

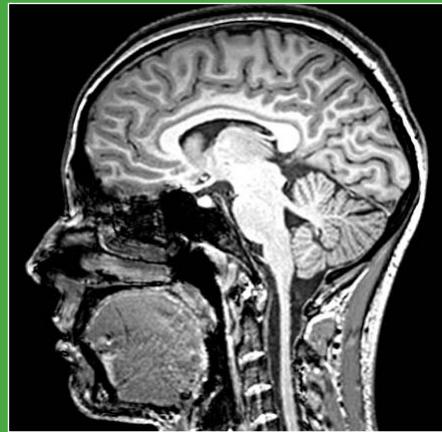
SAVOIRS

PHYSIQUE

ACTUELS

IMAGERIE DE RÉSONANCE MAGNÉTIQUE

BASES PHYSIQUES
ET MÉTHODES



MICHEL DÉCORPS

Michel Décorps

Imagerie de résonance
magnétique
Bases physiques
et méthodes

S A V O I R S A C T U E L S

EDP Sciences/CNRS ÉDITIONS

Illustration de couverture : Coupe sagittale, contraste T1, technique SENSE.
Image plateforme IRM de Grenoble (SFR1).

Imprimé en France.

© 2011, **EDP Sciences**, 17, avenue du Hoggar, BP 112, Parc d'activités de Courtabœuf,
91944 Les Ulis Cedex A
et
CNRS ÉDITIONS, 15, rue Malebranche, 75005 Paris.

Tous droits de traduction, d'adaptation et de reproduction par tous procédés réservés pour tous pays. Toute reproduction ou représentation intégrale ou partielle, par quelque procédé que ce soit, des pages publiées dans le présent ouvrage, faite sans l'autorisation de l'éditeur est illicite et constitue une contrefaçon. Seules sont autorisées, d'une part, les reproductions strictement réservées à l'usage privé du copiste et non destinées à une utilisation collective, et d'autre part, les courtes citations justifiées par le caractère scientifique ou d'information de l'œuvre dans laquelle elles sont incorporées (art. L. 122-4, L. 122-5 et L. 335-2 du Code de la propriété intellectuelle). Des photocopies payantes peuvent être réalisées avec l'accord de l'éditeur. S'adresser au : Centre français d'exploitation du droit de copie, 3, rue Hautefeuille, 75006 Paris. Tél. : 01 43 26 95 35.

ISBN EDP Sciences 978-2-7598-0000-1

ISBN CNRS ÉDITIONS 978-2-271-07233-7

Table des matières

Avant-propos	xi
1 La Résonance Magnétique Nucléaire : concepts de base	1
1.1 Contexte historique	2
1.2 Spins nucléaires	3
1.3 Spins nucléaires et champ magnétique	4
1.4 Une assemblée de noyaux dans un champ magnétique	6
1.5 Mouvement de l'aimantation macroscopique dans un champ magnétique	8
1.5.1 Précession libre	8
1.5.2 Mouvement dans le repère tournant. Champ fictif	10
1.5.3 Mouvement en présence d'un champ tournant. Impulsions radiofréquence	10
1.6 Relaxation : description phénoménologique. Équations de Bloch	15
1.6.1 Relaxation spin réseau ou longitudinale	15
1.6.2 Relaxation spin-spin ou transversale	16
1.6.3 Équations de Bloch	17
1.6.4 Effet des inhomogénéités de champ : temps caractéristique T_2^*	19
1.6.5 Isochromats	20
1.7 Signal de précession libre	21
1.7.1 Caractéristiques générales du signal	21
1.7.2 Aspects quantitatifs : réciprocité	23
1.7.3 Le bruit	24
1.7.4 Rapport signal sur bruit	25
1.8 Gradients	27
1.8.1 Compensation des inhomogénéités de champ	28
1.8.2 Gradients uniformes de champ magnétique	31
1.8.3 Termes de Maxwell	32
1.9 Déplacement chimique	33
1.9.1 Constante d'écran	33
1.9.2 Déplacement chimique : présentation des spectres	35
1.9.3 Calculs des déplacements chimiques	36

1.9.4	Déplacement chimique et imagerie	38
1.9.5	Références internes et externes	38
1.10	Interactions spin-spin	40
1.10.1	Interaction dipolaire	40
1.10.2	Interaction scalaire	42
1.10.3	Découplage	44
1.10.4	Effet Overhauser	44
1.11	Transfert d'aimantation	47
1.12	Hyperpolarisation	48
1.12.1	Accroître le champ. Abaisser la température	49
1.12.2	Polarisation dynamique nucléaire	49
1.12.3	Polarisation induite par l'hydrogène para	51
1.12.4	Gaz rares hyperpolarisés. Pompage optique	52
1.13	Écho de spin	55
1.14	Sensibilité d'une expérience RMN à la diffusion translationnelle moléculaire	56
1.14.1	L'équation de diffusion	56
1.14.2	Introduction de la diffusion dans les équations de Bloch	57
1.14.3	Gradients dépendant du temps et mesure du coefficient de diffusion	58
1.14.4	Influence de la diffusion sur le signal produit par une séquence d'écho de spin	59
1.15	Sensibilité d'une expérience RMN au mouvement cohérent	61
1.16	L'expérience RMN	62
1.17	Instrumentation	63
1.17.1	Les aimants	63
1.17.2	Systèmes de gradients pulsés	66
1.17.3	Bobines rf	69
1.17.4	Émetteur	77
1.17.5	Récepteur	79
	Références bibliographiques	85
	Exercices	90
2	Les impulsions en spectroscopie et en imagerie	95
2.1	Généralités	96
2.1.1	Représentation d'une impulsion	96
2.1.2	Énergie dissipée	97
2.1.3	Trièdre d'émission, trièdre de réception	99
2.1.4	Unités et conventions de signes	99
2.2	Réponse d'un système de spins à une impulsion : approximation de la réponse linéaire	100
2.2.1	Le système différentiel de Bloch en absence de relaxation	100
2.2.2	L'approximation de la réponse linéaire	101

2.3	Action d'une rotation sur un système de spins	104
2.3.1	Approche classique	104
2.3.2	Représentation des rotations dans un espace à deux dimensions	105
2.3.3	Décomposition d'une impulsion en une suite d'impulsions élémentaires	107
2.3.4	Impulsions symétriques	109
2.3.5	Impulsions antisymétriques	110
2.3.6	Évolution d'un système de spins sous l'action 'une impulsion	111
2.4	Impulsions d'excitation	115
2.4.1	Généralités	115
2.4.2	L'impulsion rectangulaire	116
2.4.3	Calcul de la réponse à une impulsion modulée en amplitude	119
2.4.4	Impulsion gaussienne	121
2.4.5	Impulsion sinc	122
2.4.6	Impulsions sinc-cos et sinc-sin	124
2.4.7	Apodisation	127
2.4.8	Impulsions binomiales	128
2.4.9	Trains d'impulsions DANTE	130
2.4.10	Gradient de phase : conséquences en spectroscopie . .	136
2.4.11	Problème inverse : algorithme de Shinnar et Le Roux .	141
2.4.12	Impulsions auto-refocalisantes	146
2.5	Impulsions de refocalisation : séquences d'écho de spin .	150
2.5.1	Le signal produit par une séquence d'écho de spin . .	151
2.5.2	Utilisation de gradients de dispersion	154
2.5.3	Cyclage de phase EXORCYCLE	155
2.5.4	Profils de refocalisation sélective	156
2.5.5	Pondération T_1 et T_2	158
2.5.6	Séquences multi-échos	158
2.6	Impulsions de stockage : séquences d'écho stimulé . . .	159
2.6.1	La séquence d'écho stimulé	159
2.6.2	L'écho stimulé	160
2.6.3	Les divers signaux produits par une séquence d'écho stimulé	162
2.6.4	Relaxation	164
2.7	Impulsions d'inversion	165
2.8	Impulsions adiabatiques	167
2.8.1	Passage adiabatique rapide	167
2.8.2	Impulsions adiabatiques d'inversion modulées en amplitude et en phase	169
2.8.3	Impulsions de type secante hyperbolique	171
2.8.4	Impulsions adiabatiques d'excitation et de refocalisation	177

Références bibliographiques	184
Exercices	186
3 Impulsions spatialement sélectives	191
3.1 Gradients de champ	192
3.2 Excitation d'un système de spins en présence d'un gradient constant	193
3.2.1 Épaisseur de coupe – Position de la coupe	193
3.2.2 Le signal à l'issue d'une excitation spatialement sélective	195
3.2.3 Réversion de gradient – Écho de gradient	196
3.2.4 Perturbation de l'aimantation longitudinale	200
3.2.5 Ordres de grandeurs	200
3.2.6 Coupes obliques	201
3.3 Séquences d'écho de spin	202
3.3.1 Écho de spin et réversion du gradient de sélection de coupe	202
3.3.2 Impulsions de refocalisation spatialement sélectives	204
3.3.3 Influence du profil spectral de l'impulsion de refocalisation sur le profil de coupe	205
3.3.4 Importance des gradients de dispersion	207
3.3.5 Détermination des aires des gradients de dispersion	208
3.3.6 Impact de la séquence sur l'aimantation longitudinale	209
3.4 Impulsions de stockage spatialement sélectives. Échos stimulés	210
3.5 Impulsions d'inversion spatialement sélectives	213
3.6 Détermination expérimentale du profil de coupe	213
3.7 Artéfact de déplacement chimique	215
3.8 Distorsions associées à la procédure de sélection de coupe	217
3.8.1 Inhomogénéités du champ statique	218
3.8.2 Imperfections du système de gradients	220
3.8.3 Distorsions dues à la présence des termes de Maxwell	221
3.9 VERSE : excitation en présence d'un gradient variable dans le temps	222
3.10 Impulsions spatialement sélectives multidimensionnelles : espace réciproque d'excitation	224
3.10.1 Excitation 1D	226
3.10.2 Excitation 2D	230
3.10.3 Excitation 2D : balayage en cercles concentriques	232
3.10.4 Excitation 2D : balayage en spirale	236
3.10.5 Excitation 2D : balayage EPI	242
3.10.6 Impulsions 3D	245
3.10.7 Impulsions d'angle quelconque : refocalisation intrinsèque	246
3.10.8 Impulsions 2D de refocalisation	249

3.10.9	Utilisation des impulsions multidimensionnelles	251
3.11	Impulsions à sélectivités spectrale et spatiale	252
3.11.1	Principe	252
3.11.2	Analogie entre impulsions spectrales-spatiales et impulsions spatialement sélectives 2D	255
3.11.3	Impulsions spectrales-spatiales de type II	256
3.11.4	À propos de la durée des impulsions spectrales-spatiales	259
3.11.5	Applications : imagerie eau-gras	259
	Références bibliographiques	260
	Exercices	263
4	Espace image - espace réciproque...	267
4.1	Voxel, pixel, échelle de gris	268
4.2	Grandeur imagée	268
4.3	L'espace réciproque	270
4.4	Échantillonnage et répétition périodique de l'image	272
4.5	Repliements	275
4.6	Troncature	276
4.6.1	Fenêtres de troncature	277
4.6.2	Repliements associés à la troncature	278
4.6.3	Symétrie des fenêtres de troncature	279
4.7	Résolution spatiale : fonction de dispersion d'un point, fonction de réponse spatiale	280
4.7.1	Fonction de dispersion du point et repliements associés à la troncature	281
4.7.2	Résolution spatiale numérique	282
4.7.3	Apodisation	284
4.8	L'image numérique en pratique	285
4.8.1	Choix des paramètres	285
4.8.2	Symétrie de l'échantillonnage des fréquences spatiales	286
4.8.3	Symétrie de l'exploration des coordonnées spatiales	287
4.8.4	Accroissement du nombre de points calculés dans l'espace image	287
4.9	Contraste et luminosité	290
4.10	Projection d'un objet sur une direction de l'espace : théorème de la coupe centrale	292
4.10.1	Projection sur un axe de coordonnées	292
4.10.2	Projection sur une direction quelconque de l'espace	293
4.11	Reconstruction à partir d'un ensemble de projections	294
4.11.1	Principe	294
4.11.2	Projection filtrée, rétroposition	295
4.11.3	Échantillonnage	296
4.11.4	Échantillonnage radial : fonction de dispersion du point	299

4.12	Méthodes générales de traitement de données échantillonnées sur une grille non cartésiennes	300
4.12.1	Introduction	300
4.12.2	Évaluation de la fonction compensatrice de densité d'échantillonnage	302
4.12.3	Gridding	303
4.12.4	Calcul direct	307
	Références bibliographiques	309
	Exercices	312
5	Principales méthodes d'imagerie RMN	315
5.1	Introduction	316
5.2	Espace réciproque et signal de précession libre en présence de gradients	317
5.2.1	Fréquences spatiales	317
5.2.2	Trajectoires dans l'espace réciproque	319
5.2.3	Hermiticité de l'espace réciproque	320
5.3	Contraste	321
5.4	Imagerie 2DFT d'écho de gradient	322
5.4.1	Principe : codage de phase, codage de fréquence	322
5.4.2	Choix des paramètres	324
5.4.3	Effets d'off-résonance	325
5.4.4	Bande passante par pixel	328
5.4.5	Enchaînement des séquences : imagerie multi-coupes	329
5.4.6	Contraste	330
5.4.7	Imagerie 3DFT	333
5.4.8	Couverture incomplète du plan de Fourier	335
5.4.9	Cartographie du champ magnétique	339
5.5	Techniques d'écho de gradient rapides : SSFP	340
5.5.1	État stationnaire : introduction aux séquences SSFP	341
5.5.2	Séquences SSFP équilibrées	344
5.5.3	Séquences SSFP non équilibrées (présence de gradients de dispersion)	348
5.5.4	Élimination de la contribution de l'aimantation transversale à la construction de l'état stationnaire	355
5.5.5	Comparaison des diverses méthodes d'écho de gradient rapides	359
5.5.6	Préparation de l'aimantation	361
5.6	Imagerie 2DFT d'écho de spin	362
5.6.1	Principe	362
5.6.2	Enchaînement des séquences : contraste	364
5.7	Techniques d'écho de spin rapides : multi-échos	365
5.7.1	Principe	365

5.7.2	Codage de phase et contraste	367
5.7.3	Imagerie d'écho de spin à une seule excitation	368
5.7.4	Suite d'impulsions de refocalisation d'angle inférieur à 180°	369
5.8	Techniques radiales	376
5.8.1	Acquisition de rayons de l'espace réciproque	376
5.8.2	Écho de gradient, acquisition de diamètres de l'espace réciproque	379
5.8.3	Méthodes radiales et effets d'off-résonance	380
5.8.4	Applications des méthodes radiales	381
5.9	Écho-planar	383
5.9.1	Images écho-planar obtenues en une seule excitation (single-shot EPI)	384
5.9.2	Écho-Planar segmenté	386
5.9.3	Ordres de grandeurs	387
5.9.4	Autres types de balayage EPI	388
5.9.5	Difficultés et artefacts de la séquence EPI	390
5.10	Imagerie spirale	400
5.10.1	Trajectoire spirale et gradients associés	400
5.10.2	Vitesse de parcours de la trajectoire	401
5.10.3	Séquences	409
5.10.4	Caractéristiques générales	410
5.11	Mesure des trajectoires dans l'espace réciproque	413
5.12	Imagerie parallèle	415
5.12.1	Le signal en imagerie parallèle	416
5.12.2	Moindres carrés	417
5.12.3	Bobines en réseau : combinaison des images	419
5.12.4	Détermination expérimentale des profils de sensibilité et de la matrice de covariance	420
5.12.5	SENSE	421
5.12.6	PILS	427
5.12.7	Méthodes travaillant dans l'espace réciproque	428
5.12.8	Utilisation des méthodes d'imagerie parallèle	438
	Références bibliographiques	440
	Exercices	446
6	Spectroscopie Localisée	451
6.1	Introduction	452
6.2	Principaux noyaux cibles de la spectroscopie localisée	453
6.2.1	Phosphore 31	453
6.2.2	Hydrogène	455
6.2.3	Carbone 13	457
6.3	Rapport signal sur bruit et résolution spatiale	457
6.4	Largeur de bande et résolution fréquentielle	458

6.5	La technique la plus simple : sélection de volume à l'aide de bobines de surface	459
6.5.1	Excitation en champ rf homogène. Bobines de surface utilisées en réception	460
6.5.2	Bobines de surface utilisées en émission et en réception .	461
6.6	Méthodes basées sur une excitation sélective en présence de gradient	464
6.6.1	ISIS	464
6.6.2	Excitation directe des spins intérieurs au volume d'intérêt	469
6.6.3	Destruction de l'aimantation à l'extérieur du volume sensible	475
6.6.4	Erreur de position associée au déplacement chimique .	478
6.7	Imagerie spectroscopique	480
6.7.1	Principe	480
6.7.2	Séquences produisant un écho	482
6.7.3	Présentation des images spectroscopiques	483
6.7.4	Conséquences de la faible résolution spatiale en imagerie spectroscopique	485
6.7.5	Position de la grille spectroscopique	489
6.7.6	Imagerie spectroscopique rapide	490
6.7.7	Autres méthodes utilisant un codage de phase	496
6.8	Particularités de la spectroscopie du proton	498
6.8.1	Suppression du signal de l'eau	498
6.8.2	Suppression du signal des lipides	500
6.8.3	Spectroscopie à temps d'écho court	500
6.9	Conclusion	502
	Références bibliographiques	502
	Exercices	506
	Appendice : Propriétés de la Transformation de Fourier	509
	Index	515

Avant-propos

L’Imagerie de Résonance Magnétique (IRM) est née en 1973 dans des laboratoires de recherche, avec la présentation des premières images, à une ou deux dimensions, de l’intensité du signal provenant d’échantillons contenant des noyaux d’hydrogène. Il fallut un peu plus de dix ans pour passer du laboratoire à l’hôpital, de l’échantillon à l’homme. C’est très peu lorsqu’on mesure les difficultés qui ont dû être surmontées. Ces images sont arrivées dans le contexte de la révolution dans le domaine de l’imagerie médicale que constitua, au milieu des années soixante-dix, l’introduction du scanner X. Le caractère *a priori* non invasif de la Résonance Magnétique Nucléaire (RMN) par rapport à des examens utilisant des rayons X constitua initialement un argument important pour tenter de développer la technique. La médecine nucléaire était déjà bien implantée dans le domaine médical et il fut rapidement admis que la connotation du mot « nucléaire » pouvait être une source d’incréduльités. Le sigle RMN fut ainsi amputé de son N dès lors qu’il était associé à l’imagerie.

Lorsque la possibilité d’obtenir des images en utilisant le phénomène de RMN est apparue, les propriétés des rayons X et des radioéléments étaient bien connues du monde médical et des équipes pluridisciplinaires existaient dans ces domaines. Dans les années soixante-dix, les industriels producteurs d’appareils de radiologie ont pu ainsi tout naturellement passer de la projection d’une image sur un plan, à la réalisation de coupes virtuelles par tomographie X. De son côté, le phénomène de RMN était exploité dans les laboratoires de physique et de chimie et commençait à être utilisé en sciences de la vie. Il était, aussi, bien maîtrisé par les industriels produisant l’appareillage RMN de laboratoire. Il restait cependant peu connu des radiologues et biophysiciens comme des industriels produisant l’instrumentation médicale et en particulier les appareils de radiologie. Handicap supplémentaire, l’approche de la RMN est conceptuellement difficile et nécessite un apprentissage important.

Très rapidement après les premières démonstrations de laboratoire, des équipes universitaires, comportant biologistes, physiciens, physico-chimistes, médecins, informaticiens, se sont constituées. Les industriels ont mis en place les nécessaires collaborations avec les laboratoires et se sont engagés dans un immense effort de développement technologique. Les difficultés à surmonter n’étaient pas minces ; tout était à faire aux niveaux technologique

et méthodologique, pour passer de l'échantillon de laboratoire à l'homme et pour produire, en un temps acceptable en clinique, des images dotées d'une résolution au moins équivalente à celle du scanner X. Tout était aussi à faire au niveau de l'interprétation des images et des liens entre le contraste observé et les pathologies. Ces équipes multidisciplinaires sont à l'origine du développement prodigieux de l'IRM durant ces quarante dernières années et l'histoire est aujourd'hui loin d'être terminée.

Les avancées instrumentales ont été considérables. Il fallut produire des aimants très haut champ, de taille suffisante pour recevoir un patient et d'une homogénéité très élevée sur le volume utilisable. Il a fallu aussi concevoir des systèmes de gradients de champ susceptibles d'être commutés très rapidement. Le secteur a bénéficié de l'accroissement continu de la vitesse et la puissance de calcul, mais aussi de l'introduction des récepteurs numériques qui ont autorisé le développement de l'imagerie parallèle. Tous ces progrès ont permis d'accroître la qualité des images, leur rapidité d'acquisition et leur contenu informatif. Ils n'ont été possibles qu'à la suite d'investissements considérables des grands industriels du secteur médical, investissements stimulés par la taille du marché hospitalier mondial. Il est intéressant de noter que ces progrès technologiques ont aussi bénéficié aux appareils de RMN de laboratoire.

Les informations obtenues par Imagerie par Résonance Magnétique ne s'arrêtent pas à l'anatomie. Une très grande variété d'images peut être obtenue. L'imagerie fonctionnelle cérébrale permet ainsi d'obtenir des informations sur le fonctionnement du cerveau. Ce sont les variations d'oxygénation sanguine (et donc de susceptibilité magnétique) qui permettent d'obtenir cette information. L'imagerie du tenseur de diffusion permet de visualiser les connexions entre différentes aires cérébrales. L'angiographie permet d'imager le système vasculaire. Le débit sanguin dans une artère, le volume sanguin d'un tissu, etc., sont des paramètres qui peuvent être évalués. Les agents de contraste font aussi partie de la panoplie des outils IRM, et étendent la palette des informations accessibles. La spectroscopie localisée permet de son côté d'obtenir des informations métaboliques. L'IRM constitue aussi un outil ouvrant l'accès à des informations anatomiques, fonctionnelles et métaboliques, de manière non traumatisante chez le petit animal. Enfin les sciences des matériaux, le génie chimique, l'industrie pharmaceutique, le contrôle qualité, etc., sont des secteurs bénéficiant des apports de l'IRM. Par ailleurs d'autres techniques comme l'imagerie moléculaire, la thérapie guidée par IRM et l'imagerie de noyaux hyperpolarisés se développent.

On comprendra mieux la vitalité du secteur avec quelques chiffres. Le nombre d'appareils IRM installés dans le secteur médical qui était en France de 463 appareils début 2008 est passé à 495 appareils début 2009 et à environ 550 début 2010¹. Il est également intéressant et significatif de rapporter le nombre d'appareils au nombre d'habitants, ce qui pour la France correspond

1. Source : Étude 2010 CEMKA-EVAL pour Imagerie Santé Avenir.

à 8,7 machines par million d'habitants début 2010. Pour comparaison, en 2007 l'OCDE dénombre 5,6 machines par million d'habitants en Grande-Bretagne, 20 en Italie et 25,9 aux USA. Ces nombres croissent d'année en année, conséquence de l'augmentation continue de la qualité des soins, des indications de l'IRM, mais aussi de l'accroissement et du vieillissement de la population.

L'imagerie RMN a suscité de très nombreux ouvrages, principalement de langue anglaise. Beaucoup de ces ouvrages sont destinés aux professionnels de la médecine (médecins et notamment radiologues, techniciens, etc.) qui doivent acquérir les caractéristiques de base de la technique, ou à ceux qui, dans le champ de l'IRM, souhaitent obtenir des informations générales sur une facette de l'IRM avec laquelle ils sont peu familiers. Les descriptions, souvent de très grande qualité, restent cependant largement qualitatives. D'autres ouvrages, moins nombreux, ont un profil beaucoup plus centré sur les techniques, mais sont destinés à un public de chercheurs ou d'ingénieurs ayant déjà une bonne connaissance du domaine. Le présent ouvrage ne nécessite aucune connaissance préalable des méthodes de RMN ou d'IRM. Il est destiné aux étudiants physiciens de Master, des écoles d'ingénieurs et aux étudiants préparant un Doctorat, mais aussi aux ingénieurs, enseignants et chercheurs du domaine. Il concerne aussi les chercheurs hospitalo-universitaires radiologues ou biophysiciens, et les physiciens des hôpitaux. En partant d'une description classique du phénomène de RMN, les concepts de base de l'IRM sont progressivement présentés : impulsions sélectives, impulsions spatialement sélectives, espace image - espace réciproque, principales méthodes d'imagerie, spectroscopie localisée. On trouvera ainsi une description de l'ensemble des briques qui, assemblées, permettent de produire des images. Cette description va souvent assez loin puisque des méthodes avancées comme impulsions adiabatiques, impulsions spatialement sélectives multidimensionnelles, imagerie parallèle, sont décrites de manière détaillée. Les différents chapitres incluent des exercices.

Les méthodes avancées qui doivent être mises en oeuvre pour permettre l'accès à des informations telles que oxygénation et débit sanguin, diffusion moléculaire, images du système vasculaire (angiographie), etc., ou pour produire des images dynamiques (ciné-IRM), sont parfois évoquées dans l'ouvrage, mais ne sont pas décrites de manière détaillée. Le présent ouvrage aura rempli son objectif s'il permet au lecteur d'aborder confortablement l'un ou l'autre de ces domaines particuliers.

Pour terminer, je voudrais adresser un grand merci à tous ceux qui, d'une manière ou d'une autre, m'ont aidé lors de la rédaction du manuscrit. Je pense en particulier à Emmanuel Barbier, Michel Dojat, Emmanuel Durand, Anne Leroy-Willig, Chantal Rémy, Irène Troprès et Claudine Thomaré.

Michel Décorps

Vj ku'r ci g'kpvgpvkqpcm{ 'ighv'dn^rpm

Chapitre 1

La Résonance Magnétique Nucléaire : concepts de base

L'objectif de ce chapitre introductif est de rappeler les bases du phénomène de RMN et de présenter les notions qui seront utilisées dans les chapitres suivants. Après une introduction retracant brièvement les grandes lignes de l'histoire de la RMN, une courte première partie permet d'introduire les caractéristiques du spin nucléaire. La seconde partie est consacrée à la description de l'interaction du spin nucléaire avec un champ magnétique, ce qui permet d'introduire la fréquence de Larmor. Les propriétés d'une assemblée de spins nucléaires font l'objet de la troisième partie. Le traitement classique du phénomène est alors abordé dans une quatrième partie décrivant le mouvement de l'aimantation nucléaire macroscopique dans le repère du laboratoire, puis dans un référentiel tournant à une fréquence proche de la fréquence de Larmor. Les impulsions radiofréquence permettant d'exciter le système de spins sont alors présentées. Ce traitement classique a été jusque là effectué en ignorant le phénomène de relaxation qui est décrit de manière phénoménologique dans la cinquième partie. Outre la relaxation spin-réseau T_1 et la relaxation spin-spin T_2 , la destruction du signal en champ inhomogène est décrite (effet T_2^), et l'intérêt de la notion d'isochromat est souligné. Ce matériel permet d'aborder dans la sixième partie le signal RMN et les deux domaines temporel et fréquentiel. L'origine du bruit qui s'ajoute au signal, et l'amélioration du rapport signal sur bruit par addition de signaux acquis successivement sont discutés. Les gradients de champ, dont l'importance est grande en imagerie, font l'objet de la septième partie. Dans cette partie sont également présentés les principes de la compensation des inhomogénéités de champ et les termes dits « de Maxwell » qui accompagnent toujours la production de gradients. L'attention est ainsi portée sur une conséquence des équations de Maxwell parfois ignorée : un champ magnétique inhomogène ne peut être uniformément parallèle à une direction donnée. On revient à une approche quantique pour introduire l'origine du phénomène de déplacement chimique (huitième partie). Les divers*

aspects associés à la présence des interactions spin-spin (couplages scalaire et dipolaire, découplage, effet Overhauser) sont décrits dans la neuvième partie. Une source de contraste en imagerie, le transfert d'aimantation entre protons en milieu liquide et protons des macromolécules, est succinctement présentée dans la dixième partie. La onzième partie est consacrée aux diverses techniques dites d'hyperpolarisation, qui permettent d'accroître de plusieurs ordres de grandeur les différences de population des niveaux d'énergie des spins nucléaires. Les principes des méthodes de polarisation dynamique nucléaire, de polarisation induite par l'hydrogène para et de pompage optique appliquée à l'hyperpolarisation des gaz rares sont ainsi décrits. On revient à la présentation des outils de base de la RMN impulsionale avec les expériences d'écho de spin qui sont introduites dans la douzième partie. L'influence de la diffusion moléculaire sur l'intensité du signal est développée dans la treizième partie. On aborde alors, dans la quatorzième partie, la sensibilité d'une expérience RMN au mouvement cohérent, caractéristique exploitée en imagerie clinique pour obtenir des informations sur le débit sanguin. Cet ensemble conduit à la présentation schématique d'une expérience de RMN (quinzième partie). Ce chapitre introductif est conclu par des éléments concernant l'instrumentation (seizième partie). Sont décrits rapidement aimants, bobinages de gradients pulsés dont le rôle en imagerie est central, bobines, émetteur et finalement récepteur. Le principe des récepteurs numériques, qui se sont beaucoup développés ces dernières années, est présenté.

1.1 Contexte historique

Les premières expériences de Résonance Magnétique Nucléaire (RMN) furent effectuées sur des faisceaux moléculaires par l'équipe d'Isaac Rabi, au début des années trente. Ce chercheur reçut en 1944 le prix Nobel de Physique pour ces travaux. Il restait à mettre en évidence le phénomène dans la matière condensée. Il est intéressant, à ce propos, de noter que Cornelius Gorter tenta sans succès, en 1936, de réaliser la première expérience de RMN sur la matière condensée et qu'il décrivit cet échec¹. Ce n'est finalement qu'en 1946 que fut mis en évidence le phénomène de RMN dans la matière condensée par deux groupes qui travaillèrent indépendamment : Bloch, Hansen et Packard d'une part, Purcell, Torrey et Pound d'autre part. Félix Bloch et Edward Purcell reçurent le prix Nobel de physique en 1952 pour ces travaux. L'utilisation de la RMN s'est alors développée rapidement dans divers domaines :

- en physique, où elle constitue une sonde pour l'étude des matériaux ;
- en chimie, où elle est devenue un outil puissant pour l'analyse, pour les études structurales de macromolécules et pour obtenir des informations sur la dynamique moléculaire ;

1. Gorter CJ. *Negative results of an attempt to detect nuclear magnetic spins*. Physica (The Hague) **3**, 995–998, 1936.

- en biologie, où son impact est important pour la détermination de la structure des protéines, pour l'exploration *in vivo* du métabolisme, ou encore pour mieux comprendre le fonctionnement du cerveau humain ;
- en médecine, où l'Imagerie de Résonance Magnétique (IRM) est présente dans les hôpitaux et est devenue un moyen d'exploration non traumatisant de routine.

En 1991, un nouveau prix Nobel, de chimie cette fois, qui fut attribué à Richard Ernst, marqua ces cinquante années de développement des applications de la RMN. Les travaux de Richard Ernst qui ont motivé cette distinction, concernent le développement des méthodes de RMN bidimensionnelle, qui sont à la base des études de structure moléculaire, mais aussi sa contribution essentielle au développement de l'imagerie RMN. En 2002, c'est Kurt Wüthrich qui reçut le prix Nobel de chimie pour ses travaux sur l'utilisation de la RMN pour étudier la structure et les fonctions des protéines.

Les principes de l'imagerie par résonance magnétique ont été posés, simultanément et indépendamment, par Paul Lauterbur et Peter Mansfield en 1973. Trente ans plus tard, ces deux chercheurs, respectivement physico-chimiste et physicien, recevaient le prix Nobel de médecine pour leurs découvertes concernant l'IRM. Leurs travaux ont été suivis d'un immense effort de recherche et développement qui a permis de faire de l'imagerie RMN un outil de diagnostic médical aujourd'hui très largement répandu, mais aussi un outil de recherche en biologie et, dans une plus faible mesure, en sciences des matériaux.

Dans ce premier chapitre, nous rappellerons de manière succincte les caractéristiques du phénomène de RMN. On trouvera une description plus détaillée des bases physiques de la RMN dans de nombreux ouvrages spécialisés.

1.2 Spins nucléaires

Le phénomène de RMN a son origine dans les propriétés magnétiques des noyaux. On sait que certains noyaux ont un moment angulaire j_n auquel est associé un moment magnétique \mathbf{m}_n (moment magnétique : vecteur permettant de décrire le couple $\boldsymbol{\Gamma}$ s'exerçant sur un objet placé dans un champ magnétique \mathbf{B} : $\boldsymbol{\Gamma} = \mathbf{m}_n \times \mathbf{B}$; unité J.T^{-1}).

Le rapport gyromagnétique γ lie moment angulaire et moment magnétique :

$$\mathbf{m}_n = \gamma \mathbf{j}_n. \quad (1.1)$$

Le rapport gyromagnétique peut être positif ou négatif (*cf.* tableau 1.1), ce qui signifie que les moments angulaire et magnétique peuvent être de directions opposées. Ces deux grandeurs, \mathbf{j}_n et \mathbf{m}_n , sont quantifiées. Le moment angulaire \mathbf{j}_n est caractérisé par l'opérateur vectoriel \mathbf{I} :

$$\mathbf{j}_n = \hbar \mathbf{I}, \quad (1.2)$$

où \hbar est la constante de Planck divisée par 2π . La conservation du moment angulaire implique que \mathbf{I}^2 soit une constante, quel que soit l'état du spin nucléaire. Le carré du module du moment cinétique est égal à $I(I+1)$ où I est le nombre quantique de spin qui ne doit pas être confondu avec l'opérateur \mathbf{I} . La valeur de I est une propriété intrinsèque des noyaux. Ce nombre peut être nul, entier ou demi-entier. Pour un noyau composé de A nucléons et Z protons, si A et Z sont pairs alors $I = 0$, si A est pair et Z impair alors I est entier, enfin si A est impair alors I est demi-entier. Le tableau 1.1 présente les caractéristiques de quelques noyaux ayant un spin nucléaire I non nul.

Le phénomène de RMN est intimement lié à la coexistence des moments angulaire et magnétique.

TAB. 1.1 – Caractéristiques de quelques noyaux usuels. La polarisation (cf. section 1.4) a été calculée à une température de 20 °C.

Noyau	Spin	$\gamma \times 10^{-7}$ (rad.T ⁻¹ .s ⁻¹)	Abondance naturelle (%)	Fréquence de transition dans un champ de 3 T (MHz)	Polarisation dans un champ de 3 T (spins1/2)
¹ H	1/2	26,752	99,985	127,73	$10,46 \cdot 10^{-6}$
³ He	1/2	-20,379	0,00014	97,30	$7,97 \cdot 10^{-6}$
¹³ C	1/2	6,728	1,11	32,12	$2,63 \cdot 10^{-6}$
¹⁴ N	1	1,934	99,63	9,23	–
¹⁵ N	1/2	-2,712	0,37	12,95	$1,06 \cdot 10^{-6}$
¹⁷ O	5/2	-3,628	0,037	17,32	–
¹⁹ F	1/2	25,162	100	120,14	$9,84 \cdot 10^{-6}$
²³ Na	3/2	7,080	100	33,81	–
³¹ P	1/2	10,841	100	51,75	$4,24 \cdot 10^{-6}$
³⁹ K	3/2	1,250	93,1	5,97	–
¹²⁹ Xe	1/2	-7,441	26,44	35,58	$2,91 \cdot 10^{-6}$
¹³¹ Xe	3/2	2,206	21,18	10,55	–

1.3 Spins nucléaires et champ magnétique

Dans ce chapitre d'introduction aux méthodes d'imagerie RMN, nous nous limiterons à la présentation des propriétés des noyaux de spin $I = 1/2$.

Lorsqu'un spin 1/2 est placé dans un champ magnétique \mathbf{B}_0 que l'on suppose aligné avec l'axe Z , la composante I_Z de l'opérateur vectoriel \mathbf{I} ne peut prendre que l'une des deux valeurs $m_I = \pm 1/2$. Le nombre m_I est le nombre quantique magnétique de spin. Quant aux composantes I_X et I_Y ,

elles ne sont pas simultanément mesurables avec I_Z . Le module de \mathbf{I} est égal à $(\sqrt{3}/2)\sqrt{I(I+1)}$, tandis que $I_Z = \pm 1/2$. On peut se représenter le spin comme un vecteur situé sur un cône d'axe Z , mais dont les composantes le long des axes X et Y seraient complètement indéterminées (figure 1.1).

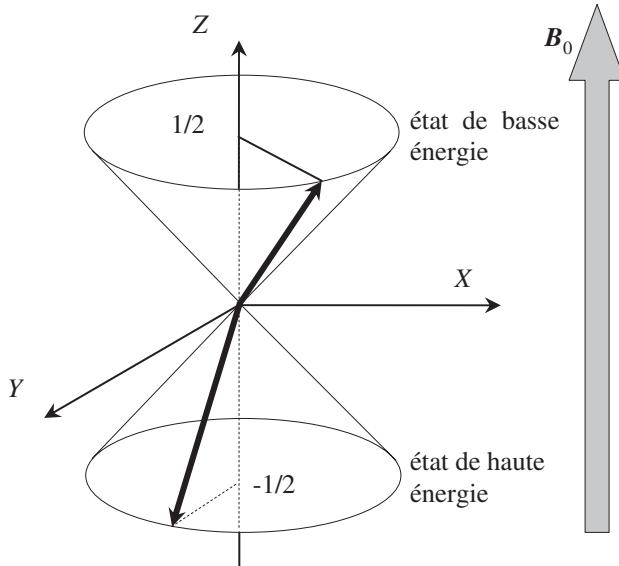


FIG. 1.1 – Les deux états d'un spin $1/2$ dans un champ magnétique statique orienté selon Z (rapport gyromagnétique positif). La composante transversale reste indéterminée.

L'hamiltonien décrivant les propriétés d'un moment magnétique \mathbf{m}_n plongé dans un champ magnétique \mathbf{B}_0 aligné avec l'axe Z s'écrit :

$$H = -\mathbf{m}_n \cdot \mathbf{B}_0 = -\gamma \hbar \mathbf{I} \cdot \mathbf{B}_0 = -\gamma \hbar m_I B_0, \quad (1.3)$$

ce qui correspond à une quantification en 2 états d'énergie (figure 1.2) :

$$E_{\pm 1/2} = \mp \frac{\gamma \hbar}{2} B_0. \quad (1.4)$$

Les moments magnétiques nucléaires dans un état de basse énergie sont dits parallèles, tandis que ceux dont l'état est de haute énergie sont dits antiparallèles. La différence d'énergie entre les deux niveaux est donnée par :

$$\Delta E = |\gamma| \hbar B_0. \quad (1.5)$$

En introduisant la fréquence angulaire de transition $|\Omega_0|$ (nous verrons plus loin que la fréquence Ω_0 est un nombre algébrique), on obtient l'équation de Larmor :

$$|\Omega_0| = |\gamma| B_0. \quad (1.6)$$