

L'IRM à champ modéré

M Claudon¹, L Darrasse², B Boyer¹, D Regent¹ et M Sauzade²

Résumé. Les champs d'intensité dite « modérée » regroupent les champs qui ne nécessitent pas l'emploi d'un aimant supraconducteur, mais qui sont produits par les aimants résistifs, les aimants hybrides ou permanents; les valeurs s'échelonnent actuellement entre 0,04 T (très bas champs) et 0,4 T (proches des champs moyens). Par rapport aux intensités plus élevées, l'utilisation de « champs modérés » en IRM permet d'obtenir des images de contraste supérieur (principalement en T1) avec moins d'artefacts; cela est obtenu au prix d'un rapport signal sur bruit inférieur, mais qui reste important et dont l'exploitation peut être optimisée. Leur faible prix d'investissement et de fonctionnement explique en partie leur succès grandissant, la qualité des examens s'améliore sans cesse et leur valeur diagnostique semble déjà manifeste dans de nombreux domaines de la pathologie.

Moderate fields in MRI

Summary. The fields considered as moderate comprise all those which do not require the use of superconducting magnets, and are the result of resistive, hybrid and permanent magnets: their strength varying between 0.04 T ultra low field and

0.4 T (almost medium field). With respect to high fields, the use of moderate fields in MRI allows one to obtain images of superior contrast (principally in T1), with less artefacts. This is obtained, however, at the price of a lower S/N ratio, which nevertheless, at moderate fields remains important and might be optimized. Their low capital investment and small operating costs can explain, in part, their increasing success. Image quality is continually improving and their diagnostic value has already been demonstrated in the numerous fields of pathology.

Key words : MRI — Technology — Moderate fields

L'imagerie par résonance magnétique est née à bas champ : c'est en utilisant les champs de faible intensité produits par des aimants résistifs que les premières coupes ont été obtenues il y a une dizaine d'années. Le passage aux aimants supraconducteurs et à des intensités de champ moyennes ou élevées a ensuite permis une amélioration considérable de la qualité des images et le développement de nouvelles applications qui ont imposé cette méthode diagnostique dans de nombreux domaines pathologiques.

Il existe depuis quelques années une véritable renaissance des champs d'intensité dite « modérée ». Ce qualificatif regroupe les champs qui ne néces-

sitent pas l'emploi d'un aimant supraconducteur, mais qui sont produits par les aimants résistifs, les aimants hybrides ou permanents; les valeurs s'échelonnent actuellement entre 0,04 T (très bas champs) et 0,4 T (s'approchant des champs moyens) [1]. Leur faible prix d'investissement et de fonctionnement explique en partie leur succès grandissant, notamment dans des pays comme le Japon, où place et énergie sont coûteuses [2]. Au-delà de ces arguments financiers, la qualité des images produites sur ces installations apparaît aujourd'hui assez remarquable, grâce, en particulier, aux progrès technologiques et informatiques récents et à l'amélioration constante des matériels.

Le marché de l'IRM se trouve ainsi partiellement redessiné, avec le développement de petites firmes qui s'intéressent depuis longtemps à ce créneau et l'intervention des grands constructeurs qui souhaitent diversifier leur gamme de produits.

Il est encore trop tôt pour prendre parti dans un débat où de nombreux facteurs théoriques, techniques et économiques s'affrontent, mais une synthèse sur l'intérêt et les limites actuelles de l'utilisation des champs modérés en IRM peut être proposée.

Intensité du champ magnétique et qualité de l'image

La qualité de l'image dépend de plusieurs facteurs principaux :

- le rapport signal sur bruit,
- le contraste,

¹ Département de Radiologie, CHU de Nancy-Brabois, 54511 Vandœuvre (CNRS, URA, 1288)

² Institut d'Electronique Fondamentale (CNRS, URA, 022), Université de Paris XI, 91405 Orsay

Tirés à part : M Claudon

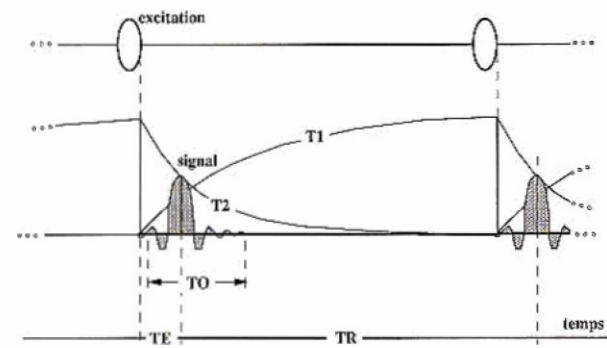


Fig. 1. Séquence d'acquisition en IRM : l'excitation est répétée à intervalles de temps TR, limités par le temps de relaxation propre aux tissus. Le signal produit possède une durée de vie T2; il est observé au temps d'écho TE, le temps d'observation T0 et sa disposition relative par rapport à TE (asymétrie) sont imposés par le constructeur en fonction des contraintes théoriques et techniques

Fig. 2. Variations typiques dans les tissus mous du temps de relaxation T1 en fonction de l'intensité du champ B0, d'après les données tirées de [4]

Fig. 3. Augmentation relative de la sensibilité en fonction de l'intensité du champ B0 et de son hétérogénéité (en ppm : parties par million). Le maximum théorique (en trait gras) est obtenu lorsque l'aimant crée un champ B0 parfaitement homogène en l'absence d'objet. Cette courbe est définie avec les hypothèses suivantes : l'antenne est parfaite (le bruit ne provient que des tissus) et l'aimantation statique Mo augmente proportionnellement à B0; le temps de répétition TR est fixé proportionnellement à T1 qui, lui-même, augmente comme B0 0.33; en dessous de 0.08 T le temps d'observation T0 est égal à la moyenne de T2 dans les tissus mous (90 ms); l'effet du décalage chimique (hétérogénéité de B0 de 3,3 ppm due à la présence des tissus) est alors négligeable; au-dessus de 0.08 T, T0 est diminué en raison inverse de B0 pour maintenir une distorsion géométrique constante dans l'image (translation de 1 pixel) en présence du décalage chimique. Les courbes en trait fin traduisent la dégradation de sensibilité due à des défauts d'homogénéité du champ de l'aimant

bas champs, est en fait contrebalancée par plusieurs facteurs dont il est nécessaire d'analyser l'influence.

Les facteurs liés aux phénomènes physiques

- Rapport signal sur bruit

* Influence du temps d'acquisition global

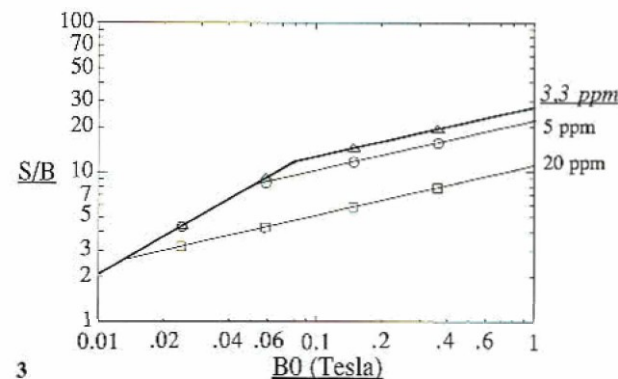
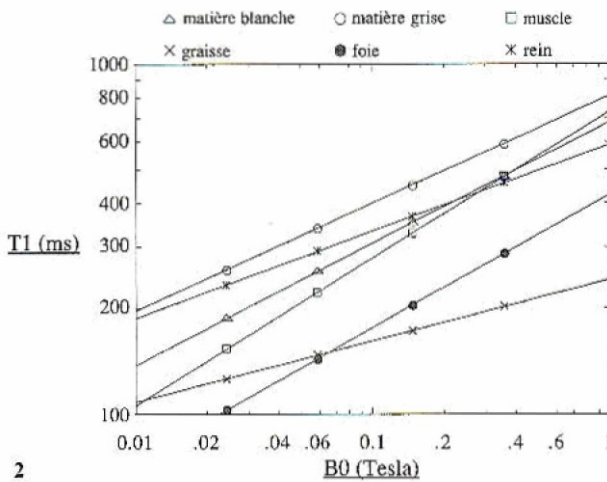
Le rapport S/B est proportionnel à la racine carrée du temps d'acquisition global; son amélioration passe par des techniques d'accumulation ou de moyennage des signaux : le signal RMN recueilli augmente linéairement avec le nombre n d'accumulation tandis que le bruit, qui varie aléatoirement, n'augmente que de $n^{1/2}$. Le gain global en S/B est donc de $n^{1/2}$. Par exemple, si on veut doubler le S/B, il faut accumuler 4 fois la même séquence et donc quadrupler le temps d'acquisition; cela entraîne une majoration importante de la durée d'un examen.

* Influence des temps de relaxation [4-8]

D'une façon plus précise, la totalité du temps d'acquisition n'est pas utilisée pour la mesure du signal : le signal IRM est recueilli (fig. 1) durant des périodes d'observation de durée T0 dont la valeur maximale est limitée par la durée de vie du signal de résonance, c'est-à-dire est directement liée au temps de relaxation transversale T2. Ces périodes d'observation T0 sont régulièrement espacées avec un temps de répétition TR dont la limite inférieure est liée au temps de relaxation longitudinale T1 : le choix de TR fixe le contraste en permettant à l'aimantation de se reconstituer plus ou moins complètement entre les observations.

Pour un temps d'acquisition donné, le temps effectif consacré à la mesure est proportionnel à $T0/TR$; il est donc limité par T2 et T1. Le gain maximal en S/B produit par moyennage est alors proportionnel à $(T2/T1)^{1/2}$. Or, ces deux paramètres sont influencés, de façon différente, par l'intensité du champ B0 :

- T1 dépend fortement de B0 [4] : sa valeur moyenne dans les tissus mous est à peu près proportionnelle à B0 1/3



- la stratégie d'acquisition (résolution spatiale),
- l'absence d'artefacts.

La sensibilité est définie comme le rapport signal sur bruit (S/B), obtenu pour une résolution spatiale, une épais-

seur de coupe et un temps d'acquisition donnés.

En première analyse [3], elle semble directement proportionnelle à l'intensité du champ magnétique principal B0. Cette assertion, a priori défavorable aux

(fig. 2). Par exemple, elle est multipliée par un facteur d'environ 2,5 entre 0,1 et 1,5 T. Une première conséquence est qu'à champ modéré, T1 est plus petit : pour un temps d'acquisition et un contraste donnés, la diminution de TR permet d'accumuler un plus grand nombre de signaux et donc d'obtenir un signal relativement élevé.

- T2 est sensiblement indépendant de B_0 [4]. En fait, au-delà d'une certaine valeur de B_0 , les effets de l'hétérogénéité du champ magnétique deviennent prédominants et la durée de vie réelle du signal devient nettement plus courte que T2 : elle s'exprime par T2*, et diminue de façon inversement proportionnelle à B_0 (pour une même homogénéité relative de l'aimant). En outre, il existe une hétérogénéité intrinsèque liée aux tissus, due aux effets de susceptibilité magnétique (environ 1 ppm), et surtout au déplacement chimique (eau, lipides : 3,3 ppm). Pour borner les artefacts produits (décalage relatif des images de l'eau et des graisses) à une largeur de pixel, les valeurs maximales de T0 sont, par exemple, 75 ms à 0,1 T et 5 ms à 15 T.

En conséquence, si on prend en compte une valeur moyenne pour T2 de 90 msec dans les tissus mous, l'effet des hétérogénéités intrinsèques devient prédominant au-delà de 0,08 T (fig. 3).

En conclusion, à très bas champ, la durée d'acquisition T0 est principalement limitée par la durée de vie du signal (T2*); en dépit de l'allongement de T1, le rapport S/B théorique augmente d'abord rapidement avec l'intensité du champ magnétique (comme B_0 0,83). Au-delà d'environ 0,1 T, T0 est limité par l'accroissement de l'effet du décalage chimique; le rapport S/B augmente alors beaucoup moins vite avec l'intensité du champ (B_0 0,33). Le gain en sensibilité théorique entre 0,1 et 1,5 T est d'environ 2,5 au lieu du facteur 15 prévu par une simple relation de proportionnalité.

- Contraste

Le contraste est un facteur essentiel à la qualité du diagnostic en IRM; or, ses variations en fonction de l'intensité du champ restent mal connues. Le contraste dépend théoriquement de deux types de facteurs [9, 10] :

* Les paramètres propres aux tissus : la densité de protons ρ (constante pour un tissu donné), T1 et T2

- En raison de la forte variation de T1 avec B_0 , le contraste T1 pur (écart relatif de T1 entre deux tissus) diminue en général sensiblement à haut champ; la courbe est donc favorable aux bas et moyen champs, mais son allure précise reste discutée, d'autant que certains auteurs ont rapporté des variations « accidentelles » à certaines intensités de champ [11].

- T2 et, par conséquent, le contraste T2 pur ne varie que très peu avec B_0 .

* Les paramètres propres au protocole d'acquisition [11]

L'IRM ne met pas en œuvre d'images de contrastes T1 ou T2 purs, mais des images de densité plus ou moins pondérées en T2 ou en T1 grâce au choix des paramètres TR, TE et de l'angle de basculement α : le contraste global dépend à la fois de B_0 et du choix de ces paramètres, ce qui rend les comparaisons difficiles.

La figure 4 représente l'évolution du contraste matière grise/matière

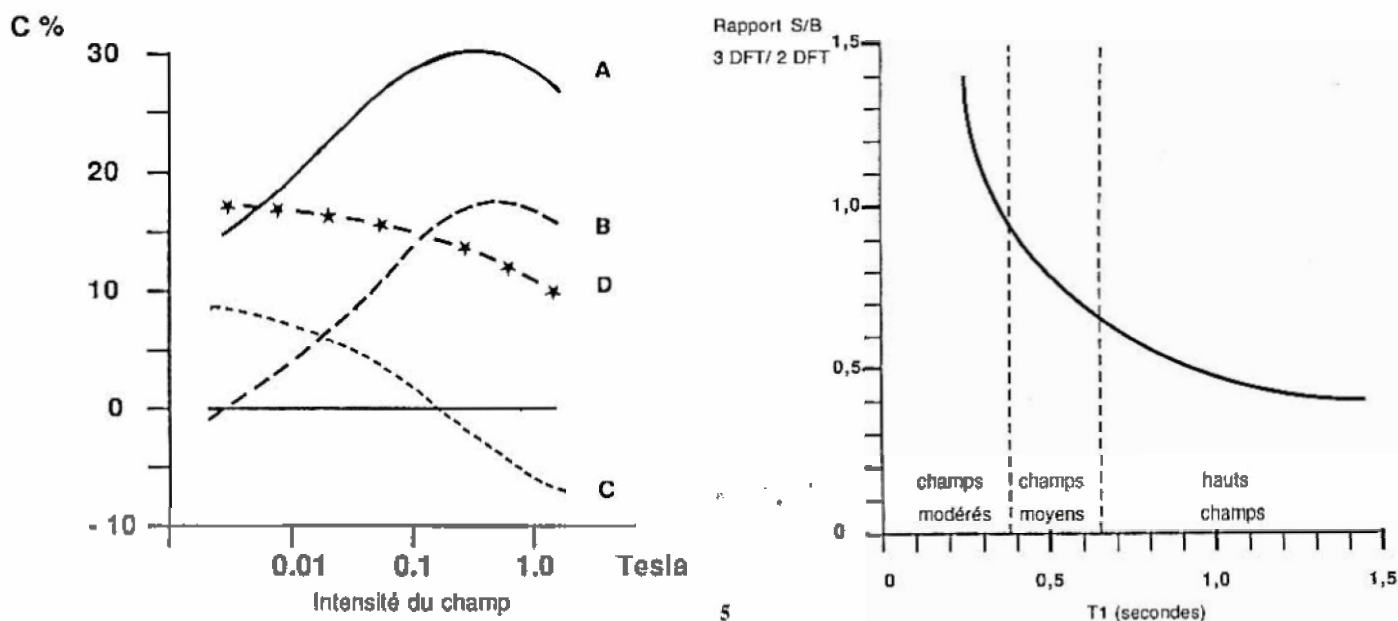


Fig. 4 (d'après Rinck [11]). Graphique montrant l'influence de l'intensité du champ sur le contraste matière grise/matière blanche pour des séquences classiques de pondération T1 et T2 différentes : A Courbe exprimant le contraste T1 pur; B Séquence fortement pondérée T1 (TR : 200 msec, TE : 30 msec) montrant un pic de contraste maximum à champ moyen; C Séquence plus faiblement pondérée T1 (TR : 800 msec, TE : 30 msec) : chute rapide du contraste qui s'annule à champ modéré et s'inverse ensuite; D Séquence pondérée T2 (TR : 2 000 msec, TE : 120 msec) montrant une décroissance progressive du contraste lorsque l'intensité du champ s'élève

Fig. 5 (d'après Kramer [13]). Evolution du rapport signal sur bruit entre les acquisitions en 3 DFT et en 2 DFT en fonction de T1 (16 coupes; α : 90°; TR : 100 msec). La courbe montre que le 3 DFT est intéressant pour des valeurs faibles du T1, et donc à champ modéré

blanche en fonction de B_0 , pour différents TR et TE. Les images acquises en forte pondération T1 s'approchent des images de contraste T1 pur et le meilleur contraste est obtenu à champ moyen et modéré.

Pour les acquisitions en forte pondération T2, l'influence de T1 entraîne une légère décroissance du contraste lorsque le champ augmente.

Certaines pathologies, mieux détectées en pondération T2 à une intensité B_0 donnée, sont mieux détectées en pondération T1 à une autre intensité, et la complémentarité de l'information obtenue à différentes intensités de champ est évidente.

L'utilisation, largement répandue, à haut champ, des produits de contraste paramagnétiques (gadolinium) qui agissent essentiellement sur le T1 des tissus apparaît aussi d'un grand intérêt à champ modéré [11, 12].

- Stratégie d'acquisition

Le rapport S/B est proportionnel au volume du voxel. Sa diminution à champ modéré peut être facilement compensée par une faible augmentation de la taille du champ exploré ou une diminution de la taille de la matrice, mais au détriment de la résolution spatiale.

A champ modéré, l'utilisation de TR courts (T1 étant plus faible) permet d'effectuer des acquisitions plus rapidement ou d'augmenter le nombre d'accumulation à temps d'acquisition égal. Cependant, le nombre de coupes réalisables en technique 2D multicoupes est faible car le « temps mort » disponible est plus court, du fait de la diminution de TR et de l'augmentation de T0.

Par contre, le mode d'acquisition 3D est une option intéressante à champ modéré, car le nombre de répétitions possible en un temps donné augmente, ce qui permet d'obtenir un plus grand nombre de coupes; de plus la sensibilité en 3D augmente par rapport au 2D, car le signal recueilli à chaque observation est celui du volume et non seulement de la coupe. La figure 5 compare le gain de sensibilité relatif 3D/2D en fonction de l'augmentation de B_0 et T1, obtenu pour un nombre de coupes fixé [13].

Artefacts

En IRM, l'intensité de nombreux artefacts courants (repliements, troncature, mouvements, flux, décalage chimique, distorsions instrumentales) est proportionnelle à l'amplitude du signal d'IRM auquel ils sont liés [14-16].

A haut champ, le rapport S/B étant élevé, ce sont surtout ces artefacts (et non le bruit) qui dégradent la qualité de l'image, notamment lorsqu'ils empiètent sur des régions faiblement contrastées.

A champ modéré, le contraste relatif étant élevé, c'est le bruit qui constitue la cause principale de dégradation de l'image. Un facteur de réduction supplémentaire des artefacts de mouvements et de flux est le raccourcissement de TR et l'augmentation du taux d'accumulation, qui tendent à moyenniser l'effet du mouvement; cela pourrait éviter le recours aux techniques de compensation de flux [7].

Les facteurs liés à la technologie

L'augmentation intrinsèque de la sensibilité avec B_0 peut être en grande partie masquée par la dispersion des performances technologiques des imageurs. En général, la complexité technique est moindre à champ modéré.

- L'efficacité du jeu d'antennes est le facteur le plus déterminant.

L'adaptation anatomique de l'antenne à la région d'intérêt permet d'en augmenter le signal et de diminuer le bruit généré par les tissus des régions voisines [3]. Les performances réelles d'un imageur reposent donc sur l'utilisation d'un jeu complet d'antennes optimisées pour chaque région d'intérêt.

L'optimisation de la sensibilité de l'antenne à champ modéré est fondée sur la maîtrise du bruit résistif, propre à l'antenne, qui augmente en valeur relative lorsque B_0 diminue. Ce bruit dégrade les performances des imageurs à très bas champ par rapport à la courbe théorique de la figure 3.

A moyen et surtout à haut champ, l'optimisation de l'antenne requiert principalement la maîtrise des déphasages haute fréquence qui affaiblissent le signal.

L'introduction de nouvelles généra-

tions d'antennes (antennes en quadrature, réseaux d'antenne) permet en théorie d'augmenter la sensibilité, mais au prix d'une technologie assez élaborée.

Contrairement aux idées reçues, une orientation verticale de B_0 par rapport au patient n'apporte pas toujours une amélioration de sensibilité [3, 17-19] : si les aimants à champ vertical permettent l'emploi d'antennes en « solénoïdes » qui présentent un bruit résistif réduit, cet avantage ne vaut qu'à très bas champ, lorsque ce type de bruit est prédominant. De plus, les aimants à champ vertical peuvent être désavantageux pour l'utilisation d'antennes « de surface ».

- L'homogénéité et la stabilité de l'aimant ont une action importante sur la sensibilité réelle d'un imageur : plus l'intensité du champ est élevée, plus son homogénéité (et sa stabilité) relative doit être bonne (fig. 3).

- La commutation des gradients à champ modéré est facilitée, ce qui permet une meilleure utilisation du temps global d'acquisition (en particulier en acquisition 3D); il en est de même de l'excitation radiofréquence, en raison d'une diminution très importante de la puissance absorbée au sein des tissus biologiques.

- Le système informatique joue un rôle essentiel dans la mesure où il gère automatiquement un ensemble technologique complexe. Il permet donc de garantir le fonctionnement optimal de l'imageur. A champ modéré, l'utilisation de traitements puissants et adaptés (acquisitions 3D, observation asymétrique du signal...) est fondamentale pour optimiser la sensibilité.

Importance des facteurs technologiques et économiques, état du marché

Les aimants

Plusieurs solutions technologiques sont utilisables à champ modéré [1, 2] :

- Les aimants résistifs consomment une énergie électrique importante et nécessitent un circuit de refroidissement; ils délivrent actuellement un champ de bonne homogénéité et stabilité, au prix

d'un temps de démarrage à chaque remise en service; la direction du champ est horizontale (à l'exception de l'imageur construit par la société IMATEC où elle est verticale). L'absence de courants induits est favorable pour une commutation rapide et précise des gradients. Leur poids est faible (environ 2 tonnes) et ils sont démontables, ce qui facilite leur installation.

- *Les aimants hybrides.* La présence au sein du bobinage d'un aimant résistif d'un noyau de fer doux ou d'alliage ferromagnétique permet d'augmenter l'intensité du champ, de réduire le champ de fuite; le champ est horizontal ou vertical. Ils peuvent poser des problèmes de stabilité thermique.

- *Les aimants permanents* connaissent un important développement : la mise au point de nouveaux alliages (Néodyme-bore-titane = Néomax *) permet d'obtenir des intensités de champ assez élevées (jusqu'à 0,2 T) tout en conservant un poids raisonnable (<10 tonnes). Leur consommation électrique propre est très faible, mais leur stabilité nécessite une température constante, donc une climatisation. L'ouverture de l'aimant sur les côtés diminue les phénomènes de claustrophobie et autorise une meilleure surveillance du patient; elle permet également de positionner toute région anatomique (épaule par exemple) dans le centre du champ par simple déplacement du patient. Le champ est en règle générale vertical ou parfois transverse.

Les contraintes d'implantation et les coûts

Trois facteurs, essentiels dans l'appréciation du fonctionnement économique d'un site, apparaissent favorables aux champs modérés :

- Un investissement initial réduit

Les prix d'acquisition des différents modèles oscillaient entre 5 et 8 millions de F (début 1990); c'est environ la moitié des prix atteints par les imageurs haut champs et voisins de ceux des scanners RX; ces tarifs seront probablement fortement révisés à la baisse dans les prochaines années.

- Des contraintes d'implantation modestes

La surface au sol minimum, pour la salle de l'aimant, se situe entre 25 et 65 m²; la place réservée aux locaux techniques étant également faible, l'ensemble de l'installation est implantable dans une surface de 50 à 80 m² (110 m² pour FONAR).

En raison de la faible intensité de Bo, le champ de fuite est restreint, et la ligne des 5 Gauss se situe dans un rayon de 5 m. Dans le cas d'aimant auto-blindé ou permanent, la ligne des 3 Gauss peut être située à moins de 3 mètres du centre de l'aimant. Une cage de Faraday reste nécessaire.

Le poids de l'aimant est faible pour les aimants résistifs ou les petits permanents; celui des aimants hybrides ou des gros aimants permanents atteint une dizaine de tonnes et peut nécessiter un renforcement du sol.

Ces différents avantages expliquent la facilité d'installation de ce type de machine dans des unités déjà existantes, même situées dans les étages d'un bâtiment, en transformant, par exemple, une salle conventionnelle.

- Un coût d'exploitation des aimants très inférieur à celui des supraconducteurs, notamment en raison de l'absence de consommation de fluides cryogéniques. Les coûts restent globalement plus élevés pour les aimants résistifs (énergie électrique de production du champ magnétique et système de refroidissement de l'aimant) que pour les aimants permanents (système de climatisation). Ainsi, il a été évalué que, « à un même niveau d'activité et toutes choses égales par ailleurs, pour 1 franc de fluide et énergie consommés par un résistif à champ modéré (MAG 1000), la dépense serait de 3,30 F pour un supraconducteur 1^{re} génération (Magniscan), 1,30 F pour un supraconducteur 2^e génération (MR MAX) et seulement 0,20 F pour un permanent (MRP 20) » [1]. Toutefois, cette évaluation déjà ancienne ne tient pas compte de l'installation du système de refroidissement en circuit fermé qui ramènerait le coût d'exploitation de l'aimant résistif à 0,80 F.

Si on utilise les méthodes classiques d'acquisition bidimensionnelles, ces

indéniables avantages économiques doivent être mis en balance avec un débit de patients moindre dû à des temps d'acquisition globaux qui pénalisent les champs modérés. Une étude [1] montre que le prix de l'examen chute de 40 % lorsque le volume d'activité passe de 2 000 à 4 000 patients par an.

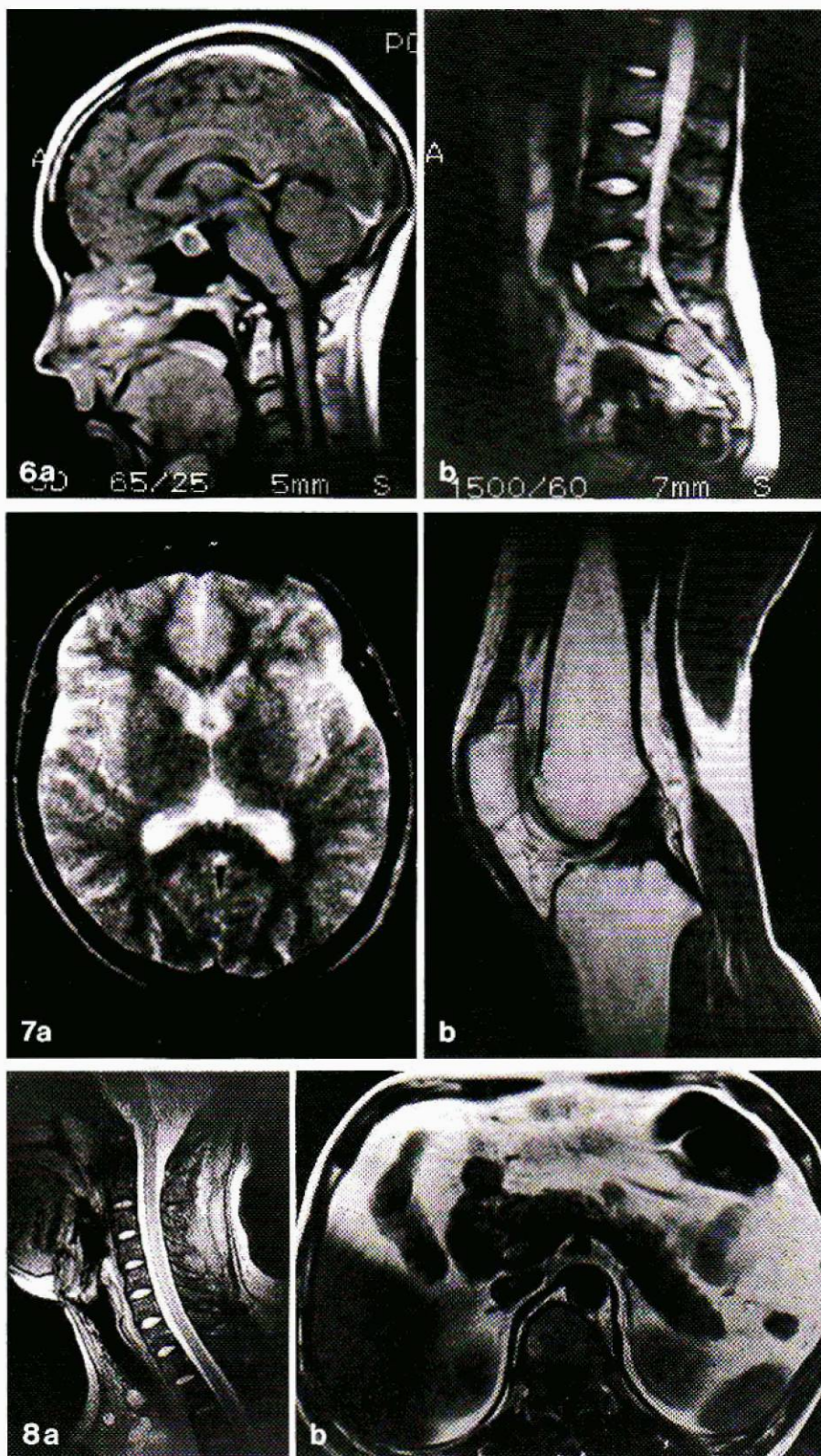
L'emploi de méthodes d'acquisition tridimensionnelles apporte, dans cette comparaison, un nouvel élément de jugement, car le grand nombre de coupes disponibles et la possibilité de reconstituer a posteriori des coupes d'orientation quelconque ou des volumes rendent plus facile et plus complète l'exploration anatomique.

L'état du marché

Le précurseur américain, la firme FONAR, fondée par Damadian, a commercialisé un appareil hybride à 0,3 T dont il semble cependant avoir dû interrompre la production. Instrumentarium, en Finlande, s'est engagé très tôt dans la voie des ultra-bas-champs qu'elle a portés de 0,02 à 0,04 T avant de s'orienter depuis peu vers un aimant résistif de 0,1 T. Resonex développe aux USA un aimant hybride de 0,38 T depuis plusieurs années.

Depuis quelques années, le marché explose, sous l'impulsion de Diasonics qui a présenté son Access, aimant permanent à 0,064 T, et surtout d'Hitachi qui développe deux aimants permanents de 0,2 T, et tout récemment de 0,3 T (orienté vers le marché américain). Siemens, en collaboration avec la Société Japonaise Asahi, s'appête également à lancer un appareil avec un aimant permanent de 0,2 T. La France est représentée dans cette course par la firme Magnétech, qui développe un appareil résistif 0,1 T, dérivé des travaux de l'Institut d'Electronique Fondamentale d'Orsay (CNRS).

Le tableau 1 représente de façon synthétique l'état du marché en novembre 1990, et fait apparaître la grande diversité de la nature des aimants et des intensités de champs; chaque installation se différencie également par le choix des antennes et des logiciels disponibles; en matière de méthodes d'acquisition, outre les séquences classiques (écho de spin ou inversion-récupération en acquisition



bidimensionnelle), se développe une tendance à l'imagerie rapide et aux acquisitions tridimensionnelles, cardiaque et vasculaire.

Quelques clichés fournis par trois constructeurs et permettant d'illustrer

les résultats obtenus sur des installations différentes sont reproduits sur les figures 6, 7 et 8. Ils ne prétendent pas représenter de façon exhaustive les nombreuses possibilités des différents imageurs.

Fig. 6 a, b. Exemples de clichés obtenus sur l'appareil Magnaview (aimant résistif de 0,04 T) aimablement fournis par la firme Instrumentarium Imaging (Helsinki, Finlande). **a** Prolactinome : acquisition en 3 DFT, saturation partielle (TR : 65 msec, TE : 25 msec) et 2 accumulations; matrice 128×256. 20 coupes de 5 mm d'épaisseur obtenues en 14 minutes, après injection de Gd DTPA 0,2 ml/kg. **b** Protrusion discale L4-L5 et dégénérescence discale L5-S1 : acquisitions multicoupes 2 DFT en spin-écho (TR : 1 500 msec, TE : 60 msec) avec 3 accumulations; matrice 256×256. 7 coupes de 7 mm d'épaisseur obtenues en 19 minutes

Fig. 7 a, b. Exemples de clichés obtenus sur l'appareil MAG (aimant résistif de 0,1 tesla) aimablement fournis par la firme Magnetech (Orsay, France). **a** Coupe cranio-encéphalique axiale (sujet normal). Séquence spin-écho multicoupes avec 2 échos (TR : 2 000 msec, TE2 : 120 msec); matrice à 256×256; 2 accumulations. 20 coupes de 9 mm obtenues en 17 mn 45 sec. **b** Coupe passant par le ligament croisé antérieur (sujet normal). Séquence à l'état d'équilibre FE-SSFP (TR : 30 msec, TE : 13 msec, α : 40°); matrice 256×256; 2 accumulations. Acquisitions en 3 DFT; 24 coupes de 4,5 mm obtenues en 13 mn 44 sec

Fig. 8 a, b. Exemples de clichés obtenus sur l'appareil MRP 20 (aimant permanent de 0,2 T) aimablement fournis par la firme Hitachi (Japon). **a** Sujet normal : examen de la moelle cervicale. Echo de gradient (TR : 200 msec, TE : 23 msec, α : 20°); 2 accumulations. Matrice 256×256. Coupes de 7,5 mm d'épaisseur obtenues en 6 mn 48 sec. **b** Abdomen supérieur (sujet normal). Echo de spin (TR : 600 msec, TE : 38 msec). Matrice 256×256. Coupes de 10 mm d'épaisseur

Applications cliniques

Les études cliniques en IRM à champ modéré sont encore peu nombreuses; leur nombre est toutefois croissant. Les études récentes sur les nouveaux

Tableau 1

Fabricant	Appareil	Intensité du champ (Tesla)	Type d'aimant	Orientation du champ	Poids (kg)	Surface totale (m ²) minimale	Ligne des 5 Gauss (m)
Bruker	Tomikon R23	0,23	Résistif	Horizontale		65	2,5 (3 Gauss)
	Tomikon BNT 1100	0,28					
Diasonics	Access	0,064	Permanent	Verticale	5 488	40	<1 (3 Gauss)
Fonar *	b 3000	0,3	Hybride	Verticale	90 000	82	2,5
	b 3000 M				18 000	110	
Hitachi	MRP 20-2	0,2	Permanent	Verticale	9 600	35	2 (3 Gauss)
	MRP 20-3 **	0,3			14 000	40	2,2 (5 Gauss)
Imatec	Pulsar	0,08	Résistif	Verticale	2 000	36	3,8
Instrumentarium	Magnaview	0,04	Résistif	Horizontale	1 590	30	2,5
	Mega 4	0,1			1 350		
Magnetech	Mag 1000	0,1	Résistif	Horizontale	3 000	50	5
Metriflow	AFM-100	0,1	Permanent			25	
Resonex	RX 4000-E	0,4	Hybride	Verticale		60	
Sanyo	SNR-PM-II	0,15	Permanent	Verticale		35	
Siemens/Asahi	P8	0,2	Permanent	Transversale		25	1 à 2

* Production arrêtée courant 1990; ** Production actuellement réservée au marché américain

imageurs sont encourageantes; il faut les distinguer des travaux plus anciens, moins intéressants, réalisés sur les installations des débuts de l'IRM, dont le champ était faible par limitation technologique.

La grande diversité des choix technologiques (intensité des champs, séquences, domaines d'application) et le caractère limité des séries rendent compte de la grande difficulté de réaliser une synthèse objective des résultats récents. Peu d'études sont comparatives avec les valeurs de champs plus élevées, l'examen de référence étant souvent la scanographie RX.

Quelques résultats tirés de la littérature récente (1988-1990) permettent d'avoir une idée de l'avancée à champ modéré :

- dans le domaine ostéo-articulaire, de bons résultats ont été obtenus, par exemple pour les nécroses aseptiques [20], les hernies discales [21, 22], les

atteintes cervicales dans la polyarthrite rhumatoïde [23],

- en neuroradiologie, plusieurs travaux ont été consacrés au bilan de la sclérose en plaques [7, 24, 25], à la pathologie tumorale cérébrale ou médullaire [26, 27], à la syringomyélie et aux malformations de la charnière occipito-vertébrale [28]. Les hématomas intracrâniens sont bien explorés [29] et un grand intérêt paraît exister concernant les traumatismes crâniens récents [30], - des données encore fragmentaires sont publiées pour la pathologie viscérale, en particulier cardiaque ou pulmonaire [7], hépatique [31, 32].

Ces résultats et ceux que nous avons obtenus à 0,1 T* sont tout à fait encourageants [33].

Conclusion

Par rapport aux intensités plus élevées, l'utilisation de « champs modérés » en IRM permet d'obtenir des images de

contraste supérieur (principalement en T1) avec moins d'artefacts; cela est obtenu au prix d'un rapport S/B inférieur, mais qui reste important et dont l'exploitation peut être optimisée grâce aux méthodes d'acquisition actuellement proposées par de nombreuses firmes.

La qualité des examens s'améliore sans cesse et leur valeur diagnostique semble déjà manifeste sur de nombreux exemples pathologiques. Les domaines d'application clinique ne sont pas encore cernés; l'évolution rapide de cette technologie rend plus que jamais nécessaire la poursuite de l'évaluation clinique. De plus, les progrès prévisibles permettent de penser que certaines applications classiques en IRM à plus haut champ, comme l'angiographie, pourraient être effectuées.

La « hiérarchie » actuelle des imageurs pourrait donc être remise en

cause, l'IRM à champ modéré s'attaquant en particulier au créneau des champs moyens avec une qualité d'image et des options assez voisines, mais à un coût d'investissement et de fonctionnement très inférieur. Sa complémentarité est évidente avec les hauts champs qui seuls permettent actuellement certaines applications spécifiques (en particulier la spectroscopie).

Le développement des champs modérés pourrait permettre une diffusion beaucoup plus large de l'IRM en couvrant, à moindre coût, certains besoins, en particulier au niveau des différentes structures de soins [7] :

- à activité orientée et souhaitant s'équiper en parallèle — ou à la place — d'une installation scanographique RX,
- désirant un système d'accès facile et de faible coût dans le but d'optimiser l'utilisation d'une unité haut champ pré-existante,
- ayant des moyens limités mais désirant acquérir une unité IRM.

Les champs modérés doivent donc retenir toute l'attention des radiologues, avec cependant le souci de comparer les performances techniques et cliniques de différentes installations en raison de l'extrême diversité du parc actuellement proposé.

* Evaluation de l'imageur MAG de la Société Magnétech, implanté à l'Institut Européen des Biomatériaux de Nancy (Directeur Pr Merle). Procédure GBM-TEP 25 (Ministère de la Recherche, de l'Industrie et de la Santé, CNAMTS), gérée par l'ANVAR, sous la coordination médicale du Pr G Fria et du Pr M Laval-Jeant, avec la participation des Services de Radiologie (Pr D Régent, Pr M Claudon) et de Neuro-Radiologie (Pr L Picard) du CHU de Nancy.

Bibliographie

1. Savina A, Claudon M (1990) L'IRM à champ modéré. *Technologie et Santé* 1 : 16-22
2. Lavyssière R (1989) IRM à la japonaise : l'arrivée de l'imagerie économique. *Le Quotidien du Médecin* 4420 : 23-33
3. Hoult D, Lauterbur PC (1979) The sensitivity of the zeugmatographic experiment involving human samples. *J Mag Reson* 34 : 425-433
4. Bottomley PA, Foster TH, Argersinger RE, Pfeifer LM (1984) A review of normal tissue hydrogen NMR relaxation times and relaxation mechanism from 1-100 MHz : dependence on tissue type, NMR frequency, temperature, species, excision, and age. *Med Phys* 11 : 425-447
5. Crooks LE, Arakawa M, Hoenninger J, McCarten B, Watts J, Kaufman L (1984) Magnetic resonance imaging : effects of magnetic field strength. *Radiology* 151 : 127-133
6. Johnson GA, Herfkens RJ, Brown MA (1985) Tissue relaxation time : in vivo field dependence. *Radiology* 156 : 805-810
7. Kaufman L, Arakawa M, Hale J, Rothschild P, Carlson J, Hake K, Kramer D, Lu W, Van Heteren J (1989) Accessible magnetic resonance imaging. *Magnetic Resonance Quarterly* 5 : 2 83-297
8. Koenig SH, Brown RD, Adams D (1983) Magnetic field dependence of 1/T1 of protons in tissue. *Investigative Radiology* 2 : 76-81
9. Hart HR, Bottomley PA, Edelstein WA, Karr SG, Leue WM, Mueller O, Redington RW, Schenck JF, Smith LS, Vatis D (1983) Nuclear magnetic resonance imaging : contrast to noise ratio as a function of strength of magnetic field. *AJR* 141 : 1195-1201
10. Vinitiski S, Griffey RH, Matwiyoff NA, Rifkin MD (1988) Image contrast in spin echo and gradient refocusing MR Imaging as a function of field strength. *Radiology* 169 : 275
11. Rinck PA, Fischer HW, Vander Elst L, VanHaverbeke Y, Muller RN (1988) Field cycling relaxometry : medical applications. *Radiology* 168 : 843-849
12. Niemi P, Paajanen H, Maattanen H, Komu M, Erkintalo M, Alanen A, Dean PB, Korman M (1988) Paramagnetic contrast enhancement at 0.02 T : an experimental study using Gd-DOTA in normal and hydro-nephrotic kidneys. *Magn Res Med* 7 : 311-318
13. Kramer DM, Guzman RJ, Carlson JW, Crooks LE, Kaufman L (1989) Physics of thin section MR Imaging at low field strength. *Radiology* 173 : 541-544
14. Lufkin RB, Anselmo M, Crues J, Smoker W, Hanafee W (1988) Magnetic field strength dependence of chemical shift artifacts. *Comp Med Imag and Graphics* 12 : 89-96
15. Tantt JI, Pohjonen JA, Sepponen RE (1987) Chemical shift imaging at 0.02 T. *Radiology* 165 : 337
16. Wood ML, Henkelman RM (1986) The magnetic field dependence of the breathing artifact. *Magn Reson Imaging* 4 : 387-392
17. Arakawa M, Crooks LE, McCarten B, Hoenninger JC, Watts JC, Kaufman L (1985) A comparison of saddle-shaped and solenoidal coils for magnetic resonance imaging. *Radiology* 154 : 227-228
18. Larsson EM, Nilsson H, Holtas, Starberg F (1989) Coil selection for magnetic resonance imaging of the cervical and thoracic spine using a vertical magnetic field. *Acta Radiologica* 30 : 141-146
19. Lufkin RB, Votruba J, Reicher M, Bassett L, Smith SD, Hanafee WN (1986) Solenoid surface coils in Magnetic resonance imaging. *AJR* 146 : 409-412
20. Lotz H, Ekelund L, Hietala SO, Wickman G (1988) Low field (0.02 T) MR Imaging of the whole body. *J Comput Assist Tomogr* 12 : 1006-1013
21. Haygood TM, Eisenberg B, Hays MB, Garcia JF, Williamson MR (1989) Avascular necrosis of the capitate demonstrated on a 0.064 T magnet. *Magn Reson Imaging* 7 : 571-573
22. Paajanen H, Erkintalo M, Kuusela T, Dahlstrom S, Korman M (1989) Magnetic resonance study of disc degeneration in young low-back pain patients. *Spine* 9 : 982-985
23. Kinnunen E, Kauppi M, Ketonen L, Sepponen R et coll (1990) Low field MRI in the evaluation of rheumatoid cervical spine. Comparison with neurological findings and routine plain radiography. *Clinical and Experimental Rheum* 8 : 101-105
24. Grenman R, Aantaa E, Katevuo VK, Korman M, Panielius M (1988) Otoneurological and ultra low-field MRI findings in multiple sclerosis patients. *Acta Otolaryngol* 449 : 77-83
25. Palo J, Ketonen L, Wikstrom J (1988) A follow-up study of very low field MRI findings and clinical course in multiple sclerosis. *J Neurological Sciences* 84 : 177-187
26. Wahlund LO, Boethius J, Kindstrand E, Marions O, Saaf J, Wetterberg L (1989) A new method for characterization of low grade gliomas using ultra low field magnetic resonance imaging. *Magn Reson Imaging* 7 : 599-603
27. Winkler M, Arakawa M, Crooks L (1988) Low field (0.064 T) MRI of the brain. 7th annual meeting of the SMRM, Book of abstracts 1988 : 1069
28. Samuelsson L, Saaf J, Wahlund LO, Thuomas KA, Bergstrom K (1990) Evaluation of syringomyelia and chiari malformations using ultra-low magnetic resonance imaging. *Magn Reson Imaging* 8 : 123-129
29. Bydder GM, Pennock JM, Porteous R, Dubowitz LM, Gadian DG, Young IR (1988) MRI of intracerebral haematoma at low field (0.15 T) using T2 dependent partial saturation sequences. *Neuroradiology* 30 : 367-371
30. Hadley DM, Teasdale GM, Jenkins A, Condon B, MacPherson P, Jatterson J, Rowan JO (1988) Magnetic resonance imaging in acute head injury. *Clin Radiol* 39 : 131-139
31. Ekelund L, Athlin L (1989) Low field magnetic resonance imaging of focal hepatic masses at 0.02 T. *Acta Radiologica* 30 : 591-595
32. Thoeni RF, Luh N, Winkler M et coll (1988) Low field MR Imaging of the liver. *Radiology* 169 : 64
33. Boyer B. L'IRM à champ modéré. Données actuelles. Premiers résultats en pathologie ostéo-articulaire sur l'imageur Mag-1000 Magnétech. Thèse de Méd. Nancy 1990.

Reçu le 6 juillet 1990/Accepté après modifications le 31 décembre 1990