

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique



Université Dr. Tahar Moulay de Saïda
Faculté de Technologie
Département d'Electrotechnique



Mémoire de Fin d'Etudes

En vue de l'obtention du diplôme de

Master (LMD)

Spécialité : ELECTROTECHNIQUE INDUSTRIELLE

Filière : ELECTROTECHNIQUE

Intitulé :

**Développement de l'optimisation d'une alimentation en
puissance d'une bobine à gradient pour usage médicale**

Présenté par :

RAHMANI Nadia Ahlem

NASRI Fethi

Devant le jury composé de :

Dr. BOUANANE Abdelkrim

Président

Dr. RACHEDI Mohamed

Encadreur

Dr. DRIF Malika

Examineur

Soutenu le 27/09/2021
Promotion 2020-2021

REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier avant tous ALLAH le tout puissant de nous avoir donné la santé, la force, la volonté et le courage pour accomplir ce mémoire.

A nos parents pour leur amour inestimable, leur confiance, leur soutien, leurs sacrifices et toutes les valeurs qu'ils ont su nous inculquer, qu'ALLAH leur procure bonne santé et longue vie.

*Nous tenons à remercier plus particulièrement notre encadreur de mémoire Monsieur **RACHEDI Mohamed** pour ses qualité d'encadrement et son suivi tout au long de nos projet. Vos compétences et vos remarques nous ont beaucoup apporté sur le plan professionnel et personnel. Nous vous remercions pour votre temps que vous avez consacré pour nous, pour votre patience, votre disponibilité et sur tout pour votre confiance et votre bienveillance.*

Nous voudrions également remercier les membres de jury pour avoir accepté d'évaluer ce travail et pour toutes leurs remarques et critiques.

Nous remercions également l'ensemble des enseignants du département d'ELECTROTECHNIQUE.

RAHMANI et NASRI

Dédicace

*A celui qui s'est toujours sacrifié pour me voir réussir, qu'ALLAH te protège et te garde pour moi, A mon amour **Papa**.*

*A la femme de mon cœur, ma vie et mon bonheur **Maman** que j'adore.*

A mes grand-mères que j'aime trop.

Aux personnes dont j'ai bien aimé la présence dans ce jour, à mes frères, mes sœurs et ma nièce. A ma famille sans exception.

Au mes collègues d'études, mes aimables amis.

Merci pour leur amour et leur encouragement.

A tous ceux que j'aime et ceux qui m'aiment.

RAHMANI Nadia Ahlem

Dédicace

A ma Chère Mère

A mon Père

*Dont le mérite, les sacrifices et les qualités humaines m'ont permis de vivre ce
jour.*

A mes Frères et mes sœurs

A tous les gens m'aiment

NASRI Fethi

Table des matières

Liste des figures.....	i
Liste des tableaux.....	v
Symboles et abréviation	vi
Introduction Générale.....	1

Chapitre I

Principe de la Technique de l'Imagerie Médicale

I.1. Introduction.....	3
I.2. historique.....	3
I.3. Principes physique et notions de la radiographie.....	4
I.3.1. Rappel théorique.....	4
I.3.2. Production des rayons X : Le tube.....	6
I.3.3. Nature et propriétés des rayons X.....	7
I.3.4. Détecteur d'images.....	7
I.4. Synthèse des différents aspects de l'imagerie médicale.....	8
I.5. Les différentes technologies d'imagerie médicale.....	9
I.5.1. La radiographie.....	9
I.5.2. Le scanner.....	9
I.5.3. La scintigraphie monophotonique.....	10
I.5.4. La tomographie par émission de positons (TEP).....	10
I.5.5. L'échographie ultrasonore.....	11
I.5.6. La magnétoencéphalographie.....	12
I.5.7. L'imagerie par résonance magnétique.....	12

I.5.8. L'IRM de diffusion.....	13
I.5.9. L'IRM fonctionnelle.....	13
I.6. Conclusion.....	14

Chapitre II

Les Spins Nucléaires et la Résonance Magnétique

II.1.Introduction	15
II.2.Propriétés Magnétiques du Noyau d'Hydrogène.....	15
II.3. Phénomène de résonance magnétique nucléaire	17
II.3.1. Polarisation.....	17
II.3.2. Résonance.....	19
II.3.3. Relaxation.....	20
II.4.Types d'aimants.....	22
II.5.Caractéristiques de l'aimant principal.....	23
II.6.Eléments constitutifs des gradients.....	23
II.7.Caractéristiques des gradients.....	25
II.8.Types de Bobines de Gradient.....	26
II.9.Courants de Foucault.....	26
II.10. Notion sur les antennes avec Radiofréquences.....	27
II.11.Optimisation de la chaine RF	28
II.12.Cage de Faraday.....	29
II.13.Conclusion.....	29

Chapitre III

Les Alimentations en Puissance en Imagerie Médicale

III.1. Introduction.....	30
III.2. Alimentation à découpage	30
III.2.1. comparaison par rapport aux alimentations linéaires.....	30
III.2.2. Impact des appareils d'IRM sur l'alimentation à découpage.....	30
III.2.3. Impact de l'alimentation à découpage sur l'IRM	31
III.2.4. Une solution qui passe par un contrôle numérique avancé.....	31
III.3. alimentation sans noyau pour équipements IRM.....	32
III.4. convertisseur DC-DC.....	33
III.4.1. Hacheur.....	33
III.4.2. Les type.....	33
III.4.2.1. Convertisseur Buck.....	34
III.4.2.1.1. Application.....	34
III.4.2.1.2. Principe de fonctionnement.....	34
III.4.2.2. Convertisseur Boost.....	35
III.4.2.2.1. Application	36
III.4.2.2.2. Principe de fonctionnement.....	36
III.4.2.3. Convertisseur Buck- Boost.....	37
III.4.2.3.1. Principe de fonctionnement.....	37
III.5. Les MOSFET de puissance.....	38
III.6. Conclusion.....	39

Chapitre IV

Etude des générateurs de fortes densités de flux magnétique

IV.1. Introduction.....	40
IV.2. Circuits magnétiques et leur principes d`usage en résonance magnétique.....	40
IV.2.1. Circuits résonants	40
IV.2.1.1.Circuit LC.....	40
IV.2.1.2. Circuits RLC.....	42
IV.2.2. Résonance électrique.....	44
IV.2.2.1. Fonctionnement.....	44
IV.2.2.2. Fréquence de résonance.....	45
IV.3. La supraconductivité.....	45
IV.4. Solutions et compromis, pour transfert de fortes intensités aux travers la bobine IRM.....	47
IV.4.1. Du courant électrique au champ magnétique.....	47
IV.4.2. Un courant dans la masse.....	49
IV.5. Refroidissement des appareils médicaux.....	50
IV.5.1. Le refroidissement des scanners.....	50
IV.5.2. Le refroidissement des appareils d'IRM.....	50
IV.5.3. La maintenance des équipements de refroidissement.....	51
IV.6.Conclusion.....	51

Chapitre V

Stratégie de contrôle de la puissance injectée dans la bobine de gradient à IRM

V.1. Introduction.....	52
V.2. Etude Présentative des étages du convertisseur d'énergie électrique destinée aux alimentations IRM.....	52
V.3. Evaluation des contraintes thermiques appliquées au MOSFET.....	53
V.3.1. Contraintes thermique quantifiées par dissipation d'énergie.....	53
V.3.2. stratégie de contrôle des grandeurs électriques par supraconductivité.....	55
V.4. Stratégie de contrôle de la puissance injectée dans la bobine de gradient à IRM.....	57
V.4.1. Résultats de simulation.....	58
V.4.2. Discussion résultats des simulations.....	59
V.4.3. Interprétation.....	60
V.5. Conclusion.....	60
Conclusion générale.....	61
Annexe.....	63
Référence Bibliographie.....	64

Liste des figures

Figure I.1 : Atome	4
Figure I.2 : Symbole de l'atome	5
Figure I.3 : quark	5
Figure I.4 : dipôle	5
Figure I.5 : principe d'un tube rayon X	6
Figure I.6 : chaîne radiologique	8
Figure I.7 : radiographie	9
Figure I.8 : scanner	9
Figure I.9 : scintigraphie monophotonique	10
Figure I.10 : TEP	11
Figure I.11 : échographie ultrasonore	12
Figure I.12 : magnétoencéphalographie	12
Figure I.13 : IRM	13
Figure I.14 : IRM de diffusion	13
Figure I.15 : IRM fonctionnelle	24
Figure II.1 : a)- en absence de champ magnétique externe, les spins sont orienté d'une façon aléatoire (la somme des moments magnétique est nulle, l'aimantation est nulle)	
b)-placés dans un champ magnétique, les spins s'orientent suivante ce dernier avec l'apparition d'une aimantation macroscopie qui ne sera pas nulle	18
Figure II.2 : Eclatement des niveaux d'énergie d'un spin $\frac{1}{2}$ par l'application d'un champ magnétique statique B_0	18

Figure II.3 : a)-état d'équilibre :l'aimantation macroscopique est suivante le champ magnétique	
b)-basculement de l'aimantation macroscopique suite à l'application d'un champ tournant	19
Figure II.4 : a)-l'excitation B_1 provoque un basculement de 90° de l'aimantation M_0 qui se retrouve dans le plan xOy	
b)-le retour à l'équilibre de l'aimantation transversale (M_{xy}) induit dans la bobine (qui travaille en réception) le signal RMN	20
Figure II.5 :aimant principale d'un IRM	22
Figure II.6 :gradient de champ magnétique de l'IRM	24
Figure II.7 : Variations de champ provoquées par les gradients dans la direction z	24
Figure II.8 : Variations de champ provoquées par les gradients dans la direction y	25
Figure II.9 : Variations de champ provoquées par les gradients dans la direction x	25
Figure II.10 : découpage des conducteurs de quelques bobines	26
Figure II.11 : chaine radiofréquence de l'IRM	28
Figure III.1 : Alimentation à découpage (GB350)	32
Figure III.2 : schéma de base d'un convertisseur Buck	34
Figure III.3 : convertisseur Buck suivant l'interrupteur	34
Figure III.4 : schéma de base d'un convertisseur Boost	35
Figure III.5 : convertisseur Boost suivant l'interrupteur	36
Figure III.6 : schéma de base d'un convertisseur Buck-Boost	37
Figure III.7 : convertisseur Buck-Boost suivant l'interrupteur S	37

Figure III.8 : les parasites dans in MOSFET	38
Figure IV.1 : circuit LC série et parallèle	40
Figure IV.3 : un circuit LC série	42
Figure IV.3 : un circuit LC parallèle	42
Figure IV.4 : Circuit RLC série	44
Figures IV.5 : Circuit RLC parallèle	44
Figure IV.6: schéma animé de circuit LC	45
Figure IV.7 : Du courant électrique au champ magnétique	48
Figure V.1: Schéma pour alimentation en puissance	52
Figure V.2 : Contraintes thermique quantifiées par dissipation d'énergie	53
Figure V.3 : forme d'onde de l'énergie W , de la tension V et du courant I à la fermeture (ON)	54
Figure V.4 : forme d'onde de l'énergie W , de la tension V et du courant I à l'ouverture (OFF)	54
Figure V.5 : forme d'onde des tensions V_R , V_{LR} , V_{CR} ET le courant I_R	55
Figure V.6 : forme d'onde de les tensions V_R , V_{LR} , V_{CR} ET le courant I_R	56
Figure V.7 : contrôle de tension de compensation de gradient injectée coll	57
Figure V.8 : Tension du condensateur $C1$	58
Figure V.9 : courant à travers l'inductance $L1$	58
Figure V.10: Tension du MOSFET	59
Figure V.11 : Tension bobine de gradient	59

Figure V.12 : Les tensions V_{LR}, V_{CR}, V_R	59
--	----

Liste des tableaux

Tableau II.1 : valeur du nombre de spin I selon la constitution du noyau_____17

Symboles et abréviation

A : nombre de nucléon

Z : nombre de charge ou numéro atomique

B : champ magnétique

J : moment cinétique

μ : moment magnétique

γ : rapport gyromagnétique

M : aimantation macroscopique

v_i : élément de volume

^{12}C : carbone

^{16}O : oxygène

I : nombre de spin

^1H : proton

m_s : nombre quantique magnétique de spin

^2H : deutérium

^6Li : lithium

^{14}N : azote

^{10}B : Boron

^{19}F : Fluor

^{31}P : Phosphore

^{23}Na : Sodium

^{27}Al : Aluminium

h : constante de Planck

ν_0 : fréquence propre du système à l'équilibre (fréquence de Larmor)

M_z : composante longitudinale

M_{xy} : composante transversale

M : aimantation macroscopique

M_0 : aimantation à l'équilibre

T_1 : temps de relaxation longitudinale

T_2 : temps de relaxation transversale

M_0 : aimantation initiale

B_0 : champ magnétique

B_1 : intensité du champ

ω_1 : l'impulsion radiofréquence

I_0 : flux incident de rayons X

I : flux émergent

RX : rayon X

I_1, I_2 : intensités suivant les milieux traversés

a, b : épaisseurs

μ_1, μ_2 : Coefficients linéaires d'atténuation

CO₂ : Carbone dioxyde

Si : silicium amorphe

Se : sélénium amorphe

L : bobine

C : condensateur (capacité)

ω_0 : Pulsation de résonance

f_0 : fréquence propre

Z : impédance d'un circuit

Z_L : impédance de la bobine

Z_C : impédance du condensateur

H₂S : sulfure d'hydrogène

V_L : tension à travers l'inductance

i_L : courant d'inductance

C_{iss} : capacité d'entrée

C_{oss} : capacité de sortie

C_{rss} : capacité de transfert inverse

C_{gd} : condensateur gate-drain

C_{gs} : condensateur gate-source

C_{ds} : condensateur drain-source

V_{ds} : Tension drain-source

V_{gs} : Tension gate-source

E : force électromotrice du générateur

u_C : la tension aux bornes du condensateur

i : l'intensité du courant électrique dans le circuit

R_t : la résistance totale du circuit,

T_0 : la période d'oscillation

A, φ : constantes à déterminer grâce aux conditions initiales du circuit

$\underline{U_G}$: tension globale

q : la charge

Abréviation :

IRM : imagerie par résonance magnétique

RMN : résonance magnétique nucléaire

mA : milliampères

kV : kilovolts

CCD : charged couples device

CR : computed radiology

DR : digital radiography

TEP : tomographie par émission de positions

MEG : magnétoencéphalographie

BOLD : blood oxygen level dependant

MFRM : microscopie à force de résonance magnétique

AFM : microscopie à force atomique

ESR : résonance de spin électronique

RPE : résonance paramagnétique électronique

RQN : résonance quadripolaire nucléaire

RF : radiofréquence

EPI : séquences d'imagerie ultra-rapide de type écho planar

SAR : risque d'échauffement des tissus

CMOS : complementary metal oxide semi-conductot

DR : capteur plane

kHz : kilo hertz

Hz : hertz

DC-DC : direct current-direct current

NIMH : accumulateur nickel-hydrure métallique

T_c : température critique

MEG : magnétoencéphalographie

MCG : magnétocardiographie

Introduction générale

Introduction Générale

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une technique d'imagerie médicale permettant d'obtenir des vues en deux ou en trois dimensions de l'intérieur du corps de façon non invasive avec une résolution en contraste relativement élevée.

L'IRM repose sur le principe de la résonance magnétique nucléaire (RMN) qui utilise les propriétés quantiques des noyaux atomiques pour la spectroscopie en analyse chimique. L'IRM nécessite un champ magnétique puissant et stable produit par un aimant supraconducteur qui crée une magnétisation des tissus par alignement des moments magnétiques de spin. Des champs magnétiques oscillants plus faibles, dits « radiofréquence », sont alors appliqués de façon à légèrement modifier cet alignement et produire un phénomène de précession qui donne lieu à un signal électromagnétique mesurable. La spécificité de l'IRM consiste à localiser précisément dans l'espace l'origine de ce signal RMN en appliquant des champs magnétiques non uniformes, des « gradients », qui vont induire des fréquences de précession légèrement différentes en fonction de la position des atomes dans ces gradients. Sur ce principe qui a valu à ses inventeurs, Paul Lauterbur et Peter Mansfield le prix Nobel de physiologie ou médecine en 2003, il est alors possible de reconstruire une image en deux dimensions puis en trois dimensions de la composition chimique et donc de la nature des tissus biologiques explorés.

En imagerie médicale, l'IRM est principalement dédiée à l'imagerie du système nerveux central (cerveau et moelle épinière), des muscles, du cœur et des tumeurs. Grâce aux différentes séquences, on peut observer les tissus mous avec des contrastes plus élevés qu'avec la tomodensitométrie ; en revanche, l'IRM ne permet pas l'étude des corticales osseuses (tissus « durs ») trop pauvres en hydrogène, ni donc la recherche fine de fractures où seul l'œdème péri-lésionnel pourra être observé.

L'objectif de ce travail est le développement de l'optimisation d'une alimentation en puissance d'une bobine à gradient destinée à générer une grande densité de flux magnétique, qui, en résonance magnétique une reconstitution de l'imagerie médicale est mise en évidence.

Cette technique s'appelle imagerie médicale par résonance magnétique(IRM) constitue la pierre angulaire renforçant la médecine moderne. Nous visant la mise en service de contrôleur pour maîtriser les grandeurs électriques (courant/tension), qui, en régime dynamique peuvent atteindre des valeurs qui dépassent les valeurs normalisées, et par conséquent la destruction du montage a grand investissement, ce qui dicte en voie d'instruction la mise en place de commande adéquate pour ce type de montage.

Le présent mémoire est organisé comme suit :

- Dans le premier chapitre, nous présenterons l'équipement Destiné à la Technique de l'Imagerie Médicale.
- Dans le deuxième chapitre, nous décrirons les Spins Nucléaires et la Résonance Magnétique.
- Pour le troisième chapitre, on présente les alimentations en puissance en Imagerie Médicale.
- Dans le quatrième chapitre, nous étudions les générateurs de fortes densités de flux magnétique.
- Et pour le cinquième et le dernier chapitre, nous nous présenterons les montages de circuit de puissance en IRM.

Notre travail est achevé par une conclusion générale.

Chapitre I :

Principe de la Technique de l'Imagerie
Médicale

I.1. Introduction

L'imagerie médicale regroupe les moyens d'acquisition et de restitution d'image du corps humain à partir de différents phénomènes physiques tels que l'absorption des rayons X, la résonance magnétique nucléaire, la réflexion d'ondes ultrasons ou la radioactivité auxquels on associe parfois les techniques d'imagerie optique comme l'endoscopie.

Les principes physique de la radiographie seront présenté dans ce chapitre, en suite la synthèse des différents aspects de l'imagerie médicale.

I.2. Historique

Le principe de l'IRM repose sur le phénomène de résonance magnétique nucléaire (RMN), c'est-à-dire portant sur le couplage entre le moment magnétique du noyau des atomes et le champ magnétique externe, décrit par Félix Bloch et Edward Mills Purcell en 1946. Au début des années 1970, les nombreux développements qu'a connus la RMN, notamment en spectroscopie, laissent entrevoir de nouvelles applications de cette technique. Ainsi, Raymond Vahan Damadian propose dès 1969 d'utiliser la RMN dans un but médical et appuie sa proposition avec la démonstration que la spectroscopie RMN permet la détection de tumeurs.

En 1973, un progrès important est accompli : s'inspirant des méthodes de reconstruction d'images utilisées en tomodensitométrie, Paul Lauterbur réalise pour la première fois une « imagerie » (qu'il baptise Zeugmatographie) basée sur la RMN en utilisant le principe des gradients qui permettent de capturer l'image d'une « coupe virtuelle » d'un objet en deux dimensions. Simultanément mais de façon indépendante, Peter Mansfield propose une méthode similaire et introduit en 1977 la technique d'imagerie échoplanaire [01] permettant la capture de nombreuses images en un temps relativement court. Le premier objet connu du grand public à avoir été étudié par IRM est un poivron, après un essai sur deux tubes capillaires.

Dans les années qui suivent, la technique évolue rapidement notamment grâce aux progrès réalisés en informatique et en électronique qui permettent de mettre en œuvre des méthodes numériques coûteuses en temps de calcul. Ainsi en 1975, Richard R. Ernst propose d'utiliser la transformée de Fourier pour analyser le codage en fréquence et en phase du signal IRM.

Les premières images de tissus humains seront produites en 1975 par Mansfield ; en 1977 sera réalisée la première image d'un corps humain vivant par Damadian qui dirigera ensuite la fabrication des premiers appareils commerciaux [02].

La principale innovation dans le domaine de l'IRM viendra avec la reprise par Seiji Ogawa des travaux de Linus Pauling et Charles Coryell sur le magnétisme de l'hémoglobine. En effet, le signal IRM émis par le sang oxygéné diffère du signal du sang désoxygéné. Cette propriété permet donc à Ogawa, John Belliveau et Pierre Bandettini de réaliser en 1992 les premières images du cerveau en fonctionnement : en réponse à des stimulations visuelles, ils purent mesurer une augmentation du débit sanguin cérébral dans les aires visuelles du lobe occipital. La mesure de cette réponse hémodynamique est à la base du fonctionnement de l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle, un outil central des neurosciences cognitives contemporaines.

Après plusieurs années d'évolution, l'IRM est donc devenue une technique puissante du domaine de l'imagerie médicale, lequel est sans cesse en développement. En reconnaissance de « leurs découvertes concernant l'imagerie par résonance magnétique », Peter Mansfield et Paul Lauterbur furent récompensés par le Prix Nobel de physiologie ou médecine en 2003.

En France, il y avait 592 appareils au 1^{er} janvier 2011 ; le délai d'attente moyen était alors de 32 jours. En 2016, il y avait 839 appareils pour un délai d'attente moyen de 30 jours. En 2017, malgré un accroissement à 906 appareils, le délai d'attente était remonté à 34 jours.

Le centre européen NeuroSpin est en passe de devenir le plus grand centre au monde d'imagerie par résonance magnétique. L'un de ses objectifs est d'élucider le « code neural », autrement dit, comprendre comment l'information est codée dans le cerveau [03].

I.3.Principes physique et notions de la radiographie

I.3.1.Rappels théoriques

➤ L'atome

L'atome est toujours constitué de deux sortes de particules : des électrons et un noyau.

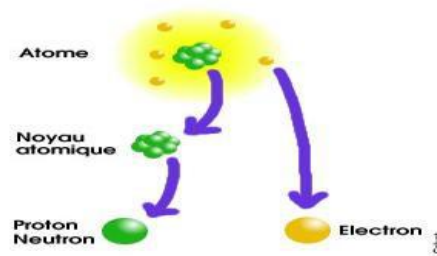
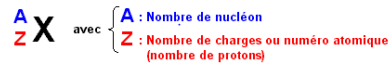


Figure I.1 : Atome

Symbole :

**Figure I.2 : Symbole de l'atome**

➤ Le noyau

Il possède une forme sphérique et se situe au centre de l'atome.

Chaque noyau possède un nombre variable de protons et de neutrons et la somme de ces derniers correspondent à des nucléons.

Les protons disposent d'une charge positive alors que les neutrons sont neutres [04].

➤ Les électrons

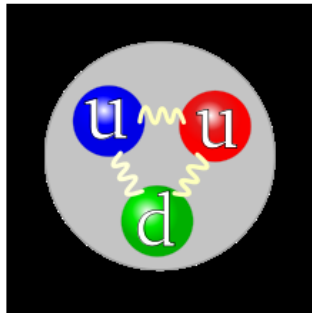
Ils sont nettement plus petits que le noyau.

Ils sont mobiles et tournent autour du noyau.

Chaque électron possède une charge électrique négative, ils gravitent autour du noyau sur des orbites. Chaque orbite contient un nombre d'électrons précis et défini correspondant à un état d'énergie.

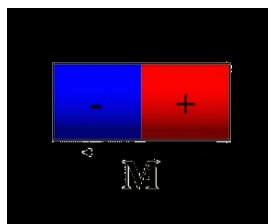
➤ Les quarks

Les quarks constituent les protons et les neutrons, qui ne se répartissent pas uniformément dans ces derniers.

**Figure I.3 : quark**

➤ Le dipôle

Combinaison de deux charges électriques ou magnétique de signe opposée, séparées par une courte distance [05].

**Figure I.4 : dipôle**

I.3.2. Production des rayons X : Le tube

Lorsque les électrons animés d'une grande vitesse viennent frapper une cible métallique, leur énergie cinétique se transforme : d'une part en chaleur (99%), d'autre part en rayonnement X

Un tube à rayonnement X comprend (figure I.5) :

- une source d'électrons constitués par un filament porté à l'incandescence. Le courant de chauffage de ce filament se mesure en milliampères (mA) ; de sa variation dépend la quantité de rayons X produits ;
- la force qui accélère les électrons dépend de la tension appliquée au tube radiogène, entre le filament (cathode) et la cible (anode). Cette tension se mesure en kilovolts (kV). De cette tension dépend la qualité des rayons X, c'est-à-dire leur force de pénétration (basse tension : de 40 à 90 kV ; haute tension : de 100 à 130 kV) ;
- le parcours des électrons entra la cathode et l'anode se fait dans l'enceinte sous vide du tube ;
- l'anode est la pièce métallique assurant le freinage des électrons accélérés. Il s'agit habituellement d'une plaque de tungstène. La surface qui reçoit ainsi les électrons accélérés s'appelle le foyer du tube. A cette anode, est associé un dispositif de refroidissement chargé de dissiper la chaleur ;
- le tube est lui-même enfermé dans une gaine plombée ; seule une « fenêtre » laisse passer le faisceau de rayon X utile. De plus, un système de diaphragme plombé va permettre de réduire à la demande de dimension du faisceau de rayons X à la taille de la région à examiner [06].

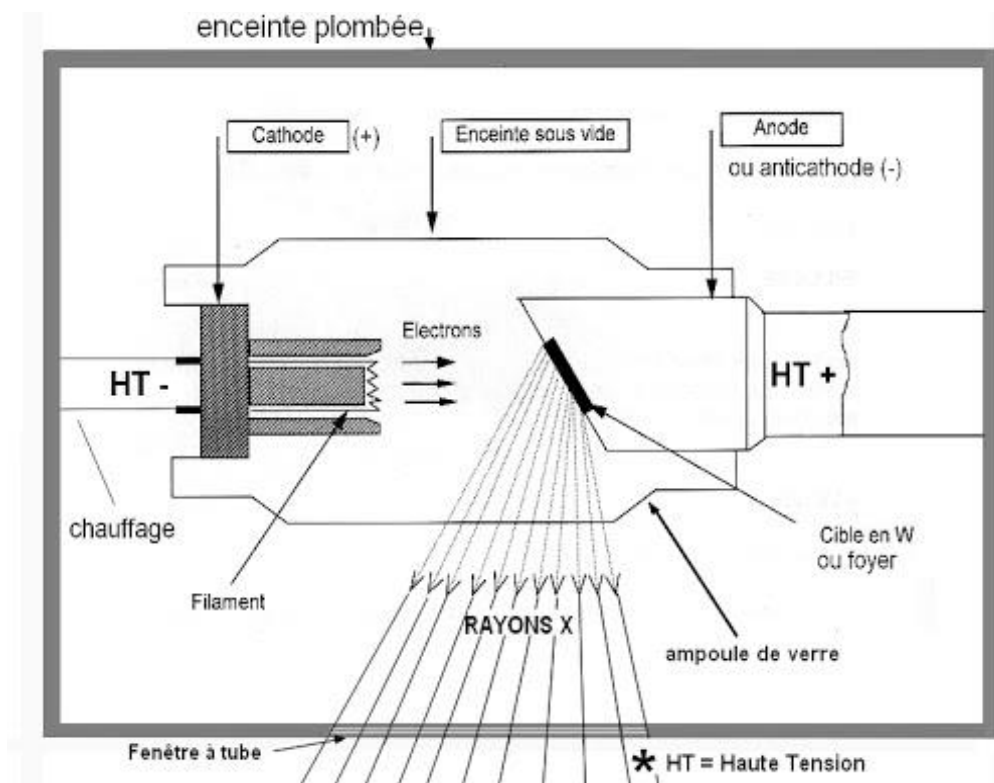


Figure I.5 : principe d'un tube rayon X

I.3.3. Nature et propriétés des rayons X

Il s'agit de rayonnement électromagnétique dans l'échelle desquels on trouve à une extrémité les ondes électriques et de radiodiffusion ; au milieu l'infrarouge, la lumière visible et l'ultraviolet ; et l'autre extrémité les rayons X, gamma et cosmique, la longueur d'onde des rayons X est l'ordre de 10^{-8} cm. Certaines propriétés des rayons X doivent être connues pour comprendre l'application médicale des rayons X :

- ils sont capable de traversée le corps humain, ceci d'autant plus facilement qu'ils sont plus pénétrants (haute tension) ;
- au cours de cette traversée, le faisceau subit un certain affaiblissement. Cette atténuation est d'autant plus importante que l'épaisseur et la densité du corps considéré sont plus élevées (les atomes lourds arrêtent les rayons X) ;
- ils produisent un rayonnement secondaire dans les corps qu'ils traversent. Ce rayonnement secondaire se compose essentiellement d'un rayonnement diffusé qui est d'autant plus important que le volume irradié est grand et que le kilo voltage utilisé est élevé. Ce rayonnement diffusé se fait dans toutes les directions, il représente un rayonnement parasite qui va atténuer le contraste du cliché radiologique. Certains dispositifs permettent de lutter contre ce diffusé (diaphragme, cônes, localisateur, grille anti diffusante) ;
- ils provoquent l'illumination de certains sels minéraux : cette propriété est utilisée au niveau des écrans de radioscopie et des écrans renforçateurs placés au contact des films radiographiques ;
- ils provoquent un noircissement des émulsions photographiques ;
- ils entraînent une ionisation des gaz qu'ils traversent. Cette propriétés est utilisée pour mesurer les rayonnements X à l'aide de chambres d'ionisation ;
- ils se propagent en ligne droite et dans toutes les directions ;
- la formation de l'image radiologique fera appel des notions de géométrie simples (projection, agrandissement, flou géométrique) ;
- la quantité de rayonnement par rapport au tube va décroître comme l'inverse du carré des distances ;
- enfin, les rayons X ont des effets biologiques qui sont utilisés en radiothérapie. Lors de leur utilisation en radiodiagnostic, il faudra apprendre à les utiliser à bon escient.

I.3.4. Détecteur d'images

Le faisceau de rayon X issu du tube est homogène. Ce faisceau traverse le corps humain qui absorbe une portion du rayonnement X proportionnelles à l'épaisseur, à la densité, au numéro atomique de la zone traversée. Ainsi, le faisceau de rayon X est inégalement atténué, il devient hétérogène à sa sortie du corps examinés. L'image radiante qui émerge de l'objet doit

être détectée, c'est-à-dire convertie sous une forme perceptible par l'observation. On distingue des détecteurs dynamique (radioscopie) qui permettent une étude cinétique mais ne laissent aucun document, et des détecteurs statiques (radiographie). La conversion des rayons X dans un détecteur peut se faire de plusieurs façons :

-par l'intermédiaire de photons lumineux, c'est le cas :

- ❖ Du couples écran/films au bromure d'argent, système le plus anciens et encore le plus répandu ;
- ❖ De l'amplificateur de brillance ou de luminance couplé à une caméra TV ou CCD (charged couples device ou capteur à transfert de charge) ;
- ❖ Des systèmes CR (computed radiography) à détection indirecte

-par l'intermédiaire de charges électriques dans les systèmes DR (digital radiography) à détection directe ou indirecte [07].

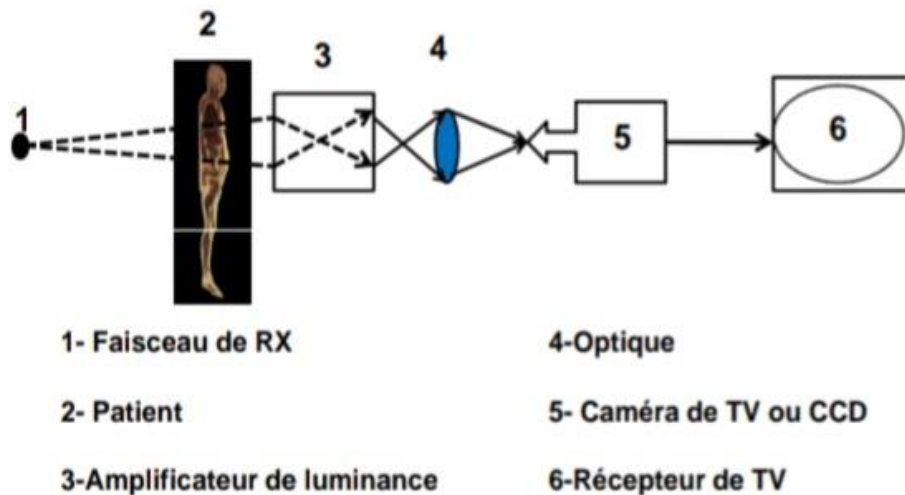


Figure I.6 : chaîne radiologique

I.4.Synthèse des différents aspects de l'imagerie médicale

Faisant appel à de nombreuses technologies, l'imagerie médicale est de plus en plus utilisée pour le diagnostic de nombreuses maladies en complément d'un examen clinique et d'autres investigations, comme les examens biologiques, ou encore les tests neuropsychologiques.

L'imagerie médicale est aussi un élément essentiel à la recherche clinique, l'étude des maladies et la mise au point de nouveaux traitements. Il existe de nombreuses techniques d'imagerie complémentaires. L'imagerie recouvre à une grande variété de technologies développées grâce à l'exploitation des grandes découvertes de la physique du 20^e siècle :

- Les ondes radio et rayons X ;
- La radioactivité de certains éléments ;
- Les champs magnétiques.

L'objectif est non seulement de diagnostiquer les maladies, suivre leur évolution, découvrir leur fonctionnement, mais aussi de mieux les soigner. Des techniques sont mises au point pour localiser les foyers d'infection, les cibler et activer les principes actifs de médicaments uniquement à l'endroit souhaité. Ou encore, de détruire les cellules bien localisées grâce à des ondes de cisaillement émises par un échographe, et donc sans acte chirurgical. Le développement de l'IRM pour la recherche sur le cerveau ouvre également les perspectives d'une compréhension de plus en plus fine de cet organe très complexe [08].

I.5. Les différentes technologies d'imagerie médicale

I.5.1. La radiographie repose sur l'utilisation des rayons X qui ont la propriété de traverser les tissus de manière plus ou moins importante selon leur densité. Ainsi, une source émettrice de rayon X est placée devant le corps à radiographier et un détecteur est placé à l'arrière du corps. Les photons émis vont traverser le corps en étant plus ou moins absorbés par les tissus rencontrés sur leur chemin. Cela permet de différencier les os des muscles sur le cliché final.



Figure I.7 : radiographie

I.5.2. Le scanner repose sur le même principe que la radiologie, c'est-à-dire utilisation d'une source de rayons X et d'un détecteur de part et d'autre du corps étudié. Il permet d'obtenir des images 3D grâce à une rotation simultanée de la source émettrice de rayons X et du détecteur autour du corps. Les projections intermédiaires en 2D sont traitées par informatique afin d'obtenir des images 3D [09].

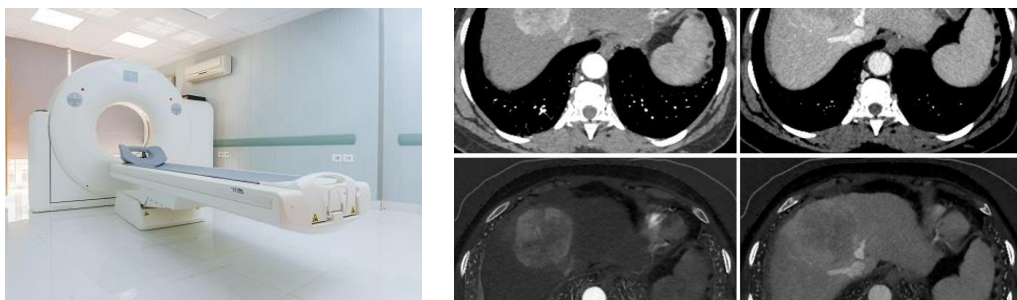


Figure I.8 : scanner

I.5.3. La scintigraphie monophotonique est une technique d'imagerie médicale permettant d'obtenir des images du corps. Le principe de la scintigraphie consiste à administrer au patient une substance faiblement radioactive non toxique (traceur) qui se fixe sélectivement sur l'organe ou le tissu à explorer. Une caméra spéciale (caméra à scintillation ou gamma-caméra) enregistre ensuite le rayonnement émis par l'organe ou par le tissu. L'image de la région explorée est alors obtenue sur un écran d'ordinateur. La scintigraphie osseuse, qui donne des images de l'ensemble du squelette, permet de déterminer si le cancer bronchique s'est étendu aux os (on parle alors de métastases osseuses). La substance radioactive à administrer est composée de molécules de disphosphonates marquées au technétium 99m radioactif. Elles se fixent sur les lésions osseuses trop petites pour être visibles sur une simple radiographie [10].

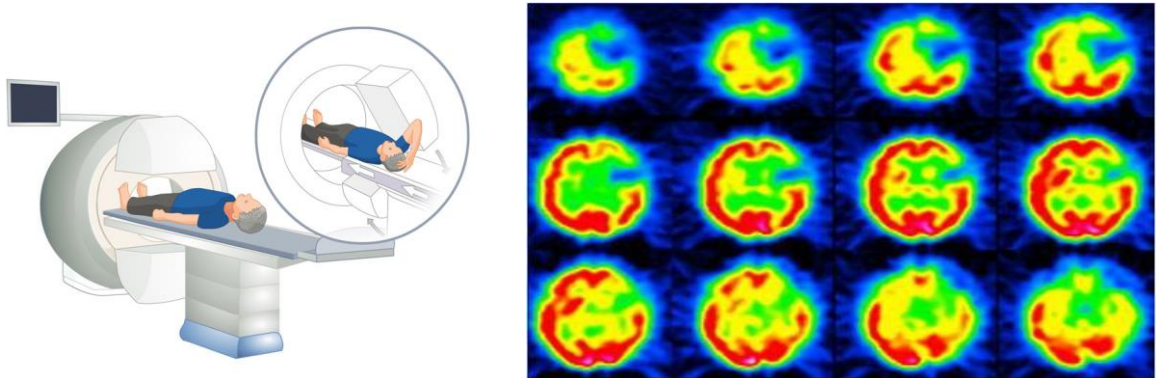


Figure I.9 : scintigraphie monophotonique

I.5.4. La tomographie par émission de positons (TEP) est basée sur l'utilisation d'un traceur marqué par un atome radioactif, le Fluor 18 ou le Carbone 11, qui émet des positons. Après son injection dans l'organisme par voie intraveineuse, le traceur s'associe à sa cible biologique. Les positons, émis lors de cette association, s'annihilent avec les électrons environnant en émettant deux photons dans des directions diamétralement opposées. Une couronne de détecteurs placée autour du patient va permettre de capter les photons de part et d'autre de la région cible. Le traitement de l'ensemble de ces captures conduira à la reconstitution, au besoin, d'une image 3D de la zone étudiée. Les atomes radioactifs utilisés pour la TEP ont une demi-vie courte (20 min à 2 h environ selon les isotopes) et l'essentiel de la radioactivité disparaît au bout de 10 demi-vies.

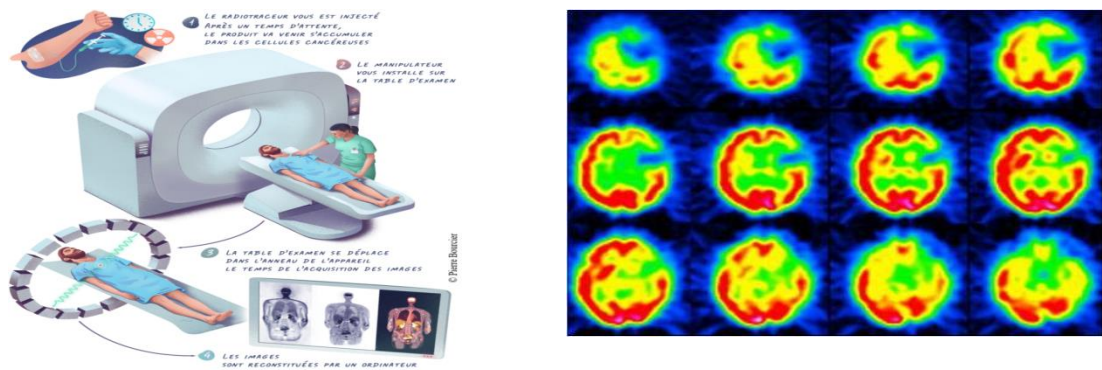


Figure I.10 : TEP

I.5.5. L'échographie ultrasonore est une modalité d'imagerie médicale qui repose sur l'exposition de tissus à des ondes ultrasonores et sur la réception de leur écho. L'échographe se compose d'un écran et d'une sonde émettrice et réceptrice des ondes (appelée transducteur). Soumises à un courant électrique, les micro-céramiques à la surface de la sonde vibrent et émettent des ondes ultrasonores. Ces ondes traversent les tissus et y font écho différemment selon leur densité : plus un tissu est dense, plus l'écho est important. Les ondes reviennent au niveau de la sonde, font vibrer les céramiques qui induisent un courant électrique traité par informatique. Ainsi, lors d'une échographie réalisée dans le cas d'un suivi de grossesse, il est possible de différencier le squelette du fœtus, de ses organes, du liquide amniotique...

L'électro-encéphalographie est l'une des technologies d'imagerie les plus anciennes. Elle permet de visualiser, et de localiser, rapidement une activité cérébrale. Pour cela, elle utilise les différences de potentiel qui se créent au niveau des synapses, espaces entre deux neurones où circule l'influx nerveux. Celui-ci passe d'un neurone à l'autre grâce à la libération de neurotransmetteurs. Ces molécules chimiques vont créer une tension électrique entre les deux neurones qui pourra être mesurée grâce aux électrodes placées sur le cuir chevelu du patient. Le signal détecté résulte des signaux émis par l'ensemble des neurones présents dans la zone du cerveau activée [09].



Figure I.11 : échographie ultrasonore

I.5.6. La magnétoencéphalographie La magnétoencéphalographie (MEG) est une technique de mesure des champs magnétiques induits par l'activité électrique des neurones du cerveau. Cette technique est employée avec une visée clinique en neurologie (notamment pour l'étude de l'épilepsie) mais aussi en cardiologie, ainsi que dans la recherche en neurosciences cognitives [03].

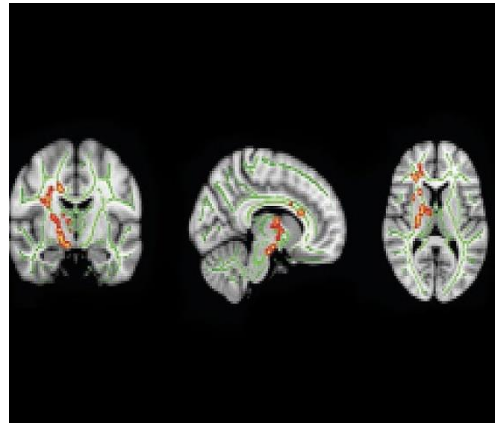


Figure I.12 : magnétoencéphalographie

I.5.7. L'imagerie par résonance magnétique repose sur les propriétés magnétiques des molécules d'eau qui composent à plus de 80% le corps humain. Les molécules d'eau, plus précisément ses atomes d'hydrogène, possèdent un "moment magnétique", ou spin, qui agit comme un aimant. L'appareil IRM consiste à créer un champ magnétique puissant (B_0) grâce à une bobine. Le patient est placé au centre de ce champ magnétique, et toutes les molécules d'eau présentes dans le corps vont s'orienter suivant B_0 . Une antenne placée sur la partie du corps étudiée (ici la tête) va permettre d'émettre et de réceptionner certaines fréquences. A l'émission, la fréquence induite va faire basculer les molécules dans un plan perpendiculaire à

B0. Lorsque l'antenne arrête d'émettre, les molécules reviennent à leur position d'origine en émettant à leur tour une fréquence captée par l'antenne. Celle-ci est ensuite traitée comme un signal électrique et analysée par des logiciels. Le signal diffère selon que les tissus observés contiennent plus ou moins d'eau.

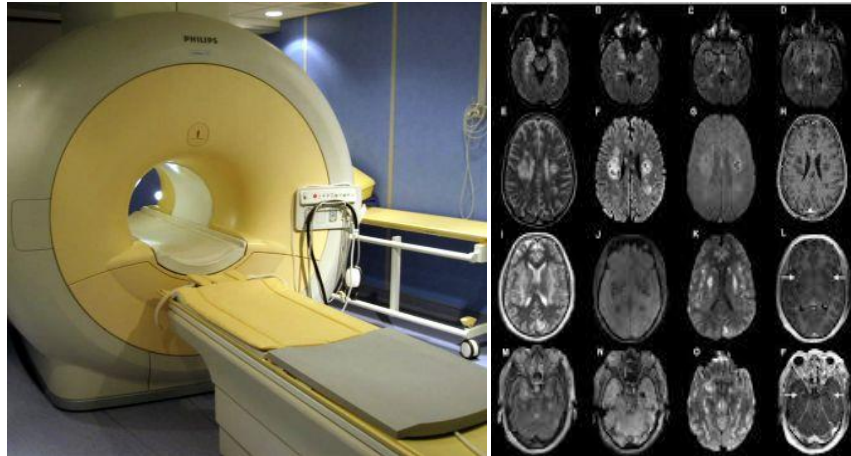


Figure I.13 : IRM

I.5.8. L'IRM de diffusion repose sur les principes de base de l'IRM tout en se focalisant sur le déplacement des molécules d'eau présentes à l'intérieur des fibres nerveuses (ou axones). Ces fibres sont gainées de myéline, principalement constituée de lipide, qui va, en partie, retenir les molécules d'eau à l'intérieur de l'axone. C'est pourquoi, dans un temps donné, les molécules d'eau, qui bougent de manière aléatoire, vont parcourir une plus grande distance lorsque leur déplacement se fera dans le sens de la fibre. L'analyse IRM va ensuite permettre de visualiser le parcours de chacune des molécules et ainsi de reconstituer le réseau de fibres nerveuses à l'intérieur du cerveau [09].

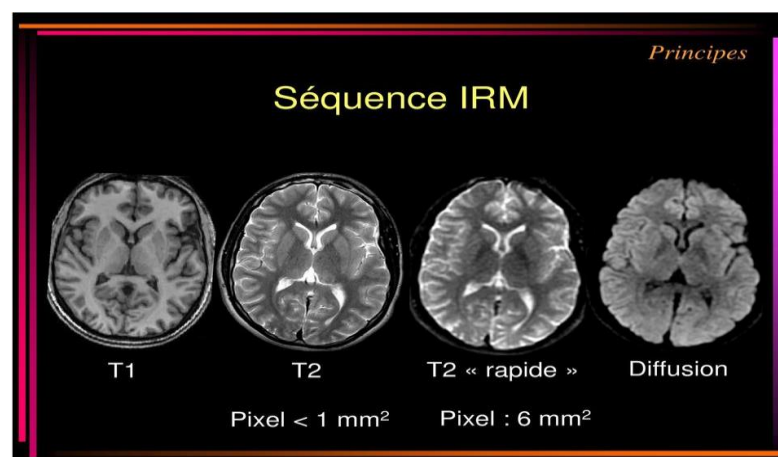


Figure I.14 : IRM de diffusion

I.5.9. L'IRM fonctionnelle est une application de l'imagerie par résonance magnétique permettant de visualiser, de manière indirecte, l'activité cérébrale. Il s'agit d'une

technique d'imagerie utilisée pour l'étude du fonctionnement du cerveau. Elle consiste à enregistrer des variations hémodynamiques (variation des propriétés du flux sanguin) cérébrales locales minimes, lorsque ces zones sont stimulées. La localisation des zones cérébrales activées est basée sur l'effet BOLD (*Blood Oxygen Level Dependant*), lié à l'aimantation de l'hémoglobine contenue dans les globules rouges du sang. Cette technique ne présente aucun danger connu pour la santé des sujets [08].

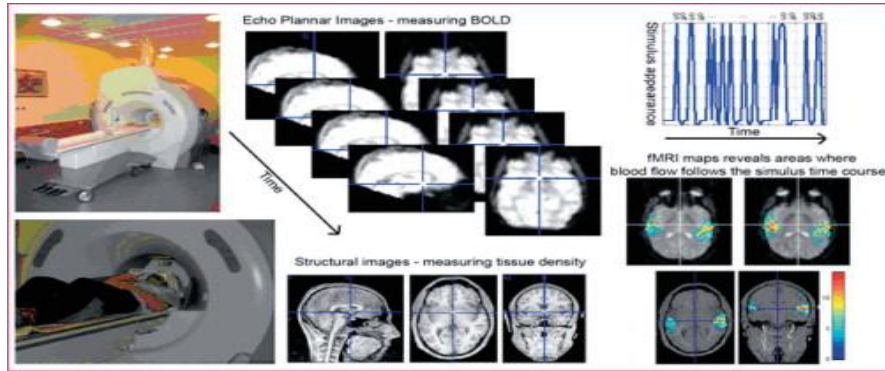


Figure I.15 : Irm fonctionnelle

I.6. Conclusion

Les images sont de plus en plus précises et offrent un diagnostic rapide et sûr, on peut donc affirmer que l'IRM est plus important et précise que les autres technologies de l'imagerie médicale.

Chapitre II :

Les Spins Nucléaires et la Résonance
Magnétique

II.1. Introduction

La résonance magnétique nucléaire (RMN) est une propriété de certains noyaux atomiques possédant un spin nucléaire (par exemple ^1H , ^{13}C , ^{17}O , ^{19}F , ^{31}P ...), placés dans un champ magnétique. Lorsqu'ils sont soumis à un rayonnement électromagnétique (radiofréquence), le plus souvent appliqué sous forme d'impulsions, les noyaux atomiques peuvent absorber l'énergie du rayonnement puis la relâcher lors de la relaxation. L'énergie mise en jeu lors de ce phénomène de résonance correspond à une fréquence très précise, dépendant du champ magnétique et d'autres facteurs moléculaires. Ce phénomène permet donc l'observation des propriétés quantiques magnétiques des noyaux dans les phases gaz, liquide ou solide. Seuls les atomes dont les noyaux possèdent un moment magnétique donnent lieu au phénomène de résonance.

Le phénomène RMN est exploité par la spectroscopie de résonance magnétique nucléaire (spectroscopie RMN), une technique utilisée par plusieurs disciplines : en physique et chimie (chimie organique, chimie inorganique, science des matériaux...) ou en biochimie (structure de molécules). Une extension sans doute plus connue dans le grand public est l'imagerie par résonance magnétique (IRM) utilisée en médecine, mais également en chimie. Récemment, le phénomène RMN a été utilisé dans la technique de microscopie à force de résonance magnétique (MFRM) pour obtenir des images à l'échelle nanométrique grâce à une détection mécanique. Cette technique combine les principes de l'imagerie par résonance magnétique et de la microscopie à force atomique (AFM).

Le phénomène RMN concerne le spin des noyaux atomiques. Un phénomène analogue existe aussi pour les électrons (à condition qu'ils ne soient pas appariés), c'est la résonance de spin électronique (ESR) aussi appelée résonance paramagnétique électronique (RPE). Il existe enfin un phénomène proche, mais qui se produit en l'absence de champ magnétique pour certains noyaux dit « quadripolaires » de spin supérieur à $\frac{1}{2}$, la résonance quadripolaire nucléaire (RQN).

II.2. Propriétés Magnétiques du Noyau d'Hydrogène

Un atome est constitué d'un noyau, lui-même constitué de nucléons (neutrons et protons), et d'électrons qui gravitent autour de ce noyau. Ce dernier contient Z protons (numéro atomique) et N neutrons (nombre de masse $A=Z+N$). Le noyau possède une masse m , une charge électrique positive $Z.e^+$ et une propriété appelée spin. Cette dernière caractérise le fait que le

noyau a un mouvement de rotation autour de lui-même, ce qui induit un moment cinétique J et un moment magnétique μ . Ces deux moments sont colinéaires et sont dirigés suivant l'axe de rotation du noyau. Ils sont donc reliés par une constante de proportionnalité γ appelée rapport gyromagnétique [01] :

$$\mu = \gamma J \quad (\text{II.1})$$

Avec :

μ : moment magnétique

γ : rapport gyromagnétique

Le rapport gyromagnétique est spécifique de chaque noyau ; par exemple pour le proton, il est égale à $26.75 \cdot 10^7 \text{ rad.T}^{-1}.\text{s}^{-1}$

Pour une population donnée de noyaux, nous définissons l'aimantation macroscopique M comme la moyenne volumique de tous les moments magnétiques (i valeurs dans le volume V):

$$M = \frac{1}{V} \sum \mu_i \Delta v_i \quad (\text{II.2})$$

Avec :

v_i : L'élément de volume

M : aimantation macroscopique

L'expérience de résonance magnétique nucléaire (RMN) consiste à mesurer cette aimantation M qui est liée au spin I du noyau étudié. Seuls les noyaux ayant un nombre de spin non nul sont détectables par la RMN. Les noyaux qui possèdent à la fois un nombre de protons et de neutrons pairs ont un nombre de spin nul comme par exemple le carbone (^{12}C) et l'oxygène (^{16}O).

Les noyaux possédant un nombre de spin $I = \frac{1}{2}$ comme le proton ^1H , ont un nombre quantique magnétique de spin m_s qui ne peut prendre que 2 valeurs : $+\frac{1}{2}$ et $-\frac{1}{2}$. C'est le cas idéal pour l'expérience de RMN.

Les noyaux qui ont un nombre de spin I entier comme le deutérium (^2H) ou le lithium (^6Li), ont un nombre quantique magnétique de spin m_s qui peut prendre toutes les valeurs entières entre $-I$ et $+I$. Par exemple, le deutérium (^2H) a un nombre de spin $I=1$ conduisant à trois valeurs distinctes pour m_s : -1 , 0 et $+1$.

Le tableau II.1 récapitule les situations possibles suivant I :

Spin I	Noyau ayant un nombre de :	Exemples
I est nul	Proton pair Neutron pair	$I=0$ ^{12}C , ^{16}O
I est entier	Proton impair Neutron impair	$I=1$ ^2H , ^{14}N , ^6Li $I=3$ ^{10}B
I est demi-entier	Tous les autres noyaux	$I=1/2$ ^1H , ^{19}F , ^{13}C , ^{31}P $I=3/2$ ^{11}B , ^{23}Na $I=5/2$ ^{17}O , ^{27}Al

Tableau II.1 : valeur du nombre de spin I selon la constitution du noyau

II.3. Phénomène de résonance magnétique nucléaire

Le phénomène de résonance magnétique nucléaire passe par 3 étapes distinctes :

- ❖ Polarisation (sous l'effet d'un champ magnétique statique).
- ❖ Résonance (perturbation par un champ radiofréquence).
- ❖ Relaxation (retour à l'équilibre).

II.3.1. Polarisation

Les moments magnétiques μ_i des noyaux étudiés sont orientés aléatoirement en l'absence de champ magnétique externe de sorte que l'aimantation macroscopique M du milieu est nulle $\sum \mu_i = 0$. Dans ce cas, tous les spins sont distribués sur un même niveau d'énergie. Lorsque les noyaux sont placés dans un champ magnétique statique B_0 , leur moment magnétique s'oriente suivant la direction de ce dernier (figure II.1).

Une aimantation macroscopique M apparaît puisque la somme des moments magnétiques microscopiques n'est plus nulle $\sum \mu_i \neq 0$.

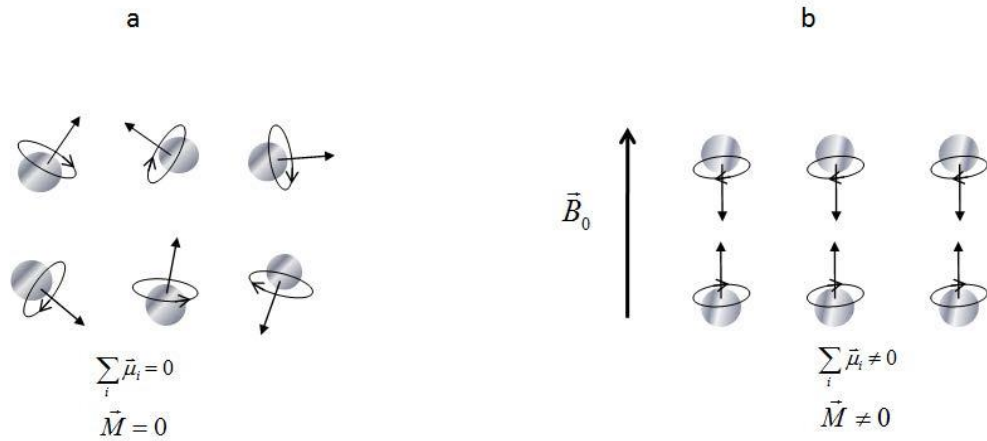


Figure II.1 : a)- en absence de champ magnétique externe, les spins sont orienté d'une façon aléatoire (la somme des moments magnétique est nulle, l'aimantation est nulle)
 b)-placés dans un champ magnétique, les spins s'orientent suivant ce dernier avec l'apparition d'une aimantation macroscopie qui ne sera pas nulle

La présence du champ B_0 va permettre aux spins nucléaires de s'orienter :

- soit parallèlement au champ B_0 , cette situation est la plus stable,
- soit antiparallèlement au champ B_0 , cette situation est la moins stable.

Ces deux situations correspondent à deux niveaux d'énergie (figure II.2) distincts dont la différence vaut :

$$\Delta E = h\nu_0 \quad (\text{II.3})$$

Avec :

$$\nu_0 = \frac{\gamma B_0}{2\pi}$$

Où :

h : la constante de Planck

ν_0 : la fréquence propre du système à l'équilibre que l'on appelle fréquence de Larmor.

L'écartement entre les deux niveaux d'énergie (effet Zeeman) dépend de l'intensité du champ magnétique B_0 comme définit (Figure II.2) :

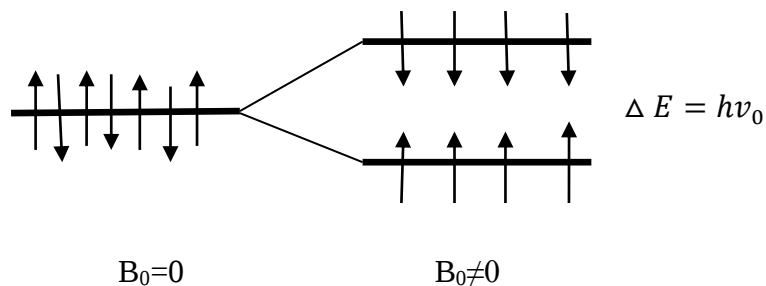


Figure II.2 : Eclatement des niveaux d'énergie d'un spin $\frac{1}{2}$ par l'application B_0

II.3.2. Résonance

Afin d'obtenir un signal de résonance, il est nécessaire de placer le système hors de sa position d'équilibre en lui fournissant de l'énergie. Le système est soumis à l'action d'une onde radiofréquence durant quelques microsecondes (impulsion radiofréquence). Ceci correspond à l'application d'un deuxième champ magnétique, appelé B_1 , dans une direction perpendiculaire à B_0 (c'est à dire perpendiculaire à l'axe Oz). Il s'agit en fait d'un champ tournant autour de l'axe Oz. Pour qu'il y ait résonance entre ce champ magnétique B_1 et les spins des protons à l'équilibre, il faut que la fréquence de l'impulsion B_1 soit égale à la fréquence de résonance des protons ν_0 (fréquence de Larmor) :

$$\nu_0 = \frac{\gamma B_0}{2\pi} \quad (\text{II.4})$$

Ou :

B_0 : champ magnétique

Dans ce cas, il est possible de faire transiter les spins d'un état énergétique favorable (Parallèle à B_0) vers un état énergétique défavorable (antiparallèle). La création du champ tournant B_1 vers un état énergétique défavorable (antiparallèle). La création du champ tournant B_1 .

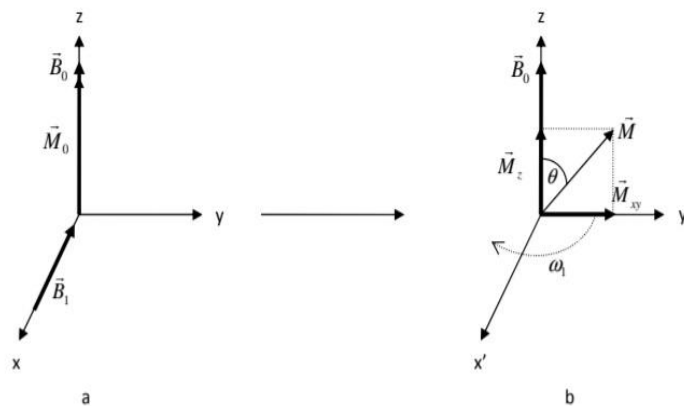


Figure II.3 : a)-état d'équilibre : l'aimantation macroscopique est suivant le champ magnétique

b)-basculement de l'aimantation macroscopique suite à l'application d'un champ tournant

Suite à l'application du champ radiofréquence B_1 l'aimantation macroscopique M subit un basculement (écartement de sa position d'équilibre selon l'axe Oz) et se met à précesser autour

de B_0) (figure II.3). L'angle de basculement est fonction de l'intensité du champ B_1 et de la durée t_p de l'impulsion radiofréquence :

$$\theta = \int_0^{t_p} \omega_1(t) dt = \int_0^{t_p} \gamma B_1(t) dt \quad (\text{II.5})$$

ω_1 : l'impulsion radiofréquence

Il y a donc une diminution de la composante longitudinale M_z selon Oz et l'apparition de la composante transversale M_{xy} qui n'existait pas auparavant. Si l'angle de basculement est égal à 90° par exemple, la valeur de M_{xy} est maximale et égale à la valeur de M_0 à l'équilibre (d'où la notion de basculement).

Afin de supprimer le mouvement de précession autour de B_0 , il est commode de se mettre dans le référentiel $x'Oy'$ tournant à la vitesse par rapport au repère fixe xOy (figure II.3 b) [11].

II.3.3. Relaxation

Le basculement de l'aimantation macroscopique M par une impulsion radio fréquence à 90° , par exemple, a pour conséquence d'annuler la composante longitudinale M_z et de faire apparaître la composante transversale M_{xy} . Le système est dans un état instable.

Une fois l'excitation arrêtée, l'aimantation M retourne à sa position d'équilibre en émettant de l'énergie sous la forme d'une onde RF qui constitue le signal RMN. Le retour à l'équilibre, appelé relaxation, correspond à la disparition de l'aimantation transversale M_{xy} et à la récupération de l'aimantation longitudinale M_z (figure II.4).

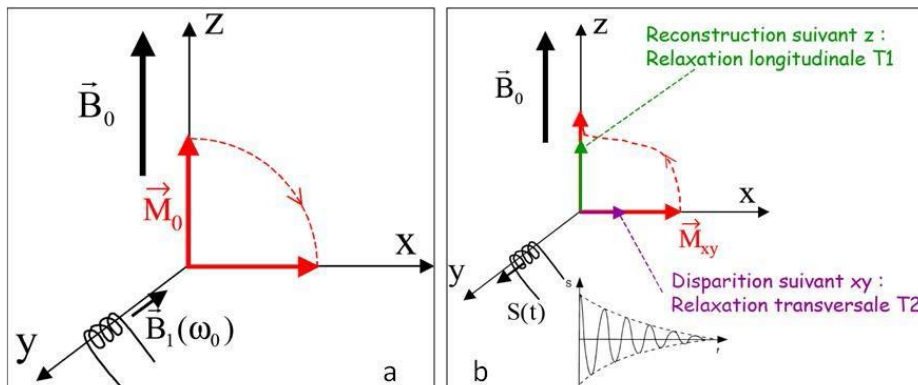


Figure II.4 : a)-l'excitation B_1 provoque un basculement de 90° de l'aimantation M_0 qui se retrouve dans le plan xOy

b)-le retour à l'équilibre de l'aimantation transversale (M_{xy}) induit dans la bobine (qui travaille en réception) le signal RMN

L'évolution temporelle de l'aimantation M est régie quantitativement par l'équation de Bloche dont l'expression générale s'écrit :

$$\frac{dM}{dt} = \gamma(M \wedge B) - \frac{M_x x + M_y y}{T_2} - \frac{M_z - M_0}{T_1} z \quad (\text{II.6})$$

$$\frac{dM_x(t)}{dt} = \gamma(M_y(t)B_z - M_z(t)B_y) - \frac{M_x(t)}{T_2} \quad (\text{II.7})$$

$$\frac{dM_y(t)}{dt} = \gamma(M_z(t)B_x - M_x(t)B_z) - \frac{M_y(t)}{T_2} \quad (\text{II.8})$$

$$\frac{dM_z(t)}{dt} = \gamma(M_x(t)B_y - M_y(t)B_x) - \frac{M_z(t)}{T_1} \quad (\text{II.9})$$

Avec :

M_0 : l'aimantation à l'équilibre.

La résolution du système d'équations précédentes pour le mouvement de précession libre ($B_1=0 \rightarrow B_x=B_y=0, B_z=B_0$), et en tenant compte des conditions initiales ($M(0)=M_0x$), mène à :

$$M_x(t) = M_0 \cos(\omega_0 t) \exp(-\frac{t}{T_2}) \quad (\text{II.10})$$

$$M_y(t) = M_0 \sin(\omega_0 t) \exp(-\frac{t}{T_2}) \quad (\text{II.11})$$

$$M_z(t) = M_0 \left\{ 1 - \exp(-\frac{t}{T_1}) \right\} \quad (\text{II.12})$$

La reconstruction de l'aimantation longitudinale M_z suivant l'axe Oz ne se fait pas Instantanément. Elle s'effectue selon une exponentielle croissante et est caractérisée par le temps de relaxation longitudinale T_1 (d'après l'équation II.12).

La constante T_1 correspond au temps au bout duquel 63% de l'aimantation longitudinale a été récupérée. Au bout de $5T_1$, on ne considère généralement que l'aimantation longitudinale est complètement récupérée ($M_z=0.993M_0$).

La disparition de l'aimantation transversale M_{xy} dans le plan xOy est caractérisée par le temps de relaxation transversale T_2 . Cette diminution est décrite par une exponentielle décroissante :

$$M_{xy}(t) = M_0 \exp\left(-\frac{t}{T_2}\right) \quad (\text{II.13})$$

Le temps T_2 correspond à la durée à l'issue de laquelle l'aimantation transversale ne vaut plus que 37% de l'aimantation initiale M_0 . La relaxation transversale est toujours plus rapide que la relaxation longitudinale $T_2 \leq T_1$ [05].

II.4. Types d'aimants

C'est principalement le type et la forme de l'aimant principal qui vont déterminer la forme de l'IRM : IRM fermée de type tunnel ou IRM ouverte.

Les aimants les plus couramment employés sont les électro-aimants supraconducteurs. Ils sont constitués d'une bobine rendue supraconductrice grâce à un refroidissement par hélium liquide, entouré d'azote liquide. Ils permettent d'obtenir des champs magnétiques intenses et homogènes mais sont chers et doivent être entretenus régulièrement (recharge de la cuve d'hélium notamment).

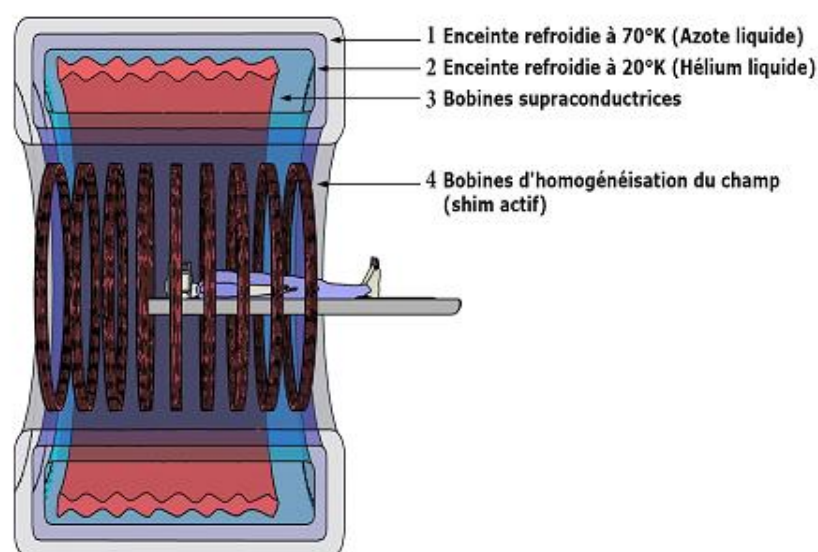


Figure II.5 : aimant principale d'un IRM

Les aimants supraconducteurs disposent de systèmes de sécurité en cas de perte de la supraconductivité, associée à un échauffement et une évaporation rapide de l'Hélium liquide qui se transforme en un très grand volume d'Hélium gazeux (Quench) : conduite d'évacuation des gaz, surveillance du pourcentage d'oxygène et de la température dans l'enceinte de l'IRM, ouverture de la porte vers l'extérieur (surpression à l'intérieur de la salle). Il existe en effet un risque de brûlure par le froid et d'asphyxie en cas de Quench.

Ces aimants fonctionnent en permanence. Afin de limiter les contraintes d'installation de l'aimant, l'appareillage comprend un blindage passif (métallique) ou actif (bobine supraconductrice externe dont la direction du champ est opposée à celle de la bobine interne) pour limiter l'extension des lignes de champ magnétique vers l'extérieur.

Pour les IRM à bas champ, on utilise également :

- des électro-aimants résistifs, moins chers et d'entretien plus aisé que les aimants supraconducteurs, ils sont beaucoup moins puissants, consomment plus d'énergie et nécessitent un système de refroidissement.
- des aimants permanents, de forme variable, composés d'éléments métalliques ferromagnétiques. Ils ont l'avantage d'être peu coûteux et d'entretien facile, mais sont par contre très lourds et de faible intensité.

Afin d'obtenir un champ magnétique le plus homogène possible, il est impératif de réaliser un réglage fin de l'aimant ("shimming"), soit passif à l'aide de pièces métalliques déplaçables, soit actif grâce à de petites bobines électromagnétiques réparties dans l'aimant.

II.5. Caractéristiques de l'aimant principal

Les caractéristiques essentielles d'un aimant sont :

- ❖ son type, comme vu précédemment
- ❖ l'intensité du champ produit, mesurée en Tesla (T). En pratique clinique courante, elle varie entre 0,2 et 3,0 T. En recherche des aimants ayant des intensités de 7 T voire de plus de 11 T sont utilisés.
- ❖ son homogénéité [12].

II.6. Éléments constitutifs des gradients

Les gradients de champ magnétique sont nécessaires au codage spatial du signal. Ils doivent réaliser une variation linéaire de l'intensité du champ magnétique le long d'une direction de l'espace. Cette variation d'intensité de champ magnétique s'ajoute au champ magnétique principal, ce dernier étant bien plus puissant. Elle est créée par des paires de bobines, disposées dans chacune des directions de l'espace (Figure II.6).

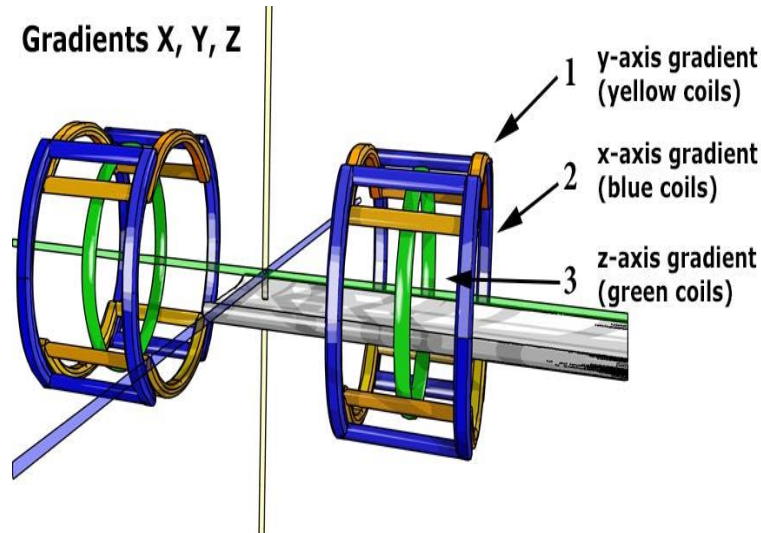


Figure II.6 : Gradient de champ magnétique de l'IRM

La direction du champ magnétique n'est pas modifiée. En s'additionnant à B_0 , ils entraînent une variation d'amplitude du champ magnétique total qui est linéaire, dans la direction où ils sont appliqués. On peut considérer que leur action est homogène sur un plan qui est perpendiculaire à la direction d'application. Cela modifie la fréquence de précession des protons, proportionnellement à l'intensité du champ magnétique auquel ils sont soumis [conformément à l'équation de Larmor; plus le champ est intense, plus ils précèdent vite]. Cette variation de fréquence de précession est également responsable d'une variation et d'une dispersion des phases des spins [07].

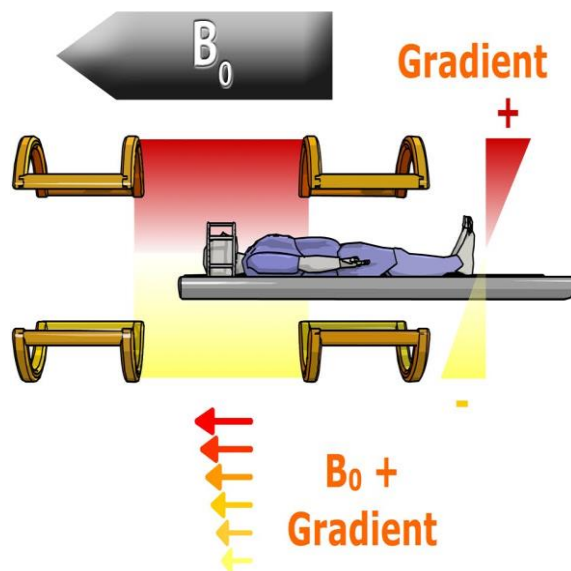


Figure II.7 : Variations de champ provoquées par les gradients dans la direction z

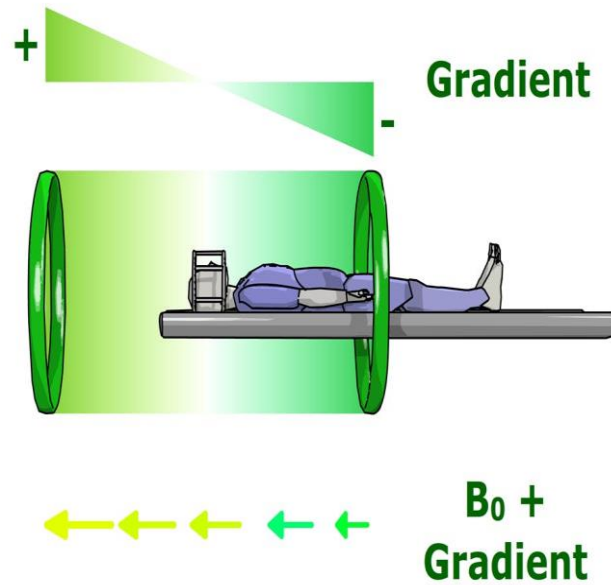


Figure II.8 : Variations de champ provoquées par les gradients dans la direction y

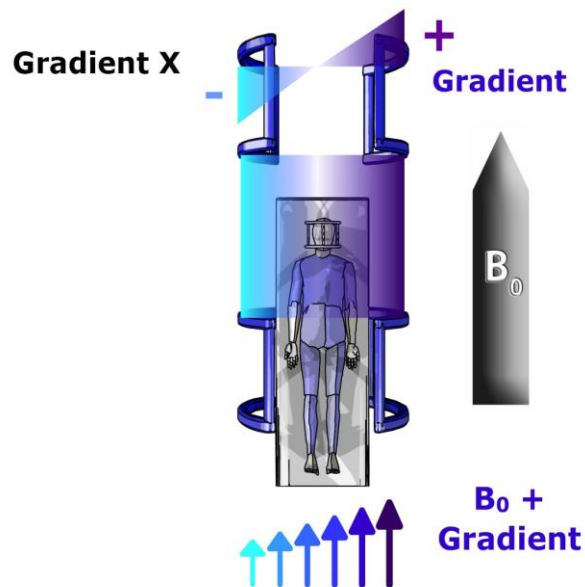


Figure II.9 : Variations de champ provoquées par les gradients dans la direction x

II.7. Caractéristiques des gradients

Les performances des gradients sont en rapport avec :

- leur amplitude maximale (variation de champ magnétique en mT/m), qui détermine la résolution spatiale maximale (épaisseur de coupe et champ de vue) ;

- leur pente, qui correspond à leur rapidité de commutation : une forte pente est nécessaire pour basculer rapidement les gradients et permettre les séquences d'imagerie ultra-rapide de type écho planar (EPI) ;
- leur linéarité, qui doit être la plus parfaite possible au sein du champ d'exploration.

II.8. Types de Bobines de Gradient

Pour réaliser une bobine de gradient, on décide de découper les conducteurs de cette bobine dans une plaque. On peut ainsi utiliser des conducteurs plats. Ceci est favorable à la réduction de la self inductance de la bobine à construire. La bobine est par ailleurs optimisée. On calcule les coefficients de la décomposition en harmoniques sphériques du champ qu'elle crée. On modifie sa structure de manière à annuler des coefficients de cette décomposition qui sont générateurs d'une inhomogénéité du champ. On montre que de cette manière la solution est optimum [13].

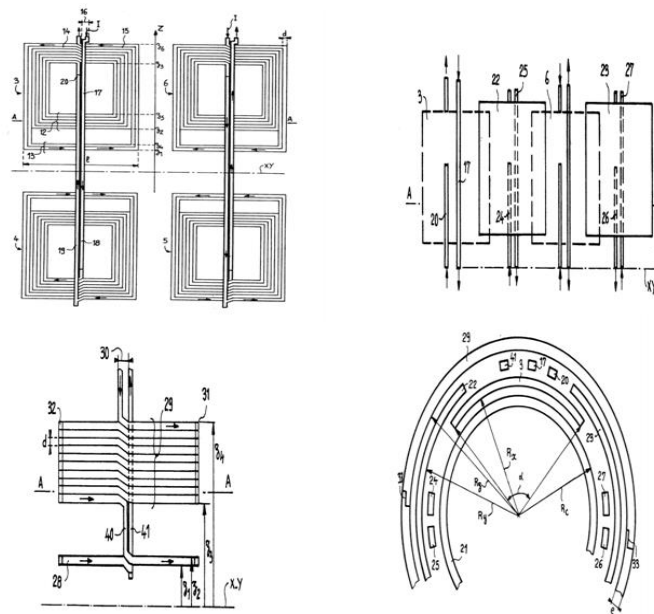


Figure II.10 : découpage des conducteurs de quelques bobines

II.9. Courants de Foucault

Lors des montées et descentes de gradients, des courants induits peuvent se créer dans les matériaux conducteurs à proximité des bobines de gradients (enveloppe cryogénique, fils électriques, antennes, bobines d'homogénéisation...). Ces courants induits (Courant de Foucault, Eddy current) vont s'opposer au champ des gradients et dégrader leur profil.

Pour lutter contre ces courants induits, plusieurs méthodes sont employées :

- Le blindage actif des bobines de gradients
- L'optimisation du profil du courant électrique envoyé aux bobines de gradient lors de la montée et de la descente afin de compenser les courants de Foucault

Par ailleurs, les commutations de gradients sont à l'origine de forces de Lorentz qui entraînent des vibrations des bobines de gradients et de leurs supports. Ces vibrations sont la principale source du bruit caractéristique de l'IRM.

II.10. Notion sur les antennes avec Radiofréquences

L'antenne joue un rôle multiple et essentiel dans l'appareil d'IRM. Elle sert d'abord à convertir le signal électrique issu d'un émetteur de puissance radiofréquence en un champ magnétique tournant qui produit le basculement de l'aimantation nucléaire. Elle permet aussi de transformer le champ radiofréquence produit par la précession de l'aimantation nucléaire en un signal électrique, qui sera ensuite converti en données numériques par un récepteur puis traité par la console d'imagerie. Ces fonctions d'émission et de réception ont un caractère réciproque, utile pour contrôler l'efficacité d'une antenne. Cependant il est souvent préférable de les réaliser à l'aide d'antennes distinctes. L'émission s'accompagne d'un risque d'échauffement des tissus (SAR) qui doit être rigoureusement maîtrisé. Produire un basculement uniforme est essentiel pour une pondération fiable du contraste. En réception, l'agitation des charges électriques au sein des tissus produit un bruit magnétique que l'antenne mélange inévitablement au signal d'IRM. Ce bruit est responsable de l'aspect granuleux des images et limite la résolution spatiale accessible. Parce que le bruit diminue avec le volume de tissus englobés, l'utilisation d'antennes dédiées et d'antennes de surface est un moyen radical pour améliorer localement la résolution. Les réseaux d'antennes adjacentes combinent la possibilité d'une résolution poussée et la couverture de régions anatomiques étendues. Enfin, dans les approches d'imagerie parallèle accélérée, le rôle additionnel de l'antenne est de contribuer à la localisation de l'aimantation nucléaire (Figure II.10) [12].

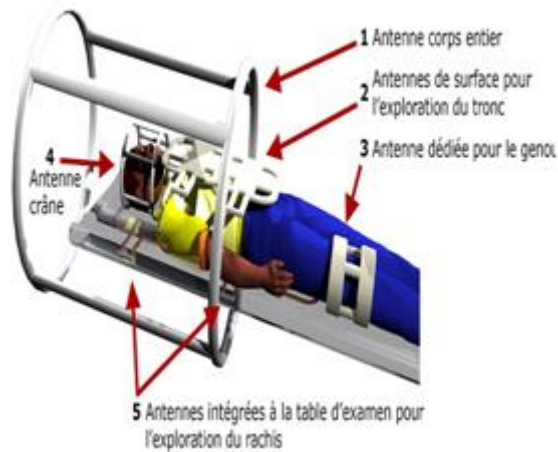


Figure II.11 : *Chaîne radiofréquence de l'IRM*

En émission, l'objectif est de délivrer une excitation uniforme dans tout le volume exploré. En réception, les antennes doivent être sensibles et avoir le meilleur rapport signal / bruit possible.

Une IRM contient en général une antenne « corps entier », située dans la coque de la machine et couvrant l'ensemble du volume de façon homogène.

Les antennes de surface ont un volume sensible plus restreint en profondeur et plus hétérogène, mais offrent un meilleur rapport signal / bruit et des possibilités d'imagerie à plus haute résolution car placées au contact de la zone d'intérêt. La combinaison d'antennes de surface en réseau phase améliore l'homogénéité et le volume sensible des antennes tout en conservant l'avantage d'un meilleur rapport signal / bruit, au prix d'un traitement des signaux plus complexe. Les antennes en quadrature disposent de deux canaux perpendiculaires, ce qui permet d'obtenir une meilleure réception, et aussi d'optimiser l'émission RF et la dose d'énergie RF déposée dans le patient. En fonction des constructeurs et du type d'antenne, certaines antennes peuvent être émettrices, réceptrices ou les deux. La chaîne radiofréquence comprend également les convertisseurs analogique-digital et le spectromètre pour le recueil et l'analyse du signal.

II.11. Optimisation de la chaîne RF

L'optimisation de la chaîne radiofréquence est réalisée en plusieurs étapes, de façon automatisée, avant d'effectuer une séquence d'imagerie :

- ✓ réglage de la fréquence de Larmor exacte, qui est légèrement modifiée du fait de la présence du patient dans le champ magnétique
- ✓ réglage de la puissance en émission, fonction du poids du patient et de l'antenne d'émission, afin d'obtenir les angles de bascule souhaités
- ✓ ajustement du gain en réception, pour éviter une saturation du signal ou à l'opposé, une mauvaise amplification responsable d'une dégradation du rapport signal / bruit.

II.12. Cage de Faraday

La fréquence de résonance des protons étant très proche de celle des ondes utilisées pour la radiophonie publique et la bande FM, l'appareil d'IRM est placée dans une cage de Faraday pour l'isoler des signaux RF extérieurs qui pourraient altérer le signal. La cage de Faraday, en cuivre, englobe complètement l'IRM. Les ouvertures au travers de cette cage doivent être étudiées de façon spécifique pour éviter d'annihiler l'efficacité du blindage.

La coordination des différentes étapes de l'examen et des séquences, le spectromètre, la reconstruction des images et leur post-traitement sont contrôlés par un système informatique interne et par les consoles d'acquisition et de post-traitement.

La rapidité de traitement et l'ergonomie sont les critères de performance essentiels de l'équipement informatique d'un appareillage IRM [13].

II.13. Conclusion

L'IRM est une technique attrayante et non-destructive qui est basée sur le principe de la RMN. Il s'agit d'observer le signal de résonance magnétique des noyaux d'hydrogène soumis à un champ magnétique statique et à une excitation par une onde RF. La superposition d'un gradient de champ magnétique permet l'encodage spatial de l'information suivant la position des spins dans l'espace. L'application des gradients de champ magnétique suivant les trois directions permet de réaliser une image tridimensionnelle.

Chapitre III :

Les Alimentations en Puissance en Imagerie
Médicale

III.1. Introduction

Dans le domaine de l'imagerie par résonance magnétique (IRM), les alimentations électriques doivent à la fois fonctionner au sein de champs magnétiques très puissants et ne pas perturber elles-mêmes les systèmes sensibles.

III.2. Alimentation à découpage

Une alimentation à découpage est une alimentation électrique dont la régulation est assurée par des composants électroniques de puissance utilisés en commutation (généralement des transistors). Ce mode de fonctionnement diffère de celui des alimentations linéaires dans lesquelles les composants électroniques sont utilisés en mode linéaire. Une alimentation à découpage de type forward est une alimentation qui transmet instantanément la puissance.

Les alimentations à découpage se sont fortement développées depuis les années 1980 pour pallier les inconvénients des alimentations linéaires : poids élevé et faible rendement. Elles sont utilisées désormais dans tous les appareils électroniques « grand public » [14].

III.2.1. comparaison par rapport aux alimentations linéaires

Les alimentations à découpage offrent de nombreux avantages sur les alimentations linéaires :

La puissance dissipée dans le composant électronique utilisé en commutation est moindre que lorsqu'il est utilisé en mode linéaire. En conséquence, le rendement de l'alimentation est meilleur et le dissipateur est de dimensions bien plus modestes ;

Le transformateur fonctionne à une fréquence bien plus élevée que celle du secteur (au-delà de 20 kHz contre 50 ou 60 Hz), ce qui permet d'en réduire considérablement la taille.

À puissance égale, les alimentations à découpage sont bien plus petites et plus légères que les alimentations linéaires et possèdent un bien meilleur rendement.

III.2.2. Impact des appareils d'IRM sur l'alimentation à découpage

Toute alimentation à découpage intègre au moins une bobine et un noyau, généralement en ferrite. Le champ B_0 , qui interagit directement avec les composants ferromagnétiques, conduit à la saturation de ces noyaux et à l'impossibilité d'un transfert d'énergie, voire à un court-circuit.

Quant aux gradients de champ, leur fréquence de 100 kHz, très proche de la fréquence de découpage moyenne des alimentations classiques, induit un "effet d'emballement du

courant" dans les câbles et les zones conductrices. Il en résulte une distorsion des signaux, de la chaleur et souvent la mise en court-circuit des composants chargés du découpage.

Moins néfaste pour l'alimentation du fait de sa fréquence plus élevée, le champ RF peut néanmoins provoquer le même genre de problèmes au travers de courants induits.

III.2.3. Impact de l'alimentation à découpage sur l'IRM

Les pics de tension de commutation de l'alimentation à découpage peuvent impacter l'acquisition des signaux, avec l'apparition d'artefacts affectant la qualité et la résolution de l'image.

En outre, la proximité entre la fréquence de commutation de l'alimentation et celle des gradients de champ B_1 peut créer des interférences avec le signal produit par la boucle de gradient, et donc une modification du signal codé, conduisant également à des artefacts dans l'image.

La qualité de l'image risque aussi d'être diminuée à cause des harmoniques de l'alimentation susceptibles d'interférer avec la boucle des bobines RF.

III.2.4. Une solution qui passe par un contrôle numérique avancé

Au regard de ces considérations, il est évident qu'il faut exclure tout composant ferromagnétique de l'alimentation et faire en sorte que sa fréquence de découpage n'interfère pas avec les signaux d'IRM.

Il convient donc de se tourner vers des inducteurs à noyau d'air, dont les faibles valeurs d'inductance obligent à réaliser plusieurs étages d'alimentation fonctionnant en parallèle. Le contrôle de ces différents étages nécessite de recourir à des technologies numériques avancées, pour une flexibilité maximale de fonctionnement des différents canaux. Cela permet notamment aux concepteurs d'adapter le profil de l'alimentation à des conditions spécifiques.

Pour répondre aux défis de l'alimentation des scanners IRM, PXXB a développé une alimentation (GB350) à noyaux d'air dont la fréquence de découpage fondamentale est de 600kHz. Grâce à une mode d'entrelacement à 4 phases, elle fonctionne à une fréquence de sortie résultante de 2.4MHz, au profit d'un filtrage plus facile et de temps de réponse ultra-courts pour la régulation.



Figure III.1 : Alimentation à découpage (GB350)

Apparent la figure III.1, un blindage de protection contre les émissions EMI réduit les émissions diffusées et évite tout risque d'artefact [15].

III.3. alimentation sans noyau pour équipements IRM

Les systèmes d'imagerie médicale à résonance magnétique (IRM) produisent des champs magnétiques extrêmement intenses pour induire l'énergie en radiofréquences nécessaire à l'activation des noyaux d'hydrogène. Les équipements les plus modernes produisent en général des champs magnétiques d'une intensité comprise entre 1,5 et 4 teslas avec lesquels les alimentations électriques classiques, utilisant de la ferrite, sont inutilisables. La raison en est la saturation de l'inductance résultant de la perturbation du transfert d'énergie par le champ magnétique du système IRM.

Pour éviter toute saturation parasite, les alimentations sont traditionnellement placées à l'extérieur de la salle blindée servant aux opérations. Mais l'installation des alimentations à distance nécessite des câbles de grande longueur, ce qui induit des pertes de puissance. Il est par ailleurs extrêmement difficile d'alimenter les équipements de mesure de toute dernière génération qui nécessitent des tensions stables et parfaitement régulées en cas de transitoires rapides.

Pour réduire la consommation d'énergie et garantir le niveau de qualité qu'exigent les équipements intégrés, les constructeurs de systèmes peuvent intégrer aujourd'hui les alimentations électriques locales à proximité de la charge. Cependant, placer l'équipement directement dans le champ magnétique diffusé impose une solution d'alimentation innovante appelée "alimentation sans noyau" et un étage de découpage à la pointe de la technologie.

Pour répondre à cette exigence en garantissant un rendement maximal et une tension de sortie parfaitement régulée (indépendamment de la charge). Fonctionnant sans noyau, cette alimentation intègre une technologie récente de topologies de commutation à haute fréquence, ainsi qu'une commande numérique associée à un micro-logiciel exclusif, chargé d'optimiser l'efficacité et la régulation de tension. Le module GB350 s'affirme ainsi comme la première brique de construction de sa catégorie capable de fonctionner en toute sécurité au sein de champs magnétiques extrêmement intenses (entre 2 et 4 teslas).

Le processeur qui équipe le module gère l'ensemble de l'alimentation, depuis les paramètres de découpage (par exemple l'optimisation des temps morts et du rapport cyclique) jusqu'à la définition de la tension de sortie. Il est possible de programmer ce microcontrôleur avec des fichiers de configuration optimisés, téléchargés au moyen de l'interface numérique. Cela permet de garantir un niveau élevé de flexibilité et de redéfinir le profil de caractéristiques de l'alimentation en cas de remise à niveau du matériel ou de révision de logiciel [16].

III.4. convertisseur DC-DC

III.4.1. Hacheur

Le hacheur, ou convertisseur continu - continu, est un dispositif de l'électronique de puissance mettant en œuvre un ou plusieurs interrupteurs électroniques commandés, ce qui permet de modifier la valeur de la tension (moyenne) d'une source de tension continue avec un rendement élevé [11].

III.4.2. Les type de Hacheur

Il existe différents types de hacheurs :

Si la tension délivrée en sortie est inférieure à la tension appliquée en entrée, le hacheur est dit dévolteur, abaisseur ou Buck.

Dans le cas contraire, il est dit survolteur (ou élévateur ou Boost).

Il existe aussi des hacheurs capables de travailler des deux manières (Boost-Buck).

III.4.2.1. Convertisseur Buck

Un convertisseur Buck, ou hacheur série, est une alimentation à découpage qui convertit une tension continue en une autre tension continue de plus faible valeur. Un convertisseur Buck bien conçu possède un fort rendement (jusqu'à 95 %) et offre la possibilité de réguler la tension de sortie, la figure suivante représente schéma de base d'un convertisseur BUCK :

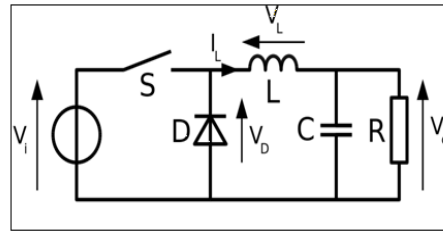


Figure III.2 : Schéma de base d'un convertisseur Buck

III.4.2.1.1. Application

Ce type de convertisseur est utilisé pour des applications que l'on peut classer en deux catégories :

- ✓ Les applications visant à obtenir une tension continue fixe (et parfois régulée) à partir d'un générateur de tension continue supérieure.
- ✓ Les applications permettant d'obtenir une tension réglable mais toujours inférieure à celle présente à l'entrée.

III.4.2.1.2. Principe de fonctionnement

Le convertisseur Buck possède une seule cellule de commutation, composée d'un interrupteur commandable (MOSFET/IGBT) et d'une diode qui vont fonctionner simultanément dans des modes opposés.

Un convertisseur Buck doit être connecté à une charge inductive. De par sa caractéristique de stockage énergétique, cette charge va alterner entre une consommation de tension pour son fonctionnement (réduisant la tension fournie par le générateur disponible pour le circuit en aval) avec un comportement équivalent à une source de tension (fournissant une tension alors que le générateur est mis hors circuit). Le fonctionnement peut être divisé en deux phases suivant l'état de l'interrupteur commandable.

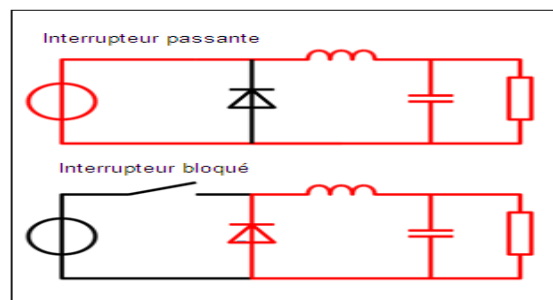


Figure III.3 : Convertisseur Buck suivant l'interrupteur

On ferme l'interrupteur figure III.3. Le courant fourni par le générateur, initialement nul, augmente linéairement et traverse l'inductance. L'inductance s'oppose à cette augmentation du courant, produisant une tension opposée, et elle stocke l'énergie reçue sous forme magnétique. La tension aux bornes de l'inductance vaut :

$$V_L = V_i - V_0 = L \frac{di_L}{dt} \quad (\text{III.1})$$

Avec :

V_L : tension à travers l'inductance ;

i_L : courant d'inductance.

La diode étant polarisée en inverse avec la tension V_i du générateur, aucun courant ne la traverse.

L'interrupteur est ouvert. Le générateur est mis hors circuit, plus aucun courant ne le traverse. La diode devient passante afin d'assurer la continuité du courant dans l'inductance. Le courant traversant l'inductance décroît. L'inductance s'oppose à cette réduction du courant, produisant une tension qui la met en situation de source pour le circuit aval, en utilisant l'énergie magnétique stockée à la phase précédente. La tension aux bornes de l'inductance vaut :

$$V_L = -V_0 \quad (\text{III.2})$$

Un circuit de commande de l'interrupteur le fait alterner à un rythme adéquat pour obtenir la tension désirée. La diode peut être remplacée par un autre interrupteur [17].

III.4.2.2. Convertisseur Boost

Un convertisseur Boost ou hacheur parallèle, est une alimentation à découpage qui convertit une tension continue en une autre tension continue de plus forte valeur, la figure suivante montre schéma de base d'un convertisseur Boost.

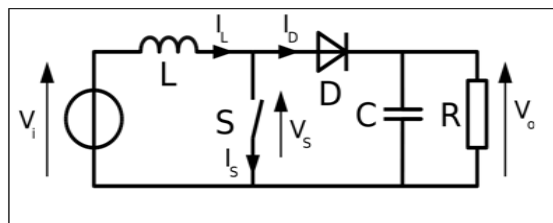


Figure III.4 : Schéma de base d'un convertisseur Boost

III.4.2.2.1. Application

On utilise un convertisseur Boost lorsqu'on désire augmenter la tension disponible d'une source continue.

Les systèmes alimentés par batterie d'accumulateurs utilisent souvent plusieurs accumulateurs en série afin de disposer d'un niveau de tension suffisamment élevé. La place disponible étant souvent limitée, il n'est pas toujours possible de disposer d'un nombre suffisant d'éléments. Un convertisseur Boost permet d'augmenter la tension fournie par les batteries et ainsi diminuer le nombre d'éléments nécessaires pour atteindre le niveau de tension désiré. Les véhicules hybrides ainsi que les systèmes d'éclairage (utilisant des lampes à économie d'énergie) sont deux exemples typiques d'utilisation des convertisseurs Boost.

Les convertisseurs Boost sont utilisés dans des applications de faible puissance comme les systèmes d'éclairage portatifs. Une diode électroluminescente blanche nécessite une tension de 2,7 à 3,6 V environ pour fonctionner, un convertisseur Boost permet d'augmenter la tension fournie par une pile de 1,5 V afin de réaliser une lampe torche faible consommation.

Les convertisseurs Boost peuvent aussi délivrer des tensions bien plus élevées afin d'alimenter les tubes à cathode froide présents dans le rétro-éclairage des écrans à cristaux liquides ou les flash des appareils photo par exemple.

Une automobile hybride comme la Toyota Prius utilise un moteur électrique, nécessitant une tension de 500 V. Sans convertisseur Boost, cette automobile devrait embarquer 417 éléments d'accumulateurs NIMH connectés en série pour alimenter ce moteur. Cependant, la Prius n'utilise que 168 éléments ainsi qu'un convertisseur Boost afin de passer la tension disponible de 202 à 500 V.

III.4.2.2.2. Principe de fonctionnement

Le fonctionnement d'un convertisseur Boost peut être divisé en deux phases distinctes selon l'état de l'interrupteur

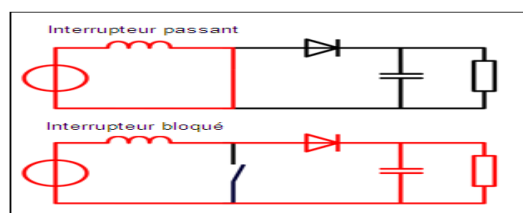


Figure III.5 : *Convertisseur Boost suivant l'interrupteur*

Une phase d'accumulation d'énergie : lorsque l'interrupteur figure III.5 est fermé (état passant), cela entraîne l'augmentation du courant dans l'inductance donc le stockage d'une quantité d'énergie sous forme d'énergie magnétique. La diode D est alors bloquée et la charge est alors déconnectée de l'alimentation.

Lorsque l'interrupteur est ouvert, l'inductance se trouve alors en série avec le générateur et sa f.é.m. s'additionne à celle du générateur (effet survolteur). Le courant traversant l'inductance traverse ensuite la diode D, le condensateur C et la charge R. Il en résulte un transfert de l'énergie accumulée dans l'inductance vers la capacité [18].

III.4.2.3. Convertisseur Buck- Boost

Un convertisseur Buck-Boost est une alimentation à découpage qui convertit une tension continue en une autre tension continue de plus faible ou plus grande valeur mais de polarité inverse. Un inconvénient de ce convertisseur est que son interrupteur ne possède pas de borne reliée au zéro, compliquant ainsi sa commande, comme suit dans la figure suivante :

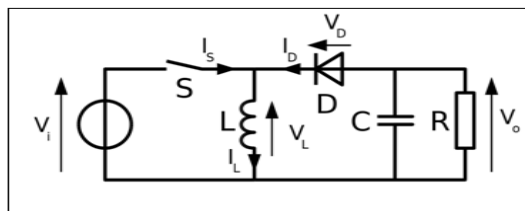


Figure III.6 : Schéma de base d'un convertisseur Buck-Boost

III.4.2.3.1. Principe de fonctionnement

Le fonctionnement d'un convertisseur Buck-Boost peut être divisé en deux configurations suivant l'état de l'interrupteur

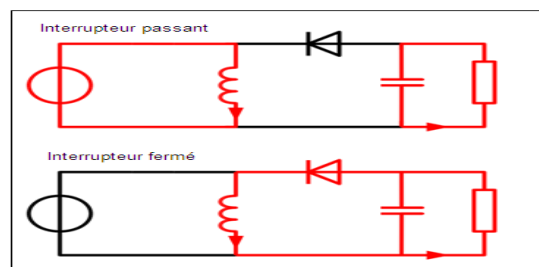


Figure III.7 : Convertisseur Buck-Boost suivant l'interrupteur

Dans l'état passant, l'interrupteur figure III.7 est fermé, conduisant ainsi à une augmentation de l'énergie stockée dans l'inductance.

Dans l'état bloqué, l'interrupteur est ouvert. L'inductance est reliée à la charge et à la capacité. Il en résulte un transfert de l'énergie accumulée dans l'inductance vers la capacité et la charge.

Comparé aux convertisseurs Buck et Boost, les principales différences sont:

- La tension de sortie est de polarité inverse de celle d'entrée
- La tension de sortie peut varier de 0 à $-\infty$ (pour un convertisseur idéal) [19].

III.5. Les MOSFET de puissance

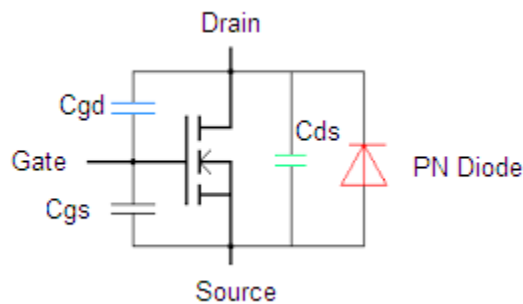


Figure III.8 : Les parasites dans in MOSFET

Les parasites dans un MOSFET sont sévères et doivent être correctement traités pour atteindre des temps de commutation rapides. Les trois capacités parasites typiquement associées aux MOSFET sont représentées. La diode PN interne pour contrer la diode parasite est également représentée.

La capacité d'entrée (C_{iss}), la capacité de sortie (C_{oss}) et la capacité de transfert inverse (C_{rss}).

Les équations suivantes relient ces capacités :

$$C_{iss} = C_{gs} + C_{gd} \quad (III.3)$$

$$C_{iss} = C_{gd} \quad (III.4)$$

Et

$$C_{oss} = C_{ds} + C_{gd} \quad (III.5)$$

Avec :

C_{iss} : capacité d'entrée ;

C_{oss} : capacité de sortie ;

C_{rss} : capacité de transfert inverse.

La capacité C_{gs} est le résultat du chevauchement entre les régions de source et de canal par la grille. La capacité grille-source est indépendante des tensions appliquées et provient de deux parties. Premièrement, les régions d'appauvrissement immédiatement sous la grille ajoutent de la capacité. Seconde. La capacité se développe dans les régions de chevauchement entre le silicium et la grille. Le C_{gd} n'est pas clair par rapport à la tension et est associé à la diode entre le drain et la source et varie inversement avec la racine carrée de la tension drain-source.

Le condensateur d'entrée (Eq III.3) n'est pas la capacité totale vue par la tension d'entrée au MOSFET.

Le gain de tension, défini comme le rapport de V_{ds}/V_{gs} conduit à une augmentation de la capacité d'entrée

$$C_{iss} \cong C_{gs} + \left(1 + \left|\frac{V_{ds}}{V_{gs}}\right|\right) C_{gd} \quad (\text{III.6})$$

Avec :

V_{ds} : Tension drain-source ;

V_{gs} : Tension gate-source ;

Et pour des gains de tension importants dans le MOSFET, la capacité d'entrée est nettement supérieure à la capacité parasite de la source de grille. Le C_{gd} est une fonction non linéaire de la tension et fournit la rétroaction entre l'entrée et la sortie du MOSFET. La capacité de drain de grille également appelée capacité de Miller car elle peut être entraîné une capacité totale supérieur à la somme des capacités statiques.

III.6. Conclusion

Scanner et IRM sont certainement les modalités d'imagerie qui ont bénéficié des plus grands progrès technologiques ces dix dernières années avec le développement de nouveaux champs d'application et plutôt que de les opposer, il faut les considérer comme complémentaires.

Chapitre IV :

Etude des Générateurs de Fortes Densités de
Flux Magnétique

IV.1. Introduction

L'imagerie médicale est un domaine dans laquelle la supraconductivité a joué un rôle essentiel, il apparaît lorsque l'on refroidit certains métaux ou alliages à très basses températures.

IV.2. Circuits résonants et leur principes d'usage en résonance magnétique

IV.2.1. Circuits résonants

IV.2.1.1. Circuit LC

Un circuit LC est un circuit électrique contenant une bobine (L) et un condensateur (Capacité C). C'est ainsi qu'on obtient le phénomène de résonance électrique.

Ce type de circuit est utilisé dans les filtres, les tuners et les mélangeurs de fréquences. Par conséquent, son utilisation est répandue dans les transmissions sans fil en radiodiffusion, autant pour l'émission que la réception [20].

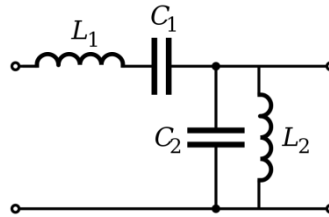


Figure IV.1 : circuit LC série et parallèle

a. LC série :

L'impédance d'un circuit série est donnée par la somme des impédances de chacun de ses constituants. Soit dans notre cas :

$$Z = Z_L + Z_C \quad (\text{IV.1})$$

Avec :

$Z_L = j\omega L$: L'impédance de la bobine

Et $Z_C = \frac{1}{j\omega C}$: L'impédance du condensateur

$$Z = j\omega L + \frac{1}{j\omega C} \quad (\text{IV.2})$$

Ce qui nous donne une fois réduit au même dénominateur :

$$Z = \frac{(\omega^2 LC - 1)j}{\omega C} \quad (\text{IV.3})$$

Avec :

ω : pulsation de résonance

On remarquera que l'impédance est nulle à la pulsation de résonance $\omega_0 = \sqrt{\frac{1}{LC}}$ mais pas ailleurs.

Le circuit se comporte donc comme un filtre passe-bande ou comme un filtre coupe-bande, selon la manière dont il est disposé dans le réseau considéré.

b. LC parallèle :

L'impédance du circuit est donnée par la formule :

$$Z = \frac{Z_L Z_C}{Z_L + Z_C} \quad (\text{IV.4})$$

Après substitution de Z_L et Z_C par leurs formules littérales, on obtient :

$$Z = \frac{\frac{L}{C}}{\frac{1 - \omega^2 LC}{j\omega C}} \quad (\text{IV.5})$$

Qui se simplifie en :

$$Z = \frac{jL\omega}{1 - \omega^2 LC} \quad (\text{IV.6})$$

On remarque que $\lim_{\omega^2 LC \rightarrow 1} Z = \infty$ alors que l'impédance est infinie pour les autres fréquences.

Le circuit LC parallèle présente donc une impédance infinie à la fréquence de résonance. Selon la façon dont on le dispose dans un réseau, il pourra agir comme un filtre passe bande ou comme un filtre coupe bande [01].

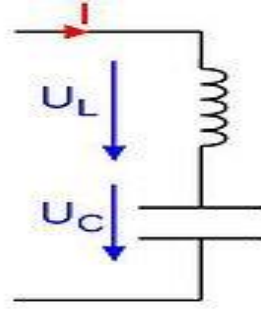


Figure IV.2 : un circuit LC
série

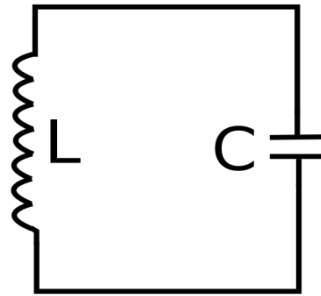


Figure IV.3 : un circuit LC
parallèle

IV.2.1.2. Circuits RLC

un circuit RLC est un circuit linéaire contenant une résistance électrique, une bobine (inductance) et un condensateur (capacité).

Il existe deux types de circuits RLC, série ou parallèle selon l'interconnexion des trois types de composants. Le comportement d'un circuit RLC est généralement décrit par une équation différentielle du second ordre (là où des circuits RL ou circuits RC se comportent comme des circuits du premier ordre).

À l'aide d'un générateur de signaux, il est possible d'injecter dans le circuit des oscillations et observer dans certains cas une résonance, caractérisée par une augmentation du courant (lorsque le signal d'entrée choisi correspond à la pulsation propre du circuit, calculable à partir de l'équation différentielle qui le régit).

a. RLC série :

Si un circuit RLC série est soumis à un échelon de tension E , la loi des mailles impose la relation :

$$E = u_c + u_L + u_R = u_c + L \frac{di}{dt} + R_t i \quad (\text{IV.7})$$

En introduisant la relation caractéristique du condensateur:

$$i_C = i = C \frac{du_C}{dt} \quad (\text{IV.8})$$

On obtient l'équation différentielle du second ordre:

$$LC \frac{d^2 u_C}{dt} + R_t C \frac{du_C}{dt} + u_C = E \quad (\text{IV.9})$$

Avec :

E : la force électromotrice du générateur, en volts (V) ;

u_C : la tension aux bornes du condensateur, en volts (V) ;

L : l'inductance de la bobine, en henrys (H) ;

i : l'intensité du courant électrique dans le circuit, en ampères (A) ;

C : la capacité électrique du condensateur, en farads (F) ;

R_t : la résistance totale du circuit, en ohms (Ω) ;

t : le temps en secondes (s)

b. RLC parallèle :

Si un circuit RLC parallèle est soumis à un échelon de tension E , la loi des mailles impose la relation :

$$i_R = \frac{u}{R} \quad (\text{IV.10})$$

$$\frac{di_L}{dt} = \frac{u}{L} \quad (\text{IV.11})$$

$$i_C = \frac{dq}{dt} = C \frac{du}{dt} \quad (\text{IV.12})$$

Car :

$$q = Cu \quad (\text{IV.13})$$

$$i = i_R + i_L + i_C \quad (\text{IV.14})$$

$$\frac{di}{dt} = C \frac{d^2 u}{dt^2} + \frac{1}{R} \frac{du}{dt} + \frac{u}{L} \quad (\text{IV.15})$$

q : la charge ;

i_R : courant du résistance ;

i_L : courant d'inductance ;

i_C : courant du condensateur.

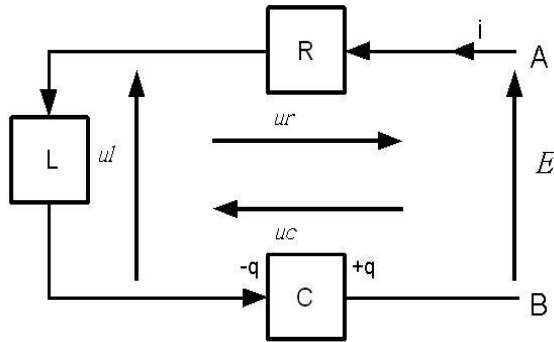


Figure IV.4 : Circuit RLC série

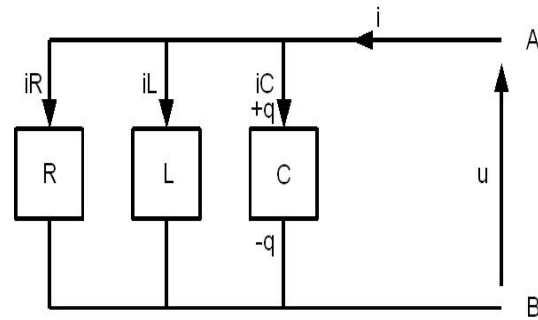


Figure IV.5 : Circuit RLC parallèle

IV.2.2. Résonance électrique

La résonance est un mode de fonctionnement d'un circuit qui comprend des éléments inductifs et capacitifs, dans lequel sa résistance d'entrée (conductivité d'entrée) est réelle. La conséquence en est la coïncidence de phase du courant à l'entrée du circuit avec la tension d'entrée [20].

IV.2.2.1. Fonctionnement

Le phénomène de résonance électrique se produit dans un circuit électrique à une fréquence de résonance donnée où les parties imaginaires des impédance ou admittance des éléments de circuit s'annulent. Dans certains circuits, la résonance électrique a lieu lorsque l'impédance entre l'entrée et la sortie du circuit est près de zéro et la fonction de transfert est près de l'unité. Les circuits résonants comportent des retentissements et peuvent générer de plus hautes tensions et courants que ceux qu'ils reçoivent, ce qui les rend utiles pour la transmission sans fil.

Dans un circuit composé de condensateurs et de bobines, le champ magnétique dans une bobine induit un courant électrique dans les enroulements de cette bobine pour charger un condensateur. Lorsqu'il se décharge, le condensateur produit un courant électrique qui renforce le champ magnétique dans la bobine. Ce processus est répété continuellement, de façon comparable au processus de balancement d'un pendule mécanique. Dans certains cas, la résonance a lieu lorsque les réactances de bobine et de condensateur sont de magnitudes égales, de sorte que l'énergie électrique oscille entre le champ magnétique de la bobine et le champ électrique du condensateur.

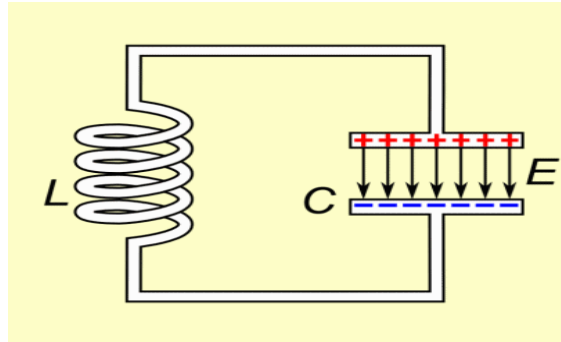


Figure IV.6: schéma animé de circuit LC

IV.2.2.2. Fréquence de résonance

La pulsation propre ou de résonance d'un circuit LC (en rd/s) est :

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}} \quad (\text{IV.16})$$

Ce qui nous donne la fréquence propre ou de résonance d'un circuit LC en Hertz :

$$f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi} = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (\text{IV.17})$$

Avec :

ω_0 : Pulsation

f_0 : la fréquence propre

L : Bobine

C : condensateur

IV.3. La supraconductivité

À l'état supraconducteur, un matériau refroidi à très basse température acquiert la capacité de conduire parfaitement un courant électrique, sans résistance, et donc sans perte d'énergie. De même, à l'état supraconducteur, les matériaux possèdent la propriété d'expulser totalement le champ magnétique qui les entoure, ce qui peut se manifester par des effets spectaculaires de lévitation magnétique.

Le phénomène de supraconductivité a été découvert en 1911 par le physicien Heike Kammerlingh Onnes. Traduit par des propriétés électriques, magnétiques et quantiques spécifiques, il apparaît lorsque l'on refroidit certains métaux ou alliages à très basses températures, proches du zéro absolu, 0 kelvin soit - 273,15 °C. Appelée température critique (T_c), la température à laquelle le matériau devient supraconducteur dépend de la composition chimique de celui-ci. Pour la plupart des matériaux, dits supraconducteurs conventionnels, elle se situe entre 1 et 33 kelvins (soit entre - 272 et - 240°C), ce qui nécessite un refroidissement à l'hélium liquide.

Depuis 1986, des oxydes de cuivre ou cuprates, appelés supraconducteurs à haute température critique (haut- T_c) ou supraconducteurs non conventionnels, peuvent être refroidis à l'azote liquide (à 77 K soit - 196°C). Dans les conditions usuelles, ce sont les cuprates de mercure qui détiennent actuellement le record de température critique : 135 K (- 138°C). En 2008, des scientifiques ont réussi à synthétiser une nouvelle famille de supraconducteurs à haute température critique : les Pictures ($T_c = 55K$, soit - 218°C). Possédant des propriétés différentes des cuprates, ces matériaux suscitent également beaucoup d'intérêt depuis leur découverte. Enfin, sous très haute pression (1,5 mégabar, soit la moitié de la pression au centre de la Terre), le sulfure d'hydrogène (H_2S) devient supraconducteur en dessous de la nouvelle température de -70° C.

L'imagerie médicale est un domaine dans lequel la supraconductivité a joué un rôle essentiel, c'est celui de l'imagerie médicale. La technologie de l'IRM, outil de diagnostic et de recherche désormais incontournable, est en effet une retombée directe des recherches menées sur le sujet. Spécifiquement, la base d'une IRM est de créer un champ magnétique très fort et homogène sur un volume suffisant afin qu'une proportion significative des protons de l'eau du corps du sujet (quelques protons par million) ait un "axe de rotation sur eux-mêmes" aligné. Cette première difficulté technologique, est résolue avec la supraconductivité, qui permet de disposer de champs magnétiques intenses, stables et uniformes.

Outre l'IRM haut champ, la supraconductivité intervient dans la fabrication des capteurs magnétiques qui sont à la base d'autres techniques d'imagerie médicale : l'IRM bas champ (où, au lieu de renforcer la polarisation par un champ magnétique très intense, on utilise un capteur très sensible), la magnétoencéphalographie (MEG) et la magnétocardiographie (MCG) [08].

Supraconductivité à tension nulle.

IV.4. Solutions et compromis, pour transfert de fortes intensités aux travers la bobine IRM

Produire des champs magnétiques très intenses est un enjeu de taille, tant en recherche fondamentale, pour sonder les propriétés de la matière, que du côté de la santé, pour augmenter la résolution de l'IRM (imagerie par résonance magnétique). Mais le champ à la surface des meilleurs aimants permanents n'atteint que quelques teslas, environ 30 000 fois le champ magnétique terrestre. Une valeur modeste et, de plus, limitée à de petits volumes.

Pour des champs plus intenses et plus étendus, il y a les électroaimants, présents dans de nombreuses applications du quotidien, par exemple les moteurs électriques ou les verrouillages de porte. Mais des obstacles apparaissent dès que l'on souhaite des champs de plusieurs dizaines de teslas.

Voyons d'abord le principe d'un électroaimant. Tout courant électrique crée un champ magnétique dans son voisinage. Celui-ci est toutefois très faible, même pour des courants intenses : pour atteindre 1 millième de tesla, il faut se placer à 2 centimètres d'un conducteur où circulent 100 ampères [20].

IV.4.1. Du courant électrique au champ magnétique

Afin d'obtenir un champ plus intense, on enroule le fil conducteur autour d'un cylindre. Le champ magnétique d'un tel solénoïde est non seulement plus intense que pour un fil droit, il est aussi quasiment uniforme à l'intérieur de cette bobine. Le champ central est proportionnel au courant et au nombre de tours de fil par unité de longueur de la bobine. Avec un courant de 10 ampères et 20 000 tours de fil par mètre, on atteint déjà 0,25 tesla. Ne suffit-il donc pas d'augmenter l'intensité et le nombre de tours par unité de longueur, bref de faire des bobines géantes, pour obtenir des champs aussi forts que souhaité [17].

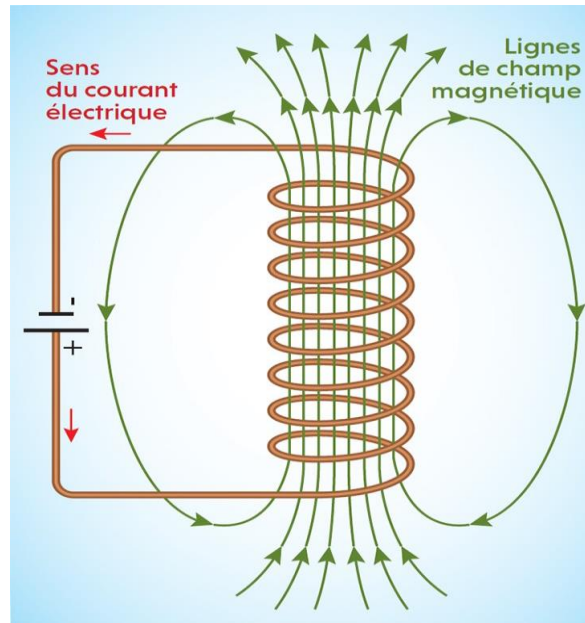


Figure IV.7 : Du courant électrique au champ magnétique

Tout courant électrique s'accompagne d'un champ magnétique. Pour un fil conducteur rectiligne, ce champ, proportionnel à l'intensité du courant, est faible et décroît comme l'inverse de la distance au fil. En enroulant le fil conducteur autour d'un cylindre, on montre que le champ magnétique produit à l'intérieur de ce solénoïde est considérablement plus intense, car il est proportionnel au nombre de tours que fait le conducteur par unité de longueur mesurée le long de l'axe. De plus, ce champ est relativement uniforme à l'intérieur du solénoïde.

On est vite confronté à deux problèmes. Le premier est l'effet Joule, c'est-à-dire la chaleur dégagée à cause de la résistance électrique du conducteur. Si notre bobine faisait 10 centimètres de long et de diamètre, avec du fil de cuivre de 1 millimètre carré de section, il faudrait un courant de 40 ampères pour obtenir 1 tesla, mais la puissance dissipée serait d'environ 16 kilowatts, de quoi faire fondre rapidement le dispositif. Et inutile de chercher à réduire cette valeur en augmentant le diamètre du fil comme on le fait pour les rallonges électriques des appareils électroménagers : pour garder un même encombrement, il faudrait réduire le nombre de tours, donc augmenter le courant, et la puissance dissipée serait exactement la même.

Ce n'est pas tout. Un fil parcouru par un courant électrique et placé dans un champ magnétique subit une force dite « de Laplace ». Il s'ensuit que les fils de la bobine se repoussent les uns les autres, avec une pression proportionnelle au carré du courant électrique – une dizaine d'atmosphères dans la bobine que nous avons considérée. En raison de la puissance dissipée ou des contraintes mécaniques, les bobinages ne semblent donc pas adaptés à l'obtention de champs magnétiques très intenses.

Une solution parfois adoptée est d'accepter la destruction de la bobine ! À ce prix, on produit des champs atteignant 300 teslas et, quitte à tout détruire, on peut « comprimer le flux magnétique » avec des explosifs et obtenir ainsi près de 2 000 teslas pendant quelques dizaines de microsecondes. Laissons de côté ces solutions extrêmes et concentrons-nous sur la production de champs forts permanents.

IV.4.2. Un courant dans la masse

En 1933, le physicien américain Francis Bitter a proposé une solution consistant à utiliser un empilement de disques conducteurs percés, séparés par des isolants dont la découpe impose une circulation hélicoïdale du courant, afin d'engendrer un champ magnétique le long de l'axe.

Grâce à l'emploi d'un matériau massif, les contraintes mécaniques sont bien mieux supportées ; par ailleurs, les perces permettent la circulation d'eau qui refroidit efficacement le dispositif. Le National High magnetic Field laboratory, au Nouveau-Mexique, a ainsi obtenu un champ de 35 teslas dans une zone cylindrique d'environ 3 centimètres de diamètre en faisant circuler 40 000 ampères à 500 volts, soit 40 mégawatts de puissance électrique et 15 000 litres d'eau par minute ! On comprend pourquoi on n'envisage pas forcément de faire des électroaimants de Bitter encore plus gros...

Une autre solution pour obtenir des champs intenses est de faire appel aux matériaux supraconducteurs, qui perdent leur résistance électrique à température suffisamment basse. Pas de résistance, pas d'effet Joule et, cerise sur le gâteau, une alimentation électrique très réduite. Ainsi, les 9 000 électroaimants du collisionneur LHC, au CERN, qui produisent un champ de 8 teslas, sont faits d'un alliage niobium-titane supraconducteur. Hélas, cette solution est elle aussi fortement limitée : la supraconductivité disparaît si le matériau est

plongé dans un champ magnétique trop élevé, 9 teslas par exemple pour l'alliage niobium-titane à sa température de refroidissement au LHC [21].

IV.5. Refroidissement des appareils médicaux

Le secteur médical répond à une réglementation et des nécessités bien spécifiques en matière de contrôle des températures et de la qualité de l'air. En effet, l'enjeu du traitement d'air et de la climatisation en établissement médical est bien le confort des patients et personnels mais aussi et surtout leur santé, en limitant la propagation des bactéries et virus présents. Au-delà de ces prestations essentielles.

IV.5.1. Le refroidissement des scanners

L'utilisation de scanners dans le milieu médical est largement répandue. Cette technique d'imagerie permet d'obtenir des vues en coupe du corps grâce à l'usage de rayons X et de supports informatiques. Ces machines dégagent beaucoup de chaleur. Il est donc indispensable de procéder à leur refroidissement afin d'éviter tout risque de surchauffe et de contrôler la température ambiante de la salle d'examen, pour le confort du patient.

En outre, les scanners dits interventionnels sont de plus en plus courants. Permettant de combiner les techniques d'imagerie médicale avec celles des blocs opératoires, il s'agit bel et bien d'assister les chirurgiens dans leurs interventions. Ceux-ci sont alors en mesure d'opérer de façon nette et précise même sans voir directement les organes concernés. Les actes interventionnels sont alors radioguidés, et les praticiens peuvent suivre leur progression sur des écrans. Cette technique offre de nombreux avantages, notamment en rendant les interventions moins invasives, et en réduisant ainsi les complications faisant suite à une opération et la durée de l'hospitalisation.

Ici, il est essentiel de garantir les conditions réglementaires d'un bloc opératoire dans la salle d'intervention, dont la température et l'hydrométrie sont précisément définies par les normes hospitalières en vigueur. Notre intervention en tant que professionnels du génie climatique spécialisés dans le secteur médical se situe ainsi précisément au carrefour du refroidissement du scanner en lui-même et du contrôle de la température et de la qualité d'air du bloc opératoire. Cette gestion très délicate demande expertise élevée et mises en place de prestations sensibles.

IV.5.2. Le refroidissement des appareils d'IRM

Les appareils d'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) permettent également d'effectuer des images en coupe du corps humain, mais ont l'avantage, par rapport au scanner, de ne pas utiliser de rayons X. Ils sont privilégiés dans l'imagerie du cerveau.

Ces machines ont un fonctionnement complexe, basé sur l'utilisation de champs électromagnétiques, et qui nécessite d'utiliser de l'hélium liquide refroidi, qui vient assurer les qualités supraconductrices des aimants. Pour cela, il faut comprimer l'hélium, ce qui provoque un échauffement. Un circuit d'eau fermé placé à une température d'environ 8-10°C vient alors refroidir l'ensemble. Une fois que l'Hélium arrive dans le compartiment plus grand par les conduites, il se détend et produit alors du froid (-269°). Sans cette action de refroidissement de son compresseur, l'hélium repasse en état gazeux. Les conséquences sont très dangereuses, puisqu'il prend 700 fois son volume initial et s'échappe soudainement de l'aimant de l'IRM. On dit alors qu'un quench survient. En quelques minutes, la teneur en oxygène de l'air ambiant diminue, risquant d'asphyxier le patient et le personnel présent. Une baisse brutale de la température est aussi observée, avec des risques de brûlures par le froid. Pour prévenir ces dangers, les appareils d'IRM sont notamment équipés d'un conduit d'évacuation de l'hélium hors de la pièce.

Le meilleur moyen de s'assurer de l'utilisation sécurisée des appareils d'IRM est de contrôler le volume d'hélium liquide disponible ainsi que sa température, en toute circonstance.

IV.5.3. La maintenance des équipements de refroidissement

Il intervient une fois par an lors de l'arrêt annuel de l'appareil d'IRM pour un entretien de fond. En outre, il réalise une maintenance de contrôle semestrielle à trimestrielle pour laquelle il peut intervenir depuis le local technique adjacent à la pièce occupée par l'appareil d'IRM, qui y est relié par un réseau de gaines. Cela permet de prévenir largement tout risque de panne ou de dysfonctionnement des machines [22].

IV.6. Conclusion

La résonance des tensions et des courants est un phénomène intéressant à connaître. Il n'est observé que dans les circuits inductifs-capacitifs. Dans les circuits avec de grandes résistances actives, cela ne peut pas se produire.

Les appareils médicaux ont besoin de très forte intensité pour faire parfaitement son travail et produire des champs magnétiques très intenses.

Il faut toujours refroidir les appareils médicaux après chaque utilisation pour le garder longtemps.

Chapitre V :

Stratégie de Contrôle de la Puissance injectée
dans la Bobine de Gradient à IRM

V.1. Introduction

Aujourd'hui, les convertisseurs de puissance connaissent une nette amélioration, grâce aux nouvelles technologies des composants. En effet ces derniers peuvent fonctionner à des fréquences élevées

Pour scanner le corps de l'être humain il faut convertir la tension et pour avoir des meilleurs résultats de bon fonctionnement d'IRM on a utilisé des convertisseurs MOSFET.

V.2. Etude Présentative des étages du convertisseur d'énergie électrique destinée aux alimentations IRM

Un MOSFET est un composant qui permet de commuter du courant, c'est-à-dire laisser passer plus ou moins d'électrons entre deux électrodes en fonction d'une troisième. Il peut être vu comme un interrupteur (tel un relais) ou une résistance variable.

Les capacités parasites dans un MOSFET sont sévères et doivent être correctement traitées pour atteindre des temps de commutation rapides c'est-à-dire très haute fréquence (100KH jusqu'à 2.5MHZ).

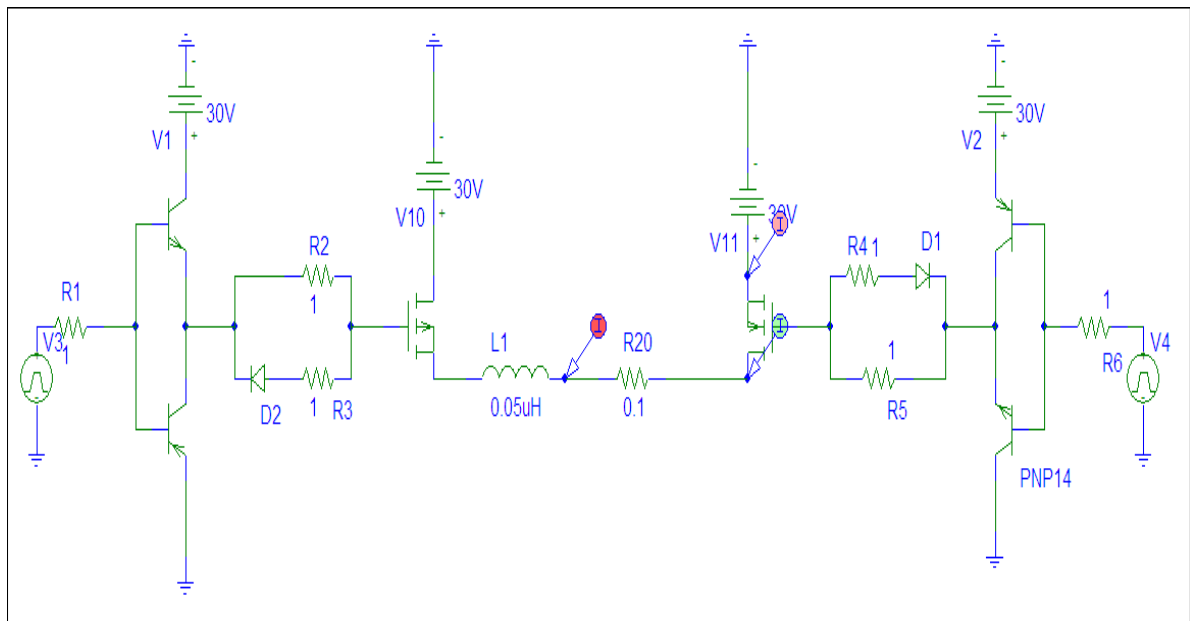


Figure V.1: Schéma pour alimentation en puissance

Pour permettre une simulation numérique nous avons établis le schéma bloc du convertisseur d'énergie électrique aux alimentations IRM présenté par la figure V.1.

Les valeurs injectées sont des valeurs suivantes :

$$V1=V10=V11=V2=30V ;$$

$V3=V4=15V$;

$R1=R2=R3=R4=R5=R6=1\ \Omega$;

$R20=0.1\ \Omega$;

$L1=0.05\mu H$.

V.3. Evaluation des contraintes thermiques appliquées au MOSFET

V.3.1. Contraintes thermique quantifiées par dissipation d'énergie

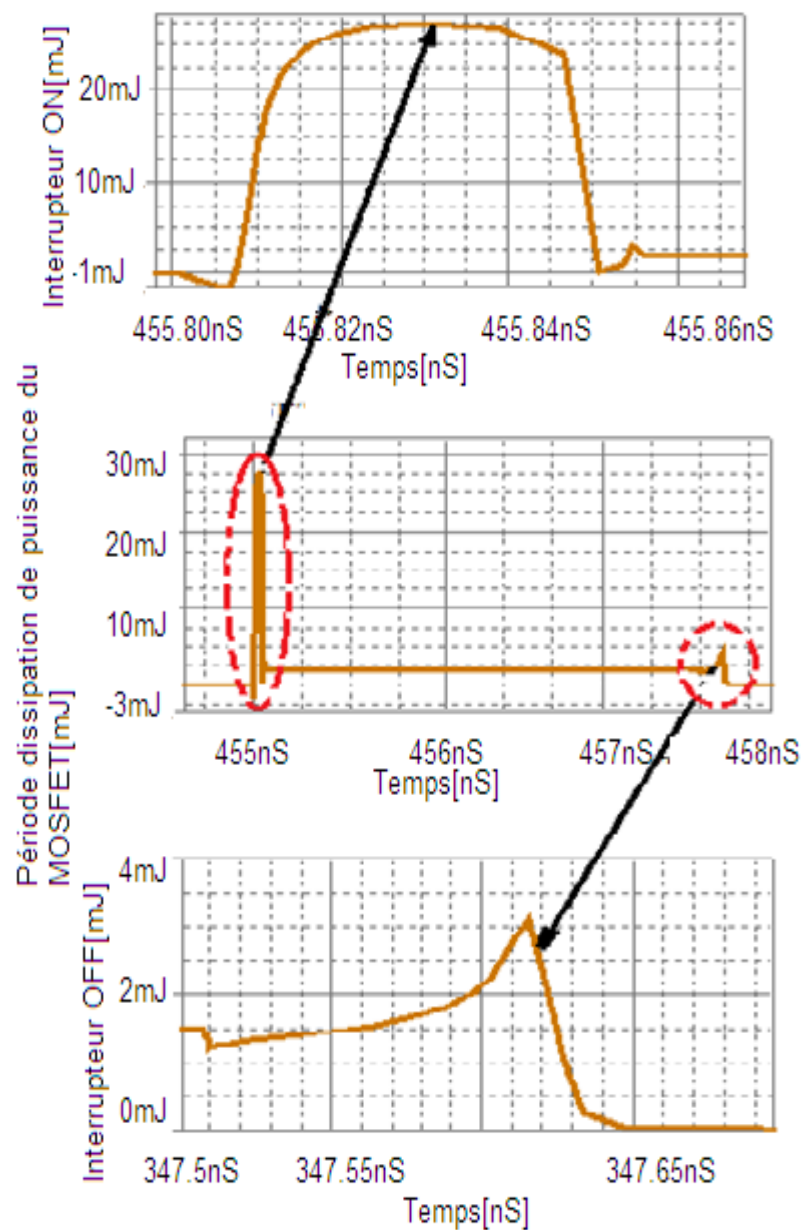


Figure V.2 : Contraintes thermique quantifiées par dissipation d'énergie

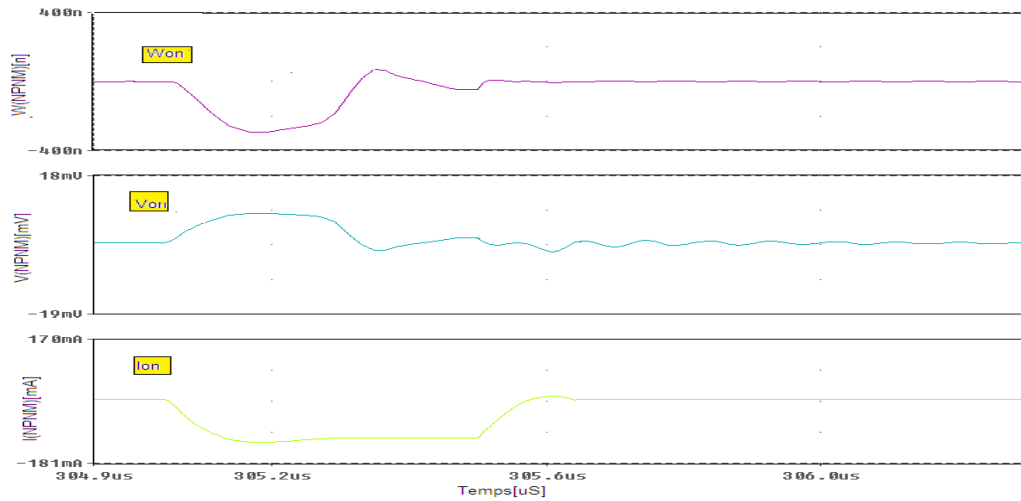


Figure V.3 : forme d'onde de l'énergie W , de la tension V et du courant I à la fermeture (ON)

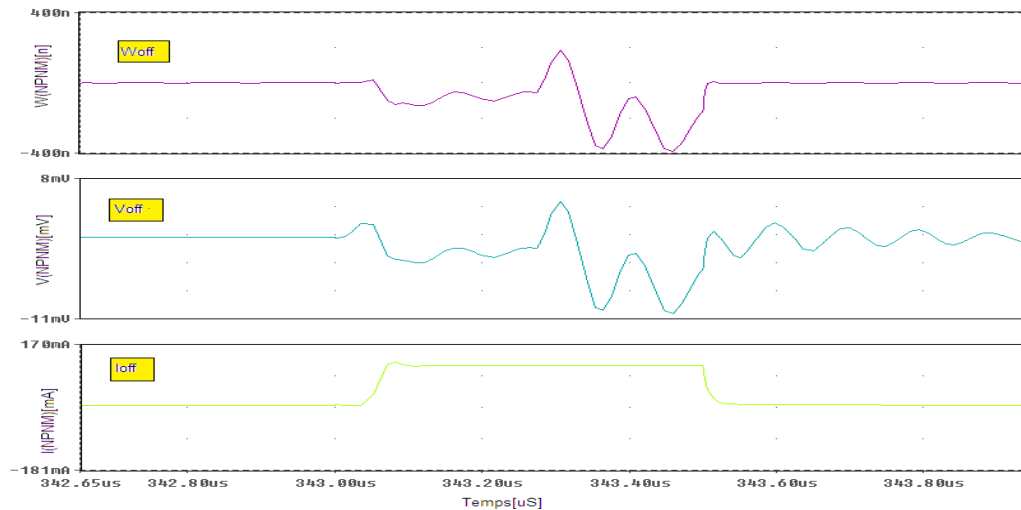


Figure V.4: forme d'onde de l'énergie W , de la tension V et du courant I à l'ouverture (OFF)

Discussion résultats des simulations

Les formes d'ondes des figures V.3 et V.4 montrent l'efficacité du MOSFET, pendant le déroulement des commutations (ON, OFF), car ce dernier est capable de hacher des tensions à très hautes fréquences avec un minimum de dissipation d'énergie, ce qui permet une commutation douce du composant Mosfet. Sachant que pendant la résonance du couple L_R - C_R , le circuit atteint sa valeur minimale cas de court circuit. Ou bien sa valeur infinie circuit ouvert.

Interprétation

A la lumière des résultats trouver la été constater que le MOSFET est bien adapté pour le transfert de l'énergie électrique (tension/courant) par de commutation (ON/OFF) à haute fréquence. Ce qui permettra l'usage de ce composant comme élément commutateur principale dans ce type d'alimentation en puissance. Ainsi, le montage destiné pour alimente une bobine de gradient sera piloter par le convertisseur (Hacheur) capable de délivrai des courants pulsés sous hautes fréquences et à des amplitudes très élevés. Il faut signaler que ce type de commutateur exige une tension relativement réduite.

V.3.2. stratégie de contrôle des grandeurs électriques par supraconductivité

Le couple du circuit résonant, constituée par la bobine de gradient, sa résistance interne et le condensateur de compensation, est lui affectée la possibilité de passer un courant très intense sans une grande chute de tension au borne de la charge, et notamment réduite aux bornes de la résistance propre de la bobine de gradient.

Simulation 1 : $f=200$ MHz.

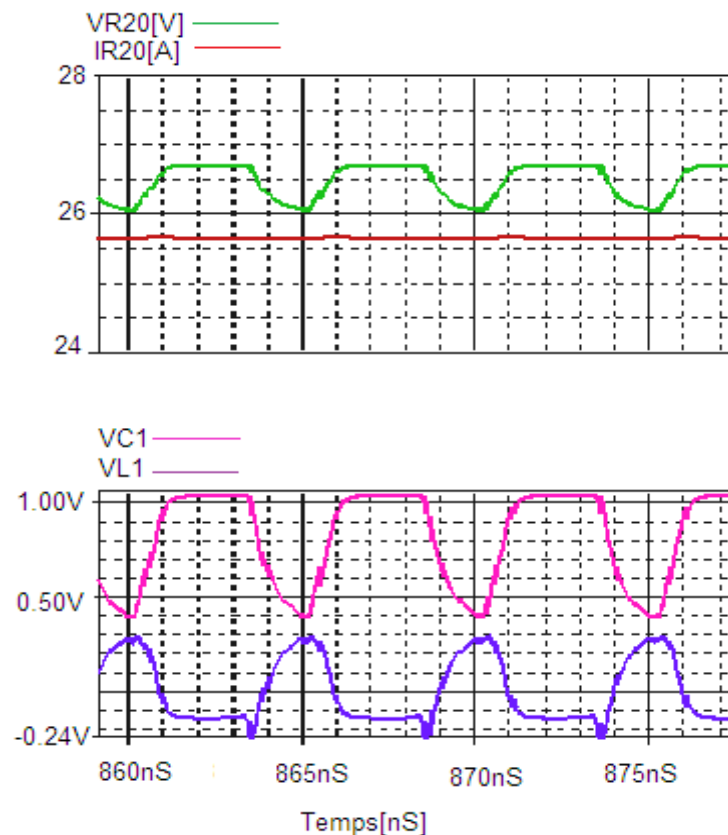


Figure V.5 : forme d'onde des tensions V_R , V_{LR} , V_{CR} ET le courant I_R

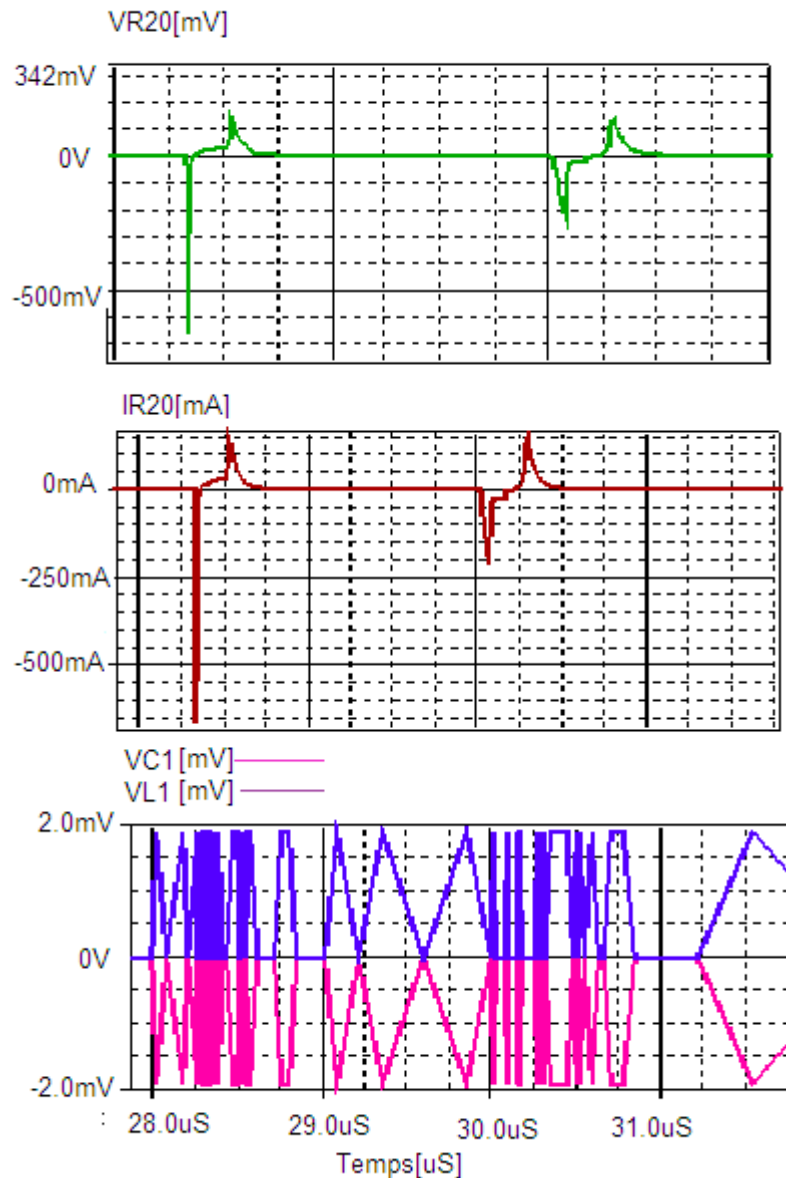
Simulation 2 : $f=0.30$ MHz

Figure V.6 : forme d'onde de les tensions V_R , V_{LR} , V_{CR} ET le courant I_R

Discussion des résultats des simulations :

Chaque courant pulsé à travers la bobine de gradient est injecté sous une tension propre ; normalement maintenue réduite au moins pendant l'excitation de la bobine. L'essai le plus réalisable et par conséquent, est le plus adopté par le cahier de charge pour les alimentations concernant les alimentations HF des équipements IRM c'est le premier essai.

Interprétation

D'après les résultats, on peut dire que la commutation rapide du MOSFET est donne la haute fréquence c'est pour ça on utilise le MOSFET dans l'IRM.

V.4. Stratégie de contrôle de la puissance injectée dans la bobine de gradient à IRM

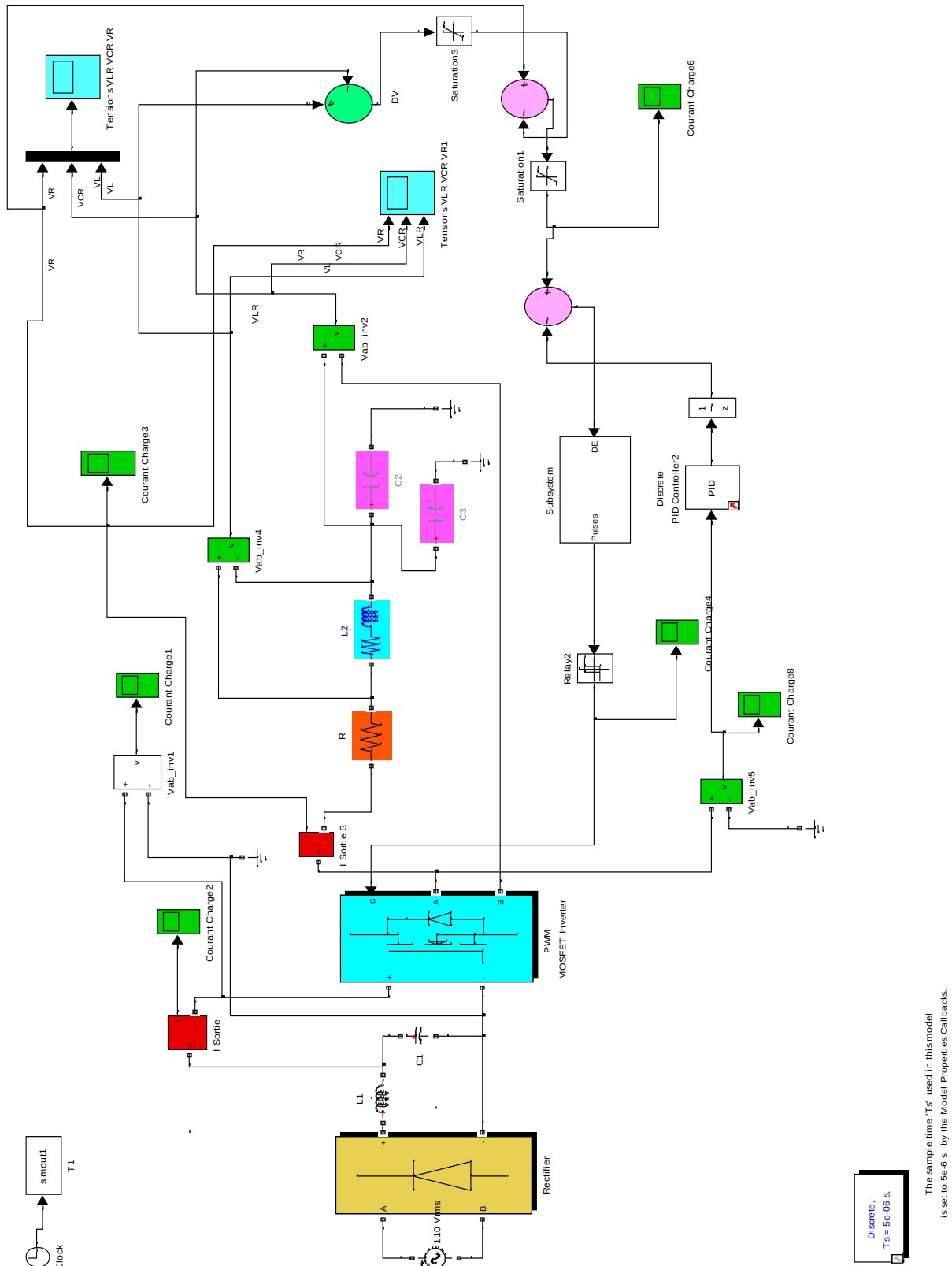


Figure V.7 : contrôle de tension de compensation de gradient injectée

Le schéma contrôle de tension de compensation de gradient injectée coll présenté par la figure V.5 a été implanté sur le logiciel MATLAB\SIMULINK.

Les valeurs injectées dans cet essai sont les valeurs suivantes :

$V=110V$;

$C1=39 \cdot 10^{-2}F$;

$L1=0.1mH$;

$R=0.5\Omega$;

$L2 \rightarrow L=1.26\mu H, R=0.5\Omega$;

$C2=20F$;

$C3=0.25\mu F$

V.4.1. Résultats de simulation

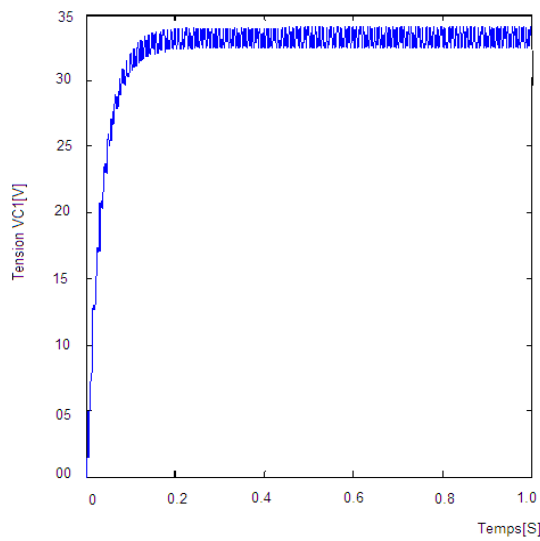


Figure V.8 : Tension du condensateur C1

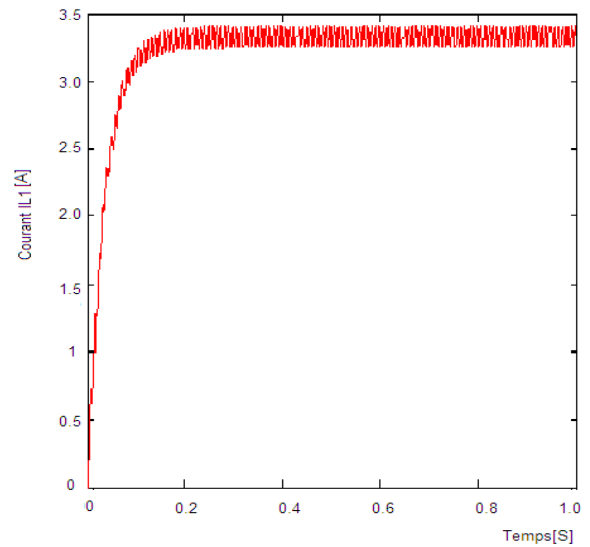


Figure V.9 : courant à travers l'inductance L1

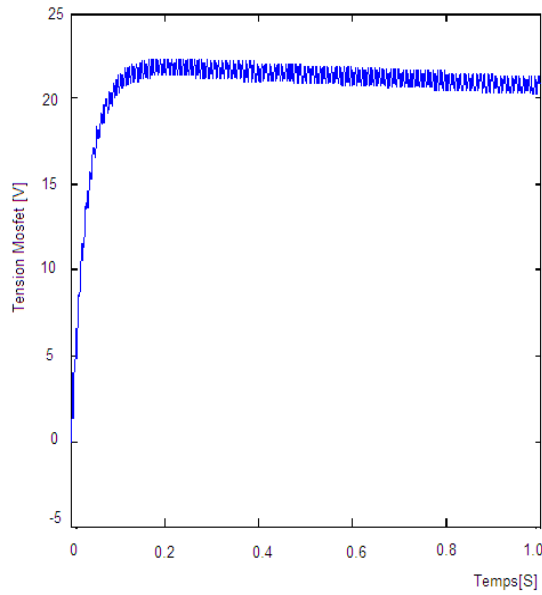


Figure V.10: Tension du MOSFET

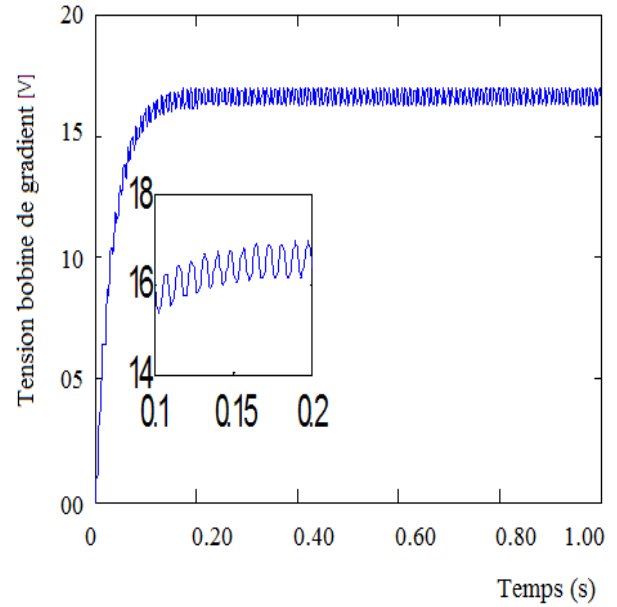


Figure V.11 : Tension bobine de gradient

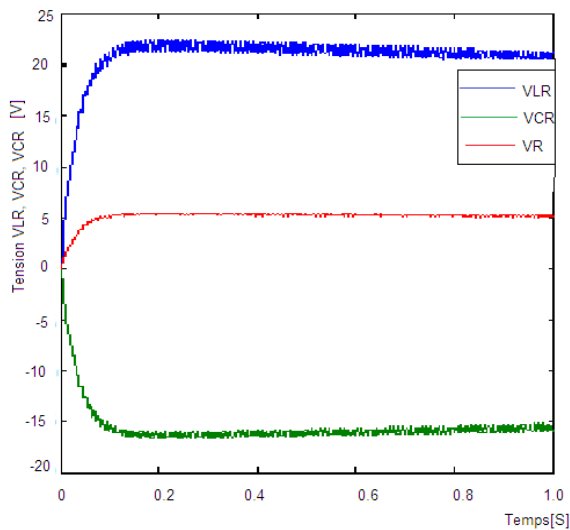


Figure V.12 : Les tensions V_{LR} , V_{CR} , V_R

V.4.2. Discussion résultats des simulations

On observe une forme stabilisé dans la figure V.8 (a, b, d) quand arrivée au la valeur maximale le système revenir stable c'est-à-dire interrupteur ouvert.

La figure V.8 (c, e) respectivement on remarque une forme exponentielle et que la les tensions VR à sa valeur maximale (6V) et VCR à sa valeur (-17) sont opposés et la tension VLR a une valeur de (23V).

Les oscillations sont à cause de la fréquence de l'inductance.

V.4.3. Interprétation

D'après les résultats de simulation, on peut confirmer que le MOSFET est le meilleur convertisseur et le plus performant opérant aux hautes fréquences.

V.5. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons décrit la stratégie de contrôle de la puissance injecté dans la bobine de gradient à IRM.

On observe dans la première partie que le MOSFET convient mieux aux applications à commutation rapide et basse tension.

Dans la deuxième partie nous avons intéressé de calcul les tensions VLR, VC, VR et la tension du MOSFET aussi la tension du C1 tel que nous avons qu'il y a deux forme, une stabilisé et exponentielle exigeons la présence de l'inductance affect la forme avec des oscillations.

L'IRM utilise les convertisseurs MOSFET parce que la gamme des fréquences de la commande de MOSFET c'est une haute fréquence avec une basse tension.

Donc le MOSFET est le meilleur convertisseur d'énergie électrique destiné aux alimentations d'IRM.

Conclusion générale

Conclusion Générale

Le rôle des alimentations consiste à transformer et à stabiliser l'énergie d'une source (batterie ou réseaux électrique) vers une charge, d'où leur dénomination plus rigoureuse de « Convertisseurs de puissance ».

Le travail exposé dans ce mémoire donne comme but l'étude le développement de l'optimisation d'une alimentation en puissance d'une bobine a gradient pour usage médical. Nous avons remarqué plusieurs facteurs qui doivent être prisent en considération alors que les circuits réel sont traités d'une façon semblable par réalisation dans des simulateurs électroniques. Dans notre cas, il a été choisi le logiciel PSPICE, car ce dernier ne simule que les circuits réellement réalisables puis le logiciel MATLAB/SIMULINK a été adopté comme outille permettant la mise en évidence la réponse du montage dans son globalité, ainsi l'illustration du régime dynamique et statique des grandeurs électriques notamment le courant pulse a fortes intensités aux travers la bobine de gradient génératrice de forte densité de champs magnétique

Dans ce travail on a procédé l'étude théorique des alimentations à découpage, un aperçu sur leur caractéristiques statiques et dynamiques été envisagé, d'autre part, les commandes utilisés pour le MOSFET vus ses caractéristiques ont été présentés.

Ensuite on a donné théoriquement Principe de la Technique de l'Imagerie Médicale, Les Spins Nucléaires et la Résonance Magnétique, Les Alimentations en Puissance en Imagerie Médicale et les générateurs de fortes densités de flux magnétique.

D'après les résultats obtenus, nous avons montré que le MOSFET est le meilleur composant principal pour le convertisseur de puissance adopté pour ce type d'alimentation. Ainsi, de très bonnes performances ont été achevées.

L'usage de la résonance annoncée par le couple L_R-C_R a des fréquences très hautes l'ordre de 2 Mhz par usage du Mosfet, a pour principal objectif la limitation intiment basse de la tension de service de la bobine de gradient accompagnée avec le passage de fortes intensités d'ampérage de courant. Par conséquent, ponctuellement dans ces

conditions de résonance, la résistance de la bobine est presque nulle. Cependant, avec de telles caractéristiques de conduction avec résistance relativement nulle, il a été déduit ce q`on appelle la **supraconductivité** par résonance électrique ; servant comme outil pour la manœuvre de la **résonnance magnétique**.

En dernier et durant ce travail, qui nous a été très fructueux, nous avons mis en œuvre les connaissances acquises durant notre formation que ce soit sur le plan théorique comme il nous a appris à travailler en équipe pour une meilleure maîtrise et un aboutissement certain du sujet.

Annexe

Annexe

Paramètres du système

1. Grandeurs nominales et paramètres du redresseur

Résistance d'amortissement	$R_s=100\Omega$
Capacité d'amortissement	$C_s=0.1\mu F$
R_{on}	$R_{on}=1m\Omega$
L_{on}	$L_{on}=0H$
Tension directe	$V=8V$
Nombre de bras de pont	2

2. Grandeurs nominales et paramètres du MOSFET

Résistance d'amortissement	$R_s=5000\Omega$
R_{on}	$R_{on}=1m\Omega$
Nombre de bras de pont	2

3. Grandeurs nominales et paramètres du PID

Gain proportionnel	$K_p=2$
Gain intégral	$K_i=0.25$
Gain dérivé	$K_d=0$
Constante de temps pour la dérivée	$T=0.5mS$
Limites de sortie : [Supérieur Inférieur]	[-80 80]

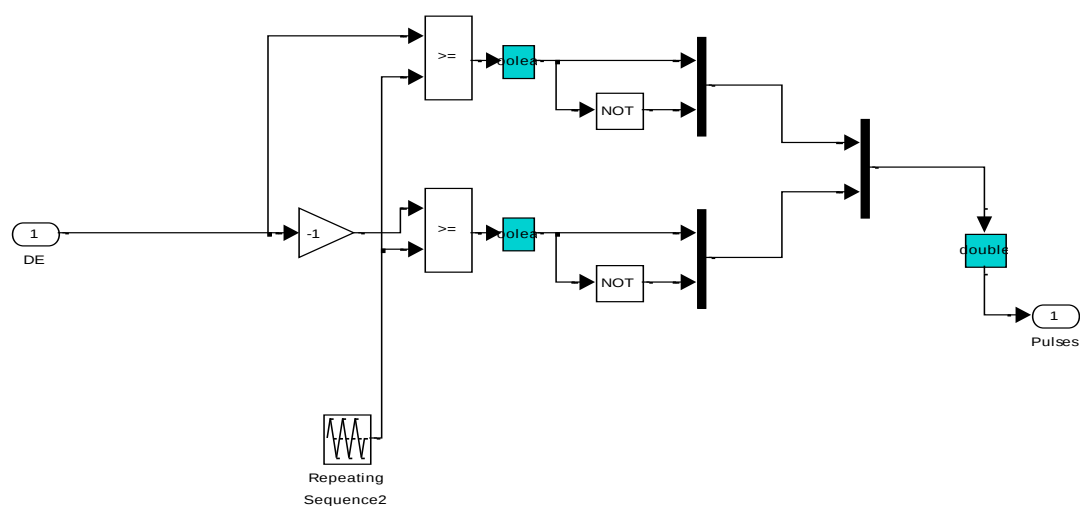


Figure .1 : Bloc de simulation de pulsation

Référence Bibliographie

Référence Bibliographie

- [01] Steve Webb <<The contribution, history, impact and future of physics in medecine>>acta oncologica,2009.
- [02] B.Kaster, D.Vetter, Z.Pattar et P.Germain, <<Comprendre l'IRM Manuel d'auto-apprentissage>> 6^{émeé} édition.2006.
- [03] Haocke, E.Mark, Brown, RobertF, Thompson, Michealet Vankatesan, Ramesh, <<Magnetic Resonance Imaging Physical Principales and Sequence Design>>, New york, J.Wiley&Sons 1999.
- [04] O.Bourahla et L.Banouh <<Acquisition et Formation d'Image en IRM>>, Univ-MOULOUD HAMMERI-TIZI OUZOU-Soutenues 2017.
- [05] D.Quentin, <<Etude des effets de volume partiel en IRM cérébrale pour l'estimation d'épaisseur cortical>>, 2015.
- [06] <<Radiodiagnostic>> ouvrage de Jean-Michel Tubiana, Lionel Arrivé, Elsevier Masson, 2004.
- [07] <<Pratique des Techniques du Radiodiagnostic>> 3^{éme} édition, ouvrage de Jean-Michel Tubiana, Jean Pierre Monnier.
- [08] D.Quentin<<Etude des effets de volume partiel en IRM cérébrale pour l'estimation d'épaisseur cortical>>,2015.
- [09] Le livre pédagogique sur l'image médicale-2017.
- [10] Service de médecine nucléaire CHU International. Cheikh Zaid.
- [11] W.Salameh <<Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire pour la Vélométrie d'un Ecoulement en Milieu Poreux>>, Ecole Doctorale : Energie Mécanique Matériaux Laboratoire :Laboratoire,d'Energetique et de Mécanique Théorique et Appliquée, Soutenu 2011.
- [12] Berring de Gonzales,2009 .
- [13] R.Wather <<International Teleradiology>>,2006.

- [14] Michel Girard << Alimentation à découpage>>, Paris, Dunod, 2003.
- [15] Drezet A <<le champ proche optique>>. Univ-GRENOBLE-thèse de doctorat soutenu 2002.
- [16] Cours d’Imagerie Médicale de Master de Kinésithérapie à la haute Ecole de la Province de Liège.
- [17] Guy Séguier<< Electrotechnique de puissance>>, 7th édition, Dunod, Paris 1999.
- [18] A.P.Malvino, D.J.Bates, <<Electronique principale>>.
- [19] L.Lanse, << Electronique de puissance>>, Dunod 2015
- [20] Cours de DR.T.Djemil (MCA),2015-2016.
- [21] Cours de Pr.Malika çaoui.
- [22] P.Jannin, Grovac& B.Giband,<<Fusion de données en imagerie médicale>>,2001.

Résumé

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) consiste à mesurer l'aimantation des noyaux d'hydrogène contenus dans les tissus. Cette aimantation est basculée au moyen d'une onde radiofréquence (RF). Lors de son retour, l'aimantation induit dans une bobine un courant formant le signal de résonance. La fréquence de ce signal étant proportionnelle à l'intensité du champ magnétique, des bobines de gradient établissent un champ magnétique linéairement croissant dans une direction donnée. Un appareil d'IRM se compose donc de 4 éléments essentiels : l'aimant crée le champ magnétique nécessaire à l'alignement des noyaux d'hydrogène et donc à l'apparition de l'aimantation. Les bobines de gradient permettent d'établir la relation entre distance et fréquence de résonance à l'origine de la formation de l'image. Ainsi que le meilleur convertisseur et hacheur pour convertir la tension est le MOSFET.

Abstract

Magnetic resonance imaging (MRI) measures the magnetization of hydrogen nuclei in tissue. This magnetization is switched by means of a radio frequency (RF) wave. When it returns, the magnetization induces a current in a coil forming the resonance signal. Since the frequency of this signal is proportional to the strength of the magnetic field, gradient coils establish a linearly increasing magnetic field in a given direction. An MRI machine therefore consists of 4 essential elements: the magnet creates the magnetic field necessary for the alignment of the hydrogen nuclei and therefore for the appearance of magnetization. Gradient coils are used to establish the relationship between distance and resonant frequency at the origin of image formation. As well as the best converter and chopper to convert voltage is the MOSFET.