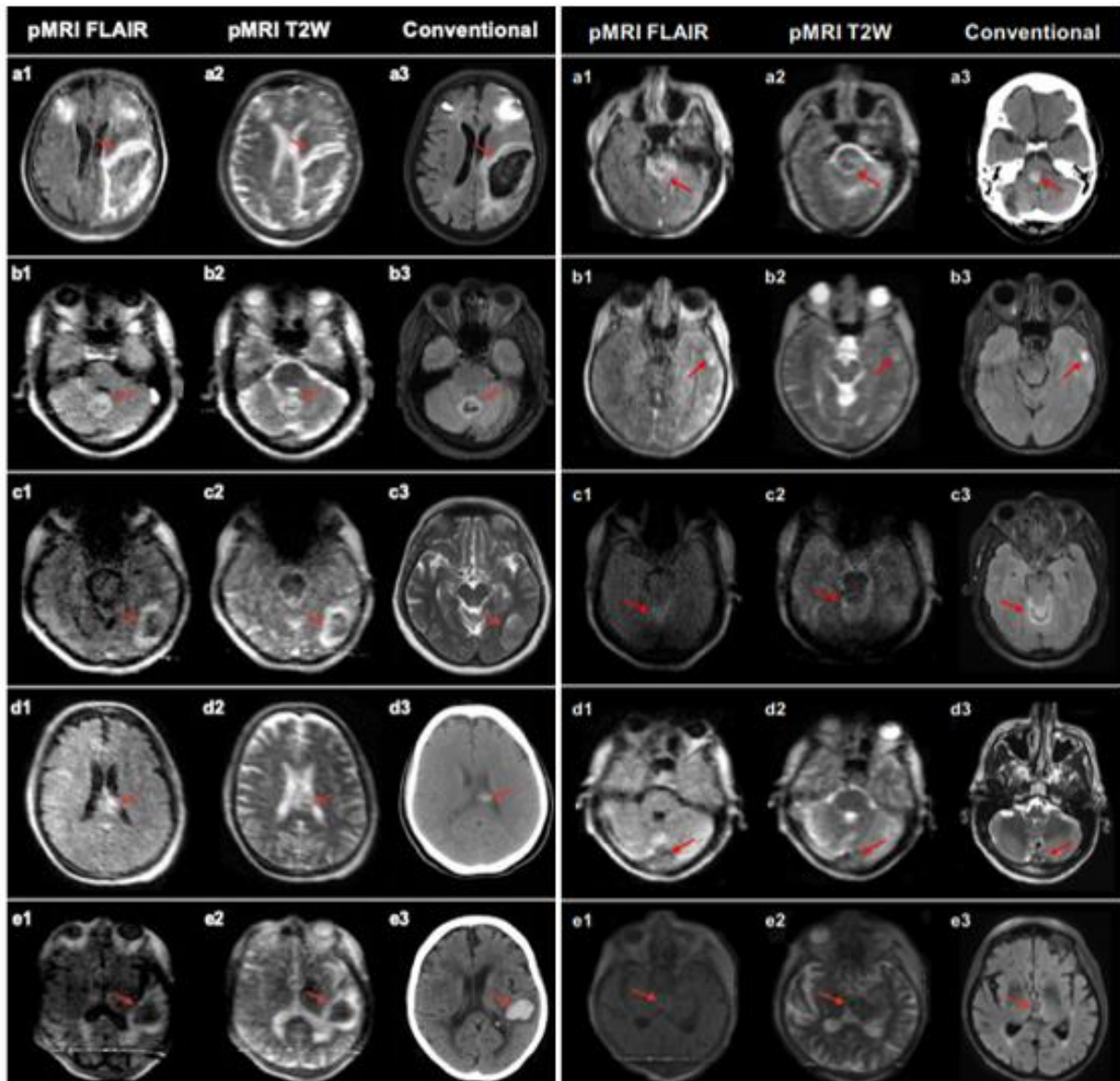
Les traumatismes crâniens ont des causes multiples et sont fréquemment liés à des contextes d'urgence. L'étude de Mazurek et al. (2021), a permis de confirmer l'intérêt de l'Hyperfine Swoop dans l'évaluation d'hémorragie intracérébrale. Les résultats obtenus ont permis la

détection et la caractérisation d'hémorragie intracérébrale directement au chevet du patient. Les auteurs s'accordent à dire que d'autres études doivent encore être faites afin de développer des améliorations techniques du logiciel et permettre une étude approfondie de différents types d'hémorragie cérébrale à différents stades (aigü, subaigü, etc.) (Mazurek et al, 2021).

Ci-dessous, la Figure 19 démontrant les anomalies pathologiques que l'on retrouve en adéquation sur des images faites avec l'Hyperfine Swoop et une IRM conventionnelle (3T).

Figure 23. Etude comparatives d'images acquises avec un IRM portable (pMRI) vs avec un IRM conventionnel.

Figure 22. Comparaison d'acquisition d'images IRM portable et d'images d'IRM conventionnelles Idem



Tiré de : Mazurek et al, 2021

Sur cette Figure 19, les colonnes de gauche et du milieu représentent des images acquises avec l'Hyperfine Swoop. La colonne de droite représente des images acquises sur le même patient avec une IRM 3T.

Il est important de souligner que cette même étude menée par Mazurek et al. (2021), a mis en évidence de faux-négatifs pour la détection d'hémorragie intracérébrale. La Figure 20 ci-dessus permet de démontrer ces faux-négatifs. Les deux neuroradiologues ainsi qu'un chercheur spécialisé en hémorragie cérébrale n'ont pas vu sur les images de l'IRM portable les hémorragies intracérébrales pourtant visibles sur les images d'IRM conventionnelle. Excepté pour la ligne C, où un seul des évaluateurs a identifié des signes d'hémorragie. Sur cette image, les colonnes de gauche et du milieu représentent des images acquises avec l'Hyperfine Swoop. La colonne de droite représente des images acquises sur le même patient avec une IRM 3 T.

On peut noter l'absence de séquence T2* lors de la prise en charge avec l'Hyperfine Swoop. Cette séquence est essentielle dans les protocoles d'hémorragie avec une IRM conventionnelle. Elle permet d'obtenir des informations importantes sur les saignements que ne peut offrir une séquence T2 ou FLAIR. Ce sujet sera abordé de manière plus approfondie dans la partie discussion de ce travail.

Accident Vasculaire Cérébral (AVC)

Un accident vasculaire cérébral, survient lorsqu'un des vaisseaux sanguins du cerveau se retrouve obstrué ou rompu. Ils peuvent être dus soit à un caillot, ce sont les AVC ischémiques, soit à une hémorragie, par lésions du vaisseau, ce sont les AVC hémorragiques.

L'objectif principal de l'imagerie de l'AVC est de permettre la reperfusion de la pénombre ischémique. La pénombre est le tissu cérébral qui n'est pas encore nécrosé, mais en souffrance. Ce tissu est récupérable et peut retrouver ses fonctions si l'AVC est pris en charge rapidement.

L'accident vasculaire cérébral est l'une des principales causes de décès et d'invalidité dans le monde. Les AVC sont la cause de 5.5 millions de morts et 116.4 millions de handicaps par an, en 2016 (Bhat et al., 2021).

Le taux de décès suite à un AVC est significativement plus élevé dans les pays en développement. Ce constat est dû à une mauvaise sensibilisation du public et des infrastructures hospitalières insuffisantes (Bhat et al., 2021).

Il existe différentes phases de l'AVC :

- Hyperaiguë précoce (0–6 heures)
- Hyperaiguë tardive (6-24 heures)
- Aiguë (24 heures à une semaine)
- Chronique (>3 semaines)

Imagerie radiologique :

Les protocoles d'AVC par CT et par IRM sont couramment utilisés pour une décision thérapeutique afin de permettre la reperfusion de la pénombre ischémique durant la phase hyperaiguë.

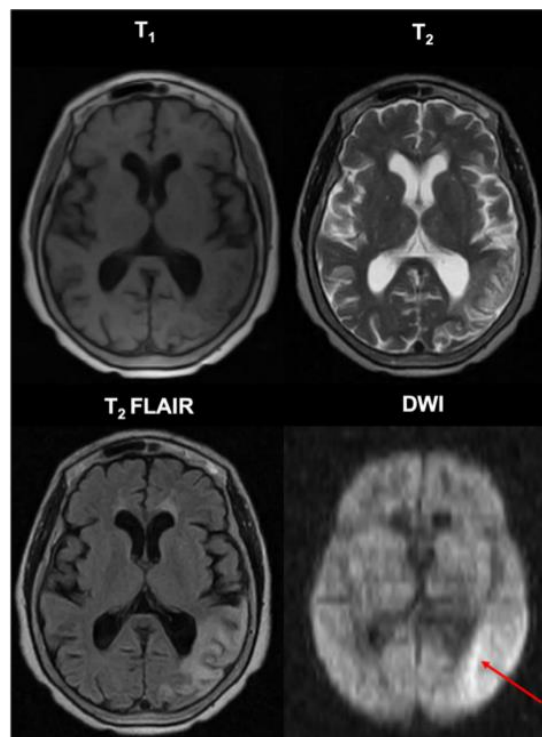
Le protocole standard avec une IRM standard est :

- L'imagerie pondérée par diffusion (DWI)
- L'imagerie pondérée par perfusion (PWI)
- L'écho de gradient T2* (GRE-T2*)
- L'angiographie par RM

Aujourd'hui, dans les pays en développement, ce qu'on nomme MSU (*Mobile Stroke Unit*) est utilisé. Il s'agit d'un scanner portable accompagné d'une équipe de professionnels de santé et de télé-médecins. Le MSU réduit le temps d'attente et permet un traitement hyperaigu de l'AVC dans un délai déterminé. Il a été observé que les patients qui ont reçu les soins du MSU ont eu besoin de moins de temps pour être traités que les patients qui reçoivent des soins conventionnels.

Une alternative serait l'IRM portable à bas champ. Ces IRM n'ont pas besoin de salles ou de transport particulier ce qui facilite l'accès contrairement au CT mobile.

Figure 24. Différentes séquences obtenues avec une IRM 0.36 T dans la région cérébrale.



Tiré de : (Bhat et al., 2021)

De plus, l'IRM pourrait apporter plus d'informations grâce à sa meilleure résolution en contraste que le CT et les différentes séquences comme la diffusion (DWI), la T2 ou encore la FLAIR comme le montre la *Figure 23*.

La séquence DWI est plus dépendante des forts gradients que de l'amplitude du champ seul et peut donc être réalisée à un champ faible. Certaines IRM à bas champ disponibles dans le

commerce ont présenté des séquences DWI de qualité diagnostique, permettant d'identifier avec succès les lésions cérébrales, comme l'Hyperfine Swoop. Sur l'image ci-dessus, on peut observer une étude avec des images réalisées à bas champ sur une patiente de 73 ans présentant des faiblesses dans les membres gauches.

Les images DWI de l'accident vasculaire cérébral aigu ont été acquises à $b = 600 \text{ s/mm}^2$ et 0.36 T. On identifie une intensité de signal accrue dans les régions à diffusion restreinte. L'image montre une zone de diffusion restreinte dans le territoire de l'artère cérébrale moyenne gauche, correspondant à un accident ischémique aigu.

Ces images prouvent la qualité diagnostique acquise avec les IRM à bas champ, plus précisément 0.36 T, ainsi que leur application dans les cas d'AVC. Cette étude a mis en évidence que 92% des AVC vus sur la séquence DWI à 1.5 T avaient été identifiés à 0.36 T.

En conclusion, bien que les outils nécessaires à l'évaluation de l'AVC se soient avérés réalisables à faible champ, d'autres recherches sont nécessaires pour évaluer les performances de ces systèmes dans des scénarios cliniques. Cependant, cet article démontre que les AVC peuvent être diagnostiqués avec des amplitudes de champs faibles et que cette pathologie rentre dans le spectre des atteintes cérébrales étudiables à bas champ. De plus, la combinaison des différentes séquences que peut offrir une IRM à bas champ comme l'Hyperfine Swoop surpasse l'imagerie CT en termes d'investigation de la région cérébrale. Ainsi, l'Hyperfine Swoop pour l'investigation de certaines pathologies ayant des tailles supérieures à la résolution spatiale que peut offrir la machine et dont les séquences clés pour le diagnostic sont faisable (ex. diffusion pour AVC) est à privilégier plutôt que le scanner.

2.2.3 Avantages et inconvénients des IRM à bas champ

Les IRM conventionnellement utilisées en clinique ont un champ magnétique de 1.5 T ou 3 T. Ces hauts champs magnétiques garantissent un SNR et une résolution spatiale adéquate pour le diagnostic. Cependant ces machines possèdent d'importantes contraintes telles que :

- Leurs poids et taille imposantes (dizaines de tonnes)
- La nécessité d'une infrastructure spécialisée pour les accueillir
- Des professionnels formés spécialement pour ces machines et les aspects de sécurité lié au haut champ
- Le besoin en grande quantité d'hélium liquide
- Électricité stable et puissante
- Cage de Faraday
- Leur prix élevé

Il est donc intéressant de porter notre attention sur les IRM portables à bas champ par le fait qu'elles permettent de s'affranchir de la totalité de ces contraintes. Bien entendu, elles possèdent elles-mêmes leurs propres désavantages.

Les IRM à bas champ sont utilisées principalement dans le milieu de la recherche. Dû à leur champ magnétique plus bas, le SNR et la résolution spatiale ne sont pas équivalents à ce que peut offrir une IRM possédant un champ magnétique plus élevé. L'un des principaux défis pour les experts en RMN (Résonance Magnétique Nucléaire) à faible champ est donc de

compenser la perte de SNR par unité de temps héritée du champ magnétique réduit (Sarracanie & Salameh, 2020). C'est pourquoi leur utilisation en pratique clinique n'a pas suscité un grand intérêt par le passé. Cependant, grâce aux nouveaux projets de recherche et développement, un engouement nouveau pour les IRM à bas champ est à l'œuvre.

Ces dernières années, plusieurs prototypes d'IRM portables à bas champ ont été développés (cf. chapitre 2.4) en but d'une utilisation clinique. L'IRM Hyperfine Swoop (cf figure 16) a, quant à elle, déjà pu être utilisée sur certains patients.

Figure 25 Ces images permettent de mettre en évidence la différence de taille, poids et géométrie d'une IRM conventionnelle (gauche) et une IRM portable Hyperfine Swoop (droite)



Tiré de : Gima, s. d.



Tiré de : Hyperfine, 2021

Plusieurs groupes de recherche se sont penchés sur l'intérêt clinique du développement de l'imagerie par résonance magnétique à bas champs. Certaines recherches ont pour projet de développer des modèles portables. Ainsi, l'IRM ne serait plus cantonnée qu'aux centres et services de radiologie. Cette nouvelle accessibilité pourrait bénéficier à différents types de patients. Nous allons passer en revue les différents avantages puis inconvénients des IRM portables à bas champ magnétique.

Différents types de patients :

Ces machines seraient un atout dans les services d'urgences et de soins intensifs en permettant l'acquisition d'images cérébrales (Hyperfine Swoop) pour des patients difficilement transportables. Ces IRM permettraient aussi une prise en charge plus adéquate en pédiatrie en offrant à l'enfant la possibilité de rester auprès de ses proches durant l'examen. De même, selon certains cas, ce type de machine peut être une alternative aux personnes claustrophobes. De nombreux autres types de patients pourraient aussi bénéficier de ces machines dû au manque d'accessibilité aux IRM à champ élevé selon les régions du monde. En effet, il existe une répartition inégale des IRM à haut champ à travers le globe. En Europe, la Suisse compte parmi les pays possédant le plus d'IRM avec un recensement de 23,3 IRM par million d'habitants en 2018 (Atlas Sociologique Mondial, 2020). Pour mettre en évidence les disparités sur une échelle mondiale, en 2020, nous pouvons citer le Japon qui compte environ 55 IRM par million d'habitants et comparer ce nombre à celui de la Colombie qui est d'environ 0.2 par million d'habitants (voir Annexe 1) (The OECD, 2020). Ces disparités s'expliquent principalement par les écarts économiques entre les différents pays, ainsi que leur système de santé. Ainsi, la démocratisation d'IRM portable à bas champ pourrait être un

pas en avant vers une meilleure prise en charge en radiodiagnostic à une échelle mondiale. C'est en partie à cause de ces disparités que les IRM bas champ ont connu un regain d'intérêt ces dernières années.

Région anatomique :

La petite taille de la tête par rapport à d'autres régions du corps tel que l'abdomen se prête plus facilement à la réduction de la taille de la machine d'IRM, ce qui facilite la construction de systèmes portables. De plus, les pathologies cérébrales sont souvent urgentes ce qui rend la démocratisation d'IRM portable pour cette région anatomique riche d'intérêts. L'autre modalité diagnostique pour la région cérébrale est le scanner. La tomodensitométrie peut être disponible directement dans l'unité de soins intensifs mais l'IRM dispose d'une meilleure sensibilité à de nombreux problèmes qui affectent l'encéphale (Turpin et al., 2020). L'AVC par exemple est détectable au CT mais ne permet pas de le caractériser comme en IRM. Ainsi, bien qu'étant moins coûteux et proposant au personnel soignant moins de problématiques qu'en IRM, le CT ne permet pas une bonne mise en évidence des différents contrastes entre matière grise et blanche du cerveau.

L'Hyperfine Swoop est conçue pour investiguer la région cérébrale. En effet, des pathologies telles qu'un accident vasculaire cérébral (AVC), une hydrocéphalie, une hémorragie intracrânienne et bien d'autres encore sont aisément identifiables en imagerie par résonance magnétique. Bien que la résolution spatiale et la sensibilité des IRM à bas champ soient inférieures à celles des hauts champs, les performances sont suffisantes pour détecter des pathologies qui n'ont pas la nécessité d'une sensibilité aussi accrue (Cooley et al., 2021). A titre d'exemple d'applications, les patients des unités de soins intensifs ont souvent besoin d'une neuro-imagerie pour exclure une grande variété de problèmes intracrâniens. Ces pathologies seront abordées de façon approfondie dans le chapitre suivant.

Rapidité de prise en charge :

Une IRM portable permettrait une prise en charge plus rapide et donc pourrait améliorer considérablement le pronostic vital de nombreux patients. Pour illustrer cela, nous pouvons prendre l'exemple d'un accidenté de la route avec suspicion d'un trauma crânien. Dans ce genre de contexte où chaque minute compte, la mise à disposition d'IRM portable à bas champ dans le service des urgences à un intérêt majeur en offrant la possibilité à l'équipe soignante d'administrer des soins au patient tout en investiguant une possible atteinte cérébrale.

En dehors du service d'urgences et les soins intensifs, nous pouvons mettre en évidence divers lieux qui auraient un intérêt à la démocratisation des IRM portables pour une prise en charge rapide des patients. Nous pouvons citer notamment les stades sportifs, les cabinets de médecine générale, les EMS, les hôpitaux militaires ou humanitaires et les régions où les IRM 1.5T et 3T sont rares.

Jusqu'à présent, la majorité des études réalisées avec des IRM portables cible les patients des unités de soins intensifs. L'IRM portable permettrait aux patients intubés nécessitant un monitoring constant de rester dans l'environnement sécuritaire du patient. En effet, les déplacer jusque dans la salle d'IRM augmente le risque d'entraîner des complications de leur état de santé (Cooley et al., 2021). Il est intéressant de noter qu'il est tout à fait possible de

prendre en charge des patients intubés et reliés aux appareils de contrôle des paramètres physiologiques dans les salles d'IRM. Cependant, en prenant le cas des Hôpitaux universitaires de Genève (HUG), on remarque que la prise en charge d'un tel patient est difficile et fastidieuse pour le personnel soignant. En plus des multiples risques liés au transport du patient s'ajoute l'aspect chronophage et onéreux de l'examen. En effet, il est nécessaire d'une part de bloquer l'IRM sur une plage horaire de deux heures ce qui aboutit en contrepartie à priver un certain nombre de patients à l'accès à l'IRM pendant ce temps. D'autre part, en plus des deux TRM, il est nécessaire de réquisitionner un.e infirmier.ère et médecin intensiviste pour la prise en charge d'un tel patient. Ainsi, on remarque que le temps d'examen et le salaire des différents professionnels de soins vont représenter un certain coût pour l'hôpital. De plus, la non-disponibilité des IRM conventionnelles peut engendrer une prolongation d'hospitalisation pour divers patients et ainsi, par la même occasion, péjorer la prise en charge des patients et augmenter les coûts d'hospitalisation.

Concernant, la prise en charge du patient en elle-même, la difficulté réside à garder l'environnement du patient sécuritaire dans un lieu qui peut représenter un danger pour lui. Il est transféré, à l'extérieur de la salle, sur la table d'examen par l'équipe de soins avec une attention particulière à tous les fils/câbles/matériels médicaux qui lui sont reliés. Il est ensuite déconnecté de l'appareil avec lequel il est venu afin d'être branché à un appareil de monitoring IRM conditionnel. Cet appareil possède la spécificité d'être compatible avec la présence d'un champ magnétique élevé qui pourrait faire dysfonctionner certains autres types d'appareil. En d'autres termes, un matériel labélisé IRM conditionnel permet de réaliser un examen IRM en respectant des conditions spécifiques, contrairement au matériel IRM non compatible. Grâce à cet appareil, il est possible de garder, pendant toute la durée d'examen, une surveillance des constantes du patient. Par la suite, il est impératif d'enlever les différentes seringues du pousse-seringue avec lequel il est venu et de les équiper d'une tubulure de 8 mètres de long pour les faire passer à travers un trou qui donne accès à l'extérieur de la salle d'IRM en passant au travers de la cage de Faraday. Les seringues sont alors remises dans le pousse-seringue qui va continuer de fonctionner pendant l'examen. Ensuite, un autre aspect important lié à la sécurité du patient réside dans le soin de l'installation des antennes et dans la prévention du suivi des câbles lorsque la table est en déplacement. Pendant l'examen, l'équipe de soins se tient prête à intervenir en cas d'éventuel problème lié à l'état critique du patient. Le risque de faire sortir en urgence le patient hors de la salle afin d'utiliser un kit de réanimation et un respirateur IRM non compatible est toujours hautement présent en prenant en charge ce type de patient.

On comprend ainsi qu'une IRM portable éviterait la prise d'autant de risques pour la santé du patient et enlèverait à l'équipe de soins la problématique de la difficulté de la prise en charge. De plus, cette dernière se révèle être longue à cause du contexte critique du patient et occasionne ainsi un retard dans la pose de diagnostic. Il est donc intéressant de mettre en évidence le gain de temps que pourrait offrir une IRM portable par le simple fait que le patient puisse bénéficier d'un examen directement à son chevet.

Il est important aussi de souligner que la Suisse est privilégiée en termes de nombre de soignants par patient. Dans plusieurs centres de soins à travers le monde, la disponibilité du personnel soignant est réduite au point où réquisitionner un.e infirmier.ère et un.e médecin intensiviste dans le service de radiologie n'est pas toujours applicable. Cela peut avoir comme

conséquence pour le patient de ne pas avoir d'examen d'IRM ou alors que celui-ci ne soit pas fait dans des conditions aussi sûres pour le bien-être du patient qu'en Suisse.

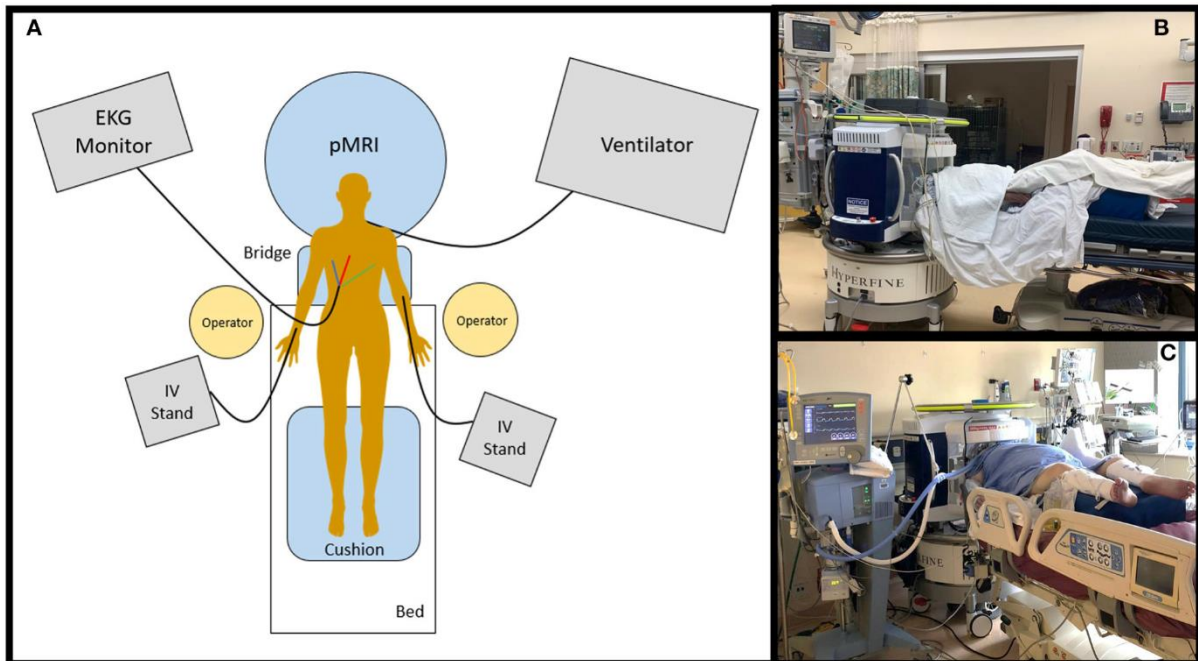
Sécurité :

A cause de la présence d'un champ magnétique, un examen clinique d'IRM nécessite un personnel hautement qualifié afin d'éviter tout risque mettant en danger le patient ou le personnel lui-même.

En effet, le champ magnétique d'une IRM 1.5 T ou 3 T peut être à l'origine de ce qu'on appelle communément « l'effet missile » lorsqu'un objet ferromagnétique se rapproche trop près de la machine d'IRM. Cet effet aura pour conséquence d'attirer fortement l'objet dans la direction du tunnel. Cela peut représenter un réel risque si une personne se trouve dans sa trajectoire. Plus le champ magnétique est puissant, plus la force d'attraction au centre de l'aimant sera grande. De même, plus la masse de l'objet ferromagnétique est importante, plus son attraction sera forte et plus le danger sera grand en cas de collision avec une personne.

Par conséquent, on remarque que plus le champ magnétique est bas, plus les dangers liés à l'effet missile diminuent. Il a été vu dans l'étude faite par Sheth et al. (2021) avec l'Hyperfine Swoop 64 mT que la ligne des 5 Gauss (0.5 mT) se trouve à un rayon de 79 cm depuis le centre de l'aimant. Ce périmètre de sécurité correspond à la limite maximale dans laquelle le public et les personnes porteuses de stimulateur cardiaque ne doivent pas pénétrer. Quant à l'effet missile dû à la présence d'un objet ferromagnétique, celui-ci a lieu à une distance correspondant à une amplitude de 3 mT (EPFL, 2021). Pour l'Hyperfine Swoop, cette distance se trouve à un rayon de quelques centimètres de l'entrée dans la machine. Ceci permet donc à l'IRM portable de pouvoir se déplacer et être utilisée à côté de matériel ferromagnétique tels que les brancards / lits d'hôpital, les appareils de surveillance des paramètres physiologiques, bouteilles d'oxygène, etc. (Sheth et al., 2021). Par conséquent, le patient peut rester branché aux divers appareils utilisés en soins intensifs pendant l'acquisition des images. Ces appareils doivent cependant ne pas rester dans le périmètre de sécurité (rayon de 79 cm). La figure ci-dessous démontre l'utilisation de l'Hyperfine Swoop et la mise en place de l'espace de façon à rendre l'environnement le plus sécuritaire possible. Les poches de perfusion accrochées au lit d'hôpital doivent être déplacées sur une perche IV avec roue afin de pouvoir être éloignée. La perche métallique accrochée à la tête du lit est enlevée et mise en dehors du périmètre de sécurité (Prahbat et al., 2021). L'IRM portable est placée à la tête du lit qui est en position totalement horizontale (sans surélévation de la tête de lit) laissant le patient ainsi à plat. Hyperfine Swoop possède une table qui se rabat (nommé Bridge sur la Figure 25) et permet de faire le pont entre la machine et le lit du patient. Le patient est ensuite coulissé de façon que sa tête puisse s'insérer dans l'antenne. Il est important durant cette étape de prendre conscience du possible tube endotrachéal du patient et ne pas débrancher par inattention des câbles ou perfusions. Au minimum, deux soignants sont requis pour faire ce positionnement (Prahbat et al., 2021).

Figure 26. Cette image permet de démontrer l'installation des différents éléments dans l'environnement du patient



Tiré de : Prahbat et al.,2021

Un autre aspect de la sécurité consiste en une bonne vérification des contre-indications par le personnel soignant avant l'examen comme pour tout examen d'IRM. Les précautions en termes de patients porteurs d'implants, Pacemaker, etc. restent d'actualité malgré un champ magnétique faible. Les fabricants des produits médicaux dit "IRM compatibles" se doivent de faire des tests sur des IRM avec un champ magnétique aussi bas avant de permettre la prise en charge de ces patients. Concernant les patients ayant des éclats métalliques notamment au niveau des orbites, un examen sur ce type d'IRM reste une contre-indication absolue. Un champ magnétique aussi faible permet cependant d'émettre la possibilité à l'accès à cette modalité d'imagerie aux patients porteurs de pacemaker 1^{ère} génération et femmes enceintes dans leur 1^{er} trimestre. Des études sur le sujet doivent encore voir le jour afin de permettre à ces patients de faire un examen IRM en toute sécurité.

Artéfacts :

Un autre avantage des IRM bas champs est la diminution de la présence de certains artéfacts influencés par le champ magnétique. Nous pouvons notamment citer : les artéfacts de susceptibilité magnétique, de mouvements, de déplacements chimiques et les effets diélectriques.

Nous allons porter notre attention sur l'artéfact de susceptibilité magnétique. Les distorsions du champ magnétique créées par les effets de susceptibilité entraînent des variations de la fréquence de précession à travers le patient et même au sein des voxels (MRI questions, 2021).

Équation 3 :

$$\text{Artéfact de susceptibilité magnétique} \propto \frac{(\Delta \text{Susceptibilité}) \cdot B_0 \cdot TE}{\text{Bandwidth}}$$

B_0 : amplitude du champ magnétique statique

TE : Temps d'écho

Bandwidth : épaisseur de la bande passante

Ces inhomogénéités de champ sont responsables de déphasages et de décalages de fréquence localement et sont à l'origine d'une perte de signal, c'est ce que l'on appelle le déphasage T2*. Des distorsions de susceptibilité plus subtiles peuvent être observées en présence d'hémoglobine (du fait de la présence de l'atome de Fer qui possède des propriétés paramagnétiques) ainsi qu'aux interfaces naturelles (MRI questions, 2021). La région cérébrale présente de nombreux changements d'interfaces, notamment l'interface calvaria/encéphale qui génère régulièrement des artéfacts en pratique.

Ces artéfacts seront amoindris dans un champ d'amplitude plus faible, ce qui est un avantage pour les patients porteurs de prothèses ou d'autres types de matériel métallique. Cependant cet artéfact peut être un plus pour détecter les régions avec des micro-saignements car les résidus d'hémorragies perturbent et modifient le champ magnétique localement. Pour la détection de ces saignements on va donc utiliser des séquences d'écho de gradient pour mettre en avant ces « artéfacts de susceptibilité magnétique ». Étant donné la baisse de susceptibilité magnétique à bas champ magnétique, cette technique ne semble pas possible

Figure 27. Séquences sagittales pondérées T2 avec réduction des artefacts métalliques à 3T, 1,5T et 0,55T. Notez la diminution des artefacts de susceptibilité et la visibilité nettement améliorée du canal rachidien à 0,55T, avec délimitation d'une sténose rachidienne de haut grade au niveau T4/5 causée par un hématome rachidien postopératoire compressif (flèche rouge).



Tiré de : (Breit et al., 2022)

à utiliser. Une des applications potentielles de ce constat sur cet artéfact est le domaine de l'IRM interventionnelle, avec la possibilité de visualiser le matériel d'intervention comme le montre la Figure 27.

Quant aux artéfacts de mouvements, ils sont fortement liés au temps d'acquisition ainsi qu'à la vitesse des gradients, plus les bobines de gradients seront rapides plus le remplissage de l'espace K sera accéléré. Ainsi la durée de l'examen sera réduite et donc par la même occasion les risques de mouvements involontaires et volontaires du patient. En suivant cette logique, étant donné que les IRM bas champ possèdent des gradients moins puissants que les IRM conventionnelles, elles doivent compenser en partie par des séquences d'imagerie plus longues avec davantage de nombres d'excitations, ce qui les rends plus sensibles au risques de mouvements.

Les effets diélectriques sont causés par les différences de conductivité entre les tissus qui produisent alors des hétérogénéités d'excitations de la RF. Ces hétérogénéités s'intensifient avec l'augmentation de B_0 .

Finalement, les artéfacts de déplacement chimique sont aussi dépendants de la puissance de l'aimant. En effet, même si l'ampleur du décalage chimique entre les tissus reste le même (3.5 ppm pour le décalage graisse/eau par exemple), le décalage fréquentiel quant à lui dépend du champ B_0 . En d'autres termes, plus on augmente l'amplitude du champ, plus le décalage fréquentiel entre les différentes molécules va augmenter (environ 448Hz à 3T vs 15Hz à 0.1T).

Le SAR :

Un autre avantage d'un bas champ magnétique est la diminution du SAR. Comme nous l'avons vu précédemment, le SAR dépend de deux facteurs principaux l'amplitude de B_0 et B_1 . Dans le cas d'une IRM bas champ le SAR connaît une importante diminution, par conséquent il existe un risque inférieur d'échauffement des tissus qui pourrait mener à un endommagement tissulaire, plus particulièrement lors de présence de matériel médical métallique. Néanmoins il est important de souligner que pour compenser la diminution du SNR, un Nex plus élevé va être appliqué pour les acquisitions à bas champs. Précédemment, il a été vu que la variable de l'amplitude du champ magnétique connaît une croissance exponentielle alors que le Nex connaît une croissance linéaire. Ainsi malgré l'augmentation du Nex à un facteur 4, par exemple, le SAR obtenu en acquisition à bas champ restera inférieur à celui obtenu sur des IRM cliniques 3T.

$$SAR \text{ bas champ} \propto \frac{B_0^2 \cdot \alpha^2 \cdot B_1^2 \cdot D}{\rho} = \frac{0.064^2 \cdot 90^2 \cdot 1^2 \cdot 1}{999,973 \text{ kg. m}^{-3}} = 0.0332 \times Nex \ 4 = 0.133$$

$$SAR \text{ Haut champ} \propto \frac{B_0^2 \cdot \alpha^2 \cdot B_1^2 \cdot D}{\rho} = \frac{3^2 \cdot 90^2 \cdot 1^2 \cdot 1}{999,973 \text{ kg. m}^{-3}} = 72.902 \times Nex \ 2 = 145,8$$

$$\rho = \text{masse volumique de l'eau}$$

Par conséquent, il est important de souligner que pour les IRM avec des amplitudes de champ magnétique faibles, le SAR va rarement limiter les acquisitions. Tandis que pour les amplitudes plus élevées, les limites de SAR vont entraîner une conséquence sur le nombre de coupes ou d'impulsions de saturation qui peuvent être appliquées au patient.

Budget :

D'un point de vue financier, une IRM à bas champ portable permettrait de pallier au manque d'IRM conventionnelles dans plusieurs régions du monde, notamment dans les pays en voie de développement. En effet, en s'affranchissant des contraintes liées aux IRM conventionnelles, les IRM portables deviennent financièrement plus accessibles aux instituts, centres médicaux et hôpitaux du monde entier (Cooley et al., 2021). Il n'y a plus besoin de dépenses dans les infrastructures spécialisées, la consommation élevée d'électricité, la quantité d'hélium liquide ainsi que le prix de la machine d'imagerie et accessoires. Par ailleurs, la formation des TRM est également à prendre en compte. En effet, l'utilisation de ces dispositifs à bas champs demande potentiellement moins de connaissances anatomiques ou encore médicales, étant donné la facilité d'utilisation mise en avant par les constructeurs. Cependant, il semble important de continuer à employer des TRM qualifiés étant donné l'importance de la compréhension du fonctionnement de la machine et des différentes séquences d'un point de vue physique, ainsi que les aspects de sécurité lié au champ magnétique ou encore à la prise en charge des patients.

Dans le contexte hospitalier actuel, le nombre de demandes d'examen d'IRM est en augmentation tandis que le nombre de machines est limité. Pour compenser la demande toujours croissante et le manque d'accessibilité aux machines, l'acquisition d'une IRM portable permettrait de prendre en charge un plus grand nombre de patients. Par la même occasion, une IRM portable étant moins coûteuse, cela permet aux instituts/hôpitaux d'en acquérir un plus grand nombre et donc augmenter considérablement le nombre d'examens possibles. De ce fait, avoir un plus grand nombre d'IRM portable accessible compense le temps d'examen rallongé dû à un faible champ magnétique. Aux HUG par exemple, l'IRM portable permettrait de visualiser les structures de façon plus générale et allégerait les demandes en examens à haut champ. Comme dit précédemment, selon la pathologie recherchée, une haute sensibilité serait optimale mais pas primordiale. Un examen avec une IRM bas champ permettrait de répondre à la question posée et de mieux orienter la suite des soins (Sarracanie & Salameh, 2020).

Bruit acoustique :

Il a été vu que le niveau de bruit acoustique causé par les gradients de champ magnétique est bien inférieur à celui d'une IRM conventionnelle. En effet, le volume sonore de cette dernière peut être approximativement de 130 décibels (Cooley et al. 2020), soit l'équivalent d'un marteau-piqueur. Quant à l'Hyperfine Swoop, son volume sonore s'apparente à celui d'une machine à laver avec une mesure de 60 à 80 décibels à l'intérieur de l'antenne (Prabhat et al., 2021). Ceci s'explique par les vibrations des gradients lors de la commutation de bobines de gradients qui dépendent du champ magnétique B_0 . Par conséquent, plus notre champ magnétique est faible, moins de bruit acoustique sera perceptible. De ce fait, il existe une

diminution des risques de dommage causé à l'ouïe des patients. En effet, un volume sonore supérieur à 85 dB peut provoquer des dommages à l'audition selon la durée de l'application du bruit (CDC, 2019). Sachant qu'un examen IRM peut durer en moyenne 30 minutes, le risque n'est donc pas anodin. C'est pourquoi l'utilisation de protections auditives via des bouchons et/ou casque anti-bruit est essentielle. On estime une réduction d'environ 25-30 dB avec le casque anti-bruit. Cela reste néanmoins supérieur au volume sonore que peut proposer Hyperfine Swoop. Cette réduction du bruit est fortement appréciée lors d'examen pédiatrique car les enfants sont plus sensibles aux bruits que les adultes. Lors d'un examen avec Hyperfine Swoop, seul des bouchons d'oreilles sont nécessaires. On remarque que grâce à une réduction des décibels et l'absence de casque anti-bruit, le confort et la communication avec le patient sont optimisés.

Ecologie :

Les technologies médicales modernes sont très coûteuses en matériaux rares et en énergie. Il est donc important de mettre en avant l'aspect écologique et les impacts que la production ainsi que la maintenance de ces appareils ont sur l'environnement.

Un des avantages des IRM portables serait donc leur aspect plus écologique que les IRM à haut champ. En effet, comme expliqué précédemment ces IRM portables utilisent des aimants permanents qui ne nécessitent pas d'être refroidis avec de grandes quantités d'hélium liquide. Ceci est un atout étant donné la rareté et le coût de ce gaz (7,25\$/L) (Rossier & Sa, s. d.) Ce chiffre n'est pas anodin sachant qu'une IRM conventionnelle nécessite env. 2000 L au total pour garantir son fonctionnement à vie.

Par la même occasion, l'affranchissement en hélium évite tous les problèmes liés au QUENCH. En effet, le QUENCH permet de libérer l'hélium liquide en le faisant passer à l'état gazeux, ce qui permet de désactiver l'aimant en cas d'urgence ou de danger. Cependant, dans le cas d'IRM bas champ, les aimants permanents sont d'amplitude très faible et ne présentent pas de risque d'effets projectiles ou de dangers liés à l'amplitude du champ magnétique. De plus, le fait de QUENCH est très coûteux, étant donné que l'IRM doit être à nouveau approvisionnée avec de l'hélium et que l'aimant doit être calibré, sans compter la perte d'argent liée à l'inactivité de la machine, pouvant durer plusieurs jours voire semaines.

Concernant la production de ces aimants, elle ne demande pas beaucoup d'énergie 500 kWh/t environ. Par la suite, l'aimant pourra être utilisé pendant plusieurs décennies. En effet, il possède une longue durée de vie, approximativement 100 ans (Klein, 2016).

Un des atouts les plus intéressants est la consommation en énergie des IRM portables. Pour fonctionner, les IRM conventionnelles requièrent une grande quantité d'énergie, généralement entre 90'000 et 150'000 kWh par an. A titre d'exemple, pour une 1.5 T, la consommation moyenne par examen serait de 19.9 kWh (Heye et al., 2020). Les principaux éléments avides en énergie sont les gradients et le système de maintien de la température de l'hélium (Rossier & Sa, s. d.).

Concernant les IRM portables, comme l'hyperfine par exemple, elles n'ont pas besoin de refroidir leur aimant et sont donc bien moins coûteuses en énergie et peuvent être branchées simplement sur des prises standard de 220V. En se référant à l'Hyperfine Swoop 64 mT, cette IRM nécessite 1'650 W pour fonctionner et ceci inclut la machine dans sa globalité, la console, l'antenne RF et les trois gradients. C'est avant tout l'affranchissement du système de

refroidissement qui permet de réduire grandement la consommation de kW (Cooley et al. 2020).

Ci-dessous, le tableau 4, permet de mettre en évidence les différentes nécessités d'énergies électriques selon les machines radiologiques et les appareils de tous les jours.

Tableau 4. Comparaison des consommations en énergie des machines du quotidien par rapport à une IRM conventionnelle et un scanner.

| Machine | Consommation puissance électrique (kW) |
|-----------------------------|---|
| Micro-ondes | 60 kWh |
| Congélateur | 150 à 190 kWh |
| TV LED | 90 kWh |
| IRM 1.5 T (conventionnelle) | 90'000 / 150'000 kWh par année |
| Scanner CT | 45'000 kWh / 7'000 kWh par année |
| HyperFine Swoop | 0.9 Kw / examen |

En ce qui concerne l'hyperfine Swoop, les données concernant sa consommation en énergie sont encore floues et imprécises. En effet, les constructeurs affirment qu'elle utiliserait moins de 900W et pourrait être branchée sur des prises avec un voltage relativement bas (110 Volt), sans donner d'informations temporelles ou de contexte d'utilisation de l'hyperfine. En d'autres termes, hormis le fait que moins d'énergie soit nécessaire à son fonctionnement que pour une IRM conventionnelle, nous n'avons actuellement pas davantage d'informations quant à sa consommation en énergie.

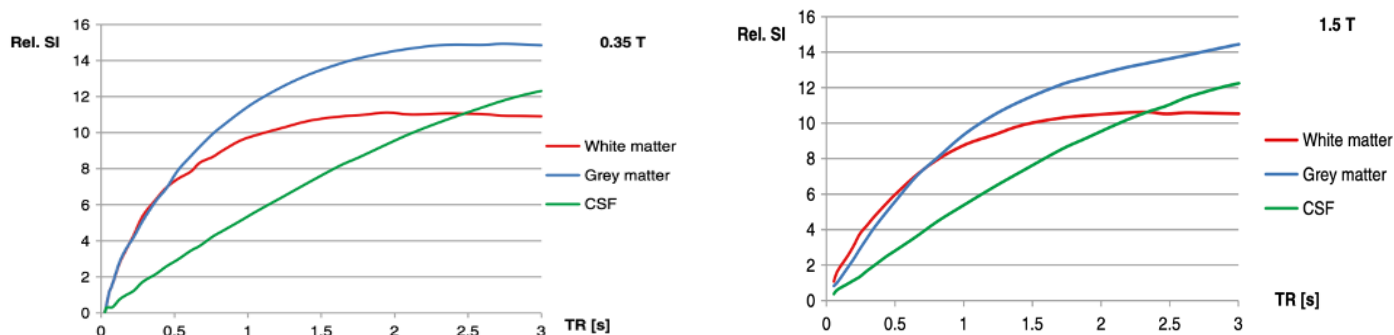
Contraste :

Les temps de relaxation convergent avec l'augmentation de l'amplitude du champ ce qui a pour conséquence une diminution de contraste lésion-tissu comme le montre la Figure 27 (Klein,2016). Cette divergence de relaxation entre les différents tissus augmente lorsque l'amplitude du champ magnétique diminue. Ainsi, la résolution en contraste de ces derniers augmente aussi, ce qui est un avantage pour compenser avec le faible SNR du système. Ceci est d'autant plus intéressant pour l'exploration cérébrale où la différence de relaxation entre matière blanche et matière grise est très faible à 1.5 T et 3 T.

Le temps de relaxation T1 et légèrement T2, dépendent de l'amplitude du champ magnétique. Si cette dernière diminue, le temps T1 diminue et le temps T2 est un peu prolongé. Le contraste est par conséquent fortement influencé par la variation de l'amplitude du champ magnétique. Étant donné que le TR est raccourci en même temps que le temps de relaxation T1 lorsque le champ magnétique est bas, le contraste T1 est meilleur car il existe moins de convergences des courbes. Par conséquent, une meilleure différenciation des tissus est visible. Inversement, plus l'amplitude du champ magnétique sera élevée, plus le temps de relaxation T1 sera allongé ce qui aura pour résultat une moins bonne différenciation tissulaire.

Selon Deoni et al., (2021), La différence de vitesse de relaxation des tissus cérébraux en pondération T1 avec l'Hyperfine Swoop correspond théoriquement à env. 280 ms pour la matière grise et env. 380 ms pour la matière blanche. Tandis que pour une IRM 3 T, cela correspond respectivement à 1000 ms et 1400 ms.

Figure 28. Courbes des relaxations tissulaires en T1. En rouge : matière blanche, en bleu : matière grise, en vert : liquide céphalo-rachidien



Tiré de : Klein, 2016

Méthodes de saturation de graisse :

Dans ce chapitre où nous nous intéressons aux avantages et inconvénients des IRM à bas champ de façon général, il est intéressant de se poser la question de la faisabilité des techniques de saturation de graisses. Nous allons développer brièvement les différentes techniques de saturations de graisses existantes. Effectivement, il existe différentes techniques de saturation de graisse en IRM. Certaines sont basées sur le déplacement chimique, comme la FAT-SAT, la Dixon ou encore la Water Excitation. D'autres, telle que la technique STIR utilise le principe d'inversion récupération. Par ailleurs, il existe aussi des méthodes de saturation de graisse hybrides : SPIR et SPAIR.

Ces diverses techniques nécessitent certaines conditions pour être applicables et efficaces : une bonne homogénéité de champ magnétique, des FOV de petites tailles ou encore une bonne résolution spectrale.

En théorie, chacune de ces techniques sont applicables à bas champ magnétique. Cependant, leur efficacité peut varier, comme les techniques basées sur le déplacement

chimique et spectrales vont être plus sensibles à la diminution du champ magnétique et indirectement la diminution de la résolution spectrale.

FAT-SAT

Cette technique exploite la différence de fréquence qui existe naturellement entre les protons d'hydrogène des molécules d'eau et de graisse. A la fin de chaque TR, une RF sélective centrée sur le pic fréquentiel de la graisse afin de détruire son aimantation longitudinale. Lors de l'impulsion suivante, seuls les protons d'eau seront basculés dans le plan transversal et émettront un signal.

DIXON

Cette séquence fonctionne sur le principe de séparation de l'eau et de la graisse basé sur le déphasage périodique de ces deux types de protons.

Water excitation

Pour éviter davantage de perte de signal avec les techniques spectrales, on peut choisir d'exciter sélectivement les protons d'hydrogène d'eau, avec la technique de rephasage périodique et d'impulsions binomiales, afin de supprimer le signal de graisse.

STIR

L'acronyme signifie " Short-TI Inversion Recovery". Dans cette technique, on annule complètement le signal de la graisse au moment où son aimantation longitudinale est nulle. En choisissant un TI court, on supprime le signal des tissus à T1 court.

SPAIR

L'acronyme signifie " Spectral Adiabatic Inversion Recovery". Contrairement à la STIR, seuls les protons de la graisse sont inversés par une impulsion de 180°. Avec le gradient déphaseur, l'aimantation transversale est supprimée. Le temps d'inversion TI est sélectionné au moment où la contribution des protons au signal de la graisse est nulle.

SPIR

L'acronyme signifie "Spectral Presaturation with Inversion Recovery". SPIR fait une sélection précise de la graisse en utilisant une impulsion avec une inversion partielle des molécules (100° à -180°). L'aimantation de la graisse est ensuite annulée par un gradient spoiler.

En conclusion, la technique de saturation de graisse la plus indiquée pour les images à bas champ, serait la technique basée sur les inversions récupérations, la STIR, à l'opposé des techniques utilisant le déplacement chimique comme outil de saturation.

En effet, étant donné que la STIR (*Short Inversion Time Inversion Recovery*) est peu dépendante de l'amplitude du champ magnétique et donc indirectement de la qualité

spectrale, elle possède un grand avantage pour la saturation de graisse à faible amplitude de champ magnétique.

Cette technique utilise les mêmes principes que pour modifier les contrastes entre tissus, cependant, dans ce cas on annule complètement le signal de la graisse au moment où son aimantation longitudinale est nulle. En d'autres termes, en connaissant le temps de relaxation d'un tissu, on peut alors supprimer son signal en réceptionnant les différents signaux quand celui du tissu à saturer passera par l'aimantation transversale.

Toutefois, cette technique est sensible aux inhomogénéités de champs étant donné qu'elle nécessite de connaître les temps de relaxation propres à chaque tissu. Si le champ varie localement, cette « vitesse /temps de relaxation » va varier et donc la qualité de la saturation sera diminuée. Le fait que cette technique n'utilise pas de spectroscopie, la rend moins précise et plus vulnérable à des erreurs de saturation étant donné qu'elle est moins spécifique que les autres. Autrement dit, si des temps de relaxations de deux tissus sont proches, il y a des risques que le mauvais ou les deux tissus soient saturés.

De plus, les multiples inversions / récupérations appliquées lors de l'acquisitions pour saturer le signal voulu, vont augmenter le SAR pour le patient et rallonger le temps d'acquisition, qui est déjà long en bas champ.

Pour en revenir spécifiquement à la région cérébrale, étant donné que le signal de la graisse lors des investigations cérébrales ne pose pas autant problème que lors des examens ostéoarticulaires ou encore abdominaux, il est plutôt recherché à saturer le signal liquidien avec des techniques comme FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery). Le principe est le même que pour STIR, cependant, ce sont les liquides qui sont saturés et non la graisse.

Résolution spatiale :

L'utilisation d'un champ magnétique plus faible occasionne une résolution spatiale également plus faible. Pour l'imagerie cérébrale en clinique, avec une IRM conventionnelle, la taille utilisée du voxel est communément de $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$. Cette résolution spatiale permet de mettre en évidence de petites lésions dans le parenchyme cérébrale. Il a été vu qu'avec l'Hyperfine Swoop, la résolution spatiale utilisée lors des essais cliniques est de $1.5 \times 1.5 \times 5 \text{ mm}^3$ (Deoni et al., 2021). Celle de l'équipe de chercheurs de Cooley et al. Acquiert des images avec une résolution spatiale de l'ordre de $2.2 \times 1.3 \times 6.8 \text{ mm}^3$ (Cooley et al., 2021). On peut aisément remarquer que de petites lésions ne seront pas identifiables du fait d'une épaisseur de coupes supérieure ou égale à 5 mm. Cependant, il faut rappeler que l'IRM portable bas champ ne prétend pas concurrencer les IRM conventionnels dans le diagnostic de pathologies nécessitant du détail. En effet, leur but est de permettre l'investigation de pathologies telles que nous avons vues précédemment dans ce travail où la résolution spatiale nécessaire équivaut à ce que peut offrir ces IRM portables. D'autres types d'utilisation pourraient être entrevues pour ces machines telles que l'acquisition d'un diagnostic différentiel en vue du triage pour les patients dans le service des urgences par exemple.

Homogénéité du champ magnétique :

On exprime généralement l'homogénéité d'un champ magnétique en parties par million (ppm) dans un volume sphérique. Dans les IRM conventionnelles, l'homogénéité du champ B_0 est de quelques ppm (égal ou inférieur à 1) dans le volume sphérique donné/ champ de vue (FOV), le plus souvent entre 40 x 40 x 40 cm³ (Gong et al., 2019). Ceci signifie que, par exemple, pour un champ magnétique de 1 T ayant 1 ppm d'inhomogénéité, il existe une variation inférieure à 1 μ T dans le volume donné. Selon la réglementation, l'inhomogénéité du volume sphérique pour une IRM en clinique ne doit pas dépasser 5 ppm (Weishaupt et al., 2006). La transformée de Fourier s'appuie sur des coordonnées cartésiennes d'où l'intérêt d'une homogénéité optimale dans le volume à explorer afin d'éviter des distorsions de l'image.

En prenant l'exemple de l'Hyperfine Swoop et du prototype d'IRM proposé par Cooley et al., on peut remarquer que l'utilisation d'aimants permanents de petites tailles afin de rendre l'appareil transportable a un impact important sur l'homogénéité et la taille du champ magnétique.

Comme vu précédemment, la région d'intérêt de l'IRM portable de Cooley et al. équivaut à une sphère de 20 cm³. La conformation de Halbach permet à cette IRM d'avoir une moyenne d'amplitude du champ magnétique de 79.3 mT et donc une fréquence de Larmor de 3.4 MHz. Son homogénéité est de 27'800 ppm (env. 95 kHz) dans cette sphère (Sarracanie & Salameh, 2020). Il est important de prendre en compte que cette IRM n'utilise pas une transformée de Fourier afin de reconstruire l'image. Ainsi, l'inhomogénéité du champ magnétique dans ce cas spécifique n'est pas un problème.

L'absence de cage de Faraday :

Les IRM conventionnelles sont placées dans des cages de Faraday afin d'éviter une dégradation de l'image due aux interférences externes. Les IRM portables, n'étant pas utilisées dans une cage de Faraday complètement hermétique, doivent trouver d'autres solutions afin de pallier les artéfacts que provoquent ces interférences externes. Il est important de souligner que les interférences externes ne sont problématiques que si celles-ci se trouvent dans un intervalle de fréquence proche de la bande passante de réception.

En prenant le cas des IRM portables vu précédemment, elles ont une fréquence de Larmor de 2.72 MHz pour Hyperfine Swoop et 3.41 MHz pour le prototype d'IRM portable de 80 mT. A ces valeurs, il existe peu de fréquences parasites qui puissent réellement être un problème. On peut noter par exemple, certaines radios de courte portée (90 mètres) (*PLAN DES BANDES ET FREQUENCES RADIOAMATEURS*, s. d.).

Bien qu'il y ait peu de fréquences parasites entre 2 – 4 MHz, les autres appareils électroniques dans l'environnement représentent tout de même une forme de nuisance. Par conséquent, Hyperfine Swoop a intégré un blindage de fréquences externes directement à l'extérieur de l'antenne tête. Ce blindage lui permet une zone sans interférences de 55 cm au niveau de la tête (Liu et al., 2021). Lors de l'acquisition des images, la télévision de la chambre est éteinte et les appareils tels que les téléphones sont mis de l'autre côté de la pièce afin de réduire les nuisances environnantes (Prahbat et al., 2021). Il a été vu dans les études que malgré cela, la qualité de l'image est dégradée due aux interférences ayant pour origine les appareils présents dans la chambre du patient bien que ceux-ci soient à des fréquences supérieures à

la fréquence de Larmor de notre système. Les différentes technologies en train d'être mises au point permettent un meilleur traitement des interférences par le logiciel de Hyperfine Swoop et ainsi aboutir à une meilleure qualité d'image (Prahbat et al., 2021).

Pour l'IRM produite par l'équipe de Cooley et al., ils ont développé la méthode « EDITER » (External Dynamic InTerference Estimation and Removal). Cette méthode acquiert des données grâce à des antennes et quelques électrodes agissant comme des détecteurs d'interférences électromagnétiques externes entre et en même temps que l'acquisition des images (Srinivas et al., 2022). Ces détecteurs sont placés à divers endroits sur le patient. Cela permet par la suite de cartographier les interférences perçues par les détecteurs. La dernière étape consiste à supprimer les interférences détectées des données acquises pour former l'image (Srinivas et al., 2022). Cette méthode permet ainsi d'éliminer rétrospectivement les artefacts provoqués par les interférences externes. Il a été vu dans les expérimentations dans un environnement non contrôlé que cette méthode a pu permettre des réductions jusqu'à 99% des fréquences parasites (Srinivas et al., 2022).

Séquences sur IRM bas champ :

Fondamentalement, tous types de séquences et de pondérations sont réalisables sur des IRM bas champ, cependant elles ne sont potentiellement pas applicables en clinique. Cela est dû à un temps d'acquisition trop long. Il est difficile et probablement impossible de trouver une liste des séquences et pondérations qui ne sont pas réalisables sur des IRM bas champ. Il est important de souligner que les différents modèles d'IRM bas champ varient beaucoup entre eux, ainsi certains modèles sont en mesure de réaliser certaines séquences qui ne le sont pas sur d'autres. Occasionnellement, ce n'est pas le système qui est limité mais l'intérêt de la séquence, par exemple pour des appareils dédiés aux acquisitions cérébrale, la réalisation de séquences densité de proton (DP) n'est pas pertinente.

Il est ainsi complexe de définir des généralités sur l'ensemble des modèles existants. Une grande partie des études sur des IRM bas champ sont produites sous l'impulsion de fonds privés qui ont des intérêts évidents sur les résultats de ces recherches. Par conséquent, l'accent va être mis sur les apports et réussites des IRM bas champ étudiées. Ainsi, les études mettent principalement en lumière les avantages de leurs machines. De ce fait, les séquences qui ne sont pas réalisables ne sont pas clairement explicitées.

Nous avons essayé de mettre en évidence les séquences non réalisables avec une amplitude de champ magnétique faible en pratique clinique. Cela en faisant des déductions selon les études lues. Les séquences les plus basiques sont exécutables sur l'Hyperfine Swoop. Nous pouvons ainsi générer des images pondérées T1 et T2, des séquences *fluid-attenuated inversion recovery* (FLAIR), *diffusion-weighted imaging* (DWI) accompagnée de la carte *apparent diffusion coefficient* (ADC) obtenue par une succession de séquences dites écho planar (EPI) (Sheth et al., 2020). Nous avons aussi pu constater l'utilisation de séquences en DP sur le prototype de 80 mT de Cooley et al. Qui par ailleurs permet aussi de générer des images pondérées T1 et T2 (Cooley et al., 2021). Les séquences permettant une suppression du signal T1 de la graisse seront abordées par la suite.

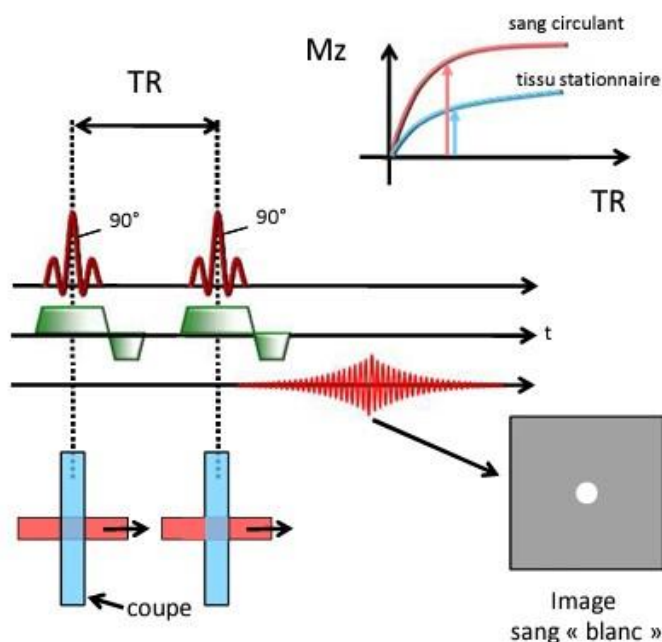
Pour le moment nous pouvons constater que les limitations se résument aux séquences T2*, magnetic resonance angiography time of flight (MRA TOF), spectroscopie, ainsi que les Tenseurs de diffusion.

T2* et TOF :

Nous n'avons trouvé aucune occurrence citant l'utilisation de séquence écho de gradient qui permettrait la production d'images pondérées T2*. Ce type de séquence est particulièrement indiqué dans des contextes de micros-saignements de l'encéphale.

Les séquences TOF permettent quant à elle d'obtenir des images illustrant l'anatomie vasculaire sans l'usage de produit de contraste. Elles permettent de mettre en évidence de

Figure 29. Les protons quittent le plan de coupe (bleu) entre l'impulsion 90° et l'impulsion 180°. Seuls les protons ayant subi les deux impulsions peuvent engendrer un écho de spin. Les protons stimulés par l'impulsion 90° (violette) quittent totalement le plan de coupe avant l'impulsion 180° et sont remplacés par des protons n'ayant pas d'aimantation transversale (pas de signal).



potentielles lésions ou variations anatomiques telles que les malformations artérioveineuses. Le FOV de ce type d'acquisition comprend l'ensemble des troncs supra aortique ainsi que le polygone de Willis. Ce type d'image est généré grâce à une addition de multiples séquences rapides en écho de gradient, les impulsions répétitives sont utilisées pour saturer le signal des tissus stationnaires, ce qui se traduira par un hyposignal. Les tissus qui seront visualisés avec un hypersignal seront ceux qui sont en mouvement, ainsi le sang et indirectement la lumière des vaisseaux sanguins sera évaluable. Ce type de séquence repose sur le phénomène d'entrée de coupe. Ce phénomène se traduit par un hypersignal des protons arrivant dans le plan de coupe *Figure 29*.

Tiré de : chrome-extension ://efaidnbmnnnibpcajpcgclefindmkaj/viewer.html ?pdfurl=https%3A%2F%2Fwp.unil.ch%2Fcvmr%2Ffiles%2F2021%2F01%2F2021_FMH_IRM_Lecon_3-1.pdf&cLen=3417364

Les séquences TOF conventionnelles ne sont pour le moment pas réalisables sur des systèmes à bas champ. Cela est dû à une résolution temporelle inférieure à celle des appareils à haut champ. La résolution temporelle se définit comme la durée minimale pour laquelle un système est capable de distinguer deux évènements distincts.

La résolution temporelle des systèmes bas champ actuels ne permet pas de réaliser des séquences TOF sur IRM bas champ mais nous allons voir que des acquisitions injectées dynamiques sont réalisables. Ceci ouvrant la voie à des acquisitions d'angiographie par résonance magnétique à contraste renforcé (ARM CR).

Produit de contraste en IRM bas champ :

Il est important de souligner le fonctionnement des effets des agents de contraste contenant du gadolinium : ils permettent la réduction du temps T1 des tissus vascularisés du corps humain (Klein, 2016). Dans le cas des IRM bas champ, nous avons vu précédemment que le T1 est naturellement diminué, cela signifie que l'effet des produits de contraste sur le T1 est réduit. En pratique clinique l'objectif des agents de contraste est de maximiser la détection et la caractérisation de lésions ainsi, l'usage des produits de contraste au gadolinium est récurrent en pratique clinique et cela sur de multiples localisations anatomiques. Nous allons focaliser notre attention sur les pathologies cérébrales.

Comme nous l'avons vu précédemment, le T1 d'un tissu dépend de l'amplitude du champ B_0 et de son environnement chimique. En effet le T1 de la graisse est plus court que celui des liquides ce qui se traduira sur les images pondérées T1, par un hypersignal de la graisse et par un hyposignal du liquide. Plus l'amplitude du champ magnétique statique est faible, plus la valeur T1 est d'autant plus courte. Le T1 présente une dépendance de type loi de puissance avec l'amplitude du champ statique, en d'autres termes, il est proportionnel à B_0 (Hori et al., 2021). Ainsi les systèmes d'IRM à 3 T pâtissent d'un temps de relaxation T1 plus important que ce que nous pouvons rencontrer à bas champ. Ceci constitue un avantage pour les images pondérées en T1 obtenues à partir de systèmes à faible champ (Hori et al., 2021). Au vu des notions qui ont été développées, nous pouvons aboutir à la conclusion que les effets des produits de contraste à bas champ sont moins manifestes que sur du haut champ. Afin d'obtenir des effets équivalents il est recommandé de doubler la quantité de produit de contraste pour le diagnostic des lésions cérébrales à 0,2 T par rapport à 1,5 T (Brekenfeld et al. 2001). D'autres limites aux systèmes à bas champ ont été constatées, par exemple le faible rehaussement des structures à faible champ peut être problématique, en particulier pour la détection de petites métastases cérébrales et le contrôle du rehaussement des lésions de la sclérose en plaques (Hori et al., 2021).

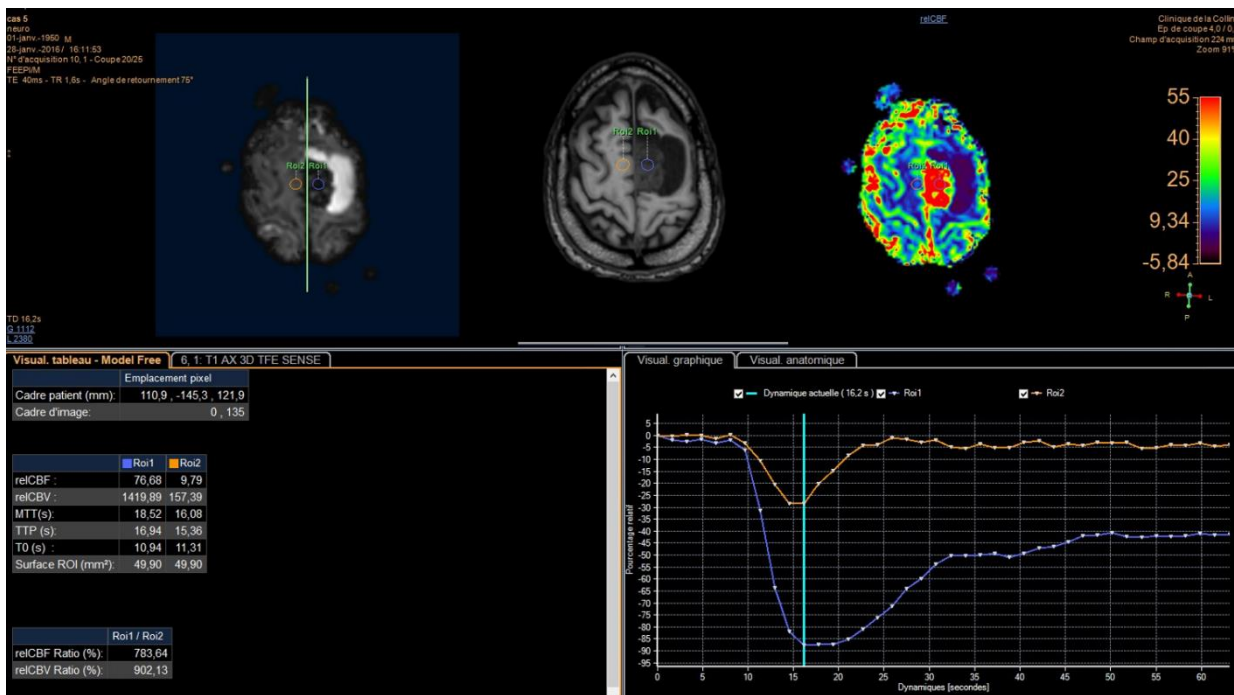
Acquisition dynamique à bas champ :

Nous avons pu voir que les acquisitions d'images à bas champ s'appuyant sur l'usage de produit de contraste au gadolinium connaissent des limites diagnostiques. Il a souvent été supposé que les techniques d'imagerie plus avancées soient difficiles à utiliser, en particulier à des champs statiques inférieurs à 0.5 T (Hori et al., 2021).

L'une des principales indications des injections de produits de contraste en IRM est la caractérisation de tumeur. Les acquisitions dynamiques injectées permettent de générer des courbes informant de l'arrivée et départ du produit de contraste dans les tissus (courbes wash

in / wash out). Pour la région cérébrale, ces courbes permettent d'apporter des informations sur le volume cérébral sanguin dans le tissu où est placé le ROI comme le montre la *Figure 30*. En fonction des caractéristiques des courbes obtenues elles vont servir d'arguments supplémentaires pour définir la malignité ou la bénignité d'une tumeur. Nous n'avons trouvé aucune étude à ce sujet pour l'instant.

Figure 30 . Courbes de rehaussement en fonction du temps

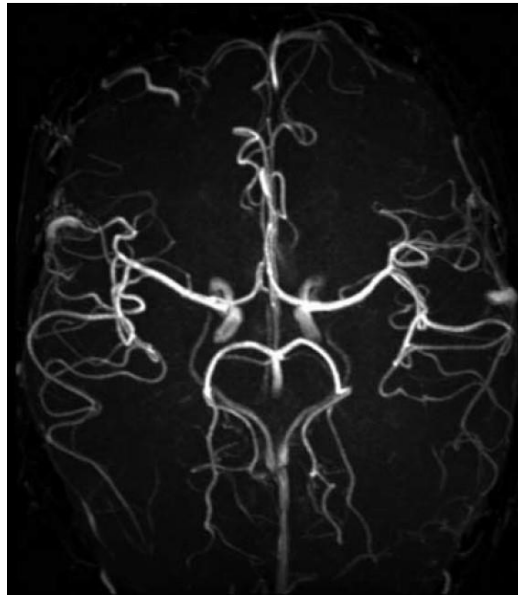


TOF en bas champ :

Sur les systèmes d'IRM conventionnelle, il est possible de réaliser des acquisitions de type TOF à contraste renforcé. Ce type d'acquisition pourrait être transposable sur des systèmes bas champs à condition que les résolutions spatiale et temporelle soit suffisantes. De plus il serait nécessaire d'augmenter la quantité de produit de contraste injecté comme nous avons pu le voir précédemment.

La *Figure 31* présente un exemple d'une acquisition réalisée sur une IRM 3T. Il s'agit d'une ARM en TOF améliorée par un produit de contraste à faible dose. Une petite quantité de gadolinium administrée par voie intraveineuse (0,5 ml) améliore la visualisation des branches artérielles intracrâniennes distales. L'évaluation des artères centrales n'est pas perturbée par la contamination veineuse, bien que la contamination veineuse soit limitée.

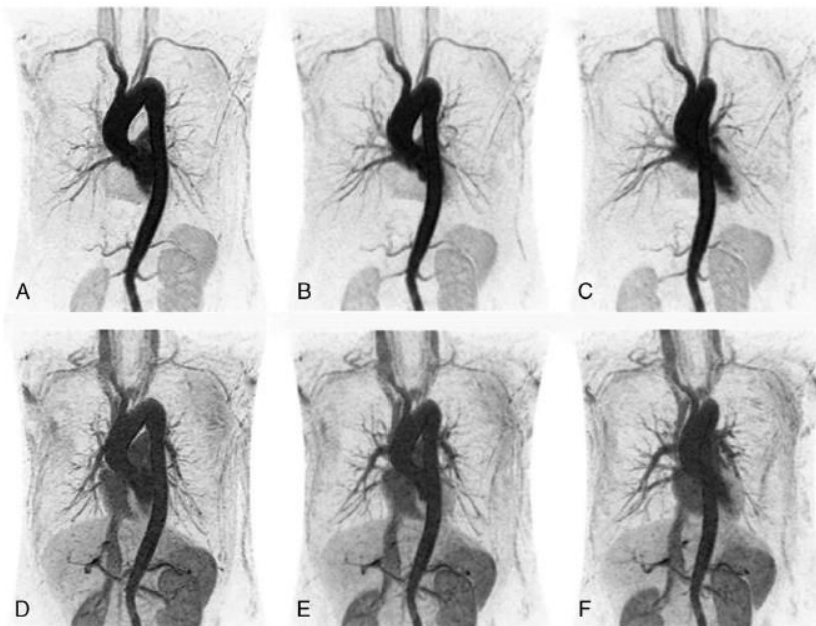
Figure 31 . Image TOF à contraste renforcé



Tiré de : Özarlak et al., 2004

Deux variables principales nous intéressent sur les systèmes de gradients, la vitesse de commutation I , qui correspond à leur pente : une forte pente est nécessaire pour basculer rapidement les gradients et permettre les séquences d'imagerie ultra-rapide de type écho planar (EPI) (Imaios s.d). La seconde variable est leur amplitude, Les bobines de gradient haute performance utilisées en IRM sont généralement capables de produire un champ magnétique de gradient d'environ 30 mT / m ou plus pour une IRM de 1,5 T. Dans l'optique d'acquisition rapide il est essentiel que les pentes des gradients soient importantes, le TE pourrait encore être raccourci.

Figure 32. ARM CE de gros vaisseaux dans un système d'IRM de 0,2 T. La séquence (TR/TE = 12,6/3,2 millisecondes). Les dimensions du voxel étaient de 0,6 x 1,6 x 1,6 mm³.



Tiré de : Hori et al., 2021

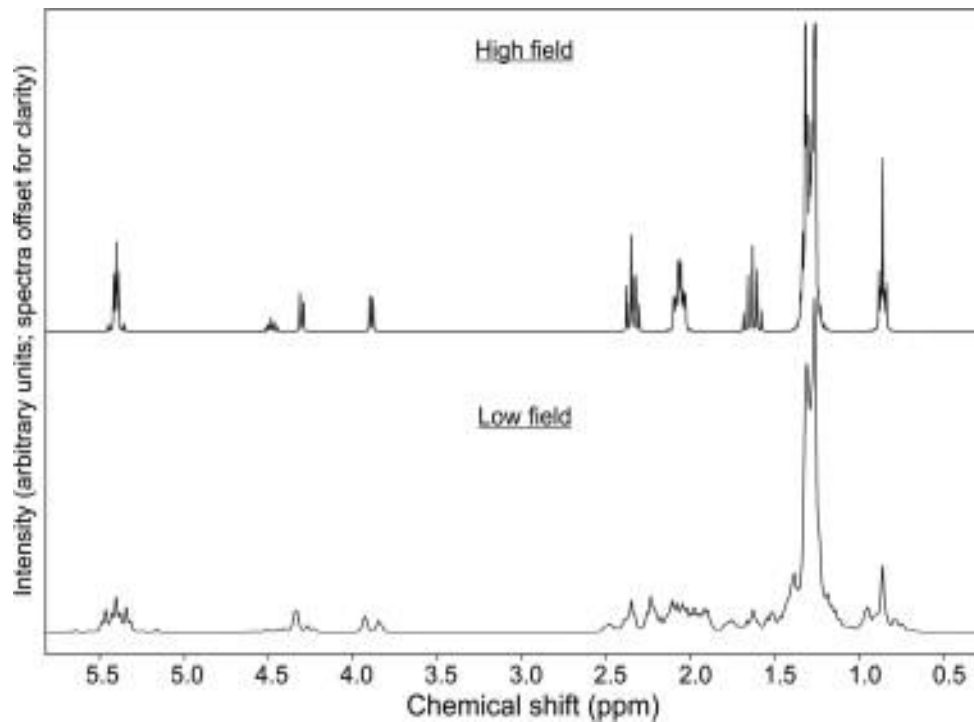
Ceci permet de réaliser des ARM CR produisant une meilleure qualité d'image avec une résolution spatiale et temporelle plus élevée (Hori et al., 2021). Ce dispositif a été utilisé pour des acquisitions au niveau du thorax et comme nous pouvons le voir sur la *Figure 33*, la qualité des images obtenues permet aisément de distinguer les vaisseaux sanguins. Au vu de la vitesse du flux sanguin des vaisseaux étudiés sur ces images, il est supposable que la résolution temporelle de ce système devrait permettre de réaliser des acquisitions au niveau des TSAO et du polygone de Willis, en somme une séquence Temps de vol à contraste renforcé (TOF CR). Il est important de rappeler que cela reste une hypothèse, la résolution spatiale des IRM bas champ étant trop limitée pour le moment afin d'effectuer des acquisitions sur des vaisseaux de ce calibre. La RS utilisée sur des systèmes à haut champ est de $0.6 \times 0.7 \times 1.00$ (donnée tirée des séquences TOF de la clinique des Grangettes), car il faut pouvoir imager des vaisseaux de calibre minime. Si l'on prend l'exemple de l'artère cérébrale antérieure son diamètre est de 2 à 3 mm, ainsi avec la RS d'IRM conventionnelle, cette artère sera visualisable sur 1 à 2 coupes. Il faudra d'importantes améliorations de la résolution spatiale avant de pouvoir réaliser des séquences TOF sur le polygone de Willis en bas champ.

Spectroscopie :

Le but de ce type de séquence est l'étude de certains métabolites afin d'apporter des critères supplémentaires en faveur de la bénignité ou de la malignité d'une lésion donnée, de l'activité d'une pathologie, etc. (*info-radiologie.ch*, s. d.). Pour cela il est nécessaire de mesurer leurs fréquences de précession. Il est ainsi nécessaire de pouvoir différencier des "pics" correspondant aux différents métabolites présents dans l'échantillon. Les séquences de spectroscopie nécessitent une résolution spectrale importante. Cette notion correspond à la capacité du système à différencier les fréquences de précession des spins de l'échantillon. Comme il a été vu précédemment dans ce travail, l'amplitude de B_0 influence la vitesse de précession des spins mais l'environnement chimique exerce aussi une influence prépondérante. L'identification d'un métabolite par rapport à un autre est réalisable lorsque sa vitesse de précession se distingue un maximum de celle des autres spins de l'échantillon. Le facteur permettant de maximiser cette différence est l'amplitude de B_0 , ainsi les IRM bas champ, par essence, ne sont pas indiqués pour ce type de séquence. Contrairement aux autres séquences que nous avons abordées dans cette section, la spectroscopie risque de rester l'apanage de l'IRM à haut champ.

Concrètement, la *Figure 34* ci-dessous permet de mettre en évidence l'influence de l'amplitude du champ magnétique sur le profil de spectroscopie et cela pour un même atome soumis à des amplitudes différentes. En l'occurrence il s'agit d'une comparaison du spectre de résonance magnétique nucléaire (RMN) simulé de l'atome d'hydrogène (^1H) du trioléate de glycéryle à 1,4 T (60 MHz) et à 7,1 T (300 MHz) pour mettre en évidence l'impact des différences d'amplitude de champ sur un système par ailleurs identique. Les spectres modèles ont été générés à l'aide de NMRPredict mis en œuvre dans Mnova. Notez l'élargissement des pics et, dans certains cas, la séparation des pics, par exemple, le groupe unique de pics à $\sim 2,4\text{ppm}$ (7,1 T), qui devient une paire de pics à $\sim 2,4\text{ppm}$ et $\sim 2,3\text{ppm}$ (1,4 T).

Figure 34. Pic en spectrométrie : comparaison du spectre de résonance magnétique nucléaire (RMN) simulé de l'atome d'hydrogène (^1H) du trioléate de glycéryle à 1,4 T (60 MHz) et à 7,1 T (300 MHz)



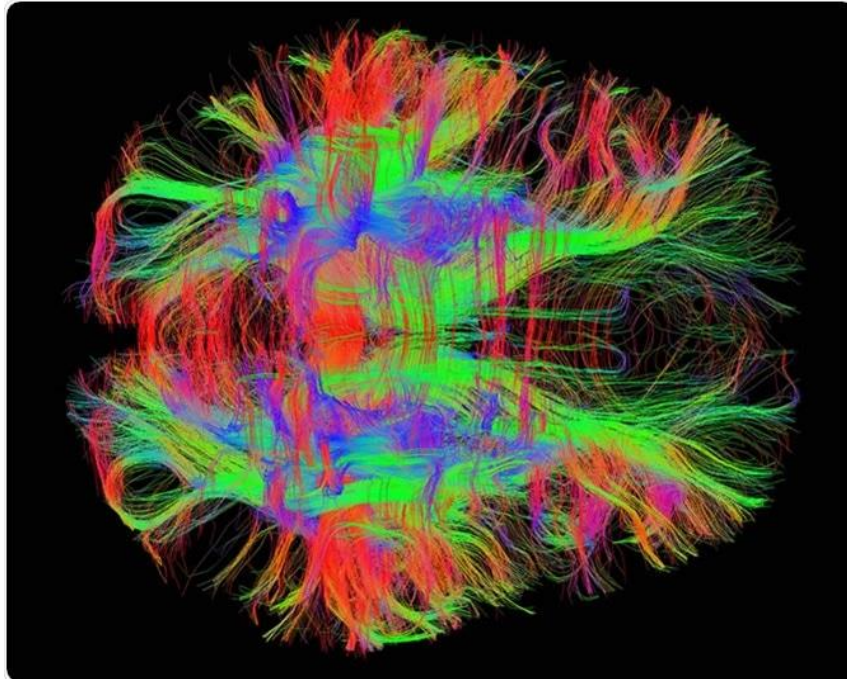
Tiré de : Parker et al., 2014

Tenseur de diffusion ou tractographie à bas champ :

L'imagerie en tenseur de diffusion est une technique d'IRM qui permet la cartographie in vivo de la microstructure et de l'organisation des tissus de l'encéphale (Oppenheim et al., 2007) *Figure 35*. Il s'agit d'une technique complexe qui se base sur une addition de multiples séquences EPI dont la direction est différente pour chacune, ceci afin de mesurer l'anisotropie des neurones. La microarchitecture particulière des fibres nerveuses est à l'origine d'une anisotropie de diffusion dans la substance blanche cérébrale : la diffusion des molécules d'eau est privilégiée dans le sens des fibres, et restreinte perpendiculairement aux fibres (Imaios, s.d.). La tractographie fondée sur l'imagerie de diffusion exploite le phénomène d'anisotropie de la substance blanche pour détecter et ainsi reconstruire le trajet d'un faisceau de fibres (Oppenheim et al., 2007). L'imagerie en tenseur de diffusion permet de détecter et de quantifier des anomalies de la substance blanche non visibles en imagerie conventionnelle dans des pathologies variées du système nerveux central (SNC) (Oppenheim et al., 2007). L'une des principales limites de l'imagerie en tenseur de diffusion est qu'elle nécessite une résolution spatiale importante (volume du voxel très petit). L'amélioration de la résolution spatiale est cruciale pour la tractographie de fibres (Oppenheim et al., 2007). Comme nous avons pu le voir, la résolution spatiale est l'un des points faibles de l'IRM bas champ, étant donné qu'elle est intimement liée au SNR. La résolution spatiale des systèmes à bas champ devrait probablement s'améliorer dans les prochaines années mais il est impossible d'affirmer

que cette amélioration sera suffisante pour réaliser ce type de séquence sur les futurs systèmes à bas champ.

Figure 35. Image en tenseur de diffusion obtenue sur une IRM haut champ



Tiré de : Sanchari, 2018

Dans la partie 5.1 résultat de l'état de l'art, nous présentons le *Tableau 7 Tableau récapitulatif des différentes séquences ayant des limites en IRM bas champ*, qui reprend les notions vues dans ce chapitre.

2.2.4 Conclusion des avantages et inconvénients des IRM portables

Comme il a été vu, il existe de nombreux avantages et inconvénients d'une machine IRM portable utilisant un champ magnétique faible. A la page suivante, vous trouverez un tableau (Tableau 7) listant les avantages et inconvénients en pondérant leur importance.

Il est important de rappeler qu'une IRM bas champ ne pourra pas remplacer les IRM 1.5 T ou 3T. Cette dernière offrira toujours une meilleure résolution spatiale et SNR pour un diagnostic plus fin. Par conséquent, les IRM bas champ vont permettre de poser un diagnostic différentiel grâce aux images mettant en évidence, de façon moins détaillée, les pathologies (Cooley et al., 2021).

Certains inconvénients sont à nuancer avec certains avantages. Par exemple, les séquences avec un champ magnétique plus faible ont une durée plus longue mais cela n'est pas un problème majeur. En effet, le nombre de séquences nécessaires pour un diagnostic différentiel peut être réduit. De ce fait, 30 minutes d'examen peuvent représenter une réalité clinique pour une IRM portable. Comme vu précédemment, un gain de temps est par ailleurs obtenu lors de la prise en charge pour les patients dans les soins intensifs.

L'intérêt de la démocratisation d'une IRM telle qu'Hyperfine Swoop permettrait de répondre aux besoins en examens d'IRM cérébrale sur une échelle mondiale grâce à son prix abordable. En effet, sa démocratisation n'est cependant pas qu'un atout pour les pays en voie de développement mais également pour les pays plus développés afin de pallier aux difficultés évoquées précédemment. Bien qu'en Suisse nous jouissions d'un grand nombre de machine IRM 1.5 T ou 3 T, l'IRM portable peut trouver sa place en offrant diverses applications à différents stades de la prise en charge. Dans la partie 5.1 résultat de l'état de l'art, nous présentons le *Tableau 6 Tableau récapitulatif des différents avantages et inconvénients en clinique d'une IRM portable bas champ*, qui reprend les notions vues dans ce chapitre.

3. Problématique

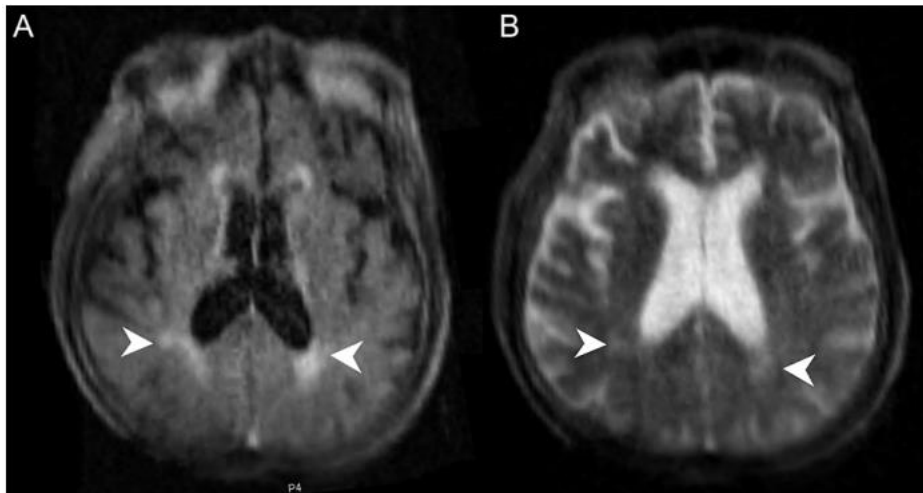
De multiples aspects de l'IRM à bas champ ont été abordés dans les sections précédentes. Dans le contexte actuel, il est important de situer la place de ces IRM portables : pour l'heure, ces machines sont encore rares dans le domaine clinique et leur développement ainsi que les essais cliniques sont peu nombreux malgré leurs résultats positifs.

En ce qui concerne la composition de ces IRM à bas champ, nous avons pris connaissance que de multiples prototypes existants possédaient des composants différents et utilisaient des méthodes de reconstructions d'images variées. En effet, contrairement aux IRM conventionnelles, les IRM portables n'utilisent pas une reconstruction basée sur la Transformée de Fourier dû à l'inhomogénéité de leur champ magnétique. Malgré les différences entre les IRM à bas champ et celles à haut champ, les problématiques liées au SNR, à la résolution de l'image et au temps d'acquisition restent centraux.

Le manque de signal serait le principal paramètre influençant le SNR. Afin de pallier ce problème, il faudrait par exemple compenser avec des Nex élevés ce qui augmenterait considérablement le temps d'acquisition. Il est donc intéressant d'optimiser au maximum les paramètres reliant le temps d'acquisition, le SNR et la résolution spatiale afin de garantir une bonne qualité d'image. Il est aussi important de prendre en considération que le temps de prise en charge est lié au nombre de séquences demandées par le radiologue. Ainsi, des examens d'IRM en urgence peuvent être plus rapides que des examens en ambulatoire. Un autre point de recherche important, sont les régions anatomiques que l'on peut investiguer avec ces IRM portables. Jusqu'à présent, l'application clinique de ces IRM a été principalement au niveau du cerveau et de la prostate. Ces recherches se sont révélées prometteuses dans les applications abdominales, musculo-squelettiques et cardiaques. Les quelques études faites avec l'IRM portable Hyperfine Swoop 64mT ont jusqu'ici été satisfaisantes dans l'identification de plusieurs pathologies cérébrales chez des patients dans les soins intensifs (Sheth et al., 2021). Plusieurs études sont encore en cours concernant la validité diagnostique des images faites avec des IRM portables. Récemment, en août 2021, une étude de cas menée par Hovis et al. (2021) sur un patient de 78 ans venu pour une suspicion d'AVC a permis de comparer, à quelques heures d'intervalle, un examen cérébral avec l'IRM Hyperfine Swoop et avec une IRM 3 T. Comme le soulignent les images A (T2 FLAIR) et B (T2) faites avec l'Hyperfine Swoop ci-dessous à la *Figure 36*, des hypersignaux dans la région périventriculaire postéro-latérale ont été mis en évidence. Selon l'étude, on retrouve ces mêmes hypersignaux sur les images faites avec l'IRM 3 T. Par la même occasion, l'examen avec l'Hyperfine Swoop a montré que les sinus paranasaux et les cellules

Ainsi, bien que les images acquises avec un aussi bas champ n'équivalent pas à la qualité des images faites à 3 T, elles démontrent une concordance des résultats et permettent de continuer à s'interroger sur les rôles et les applications qu'une IRM portable peut avoir en radiodiagnostic.

Figure 36. Acquisition cérébrale réalisée sur l'Hyperfine Swoop mettant en évidence d'hypersignaux périventriculaires



Tiré de : Hovis et al., 2021

Notre travail aura pour but de démontrer la pertinence clinique de l'utilisation d'une IRM portable fonctionnant à bas champ magnétique. En effet, pour certaines pathologies cérébrales, la qualité d'image nécessaire que peut offrir une IRM bas champ est suffisante afin de les diagnostiquer. Au vu de l'état de nos connaissances et de nos possibilités nous allons tenter de répondre à la question de recherche suivante : **quels intérêts la pratique clinique peut-elle entrevoir à démocratiser l'utilisation des IRM portables avec un bas champ magnétique en radiodiagnostic pour la région cérébrale ?**

Précédemment, nous avons fait une revue de la littérature scientifique afin de mettre en évidence les avantages et inconvénients des IRM à bas champ et plus précisément des IRM portables pour la région cérébrale. Ces recherches nous ont permis de préparer la seconde partie de ce travail qui consiste à mener une enquête via un questionnaire en ligne et des entretiens semi-dirigés sur l'intérêt de la démocratisation des IRM bas champs en pratique clinique en Suisse romande.

Nos hypothèses de réponses à nos questionnements sont que les TRM et radiologues seront en accord et ne verront pas d'intérêt de la démocratisation de ces IRM dans les pays développés mais pourront en voir dans les pays plus pauvres mais aussi dans les déserts médicaux des pays riches. On suppose qu'ils vont notamment mettre en avant les principaux freins facilement identifiables des IRM possédant un champ magnétique faible :

- SNR moins bon et RS plus faible
- Temps d'acquisition plus long : la contrainte pour le patient et pour le service de radiologie

- La responsabilité diagnostic des radiologues : le manque de formation de lecture de clichés réalisés avec des bas champs et la crainte de poser un mauvais diagnostic
- La faible offre sur le marché

Ces études permettront de souligner le manque de documentation sur les IRM à bas champ développées ces dernières années. Par la même occasion, mettre en évidence la notion qui prévaut depuis des décennies que les IRM à haut champ fournissent des qualités d'images supérieures et sont par conséquent à privilégier en pratique clinique, notamment pour le diagnostic cérébral.

4. Méthodologie

Nous avons proposé trois objectifs distincts dans la partie précédente. Notre premier objectif consiste à étudier les avantages et inconvénients des IRM bas champ, ceci en nous appuyant sur la littérature scientifique. Ces recherches vont nous permettre de diriger notre recherche sur l'intérêt des IRM bas champs en clinique à travers un questionnaire en ligne et des entretiens semi-dirigés. Les entretiens semi-dirigés nous permettront d'approfondir le sujet notamment avec des radiologues que nous présumons participeront en plus petit nombre à notre questionnaire en ligne. La façon dont nous allons procéder est la suivante :

- Questionnaire envoyé à différents centres radiologiques en Suisse romande. Le questionnaire porte sur différents thèmes tels que la qualité d'image (SNR, RS, RC, ...), coût, faisabilités des protocoles en clinique, etc.
- 6 Entretiens semi-dirigés

En parallèle, nous allons mettre en évidence les différents protocoles conventionnellement utilisés en clinique pour la recherche de certaines pathologies cérébrales (ex : AVC, hydrocéphalie, etc.) et leur faisabilité sur des IRM bas champ.

Le questionnaire pour l'étude à grande échelle est sous format informatique. Il comporte 20 questions dont 15 questions fermées et 5 questions ouvertes. Le Tableau 5 à la page suivante permet de visualiser les différentes questions et les informations recueillies.

Tableau 5. Les différentes questions et informations recueillies avec le questionnaire en ligne

| Questions | | Informations recueillies |
|-----------|---|--|
| | Question fermée : TRM / Radiologue / Autre | Profession des personnes interrogées |
| Q1 | Question fermée : Est-ce que dans le cadre de votre pratique avez-vous entendu parler d'IRM portable ? (4 possibilités) | Information sur leur niveau de connaissances sur le sujet |
| Q2 | Question fermée : Vous êtes-vous déjà documenté sur des IRM portables ? (3 possibilités) | Information sur leur niveau de connaissances sur le sujet |
| Q3 | Question fermée : Selon vous, l'image A est-elle de qualité diagnostique ? (3 possibilités) | Appréciation qualité image avec IRM Hyperfine Swoop |
| Q4 | Question ouverte : Pour quelle.s raison.s ? | Appréciation qualité image avec IRM Hyperfine Swoop |
| Q5 | Question fermée : Selon vous, est-ce que la qualité diagnostique d'une image dépend du champ magnétique du système utilisé ? (3 possibilités) | Leur point de vue sur l'amplitude du champ magnétique et son lien avec la qualité d'image |
| Q6 | Question fermée : Si oui, quel serait selon vous le champ magnétique minimal permettant d'obtenir une image d'utilité diagnostique ? (6 possibilités) | Choix d'amplitude de champ magnétique minimal |
| Q7 | Question fermée : Selon vous, quels milieux pourraient tirer profit d'un système IRM portable à bas champ magnétique ? (7 possibilités) | Intérêt d'une IRM portable selon différents milieux |
| Q8 | Question fermée : Verriez-vous une utilité à l'utilisation d'un système portable à bas champ magnétique dans votre pratique ? (3 possibilités) | Intérêt dans leur pratique |
| Q9 | Question ouverte : Si oui, laquelle / lesquelles ? | Intérêt dans leur pratique |
| Q10 | Question fermée : Selon vous, combien coûte une IRM 1.5 T ? (5 possibilités) | Leur point de vue sur l'amplitude du champ magnétique et son lien avec le prix de la machine |
| Q11 | Question fermée : A combien évalueriez-vous le coût d'une IRM portable à bas champ magnétique ? (5 possibilités) | Leur point de vue sur l'amplitude du champ magnétique et son lien avec le prix de la machine |
| Q12 | Question ouverte : Quels désavantages à l'utilisation d'une IRM portable à bas champ magnétique pouvez-vous imaginer ? | Mise en évidence des inconvénients d'une IRM portable |
| Q13 | Question ouverte : Et quels avantages à l'utilisation d'une IRM portable à bas champ magnétique pouvez-vous imaginer ? | Mise en évidence des avantages d'une IRM portable |
| Q14 | Question fermée : Pensez-vous qu'il y a des pathologies dont le diagnostic est réalisable à partir d'images dont la résolution et/ou SNR est inférieur à ce que l'on retrouve en pratique clinique ? (3 possibilités) | Information sur leur point de vue sur la qualité image et la qualité diagnostique |
| Q15 | Question ouverte : Si oui, lesquelles ? | Information sur leur point de vue sur la qualité image et la qualité diagnostique |
| Q16 | Question fermée : Pensez-vous que l'analyse des images IRM obtenues à bas champ magnétique devrait être incluse dans le cursus de formation des futurs radiologues ? (4 possibilités) | Formation imagerie bas champ des futurs radiologues |
| Q17 | Question fermée : Pensez-vous que l'analyse des images IRM obtenues à bas champ magnétique devraient être incluse dans le cursus de formation des futurs TRM ? (4 possibilités) | Formation imagerie bas champ des futurs TRM |
| Q18 | Question fermée : Seriez-vous intéressé à vous former à l'usage d'une IRM portable à bas champ magnétique ? (3 possibilités) | Formation imagerie bas champ TRM déjà diplômé |
| Q19 | Question fermée : Dans un futur proche, est-ce que vous pensez que l'utilisation d'IRM portable pourrait se généraliser en pratique clinique en Suisse ? (3 possibilités) | Leur point de vue sur la démocratisation d'IRM portable en Suisse |

5. Résultats

Les résultats seront exposés selon les trois différentes recherches que nous avons menés :

- notre recherche bibliographie afin d'établir l'état de l'art des IRM à bas champ
- notre questionnaire en ligne
- nos entretiens semi-dirigés

5.1 Résultats de l'état de l'art

Nous présentons les résultats de notre revue de l'état de l'art sous forme de deux tableaux.

- Tableau 6. Avantages / désavantages du bas champ
- Tableau 7. Séquences IRM bas champs

Résultat avantages et inconvénients IRM portable bas champ :

Tableau 6 Tableau récapitulatif des différents avantages et inconvénients en clinique d'une IRM portable bas champ

| Avantages IRM portable bas champ | Inconvénients IRM portable bas champ |
|---|--|
| <p>Meilleure résolution en contraste T1 + + +</p> <p>Temps de relaxation T1 plus court + +</p> <p>Portable, sans nécessité d'infrastructure spécifique + + +</p> <p>Moins de risques liés à la sécurité du patient (effet missile, SAR, ...), plus sécuritaire pour patient des soins intensifs + + +</p> <p>Investigation cérébrale : IRM meilleure RC que CT et non ionisant + +</p> <p>Diminution présence artéfact (métallique, susceptibilité magnétique, déplacement chimique, effets diélectriques) + +</p> <p>Rapidité de prise en charge ++</p> <p>Plus financièrement accessible ++</p> <p>Facilement utilisable par le personnel soignant ++</p> <p>Affranchissement de litres d'hélium liquide et de quantité élevée de courant électrique ++</p> <p>Confort patient/ pédiatrie/ claustrophobie / moins de bruit acoustique +</p> | <p>Moins sensible, moins bon SNR. Moins de signal par unité de temps ---</p> <p>Radiologues non formés à analyser images avec un aussi bas champ ---</p> <p>Moins bonne résolution spatiale –</p> <p>Sont limités dans le type de séquences possibles –</p> <p>Les séquences prennent plus de temps à être acquises –</p> <p>IRM spécifique pour une seule région anatomique –</p> |

Résultats séquences IRM bas champ :

Tout d'abord il est essentiel de rappeler que nous avons focalisé notre attention sur les acquisitions cérébrales à bas champ, ainsi les acquisitions cardiaques et les potentielles applications du bas champ en radiologie interventionnelle et en radio oncologie, ainsi que le diagnostic ostéoarticulaire ont volontairement été écartées du champ de cette recherche.

Comme nous avons pu le voir, la physique d'une IRM bas champ ne diffère pas de celle d'une IRM conventionnelle. Ainsi, théoriquement, tout type de séquence est réalisable sur les deux dispositifs. Néanmoins, pour de multiples raisons, certaines séquences ne sont pas réalisables sur des IRM bas champ en pratique clinique. Les principales raisons sont les temps d'acquisition, la résolution temporelle, la résolution spatiale ainsi que la résolution spectrale. Le *Tableau 7* ci-dessous traduit nos résultats sur le sujet.

Tableau 7 Tableau récapitulatif des différentes séquences ayant des limites en IRM bas champ

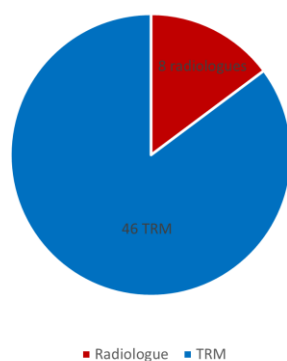
| Séquences | Limites actuelles | Développement futur |
|--------------------------------|--|--|
| Séquences dynamiques injectées | Résolution temporelle Résolution spatiale Quantité de produit de contraste augmentée | Actuellement réalisable mais connaît des limitations : petites métastases cérébrales et rehaussement des lésions de la sclérose en plaques, courbes wash in/wash out |
| TOF | Résolution temporelle Résolution spatiale | Probablement réalisable sur bas champ dans le futur |
| Spectroscopie | Résolution spectrale | Très probablement irréalisable sur bas champ dans le futur |
| Tenseur de diffusion | Résolution spatiale | Pas utilisé sur des IRM 1.5T, probablement irréalisable sur bas champ dans le futur |

5.2 Résultats questionnaire en ligne

Nous avons obtenu 54 réponses à notre questionnaire qui a été disponible en ligne entre mars et mai 2022. Il a été envoyé à plus de 30 centres de radiologie (privés et publiques) en Suisse romande.

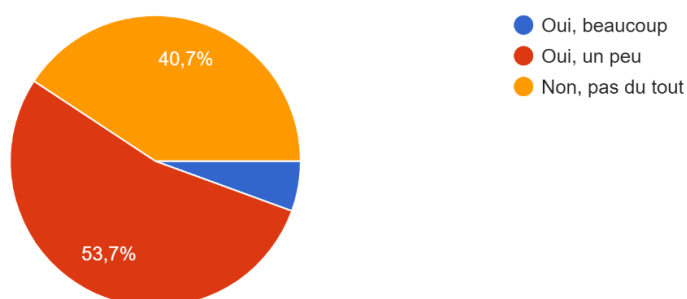
La question de début (non numérotée) permettait de cibler la profession des participants. Par la suite, il y a 19 questions obligatoires à l'exception de la question 9.

Êtes-vous radiologue / TRM / Autre?



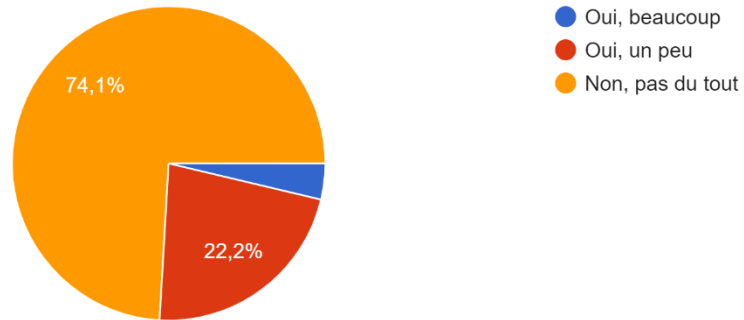
1. Est-ce que dans le cadre de votre pratique avez-vous entendu parler d'IRM portable ?

54 réponses



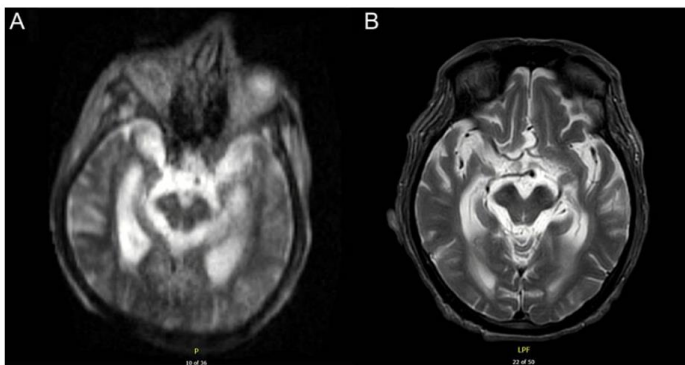
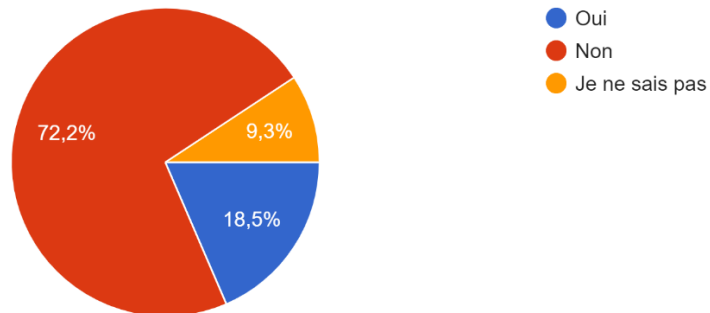
2. Vous êtes-vous déjà documenté sur des IRM portables ?

54 réponses



3. Selon vous, l'image A est-elle de qualité diagnostique ?

54 réponses



4. Pour quelle.s raison.s ?

54 réponses :

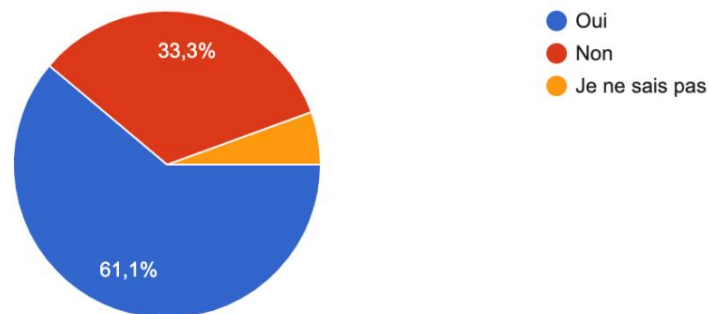
- flou , qualité médiocre
- Je ne pense pas pouvoir juger sur une coupe seulement
- en fonction de ce que l'on recherche, cette image peut amener une réponse à une question diagnostique. Mais pas forcément assez résolu pour la précision.
- Résolution médiocre
- résolution spatiale insuffisante et mauvais rapport signal sur bruit

- Uniquement les grosses pathologies pourront être détectée, il faudra refaire une plus précise par la suite ... donc perte de temps et d'argent pour le patient.
- Basse résolution spatiale et mauvais contraste, lésions pouvant passées inaperçues
- La qualité paraît suffisante pour détecter des lésions importantes (de type AVC, saignement) mais pas forcément lorsque l'on cherche à faire des diagnostics plus pointus. Par contre, peut-être qu'un algorithme permettrait de travailler la qualité de l'image.
- tout dépend de ce qu'on recherche
- Selon l'indication et en fonction de comment elle est utilisée, elle peut permettre de déduire certaines choses malgré cette qualité non conventionnelle.
- Cela dépend de l'indication évidemment, mais autrement de manière générale le SNR de l'image est trop faible.
- Mauvaise résolution
- Flou
- Car elle permet de voir directement s'il y a la présence d'un saignement ou non .
- Image floue, pas assez de résolution
- Trop peu de résolution
- Les bords ne sont pas définis , l'image n'est pas net. L'erreur diagnostique est plus élevée en A que en B.
- Résolution spatiale insuffisante
- manque de résolution
- Aspect flou, mauvaise résolution
- Ça dépend de la demande clinique. Que veut elle mettre en évidence
- Image flou, manquant de définition
- Floue
- cela dépend ce que l'on recherche... mais on peut déjà y voir des indications suffisantes
- Tout dépend de la demande. Si on désire voir une lésion conséquente cela peut aller mais des lésions plus discrètes ou en-dessous du centimètre cela me paraît compliqué ou plus sujet aux erreurs.
- possibilité de visualisation grossière mais pas de petites lésion centrales.
- Je ne suis pas qualifiée pour établir un diagnostic. L'image A est certes moins bonne que l'image B, mais peut-être suffisante selon ce qu'on recherche?
- Qualité inférieur au standard actuel.
- Qualité image très floue peu de détails
- Flou
- Tout dépend de la question posée. Hémorragie oui, SEP non.
- mauvais rapport signal/bruit
- image flou, possibilité de voir une grosse masse mais pas plus
- image semble floue, avec une mauvaise résolution
- mauvaise qualité , définition.
- on voit les hypersignaux .
- Elle paraît flou, mais nous distinguons les différentes structures
- diagnostic de grosse pathologie débrouillage mais pas plus
- Trop peu de résolution, perte de sensibilité diagnostique
- trop flou, pas assez de détails
- floue et bruitée
- MAUVAISE RÉOLUTION

- Trop faible résolution spatiale
- image de positionnement des coupes (loca) de meilleur qualité que celle-ci
- Juste pour voir qu'il n'ait pas de "grosse pathologie"
- faible résolution
- Trop bruité, pas assez de détails - au fait, ça dépend de la question. Hydrocéphalie - oui, analyse du cerveau - non.
- Image floue, résolution spatiale diminuée
- mauvaise résolution spatiale
- pas assez de détails
- elle n'a pas beaucoup de définition, détails
- Parce que le image A il n'y a pas de qualité ni de définition des les structures
- Suffisant pour les pathologies d'urgence
- pas assez précis , un peu flou

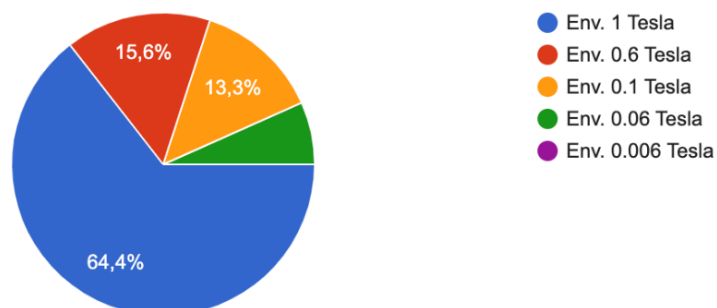
5. Selon vous, est-ce que la qualité diagnostique d'une image dépend du champ magnétique du système utilisé ?

54 réponses



6. Si oui, quel serait selon vous le champ magnétique minimal permettant d'obtenir une image d'utilité diagnostique ?

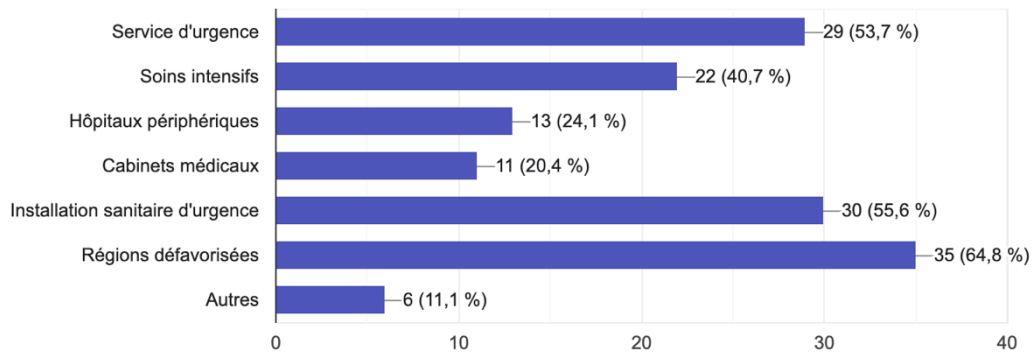
45 réponses



7. Selon vous, quels milieux pourraient tirer profit d'un système IRM portable à bas champ magnétique ?

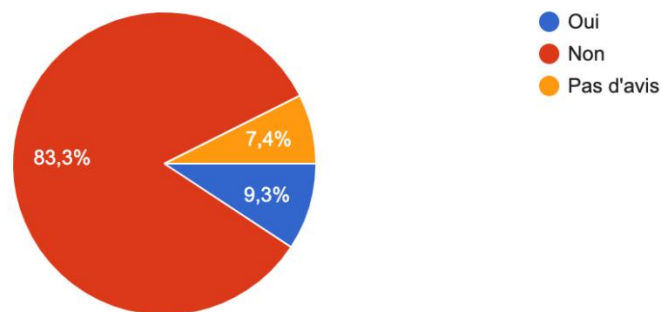


54 réponses



8. Verriez-vous une utilité à l'utilisation d'un système portable à bas champ magnétique dans votre pratique ?

54 réponses

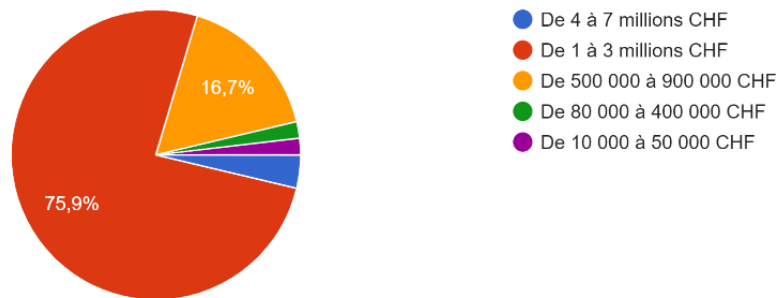


9. Si oui, lesquels ? (Question non obligatoire)

- Pour les urgences qui ne peuvent se déplacer dans notre service
- En rhumatologie (évolution d'une PR au niveau des mains) par ex.s mains
- bloc opératoire, soins intensifs
- Etre à disposition du patient qui ne peuvent pas se déplacer pour X raison
- Pour les AVC hémorragiques

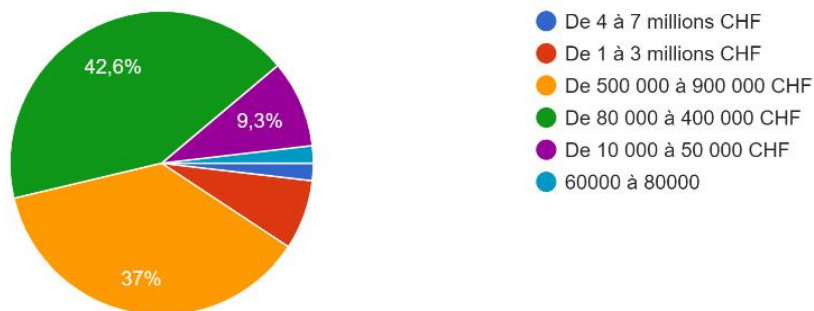
10. Selon vous, combien coûte une IRM 1.5 T ?

54 réponses



11. A combien évalueriez-vous le coût d'une IRM portable à bas champ magnétique ?

54 réponses



12. Quels désavantages à l'utilisation d'une IRM portable à bas champ magnétique pouvez-vous imaginer ?

- qualité d'image
- Moins de définition en général, donc pas pour les petites structures
- la formation de tout le personnel, et le matériel compatible au champs magnétique.
- Rapport signal sur bruit
- Sécurité/examen subqualitatif
- Le temps des acquisitions et risque des mouvement du patient pour avoir une séquence interprétable. La demande d'une deuxième IRM plus performante dans un délai proche
- Résolution plus basses et diagnostique moins performant
- qualité de l'image, limitation des examens et diagnostics
- mauvais diagnostic
- IRM portable spécifique à une région et non généralisée aux autres régions du corps.
- Qualité d'image médiocre
- Qualité des images
- rapport faible pour : resolution pixel / temps de sèquence
- Je pense aux interférences extérieures, dans le sens où la qualité d image sera plus bruité, car absence de la cage de faraday ..

- Manque de résolution
- Perte d'information considérable en cas de mouvement.
- Moins bonne qualité de l'Image
- Qualité insuffisante
- des mauvais diagnostics car images pas de très bonne qualité
- Qualité d'image médiocre, pas de cage de Faraday
- Durée d'ex.
- Quel personnel fera fonctionner cette machine ? Des TRM? Quels seront les utilisateurs finaux? Qui sera garant de la qualité des images et de la sécurité des patients et des tiers?
- Qualité
- aucuns
- La perturbation du champ avec l'environnement extérieur. Limitation dans la taille du patient et la partie du corps à examiner. Moins précis dans le diagnostic. Temps d'une séquence?
- Artéfacts externes
- Passez à côté de pathologie par manque de qualité d'image. Plus grand temps d'examen.
- Risque de perte de performance diagnostique (ex: ne pas identifier un AVC ischémique de petite taille)
- Qualité image, temps examen plus long
- Faux positif et faux négatif dans le diagnostic
- Image commerciale
- Aucun, si la qualité est suffisante
- passé à côté de pathologies en se disant qu'on a rien vu sur les images de l'IRM bas champs.
- interférence avec le milieu environnant
- ostéoarticulaire d'urgence
- moins de finesse dans les images, problèmes de diagnostic
- Qualité image moins bonne
- faible qualité diagnostic
- Taille trop importante et diagnostic très difficile donc patient devront refaire une IRM
- erreur de diagnostic
- manque d'espace
- LE TRANSPORT, LA TAILLE, DANGERS LIÉS AU CHAMP MAGNÉTIQUE
- Occupation du sol - consommation électrique - qualité moindre des images
- faux positifs ou négatifs
- mal de résolution spatiale
- pas de cage de Faraday
- fausse sécurité diagnostique, manque de trop de détails importants
- La qualité des images
- mauvaise qualité d'image, temps d'acquisition long, limitation de types de séquence, limitation des régions du corps pouvant être examinées
- qualité d'image, temps d'acquisition
- avoir comme même locaux propres pour sa utilisation
- Un bas qualité d'image.
- Limiter aux pathologies d'urgences et "grossières"
- ne sais pas

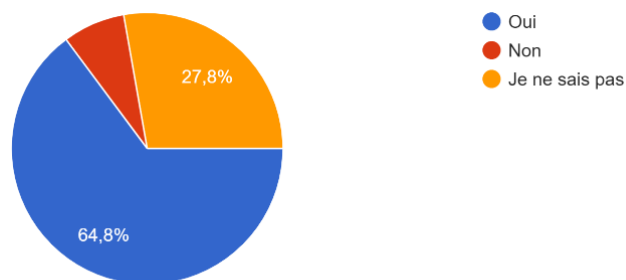
13. Et quels avantages à l'utilisation d'une IRM portable à bas champ magnétique pouvez-vous imaginer ?

- aucune
- cout d'installation, pas de cage de faraday
- Accessibilité à des endroits défavorisés, zones de conflit, endroits reculés, ...
- débrouillage pour AVC
- Pas de protection moins compliqué à installer
- Patient au SI difficile à transporter et nécessitant du temps du personnel (infirmier, anesthésiste etc)
- Examen de débrouillage sur des grosses pathologie / ou suivie de diagnostic connue
- pas de blindage, moins coûteux et moins artefacts pour certains patients (prothèses)
- Rapidité, bas coût, moins de risque
- aux urgences
- Moins de restrictions de sécurité
- Coûts & sécurité IRM (tout ce qui se rattache au champ)
- Coût
- susceptibilité magnétique plus faible, gain sur certaines séquences ? et mobilité +++
- Je pense qu'elle peut être utile dans le cas d'une urgence, et que le patient est branché de partout et du coup l'IRM serait plus facile à faire en soins intensifs
- Débrouillage rapide en cas de grosses lésions
- Rapidité, modularité
- La machine vient au patient elle s'adapte à ce dernier. Pour les urgences c'est un atout
- Réalisation d'examen pour pacemaker, pédiatrie, claustrophobes...
- lorsque le patient ne peut pas être déplacé dans le service de radiologie
- sécurité, accessibilité
- Pas besoin de blindage. Compactité de la machine. Coûts. Pourrait être utilisée.
- Coûts. Pourrait être utilisée par des "non" iné. Coûts d'installation. Décharge le prog.
- d'une autre machine plus puissante. Pourrait être utilisée par des "non"
- une machine dédiée pour un type de patient en particulier
- Disponibilité, rapidité du diagnostic
- aide diagnostic pour patient ne pouvant pas se déplacer
- Moins besoin de mobiliser des patients (coma?). Moins de claustrophobie. Moins de danger ou d'accidents avec les éléments extérieurs en métal. Moins de problème de compatibilité avec des appareils électroniques tel que pace ou autres.
- lieu éloigné d'une IRM à haut champs
- Moins de contrainte sur les contre-indications à l'IRM (valve, pacekaer, etc).
- Meilleure accessibilité et prise en charge plus rapide des patients
- Aller vers le patient à mobilité réduite
- Portable et pratique
- Accès à l'IRM dans des situations spécifiques difficiles.
- prise en charge plus rapide pour par exemple des AVC
- je n'en vois pas
- en cas d'urgences, si le patient ne peut pas bouger, pays en voie de développement
- implantation plus facile, moins coûteuse, au lit du patient
- la facilité de cette technologie

- accessibilité, ergonomie, plus accessible cau patient claustro?
- débrouillage
- passer les patients avec implants / pace maker....
- réponse rapide pour diagnostic
- PATIENT PEU TRANSPORTABLE, INTALLATION DANS PETITE PIECE
- Faible coût - accessibilité
- zone medicale desertique
- en cas de trauma de l'appareil locomoteur
- réalisation d'examens sur patients ne pouvant se déplacer
- accessibilité
- Mobilité et disponibilité
- cout bas, pas d'interférence avec l'environnement et dispositifs implantables (bas champ), pas d'hélium, portable au chevet du patient
- rechercher rapidement une maladie fulminant, comme par exemple des AVC's, hémorragies
- Faire des IRM à bas cout
- Pour les urgences et le triage
- ne sais pas

14. Pensez-vous qu'il y a des pathologies dont le diagnostic est réalisable à partir d'images dont la résolution et/ou SNR est inférieur à ce que l'on retrouve en pratique clinique?

54 réponses



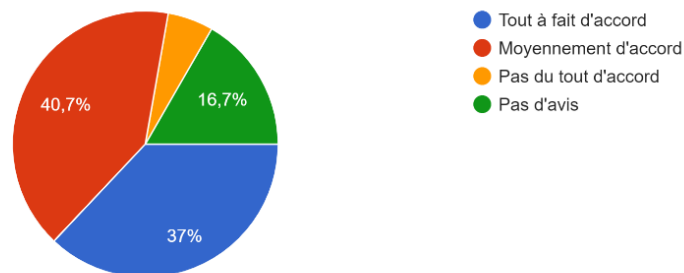
15. Si oui, lesquelles ?

- hémorragie
- Lésion osseuses ou de tendons
- Pathologie de l'urgence ne nécessitant pas une "finesse" d'image
- AVC sur un diff, comme exprimé précédemment des pathologies "grosse"
- métastases cerebrales
- Hémorragie, AVC, certaines tumeurs
- Pour l'interventionnel, comme avec le CT interventionnel avec des images low-dose
- Osteosrticulaire
- AVC
- En rhumatologie. Au urgence recherche de drogue

- Avc
- AVC, trauma
- avc, saignement, intervetionnel
- Une grosse lesion. Un gros meningiome ou autre tumeur. Gros avc. Ou gros hématome. Mais il faut que cela soit gros à mon avis
- Saignement, fracture
- Fracture, hydrocephalie, effet de masse ...
- Recherche de grosse tumeur gros avc
- Hemorragies, fractures, tumeur de grande taille.
- AVC oui on non
- grosse tumeur, gros AVC, grosse lésion
- AVC, fracture
- hématomes, avc
- AVC, AIT, hématomes sous durals
- Pathologies courantes ne nécessitant pas une résolution au millimètre
- #
- Fractures, ischémie aigue de haut grade
- grosse tumeur, gros trauma, gros AVC
- avc's, hémorragies
- Pour les AVC hémorragiques
- AVC, hémorragie, fractures,

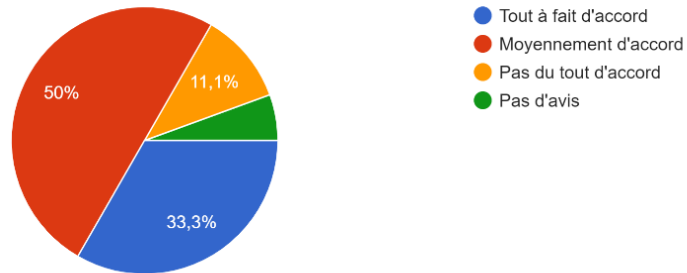
16. Pensez-vous que l'analyse des images IRM obtenues à bas champ magnétique devrait être incluse dans le cursus de formation des futurs radiologues ?

54 réponses



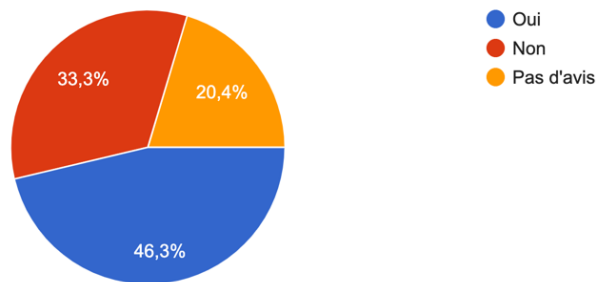
17. Pensez-vous que l'analyse des images IRM obtenues à bas champ magnétique devraient être incluse dans le cursus de formation des futurs TRM?

54 réponses



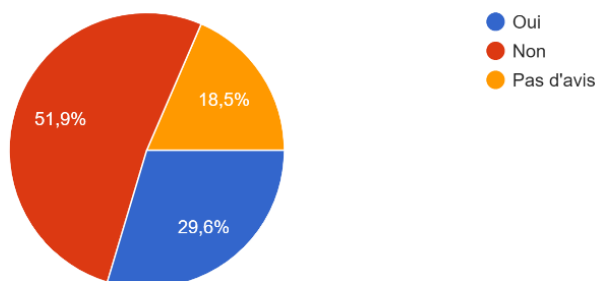
18. Seriez-vous intéressé à vous former à l'usage d'une IRM portable à bas champ magnétique ?

54 réponses



19. Dans un futur proche, est-ce que vous pensez que l'utilisation d'IRM portable pourrait se généraliser en pratique clinique en Suisse ?

54 réponses



5.3 Résultats des entretiens

Afin de diversifier nos données et approfondir les questions abordées par le questionnaire, nous avons choisi de faire six entretiens semi-dirigés. Ceci auprès de deux TRM et quatre radiologues.

Nous avons fait le choix d'avoir les avis de professionnels exerçant dans le domaine privé et public afin d'avoir la vision des deux secteurs. Nous sommes conscients que d'éventuelles comparaisons entre le domaine public et privé pourraient être un axe principal d'analyse, cependant nous ne disposons pas de données suffisantes afin que cela soit significatif. Par ailleurs, notre question de recherche n'avait pas pour but de cibler de potentielles clivages entre les établissements publics et privés. Notre axe d'analyse principal sera les différences de prises de position entre TRM et radiologues. L'ensemble de nos entretiens se sont déroulés à Genève dans des établissements hospitaliers publics et privés ou à la Haute Ecole de Santé.

En adéquation avec notre question de recherche et notre enquête, nous avons défini quelques critères de sélection pour les TRM et radiologues :

- Pour TRM : minimum trois ans de pratique dans le domaine du radiodiagnostic IRM, afin de garantir un certain recul sur la pratique clinique et l'émergence de nouvelle technique.
- Pour radiologue : minimum trois ans de pratique dans le domaine du radiodiagnostic IRM, afin de garantir un certain recul sur la pratique clinique et une expertise accrue en diagnostic de diverses pathologies cérébrales.

Critères d'exclusion :

La Suisse alémanique : pour cause de la barrière de la langue, du temps à disposition afin de récolter des données et de la difficulté supposée de prise de contact avec des TRM et radiologues suisses allemands.

Autres cantons romands : par soucis de temps et de déplacement. De plus, via notre questionnaire en ligne qui ciblait l'ensemble de la Suisse romande, nous avons estimé suffisant de ne focaliser les entretiens que sur le canton de Genève.

Professionnels sélectionnés :

4 radiologues et 2 TRM en activité dans différents services de radiodiagnostic à Genève (HUG et cliniques privées).

Construction des entretiens demi-dirigés :

Nos entretiens étaient divisés en deux parties. Durant la première partie, nous cherchions à évaluer le niveau de connaissance sur le développement des IRM à bas champ des intervenants.

Durant la deuxième partie, nous leur présentions un PowerPoint qui figure en annexe 2. Celui-ci présentait des images d'acquisitions cérébrales effectuées avec l'Hyperfine Swoop permettant d'élaborer de manière plus approfondie sur la qualité d'image et sur les potentielles utilisations entrevues en clinique pour une telle machine.

Déroulement des entretiens :

Chaque entretien a été enregistré à l'aide de la fonction "enregistreur vocal" d'un smartphone. Par la suite, ces entretiens ont été partiellement retranscrits en fonction des notions importantes afin d'en faciliter l'analyse. Les retranscriptions se sont faites manuellement par nos soins. Cette méthode de retranscriptions et sa nature incomplète a été accordée par le directeur du travail de Bachelor suite aux difficultés de mise en œuvre autrement.

Nous avons dirigé nos entretiens de façon à faire ressortir certains axes listés ci-dessous :

- Leur connaissance en IRM bas champ
- La qualité d'image nécessaire pour diagnostiquer les pathologies cérébrales
- La qualité des images cérébrales faites avec Hyperfine Swoop
- Les séquences réalisables avec Hyperfine Swoop
- La prise en charge des patients dans les soins intensifs / contexte d'urgence
- Les avantages et les obstacles de la démocratisation d'une IRM portable à bas champ pour l'investigation cérébrale
- Confiance diagnostic sur une imagerie de moins bonne qualité telle que celle proposé par Hyperfine Swoop (responsabilité diagnostique)

Présentation des personnes interrogées :

TRM 1 (37 minutes d'entretien dans les locaux des HUG) : expérience de 3 ans en IRM au HUG.

TRM 2 (39 minutes d'entretien dans les locaux des HUG) : expérience de 12 ans en IRM au HUG.

Radiologue 1 (41 minutes d'entretien dans les locaux de la Haute Ecole de Santé de Genève) : expérience de 5 ans en radiodiagnostic dans différents hôpitaux publics suisses.

Radiologue 2 (18 minutes d'entretien dans les locaux de la Haute Ecole de Santé de Genève) : expérience de 10 ans en radiodiagnostic aux HUG et dans une clinique privée genevoise.

Radiologue 3 et radiologue 4 (21 minutes d'entretien groupé dans les locaux d'une clinique privée genevoise).

- Radiologue 3 : total de 22 ans d'expérience en radiodiagnostic dans le milieu publique (7 ans) et privé (15 ans) genevois.
- Radiologue 4 : total de 20 ans d'expérience en radiodiagnostic dans le milieu publique (9 ans) et privé (11 ans) genevois.

Retranscription

Absence d'une séquence Echo de gradient (T2*)

TRM 2 (17:15) : « ce qui me manque, moi je te dis, la T2* elle est primordiale. S'en passer, je vois pas. Je sais pas. [...] »

Radiologues 2 (15:05) :

- Radiologue 2 : « Ah c'est pas mal, franchement (on lui montre les images d'Hyperfine Swoop) »
- Julianne : « Je pense qu'un des grands freins c'est qu'on peut pas faire du T2*, du coup pour tout ce qui va être AVC ou comme ça dans les protocoles. »
- Radiologue 2 : « Ah bein ouais, ah, ça faut le dire dès le début, finalement c'est ça qui va permettre aussi de changer la prise en charge, donc si on n'a pas de les, les éléments clefs pour adapter la prise en charge, ok on va voir une IRM, on lise, on lise pas, va falloir trouver d'autre arguments sur les autres séquences, peut-être trouver d'autres séquences un peu hybrides pour euh estimer si on a une hémorragie mais voilà aujourd'hui on a besoin du T2* »

Radiologues 3 + 4 (15:10) :

- Angel : « Est-ce que vous pensez que le fait que sur ce dispositif, on n'ait pas de possibilité de faire des échos de gradient c'est vraiment un gros frein ou disons que c'est passable comme contrainte ? »
- Radiologue 3 + 4 : « Si on a un T1 et T2, pour un gros hématome, c'est vraiment grossier, si on n'a pas d'écho de gradient, c'est du débrouillage. Mais c'est déjà pas mal, la diffusion, le T1, T2 et le FLAIR c'est la base. »

Exigences de l'hôpital cantonal et la place de l'IRM bas champ à Genève

Radiologues 3 + 4 (12:05) : « Nous ça nous arrive d'accepter une IRM en urgence le matin pour l'après-midi et puis ça arrive que le patient rappelle en annulant, parce qu'il a obtenu un rendez-vous plus vite. C'est Genève donc il n'y a pas de place dans ce contexte hyper concurrentiel pour des prestations plus basses. »

Radiologues 3 + 4 (6:10) :

- Julianne : « dans votre pratique s'il y a une personne qui vient aux urgences pour un AVC, l'IRM elle est assez vite disponible ? »
- Radiologues 3 + 4 : « on fait de la place, parce qu'on a quand même un planning assez chargé, mais les patients ils ont toujours une IRM dans la journée. »

Radiologues 3 + 4 (6:45) : « Je pense qu'en Suisse on a tellement de moyen que franchement il n'y a pas de délai pour obtenir une IRM »

Radiologues 1 (12:10) : « Il y a effectivement cette tendance à vouloir rajouter des séquences, optimiser le diagnostic, vouloir privilégier la qualité d'une image, à la quantité de plusieurs patients, parce que tu as une heure, tu préfères en faire une belle plutôt que trois moches. »

Radiologues 1 (12:10) : « Mais après est-ce que ça pourrait changer avec une politique d'établissement qui dirait bon vous avez le droit de poser des diagnostic (sur image bas champ) parce que c'est toujours une question d'être attaquant après. »

Radiologues 1 (22:45) :

- Julianne : « Toi tu verrais plus dans un futur la possible mise en place d'une Hyperfine Swoop ? »
- Radiologues 1 : « ça bien de toute façon oui parce que ça t'apporte une information que de toute façon le scanner t'apporte pas, et c'est bon marché, c'est mobile et ça demande beaucoup moins d'énergie. Donc moi c'est ces arguments que je vois, après aujourd'hui on a pas besoin de ça en fait, je ne sais pas comment cette technologie va être utilisé un jour ou être utilisable un jour. »

TRM 1 (7:40) : « En tout cas pour les HUG et je pense que ailleurs c'est pareil, ils veulent être très pointilleux sur tous les sillons, tout a un nom dans le cerveau, tout à une classification et ils veulent vraiment toutes les portions des artères et je pense pas qu'en tant que radiologue tu arrives à définir ces choses-là (*sur les images bas champs*). »

TRM 1 (8:19) :

- TRM 1 : « On prend tous les patients. »
- Julianne : « Si là un patient a besoin d'une IRM qui est dans les soins intensifs... ? »
- TRM 1 : « Tu le prends ! »
- Julianne : « Il y a des IRM toujours un peu disponibles ? »
- TRM 1 : « C'est le plat du jour, tu te débrouilles pour l'organiser. »
- Julianne : « Le jour même vous arrivez à lui trouver une place ? »
- TRM 1 : « Quasiment, il y a toujours une place qui est dédiée, une place de 1h30 qui est dédiée à un soin intensif par jour et une après-midi qui est libre sur une des machines. »

TRM 1 (19:20) :

- Julianne : « est-ce que ce tu dirais que le plus gros frein à la démocratisation de ça (IRM bas champ) c'est vraiment le fait que les médecins ne sont pas formés à lire ces images ? »
- TRM 1 : « C'est pas une histoire de formation, je pense qu'ils sont très performants, le problème c'est que tu n'as pas l'information, il te manque de l'information. »

TRM 1 (35:40) : « Un champ aussi bas, pour de la neuro je pense pas. »

Radiologue 2 (3:00) : « Exigence du radiologue mais aussi du prescripteur. moi typiquement je fais beaucoup de prostate et je sais que si on avait pas une IRM 3 Tesla dans le centre dans lequel je suis, on aurait pas d'examen de prostate. Parce que c'est vraiment des exigences des prescripteurs, c'est vraiment des choses qu'ils regardent, à l'hôpital on avait une salle avec une 1.5 tesla optimisé pour l'abdo et franchement, les IRM de prostate ou les IRM abdo étaient de super qualité sur la 1.5 et on voyait probablement aussi bien, voir en tout cas pas mieux sur la 3T, mais il était pas question que les IRM (abdo) soient faites là-dessus. »

Radiologue 2 (9:40) : « Je ne suis pas sûr que ce soit un vrai plus dans une grande ville, parce qu'on a suffisamment accès aux IRM, on a au moins 5 IRM au cantonal. »

TRM 2 (4:18) : « tu les orientes TOUS TOUS TOUS sur une 3T. Tu vas pas faire une séquence neuro sur une 1.5 »

TRM 2 (5:00) : « le problème c'est que t'as tellement la disponibilité des machines et la disponibilité de faire presque un bilan complet à chaque fois que tu te dis c'est dommage de privilégier une technique qui risque de peut-être te faire rater quelque chose »

TRM 2 (6:36) : « la médecine ici à Genève, dans les HUG et aussi dans le privé, elle est très liée aussi à l'économie. Comme tu as les moyens: dans le privé on a les moyens, dans le public on a des moyens. Tu peux investir dans ce qui a de mieux. [...] Aux HUG donc on a ça donc parce qu'on a les moyens de le faire et dans le privé il y a la concurrence. Le problème c'est que si t'as une clinique qui commence à proposer : demain il y a une IRM 7 T qui est installée à Genève pour certaines lésions épileptiques, des choses très petites tu les verrais QUE sur une IRM 7 T. Tout de suite la concurrence va dire "mince! Eux ils ont cette possibilité" donc ça va pousser les autres à aussi à suivre la tendance et aller toujours dans la performance de la meilleure imagerie possible parce qu'il y a cette concurrence dans le privé là. Et le système de santé actuel en Suisse et à Genève fait que ça te donne les moyens. [...] La course est faite sur le côté technologique, mais partout même en médecine nucléaire, voilà, plus qu'économique tu vois. Par contre dans d'autres pays, si t'as le choix entre deux machines, une qui est plus chère et une qui est moins chère. Une qui est plus performante et une qui est moins performante mais qui fait quand même le job, on va prendre celle qui est moins chère. [...] Ici on a les moyens donc on va tout le temps s'orienter vers le plus cher et le plus performant. »

TRM 2 (10:03) : « la concurrence est faite sur la qualité de la prestation »

TRM 2 (12:14) (au sujet de la 3T qui va être installée aux urgences aux HUG) : « Ils ont choisi une 3T pourquoi? Parce que c'est de la neuro que tu vas faire et ils veulent la qualité de la 3 T. Parce que nos médecins radiologues sont tellement exigeants et sont tellement habitués à avoir une imagerie de haute qualité, de luxe, que même si c'est de l'urgence tu vas pas te passer d'une 3 T. »

TRM 2 (13:25) : « pour faire un diagnostic rapide, le scanner est là aussi. L'IRM c'est pour aller un peu plus loin. Et si tu veux aller un peu plus loin, c'est dommage d'investir dans quelque chose qui te fait une pseudo-IRM alors que t'as la possibilité d'avoir une IRM parce que t'as les moyens. Peut-être dans d'autres pays ça va être une voie, alors voilà peut-être, avoir dans les urgences des petites IRM comme ça »

TRM 2 (15:20) : « c'est pas un problème de formation. Tu peux avoir un super radiologue qui a de l'expérience, nous on le voit avec les internes qui arrivent ils sont un peu perdus, c'est normal ils apprennent. Donc ils ont peur de rater quelque chose, ils sont plus exigeants, ils vont demander beaucoup plus d'image. [...] l'exigence de la qualité et le nombre d'images est liés à l'expérience du radiologue. Mais à un moment donné il y a une limite. Une IRM qui est pas assez résolue, tu peux avoir un super radiologue, il va pas voir ce que l'image ne va pas montrer »

Danger de la démocratisation de l'IRM portable / bas champ

Radiologue 3 + 4 (7:42) :

- Julianne : « Est-ce que même vous verriez une démocratisation pour les neurologues, qui ne donneraient plus de bons à leur patients pour des IRM normales, mais qui pourraient faire eux-mêmes des IRM dans leur cabinet ? »
- Radiologue 3 + 4 : « Non ça serait dangereux ça, là on fait quand même des bilans. On a un exemple, il y un centre à Champel, qui ont une machine à bas champ, je crois 0.5 tesla, et puis on a vu beaucoup d'images de ces cerveaux en tout cas et puis on arrive pas, souvent ils ont loupé des AVC, ils ont loupé beaucoup de choses, souvent on doit reprendre les patients car les images sont trop mauvaises. Beaucoup de gens se plaignent, car c'est du vol, ils posent des diagnostics alors que c'est dangereux, dans ce sens-là. »

Radiologue 2 (7:0) : « En tout cas, ça c'est le danger pour les radiologues. Moi je suis neurologue, demain je veux ça dans ma salle d'attente à côté, comme ça je me passe du radiologue. Je suis presque sceptique de voir ça. Il y a de plus en plus de formations spécialisées, un neurologue, un va être spécialisé dans les AVC, l'autre dans la SEP, et un neurologue spécialisé dans les AVC ou l'autre dans la SEP, peut-être plus pointu encore qu'un radiologue dans son domaine, car nous on passe en général, à part certains radiologues, on passe d'une prostate à un coude pédiatrique à une échographie... Je pense que les cliniciens peuvent être bons, ce qui est bien pour cette boîte hyperfine mais pas forcément pour le radiologue, car ça risque de trop démocratiser l'IRM, ça c'est le danger... comme l'échographie finalement, aujourd'hui les écho y'a de plus en plus les cliniciens ont leur propre

écho, ce qui est bien et pas bien parce que ça décharge le radiologue, on est souvent surchargés mais d'un autre côté ça prend notre travail. »

Sensibilité de détection des pathologies cérébrales sur 1.5T vs 3T

TRM 1 (0:30) : « Tout ce que tu verras en 1.5 tu ne le verras que mieux en 3T pour ce qui est cérébrale, c'est plutôt l'inverse, qu'est-ce, il y a des choses qu'on verrait pas en 1.5 qu'on verrait en 3T. »

TRM 1 (0:50) :

- TRM1 : « Est-ce qu'il y a des choses que tu vois en 3T que tu vois pas en 1.5, alors oui il y a quelques pathologies ou c'est plus délicat, comme les anévrismes ou les anomalies de la substance grise, quand on regarde des scléroses en plaques, anévrisme ou même des petits micros adénomes sur l'hypophyse, par exemple, tout ce qui est vraiment de l'ordre microscopique, on préfère placer ces patients là sur une 3 Tesla. »
- Julianne : « Parce que la résolution spatiale est meilleure ? »
- TRM 1 : « C'est mieux le champ magnétique est plus intense, donc t'a une meilleure sensibilité au niveau de l'imagerie là. »
- Julianne : « Si tu rajoutes plus de NEX sur une 1.5, tu auras même, quasi même qualité d'image ? »
- TRM 1 : « Euh non, t'auras jamais non, parce que le champ il est plus bas, tu seras jamais aussi précis même au niveau de l'excitation, je pense qu'il y a une différence par rapport à ça mais ce qui est sûr c'est que ton rendu sur une séquence de base sur une 1.5 et une 3T, le rendu il est complètement différent, t'auras beau booster ta séquence en 1.5 t'auras jamais la même netteté sur une 3T, c'est sûr et certain. »

Radiologue 1 (13:50) : « Voir quelque chose versus ne pas voir, j'ai pas d'exemple. Parce que la manifestation, on aura toujours une sorte de traduction imagée donc tu peux pas des "hyper?" avec la lésion si tu passes sur du 1.5. Par contre c'est possible que les contrastes soient moins bons, que la résolution soit moins bonne. [...] Pour l'IRM cardiaque [...] on parle de champ adapté à une pathologie. »

Radiologue 2 (2:00) :

- Julianne : « Est-ce qu'il y a des pathologies cérébrales qui seraient visibles sur une 3T qui ne seraient pas visibles sur une 1.5T. »
- Radiologue 2 : « Euh, alors d'accord, pour l'IRM cérébrale c'est vrai qu'on sensibilise avec les 3 tesla, c'est le, je pense que l'IRM cérébrale c'est avec peut-être la prostate c'est des IRM qui ont besoin de haut champ peut-être les extrémités pour l'imagerie

musculosquelettique à avoir une certaine résolution, euh ça dépend ce qu'on cherche encore une fois, c'est comme tout, des fois on peut sensibiliser probablement dans des lésions axonales diffuses, euh des petites lésions démyélinisantes de la substance blanche, on va pouvoir optimiser avec les hauts champs. donc je pense qu'on voit pas tout avec des IRM à bas champ et puis c'est peut-être plus facile aussi d'interpréter une IRM à haut champ avec plus de résolution, plus confortable, peut-être plus de rapidité pour interpréter les examens, ce qu'est aussi important dans le privé, dans les centres, c'est d'être rapide. »

Radiologue 3 + 4 (2:20) : (sur ce qu'on verrait pas sur la 1.5 T mais qu'on verrait à la 3 T)

- Radiologue 3 + 4 : « Les micro-anévrysmes, les lésions épileptogènes, pour ça il y a une vraie supériorité. »
- Radiologue 3 + 4 : « Ouais, non, il y a beaucoup de choses qu'on verrait mieux à une 3 T qu'à la 1.5 T effectivement. [...] Aussi pour la sclérose en plaques, il y a plus de lésions inflammatoires qu'on voit à la 3 T qu'à 1.5 T. »
- Radiologue 3 + 4 : « Le sang, les produits de dégradation de l'hémoglobine avec des séquences SWI, susceptibilité magnétique, forcément c'est lié au champ magnétique donc à la puissance du champ. On verra mieux. »

Images avec IRM bas champ vs CT

Radiologue 1 (7:10) : « la seule info qui est vraiment top au niveau cérébrale c'est la diffusion que t'as pas (au scanner) »

Radiologue 3 + 4 (11:15) :

- Liam : « Là celle-ci (hyperfine swoop) elle pourrait plutôt concurrencer avec un CT natif »
- Radiologue 3 + 4 : « Avec le CT, l'angio CT des urgences, je pense typiquement, ça apporte plus d'informations, grâce à la diffusion, un petit AVC, vous allez pas le voir au scanner alors qu'avec l'IRM à bas champs. Donc effectivement ça peut changer la prise en charge. »

TRM 1 (36:0) : « peut-être pas comparer avec les 3 Tesla et tout, niveau clinique mais peut-être démontrer l'efficacité face à un CT. »

Radiologue 3 + 4 (4:0) :

- Julianne : « Par exemple si on vous dit, une suspicion d'AVC avec ce genre d'IRM ça vous semble ? »
- Radiologue 3 + 4 : « Bah en hyper rapide on a quand même une diffusion c'est l'essentielle, un FLAIR un T2, ça permet quand même de préciser, c'est largement supérieur au scanner qu'on fait dans les milieux d'urgence en première intention. »

- Radiologue 3 + 4 : « Je pense qu'on peut voir un gros AVC, après pour les tous petits AVC, ça je pourrais pas vous dire. »

TRM 2 (13:25) : « pour faire un diagnostic rapide, le scanner est là aussi. L'IRM c'est pour aller un peu plus loin. Et si tu veux aller un peu plus loin, c'est dommage d'investir dans quelque chose qui te fait une pseudo-IRM alors que t'as la possibilité d'avoir une IRM parce que t'as les moyens. »

TRM 2 (17:20) :

- Julianne : « il y a certaines pathologies comme l'hydrocéphalie, t'as pas besoin d'avoir une IRM 3 T pour... »
- TRM 2 : « Tu fais un scanner. »
- [...]
- TRM 2 : « Après c'est pareil le scanner t'es obligé de le... t'as pas le scanner qui va se déplacer... peut-être que par exemple [...]si on a une IRM qui permettrait d'aller dans les soins intensifs, de remplacer certains examens scanner, qui là va demander aussi un déplacement au scanner même si c'est rapide. Il y a pas de problème de champ magnétique donc tu peux rentrer comme tu veux et faire ton examen vite fait au scanner. Mais quand même il y a le déplacement et si t'as une IRM qui peut quand même répondre à une question et remplacer le scanner, alors ça, peut-être. Peut-être ça va plutôt baisser l'activité scanner mais l'IRM je pense pas. [...] Le problème du scanner c'est qu'il va te donner des réponses sur certaines urgences mais pas complètes. C'est pour ça que souvent il y a l'IRM qui est exigée et c'est pour ça qu'on installe une IRM aux urgences parce que justement c'est pouvoir permettre de sauter cette étape scanner. Puis que t'as le patient qui arrive et que tu puisses avoir toutes les réponses le plus vite possible. [...] Par contre les soins intensifs, ça peut-être ça va remplacer le scanner des soins, ça c'est possible. »

Connaissances et intérêts pour l'IRM bas champ

TRM 1 (04 :53): « aux congrès, ils parlent pas, enfin à ma connaissance. Les programmes de congrès récents, ils en ont pas parlés je pense. Ils parlent plutôt des pathologies ou de nouveaux progrès par rapport à certaines séquences. Les bas champs c'est vrai que... en tout cas pour ma part, en quatre ans j'en ai pas beaucoup entendu parlé quoi. Quasiment jamais. »

Julianne (1 :25) : « T'as déjà entendu parler des IRM bas champ ? »

TRM 2 : « Alors oui. Euh... un peu et pas beaucoup et pas du tout des fois. Hum... on a eu des échos de ce genre de technique qui commençait à exister. Après, on a pas eu de présentation, on a pas eu d'ingénieurs ou de fabricants qui viennent présenter ça. Voilà, c'est vraiment que des choses qu'on a entendu, discuter parfois entre nous. On parle un peu

de technique, tout ça. Mais sans plus quoi. C'est quand même... en tout cas on a l'impression que c'est pas quelque chose qui risque d'arriver du jour au lendemain, en tout cas ici dans un centre aussi grand comme l'hôpital qui a des exigences un peu particulières. »

Julianne (0 :35) : « est-ce que vous avez déjà entendu parler d'IRM bas champ dans votre profession ? »

Radiologue 2 : « Oui »

Julianne : « De façon régulière ? »

Radiologue 2 : « Régulière non mais j'entends que ça arrive de plus en plus qu'on entende parler de ces IRM bas champ, surtout avec le moratoire sur le matériel médical lourd. »

Julianne (0 :25) : « nous notre sujet c'est les IRM à bas champ et est ce que vous en avez déjà entendu parler depuis le début de votre pratique à aujourd'hui ? »

Radiologue 3 : « Moi j'en ai jamais utilisé personnellement. »

[...]

Radiologue 4 : « bon il y a un article là récemment qui est sorti sur cette IRM à bas champ portable »

Julianne : « Ouais, l'Hyperfine Swoop. »

Radiologue 4 : « Ils ont testés aux Etats-Unis [...] où effectivement donc ils arrivent à faire surtout des images cérébrales. Bon la résolution est mauvaise mais en fait ils arrivent à...et pis apparemment donc selon l'article c'est une révolution, parce qu'en fait pour les patients lourds, parce qu'effectivement l'indication c'est surtout dans les milieux hospitaliers ou les patients nécessitent beaucoup, s'ils sont intubés ou ce genre de chose, on va faire une IRM post-opératoire ou au bloc, ça risque de révolutionner la prise en charge. C'est surtout pour ça je pense. Mais effectivement après je pense que les...c'est pour exclure des grosses choses comme les hémorragies mais après c'est pas pour le radiodiagnostic. »

6. Discussion

6.1 Discussion état de l'art

Notre revue de l'état de l'art a permis de mettre en évidence un regain d'intérêt ces dernières années pour les systèmes d'IRM à bas champ comme le montre la Figure 37. L'un de nos résultats les plus marquant est le rejet du paradigme, ou plutôt de la croyance que le seul paramètre influençant le SNR est l'amplitude de B_0 . Cependant, nous avons pu voir que les technologies développées ces dernières années, notamment en termes de systèmes électroniques et d'intelligence artificielle, sont d'autres facteurs importants influençant le SNR et la qualité d'image de manière globale. Ainsi, le SNR n'est que la résultante de multiples facteurs et non juste de l'amplitude du champ magnétique.

Figure 37. Nombre d'article par année sur le moteur de recherche PubMed avec les mots clefs Low field MRI, la chute sur l'année 2022 n'est pas significative du fait que nous sommes en milieu d'année



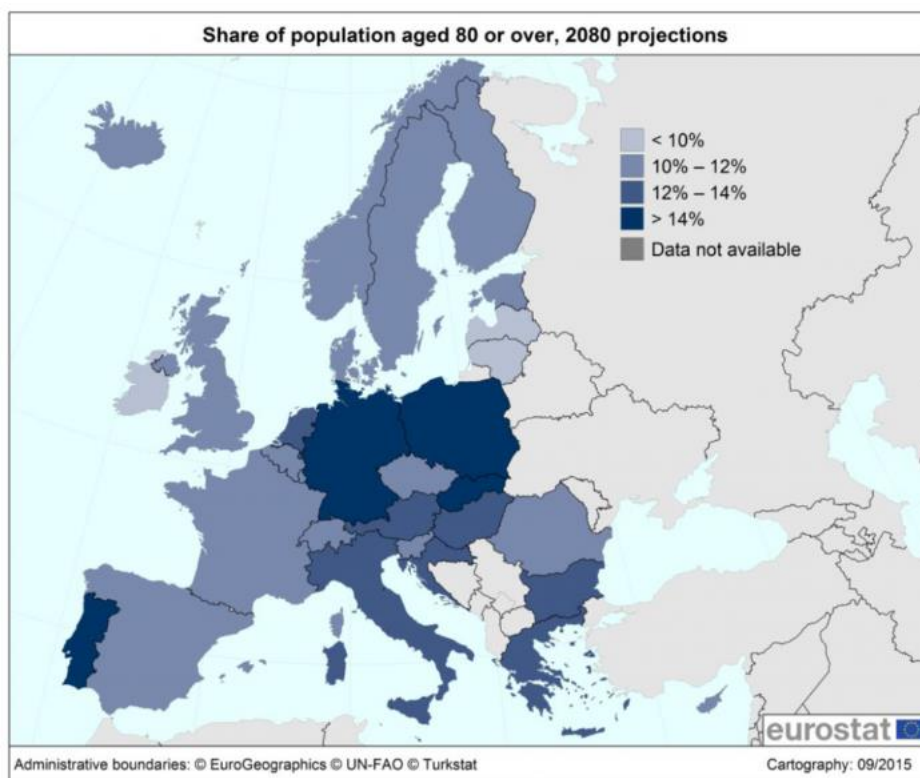
Nos multiples lectures nous ont permis d'aboutir à la conclusion que la construction d'IRM portable reposait sur la constitution d'aimants permanents. En effet, les contraintes de refroidissement et d'approvisionnement électrique des autres types d'aimants ne sont pas compatibles avec des concepts de mobilité. Les aimants permanents sont actuellement les meilleurs candidats mais présentent certains défauts, comme des amplitudes de champs plus basses ou des inhomogénéités de champ plus importantes. Ces contraintes pouvant être solutionnées avec des méthodes de reconstructions d'image différentes de la conventionnelle transformée de Fourier.

Nos recherches nous ont permis d'aboutir à certaines conclusions, comme le potentiel apport d'IRM portables à bas champ en clinique de par leur rapidité d'accès et leur facilité d'utilisation. Comme présenté dans nos résultats (chapitre 5.1) nous avons identifié des pathologies présentant des particularités anatomo-physiopathologiques propice au diagnostic à bas champ. Il est important de souligner que les recherches sont encore en cours et que la cohorte de résultats est encore maigre pour tirer des conclusions définitives.

La diminution des artéfacts de susceptibilité magnétique est un avantage certains, qui pourrait dans le futur être encore plus important. En effet, le vieillissement de la population dans les pays occidentaux est souvent corrélé avec l'augmentation du nombre de personnes porteuses de prothèses ou d'implants comme le démontre la Figure 38. Ainsi, la demande d'examen

d'IRM permettant de générer des images de qualité avec des artefacts amoindris pourrait devenir un véritable besoin de plus en plus exprimé à l'avenir.

Figure 38. Carte de l'estimation du pourcentage d'habitant par pays de l'Europe âgé de plus de 80 ans.

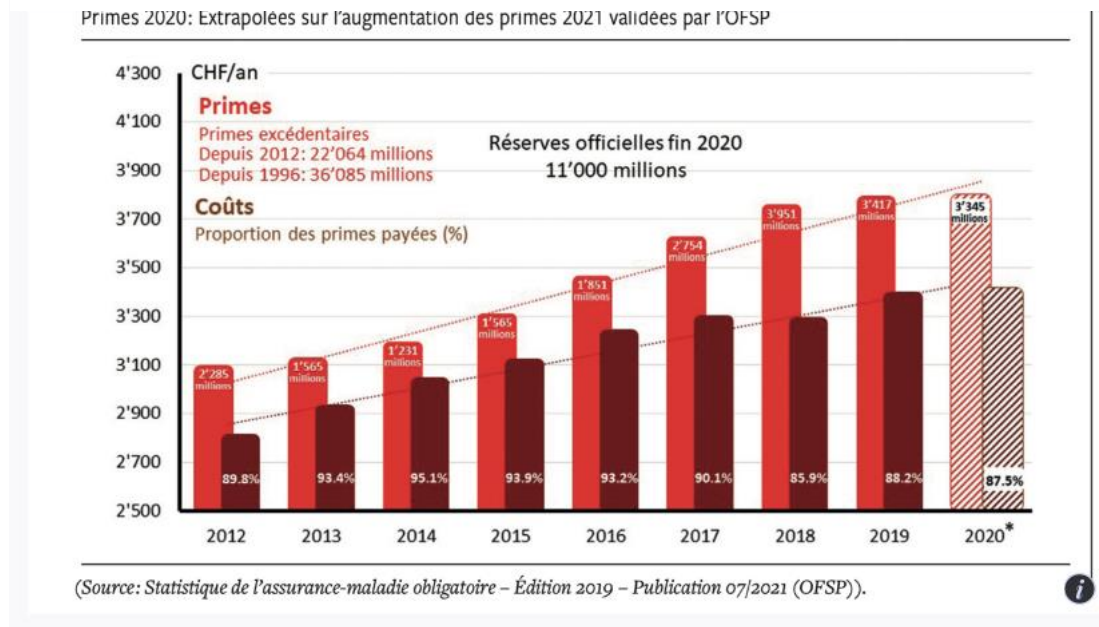


Tiré de : <https://www.silvereco.fr/vieillissement-la-france-parmi-les-pays-europeens-qui-comptent-le-plus-doctogenaires/3151087>

L'absence de certaines séquences ne représente pas un obstacle à la démocratisation d'IRM bas champ, comme nous l'avons précédemment évoqué, l'objectif n'est pas de remplacer les IRM conventionnelle mais plutôt d'avoir un nouvel outil. En l'occurrence ne pas disposer d'une séquence de spectroscopie n'est pas un grand mal car ce type de séquence n'est pas d'un grand intérêt dans des situation d'urgence. L'absence de T2* est pour le moment le plus gros inconvénient que nous avons pu identifier. De par sa capacité à mettre en évidence un saignement, cette séquence est particulièrement indiquée pour les examens d'urgences telles les suspicions d'hémorragie.

Les coûts de la santé sont en quasi constante augmentation en Suisse impactant ainsi les primes d'assurance maladie comme le démontre la Figure 39. Une réduction des coûts sera potentiellement un enjeu majeur du système de santé suisse. Ainsi, l'utilisation d'appareils IRM moins chères et avec des coûts d'exploitation drastiquement inférieur à ceux des IRM conventionnelles serait extrêmement attractif.

Figure 39. Augmentation des primes d'assurances maladie par années.



Tiré de : <https://www.heidi.news/sante-alimentation/de-nouvelles-hausses-de-primes-en-2022-seraient-choquantes>

Quant aux pays en voie de développement, qui sont actuellement la cible commerciale de ces nouveaux appareils, ils pourraient profiter d'accroître l'accessibilité à l'IRM en respectant de nombreuses contraintes, coût, place à disposition, formation du personnel, alimentation des machines ainsi qu'acheminement des machines.

L'IRM portable à bas champ connaît un intérêt certain, mais il est difficile d'affirmer l'impact futur que ces appareils pourraient avoir dans le système de santé suisse ou dans ceux de pays en voie de développement dû au manque d'études sur le terrain.

6.2 Discussion questionnaire en ligne

Le questionnaire en ligne nous a permis d'avoir une idée générale des avis et connaissances des radiologues et TRM sur les IRM bas champ en Suisse romande.

Si on analyse les question 1 et 2 pour commencer, qui étaient de savoir s'ils avaient déjà entendu parler d'IRM bas champs dans leur pratique et s'ils s'étaient déjà documentés sur le sujet, on observe que plus de la moitié, 59.3 % avaient déjà eu vent de l'existence de ces dispositifs mais que seulement 25% d'entre eux se seraient documenté sur le sujet.

Parmi ces réponses on observe que les radiologues se sont plus documentés en moyenne que les TRM. Ces résultats aux questions 1 et 2 démontrent le manque d'intérêt concernant les IRM bas champs mais démontre par la même occasion que la majorité de la communauté radiologique a connaissance de leur existence.

Les questions 4 à 6 qui traitaient de la qualité diagnostique des images, on mit en évidence que plusieurs TRM et radiologues jugent les images produites à bas champ de qualités

médiocres. Cependant, on note certaines réponses intéressantes concernant l'IRM à bas champ comme par exemple, un TRM qui dit « Tout dépend de ce qu'on cherche, mais on peut y voir des indications suffisantes. » ou bien un autre qui dit « Cela dépend de la clinique. Que veut-elle mettre en évidence ? ». De même, du côté radiologue on retrouve des réponses telle que « Suffisante pour les pathologies d'urgences. ». On note donc que malgré les avis négatifs sur la qualité des images produites, certains imaginent une possible application dans un cadre clinique spécifique. Ensuite, la grande majorité, 61.1 % des répondants pensent que la qualité de l'image dépend du champ magnétique utilisé et que l'amplitude minimum pour obtenir des images diagnostiques serait 1T. Dans ces réponses, on retrouve alors ces standards radiologiques qui tendent vers les hauts champs magnétiques et s'éloignent des amplitudes de champ plus faibles.

Les réponses à la question 7 sont très intéressantes car elles démontrent à nouveau que l'IRM bas champ doit être utilisée dans un certain contexte clinique précis pour réellement prouver son utilité. En effet à cette question, les différents radiologues et TRM ont affirmé qu'ils voyaient plus d'utilité pour cette IRM dans les services d'urgences (53.7%), dans les installations sanitaires d'urgences (55.6%) ou encore les régions défavorisées (64.8%). La question 7 et 4 illustrent bien que certains professionnels aient déjà une idée de la façon dont ces IRM pourraient être utilisées et mettent en avant l'aspect mobile et moins onéreux de ces systèmes à bas champ.

Quant à la question 8, plus de 80% des professionnels ne verraient pas d'utilisation dans leur pratique, ce qui démontre bien que le marché suisse pour les IRM bas champ reste relativement fermé et que les applications pour ces IRM seraient dans d'autres contextes étant donné la facilité d'accès à des IRM conventionnelles en Suisse.

Pour les questions 12 et 13 qui traitaient des désavantages et avantages à l'utilisation des IRM bas champ, on note que pour les désavantages, beaucoup font ressortir le manque de qualité d'images ou encore les risques d'erreurs de diagnostics ainsi que l'augmentation de la durée des examens. Ces inconvénients représentent les plus grands problèmes de l'IRM bas champ. Pour les avantages, beaucoup mentionnent les faibles coûts d'achat, les débrouillages pour le diagnostic en urgence, la mobilité et la sécurité. Un TRM mentionne, « une machine dédiée pour un type de patient. ». Il en ressort que malgré les désavantages présents, il y a eu beaucoup de retours convergents vers les mêmes avantages. Cela prouve que l'IRM bas champ pourrait contrer sa plus faible qualité d'image par ses nombreuses ressources.

En ce qui concerne les questions 14 et 15 sur les pathologies, 64% des répondants pensent qu'il existe certaines pathologies spécifiques identifiables à bas champ magnétique. Beaucoup des pathologies mentionnées dans la question 15 faisaient références aux AVC et aux pathologies volumineuses en général. Aucune des réponses ne mentionnaient l'hydrocéphalie ou encore la malaria qui sont des pathologies qui touchent que très rarement les pays occidentaux. Etant donné que l'on retrouve plus ces pathologies en Afrique et les pays ayant moins d'accès aux soins, on peut en déduire l'application clinique de ces IRM est plus intéressante dans ces régions du monde.

Ensuite, 40.7 % des répondants sont moyennement d'accord d'inclure la formation sur IRM bas champ dans les cursus de formation des radiologues. Les avis étant partagés parmi les radiologues. Cependant, la majorité (46.3 %) serait intéressé à se former sur l'usage des bas champs. Ces résultats sont assez contradictoires, d'une part une minorité serait intéressé à la formation de la lecture des images bas champ et d'une autre part une majorité serait en faveur à la formation de l'utilisation de la machine. Cela fait ressortir la peur de l'erreur diagnostique liée aux images de qualité plus faible et met en avant la responsabilité des radiologues par rapport au diagnostic.

Pour conclure, la question 19 met en évidence qu'environ seulement 30% des participants voient une possible démocratisation des IRM bas champ en Suisse. Cela illustre à nouveau que la Suisse n'est pas le site géographique pour faire ressortir les avantages de l'utilisation de ces dispositifs d'imagerie à bas champ magnétique.

6.3 Discussion des entretiens

En prémices de nos entretiens semi-dirigés nous avons pour objectif d'aborder ces différents sujets :

- Leur connaissance d'IRM bas champ
- La qualité d'image nécessaire pour diagnostiquer les pathologies cérébrales
- La qualité des images cérébrales faites avec Hyperfine Swoop
- Les séquences réalisables avec Hyperfine Swoop
- La prise en charge des patients dans les soins intensifs / contexte d'urgence
- Les avantages et les obstacles de la démocratisation d'une IRM portable à bas champ pour l'investigation cérébrale
- Confiance diagnostic sur une imagerie de moins bonne qualité telle que celle proposé par Hyperfine Swoop (responsabilité diagnostique)

Nos entretiens nous ont permis de mettre en évidence certains obstacles et sujets de réflexion liés à l'IRM portable bas champ pour l'investigation cérébrale. Ci-dessous figurent les points que nous allons analyser d'abord en lien avec les entretiens semi-dirigés et par la suite en lien avec le questionnaire en ligne.

1. Sensibilité de détection des pathologies cérébrales à bas champ
2. Absence T2*
3. Exigences de l'hôpital cantonal et du secteur privé
4. Danger de la démocratisation de l'IRM portable / bas champ
5. Place de l'IRM portable dans des contexte d'urgence face au CT pour la région cérébrale
6. Connaissance et intérêt pour l'IRM à bas champ

1. Sensibilité de détection des pathologies cérébrales à bas champ

Une des premières questions que nous nous sommes posés lors de l'écriture de notre travail de bachelor a été de savoir si le passage d'une amplitude de champ magnétique de 1.5 T à 3 T permettait de visualiser plus de pathologies au niveau cérébrale et si inversement, le fait de diminuer l'amplitude du champ magnétique pouvait rendre des pathologies peu visibles aux radiologues.

Nous avons donc interrogé les différents radiologues et TRM sur le sujet et pour la grande majorité d'entre eux, l'augmentation du champ permet une augmentation de la sensibilité de détections des lésions cérébrales. D'après eux, la 3 T serait meilleure pour les microlésions, comme les petits anévrysmes, les anomalies de la substance grise, les lésions axonales diffuses ou encore les petites lésions démyélinisantes de la substance blanche et la sclérose en plaques. Le terme « sensibilité » est récurrent dans les différents entretiens, autant avec les radiologues que les TRM car d'après eux, il est surtout question d'augmenter la sensibilité de détection plutôt que de pathologies visibles ou non visibles en fonction de l'amplitude du champ magnétique.

D'après les extraits du TRM 1, on note qu'aux HUG, l'ensemble de protocoles cérébraux sont effectué sur une 3 T et que d'après lui, pour l'imagerie cérébrale, la 3 T est indispensable pour ne pas manquer de potentielles pathologies. Ce qui démontre que le standard pour l'imagerie cérébrales est l'IRM 3 T et la sensibilité qui l'accompagne.

Un autre extrait du Radiologue 2 fait ressortir aussi le confort de lecture pour le radiologue. En effet, aujourd'hui, la 3T est devenu le standard en Suisse. Il est difficile pour les radiologues de rétrograder en termes de qualité d'image pour poser des diagnostics. Cependant, le Radiologue 2 parle principalement de sensibilité, ce qui fait écho avec les autres intervenants. Aucun d'entre eux ne parle clairement d'une pathologie invisible sur une 1.5 T et visible sur une 3 T mais mentionnent tous une augmentation de la sensibilité et de la qualité de l'image en général mettant la pathologie plus en évidence.

D'après le Radiologue 1, il y aurait toujours une manifestation sur l'image mais qu'en augmentant le champ, la qualité générale de l'image ne serait que meilleur. Cela démontre que le diagnostic cérébral sur une 1.5 T est possible et a été le quotidien des radiologues avant l'arrivée de la 3 T. Il mentionne également, « on parle de champ adapté à une pathologie » ce qui image bien qu'aujourd'hui, en souhaitant maximiser la détection de petites lésions cérébrales, la 3 T est le gold standard.

Pour résumé, l'ensemble des entretiens a fait ressortir que le passage d'une imagerie 1.5 T à un champ magnétique encore plus haut tel que 3 T permet de mieux voir les lésions cérébrales et apporte un certain confort au lecteur. Cependant, l'extrait du Radiologue 1 "voir quelque chose versus ne pas voir, je n'ai pas d'exemple », démontre bien que les pathologies sont visibles sur une 1.5 T mais sont moins évidentes à diagnostiquer.

2. Absence T2*

On a pu remarquer à travers nos entretiens que l'absence de T2* est un frein à l'émergence d'une technologie à bas champ, spécifiquement pour les acquisitions cérébrales. En effet, ces séquences en écho de gradient sont particulièrement sensibles pour la détection de saignements. Nous avons pu voir des réactions assez contrastées par rapport à l'absence de T2* sur les systèmes Hyperfine Swoop. La discussion avec les radiologues 3 + 4 a abouti à des propos plus modérés démontrant qu'avec des séquences de diffusion et des images pondérées en T1 et T2, un diagnostic différentiel était tout à fait faisable. En somme, l'absence d'image pondérée en T2* constitue un frein selon les attentes de suspicion d'hémorragie mais n'est pas un obstacle rendant la machine dépourvue d'intérêt. Cependant, si nous avons l'ambition qu'il permette davantage que du diagnostic différentiel, cela représente en effet une contrainte. Néanmoins, si le système est perçu comme un outil de tri au sein des services d'urgence par exemple, son utilité est soutenue. Les autres réactions ont été catégorique, l'absence de T2* étant rédhibitoire comme l'explique le TRM 2 qui juge la séquence comme primordiale dans la prise en charge pour les examens d'IRM cérébral.

En conclusion, on peut voir que les séquences écho de gradient sont des piliers de l'analyse de troubles vasculaires et s'en affranchir dans le cas d'analyse de trauma crânien est un inconvénient non négligeable. Cependant, dans le cadre d'un diagnostic différentiel, il serait acceptable de se limiter à ce que peut offrir la machine selon le contexte clinique. La possibilité de développement de séquences hybrides qui permettraient de suppléer l'absence de cette séquence serait indiscutablement une avancée pour la démocratisation d'Hyperfine Swoop.

3. Exigences de l'hôpital cantonal et du secteur privé

On a pu remarquer à travers nos entretiens qu'à Genève le nombre d'IRM 3T est si conséquent qu'elle est la machine de référence pour toute indication cérébrale. Elle permet une meilleure résolution spatiale et offre un meilleur SNR. Par conséquent, l'idée d'utiliser une imagerie moins performante telle que l'Hyperfine Swoop, bien que seulement pour poser un diagnostic différentiel était mal accueillie par les deux TRM. Ces derniers mettent en avant l'exigence des radiologues à avoir des images de haute qualité. En effet, à Genève, la possibilité d'avoir des images faites avec une 3T est facilement atteignable même pour un patient dans les soins intensifs. Il est donc difficile pour les TRM des HUG d'entrevoir une place pour l'Hyperfine Swoop dans leur établissement car pour cela il faudrait qu'il y ait un besoin ; or, ce n'est pas le cas comme l'a expliqué le TRM 1 concernant la grande disponibilité des IRM pour accueillir les patients des soins intensifs.

Pour les autres patients, par exemple les patients des urgences, où une IRM portable pourrait permettre de faire du triage, le TRM 2 met en avant l'exigence de l'imagerie de haute qualité par les radiologues au vu de l'installation d'une IRM 3T dans le service d'urgence prochainement. Ainsi, nous voyons qu'à l'hôpital cantonal l'IRM haut champ reste un « gold standard » à privilégier lors d'indication cérébrale quel que soit le contexte.

Cependant, lors des entretiens avec les radiologues, ceux-ci n'étaient pas aussi catégoriques quant à l'insertion d'une IRM portable à bas champ pour l'investigation cérébrale dans les départements de radiologie diagnostique en Suisse. Après leur avoir montré des images obtenues avec l'Hyperfine Swoop, les radiologues ont continué à démontrer un intérêt et à imaginer des possibilités d'utilisation. Ils ont tous souligné néanmoins que pour l'instant, il n'y

avait pas de nécessité d'une démocratisation de ce genre de machine dans notre pays. Cependant, l'intérêt serait grand dans les régions du monde ayant un faible nombre d'IRM par habitant.

Les Radiologues 3 et 4 ont notamment mis l'accent sur l'aspect concurrentiel de l'imagerie à Genève. L'intérêt est d'offrir la meilleure prise en charge possible en termes de qualité d'image diagnostique afin d'avoir le maximum de patients envoyés dans leur centre. Proposer à un centre privé une IRM portable offrant une imagerie de moins bonne qualité qui prend plus de temps n'est donc pas une réalité concevable et cela même pour un diagnostic différentiel. Ainsi, on remarque un marché très concurrentiel qui ne voudrait pas risquer de passer à côté d'une potentielle pathologie alors qu'ils ont suffisamment de moyens financiers pour offrir de l'imagerie de haute qualité.

Dans cette même idée, le radiologue 1, travaillant dans le milieu public, reste plus ouvert à la démocratisation d'une telle machine bien que cela comporte des risques qui doivent être réglementés et acceptés par le corps médical et l'établissement. La démocratisation d'une IRM bas champ en clinique devrait ainsi être accompagnée d'une protection juridique du radiologue afin qu'il soit protégé en cas de diagnostic faussé dû à la qualité d'image.

En se penchant maintenant sur l'avis à plus grande échelle fourni par le questionnaire en ligne sur ce sujet, on remarque cette même tendance.

A la question 6, une majorité des participants (64,4%) estiment qu'en dessous de 1 T, il n'est possible d'acquérir des images de qualités diagnostiques. Cela confirme notre hypothèse que les radiologues et TRM ont une vision très liée à l'amplitude du champ magnétique quant à la qualité diagnostique des images.

A la question 12, la majorité des interrogés ont mis en avant la qualité d'image offerte par Hyperfine Swoop jugée comme « médiocre », « floue » et « mauvaise qualité diagnostic ». Elle ne serait ainsi pas adéquate pour les exigences de soins que nous avons en clinique.

A la question 13, certains avantages sont soulignés tels que le faible coût de la machine, la sécurité, l'accessibilité, et la possibilité de faire du « débrouillage rapide en cas de grosses lésions ». Cette question a permis de mettre en lumière que les professionnels travaillant en radiologie voient pour la plupart un intérêt à l'utilisation d'IRM portable.

De façon général, on remarque à travers le questionnaire en ligne et les entretiens qu'une IRM portable à bas champ n'a pas sa place dans le marché actuel suisse du fait de l'exigence diagnostique de notre système de santé. On remarque aussi que la grande quantité d'IRM 1.5T ou 3T sur notre territoire justifie le manque d'intérêt à démocratiser une IRM bas champ. Par conséquent, pour l'instant, Hyperfine Swoop doit encore proposer des images de meilleures qualités afin de soulever un intérêt pour son utilisation dans les soins intensifs ou les services d'urgences.

4. Danger de la démocratisation de l'IRM portable / bas champ

Ces entretiens ont permis de mettre en évidence un aspect auquel nous n'avions pas pensé, les potentiels dangers liés à la démocratisation de l'imagerie à bas champs magnétique.

Les propos du Radiologue 2 font ressortir ses craintes concernant un accès trop « facile » à l'imagerie par résonance magnétique. D'après lui, les médecins cliniciens qui suivraient des formations seraient très bons voir meilleurs que certains radiologues pour diagnostiquer des pathologies de leur domaine d'expertise. Par exemple, les neurologues pour l'étude de la sclérose en plaque, etc. En d'autres termes, le danger pour lui serait de perdre du travail et d'avoir moins de prescripteurs étant donné que les médecins cliniciens seraient capables d'effectuer des diagnostics radiologiques à l'aide d'IRM portable directement accessible dans leur cabinet.

Un autre extrait des Radiologues 3 et 4 fait ressortir un autre type de danger qui serait plutôt lié à des erreurs de diagnostic. En effet, ils parlent d'une IRM 0.5T qui serait utilisée en ambulatoire, étant donné que les images effectuées ne sont pas suffisantes, des bilans complémentaires doivent être effectués régulièrement sur des IRM conventionnelles. Cela, engendre des coûts supplémentaires pour le patient et des diagnostics incertains. En d'autres termes, il y a potentiellement un danger lorsque les IRM bas champs ne sont pas utilisés dans le bon contexte clinique. En effet, comme vu dans le cadre théorique, le grand avantage de l'IRM bas champ seraient plutôt dans un cadre d'urgence pour diagnostiquer certaines pathologies ayant été identifiées comme visibles à bas champ magnétique ou encore pour pouvoir offrir l'imagerie RM aux régions du monde n'ayant pas d'accès rapide à une imagerie radiologique. En d'autres termes, il n'y a pas de raisons d'effectuer un examen IRM sur un appareil bas champ lorsque l'on peut avoir accès à une imagerie de qualité supérieure dans les mêmes délais et au même prix.

5. Place de l'IRM portable dans des contexte d'urgence face au CT pour la région cérébrale

Au début de nos recherches, nous ne pensions pas mettre en dualité l'Hyperfine Swoop avec le CT mais progressivement nous avons perçu la possibilité que les systèmes à bas champ puissent être en compétition avec le scanner pour diagnostiquer certaines pathologies. Néanmoins, nous n'avions pas décidé d'en faire un des axes principaux de nos recherches. Au cours de nos entretiens, nous avons constaté que la question avait un intérêt certain. L'une des spécificités de l'IRM est la possibilité d'acquérir des séquences de diffusion, « la seule info qui est vraiment top au niveau cérébral c'est la diffusion que t'as pas (au scanner) ». Dans les situations d'urgence, le scanner reste une modalité de référence mais pour certaines pathologies, la sensibilité de l'IRM est plus élevée et évite une irradiation aux rayons X. Durant notre dernier entretien, nous avons pu constater l'intérêt des radiologues à l'usage de système à bas champ dans des situations d'urgence notamment pour les AVC qui seraient plus visible avec une IRM à bas champ qu'avec un scanner.

Concrètement, aux vues de nos données l'apport le plus intéressant de l'Hyperfine serait la séquence de diffusion obtenue.

Malgré l'enthousiasme il est essentiel de souligner leur crainte d'un manque de sensibilité du système dans la détection d'AVC de petit diamètre. La possibilité de pouvoir déplacer la machine est assurément un grand avantage qui pourrait concurrencer le scanner dans certains contextes cliniques.

6. Connaissance et intérêt pour l'IRM à bas champ

Un des freins à la démocratisation de ces machines est le fait qu'elles soient peu nombreuses et qu'elles n'aient pas encore beaucoup de reconnaissance en radiologie médicale. A travers nos entretiens, nous avons pu remarquer que les termes « IRM bas champ » et « IRM portable » ne leur étaient pas inconnu pour la plupart mais que pour la majorité cela était plus anecdotique qu'une réalité de terrain dans un futur proche. Nous avons mis en évidence le manque de présentation sur le sujet lors des congrès mais avons noté cependant l'émergence d'un bref intérêt lors de discussions occasionnels entre collègues. Un des radiologues spécialisés en neurodiagnostic avait connaissance d'un article sur l'Hyperfine Swoop et avait jugé cette machine comme ayant un intérêt pour les patients intubés et pouvait entrevoir une possible utilisation dans le bloc opératoire. Cependant, il rejette l'idée d'une utilisation en radiodiagnostic dû à la mauvaise qualité d'image. Cela démontre que l'IRM portable pourrait acquérir néanmoins une place dans le système de santé actuel dans des contextes très particuliers.

Grâce au questionnaire en ligne, nous avons pu remarquer que 22 participants (40,7%) au sondage n'avaient jamais entendu parler d'IRM portable dans leur pratique. Plusieurs hypothèses peuvent être émises face à ce nombre. Ceci pourrait s'expliquer par le fait que ces TRM et radiologues ne se soient pas mise à jour face aux dernières innovations en la matière ou bien encore que ce sujet soit rarement abordé dans les revues spécialisées ou lors des congrès de radiologie. Dans cette même idée, nous avons pu remarquer que les discussions autour des IRM 7T prennent de plus en plus de place ces dernières années, ce qui peut avoir pour conséquence d'éclipser les discussions autour du bas champ.

Parmi les 32 participants qui ont entendu parler des IRM portables, seuls 14 ce sont documentés sur le sujet. Ce nombre démontre que ce sujet ne suscite qu'un intérêt léger mais que l'intérêt est cependant bien présent. Le manque d'une perspective d'utilisation dans leur pratique peut être une cause probable d'un manque d'intérêt pour le sujet des autres professionnels.

7. Conclusion

En conclusion, ce travail nous a permis de mettre en évidence les différents avantages et inconvénients des IRM à bas champ et de mieux visualiser la place que ces IRM pourraient avoir dans le système de santé suisse dans un futur proche.

En s'intéressant davantage à l'Hyperfine Swoop, nous avons pu constater que les attentes des radiologues et TRM afin de démocratiser l'utilisation de ce type d'IRM en Suisse ne sont pas pleinement atteintes. En effet, la moins bonne qualité d'image notamment en termes de SNR et résolution spatiale ainsi que l'absence de séquence pondérée en T2* a été fortement critiquée. Néanmoins, en se limitant à un diagnostic différentiel dans des contextes bien précis, leur utilisation était plus acceptée par les radiologues. Le questionnaire en ligne ainsi que les entretiens ont mis en avant un possible intérêt dans des contextes cliniques spécifiques comme dans le service d'urgence ou les soins intensifs. Une IRM portable permet d'offrir des informations radiologiques que le scanner ne peut pas et cela sans nécessité de déplacer le patient dans le service de radiologie. Ainsi, il pourrait exister une concurrence entre ces deux modalités d'imagerie lors de la prise en charge de patients des soins intensifs.

Comme nous l'avons souligné à plusieurs reprises dans ce travail, en Suisse, il n'existe pas de besoin d'IRM pour des diagnostics différentiels dû à la grande disponibilité d'IRM conventionnelles. Ainsi, sans ce besoin, il n'y a pas d'intérêt pour l'offre. Néanmoins, si les IRM portables optimisent leur qualité d'image et parviennent à l'obtention de séquences pondérées en T2*, cela pourrait changer les perspectives de démocratisation en Suisse. Il a été vu lors du questionnaire et lors des entretiens que ces IRM auraient cependant un intérêt conséquent à être démocratisée dans les pays et régions du monde ayant un faible nombre d'IRM à moyen ou haut champ.

Afin de compléter notre travail, il serait intéressant d'élargir le champ de recherche de façon à ce que le questionnaire en ligne puisse cibler des pays ayant moins accès à des IRM conventionnelles que la Suisse. Il serait intéressant, par la même occasion, d'approfondir sur les aspects économiques de ces IRM portables et de faire des entretiens semi-dirigés avec des professionnels exerçant dans les services de radiologie diagnostic de ces mêmes pays. Cela permettrait de confirmer s'il existe réellement un intérêt auprès de ces pays à acquérir des IRM à bas champ ou si nos hypothèses sont biaisées dû au fait que nous ne connaissons pas suffisamment leurs souhaits en termes de machines radiologiques et les obstacles de leurs systèmes de santé.

8. Bibliographie

Anatomie en coupe du cerveau—EAnatomy. (s. d.). IMAIOS. Consulté 6 juin 2022, à l'adresse

<https://www.imaios.com/fr/e-Anatomy/Cerveau/Cerveau-IRM-en-coupes-axiales>

Benahmed, N., Aliane, K., & Benabdallah, N. (2012). *Analyse numérique des résonateurs BCR, STR et SER inhomogènes. Application à la conception de sondes IRM.*

<https://doi.org/10.13140/2.1.4636.4969>

Bhat, S. S., Fernandes, T. T., Poojar, P., Silva Ferreira, M., Rao, P. C., Hanumantharaju, M. C., Ogbole, G., Nunes, R. G., & Geethanath, S. (2021). Low-Field MRI of Stroke : Challenges and Opportunities. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 54(2), 372-390.

<https://doi.org/10.1002/jmri.27324>

Breit, H.-C. (s. d.). Improving the Assessment of the Postoperative Spine with 0.55T MRI: A Case Report. *Musculoskeletal Imaging*, 4.

Brekenfeld, C., Foert, E., Hundt, W., Kenn, W., Lodeann, K.-P., & Gehl, H.-B. (2001).

Enhancement of Cerebral Diseases : How Much Contrast Agent Is Enough?: Comparison of 0.1, 0.2, and 0.3 mmol/kg Gadoteridol at 0.2 T with 0.1 mmol/kg Gadoteridol at 1.5 T.

Investigative Radiology, 36(5), 266-275. <https://doi.org/10.1097/00004424-200105000-00004>

Campus de Neurochirurgie. (2009). *Hydrocéphalie de l'enfant*. 15.

CDC. (2019, octobre 7). *What Noises Cause Hearing Loss?*

https://www.cdc.gov/nceh/hearing_loss/what_noises_cause_hearing_loss.html

CNFS. (2022). *Hydrocéphalie*. <https://cnfs.ca/pathologies/hydrocephalie>

Coffey, A. M., Truong, M. L., & Chekmenev, E. Y. (2013). Low-field MRI can be more sensitive than high-field MRI. *Journal of Magnetic Resonance*, 237, 169-174.

<https://doi.org/10.1016/j.jmr.2013.10.013>

Combien les appareils électroménagers consomment-ils ? (s. d.). Energuidé. Consulté 16 mars 2022, à l'adresse <https://www.energuide.be/fr/questions-reponses/combien-les-appareils-electromenagers-consomment-ils/71/>

Cooley, C. Z., McDaniel, P. C., Stockmann, J. P., Srinivas, S. A., Cauley, S. F., Śliwiak, M., Sappo, C. R., Vaughn, C. F., Guerin, B., Rosen, M. S., Lev, M. H., & Wald, L. L. (2021). A portable scanner for magnetic resonance imaging of the brain. *Nature Biomedical Engineering*, 5(3), 229-239. <https://doi.org/10.1038/s41551-020-00641-5>

Curiosité magnétique : Le réseau de Halbach. (s. d.). Auris. Consulté 9 mars 2022, à l'adresse <https://www.aurismagnetic.com/fr/content/43-curiosite-magnetique-le-reseau-de-halbach>

Debuire, P., Valdenaire, S., Ailleres, N., Prunaretty, J., Simeon, S., Riou, O., Azria, D., & Fenoglietto, P. (s. d.). *Évaluation de la qualité d'imagerie d'une IRM à bas champ couplé à un accélérateur linéaire.* 1.

Deoni, S. C. L., Bruchhage, M. M. K., Beauchemin, J., Volpe, A., D'Sa, V., Huentelman, M., & Williams, S. C. R. (2021). Accessible pediatric neuroimaging using a low field strength MRI scanner. *NeuroImage*, 238, 118273. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2021.118273>

Dewan, M. C., Rattani, A., Mekary, R., Glancz, L. J., Yunusa, I., Baticulon, R. E., Fieggen, G., Wellons, J. C., Park, K. B., & Warf, B. C. (2019). Global hydrocephalus epidemiology and incidence : Systematic review and meta-analysis. *Journal of Neurosurgery*, 130(4), 1065-1079. <https://doi.org/10.3171/2017.10.JNS17439>

Diehl, J. C., van Doesum, F., Bakker, M., van Gijzen, M., O'Reilly, T., Muhumuza, I., Obungoloch, J., & Kabachelor, E. M. (2020). The embodiment of low-field MRI for the diagnosis of infant hydrocephalus in Uganda. *2020 IEEE Global Humanitarian Technology Conference (GHTC)*, 1-8. <https://doi.org/10.1109/GHTC46280.2020.9342879>

Dumot, C. (2020). 2.2.1 *Le diagnostic d'hémorragie sous arachnoïdienne—Campus de Neurochirurgie.* <https://neuro-dev.unilim.fr/spip.php?article1417>

Gagnon, L. (s. d.-a). *Study confirms viability of low-field MRI for ICH.* 2.

Gagnon, L. (s. d.-b). *Will very-low-field magnets take MRI back to the future?* 3.

- GE Healthcare. (2018). <https://www.gehealthcare.com/article/breaking-the-mri-sound-barrier>
- Geethanath, S., & Vaughan, J. T. (2019). Accessible magnetic resonance imaging : A review. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 49(7), e65-e77. <https://doi.org/10.1002/jmri.26638>
- Gerhard Hildebrandt, Oliver Gautschi, & Jean-Yves Fournier. (2010, avril 21). *Hydrocéphalie à pression normale*. *Revue Medicale Suisse*. <https://www.revmed.ch/revue-medicale-suisse/2010/revue-medicale-suisse-245/hydrocephalie-a-pression-normale>
- Gima. (s. d.). Gima. Consulté 14 mars 2022, à l'adresse <https://www.angers-radiologie.fr/examen-radiologique/irm/>
- Gong, J., Huang, S. Y., Ren, Z. H., & Yu, W. (2019). Effects of Encoding Fields of Permanent Magnet Arrays on Image Quality in Low-Field Portable MRI Systems. *IEEE Access*, 7, 80310-80327. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2923118>
- Grevesse, T., Lantoine, J., Delhaye, G., Mohammed, D., Riaz, M., Versaevel, M., & Gabriele, S. (2016). Fragilité axonale lors de chocs traumatiques—Rôle des propriétés mécaniques des différents compartiments neuronaux. *médecine/sciences*, 32(2), 146-149. <https://doi.org/10.1051/medsci/20163202004>
- Harper, J. R., Cherukuri, V., O'Reilly, T., Yu, M., Mbabazi-Kabachelor, E., Mulando, R., Sheth, K. N., Webb, A. G., Warf, B. C., Kulkarni, A. V., Monga, V., & Schiff, S. J. (2021). Assessing the utility of low resolution brain imaging : Treatment of infant hydrocephalus. *NeuroImage: Clinical*, 32, 102896. <https://doi.org/10.1016/j.nicl.2021.102896>
- Heye, T., Knoerl, R., Wehrle, T., Mangold, D., Cerminara, A., Loser, M., Plumeyer, M., Degen, M., Lüthy, R., Brodbeck, D., & Merkle, E. (2020). The Energy Consumption of Radiology : Energy- and Cost-saving Opportunities for CT and MRI Operation. *Radiology*, 295(3), 593-605. <https://doi.org/10.1148/radiol.2020192084>
- Hori, M., Hagiwara, A., Goto, M., Wada, A., & Aoki, S. (2021). Low-Field Magnetic Resonance Imaging : Its History and Renaissance. *Investigative Radiology*, 56(11), 669-679. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000810>

- Hovis, G., Langdorf, M., Dang, E., & Chow, D. (2021). MRI at the Bedside : A Case Report Comparing Fixed and Portable Magnetic Resonance Imaging for Suspected Stroke. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.16904>
- Hyperfine – Swoop® Portable MR Imaging System™. (2021, décembre 7). *Madonna Raising Malawi x Hyperfine Partnership Launch*. <https://www.youtube.com/watch?v=7W9p7MqpCwY>
- Hyperfine Swoop® Portable MR imaging. (2021). *Hyperfine*. <https://hyperfine.io/clinical/>
- IMAIOS. (2022). *Artéfacts de susceptibilité magnétique et métalliques en IRM*. IMAIOS. <https://www.imaios.com/fr/e-Cours/e-MRI/qualite-image-artefacts/susceptibilite-magnetique>
- Info-radiologie.ch*. (s. d.). Consulté 14 mars 2022, à l'adresse <https://www.info-radiologie.ch/>
- info-radiologie.ch*. (2022). *Séquences utilisées en imagerie par résonance magnétique (IRM)*. https://www.info-radiologie.ch/sequence_irm.php
- Kastler, B., Vetter, D., Patay, Z., & Germain, P. (2018). *Comprendre l'IRM: Manuel d'auto-apprentissage*. Elsevier Masson.
- Klein, H.-M. (2016). *Clinical Low Field Strength Magnetic Resonance Imaging : A Practical Guide to Accessible MRI*. Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-319-16516-5_7
- Klein, H.-M. (2020). Low-Field Magnetic Resonance Imaging. *RöFo - Fortschritte Auf Dem Gebiet Der Röntgenstrahlen Und Der Bildgebenden Verfahren*, 192(06), 537-548. <https://doi.org/10.1055/a-1123-7944>
- Liu, Y., Leong, A. T. L., Zhao, Y., Xiao, L., Mak, H. K. F., Tsang, A. C. O., Lau, G. K. K., Leung, G. K. K., & Wu, E. X. (2021). A low-cost and shielding-free ultra-low-field brain MRI scanner. *Nature Communications*, 12(1), 7238. <https://doi.org/10.1038/s41467-021-27317-1>
- Marques, J. P., Simonis, F. F. J., & Webb, A. G. (2019). Low-field MRI : An MR physics perspective. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 49(6), 1528-1542. <https://doi.org/10.1002/jmri.26637>
- Matifoll, J.-A. P. (2017). *Diffuse axonal injury : CT and MRI typical findings*. *Eurorad - Brought to You by the ESR*. <https://www.eurorad.org/case/14466>

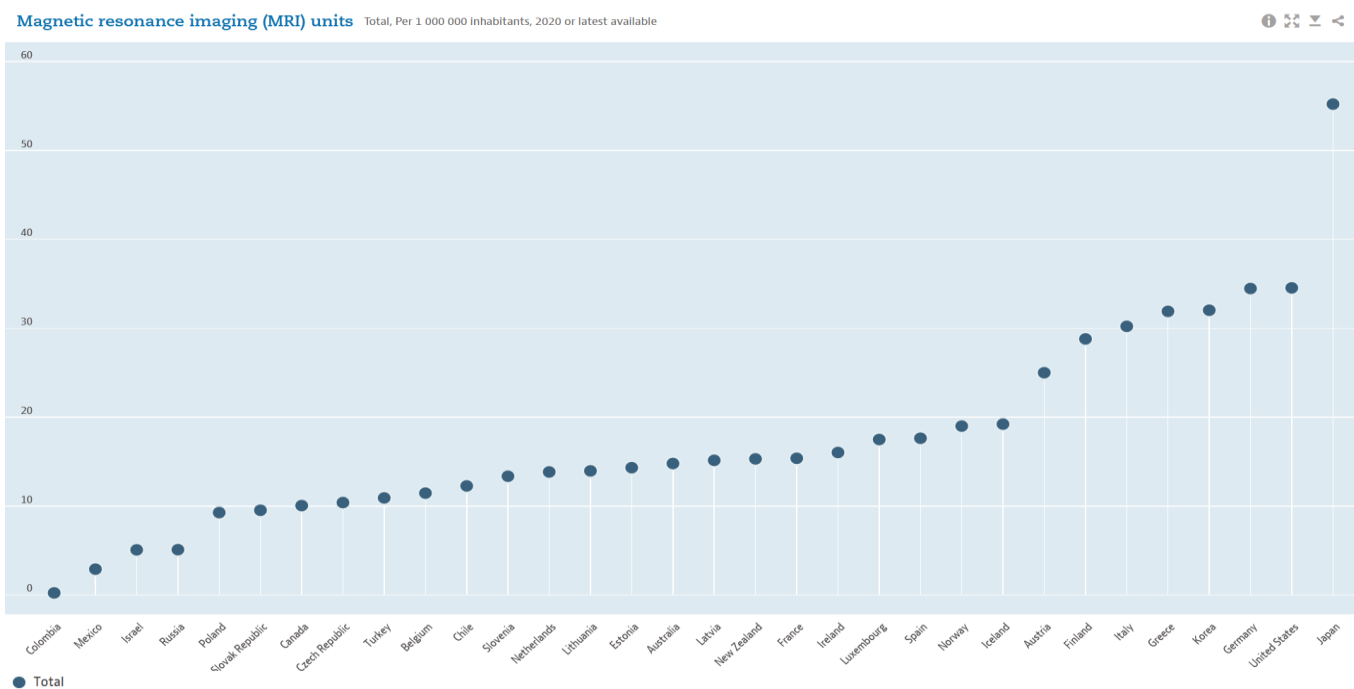
- Monoceros. (2022, juin 5). *Hydrocéphalie, valves et...* (<https://neurochirurgie-cedres.com/>)
[Text/html]. Neurochirurgie - SCP Neurochirurgiens; Neurochirurgie - SCP Neurochirurgiens.
<https://neurochirurgie-cedres.com/pathologies-traitees/hydrocephalie-valves-derivations>
- Mouvement de précession et fréquence de Larmor en IRM. (2022). IMAIOS.
<https://www.imaios.com/fr/e-Cours/e-MRI/RMN/precession>
- Nuclear Spin Magnet—Free Transparent PNG Clipart Images Download. (s. d.). Consulté 10 mars 2022, à l'adresse https://www.clipartmax.com/middle/m2H7Z5K9K9b1H7m2_nuclear-spin-magnet/
- Oddo, M., & Gasche, Y. (2009). Prise en charge du traumatisme crânio-cérébral sévère. *Revue Medicale Suisse*. <https://www.revmed.ch/revue-medicale-suisse/2009/revue-medicale-suisse-229/prise-en-charge-du-traumatisme-cranio-cerebral-severe>
- Ogbole, G. I., Adeyomoye, A. O., Badu-Peprah, A., Mensah, Y., & Nzeh, D. A. (2018). Survey of magnetic resonance imaging availability in West Africa. *Pan African Medical Journal*, 30.
<https://doi.org/10.11604/pamj.2018.30.240.14000>
- Oppenheim, C., Ducreux, D., Rodrigo, S., Hodel, J., Tourdias, T., Charbonneau, F., Pierrefitte, S., & Meder, J. F. (2007). Imagerie en tenseur de diffusion et tractographie de l'encéphale et de la moelle. *Journal de Radiologie*, 88(3), 510-520. [https://doi.org/10.1016/S0221-0363\(07\)89850-7](https://doi.org/10.1016/S0221-0363(07)89850-7)
- Özsarlak, Ö., Van Goethem, J. W., Maes, M., & Parizel, P. M. (2004). MR angiography of the intracranial vessels : Technical aspects and clinical applications. *Neuroradiology*, 46(12), 955-972. <https://doi.org/10.1007/s00234-004-1297-9>
- Parker, T., Limer, E., Watson, A. D., Defernez, M., Williamson, D., & Kemsley, E. K. (2014a). 60MHz 1H NMR spectroscopy for the analysis of edible oils. *TrAC Trends in Analytical Chemistry*, 57, 147-158. <https://doi.org/10.1016/j.trac.2014.02.006>
- Parker, T., Limer, E., Watson, A. D., Defernez, M., Williamson, D., & Kemsley, E. K. (2014b). 60MHz 1H NMR spectroscopy for the analysis of edible oils. *TrAC Trends in Analytical Chemistry*, 57, 147-158. <https://doi.org/10.1016/j.trac.2014.02.006>

- Pfeiffer, D. (2021). *The liquid gold of MRI* [Text]. Siemens Healthineers. <https://www.siemens-healthineers.com/perspectives/mso-helium-and-mri-technology>
- PLAN DES BANDES ET FREQUENCES RADIOAMATEURS. (s. d.). Consulté 7 mars 2022, à l'adresse <https://radio.pagesperso-orange.fr/FreqRA.htm#3500>
- Rossier, S., & Sa, P. (s. d.). *La présente étude a été élaborée pour le compte de SuisseEnergie. La responsabilité du contenu incombe exclusivement aux auteurs.* 46.
- Sahu, P. K., Hoffmann, A., Majhi, M., Pattnaik, R., Patterson, C., Mahanta, K. C., Mohanty, A. K., Mohanty, R. R., Joshi, S., Mohanty, A., Bage, J., Maharana, S., Seitz, A., Bendszus, M., Sullivan, S. A., Turnbull, I. W., Dondorp, A. M., Gupta, H., Pirpamer, L., ... Wassmer, S. C. (2021). Brain Magnetic Resonance Imaging Reveals Different Courses of Disease in Pediatric and Adult Cerebral Malaria. *Clinical Infectious Diseases*, 73(7), e2387-e2396. <https://doi.org/10.1093/cid/ciaa1647>
- Sanchari, S. D. (2018, octobre 11). *Diffusion Tensor Imaging (DTI) Explained*. News-Medical.Net. [https://www.news-medical.net/health/Diffusion-Tensor-Imaging-\(DTI\)-Explained.aspx](https://www.news-medical.net/health/Diffusion-Tensor-Imaging-(DTI)-Explained.aspx)
- Sarracanie, M., LaPierre, C. D., Salameh, N., Waddington, D. E. J., Witzel, T., & Rosen, M. S. (2015). Low-Cost High-Performance MRI. *Scientific Reports*, 5(1), 15177. <https://doi.org/10.1038/srep15177>
- Sarracanie, M., & Salameh, N. (2020). Low-Field MRI : How Low Can We Go? A Fresh View on an Old Debate. *Frontiers in Physics*, 8, 172. <https://doi.org/10.3389/fphy.2020.00172>
- Sécurité et précautions en IRM. (2022). IMAIOS. <https://www.imaios.com/fr/e-Cours/e-MRI/instrumentation-IRM-securite/securite-precautions>
- Sheth, K. N., Mazurek, M. H., Yuen, M. M., Cahn, B. A., Shah, J. T., Ward, A., Kim, J. A., Gilmore, E. J., Falcone, G. J., Petersen, N., Gobeske, K. T., Kaddouh, F., Hwang, D. Y., Schindler, J., Sansing, L., Matouk, C., Rothberg, J., Sze, G., Siner, J., ... Kimberly, W. T. (2021). Assessment of Brain Injury Using Portable, Low-Field Magnetic Resonance Imaging at the Bedside of Critically Ill Patients. *JAMA Neurology*, 78(1), 41. <https://doi.org/10.1001/jamaneurol.2020.3263>

- Srinivas, S. A., Cauley, S. F., Stockmann, J. P., Sappo, C. R., Vaughn, C. E., Wald, L. L., Grissom, W. A., & Cooley, C. Z. (2022). External Dynamic InTerference Estimation and Removal (EDITER) for low field MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 87(2), 614-628. <https://doi.org/10.1002/mrm.28992>
- T1 and T2 effects. (s. d.). Questions and Answers in MRI. Consulté 5 juin 2022, à l'adresse <http://mriquestions.com/opposite-effects-uarrt1-uarrt2.html>
- The World Bank. (2020). *WDI - Accueil*. <https://datatopics.worldbank.org/world-development-indicators/>
- Turpin, J., Unadkat, P., Thomas, J., Kleiner, N., Khazanehdari, S., Wanchoo, S., Samuel, K., Moclair, B. O., Black, K., Dehdashti, A. R., Narayan, R. K., Temes, R., & Schulder, M. (2020). Portable Magnetic Resonance Imaging for ICU Patients. *Critical Care Explorations*, 2(12), e0306. <https://doi.org/10.1097/CCE.0000000000000306>
- Vibert, D. J.-F. (2007). *Le liquide céphalo-rachidien*. 48.
- Wald, L. L., McDaniel, P. C., Witzel, T., Stockmann, J. P., & Cooley, C. Z. (2020). Low-cost and portable MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 52(3), 686-696. <https://doi.org/10.1002/jmri.26942>
- Weishaupt, D., Köchli, V. D., & Marincek, B. (2006). *How does MRI work?* (Springer). Springer.
- Wikipedia. (2020). Lésion axonale diffuse. In *Wikipédia*. https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=L%C3%A9sion_axonale_diffuse&oldid=175165673
- World Health Organization. (2020). *World malaria report 2020 : 20 years of global progress and challenges*. World Health Organization. <https://apps.who.int/iris/handle/10665/337660>
- Yee, K. M. (s. d.). *Portable MRI helps clarify stroke symptoms more quickly*. 3.

9. Annexes

Annexe 1. Tableau de la répartition d'IRM en 2020 par million d'habitant dans certains pays sélectionnés



Tiré de : The OECD, 2020

Annexe 2. PowerPoint créé pour les entretiens semi-dirigés



34" Wide (86cm)

55" Tall (140cm)

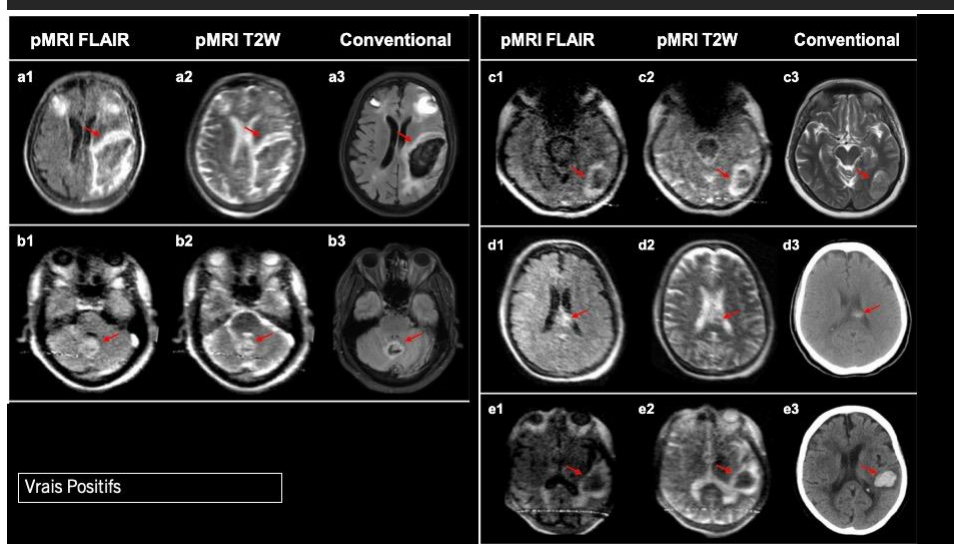
HYPERFINE

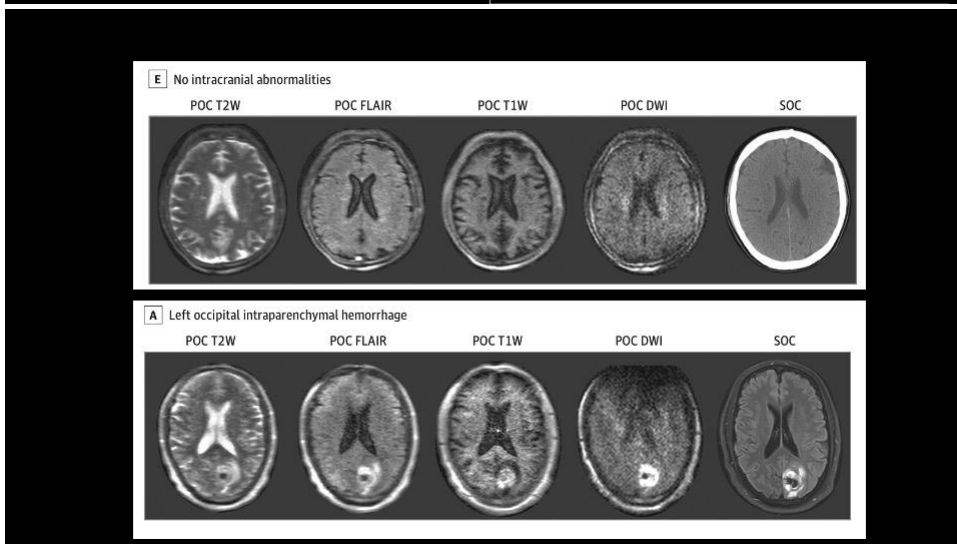
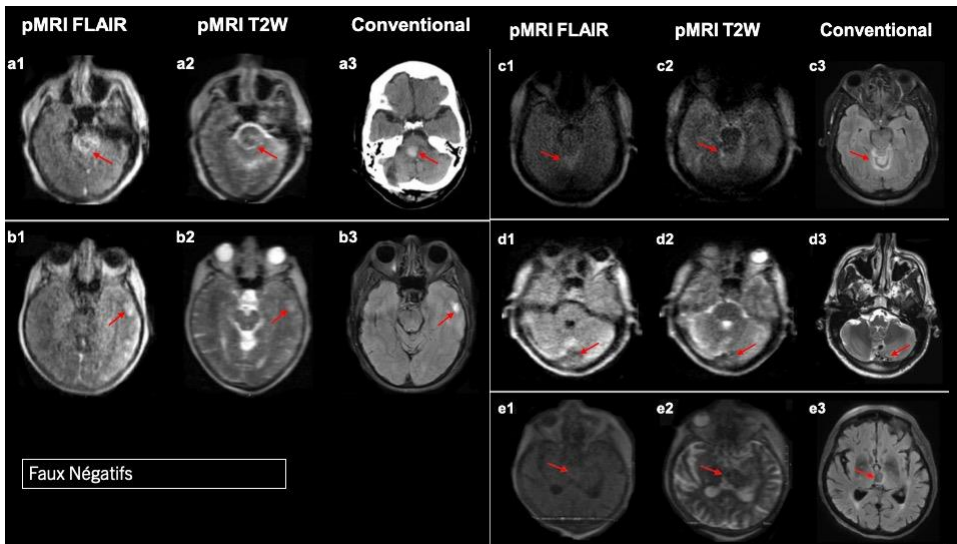
Résolution Spatiale :
 $1.5 \times 1.5 \times 5 \text{ mm}^3$

Champ : 64 mT

Séquences :

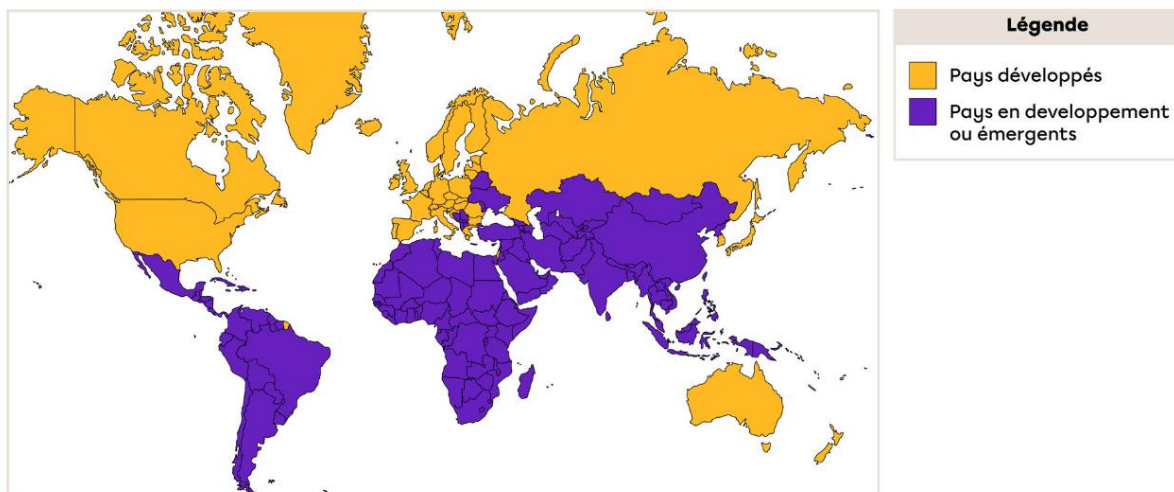
- T1 T2
- FLAIR
- DWI





Annexe 3. Carte mondiale représentant le développement des pays

Les pays développés ou en développement en 2019



Tiré de : Programme des nations unies pour le développement, rapport sur le développement humain (2019)