

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة الدكتور الطاهر مولاي سيدة

Université Saida Dr Tahar Moulay –

Faculté de TECHNOLOGIE



MEMOIRE

Mémoire de fin d'études présenté pour l'obtention du Diplôme de MASTER

En : Électrotechnique

Spécialité : Électrotechnique Industrielle

Par : BOUAKKA Benaoumeur et HAOUARI Aissa

Sujet

***Optimisation des Contraintes Thermiques dans un Générateur
de Champs par Résonance Magnétique***

Soutenue publiquement en **19/09/2022** devant le jury composé de :

Dr : BOUANANE Abdelkarim	Univ. Saida	Président
Dr : RACHEDI Mohamed	Univ. Saida	Rapporteur
Dr : BENMAHDJOUB Mohammed Amine	Univ. Saida	Examineur

Année universitaire 2021/2022



Remerciement

بسم الله الرحمن الرحيم

Avant tout nous tenons nos remerciements à notre Dieu de nos avoir Donné la force, la patience et le courage et la volonté durant toutes ces années d'études.

Cette tache n'aurai pu aboutir sous le soutien de plusieurs personnes aux quels nous exprimons ici toute notre reconnaissances et sympathie.

*On remercie notre encadreur Mr Dr. **RACHEDI**, pour avoir diriger ces travaux pour ces précieux conseils, qui n'a pas hésiter à nous fournier et surtout ses remarques et son aide précieuse.*

Nos sincères remerciements aux membres de jury qui ont bien voulu honorer d'examiner notre travail nous remercions également tous les enseignants qui ont contribués efficacement à notre formation .

En fin nous remercions vivement tous ceux qui de prés ou de loin, ont contribué d'une manière ou d'une autre à la réalisation de ce mémoire.

Bouakka - Houari

DEDICACE

À toutes les étapes de la vie, il y a des gens qui méritent notre mention et nos louanges.

Je dédie cet humble travail à:

Ma chère maman bien-aimée qui m'a soutenu et m'encourage à atteindre le meilleur de moi-même.

Mon cher père est le propriétaire, le soutien et le crédit qui nous accompagne depuis l'enfance jusqu'à ce jour.

Mes frères et sœurs qui nous ont donné des conseils et des orientations.

À mes amis et connaissances que j'adore et respecte.

À mes professeurs du Faculté de Technologie.

À tous ceux que j'aime.

Merci !

Benaoumeur

Aissa

Sommaire

SOMMAIRE

Dédicace	
Remerciements	
Listes des figures	
Introduction Général.....	(I)

Chapitre I : Synthèse Des Equipements Destinés à L'imagerie Médicale

I. Introduction.....	(3)
I.1. Historique de la radiologie	(3)
I.2. Définition de la radiologie.....	(4)
I.3. Principes physiques et notions de la radiographie.....	(5)
I.4. Qu'est-ce qu'une radiographie ?.....	(6)
I.5. Bases technologiques de la radiologie.....	(7)
I.6. Les modalités.....	(8)
I.7. La radiographie plane (graphie).....	(8)
I.8. Définition des rayons X.....	(9)
I.9. Propriétés des rayons X.....	(10)
I.10. Production de rayons X.....	(11)
I.11. Principes de technique radiologie médicale.....	(12)
I.12. La salle de radiographie est constituée de.....	(13)
I.13. Fonctionnement de la radiologie et le radiologiste.....	(13)
I.14. L'utilité de la radiologie	(14)
I.15. Effets sur la santé.....	(14)
I.16. Alimentation d'un appareil de radiologie.....	(15)
I.17. Synthèse des différents aspects de l'imagerie médicale.....	(15)

I.17.1. La radiographie :.....	(16)
I.17.2. Le scanner :.....	(17)
I.17.3. L'échographie ultrasonore :	(18)
I.17.4. La magnétoencéphalographie :.....	(19)
I.17.5. L'imagerie par résonance magnétique :.....	(20)
I.18. Méthodes d'acquisition d'informations.....	(22)
I.19. Avantage et inconvénient.....	(23)
Conclusion.....	(25)

Chapitre II : Spins Nucléaires Soumis à La Résonance Magnétique

II. Introduction	(26)
II.1. Historique	(26)
II.2. Rappel physique.....	(27)
II.3. Description.....	(28)
II.3.1. L'aimant.....	(29)
II.3.1. 1. Les aimants permanents.....	(31)
II.3.1. 2. Les boucles de courant.....	(33)
II.3.1. 3. Les bobines et solénoïdes.....	(34)
II.3.1. 4. En IRM.....	(35)
II.3.2. Bobine de gradient.....	(35)
II.3.3. Transmettre – Recevoir d'une bobine.....	(38)
II.3.4. Emetteur.....	(39)
II.4. Notion sur les antennes avec radiofréquence.....	(39)
II.4.1. Les antennes.....	(39)
II.5. La chaîne de radiofréquence.....	(40)

II.6. Configuration de base d'un imageur par résonance magnétique.....	(42)
Conclusion.....	(43)

Chapitre III : Caractéristiques Thermiques des Semi-Conducteurs Lors des Commutations HF

III. Introduction.....	(44)
III.1. Définition de la commutation	(44)
III.1.1. illustration de la commutation	(44)
III.1.2. La commutation d'une diode	(44)
III.1.2.1. La diode.....	(44)
III.1.2.2. Présentation.....	(45)
III.1.2.1.1. Les critères principaux de choix d'une diode.....	(47)
III.1.2.3. Commutation a la fermeture.....	(47)
III.1.2.4 commutation à l'ouverture.....	(49)
III.2. Le transistor MOSFET.....	(50)
III.2.1. Commande du MOSFET de puissance.....	(51)
III.2.2. Principe de fonctionnement d'un MOSFET.....	(52)
III.2.3. Les commutations.....	(52)
III.2.3.1. Commutation à la fermeture.....	(52)
III.2.3.2. Commutation à l'ouverture.....	(54)
III.3. Modes de commutation	(55)
III.3.1. Circuit d'aide à la commutation CALC.....	(55)
III.3.1.1. Circuit d'aide à la commutation à la fermeture.....	(55)
III.3.1.2 Circuit d'aide à la commutation à l'ouverture.....	(57)
III.3.1.3. Conséquence sur les conditions de commutation.....	(58)
III.3.2. Commutation douce ou spontanée.....	(60)

III.4. Logiciel PSPICE.....	(60)
III.4.1 Mode de Commutation d'un MOSFET.....	(61)
III.4.1.1 Caractéristiques statiques dynamiques du MOSFET en commutation BT/HF.....	(62)
III.4.1.2 courant et tension au traves le hacheur avec changement de fréquence..	(70)
III.5.Caractéristiques des grandeurs électriques ; Simulation par logiciel PSPICE.....	(73)
III.5.1. Interprétations.....	(76)
Conclusion.....	(76)

Chapitre IV : Générateur de Densités de Flux Magnétique pour Application Médicale

IV. Introduction.....	(77)
IV.1. Présentation des composants d'un système IRM.....	(77)
IV.1.1. Chambre magnétique.....	(78)
IV.1.2. Salle d'équipement.....	(81)
IV.1.3. Salle de contrôle.....	(85)
IV.2. Le déroulement de l'examen.....	(86)
IV.2.1. Les contre-indications formelles.....	(87)
IV.2.2. Risques, dangers et effets secondaires de l'IRM.....	(87)
IV.3. Les Avantages et les Inconvénients.....	(88)
IV.4. Circuits magnétiques et leur principes d`usage en résonance magnétique.....	(89)
IV.4.1. Circuits magnétiques.....	(89)
IV.4.2. Les différents types de champ présents dans l'IRM.....	(90)
IV.5. Introduction aux circuits résonants et éléments de stockage.....	(91)
IV.5.1. Eléments résonant fondamentaux.....	(91)
IV.5.2. Topologies résonantes d'éléments.....	(94)
IV.6. Créer une alimentation pour une application IRM.....	(97)
IV.7. Étapes de conception de l'inductance IRM.....	(99)

IV.8. Générer un Champ Magnétique à Haute Fréquence en Utilisant la Technique de Résonance	(101)
IV.8.1. Technique de résonance.....	(104)
IV.8.2. Calcul de la capacité de résonance.....	(106)
IV.8.3. Limitation pratique de la fréquence maximale	(107)
IV.8.4. Conception de bobine	(107)
IV.8.5. Augmentez le nombre de tours (N).....	(107)
IV.8.6. Auto-résonnant	(108)
IV.8.7. Réduisez le rayon de la bobine	(108)
IV.8.8. Augmentez la perméabilité	(109)
Conclusion	(111)

Chapitre V : Contrôle de Transfert d'Energie à Travers de la Bobine de Gradient

V. Introduction	(112)
V.1. Présentation de logiciel Matlab.....	(112)
V.2. Caractéristiques de la puissance d'alimentation de la bobine de gradient.....	(113)
V.2.1. Caractéristiques de la tension d'alimentation.....	(116)
V.3. Tension aux bornes de la bobine de gradient avec charge variable	(117)
V.3.1. Courant à travers la bobine de gradient avec charge variable.....	(120)
V.3.2. Interprétation des résultats.....	(132)
V.4. Stratégie de commande par PID du courant de la bobine de gradient.....	(133)
V.5. Analyse spectrale du couple résonant $L_R - C_R$	(134)
V.5.1. Commande du courant pulse par une charge faible	(134)
V.5.2. Commande du courant pulse par une charge moyenne.....	(136)
V.2.3. Commande du courant pulse par une charge élevée	(138)
V.6. Amorçage de la supraconductivité par Adaptation du condensateur résonant C_R	(140)

V.6.1. Constatations et interprétations.....	(157)
Conclusion.....	(158)
Conclusion générale.....	(159)



Listes des figures

LISTES DES FIGURES

Chapitre I : Synthèse Des Equipements Destinés à L'imagerie Médicale

Figure I.1: Historique de la radiologie.....	(4)
Figure I.2: Radiographie simple.....	(5)
Figure I.3: La composition de l'atome.....	(6)
Figure I.4: le tube de Crookes développé par Röntgen.....	(7)
Figure I.5: Equipements radiographiques.....	(8)
Figure I.6: Radiographie antéropostérieur et latérale d'un coude.....	(9)
Figure I.7: Caractéristiques des Ondes électromagnétiques.....	(10)
Figure I.8: Spectre électromagnétique.....	(10)
Figure I.9: Tube A Rayons X (Le Tube De Crooks).....	(11)
Figure I.10: Tube à rayons X (Le tube de Coolidge).....	(12)
Figure I.11: Structure principale du générateur d'énergie à rayons X.....	(13)
Figure I.12: Rayons X des poumons humains.....	(14)
Figure I.13: Carte d'alimentation d'un appareil de radiologie.....	(15)
Figure I.14: appareil de radiographie.....	(16)
Figure I.15: Radiographie - technique Composantes de la chaine radiologique.....	(17)
Figure I.16: appareil de scanner.....	(18)
Figure I.17: appareil de L'échographie ultrasonore.....	(19)
Figure I.18: Appareil de La magnétoencéphalographie.....	(20)
Figure I.19: appareil de L'imagerie par résonance magnétique.....	(21)
Figure I.20: IRM-Sein.....	(22)
Figure I.21: Principes communs de l'imagerie.....	(23)

Chapitre II : Spins Nucléaires Soumis à La Résonance Magnétique

Figure II.1: Schéma breveté de l'IRM (D'amadien, 1974).....	(27)
Figure II.2: application d'un champ magnétique de différents tissus.....	(28)

Figure II.3: L'électro-aimant.....	(29)
Figure II.4: les trois l différents type d'aimants.....	(30)
Figure II.5: L'aimant S-N.....	(31)
Figure II.6: Champ autour de l'aimant.....	(32)
Figure II.7: Aimant a entrefer.....	(32)
Figure II.8: Champ magnétique crée par un courant circulant dans un fil.....	(33)
Figure II.9: Boucle circulaire de champ magnétique.....	(34)
Figure II.10: Champ magnétique sur un solénoïde.....	(34)
Figure II.11: image IRM.....	(36)
Figure II.12: Gradients selon les 3 axes X, Y et Z, permettant d'obtenir des images en 3D.....	(36)
Figure II.13: Etages et contrôles des gradients bobines selon les axes X Y Z.....	(38)
Figure II.14: (A) antenne tête, (B) antenne surfacique.....	(40)
Figure II.15: Diagramme de la chaîne d'émission.....	(41)
Figure II.16: Etapes de la calibration d'une impulsion radiofréquence.....	(41)
Figure II.17: Diagramme de la chaîne de réception.....	(42)
Figure II.18: Configuration de base d'un imageur par résonance magnétique.....	(43)

Chapitre III : Caractéristiques Thermiques des Semi-Conducteurs Lors des Commutations HF

Figure III.1: Représentation symbolique et caractéristique d'une diode réelle.....	(45)
Figure III.2: Différents types de diode.....	(45)
Figure III.3: Symbole de la diode.....	(46)
Figure III.4: Caractéristique statique d'une diode (idéale, réelle).....	(46)
Figure III.5: formes d'ondes à la fermeture (blocage de la diode).....	(48)
Figure III.6: Formes d'ondes à l'ouverture.....	(50)
Figure III.7: Représentation symbolique et caractéristique d'un transistor MOSFET.....	(51)

Figure III.8: Caractéristique d'un transistor MOSFET.....	(51)
Figure III.9: Les différentes phases lors de la commutation à la fermeture.....	(53)
Figure III.10 : Commutation à la fermeture.....	(53)
Figure III.11: Les différentes phases lors de la commutation à l'ouverture.....	(54)
Figure III.12: Commutation à l'ouverture.....	(55)
Figure III.13: Schéma de principe du circuit d'aide à la commutation à la fermeture.....	(56)
Figure III.14: Commutation à la fermeture avec réseau d'aide à la commutation.....	(57)
Figure III.15: Circuit d'aide à l'ouverture.....	(57)
Figure III.16 : Commutation à l'ouverture avec réseau d'aide.....	(58)
Figure III.17: Les deux d'insertion d'une capacité en parallèle d'interrupteur.....	(59)
Figure III.18: Circuit de base pour le déroulement des commutations ouverture et fermeture d'un MOSFET.....	(61)
Figure III.19: forme d'onde de la tension V_{DS} , du courant I_C et la puissance W à La fermeture (ON).....	(62)
Figure III.20 : forme d'onde de la tension V_{DS} , du courant I_C et la puissance W à l'ouverture (OFF).....	(63)
Figure III.21: forme d'onde de la tension V_{DS} , du courant I_C et la puissance W à La fermeture (ON).....	(64)
Figure III.22: forme d'onde de la tension V_{DS} , du courant I_C et la puissance W à l'ouverture (OFF).....	(65)
Figure III.23 : forme d'onde de la tension V_{DS} , du courant I_C et la puissance W à La fermeture (ON).....	(66)
Figure III.24: forme d'onde de la tension V_{DS} , du courant I_C et la puissance W à l'ouverture (OFF).....	(67)

Figure III.25: forme d'onde de la tension V_{DS} , du courant I_C et la puissance W à La fermeture (ON).....	(68)
Figure III.26: forme d'onde de la tension V_{DS} , du courant I_C et la puissance W à l'ouverture (OFF).....	(69)
Figure III.27: forme d'onde de la tension V_{AB} , du courant I_{AB} , scrtohacheur.....	(70)
Figure III.28 : forme d'onde de la tension V_{AB} , du courant I_{AB} , scrtohacheur.....	(71)
Figure III.29 : forme d'onde de la tension V_{AB} , du courant I_{AB} , scrtohacheur.....	(72)
Figure III.30 : forme d'onde de la tension V_{AB} , du courant I_{AB} , scrtohacheur.....	(73)
Figure III.31: Supraconductivité de la bobine de gradient sous tension extrêmement Réduite.....	(74)
Figure III.32: Supraconductivité de la bobine de gradient avec courant hautement pulsé.....	(74)
Figure III.33: Commutation HF (On, Off) en courant collecteur, tension émetteur-collecteur aux bornes de MOSFET.....	(75)
Figure III.34: Formes d'ondes du courant parasite propre du bobine de gradient.....	(75)

Chapitre IV : Générateur de Densités de Flux Magnétique pour Application Médicale

Figure IV.1: Les composants d'un système IRM.....	(78)
Figure IV.2: une photo à l'intérieur des armoires.....	(82)
Figure IV.3: Le processeur matriciel, où s'effectue le traitement numérique des données IRM, y compris la transformation de Fourier.....	(83)
Figure IV.4: Schéma fonctionnel du système de refroidissement.....	(84)
Figure IV.5: Hélium pompe.....	(84)
Figure IV.6: (A) Refroidisseur (à l'intérieur des composants) – (B) Refroidisseur (composants extérieurs).....	(85)
Figure IV.7 : Salle de contrôle et de traitement IRM.....	(86)

Figure IV.8: Champs magnétique	(89)
Figure IV.9: Coupe axiale d'un système IRM.....	(91)
Figure IV.10: Éléments SR de base et ses courbes de gain.....	(92)
Figure IV.11: Éléments PR de base et ses courbes de gain.....	(92)
Figure IV.12: Éléments NR de base et leurs courbes de gain : (a) élément NR de base # 1- (b) élément NR de base # 2 et (c) courbes de gain de l'élément NR # 1	(93)
Figure IV.13: Élément NR # 2 avec inductance comme élément série.....	(94)
Figure IV.14: Réservoirs résonants à 2 éléments possibles : (a) réservoir A, (b) réservoir B, (c) réservoir C, (d) réservoir D, (e) réservoir E, (f) réservoir F, (g) réservoir G et (h) réservoir H.....	(95)
Figure IV.15: Éléments NR de base et leurs courbes de gain : (A) élément NR de base # 1, (B) élément NR de base # 2 et (c) courbes de gain de l'élément NR # 1	(96)
Figure IV.16: LM5140-Q1: contrôleur abaisseur synchrone à deux canaux qualifié pour le contrôle.....	(98)
Figure IV.17: La paire de bobines Helmholtz est entraînée par un amplificateur générateur de fonctions pour produire un champ magnétique alternatif.	(102)
Figure IV.18: Un amplificateur de forme d'onde à courant élevé est utilisé pour produire un champ magnétique alternatif.....	(103)
Figure IV.19: Une intensité de champ élevée à haute fréquence est obtenue en utilisant un condensateur de résonance pour annuler l'impédance de la bobine.....	(104)
Figure IV.20: L'impédance est annulée par le condensateur.....	(105)
Figure IV.21: Modèle inductif avec R et CP parasites.....	(108)
Figure IV.22: L'inductance fonctionne à une résonance série de 206 kHz. À environ la moitié de la fréquence d'auto-résonance, le courant d'inductance est réduit en raison d'une «fuite» de courant dans le condensateur parasite CP.....	(110)

Chapitre V : Contrôle de Transfert d'Énergie à Travers de la Bobine de Gradient

Figure V.1: Logiciel MATLAB.....	(112)
Figure V.2: Logiciel de calcul de l'impédance d'un circuit RLC en série.....	(114)

Figure V.3: Logiciel de calcul de l'impédance d'un circuit LC en parallèle	(115)
Figure V.4: Schéma bloc du montage d'une alimentation en puissance de la bobine de gradient.....	(116)
Figure V.5: Formes d'ondes de la tension d'alimentation de la bobine de gradient.....	(118)
Figure V.6: Forme d'onde de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient.....	(118)
Figure V.7: Spectre harmonique de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient THD_V	(119)
Figure V.8: Formes d'ondes de la tension aux bornes de L_R et C_R	(119)
Figure V.9: Spectre harmonique de la tension aux bornes de L_R et C_R influant la bobine de gradient THD_V	(120)
Figure V.10: Formes d'ondes du courant à travers la bobine de gradient.....	(121)
Figure V.11: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_I	(122)
Figure V.12: Formes d'ondes de la tension d'alimentation de la bobine de gradient.	(123)
Figure V.13: Forme d'onde de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient.	(123)
Figure V.14: Spectre harmonique de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient THD_V	(124)
Figure V.15: Formes d'ondes de la tension aux bornes de L_R et C_R	(124)
Figure V.16: Spectre harmonique de la tension aux bornes de L_R et C_R influant la bobine de gradient THD_V	(125)
Figure V.17: Formes d'ondes du courant à travers la bobine de gradient.....	(126)
Figure V.18: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_I	(127)
Figure V.19: Formes d'ondes de la tension d'alimentation de la bobine de gradient.....	(128)
Figure V.20: Forme d'onde de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient.....	(128)
Figure V.21: Spectre harmonique de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient THD_V	(129)
Figure V.22: Formes d'ondes de la tension aux bornes de L_R et C_R	(129)

Figure V.23: Spectre harmonique de la tension aux bornes de L_R et C_R influant la bobine de gradient THD_V	(130)
Figure V.24: Formes d'ondes du courant à travers la bobine de gradient.....	(131)
Figure V.25: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_I	(132)
Figure V.26: Schéma bloc du montage d'une alimentation en puissance de la bobine de Gradient avec contrôleur PID.....	(133)
Figure V.27: Forme d'onde de courant d'alimentation.....	(134)
Figure V.28: Forme d'onde du courant (I_R) à travers la bobine de gradient.....	(135)
Figure V.29: Forme d'onde du courant (I_P) à travers la bobine de gradient.....	(135)
Figure V.30: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_I	(135)
Figure V.31: Forme d'onde de courant d'alimentation.....	(136)
Figure V.32: Forme d'onde du courant (I_R) à travers la bobine de gradient.....	(137)
Figure V.33: Forme d'onde du courant (I_P) à travers la bobine de gradient.....	(137)
Figure V.34: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_I	(137)
Figure V.35: Forme d'onde de courant d'alimentation.....	(138)
Figure V.36: Forme d'onde du courant (I_R) à travers la bobine de gradient.....	(139)
Figure V.37: Forme d'onde du courant (I_P) à travers la bobine de gradient.....	(139)
Figure V.38: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_I	(139)
Figure V.39: Forme d'onde de courant d'alimentation.....	(140)
Figure V.40: Forme d'onde du courant (I_R) à travers la bobine de gradient.....	(141)
Figure V.41: Forme d'onde du courant (I_P) à travers la bobine de gradient.....	(141)
Figure V.42: Formes d'ondes de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient.....	(142)
Figure V.43: Formes d'ondes de la tension aux bornes de L_R et C_R	(142)
Figure V.44: Forme d'onde de courant d'alimentation.....	(143)
Figure V.45: Forme d'onde du courant (I_R) à travers la bobine de gradient.....	(143)
Figure V.46: Forme d'onde du courant (I_P) à travers la bobine de gradient.....	(143)

Figure V.47: Formes d'ondes de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient.....	(144)
Figure V.48: Formes d'ondes de la tension aux bornes de L_R et C_R	(144)
Figure V.49: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_I	(145)
Figure V.50: Forme d'onde de courant d'alimentation.....	(145)
Figure V.51: Forme d'onde du courant (I_R) à travers la bobine de gradient.....	(146)
Figure V.52: Forme d'onde du courant (I_P) à travers la bobine de gradient.....	(146)
Figure V.53: Formes d'ondes de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient.....	(147)
Figure V.54: Formes d'ondes de la tension aux bornes de L_R et C_R	(147)
Figure V.55: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_I	(148)
Figure V.56: Forme d'onde de courant d'alimentation.....	(148)
Figure V.57: Forme d'onde du courant (I_R) à travers la bobine de gradient.....	(149)
Figure V.58: Forme d'onde du courant (I_P) à travers la bobine de gradient.....	(149)
Figure V.59: Formes d'ondes de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient.....	(150)
Figure V.60: Formes d'ondes de la tension aux bornes de L_R et C_R	(150)
Figure V.61: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_I	(151)
Figure V.62: Forme d'onde de courant d'alimentation.....	(151)
Figure V.63: Forme d'onde du courant (I_R) à travers la bobine de gradient.....	(152)
Figure V.64: Forme d'onde du courant (I_P) à travers la bobine de gradient.....	(152)
Figure V.65: Formes d'ondes de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient.....	(153)
Figure V.66: Formes d'ondes de la tension aux bornes de L_R et C_R	(153)
Figure V.67: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_I	(154)

Figure V.68: <i>Forme d'onde de courant d'alimentation</i>	(154)
Figure V.69: <i>Forme d'onde du courant (I_R) à travers la bobine de gradient</i>	(155)
Figure V.70: <i>Forme d'onde du courant (I_P) à travers la bobine de gradient</i>	(155)
Figure V.71: <i>Formes d'ondes de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient</i>	(156)
Figure V.72: <i>Formes d'ondes de la tension aux bornes de L_R et C_R</i>	(156)
Figure V.73: <i>Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_I</i>	(157)

Listes des Tableaux

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : *Tableau comparatif scanner-IRM.*

Tableau 2 : *comparatif électrique-magnétique.*

Tableau 3 : *rails d'alimentation IRM.*

Tableau 4 : *Simulation de courant d'inductance pour diverses fréquences auto-résonnant.*

Tableau 5 : *Paramètre de la charge soumis au phénomène de résonance couple $L_R - C_P$ et $L_R - C_R$.*

Introduction Générale

INTRODUCTION GENERALE

L'imagerie de diagnostic a connu une véritable révolution pendant cette dernière décennie. En 1970, l'investigation du corps humain par l'image reposait essentiellement sur l'examen radiologique. Aujourd'hui, le diagnosticien dispose d'un arsenal de modalités : la Médecine Nucléaire, la Tomodensitométrie (Scanner à rayons x), l'Echographie, l'imagerie par la Résonance Magnétique (IRM) en plus de la radiologie conventionnelle qui est elle-même en mutation vers la Radiologie numérique.

Le succès de ces techniques s'explique principalement par le fait que l'information médicale qu'elles apportent est de plus en plus précise pour une nocivité de l'examen de plus en plus faible.

Ceci a été possible grâce à un rare synchronisme dans la maîtrise scientifique, technologique et industrielle des développements de la physique de l'acquisition, du traitement du signal et de l'image, de l'électronique numérique et de l'informatique.

Ce mémoire a pour but de passer en revue les principaux aspects de ces techniques.

Nous décrirons d'abord les modes d'investigation, leurs applications cliniques et leur place respective dans le marché de l'imagerie médicale.

Il a été procédé ensuite à la mise en valeur des techniques de traitement de l'information dans l'obtention d'images de qualité d'une part et dans l'aide au diagnostic d'autre part.

Nous évoquerons enfin les directions des recherches qui, aujourd'hui visent à une exploitation plus élaborée de l'information disponible pour en extraire des renseignements médicaux d'une manière de plus en plus automatisée.

Cependant une investigation de control de la qualité de d'alimentation de ce type d'équipement a été proposée, en vue de palier au problème majeur concrétise par les effets thermiques inadmissibles, auxquels est fortement soumise la bobine de gradient, générateur de forte densités de flux magnétiques.

Dans ce sensé plusieurs méthodes de refroidissement ont été été adoptées malgré le cout élevé et le sur encombrement de ces équipements médicaux.

Cette étude sible une méthode par laquelle il sera active la supraconductivité artificielle par la technique de résonance.

Notre travail comprend les chapitres suivants :

Chapitre I : Synthèse des Equipements Destinés à L'imagerie Médicale.

Chapitre II : Spins Nucléaires Soumis à la Résonance Magnétique.

Chapitre III : Caractéristiques Thermiques des Semi-conducteurs lors des Commutations HF.

Chapitre IV : Générateur de Densités de Flux Magnétique pour Application Médicale.

Chapitre V : Contrôle de Transfert d'Energie à Travers de la Bobine de Gradient.

Chapitre I :
Synthèse des Equipements Destinés à
L`Imagerie Médicale

Introduction

L'imagerie médicale regroupe les moyens d'acquisition et de restitution d'images sur la base de plusieurs phénomènes physiques tels que la résonance magnétique, la radioactivité, l'absorption et atténuation des rayons-X, la réflexion d'ondes d'ultrasons, l'effet photoélectrique etc.

Dans le but de bien comprendre toutes les techniques existantes, nous aborderons avant tout les principaux éléments qui rendent possibles ces phénomènes physiques. Lorsque les concepts de base seront bien définis, nous expliquerons les fondements de chaque technique d'imagerie médicale. Par la suite, nous décrirons les méthodes d'acquisition d'informations [1].

I.1. Historique de la radiologie

- 1895 Découverte des rayons X par Röntgen .Les rayons X étaient produits par le tube de Crookes et les images étaient enregistrées sur des plaques photographiques Figure I-1. Les premières applications cliniques ou médico-légales apparaissent dans l'année qui suit.
- 1910 Suite à de nombreux décès de médecins, le danger des rayons X vient d'être compris et les premières mesures de radioprotection sont mises en places.
- 1913 Tube de Coolidge. Les premiers tubes à rayons X contenaient du gaz. Les électrons Produits par la cathode interagissaient avec ces molécules de gaz et l'énergie du rayonnement X produit était disparate.
Ce nouveau tube introduit un nouveau design et surtout le vide à l'intérieur de ce tube.
- Et on 1915 Table de Potter/Bucky. le rayonnement diffusé et améliore ainsi la qualité de L'image.
- En 1918 Introduction des films par Eastman.
- 1921 Tomographie conventionnelle par Ziedes de Plantes. C'est une technique d'équipement de ne visualiser qu'une section du corps. Si les superpositions des différentes structures sont évitées, l'image obtenue n'utilise que le contraste naturel des tissus.
- 1950 Amplificateur de brillance. Permet une irradiation moindre lors de l'utilisation de la radioscopie [2].

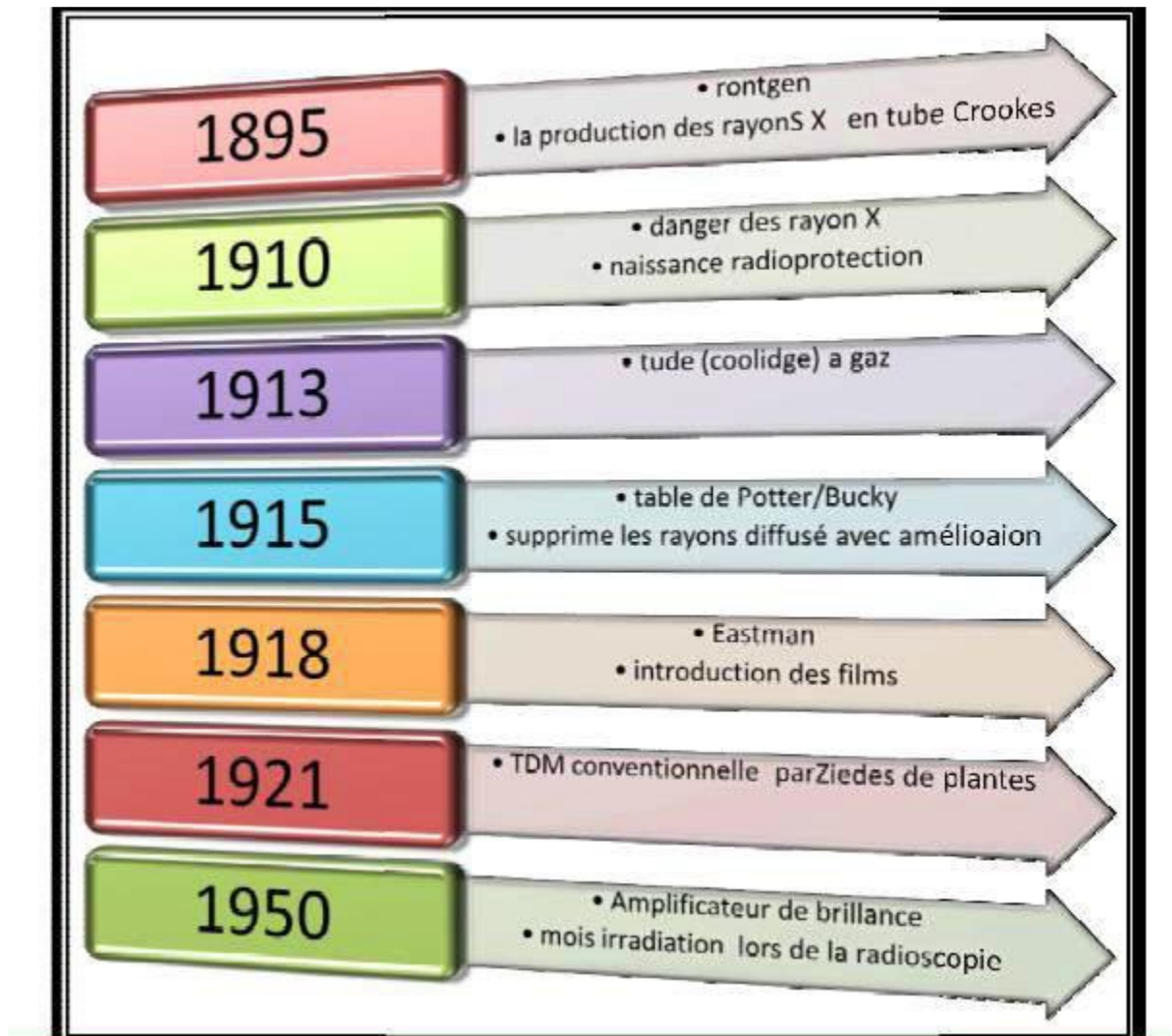


Figure I.1: Historique de la radiologie.

I.2. Définition de la radiologie

- La radiologie a été un moyen de diagnostic purement photographique, rendant beaucoup de services, mais limitée dans ses possibilités. L'apparition de la numérisation, les techniques d'imagerie en coupes, l'essor de la radiologie interventionnelle ont modifié totalement les rôles de la radiologie et du radiologue.
- La radiologie n'est plus une spécialité, mais est devenue une discipline au même titre que la médecine ou la chirurgie.
Cette nouvelle discipline regroupe.
 - la radiologie et imagerie médicale d'une part.
 - la biophysique et la médecine nucléaire d'autre part.
 - Le radiologue celui qui réalise l'acte radiologique. Ce terme est préférable à celui de radiologue, qui implique la possibilité de s'exprimer à propos de la radiologie [3].



Figure I.2: Radiographie simple.

I.3. principes physiques et notions de la radiographie

Un atome est la plus petite partie indivisible d'un corps simple. Il est généralement constitué d'un noyau composé de protons et de neutrons autour desquels se trouvent des électrons. Figure I.3.

- ❖ proton : particule possédant une charge électrique de signe positif.
- ❖ neutron : particule neutre qui n'a pas de charge électrique.
- ❖ électron : particule possédant une charge électrique de signe négatif.

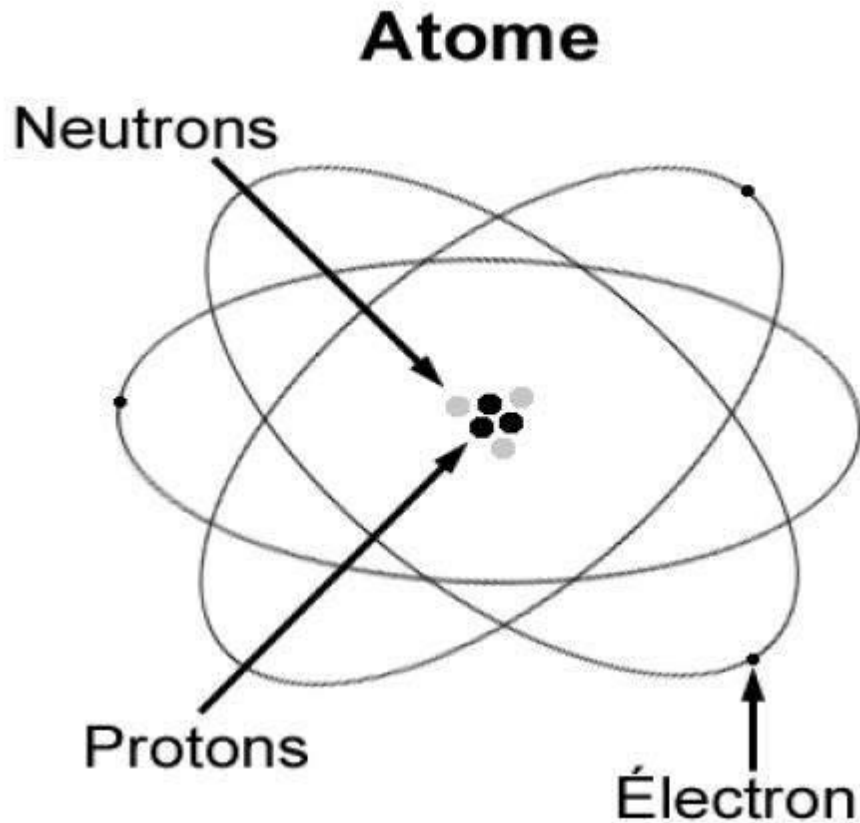


Figure I.3: La composition de l'atome.

I.4. Qu'est-ce qu'une radiographie ?

Cet examen d'imagerie médicale qui utilise les rayons X pour visualiser des parties du corps humain. Son principe consiste à impressionner sur un film radiographique les différences de densité d'un organe. Le film sera plus ou moins noirci selon l'organe radiographié. Les os apparaîtront blancs, les tissus mous seront dans différents tons de gris et l'air sera noir.

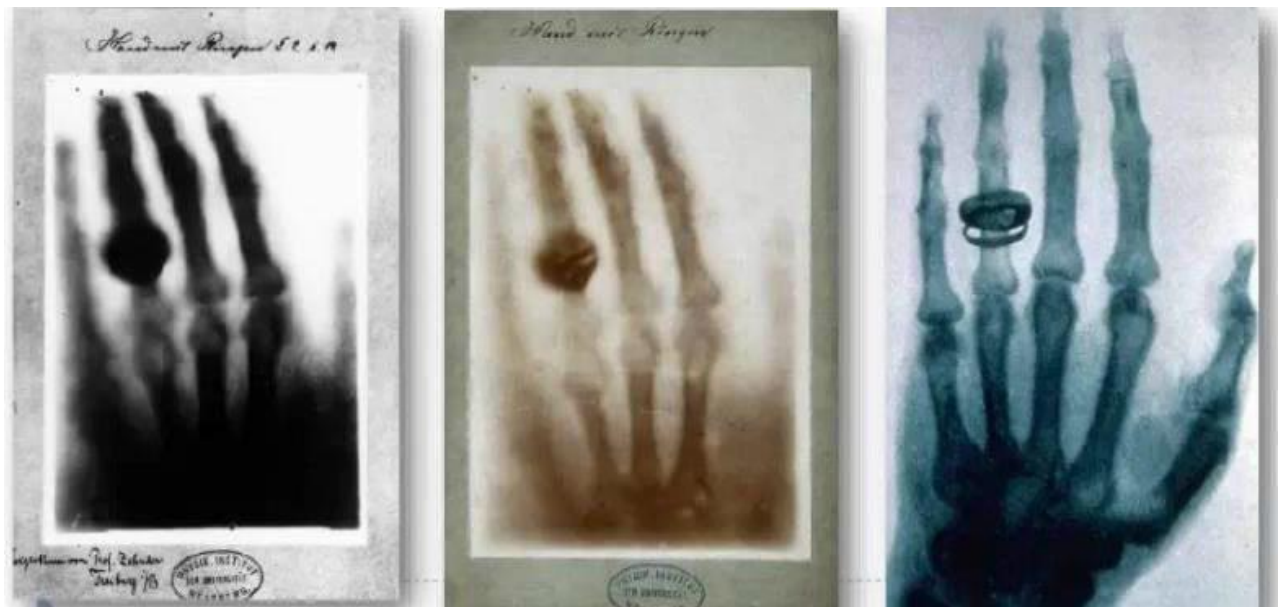
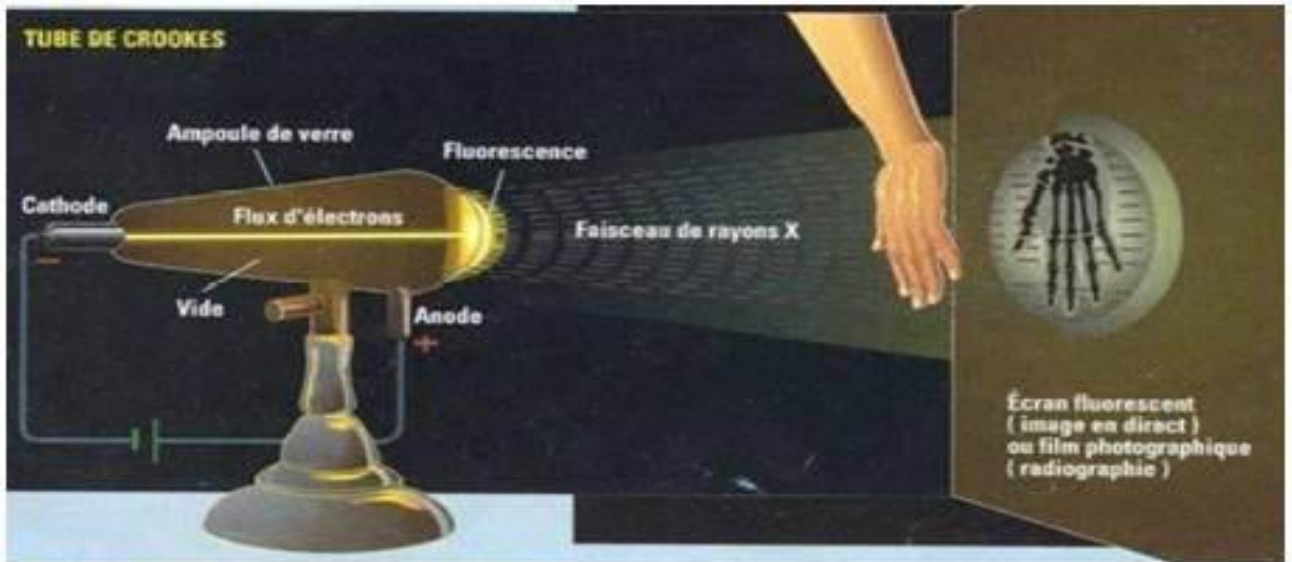


Figure I.4: Le tube de Crookes développé par Röntgen.

I.5. Bases technologiques de la radiologie

IL s'agit de faire la description du matériel d'imagerie aux rayons x qui permet un grand nombre de réalisations radio diagnostique correspondant à des besoins différents :

- Radiologie courante osseuse ou pulmonaire.
- Radiologie vasculaire.
- Scannographie.
- Mammographie.
- Scopie pulsée ou graphie vasculaire.

La connaissance de l'équipement médical permet un contrôle de qualité, une bonne maintenance et une maîtrise de l'utilisation optimale du matériel.

I.6. Les modalités

Différents types d'images peuvent être obtenues en variant le type d'énergie utilisée et la technologie d'acquisition.

Les différentes façons de fabriquer des images médicales sont des modalités d'imagerie. Chaque modalité a son application en médecine.

I.7. La radiographie plane (graphie)

Il s'agit de la première technologie d'imagerie médicale.

Elle fut découverte en **1985** par le physicien Wilhelm Roentgen qui fit aussi les premières images de l'anatomie humaine.

C'est la radiographie qui a donné naissance à la discipline appelée radiologie.

À la base, cette technologie n'utilise que deux grands équipements : une source de rayons X positionnée devant le patient et un détecteur de rayons X plat en général qui est placé de l'autre côté.



Figure I.5: Equipements radiographiques.

Le processus de base consiste en une émission de rayons X de courte durée (0.5 sec) de la source positionnée en face du patient et qui interagit avec celui-ci.

Le détecteur permet de voir comment les rayons X se sont modifiés une fois qu'ils ont traversé le corps. Les rayons X (à la sortie de la source du tube à rayons X) sont atténués par les milieux biologiques traversés suivant une loi exponentielle qui tient compte de l'absorption photoélectrique et de la diffusion par effet Compton. Soit I_0 le flux incident de rayons X

pénétrant dans un milieu hétérogène de coefficient d'absorption μ , et I le flux émergent, nous obtenons la relation suivante :

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

Ainsi la distribution homogène initiale des rayons ceux qui sont sortis de la source est modifiée selon l'intensité avec laquelle ceux-ci sont absorbés (processus nommé atténuation) ou diffusés dans le corps.

Les propriétés d'atténuation des tissus comme l'os ou les tissus mous sont différentes ce qui résulte en une distribution non homogène des rayons qui émergent du patient et qui, en conséquence vont atteindre la plaque du détecteur.

L'image radiographique est donc l'image de la distribution des rayons X ou les zones les plus blanches sont celles qui correspondent aux zones de grande atténuation et celles qui sont plus foncées correspondent aux zones de moindre atténuation.

Le détecteur peut être soit un film photosensible soit un système de détection électronique (radiographie digitale).

La radiographie est une imagerie par transmission et projection. La source de rayons est à l'extérieur du corps concept lié l'imagerie par transmission et chaque point de l'image correspond à une information le long d'une trajectoire linéaire travers le patient.

Dans ces principaux domaines, la radiographie est très largement utilisée pour le diagnostic de fractures osseuses, de cancer des poumons et de problèmes cardiovasculaires.



Figure I.6: Radiographie antéro-postérieure et latérale d'un coude.

I.8. Définition des rayons X

Les rayonnements X sont des rayonnements électromagnétiques de très courte longueur d'onde et donc très pénétrants dans un tube à rayons X, l'émission de ces rayonnements est obtenue en bombardant un cible appelée anode par un faisceau d'électrons accélérés dans le vide.

Ces électrons sont obtenus en Chauffant un filament appelé cathode (effet thermo-ionique) et ils sont accélérés par une forte différence de potentiel [4].

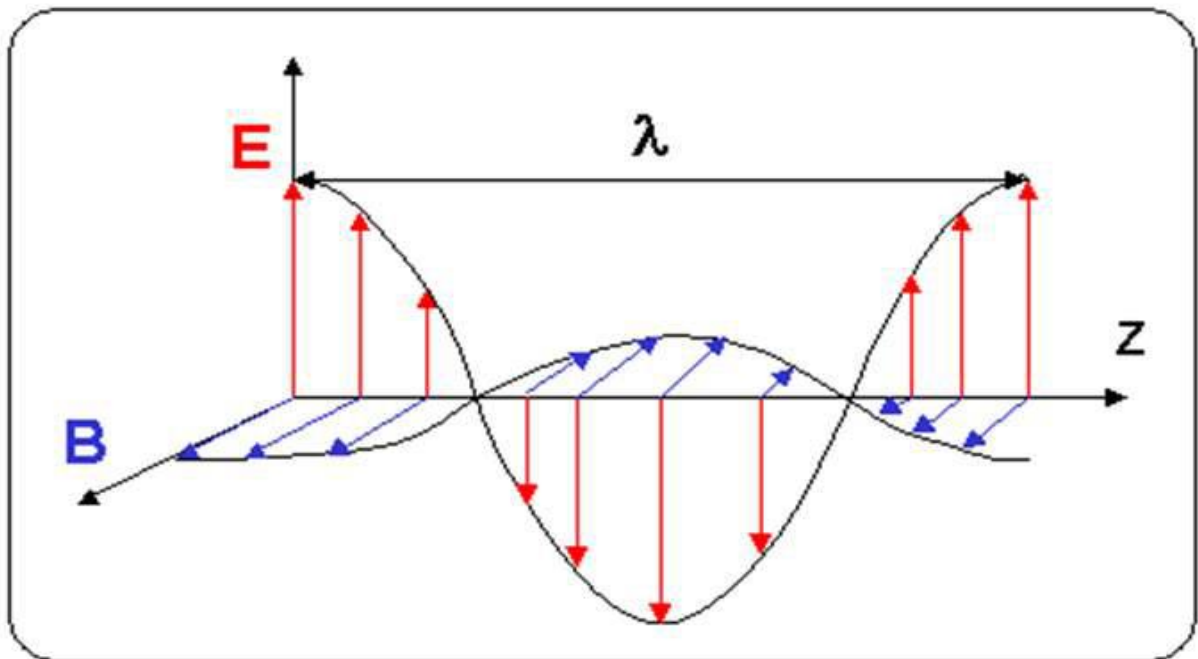


Figure I.7: Caractéristiques des Ondes électromagnétiques.

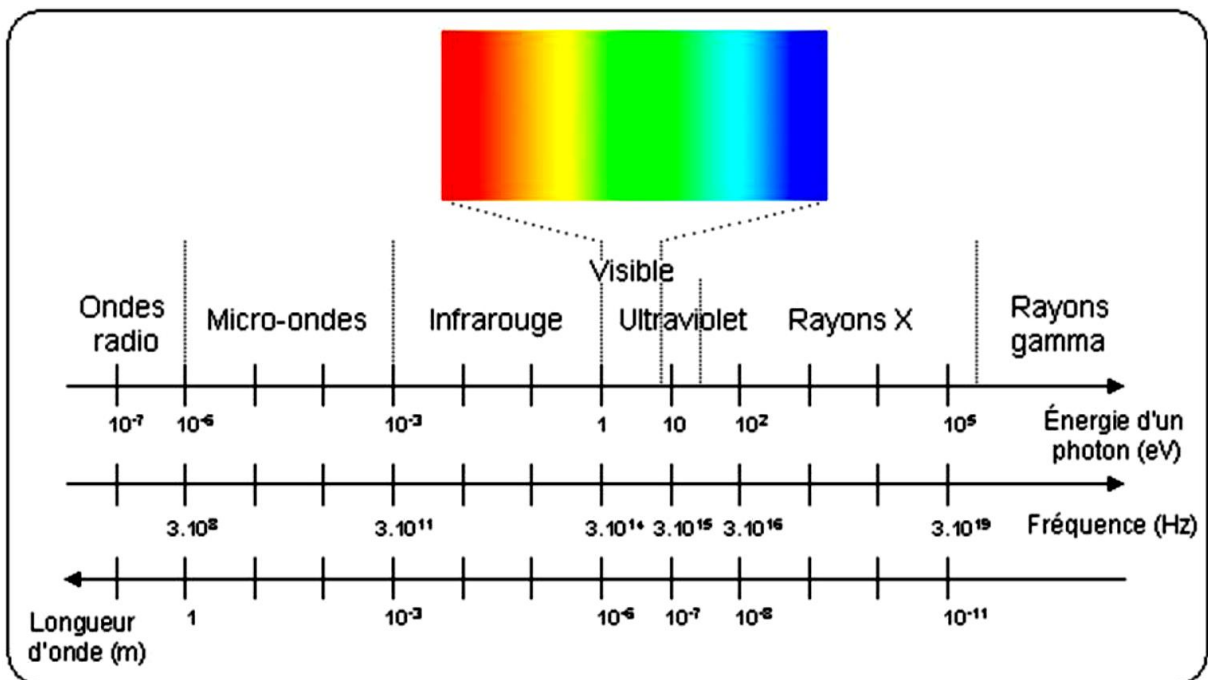


Figure I.8: Spectre électromagnétique.

I.9. Propriétés des rayons X

- ❖ Les rayons X se déplacent dans toutes les directions en ligne droite.
- ❖ Ils ne sont pas déviés par un champ électrique ou magnétique.
- ❖ Les rayons X traversent les objets. Ils sont facilement absorbés par l'air ou l'atmosphère.

- ❖ Leur longueur d'onde est de l'ordre de grandeur des distances interatomiques.
- ❖ Les rayons X peuvent arracher des électrons aux couches électroniques des atomes.
- ❖ Les rayons X déchargent les corps chargés électriquement.
- ❖ Les rayons X peuvent détruire une cellule vivante et conduire à des mutations génétiques internes à la cellule.
- ❖ Ils impressionnent des émulsions (plaques, films) photographique [5].

I.10. Production de rayons X

Les rayons X sont produits dans des tubes à rayons X également appelés tubes de Coolidge ou tubes à cathode chaude (figure I.9). Le principe est le suivant : des électrons émis par une cathode (un filament, le plus souvent en tungstène, chauffé par le passage d'un courant électrique) sont accélérés par une différence de potentiel élevée (de 10 à 150 kV) en direction d'une cible constituée d'une anode en métal (en tungstène également) [6]. Les rayons X sont émis par la cible selon deux mécanismes :

- le freinage des électrons par les atomes de la cible crée un rayonnement continu (rayonnement de freinage ou Bremsstrahlung) dont une partie dans le domaine des rayons X.
- les électrons accélérés ont une énergie suffisante pour exciter certains des atomes de la cible, en perturbant leurs couches électroniques internes. Ces atomes excités émettent des rayons X en retournant à leur état fondamental.

Une faible portion, 1% environ de l'énergie cinétique perdue par les électrons est rayonnée sous forme de rayons X, les 99 % restants sont convertis en énergie thermique.

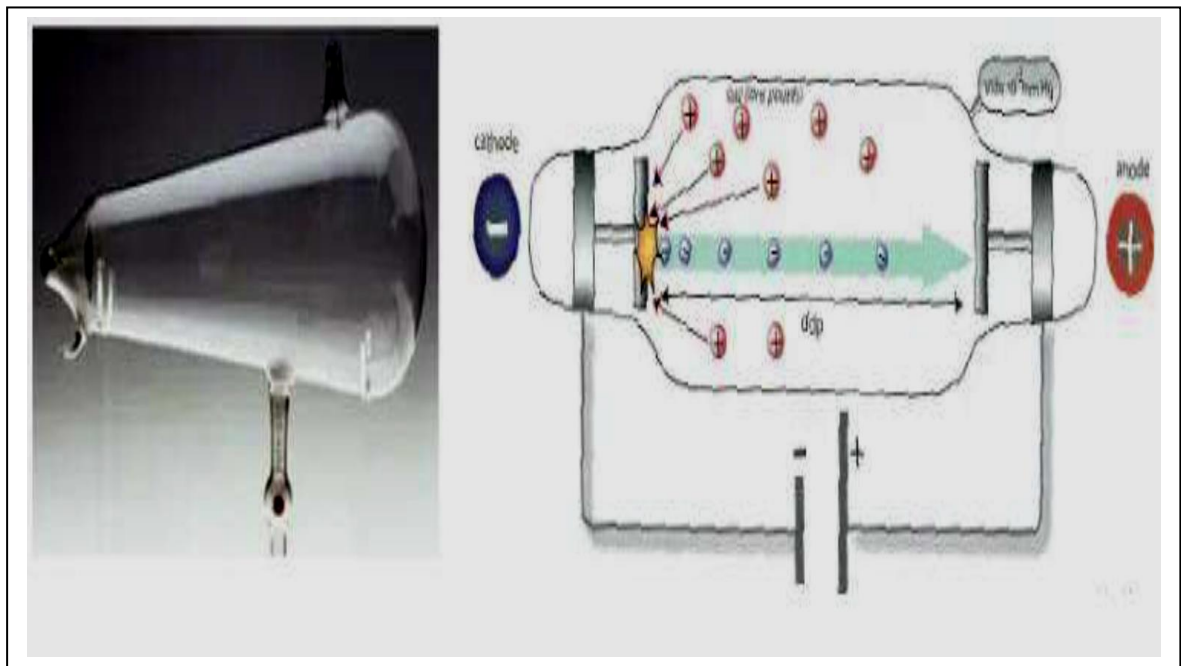


Figure I.9: Tube A Rayons X (Le Tube De Crooks).

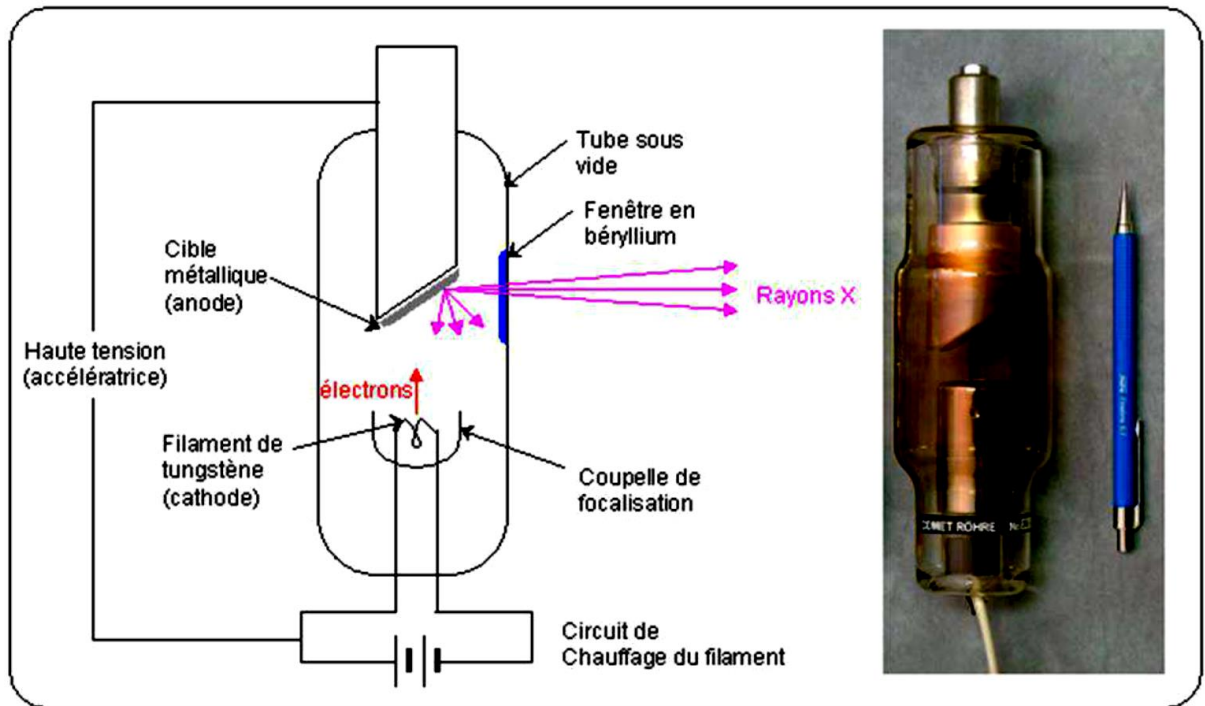


Figure I.10: Tube à rayons X (Le tube de Coolidge).

I.11. Principes de technique radiologie médicale

Avec l'augmentation des performances des convertisseurs statiques les champs d'application sont ouverts. Certains d'entre eux sont très exigeants en termes de performances dynamiques, notamment en imagerie médicale.

Les tubes à rayons X fonctionnent sous une alimentation haute tension où l'émission de rayons X est effectuée.

Ceux-ci sont accélérés vers le tube à rayons X cathode par un électrique champ créé par un potentiel différentiel élevé (typiquement de 10 à 150 kV) entre le filament qui sert d'anode et la cathode. L'anode latérale est les électrons cibles et est utilisé comme l'air des rayons X de libération. En radiologie médicale, l'efficacité du tube à rayons X est très faible autour de 1% et tout le reste d'énergie est réfléchi sous forme de chaleur [7].

Le courant utilisé dans le tube à rayons X doit être ajusté et transformé dans un courant à haute tension. (La figure I.10) montre le montage principal, destiné à ce type d'alimentation. Les trois paramètres d'exposition contrôlés par l'opérateur sont :

- Courant d'anode excitant représentant la quantité de produits X ray.
- Stabilisation DC Haute tension à haute densité de rayons X demande de projet.
- Temps d'exposition (millisecondes) qui représente le rayonnement Montant X.

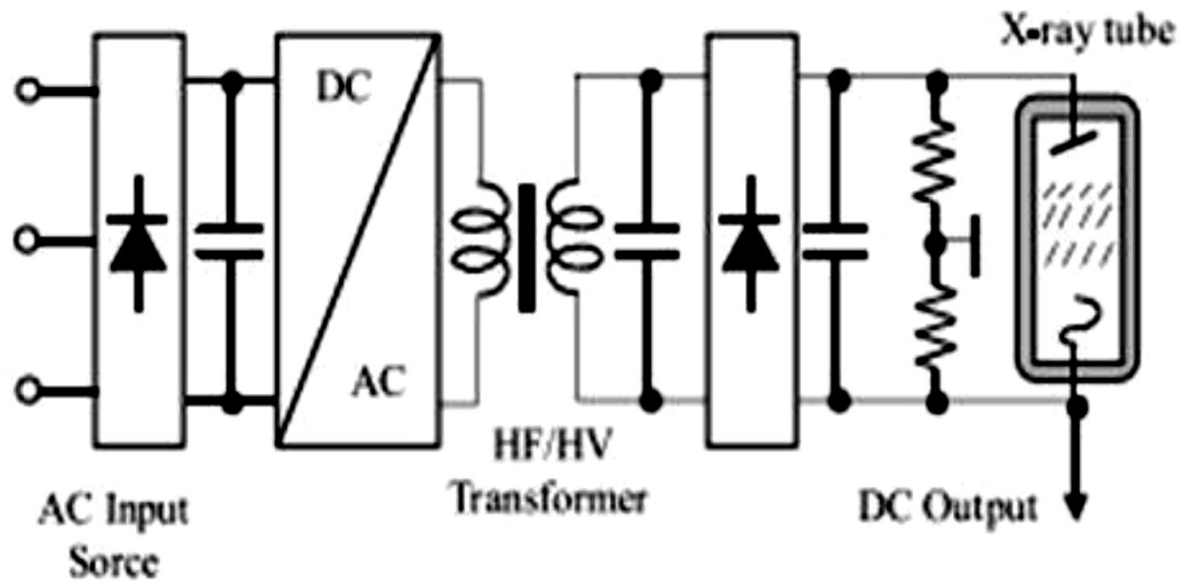


Figure I.11: Structure principale du générateur d'énergie à rayons X.

I.12. La salle de radiographie est constituée de :

1. L'appareil de radiographie. Il se compose d'un bras articulé muni d'un tube à rayons X d'une plaque contenant le film.
2. Le pupitre de commande derrière lequel se trouve le personnel médical est séparé du reste de la pièce par une vitre plombée protectrice [8].

I.13. Fonctionnement de la radiologie et le radiologiste

C'est un manipulateur radio ou un radiologue qui pratique cet examen (Le radiologiste celui qui réalise l'acte radiologique. Ce terme est préférable à celui de radiologue, qui implique la possibilité de s'exprimer à propos de la radiologie.).

Après avoir signalé votre arrivée à l'accueil, on vous fera patienter quelques minutes en salle d'attente. Avant l'examen, vous passerez au vestiaire pour vous dévêtir (on vous indiquera les vêtements qu'il faut ôter). Pendant l'examen, vous serez entre le tube à rayons X et la plaque contenant le film. Suivez les indications des manipulateurs.

Pendant la prise des clichés, ne bougez pas et bloquez la respiration si on vous le demande. Plusieurs clichés seront réalisés dans différentes positions, le plus souvent de face et de profil.

Il dure quelques minutes.

C'est un examen très rapide !

- Les résultats : le radiologue vous donnera un premier commentaire. Son compte rendu définitif sera adressé dans les plus brefs délais à votre médecin traitant qui vous expliquera les résultats et vous donnera la conduite à tenir [9].

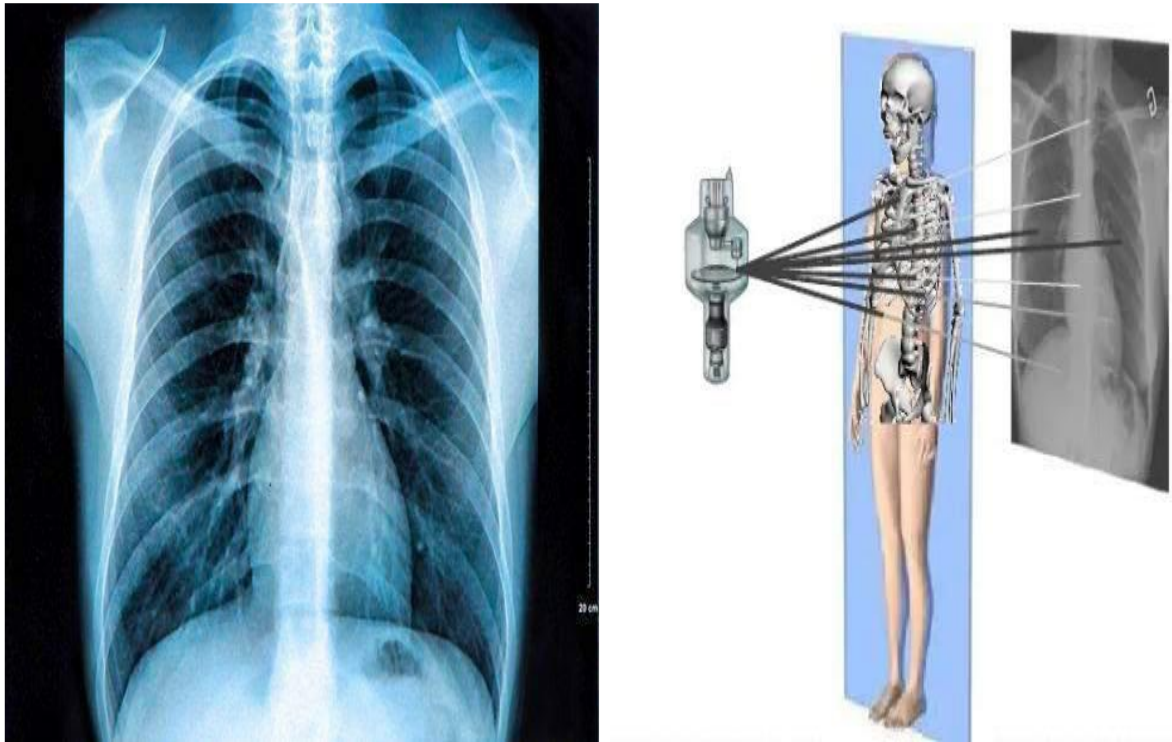


Figure I.12: Rayons X des poumons humains.

I.14. L'utilité de la radiologie

On peut réaliser des radiographies de tout le corps. Elle permet surtout l'étude du squelette et des articulations, des poumons, de l'abdomen, des seins.

Les radiographies sont utiles à votre médecin dans sa démarche diagnostic et afin de réaliser un traitement adapté.

Elle recherche ; Au niveau des os, des fractures, de l'arthrose, des malformations. Au niveau du poumon, elle dépiste des lésions de tuberculose, d'infections bactériennes ou virales, des tumeurs. Au niveau de l'abdomen, elles visualisent les calculs présents dans la vésicule ou les reins, des signes d'occlusion ou de perforation digestive [10].

I.15. Effets sur la santé

Les rayons X sont des radiations ionisantes. Une exposition prolongée aux rayons X, ou une exposition répétée avec des répit trop courts pour l'organisme peut provoquer des brûlures (radiomes) mais aussi des cancers et des anomalies chez le nourrisson et l'enfant de moins d'un an. Les personnels travaillant avec des rayons X doivent suivre une formation spécifique, se protéger et être suivis médicalement (ces mesures peuvent être peu contraignantes si l'appareil est bien « étanche » aux rayons X) [11].

I.16. Alimentation d'un appareil de radiologie

Les pannes des alimentations des équipements médicaux sont fréquentes et pratiquement quotidiennes dont la nécessité de les localiser et intervenir à temps pour rendre les équipements opérationnels de nouveau afin de réaliser toutes les opérations et interventions médicales. Dans un appareil de radiologie, ils existent des alimentations de hautes tensions de l'ordre de kilovolt qui alimentent les tubes a rayon X et les alimentations basses tensions qui sont utilisées pour polarisées les composant actifs [12].

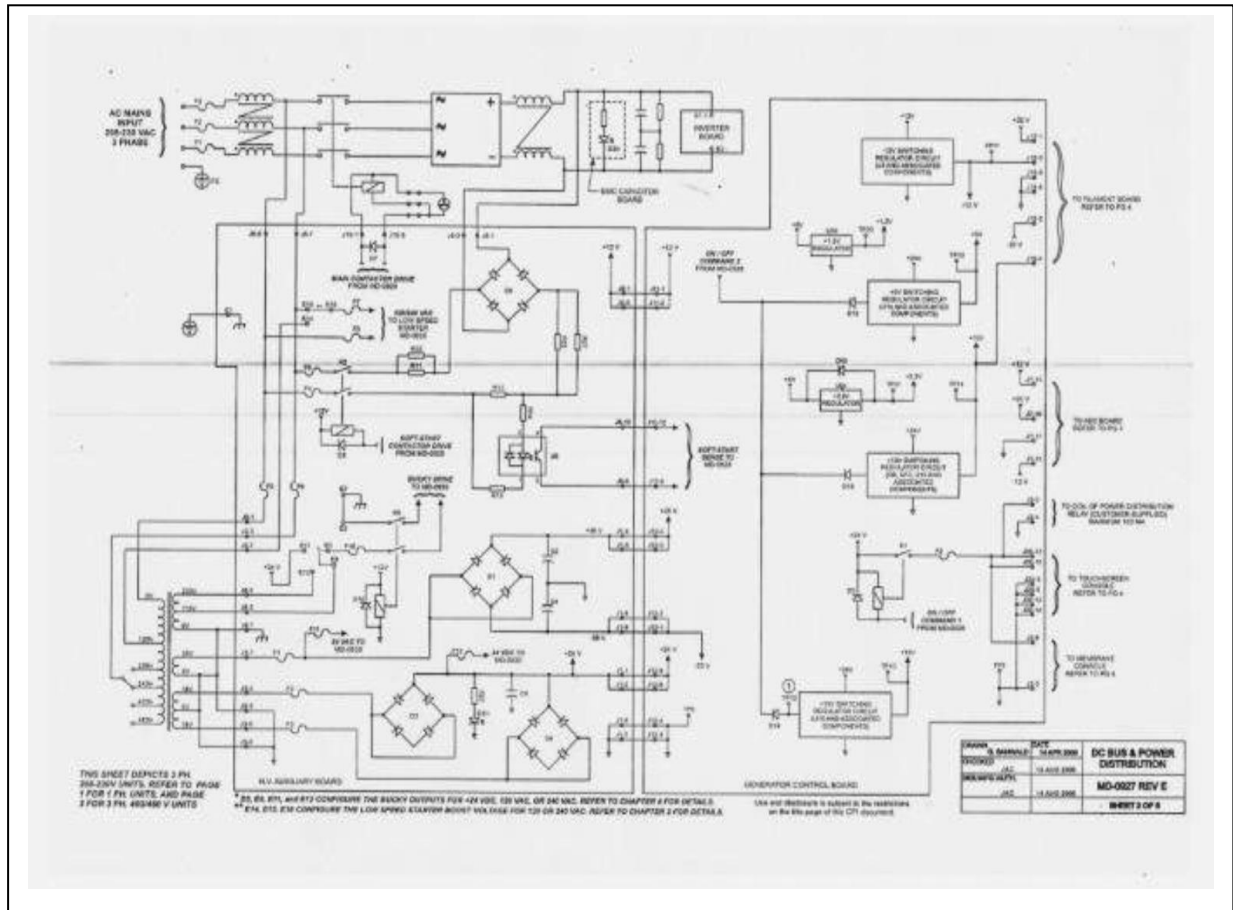


Figure I.13: Carte d'alimentation d'un appareil de radiologie.

I.17. Synthèse des différents aspects de l'imagerie médicale

Suivant les techniques utilisées, les examens d'imagerie médicale permettent d'obtenir des informations sur l'anatomie des organes (leur taille, leur volume, leur localisation, la forme d'une éventuelle lésion, etc.) et là on parle d'imagerie structurale. Parmi les méthodes d'imagerie structurales les plus couramment employées en médecine, on peut citer d'une part les méthodes basées soit sur les rayons X soit sur la résonance magnétique (IRM), les méthodes échographiques (qui utilisent les ultra-sons) [13].

I.17.1. 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 [14].



Figure I.14: Appareil de radiographie.

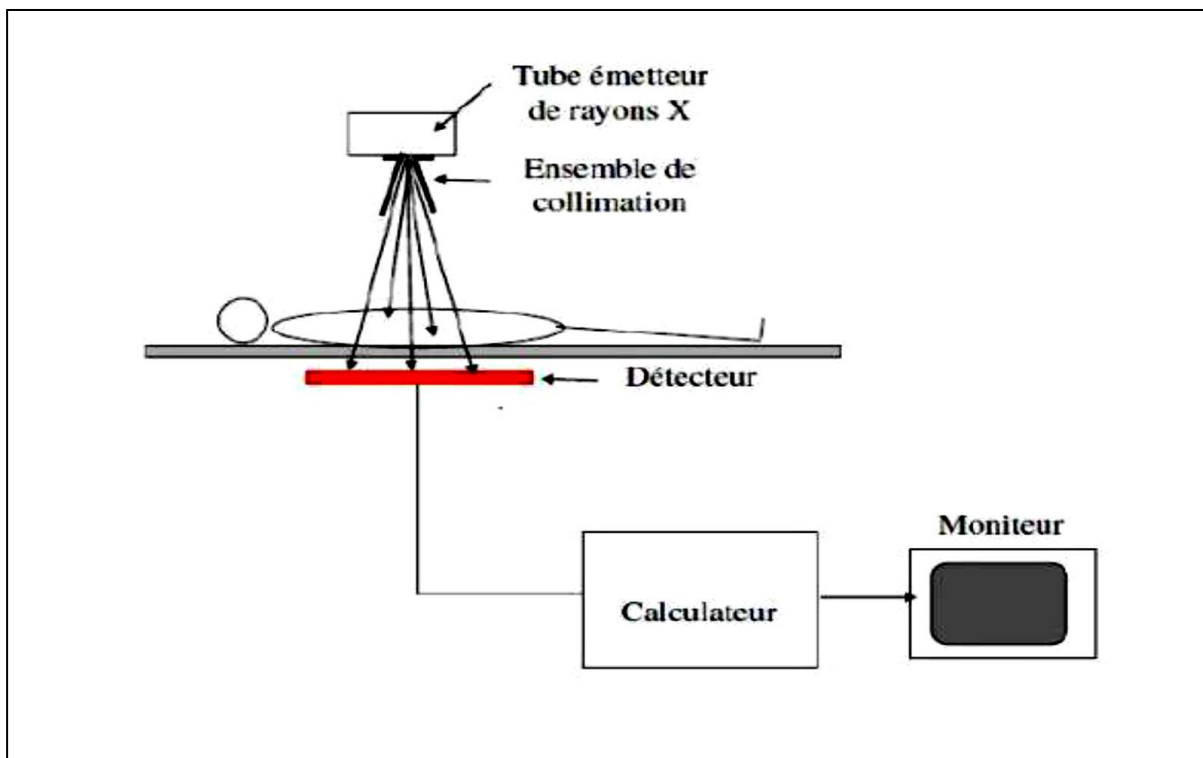


Figure I.15: Radiographie - technique Composantes de la chaine radiologique.

I.17.2. 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 [15].



Figure I.16: Appareil de scanner.

I.17.3. 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 [16].

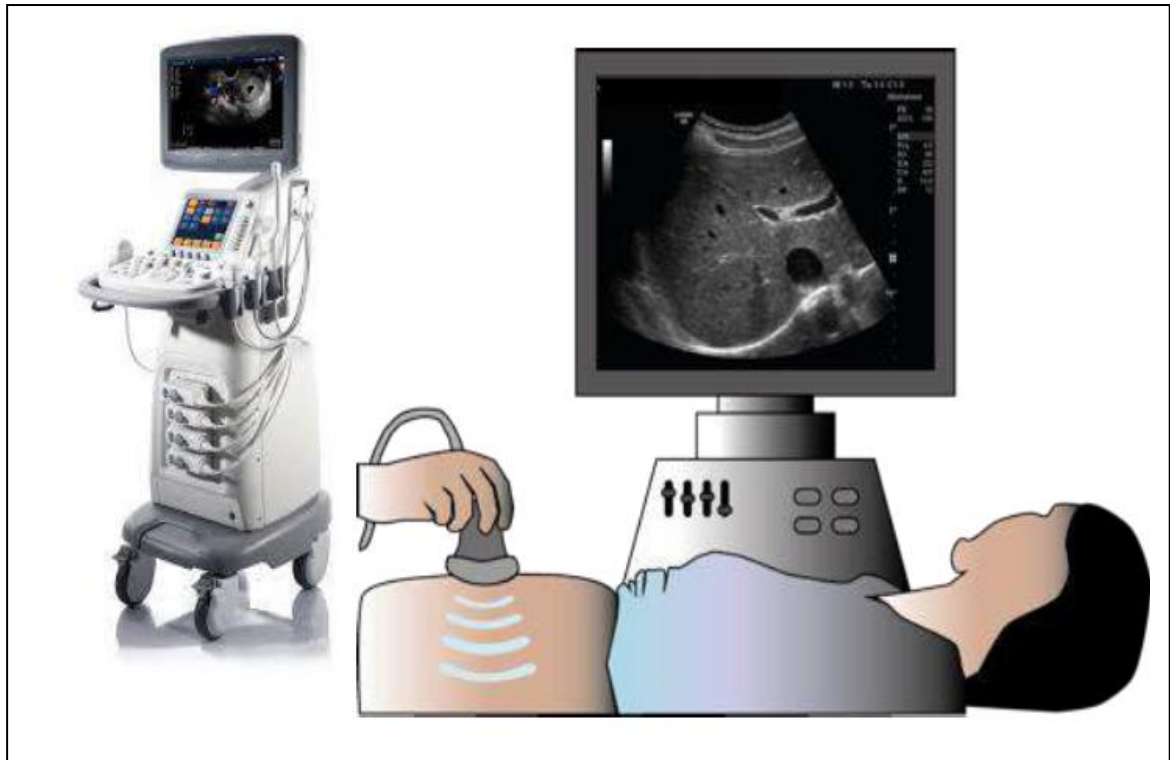


Figure I.17: Appareil de L'échographie ultrasonore.

I.17.4. La magnétoencéphalographie :

Est une technologie d'imagerie « passive » du cerveau, tout comme l'électroencéphalographie, car elle repose sur la captation du champ magnétique résultant de l'activité du cerveau.

La circulation de l'influx nerveux le long des neurones équivaut à la circulation d'un signal électrique le long d'un fil conducteur, ici les axones. Un courant électrique induit un champ magnétique perpendiculaire au sens de sa circulation.

C'est ce très faible champ magnétique, plus d'un million de fois plus faible que le champ magnétique terrestre, qui va être mesuré grâce à des capteurs appelés SQUID (Superconducting Quantum Interference Device). Appliquant le principe inverse, un champ magnétique induit un courant dans une bobine, ce courant est ensuite analysé pour visualiser les zones d'activité du cerveau [17].

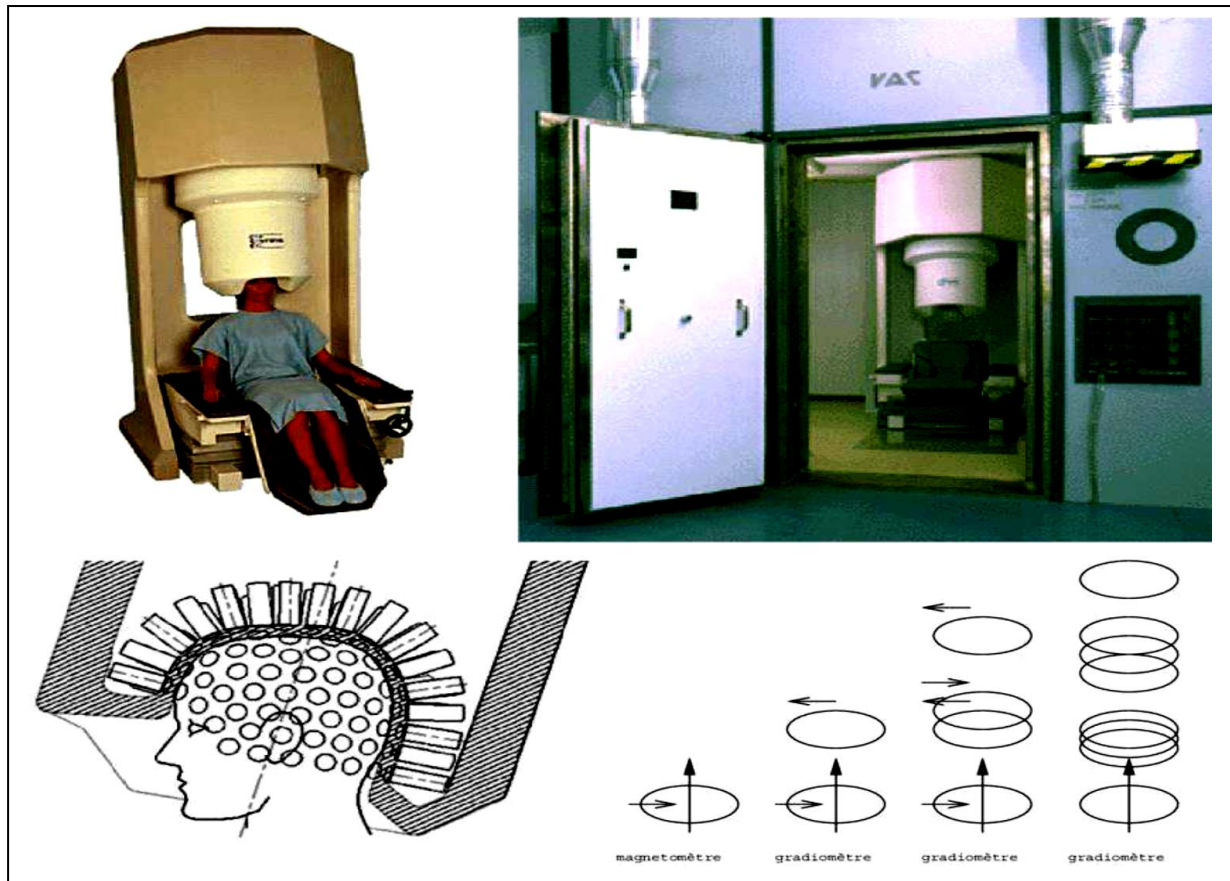


Figure I.18: Appareil de La magnétoencéphalographie.

I.17.5. L'imagerie par résonance magnétique

L'Imagerie par résonance magnétique sert aujourd'hui dans de nombreux cas médicaux. En effet, on l'utilise pour des applications médicales variées grâce à sa capacité à explorer presque tous les organes ou articulations du corps humain. A la différence d'une simple radiographie qui ne peut observer que les os du corps, l'IRM est beaucoup plus performante puisqu'elle permet d'explorer les tissus mous de l'organisme.

L'IRM permet d'explorer en détail tous les tissus et organes non remplis d'air :

- ✓ muscles, cœur (valves et piliers du cœur), tissu vasculaire (IRM cardiaque).
- ✓ tissu nerveux et cérébral (IRM cérébrale).
- ✓ hypophyse (IRM hypophysaire).
- ✓ glandes mammaires (IRM du sein).

- ✓ muscles utérins, ovaires et trompes (IRM pelvien).
- ✓ viscères digestifs (IRM abdominal).
- ✓ muscles para-vertébraux et moelle osseuse (IRM rachis).
- ✓ glande thyroïde (IRM de la thyroïde).

Elle permet de visualiser parfaitement la plupart des anomalies, malformations ou tumeurs présentes dans un tissu, non ou mal visibles sur une radiologie conventionnelle. La qualité des images obtenues est très supérieure à celle de la radiographie conventionnelle mais, cependant, est moins précise que celle du scanner [18].



Figure I.19: *Appareil de L'imagerie par résonance magnétique.*

- Un exemple d'application d'IRM
 - L'IRM mammaire :

L'IRM a fait énormément de progrès ces dernières années en ce qui concerne la détection du cancer du sein. L'IRM a révélé des résultats très positifs car elle s'est avérée sensible à 100% pour le dépistage du cancer du sein.

Après plusieurs années de recherche, un médecin affirme que toutes les anomalies du sein peuvent être détectées grâce à l'IRM même si la mammographie ne les détecte pas. L'IRM permet aussi de visualiser si les anomalies ont besoin d'être traitées ou non.

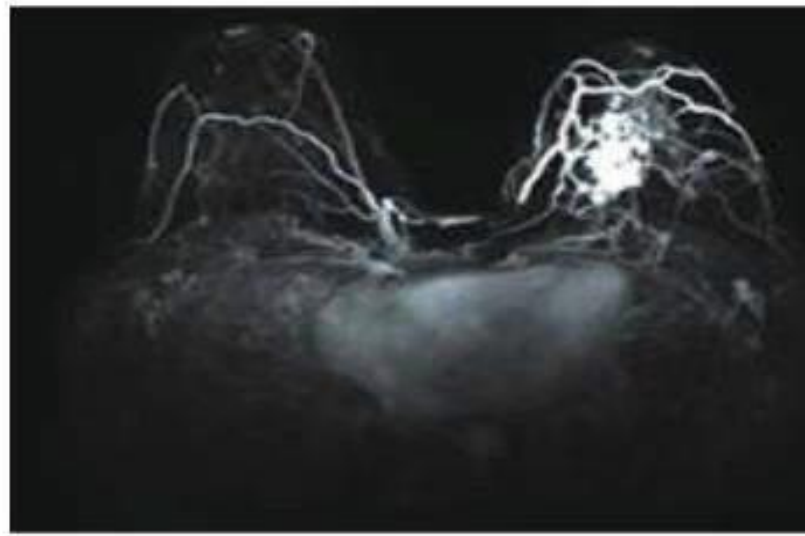


Figure I.20: IRM-Sein.

I.18. Méthodes d'acquisition d'informations

Les tendances techniques et informatiques devraient permettre d'avoir des images de plus en plus précises (imagerie moléculaire dans certains cas), acquises plus rapidement et avec moins de stress pour le patient, éventuellement rendues tridimensionnellement et de manière animée, et consultables à distance. Une aide automatisée à l'interprétation de l'image se développera probablement aussi par le biais de logiciels et de bibliothèques logicielles de traitement d'images et d'algorithmes d'intelligence artificielle.

La multiplication des techniques et leur complémentarité poussent les progrès dans la direction d'une imagerie dite multimodale dans laquelle les données issues de plusieurs techniques acquises simultanément ou non sont recalées, c'est-à-dire mises en correspondance au sein d'un même document. On pourra par exemple superposer sur une même image la morphologie des contours du cœur obtenue par IRM avec une information sur la mobilité des parois obtenues par échographie Doppler. Les appareils récents d'imagerie, « interopérables » permettent parfois de produire des images multimodales au cours d'un seul examen par exemple, les systèmes hybrides (CT-SPECT).

De plus l'image pourra éventuellement être animée (cœur en train de battre) et présentée en bloc 3xD. Pour produire des images multimodales deux méthodes sont possibles : l'une est basée sur la fusion d'images obtenues par des procédés différents, et donc à des moments différents, ce qui induit des difficultés de calage des images quand le patient n'était pas exactement dans la même position au moment de la prise d'image. L'autre méthode consiste à développer des machines polyvalentes capables d'acquérir plusieurs types d'images différentes au même moment sur un même patient, puis de les fusionner, éventuellement en quasi-temps réel.

La microscopie devrait aussi évoluer, avec par exemple la détection plasmodique de nano-objets, des dispositifs d'analyse automatique, d'imagerie 3D à haute résolution ou d'animation 3D, éventuellement en temps réel et plus précis, utiles par exemple, pour les besoins de la neurologie, de la génétique ou de la recherche sur le cancer (par exemple, pour mieux étudier les des sites d'adhésion cellulaire ; une équipe franco-allemande a ainsi pu en 2012 produire l'équivalent d'un film présentant le mouvement de protéines essentielles à la vie d'une cellule) [19].

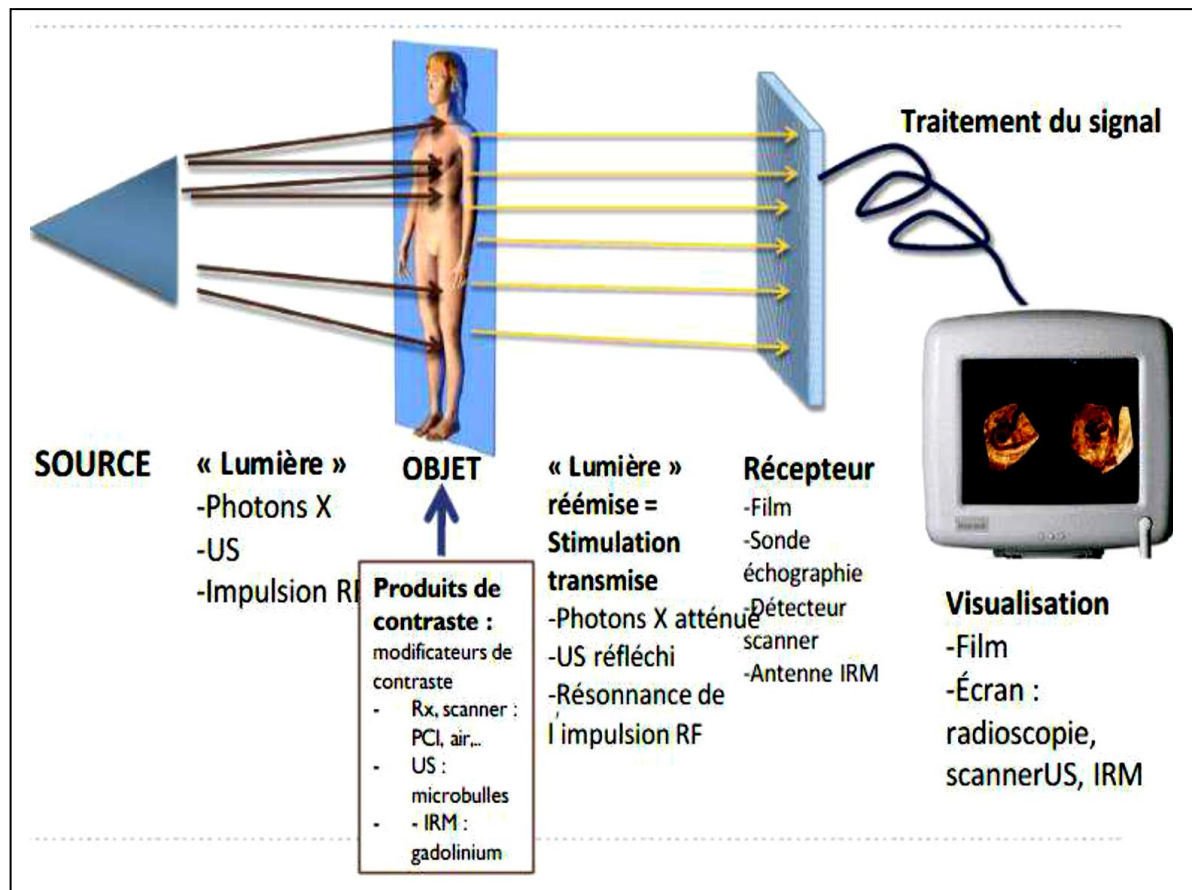


Figure I.21: Principes communs de l'imagerie

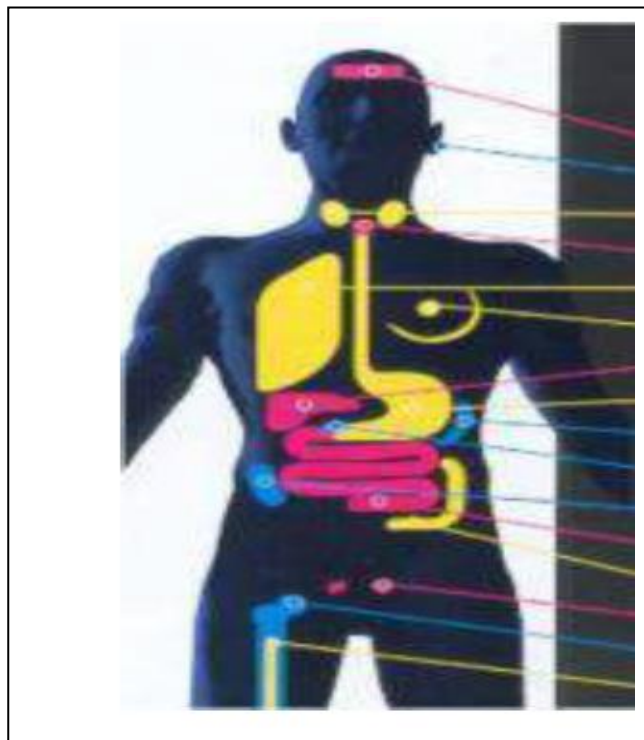
I.19. Avantage et inconvénient

L'imagerie par résonnance magnétique reste une technologie servant à la médecine qui offre beaucoup d'avantages mais possède aussi des limites particulièrement les contres indications de son utilisation pour certains patients. Afin de mieux cerner cette problématique on procède à une comparaison entre le scanner et l'IRM [20].

USAGE	SCANNER	IRM
Utilise	Les rayons X pour la réalisation de coupes fines du corps	Un champ magnétique craillant un signal différent selon la composition des tissus
L'examen est	Rapide	Long
Le prix	Peu couteux	couteux
La qualité d'image	Bonne	Très nette
L'impact sur la santé	Dangereux pour la santé	Inoffensif

Tableau 1: Tableau comparatif scanner-IRM.

- ❖ Scanner X : Rayons X dangereux pour l'homme.
- ❖ Radiologie : dangereux pour l'homme, image moins nette que l'IRM et le scanner X
Certains organes sont plus sensibles aux rayons X que d'autres :



En rose : très sensible.

En jaune : sensible.

En bleu : peu sensible.

Conclusion

L'appareil radiologique présente des modalités d'usage et de confort plus intéressantes ou existe-t-il des différences de soin et de connaissance technique entre les médecins.

Dans ce chapitre nous avons donné une brève présentation sur l'imagerie médicale avec ses différents aspects ainsi que ses avantages et ses inconvénients et même nous avons présenté les méthodes d'acquisition d'informations.

Chapitre II :
Spins Nucléaires Soumis à la Résonance
Magnétique

Introduction

Les noyaux soumis à un champ magnétique externe acquièrent une énergie proportionnelle au champ et à la composante de leur moment magnétique le long de ce champ.

La résonance magnétique nucléaire (RMN), découverte par Felix Bloch et Edward Purcell (prix Nobel 1952), a lieu lorsque ces noyaux sont irradiés à une fréquence correspondant à la différence d'énergie entre les deux orientations de spin permises.

Parce que le champ magnétique vu par le noyau dépend de l'environnement de ce noyau, les liaisons chimiques modifient la fréquence de résonance fondamentale.

C'est ainsi que la spectroscopie RMN permet d'identifier des structures chimiques et permet à l'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique), qui est l'application médicale de la RMN, d'obtenir des images non destructives de l'anatomie humaine.

Nous allons étudier ici les principes de la RMN pulsée et illustrer les aspects fondamentaux de cette technique expérimentale, très utilisée en physique, en chimie, en biologie et en médecine [21].

II.1.Historique

L'IRM a été développée à partir de la seconde moitié du XX^e siècle. Elle repose sur le principe de résonance magnétique nucléaire, qui était initialement utilisé en chimie et en physique.

L'idée d'appliquer la résonance magnétique nucléaire à l'acquisition d'images du corps humain a été brevetée par Raymond D'amadien, médecin et professeur à la State University de New York en 1974 : « Apparatus and méthode for detecting cancer in tissue » (Figure II.1). Il avait observé quelques années auparavant que le tissu tumoral (qui contient davantage d'eau) répondait différemment que le tissu normal à la résonance magnétique nucléaire.

Paul Lauterbur, chimiste et professeur à la State University de New York, a introduit les gradients au champ magnétique. Ces gradients ont permis de déterminer l'origine des ondes radio et de créer des images en deux dimensions (1973).

Les premières images du corps humain rapportées dans la littérature datent de 1977 (D'amadien, 1977).

Peter Mansfield, physicien et professeur à l'Université de Nottingham, a contribué au développement de l'IRM en optimisant les analyses mathématiques du signal, ainsi qu'en développant l'imagerie écho-planaire (écho planar imagerie), une technique permettant d'acquérir des images IRM en quelques secondes. Cette technique constitue une pierre

angulaire du développement de l'IRM fonctionnelle, qui commence à être utilisée au début des années 1980 [22].

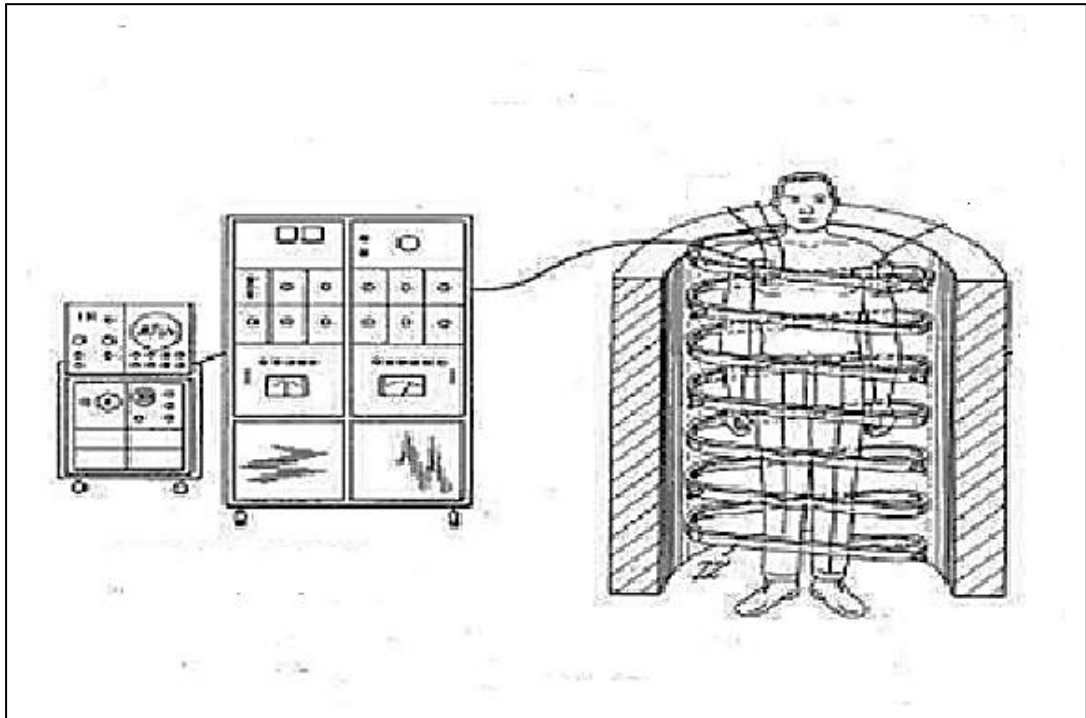


Figure II.1: Schéma breveté de l'IRM (D'amadien, 1974).

II.2. Rappel physique

Un atome se compose d'un noyau et d'électrons qui gravitent autour de celui-ci. Le noyau est constitué de nucléons (neutrons et protons).

Le noyau d'hydrogène est constitué d'un proton chargé positivement. Il est animé d'un mouvement, autour d'un axe de rotation, appelé SPIN. Hors d'un champ magnétique ce spin peut prendre n'importe quelle orientation.

Dans un champ magnétique **B₀** ce mouvement de rotation peut prendre 2 orientations différentes : "Spin + 1/2" et "Spin - 1/2". Les aimantations nucléaires correspondant aux "spins + 1/2" s'orientent dans le sens du champ magnétique **B₀**, celles de "spin - 1/2" s'orientent dans le sens inverse de **B₀**. Cette propriété de spin lui confère d'une part un moment cinétique, qui dépend de sa masse *m*, et d'autre part un moment magnétique qui dépend de sa charge *e*+

Il résulte de tout cela que la somme de toutes les aimantations élémentaires pour une certaine quantité d'hydrogène présente dans un échantillon est non nulle, et dirigée dans l'axe du champ magnétique **B₀**.

Cette somme d'aimantation est appelée aimantation résultante. Elle est bien sûr proportionnelle au nombre de noyaux d'hydrogène présents dans les tissu [23].

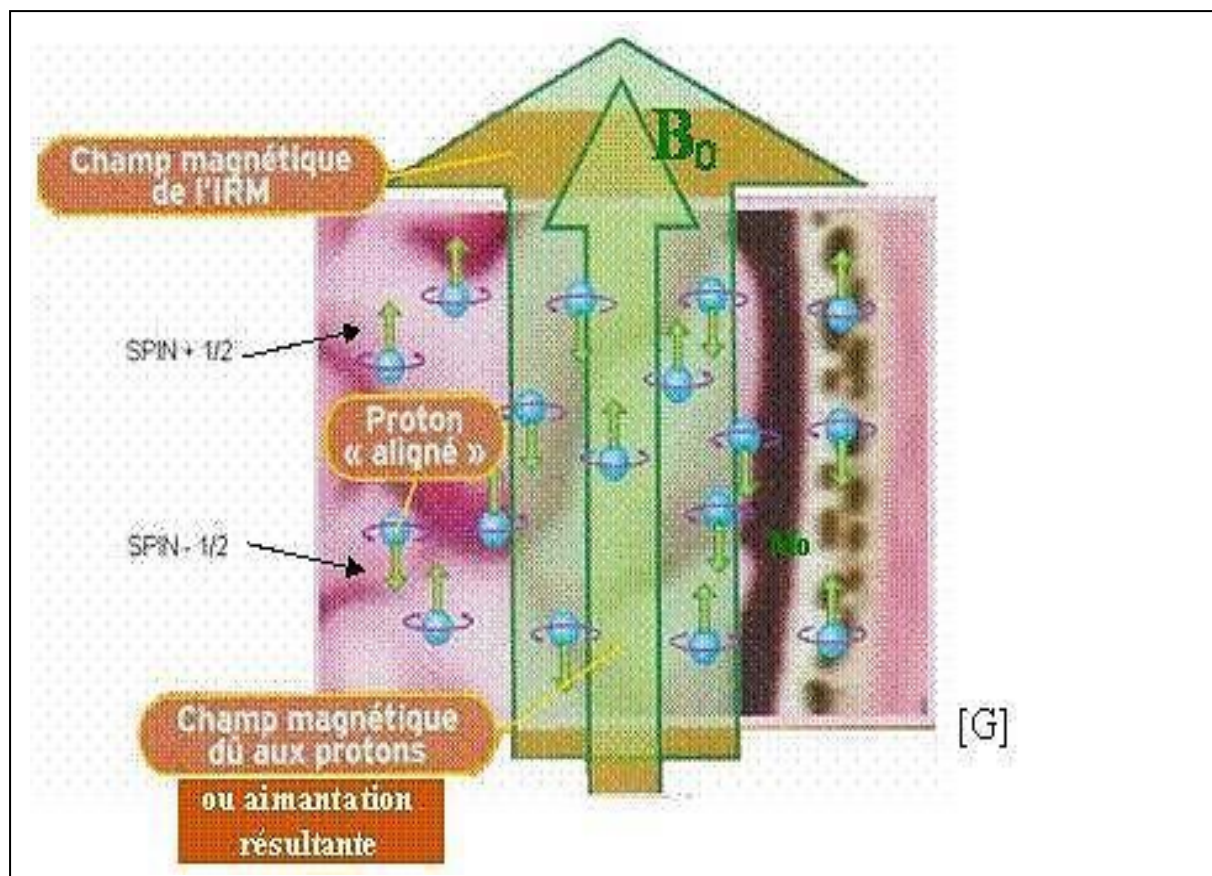


Figure II.2: Application d'un champ magnétique de différents tissus.

II.3. Description

Les systèmes d'imagerie par résonance magnétique (IRM) fournissent des images très détaillées des tissus du corps.

Les systèmes détectent et traitent les signaux générés lorsque des atomes d'hydrogène, qui sont abondants dans les tissus, sont placés dans un champ magnétique puissant et excités par une impulsion d'excitation magnétique résonante.

Les atomes d'hydrogène ont un moment magnétique inhérent à la suite de leur spin nucléaire. Lorsqu'ils sont placés dans un champ magnétique puissant, les moments magnétiques de ces noyaux d'hydrogène ont tendance à s'aligner.

De façon simpliste, on peut considérer les noyaux d'hydrogène dans un champ magnétique statique comme une chaîne sous tension.

Les noyaux ont une fréquence de résonance, ou «Larmor», déterminée par leur intensité de champ magnétique localisé, tout comme une corde a une fréquence de résonance déterminée par la tension sur elle.

Pour les noyaux d'hydrogène dans un champ IRM typique de 1,5 T, la fréquence de résonance est d'environ 64 MHz.

II.3.1. L'aimant

L'aimant est au cœur du fonctionnement de l'appareil IRM. Son rôle est de produire le champ magnétique principal appelé $\vec{B}_0$ qui est constant et permanent. L'unité de mesure de l'intensité du champ magnétique est le tesla, dont le symbole est T. Cette valeur fait référence à l'intensité de ce champ principal.

Les aimants peuvent être classés selon l'intensité de leur champ :

- Les bas champs de 0,02T à 0,25T
- Les champs moyens de 0,25T à 1T
- Les hauts champs au-delà de 1T

Les principales qualités pour un aimant sont :

- Un champ magnétique d'intensité élevée afin d'améliorer le rapport signal sur bruit.
- Une bonne stabilité temporelle (le champ magnétique doit être le plus permanent possible).
- Une bonne homogénéité du champ (par exemple : 0,2 partie par million ppm dans une sphère de 36 cm de diamètre ce qui correspond au diamètre moyen d'une antenne émission/réception crânienne :

C'est la fenêtre minimale d'homogénéité de champ que doit obtenir le constructeur pour pouvoir vendre son appareil dans la plupart des pays).

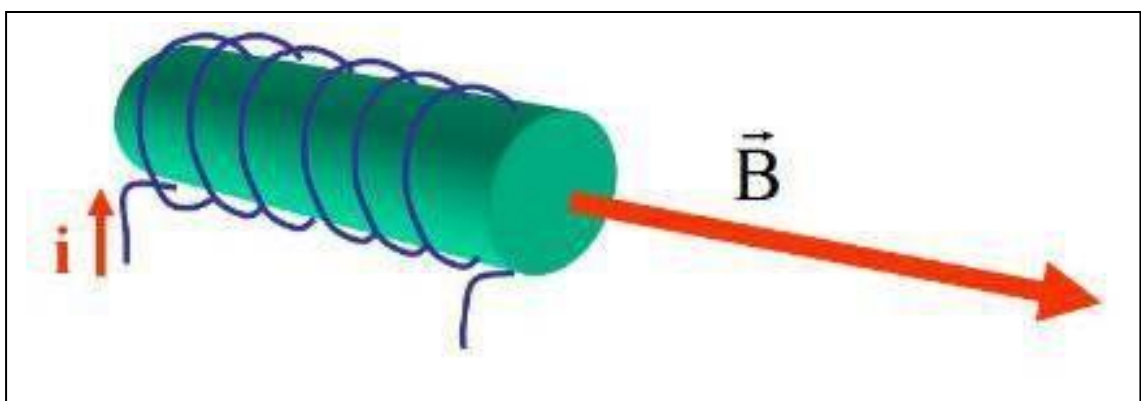


Figure II.3: L'électro-aimant.

Ces qualités sont recherchées parmi les trois types d'aimants :

L'aimant permanent, l'aimant résistif et l'aimant supraconducteur.

Aujourd'hui c'est l'aimant supraconducteur qui est le plus répandu.

❖ **Les aimants résistifs**

Ce sont des électro-aimants constitués d'un enroulement de fil de cuivre. Forts consommateurs de courant électrique, ils nécessitent un système de refroidissement. Les champs obtenus avec ce type d'aimant sont de faible intensité (0,3T).

❖ **Les aimants permanents**

Ils sont constitués d'un bloc aimanté, ils ne consomment donc aucun courant électrique et ne nécessitent aucun refroidissement. Cependant, ils présentent un poids élevé pour un champ magnétique relativement faible.

❖ **Les aimants supraconducteurs**

Ce sont les plus répandus. Ils utilisent le phénomène de supraconduction. Un tel aimant est constitué d'une bobine supraconductrice et d'un cryostat contenant de l'hélium liquide à -269°C permettant de maintenir la bobine à l'état supraconducteur. Ces aimants permettent l'obtention de champs élevés sans pratiquement consommer de courant électrique [24].

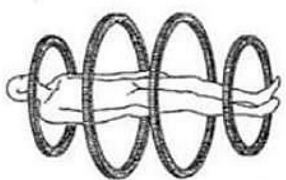
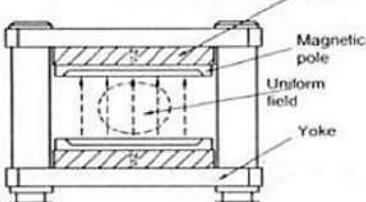
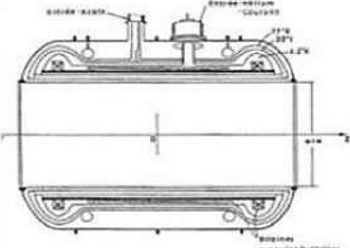
RÉSISTIF	- PERMANENT - ELECTRO-AIMANT	SUPRACONDUCTEUR
		
B_0 0 -> 0,23 T	B_0 0,06 -> 0,3 T	B_0 0,3 -> 2 T
- < 50 KW	- > 10 tonnes	- Helium liquide
+ faible coût	+ pas d'alimentation	+ intense et stable

Figure II.4: Les trois l différents type d'aimants.

II.3.1. 1. Les aimants permanents

Le magnétisme est avant tout une propriété intrinsèque de la matière, au même titre que l'électricité. Il faut d'ailleurs noter qu'électricité et magnétisme sont intimement liés l'un à l'autre et constituent deux manifestations de cette force fondamentale qu'est l'électromagnétisme.

Les « aimants » sont des matériaux (fer, nickel, cobalt et alliages :

Voir « ferromagnétisme ») qui présentent des propriétés magnétiques permanentes. Ils se présentent essentiellement comme des dipôles, ensemble de deux pôles séparés, appelés pôle nord et pôle sud. On a là un peu l'analogie de charges positives et négatives, avec cette grande différence que les charges électriques peuvent se trouver isolées (proton, électron,..) ou combinées en multi pôles (la molécule d'eau est un dipôle électrique), alors qu'en magnétisme on ne connaît pas à ce jour de monopôle isolé : l'objet magnétique le plus simple semble bien être le dipôle.

Lorsque deux aimants sont voisins, leurs pôles de même nature se repoussent alors que les pôles de nature différente s'attirent. On attribue l'origine de ces forces à la présence d'un champ magnétique B qu'on imagine comme un vecteur "sortant" pour le pôle nord et "entrant" pour le pôle sud.

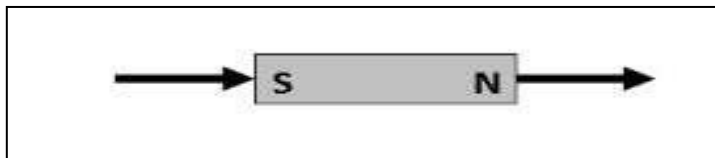


Figure II.5: *L'aimant S-N.*

Pour visualiser la configuration du champ autour de l'aimant, on utilise d'habitude l'idée de lignes de champ. En magnétisme les lignes de champ sont toujours fermées sur elles-mêmes, ce qui est caractéristique des dipôles.

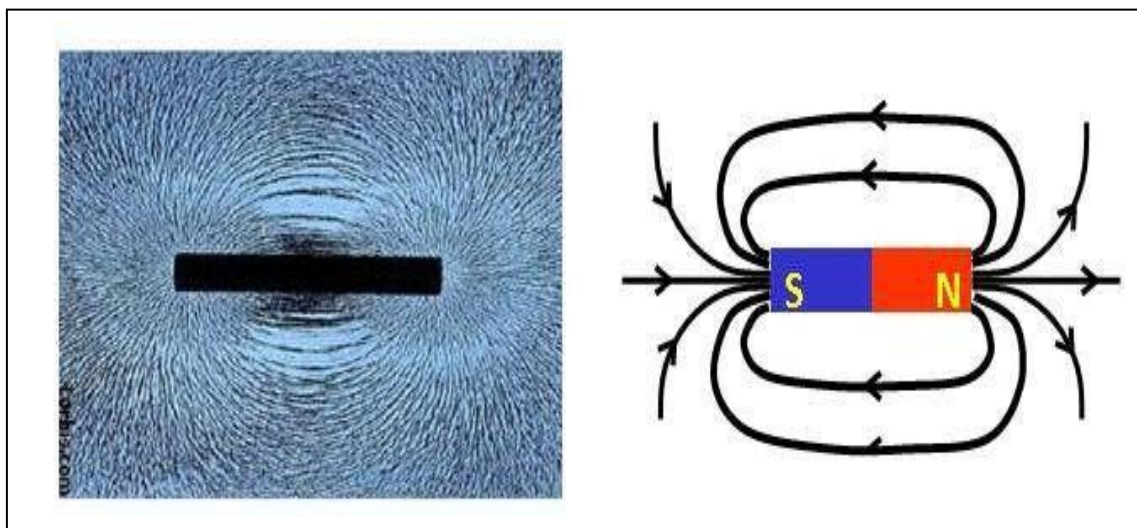


Figure II.6: Champ autour de l'aimant.

L'unité S.I.de champ magnétique est le Tesla.

L'ancienne unité gauss ($1 \text{ gauss} = 10^{-4} \text{ T}$) devrait être progressivement abandonnée.

Les aimants permanents peuvent prendre une grande variété de forme, en particulier une configuration en circuit magnétique, avec présence d'un entrefer où le champ peut être relativement élevé, typiquement quelques dixièmes de Tesla.

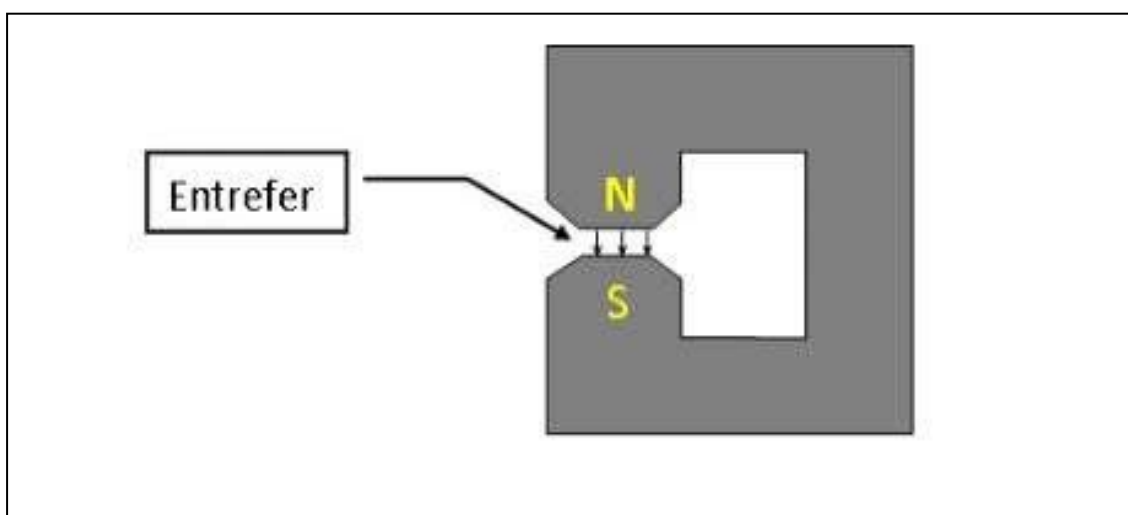


Figure II.7: Aimant a entrefer.

II.3.1. 2. Les boucles de courant

Les charges en mouvement, donc les courants électriques, ont la particularité de générer autour d'eux un champ magnétique, ce qui constitue l'une des manifestations les plus directes du dualisme électricité-magnétisme. Ainsi, un courant rectiligne très long développe autour de lui des lignes de champ circulaires orientées dans le sens horloger (du point de vue du courant).

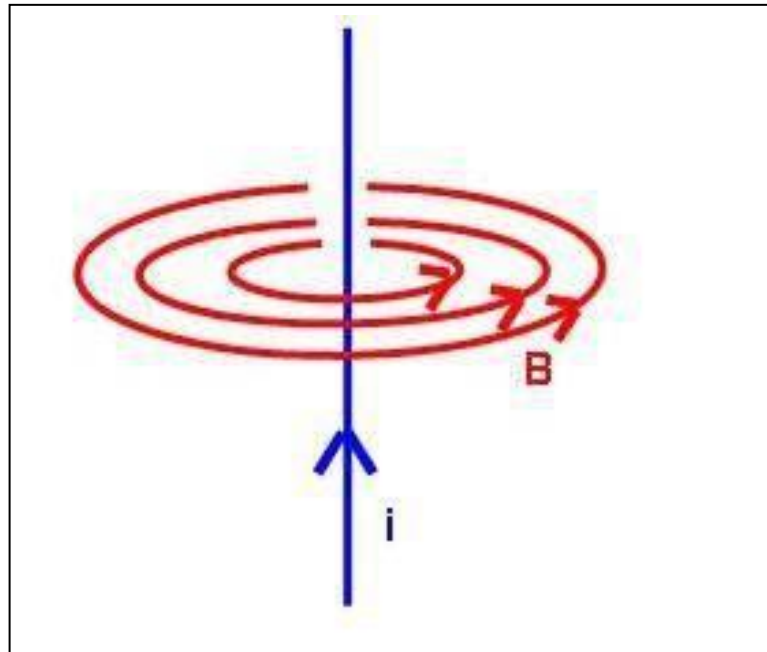


Figure II.8: Champ magnétique créé par un courant circulant dans un fil.

Lorsque le courant se referme sur lui-même pour former une boucle, les lignes de champ se disposent d'une façon telle qu'elles imposent au travers de la boucle un flux de champ magnétique, entrant d'un côté et sortant de l'autre.

On retrouve-là toutes les caractéristiques d'un dipôle !

Le dessin suivant illustre le cas particulièrement symétrique d'une boucle circulaire. Cette fois c'est le courant i qui doit être vu dans le sens horloger du point de vue du champ.

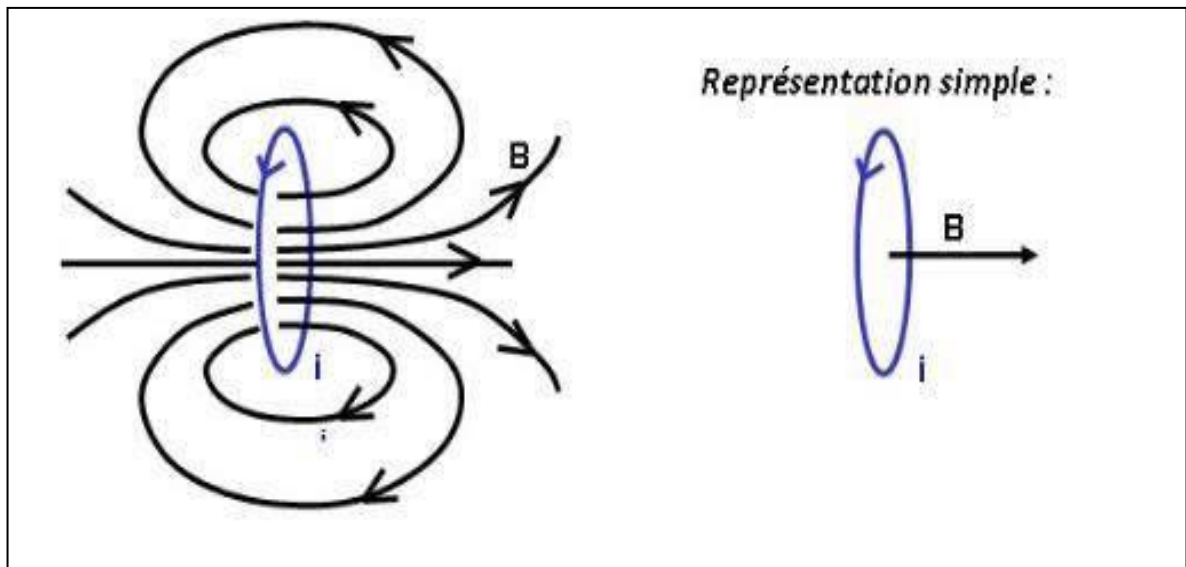


Figure II.9: Boucle circulaire de champ magnétique.

II.3.1. 3. Les bobines et solénoïdes

Une bobine est un enroulement compact de fil conducteur. Le champ au centre est celui d'une boucle simple multiplié par le nombre de spires.

On parle de solénoïde quand on a affaire à une bobine allongée, idéalement de longueur beaucoup plus grande que le diamètre.

Dans ce cas, le champ au cœur de l'enroulement devient indépendant de l'endroit où on le mesure. A l'extérieur, il présente une très grande similitude avec le cas de l'aimant permanent.

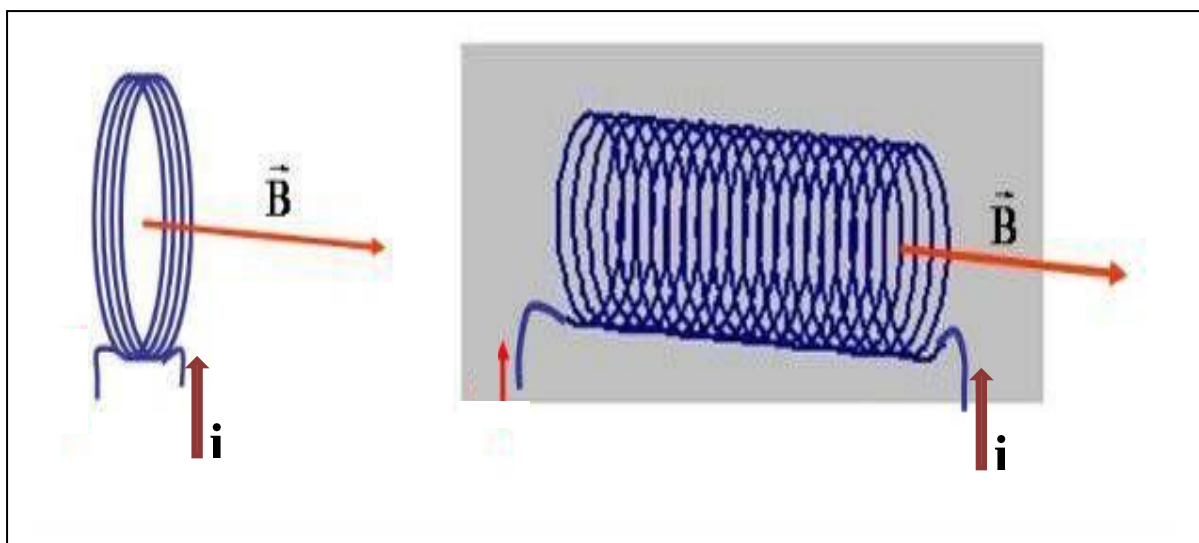


Figure II.10: Champ magnétique sur un solénoïde.

II.3.1.4. En IRM

- Certains imageurs utilisent des aimants permanents. Leur coût d'utilisation est réduit mais les champs générés sont plutôt faibles (0,5 à 1T), ce qui néanmoins convient bien à bon nombre d'applications.
- Les champs forts requis aujourd'hui par l'IRM (1,5T, mais la tendance actuelle est de monter bien au-delà) sont obtenus au centre de solénoïdes en fils supraconducteurs (L'axe est horizontal et le patient s'y glisse comme dans un tunnel. Le diamètre d'ouverture est typiquement de 60cm.
- L'IRM utilise des bobines en grand nombre, soit pour la création de gradients de champ, soit comme antenne émettrice d'un champ de radiofréquence (champ de résonance).

II.3.2. Bobine de gradient

Pour produire une image, le système d'IRM doit d'abord stimuler les noyaux d'hydrogène dans un plan d'image 2D spécifique dans le corps, puis déterminer l'emplacement de ces noyaux dans ce plan lorsqu'ils reculent vers leur état statique. Ces deux tâches sont accomplies à l'aide de bobines de gradient qui font varier le champ magnétique à l'intérieur d'une zone localisée en fonction de la localisation spatiale.

En conséquence, les fréquences de résonance des noyaux d'hydrogène dépendent spatialement dans le gradient.

La variation de la fréquence des impulsions d'excitation contrôle la zone du corps à stimuler.

L'emplacement des noyaux stimulés lorsqu'ils reculent vers leur état statique peut également être déterminé en utilisant les informations de fréquence RF et de phase résonantes émises.

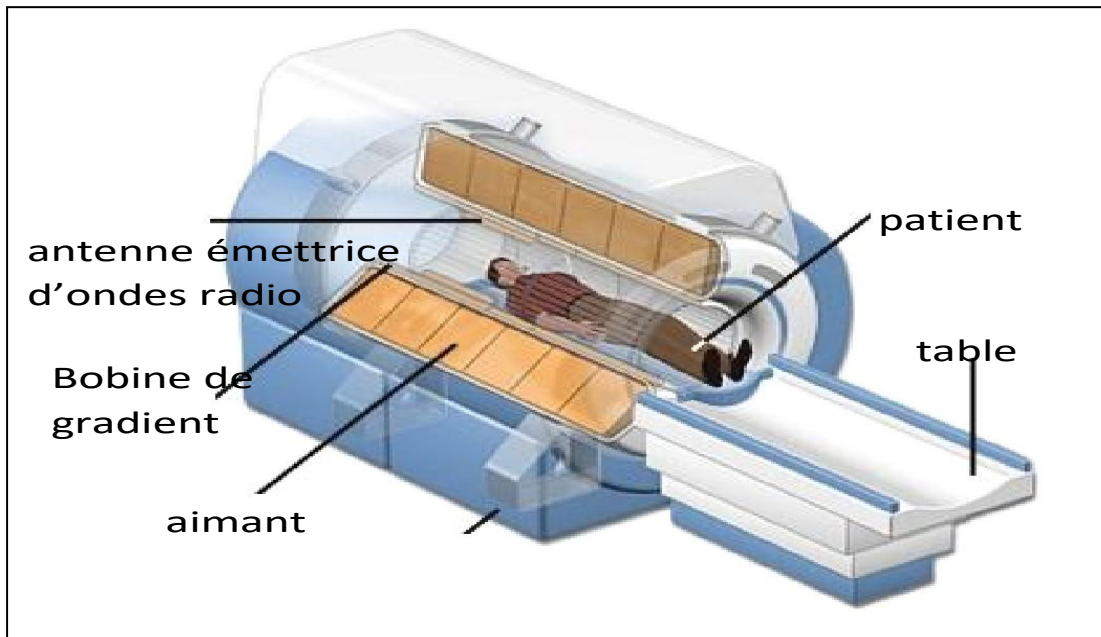


Figure II.11: Image IRM.

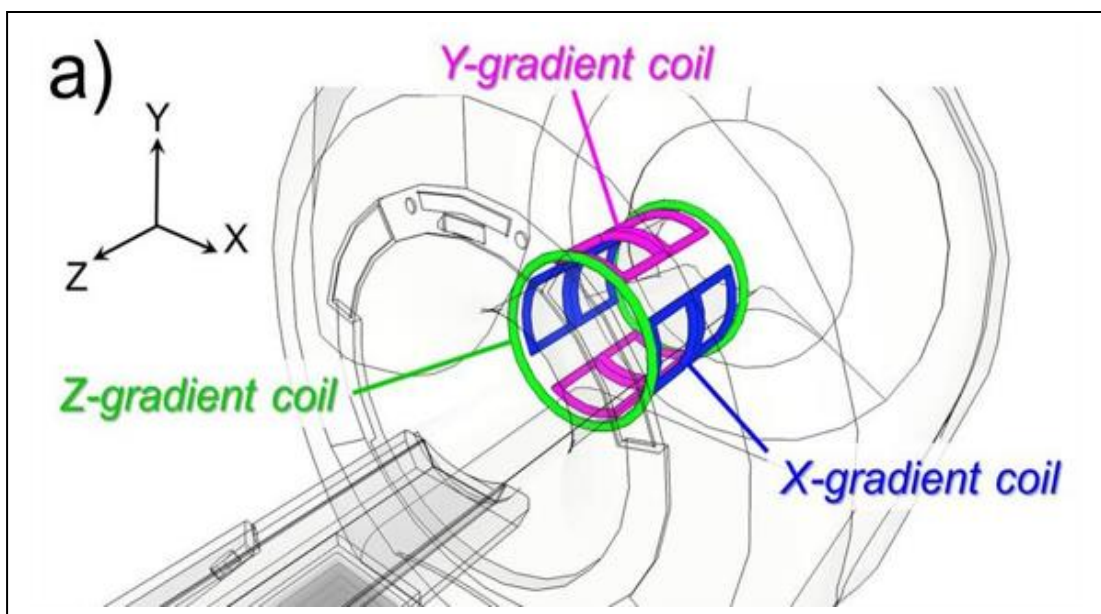


Figure II.12: Gradients selon les 3 axes X, Y et Z, permettant d'obtenir des images en 3D.

Un système d'IRM doit avoir des bobines de gradient x, y et z pour produire des gradients en trois dimensions et ainsi créer une tranche d'image sur n'importe quel plan dans le corps du patient. L'application de chaque champ de gradient et les impulsions d'excitation doivent être correctement séquencées ou chronométrées pour permettre la collecte d'un ensemble de données d'image.

En appliquant un gradient dans la direction z, par exemple, on peut changer la fréquence de résonance requise pour exciter une tranche 2D dans ce plan.

Par conséquent, l'emplacement spatial du plan 2D à imager est contrôlé en changeant la fréquence d'excitation. Une fois la séquence d'excitation terminée, un autre gradient correctement appliqué dans la direction x peut être utilisé pour modifier spatialement la fréquence de résonance des noyaux lorsqu'ils retournent à leur position statique. Les informations de fréquence de ce signal peuvent ensuite être utilisées pour localiser la position des noyaux dans la direction x.

De même, un champ de gradient correctement appliqué dans la direction y peut être utilisé pour changer spatialement la phase des signaux résonants et, par conséquent, être utilisé pour détecter l'emplacement des noyaux dans la direction y. En appliquant correctement le gradient et les signaux d'excitation RF dans la séquence appropriée et à la fréquence appropriée, le système d'IRM cartographie une section 3D du corps. Pour obtenir une qualité d'image et des fréquences d'images adéquates, les bobines de gradient dans le système d'imagerie IRM Doivent rapidement changer le fort champ magnétique statique d'environ 5% dans la zone d'intérêt.

L'électronique de puissance à haute tension (fonctionnant à quelques kilovolts) et à courant élevé (100s d'ampères) est nécessaire pour piloter ces bobines de gradient.

Nonobstant les grandes exigences de puissance, le faible bruit et la stabilité sont des mesures de performances clés, car toute ondulation du courant de la bobine provoque du bruit lors de la capture RF subséquente. Ce bruit affecte directement l'intégrité des images. Pour différencier les types de tissus, les systèmes IRM analysent la magnitude des signaux reçus. Les noyaux excités continuent de rayonner un signal jusqu'à ce que l'énergie absorbée pendant la phase d'excitation soit libérée.

La constante de temps de ces signaux en décroissance exponentielle varie de quelques dizaines de millisecondes à plus d'une seconde ; le temps de récupération est fonction de l'intensité du champ et du type de tissu.

Ce sont les variations de cette constante de temps qui permettent d'identifier différents types de tissus.

II.3.3. Transmettre – Recevoir d’une bobine

Les bobines de transmission et de réception sont utilisées à la fois pour stimuler les noyaux d'hydrogène et pour recevoir les signaux générés lors de la récupération des noyaux.

Ces bobines doivent être optimisées pour la zone corporelle particulière à imager, de sorte qu'elles sont disponibles dans une grande variété de configurations. Selon la zone du corps à imager, des bobines d'émission et de réception distinctes ou des bobines d'émission / réception combinées sont utilisées.

De plus, pour améliorer les temps d'acquisition d'images, les systèmes IRM utilisent plusieurs bobines d'émission / réception pour récupérer plus d'informations en parallèle, utilisant ainsi les informations spatiales associées à l'emplacement des bobines.

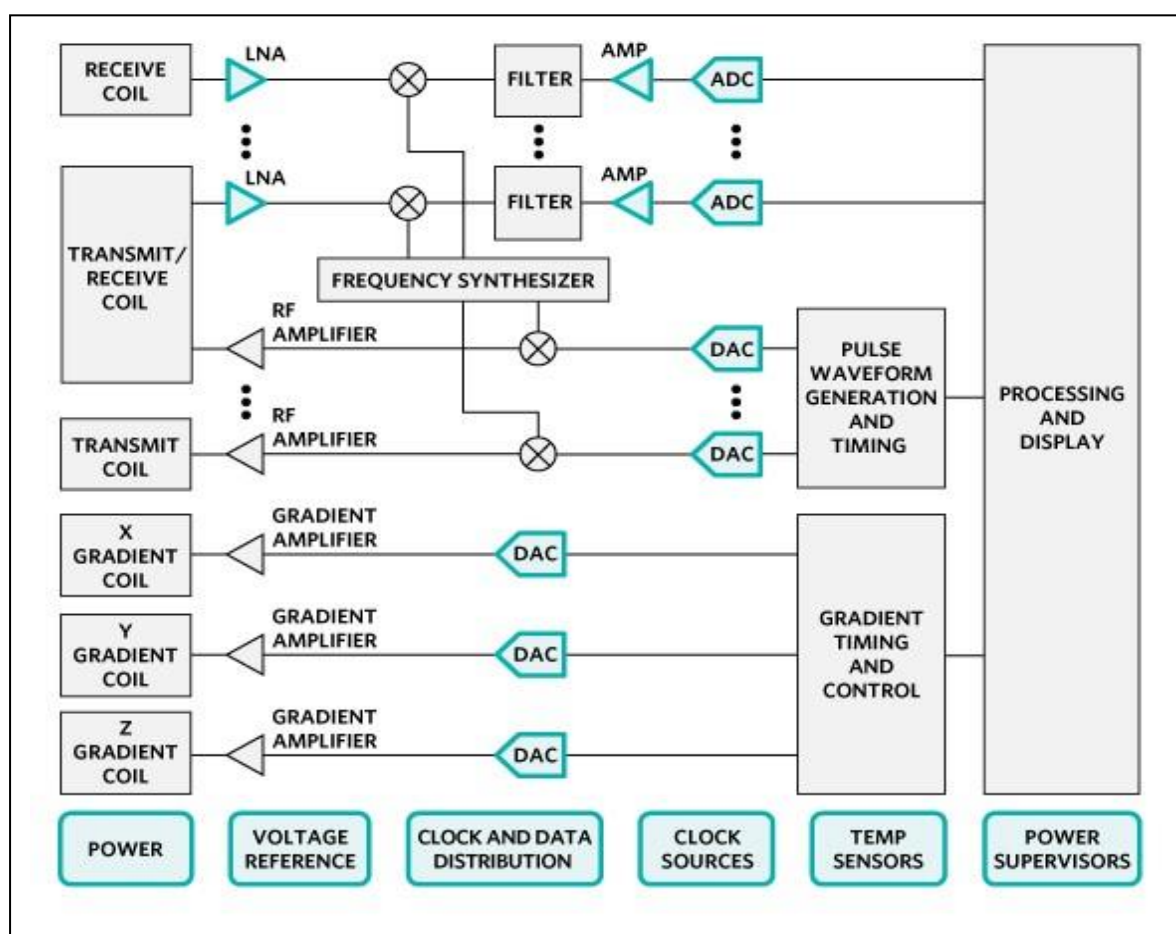


Figure II.13: Etages et contrôles des gradients bobines selon les axes X Y Z.

II.3.4. Emetteur

L'émetteur IRM génère les impulsions RF nécessaires pour faire résonner les noyaux d'hydrogène. La plage de fréquences dans l'impulsion d'excitation de transmission et l'amplitude du champ de gradient déterminent la largeur de la tranche d'image. Une impulsion de transmission typique produira un signal de sortie avec une bande passante ± 1 kHz relativement étroit.

La forme d'onde du domaine temporel requise pour produire cette bande de fréquences étroite ressemble généralement à une fonction de synchronisation traditionnelle.

Cette forme d'onde est généralement générée numériquement en bande de base, puis convertie par un mélangeur à la fréquence centrale appropriée. Les implémentations de transmission traditionnelles nécessitent des convertisseurs numériques-analogiques (DAC) à vitesse relativement faible pour générer la forme d'onde de bande de base, car la bande passante de ce signal est relativement petite.

Encore une fois, avec les progrès récents de la technologie DAC, d'autres architectures de transmission potentielles sont réalisables. Les DAC à très haute vitesse et haute résolution peuvent être utilisés pour la génération RF directe d'impulsions de transmission jusqu'à 300 MHz. La génération de formes d'onde et la conversion ascendante sur une large bande de fréquences peuvent donc désormais être accomplies dans le domaine numérique.

II.4. Notion sur les antennes avec radiofréquence

II.4.1. Les antennes

Les antennes jouent un rôle très important dans la chaîne d'acquisition car elles permettent l'émission des impulsions radiofréquences et la réception du signal.

On distingue deux types d'antennes :

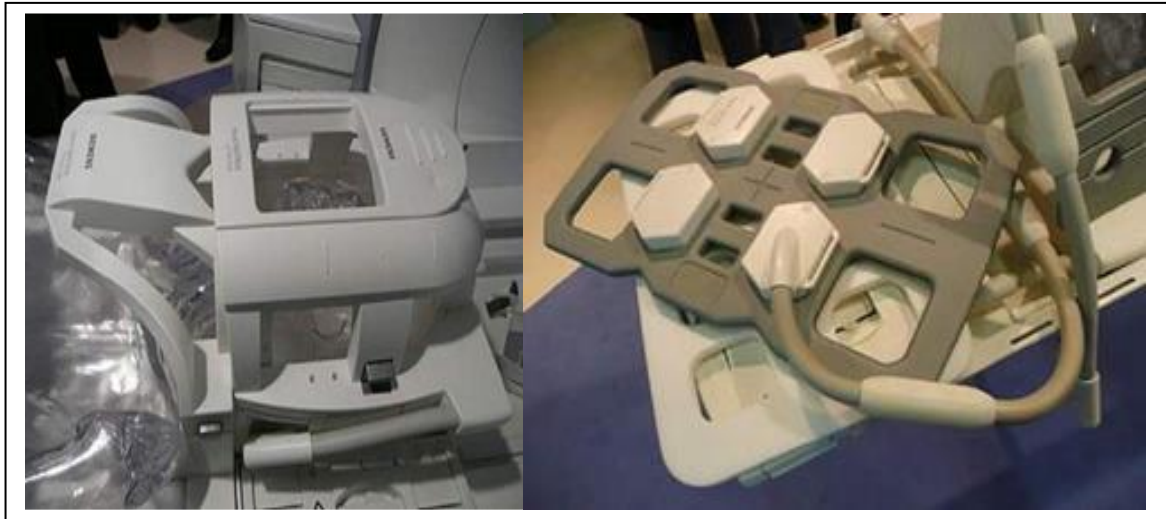
❖ Les antennes de volume

Elles sont émettrices et réceptrices du signal RMN. Elles peuvent contenir une région de l'organisme (antenne tête, genou,...) voire tout le corps (antenne corps). Les antennes de volume permettent d'obtenir un signal homogène sur tout le volume exploré.

❖ Les antennes de surface

Elles sont uniquement réceptrices (l'antenne corps étant émettrice) et sont appliquées le plus près possible des régions explorées.

Les antennes de surface favorisent un rapport signal sur bruit élevé [25].



(A)

(B)

Figure II.14: (A) Antenne tête, (B) Antenne surfacique.

II.5. La chaine de radiofréquence

Pour les valeurs du champ magnétique statique délivré par les aimants utilisés en pratique la fréquence des ondes de résonance (42.6 MHz/T) appartient au domaine des radiofréquences(RF).

Ce qui justifie la terminologie employée .La chaine (RF) se compose d'une partie émettrice des impulsions de résonance et d'une partie réceptrice du signal de RMN.la bobine (ou antenne) d'émission génère le champ de radiofréquence tournant B1 perpendiculairement à B0 qui induit le phénomène de résonance.figureII.15.

Réception du signal de RMN peut être assurée par la même antenne qui fonctionne alors en mode émetteur-récepteur, soit par une antenne différente.

L'antenne est à l'interface entre le patient et l'aimant.

➤ Emission RF

La chaine d'émission est constituée d'un synthétiseur de fréquence, suivi d'un modulateur d'amplitude, puis d'un émetteur de puissance RF.

La fréquence de l'onde RF doit être stable et parfaitement contrôlée et l'émetteur de puissance doit être linéaire quel que soit la puissance RF de sortie.

La puissance de crête de l'impulsion RF délivrée à l'antenne est de l'ordre de 1 KW à 20KW.

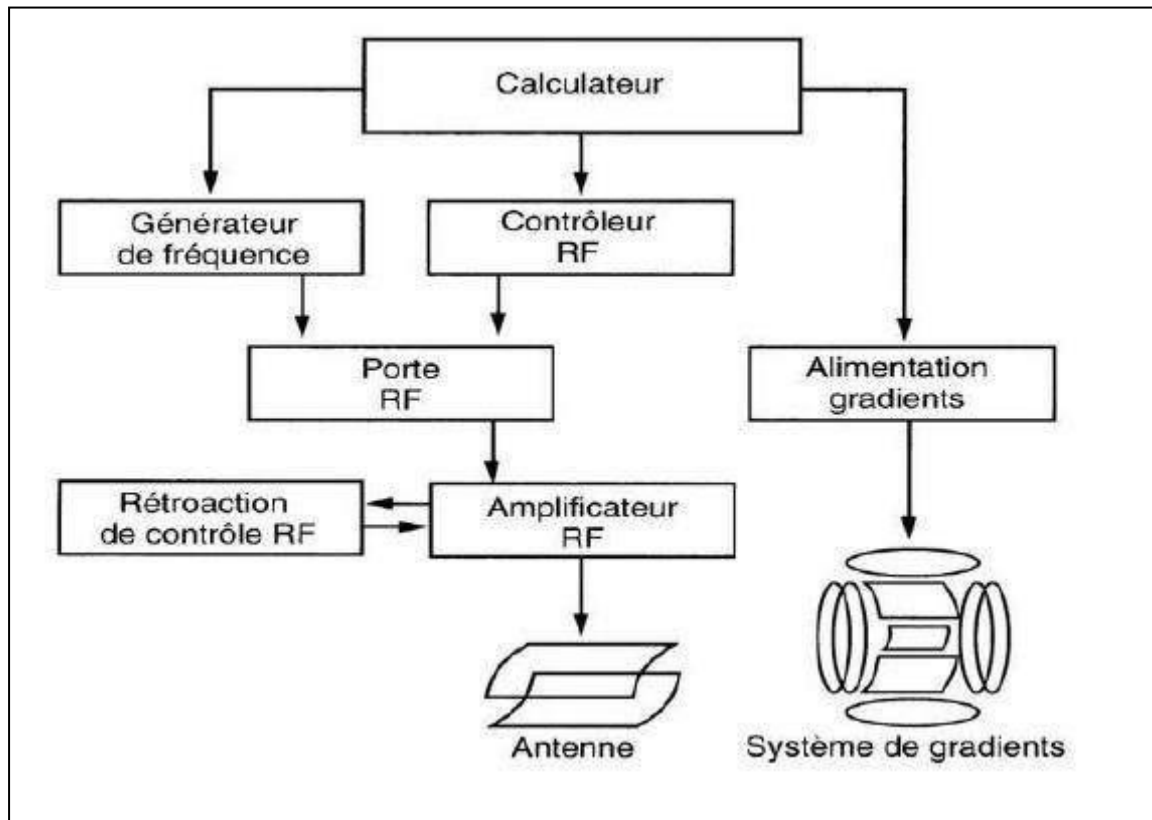


Figure II.15: Diagramme de la chaîne d'émission.

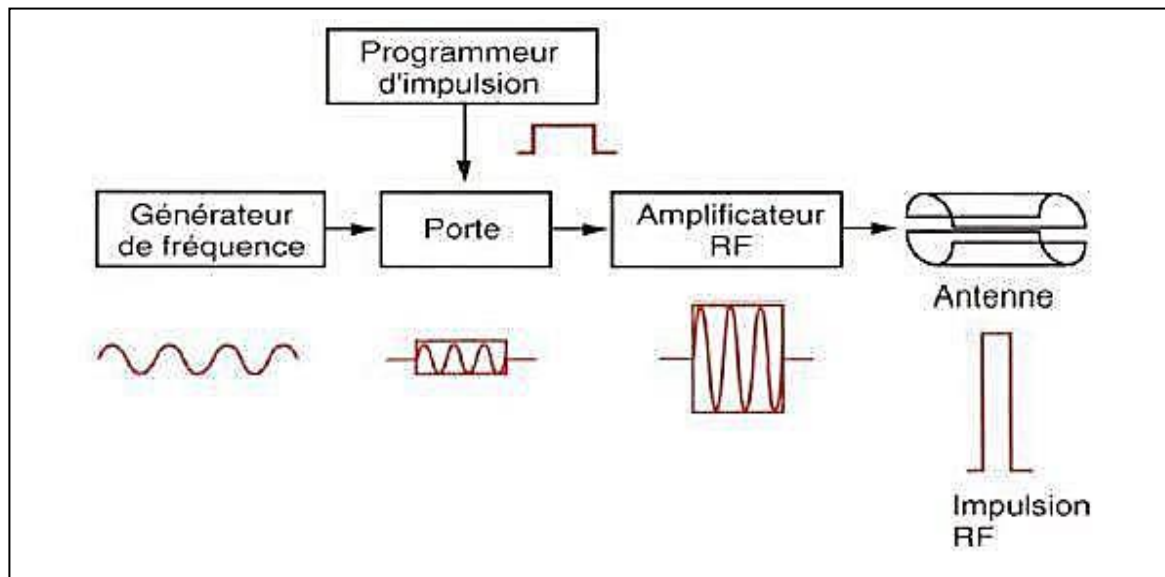


Figure II.16: Etapes de la calibration d'une impulsion radiofréquence.

➤ Réception RF

La chaîne de réception a pour point de départ l'antenne RF qui est accordée à la fréquence de résonance des spins.

Le signal est pré amplifié, filtré, il est ensuite numérisé dans le convertisseur analogique numérique (CAN) pour être traité [26].

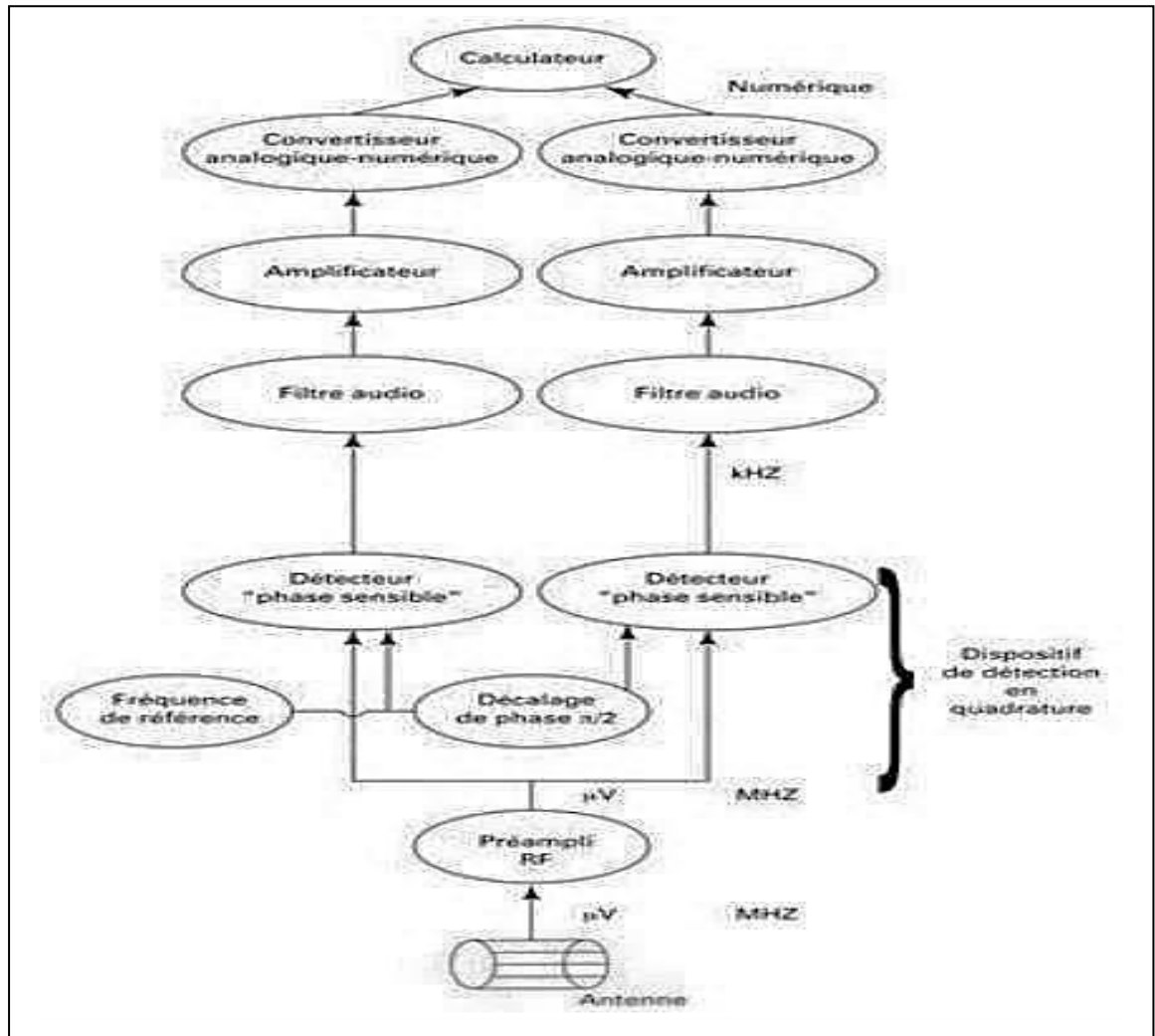


Figure II.17: Diagramme de la chaîne de réception.

II.6. Configuration de base d'un imageur par résonance magnétique

- ✦ L'aimant qui crée le champ magnétique statique B_0 .
- ✦ Les bobines de gradients de champ magnétique statique qui produisent une variation de B_0 dans les trois directions de l'espace et permettent de coder spatialement le signal de RMN.
- ✦ Les bobines de champ radiofréquences(RF) qui génèrent un champ de radiofréquence B_1 tournant perpendiculaire et détecte le signal de RMN.
- ✦ Le calculateur qui pilote les systèmes électroniques.

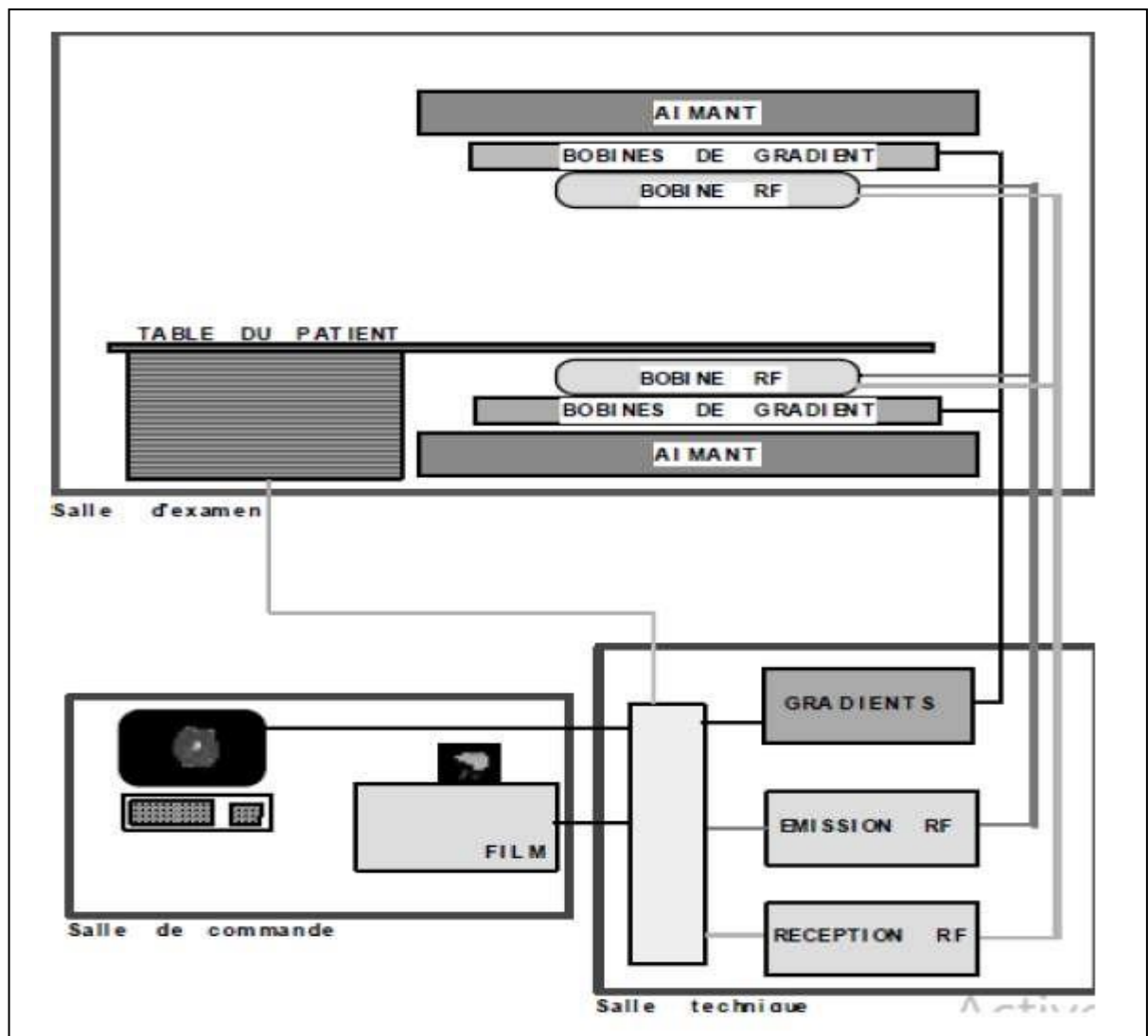


Figure II.18: Configuration de base d'un imageur par résonance magnétique.

Conclusion

A spectroscopie de résonance magnétique nucléaire permet une étude extrêmement détaillée et non destructive de la matière sous toutes ses formes.

Les techniques très performantes qui ont été développées en font une méthode d'analyse incontournable dans toutes les industries chimiques, l'industrie pharmaceutique, la biologie, la médecine.

Chapitre III :
Caractéristiques Thermiques des Semi-
conducteurs lors des Commutations HF

Introduction

L'électronique de puissance concerne le traitement de l'énergie électrique. Elle permet de convertir cette énergie disponible sous une forme donnée (continue, alternative, basse ou haute tension, etc...) en une autre.

Dans ce contexte, ce n'est pas le niveau de puissance ou d'énergie traitée qui détermine ses spécificités, ce sont les applications et leurs contraintes d'usage, ainsi, nous considérerons comme relevant du champ de la conversion statique d'énergie électrique, donc relevant de ses méthodes de description et d'analyse, un dispositif qui serait logé dans une montre bracelet (niveau de puissance de l'ordre de $10\mu\text{W}$) au même titre suivants illustrent ces propos. L'objectif du présent chapitre est donc de décrire les outils à mettre en œuvre pour la bonne compréhension des mécanismes intervenant dans la commutation.

Le support d'étude la cellule de commutation et les pertes à base de la diode PIN du transistor de puissance **MOSFET**.

Les pertes lors la commutation peuvent être réduites, mais surtout délocalisées par l'adjonction de circuit d'aide à la commutation (**CALC**) sans modifier le principe de fonctionnement du convertisseur.

Une autre possibilité consiste à modifier la nature des interrupteurs pour qu'ils réalisent une commutation spontanée, dite aussi commutation douce car les pertes sont nulles, mais aussi celle des convertisseurs qui doivent alors créer les conditions de commutations.

III.1. Définition de la commutation

La commutation consiste, par l'utilisation de composant actifs utilisé en tant qu'interrupteur, en une succession de phrase de liaison directe et phrase d'isolation des sources entre les quelles on souhaite assurer un transfert d'énergie [27].

III.1.1. Illustration de la commutation

Les dispositifs qui vont servir d'interrupteur en électronique de puissance doivent travailler dans l'un des états stables suivant

1. Etat ouvert (bloqué) noté **OFF**.
2. Etat fermé (conducteur) noté **ON**.

III.1.2. La commutation d'une diode

III.1.2.1. La diode

La diode de puissance (figure III.1) est un composant non commandable (ni à la fermeture ni à l'ouverture).

Elle n'est pas réversible en tension et ne supporte qu'une tension anode-cathode négative ($V_{AK} < 0$) à l'état bloqué. Elle n'est pas réversible en courant et ne supporte qu'un courant dans le sens anode-cathode positif à l'état passant ($i_{AK} > 0$).

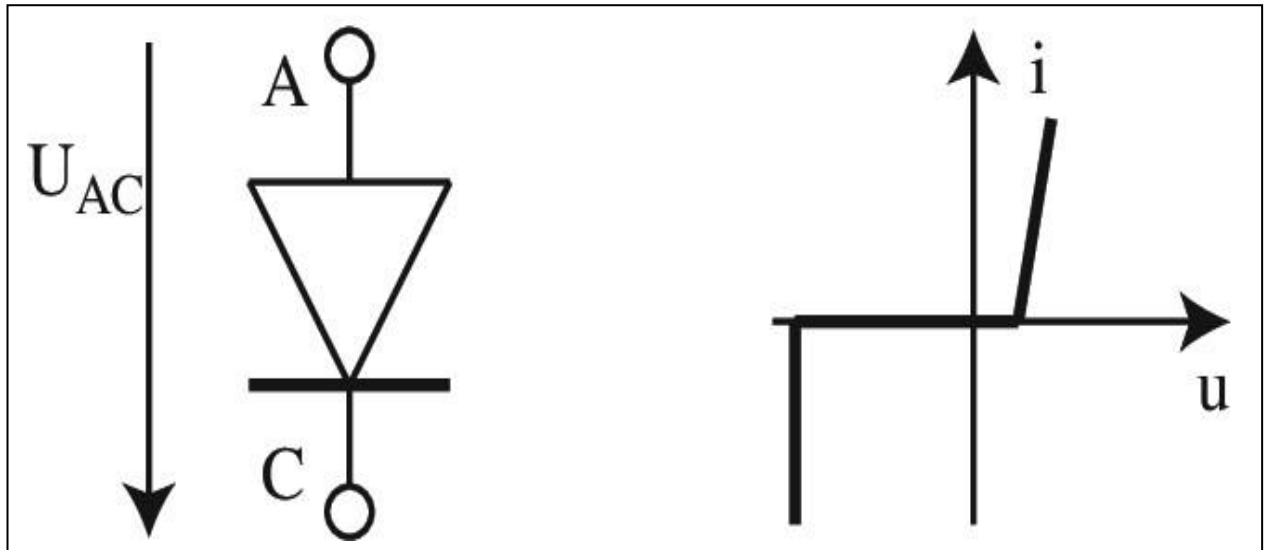


Figure III.1: Représentation symbolique et caractéristique d'une diode réelle.

III.1.2.2. Présentation

Dans le domaine de la physique appliquée, plusieurs offres de semi-conducteurs ont été mis dans les marches aux services de l'électronique et l'électronique de puissance, telle que les interrupteurs à jonctions PN et NP.

Cependant, la connaissance des caractéristiques électriques, est un outil primordial dans la pratique des semi-conducteurs.

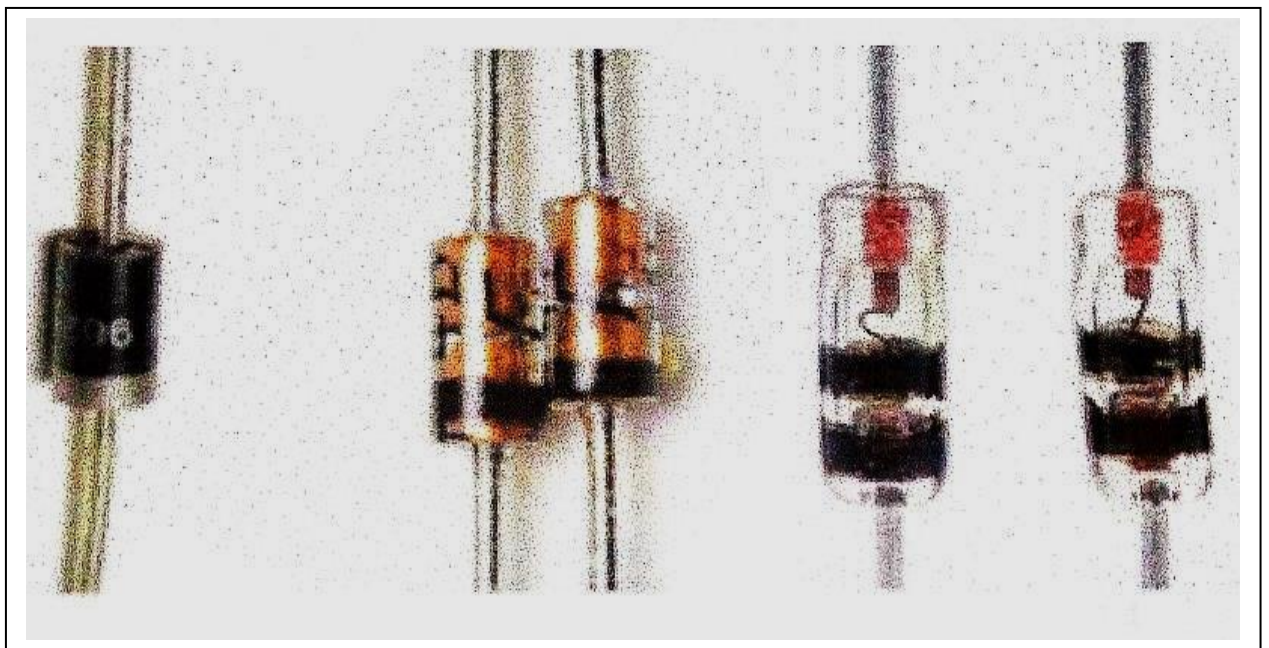


Figure II.2: Différents types de diode.

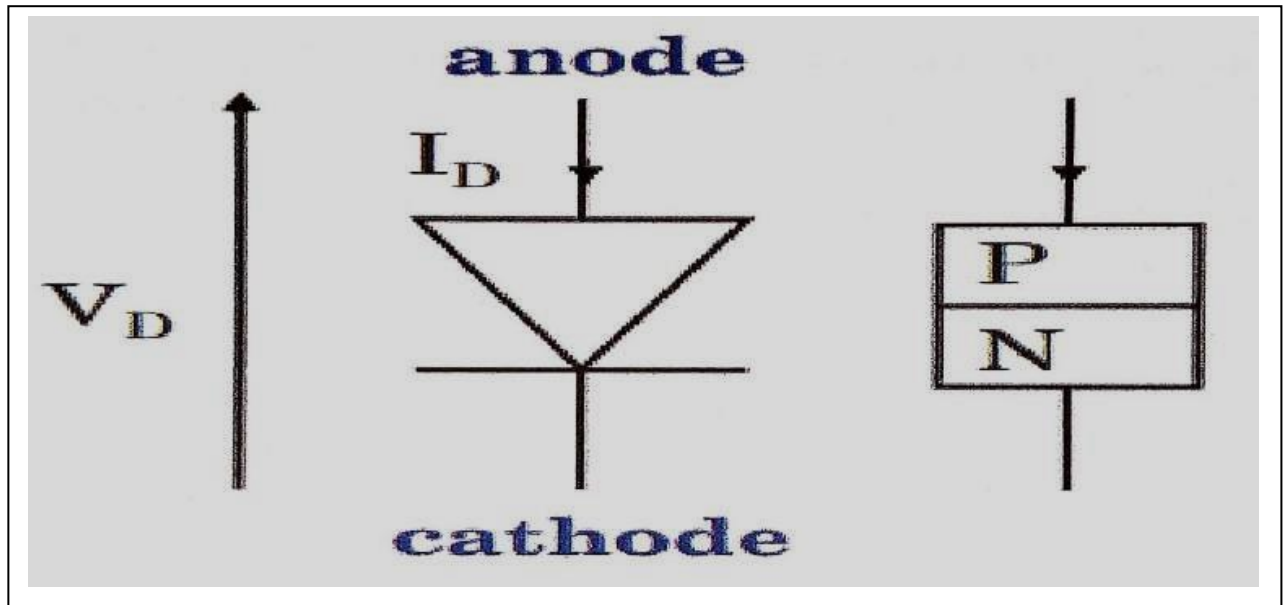


Figure III.3: Symbole de la diode.

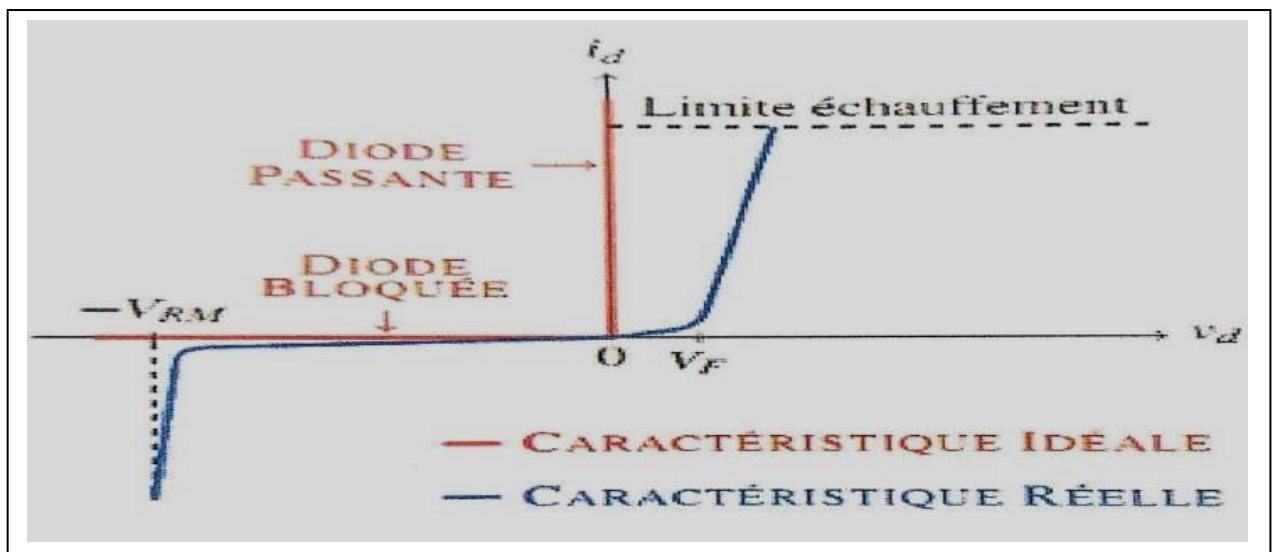


Figure III.4: Caractéristique statique d'une diode (idéale, réelle).

III.1.2.1.1. Les critères principaux de choix d'une diode

- I_0 le courant direct moyen.
- V_{RM} la tension inverse de crête répétitive.
- Le type de boîtier.

III.1.2.3. Commutation a la fermeture

Pendant la phase de fermeture (figureIII-5), la vitesse de montée du courant est imposée par le transitoire principal qui supporté une tension importante, la diode étant toujours conductrice. Cette tension est réduite par rapport à V_e du terme $(I_c \cdot di_T/dt)$ correspondant à la chute de tension dans l'inductance parasite [28].

L'énergie de commutation perdue pendant T_{ON} s'exprime par :

$$E_{TON} = \int_0^{T_{ON}} V_t(t) \cdot i_t(t) \cdot dt = \frac{1}{2} \left[(V_e - I_c \cdot \frac{di_T}{dt}) \cdot (I - I_{RM}) \right] \cdot T_{ON} \quad (\text{III-1})$$

En remarquant que :

$$e \frac{di_T}{dt} = \frac{I - I_{RM}}{T_{ON}}$$

On obtient

$$E_{TON} = \frac{1}{2} \cdot V_e (I - I_{RM}) \cdot T_{ON} - \frac{1}{2} I_c \cdot (I - I_{RM})^2 \quad (\text{III-2})$$

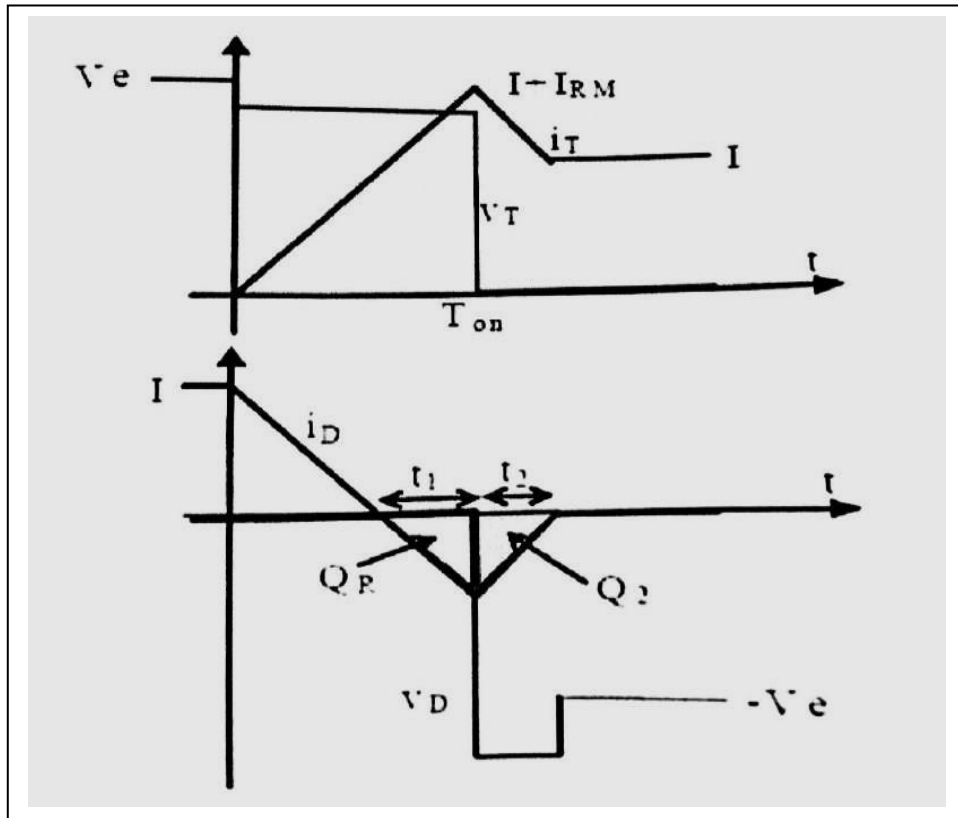


Figure III.5: Formes d'ondes à la fermeture (blocage de la diode).

La diode est conductrice jusqu'à T_{on} puis retrouve son pouvoir de blocage, autorisant ainsi le transitoire à se saturer.

Les pertes dans la diode n'existent que pendant le temps t_2 et s'exprime par :

$$E_{DOFF} = \int_0^{t_2} V_D(t) \cdot i_D(t) \cdot dt = \frac{1}{2} \left[(-V_e + I_c \cdot \frac{di_T}{dt}) (-I_{RM}) \right] \cdot t_2 \quad (III-3)$$

Pour de faibles valeurs de I_0 , le terme $(I_c \cdot \frac{di_T}{dt})$ est négligeable devant V_e , ce qui conduit à :

$$E_{DOFF} = V_e \cdot Q_2 \quad (III-4)$$

Inversement, pour de fortes valeurs de I_c , le gradient de courant peut être limité par V_e / I_c .

Dans ce cas de figure, E_{TON} est nulle et E_{DOFF} s'exprime par :

$$E_{DOFF} = \frac{1}{2} [V_e \cdot I_{RM} t_2 + V_e \cdot I_{RM} t_2] = V_e (Q_2 + Q_R) = V_e Q_{RR} \quad (\text{III-5})$$

La charge stockée Q_{RR} est un paramètre important pour les pertes car elle est fortement dépendante de la vitesse de commutation, par ailleurs, le courant de recouvrement inverse I_{RM} induit une sur intensité dans le transistor, aggravant ainsi le niveau de perte S .

III.1.2.4 Commutation à l'ouverture

La phase d'ouverture du transistor (figure III.6) induit une surtension aux bornes de celui-ci et il est impératif de réduire au maximum l'inductance parasite le de maille de commutation. Pour cela, on place un condensateur de découpage au plus près de semi-conducteurs de la cellule. La tension $V_T(t)$ doit au préalable atteindre V_e pour que la diode commence à conduire. Il s'en suit le blocage du transistor sous la tension V_e augmentée de la surtension. L'énergie de commutation perdue pendant T_{off} s'exprime par :

$$E_{TOFF} = \int_0^{T_{off}} V_T(t) \cdot i_t(t) \cdot dt = \frac{1}{2} [(V_e - I_C \cdot \frac{di_t}{dt}) \cdot I] \cdot T_{OFF} \quad (\text{III-6})$$

Pendant cette phase
$$\frac{di_t}{dt} = \frac{-1}{T_{OFF}}$$

Soit :

$$E_{TOFF} = \frac{1}{2} \cdot V_e \cdot I \cdot T_{OFF} + \frac{1}{2} I_C \cdot I^2 \quad (\text{III-7})$$

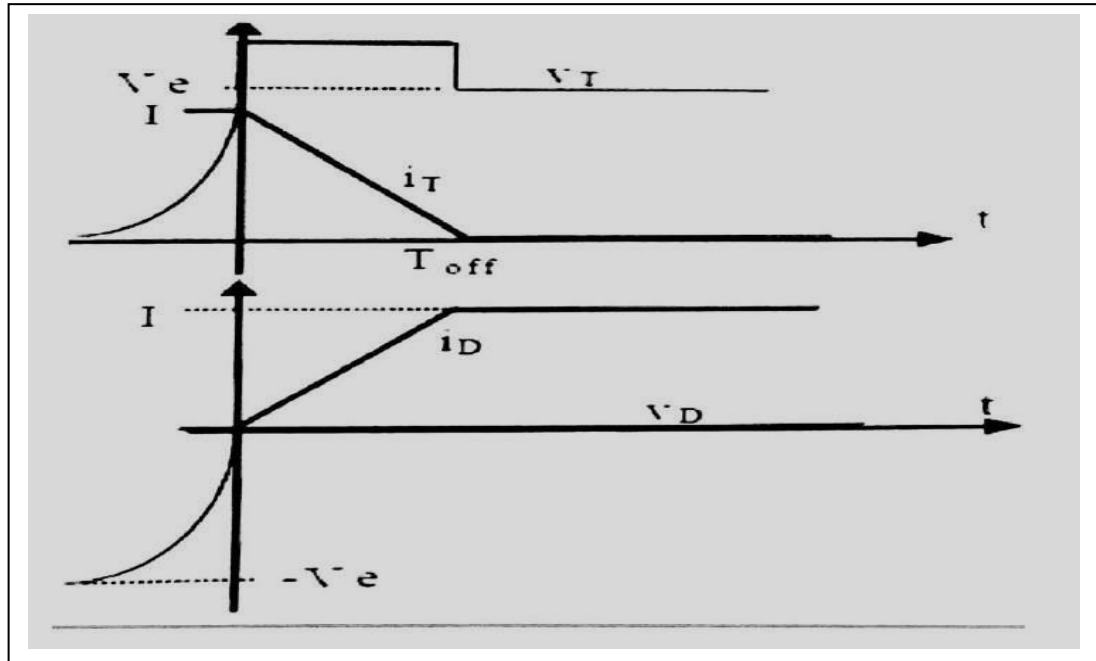


Figure III.6: Formes d'ondes à l'ouverture.

Il n'y a pas de pertes par commutation dans la diode pendant cette phase car courant et tension n'existent pas simultanément : $E_{DON} = 0$

III.2. Le transistor MOSFET

Le transistor MOSFET de puissance est un composant unipolaire pour lequel la conduction est assurée par les porteurs majoritaire. Sa structure semi-conductrice est un peu plus compliquée, bien que basée sur une structure NPN. L'application d'un potentiel (type. 15V) sur la grille généralement planaire permet le transit d'électrons dans un canal directement entre les deux couches n. le drain est vertical pour mettre des tenues en tension élevées. La diode en antiparallèle fait partie intégrante de la structure du MOSFET. La grille du MOSFET étant essentiellement capacitive, une résistance **R_g** est indispensable pour limiter le courant lors des variations de la tension de commande. Ne comportant pas d'accumulation interne de charge, MOSFET peut simplement caractériser les changements d'état par un retard et un temps de transition. Ce composant est idéal pour de faibles tensions mais devient très dissipatif lorsqu'il doit bloquer des tensions importantes.

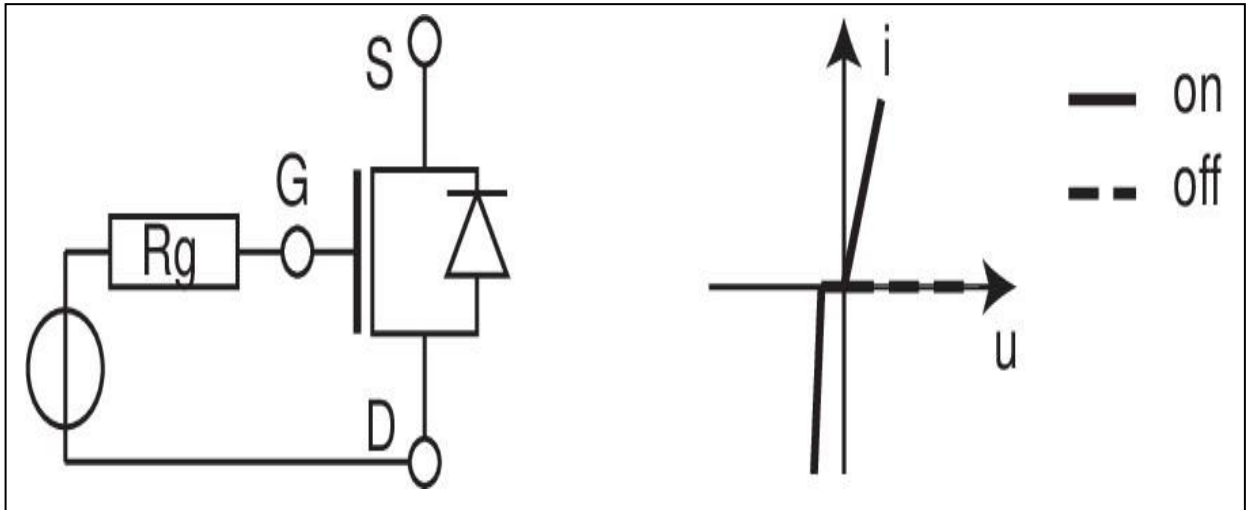


Figure III.7: Représentation symbolique et caractéristique d'un transistor MOSFET.

III.2.1. Commande du MOSFET de puissance

- Il est commandé par tension faible.
- Les temps de commutation sont plus courts que ceux du transistor bipolaire.
- Il est utilisé en haute fréquence.
- Les dimensions des composants sont réduites.
- Le MOSFET à une résistance pure dans la zone de saturation.

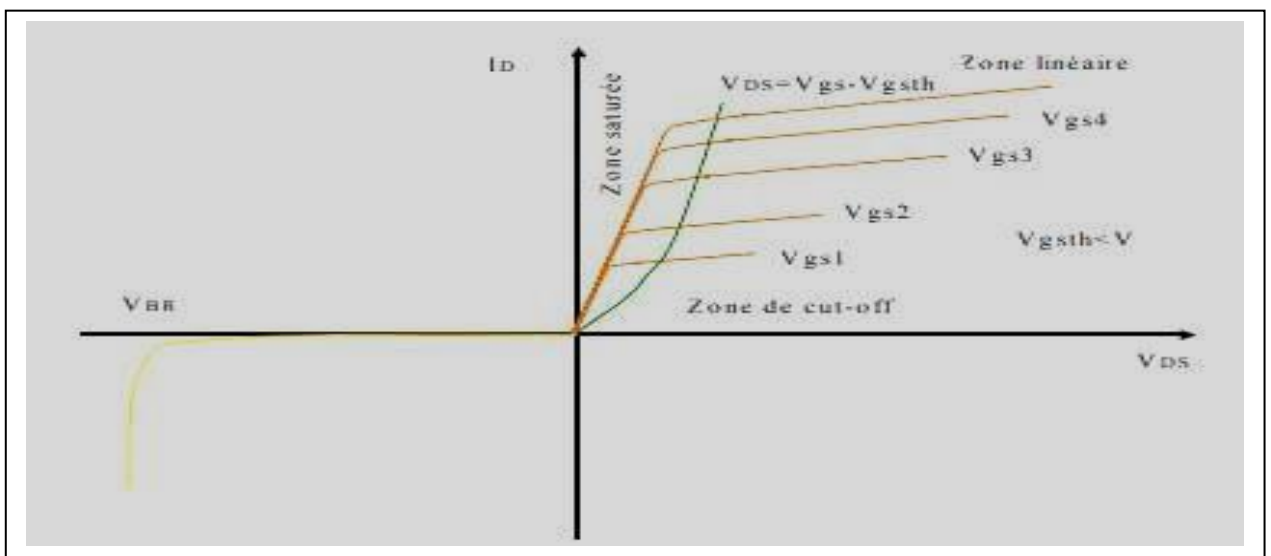


Figure III.8: Caractéristique d'un transistor MOSFET.

III.2.2. Principe de fonctionnement d'un MOSFET

Un transistor MOSFET se commande en appliquant une tension positive à sa grille. Lorsque cette tension dépasse une certaine valeur, il devient passant (entre drain et source) et permet le passage du courant. Entre drain et source, le transistor se comporte quasiment comme un fil. Lorsque la tension de grille est nulle, le transistor est un interrupteur ouvert.

Les capacités parasites ralentissent la vitesse de commutation du transistor MOS (transition de l'état passant à l'état bloqué ou inversement).

L'échauffement d'un transistor MOS tient à 2 facteurs :

- ✓ Pertes de conduction (« conduction loss ») : le transistor présente toujours une petite résistance.
- ✓ Pertes de commutation (« switching loss ») : lorsque le transistor change d'état, il passe par une phase résistive ou il n'est plus bien passant et pas encore bloqué ou inversement.

III.2.3. Les commutations

III.2.3.1. Commutation à la fermeture

Lors de la fermeture du MOSFET, les 4 phases sont décrites sur la figure III.9. Elles sont associées aux formes d'ondes de la figure III-10.

- ✓ Durant la phase 1, les circuits de grille et de puissance sont indépendants, la tension grille source croît jusqu'à la tension de seuil V_{GSth} . Nous pouvons voir que cette phase sera fortement dépendante de la charge de la capacité d'entrée C_{iss} . Il est donc important de bien prendre en compte l'évolution de sa valeur en fonction des deux potentiels V_{GS} et V_{DS} [LEMBEYE-97].
- ✓ Le MOSFET passe en régime linéaire, la diode étant toujours conductrice. Le schéma équivalent du MOSFET est alors Le courant drain évolue alors via la grille, dans la mesure où la source de courant évolue suivant la relation $I_{MOS} = g_m(V_{GS} - V_{GSth})$. C'est la phase de commutation en courant. Durant cette phase, l'évolution des capacités en fonction de V_{GS} et V_{DS} est toujours capitale à prendre en compte, mais la connaissance précise du gain g_m est également importante (fonction de V_{GS} , V_{GSth} et de la température).
- ✓ Dans l'étape suivante, on considère que la décroissance du courant après le pic de recouvrement est exponentielle. Le modèle du MOSFET reste identique à celui dans la phase précédente.
- ✓ Quand la tension V_{DS} atteint la tension $V_{DS(on)} = I_D \times R_D$, les circuits de grille et de puissance sont à nouveau découplés, et la tension V_{GS} évolue vers son niveau final ($15V_{couramment}$) [29].

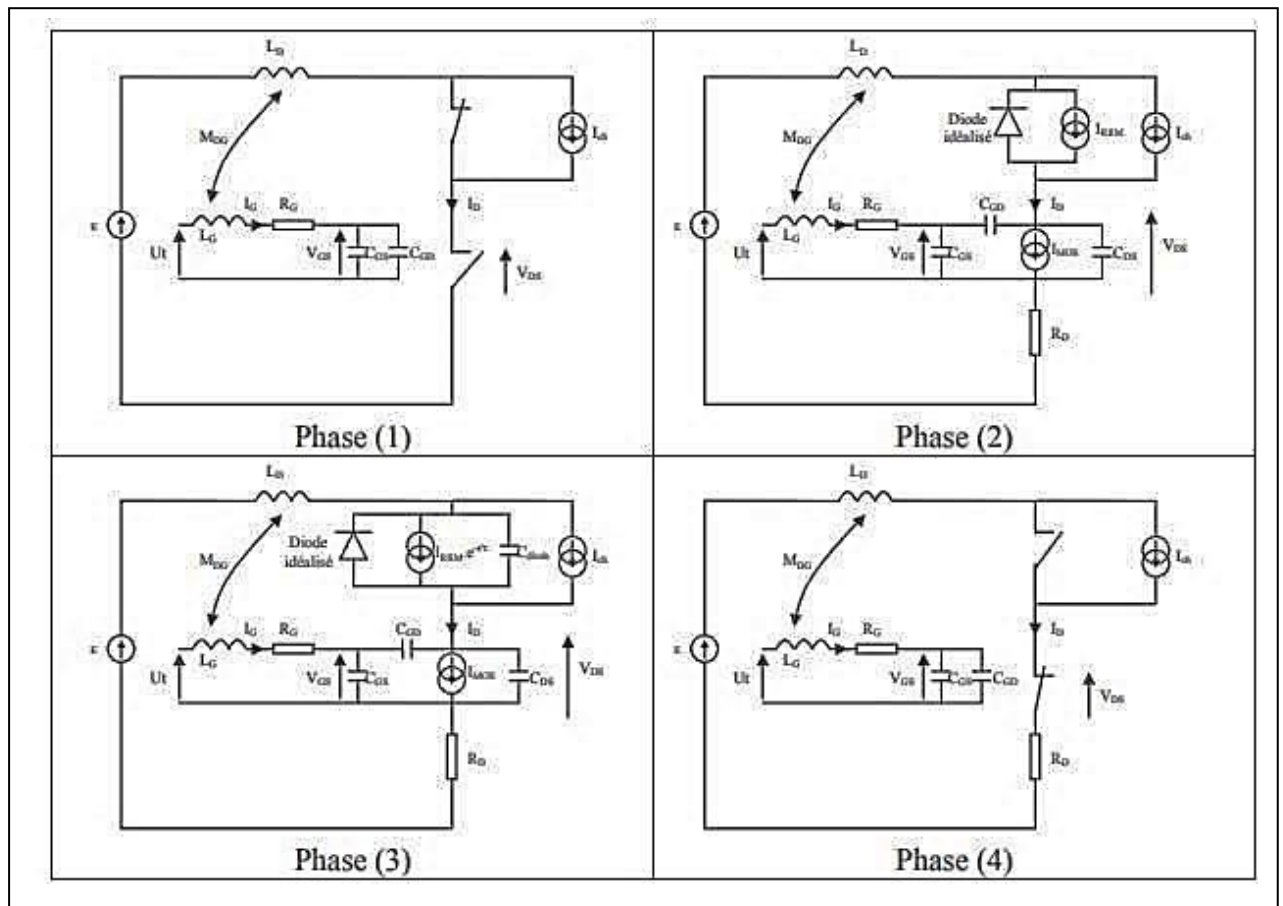


Figure III.9: Les différentes phases lors de la commutation à la fermeture.

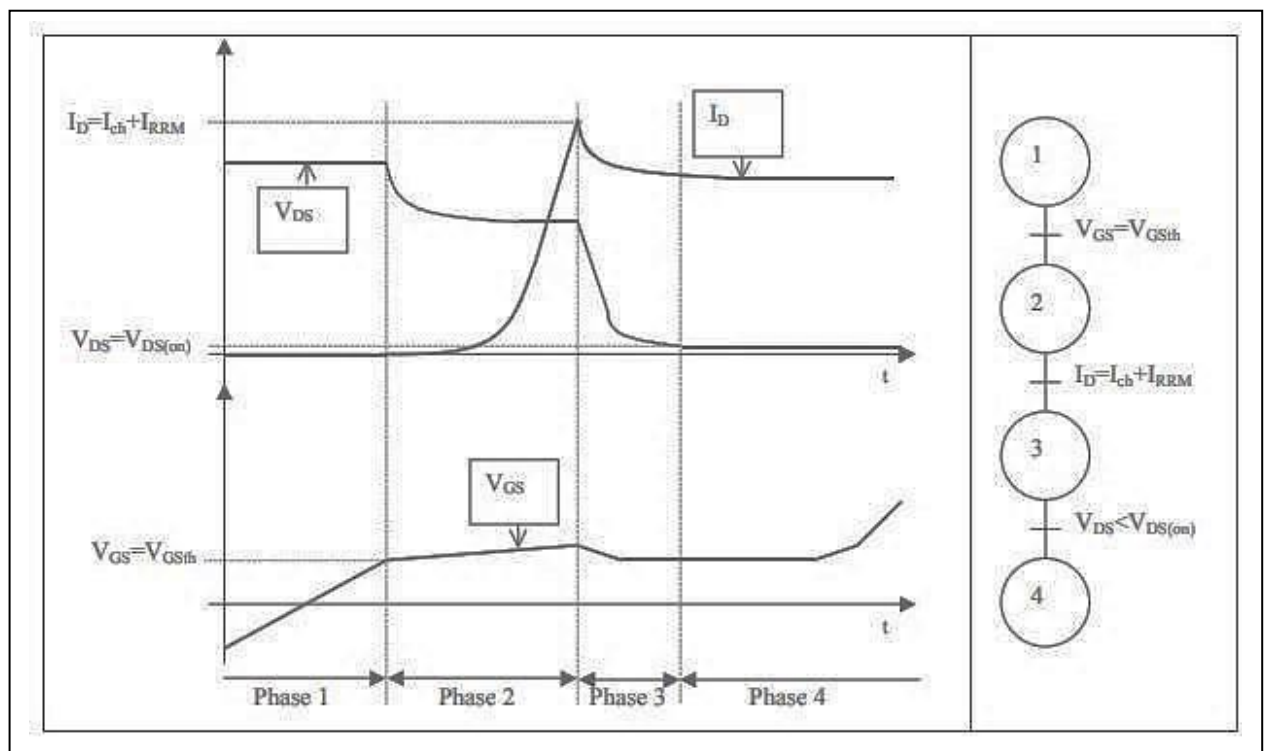


Figure III.10 : Commutation à la fermeture.

III.2.3.2. Commutation à l'ouverture

Selon un principe similaire à la phase de fermeture, l'ouverture est également divisée en 4 phases. Ces phases sont reliées aux formes d'onde de la figure III.11 :

- ✓ Les circuits de grille et de puissance sont indépendants, la tension grille source décroît jusqu'à un niveau imposé par le courant du MOSFET : $V_{GS} = V_{GSth} + I_{ch}/g_m$. Durant cette phase, il est capital de bien prendre en compte l'évolution de la capacité d'entrée C_{iss} en fonction des deux potentiels V_{GS} et V_{DS} .
- ✓ Le MOSFET passe en régime linéaire, la diode étant toujours bloquée. C'est la phase de commutation en tension.
- ✓ A partir du moment où la diode devient conductrice, on entre dans la phase de commutation en courant. Les circuits de grille et de puissance sont sollicités ensemble.

Le modèle de diode n'est pas vraiment critique dans cette phase, puisque celle-ci est conductrice.

- ✓ Quand le courant MOSFET s'annule (en fait devient inférieur au courant de fuite du MOSFET), les circuits de grille et de puissance sont à nouveau découplés, et la tension V_{GS} évolue vers son niveau final.

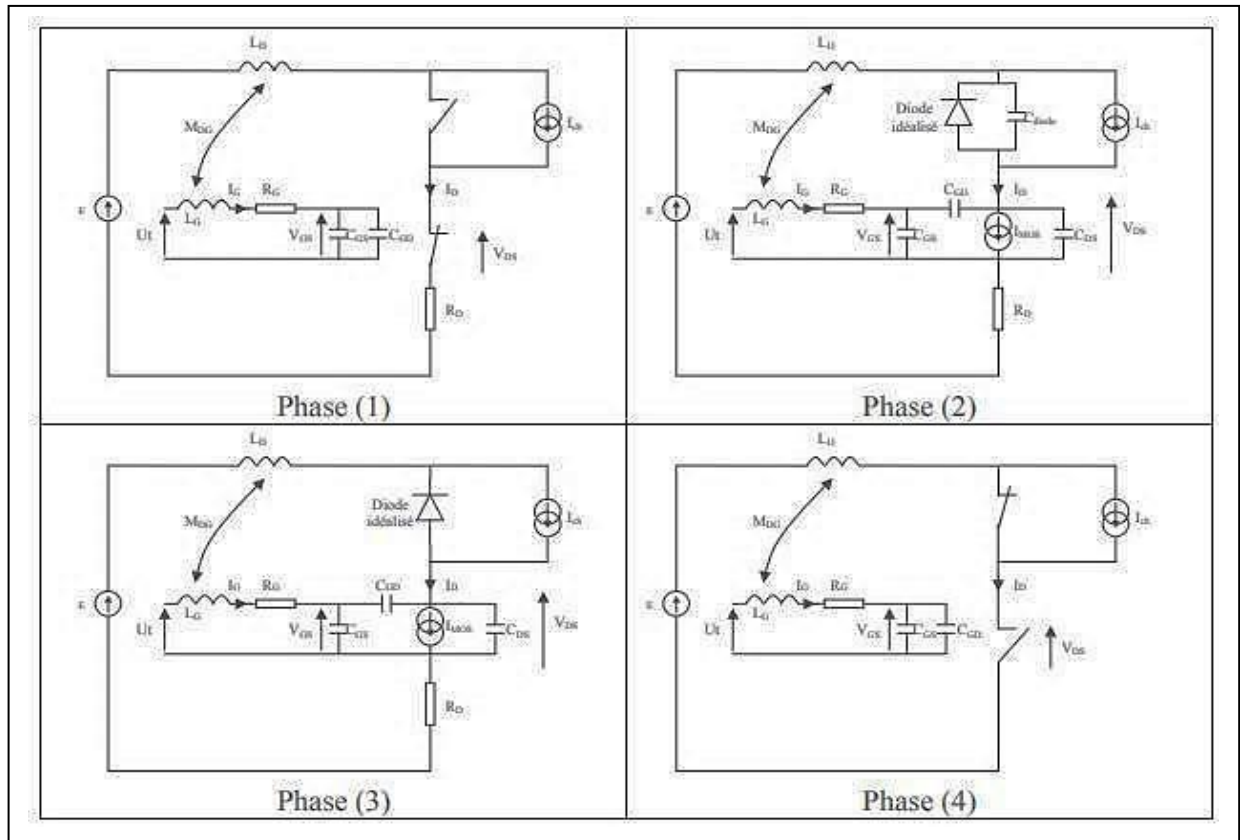


Figure III.11: Les différentes phases lors de la commutation à l'ouverture.

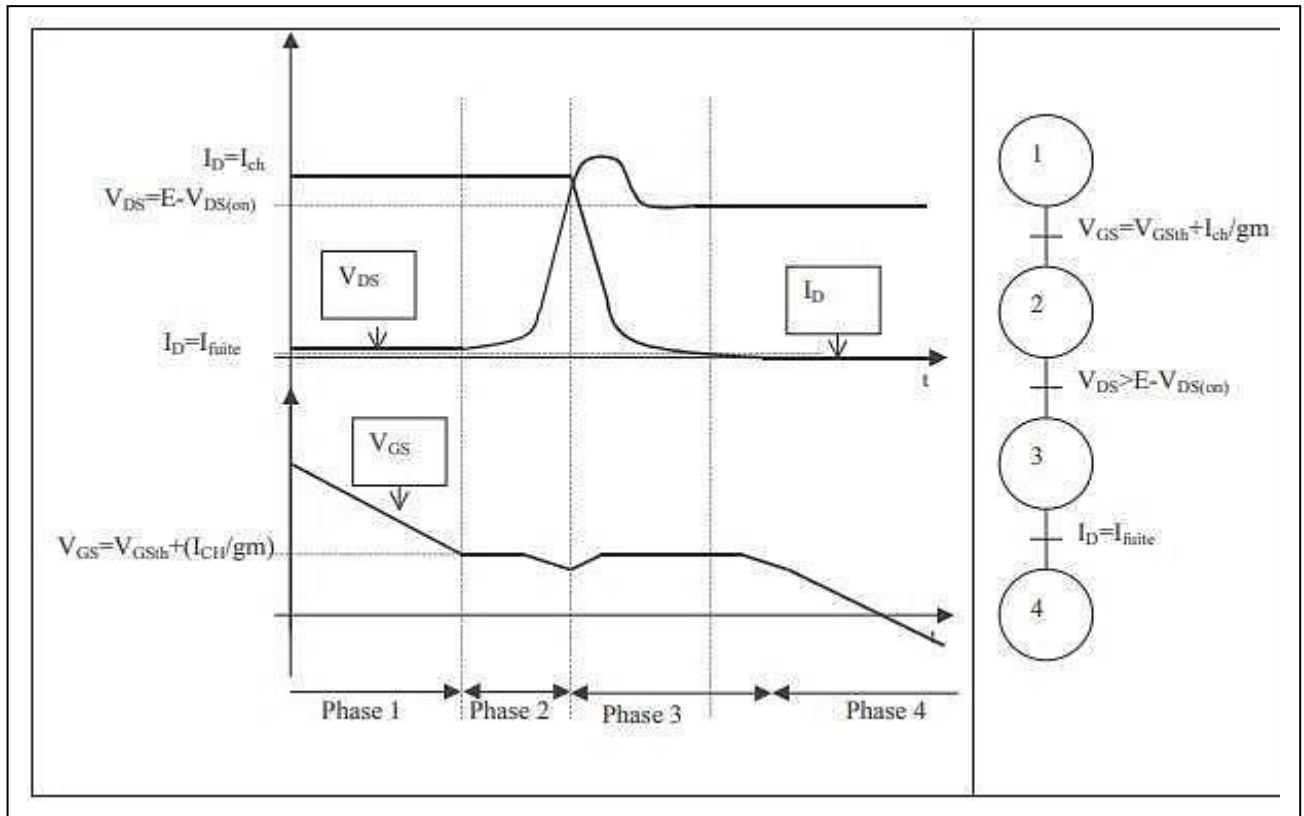


Figure III.12: Commutation à l'ouverture.

Ce modèle doit prendre en compte le point de fonctionnement simulé (nécessité d'introduire la valeur d'IRM notamment) [30].

III.3. Modes de commutation

III.3.1. Circuit d'aide à la commutation CALC

Pour commuter à fréquences élevées, il est nécessaire de diminuer les pertes en commutation des composants. On sépare les phases d'enclenchement et de déclenchement qui utilisent des circuits différents, bien que le principe de fonctionnement soit le même. De tels circuits sont appelés circuit d'aide à la commutation (**CALC**). On notera que le **CALC** ne diminue pas les pertes globales du système mais seulement celles de l'élément de commutation [31].

III.3.1.1. Circuit d'aide à la commutation à la fermeture

Le principe du réseau consiste à insérer en série avec l'interrupteur un élément capable de supporter la tension d'alimentation pendant la durée de la commutation de manière à ce que l'interrupteur puisse commuter sous une tension pratiquement nulle. Pour ce faire, on utilise une inductance en série entre la charge et l'interrupteur.

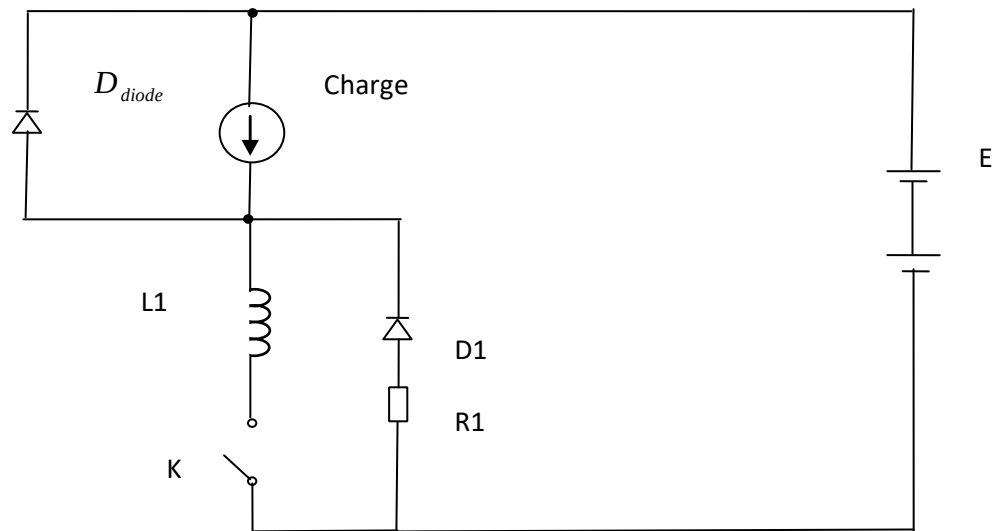


Figure III.13: Schéma de principe du circuit d'aide à la commutation à la fermeture.

Le circuit étant supposé fonctionner en roue libre (tout le courant de la charge traverse la diode), on met en conduction l'interrupteur à l'instant t_0 .

Le potentiel du point **B** tombe donc très rapidement à zéro, alors que le point **A** reste au potentiel de l'alimentation puisque la diode est conductrice. La différence de potentiel entre les points **A** et **B** est donc égale à la tension d'alimentation.

Il s'établit alors dans l'inductance $L1$ un courant régi par l'équation : $V_{AB} = L1 \frac{di}{dt}$ c'est-à-dire, qu'un courant croissant linéairement à partir de zéro s'établit à travers l'inductance $L1$ et l'interrupteur. La charge étant un générateur de courant, le courant dans la diode décroît d'une quantité égale. A l'instant $T1$, tout le courant de la charge traverse l'inductance $L1$ et l'interrupteur, la diode **D** se bloque. L'inductance de la bobine du réseau d'aide à la commutation étant très voisine de celle du point **B**, c'est-à-dire, pratiquement à zéro.

Les formes d'ondes de la (figure) montrent que dans ces conditions, la commutation de l'interrupteur s'effectue pratiquement sans pertes.

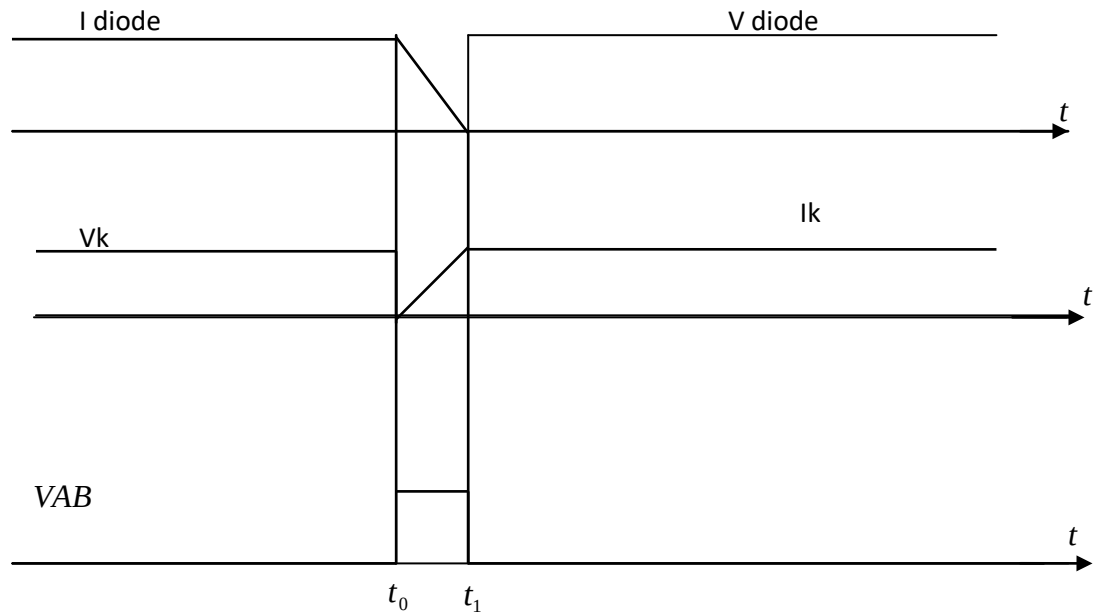


Figure III.14: Commutation à la fermeture avec réseau d'aide à la commutation.

III.3.1.2 Circuit d'aide à la commutation à l'ouverture

Le principe de ce réseau consiste à connecter en parallèle avec l'interrupteur un élément capable d'absorber temporairement le courant de la charge de manière à ce que la tension ne soit réappliquée qu'avec un certain retard par rapport à la chute du courant dans l'interrupteur.

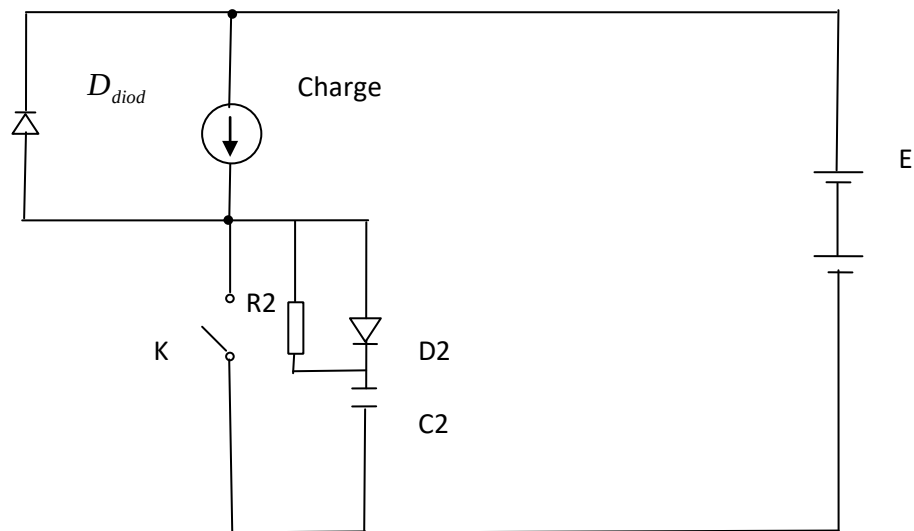


Figure III.15: Circuit d'aide à l'ouverture.

L'interrupteur étant conducteur, on commande son blocage à l'instant t_0 et le courant commence à décroître. Vis-à-vis du temps de commutation, la charge peut être considérée

comme un générateur de courant. Nous pouvons donc écrire $I_{\text{charge}} = I_{\text{transistor}} + I_{\text{Condensateur}} + I_{\text{diode}}$. Lorsque le courant décroît dans l'interrupteur, il croît donc de la même quantité dans le condensateur. (Il ne peut s'établir de courant dans la diode que lorsque le potentiel du point A est remonté à celui de l'alimentation, ce qui suppose que le condensateur soit totalement chargé).

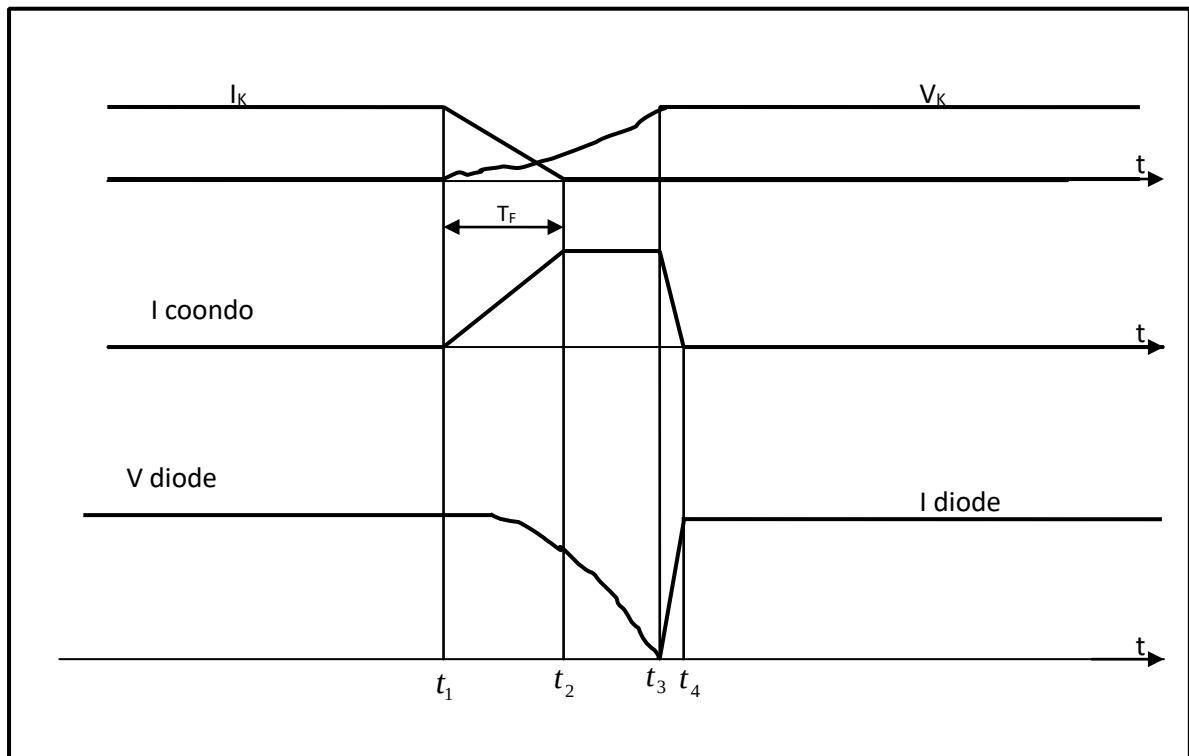


Figure III.16: Commutation à l'ouverture avec réseau d'aide.

III.3.1.3. Conséquence sur les conditions de commutation

Cette brève étude des effets des inductances séries et des capacités parallèle montre que :
Chaque fois que cela s'avère possible ; pour placer les interrupteurs dans des conditions de commutation favorable, il faut :

Soit n'utiliser que des interrupteurs commandés à la fermeture (fonction thyristor or **RCT**) et adoucir les commutations par des **CALC** formée d'inductances placées série avec les interrupteurs. Soit n'utiliser que des interrupteurs commandés à l'ouverture (fonction thyristor dual ou **RCT**) et adoucir les commutations par des **CALC** formée de capacité en parallèle avec les interrupteurs.

Lorsque les deux types de commande, fermeture et ouverture sont nécessaire ne peut se contenter :

- D'adoucir seulement les commutations à la fermeture par des inductances en série puisque ces inductances feraient apparaître des surtensions intolérables aux bornes des interrupteurs lors de leurs ouvertures commandées.
- D'adoucir seulement les commutations à l'ouverture par des capacités en parallèle avec les interrupteurs puisque ces capacités feraient apparaître des surintensités intolérables dans les interrupteurs lors de leurs fermetures commandées.

Si l'on veut pouvoir commander les interrupteurs à l'ouverture et à la fermeture en adoucissant leurs commutations ou en présence de source ayant des inductances ou des capacités parasites ; il faut utiliser des **CALC** plus élaborés.

Pour limiter la surintensité à la fermeture due à une capacité parallèle ; on peut mettre en série avec l'interrupteur une inductance **L** Figure III-17.

Pour limiter la surtension à l'ouverture due à une inductance série, on peut placer en parallèle avec l'interrupteur une capacité **C** Figure III-17.

Mais comme le montre la comparaison dans la figure suivante la disposition relative de **L** et **C** doit être différente dans les deux cas.

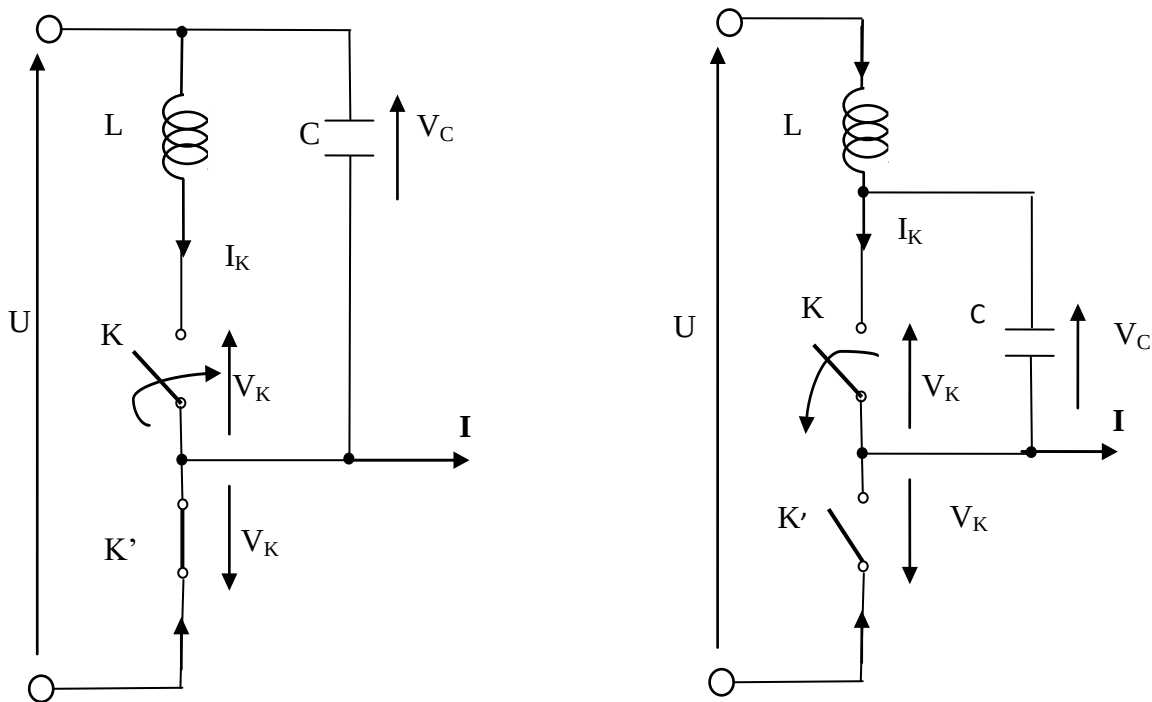


Figure III.17: Les deux d'insertion d'une capacité en parallèle d'interrupteur.

III.3.2. Commutation douce ou spontanée

En faisant travailler les interrupteurs en commutation douce à la fermeture à l'ouverture ; on peut augmenter sensiblement les valeurs maximales des fréquences de commutation c'est ce qu'on peut réaliser avec les interrupteurs résonants [32] [33].

Deux types d'interrupteurs pouvant être utilisés conduisant à deux types de commutations douces :

- Interrupteurs à amorçage commandé et blocage spontané, comme le thyristor.
- Interrupteurs à blocage commandé et amorçage spontané.

La commutation douce peut être :

- Soit la commutation à l'ouverture ; elle se fait alors au zéro de courant : mode **ZCS** (zéro current switching).
- Soit la commutation à la fermeture ; elle se fait alors à tension nulle : mode **ZVS** (zéro voltage switching).

III.4. Logiciel PSPICE

PSpice est un logiciel de simulation de circuits électriques (analogique, numérique ou mixte). Pspice est issu PSpice (simulation program with Integrated circuit Emphasis), logiciel créé à l'université de Californie (Berkeley) au début des années 1990.

Pspice fait partie d'une suite, OrCAD, qui contient également :

- Capture (saisie de schéma électrique)
- Layout (conception des circuits imprimés).

.

III.4.1. Mode de Commutation d'un MOSFET

Le montage suivant permet d'étudier le Circuit de base pour le déroulement des commutations ON/OFF d'un MOSFET.

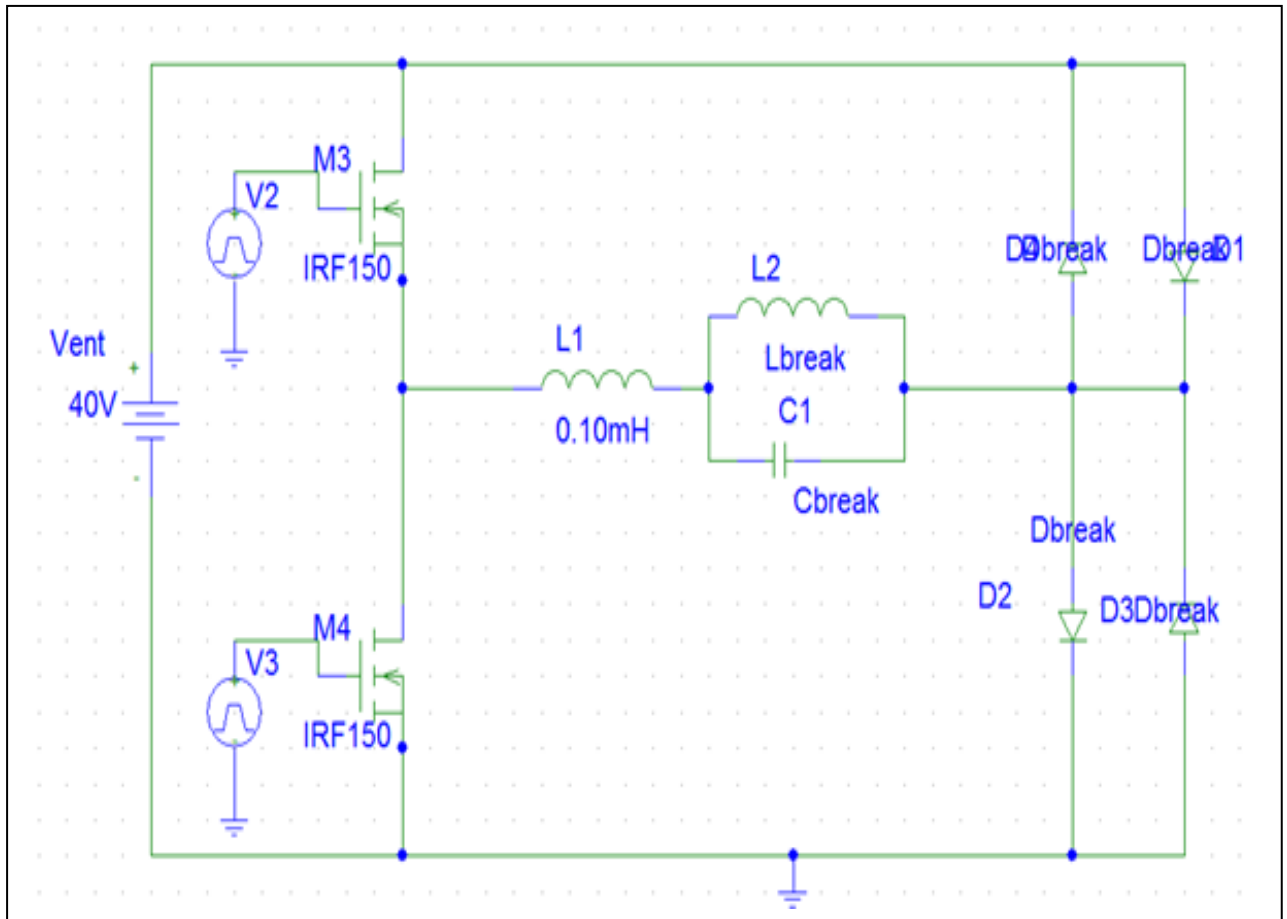


Figure III.18: Circuit de base pour le déroulement des commutations ouverture et fermeture d'un MOSFET.

III.4.1.1. Caractéristiques statiques dynamiques du MOSFET en commutation BT/HF

➤ Pour une fréquence $f = 100 \text{ kHz}$

Le circuit de base sera le moyen pour déterminer les caractéristiques statiques dynamiques du Mosfet en commutation BT/HF. On a procédé par simulation les réponses du circuit de commutation en premier lieu à basse fréquences puis avec hautes fréquences. L'objectif principal est d'estime les effets des contraintes thermiques appliquées au MOSFET qui est choisi pour transférer des moyennes puissances sous tension réduite, ce dernier sera soumis à des commutations ON/OFF qualifiées comme dures.

De ce fait des moyens sont utilisées pour adoucir ces commutations et ce pour augmenter le rendement dès ce type de composants.

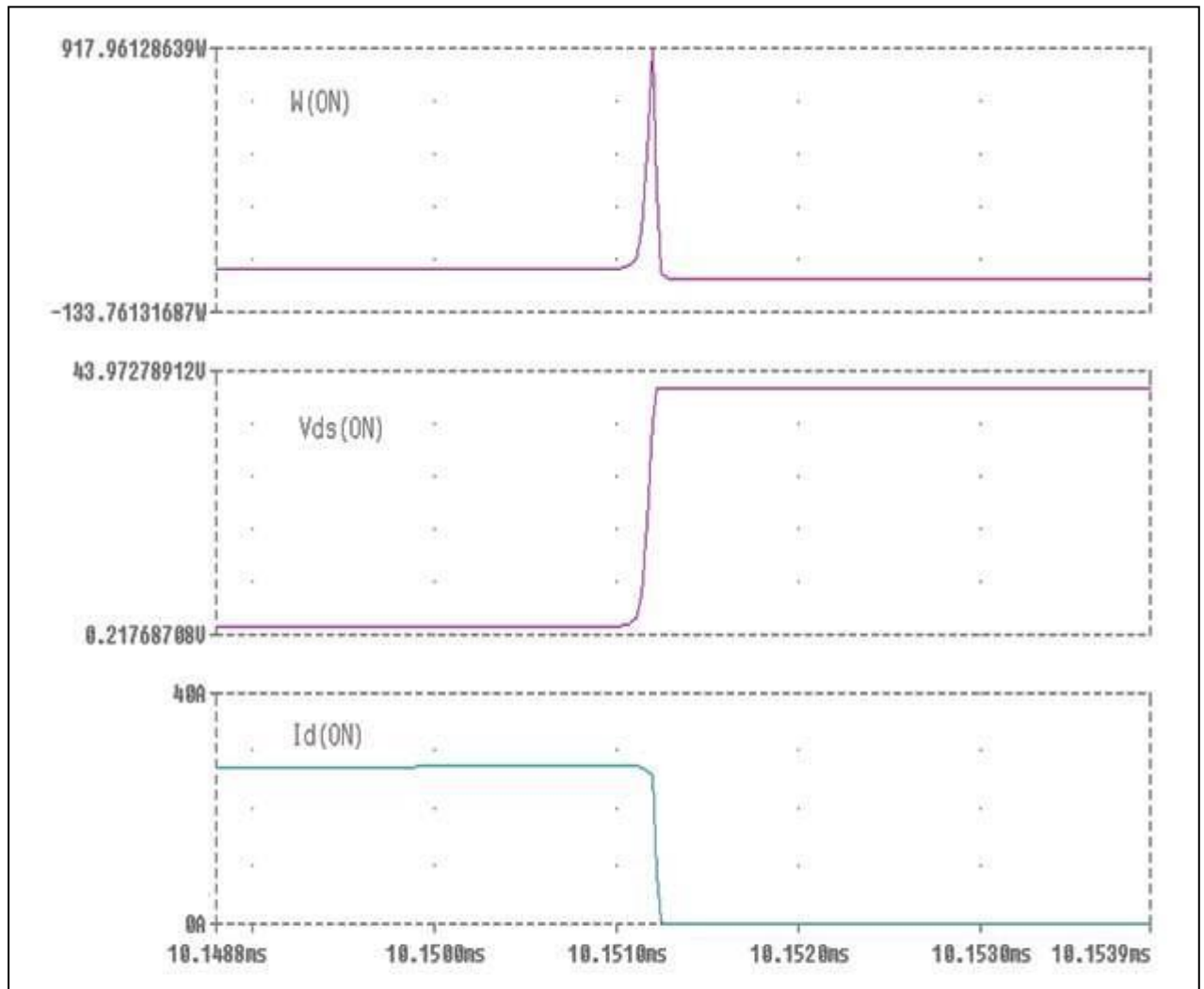


Figure III.19: Forme d'onde de la tension V_{DS} , du courant I_C et la puissance W à La fermeture (ON).

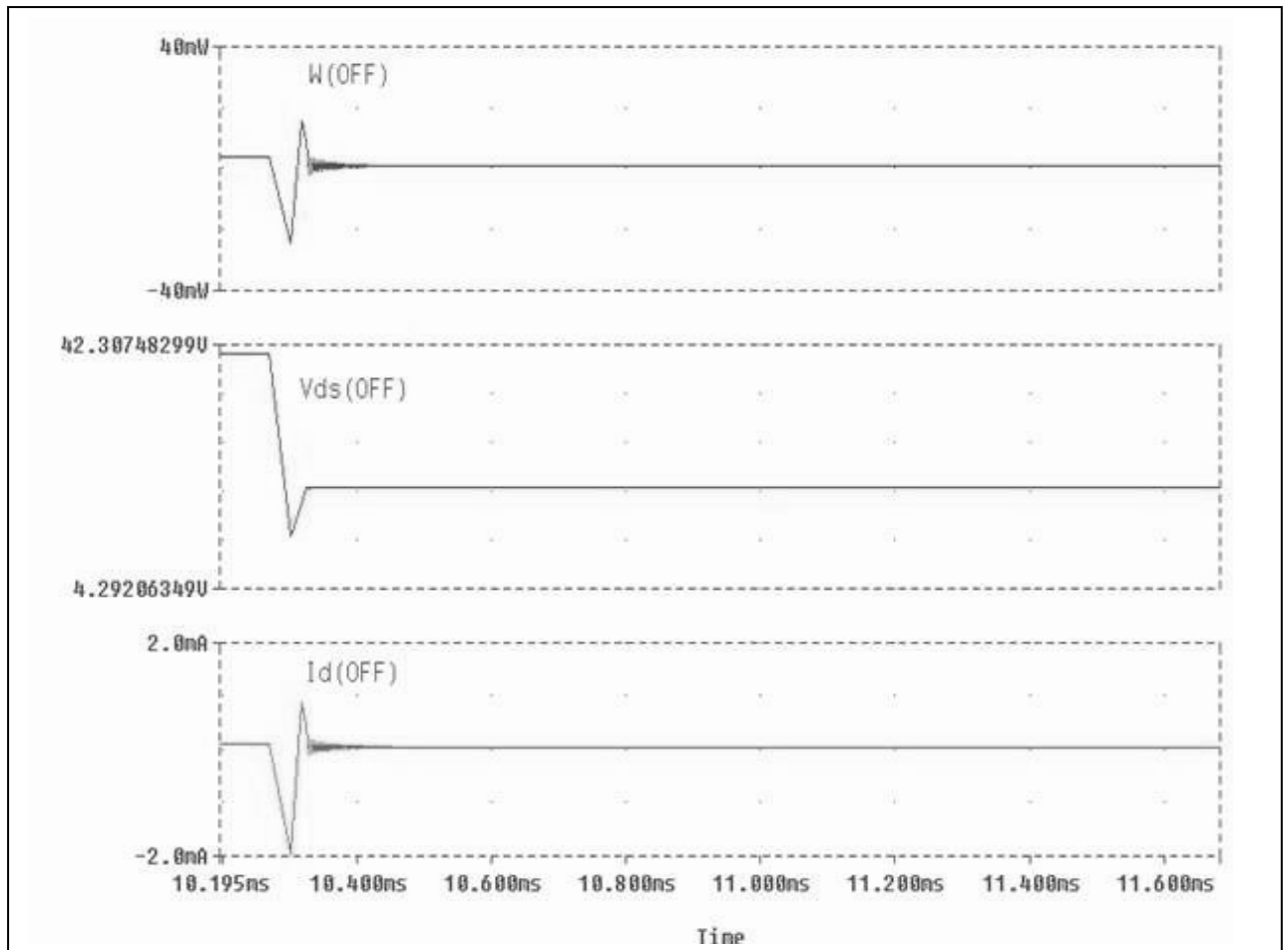


Figure III.20: Forme d'onde de la tension V_{DS} , du courant I_C et la puissance W à l'ouverture (OFF).

➤ Pour une fréquence $f = 1 \text{ kHz}$

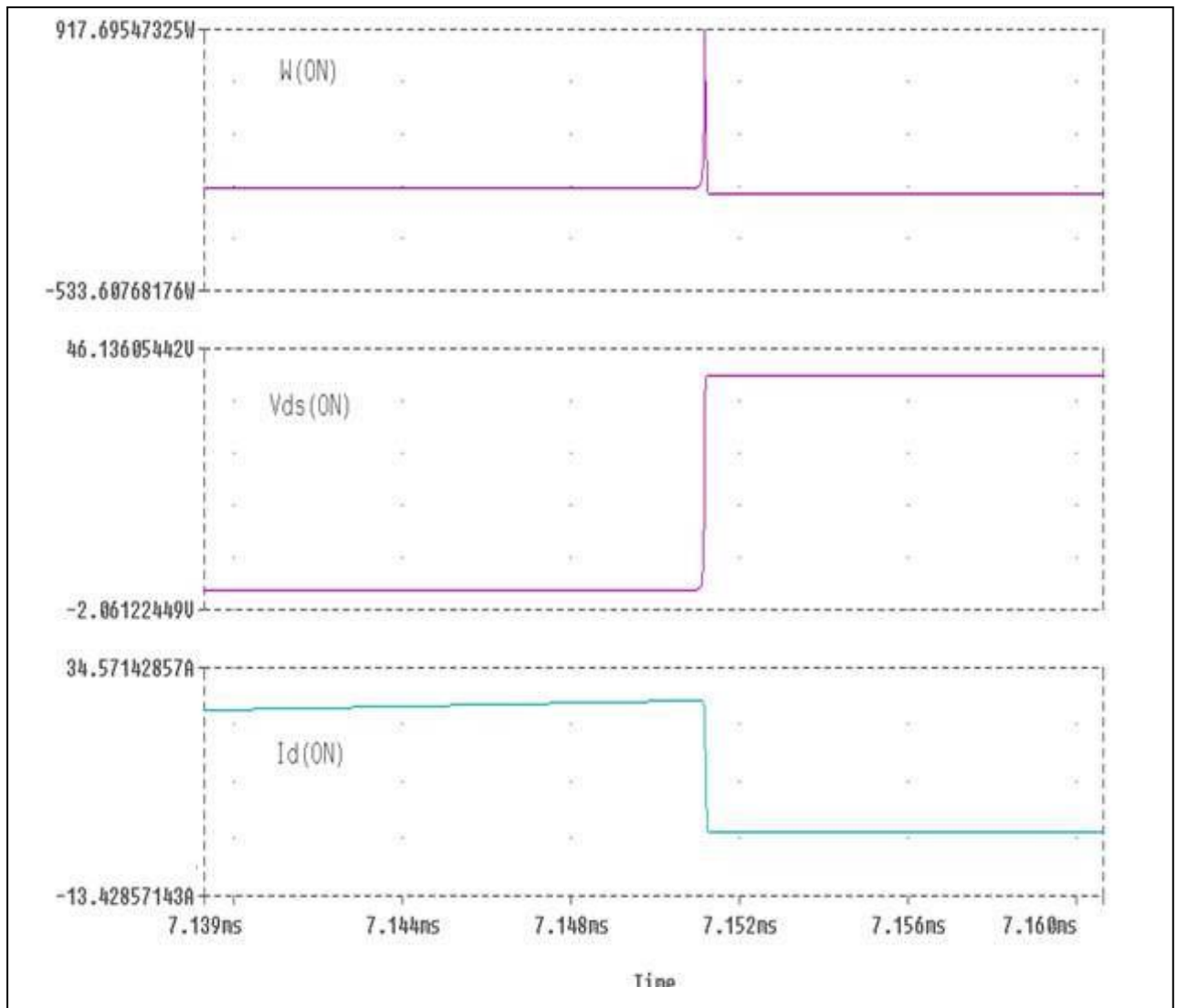


Figure III.21: Forme d'onde de la tension V_{DS} , du courant I_C et la puissance W à La fermeture (ON).

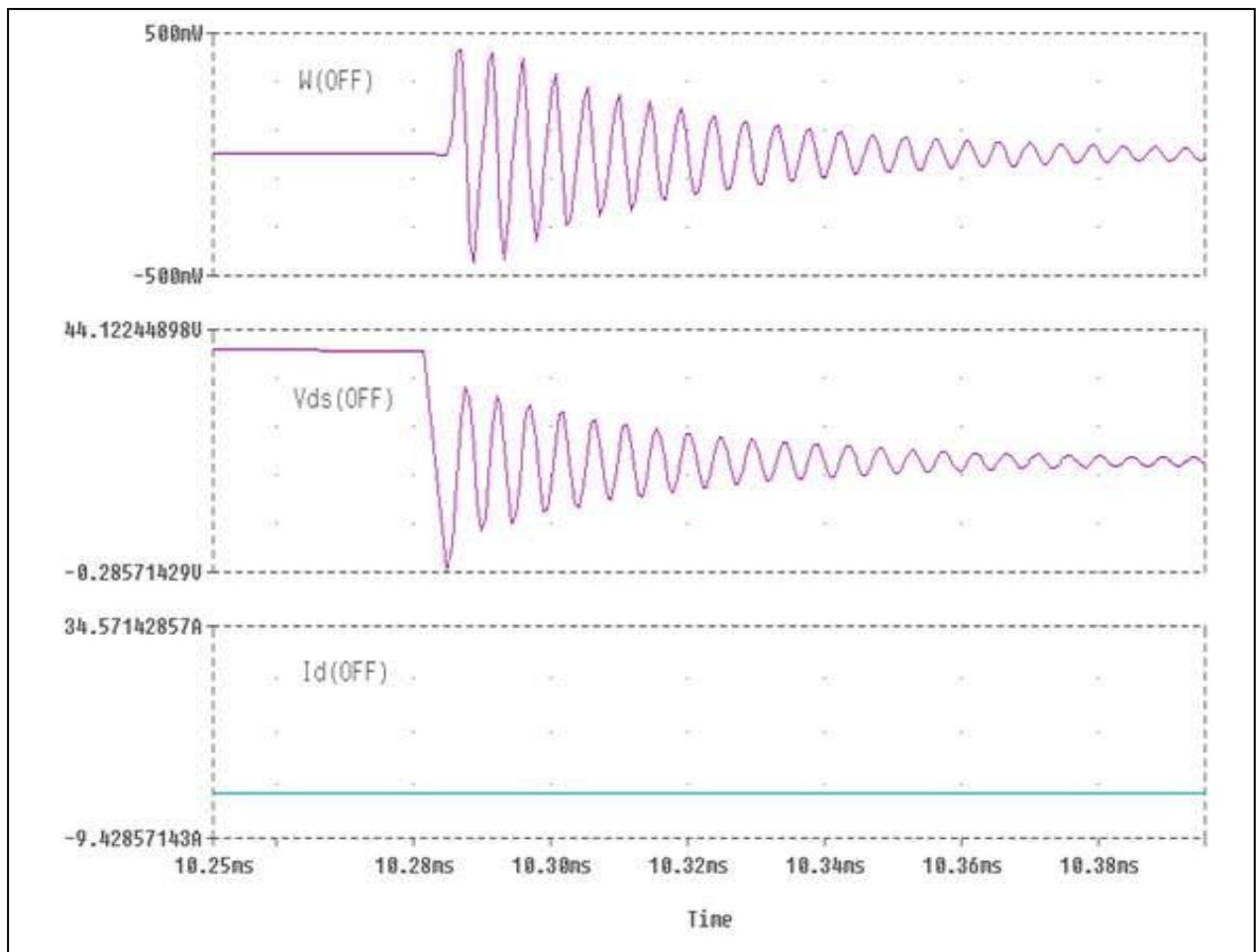


Figure III.22: Forme d'onde de la tension V_{DS} , du courant I_C et la puissance W à l'ouverture (OFF).

➤ Pour une fréquence $f = 100 \text{ kHz}$

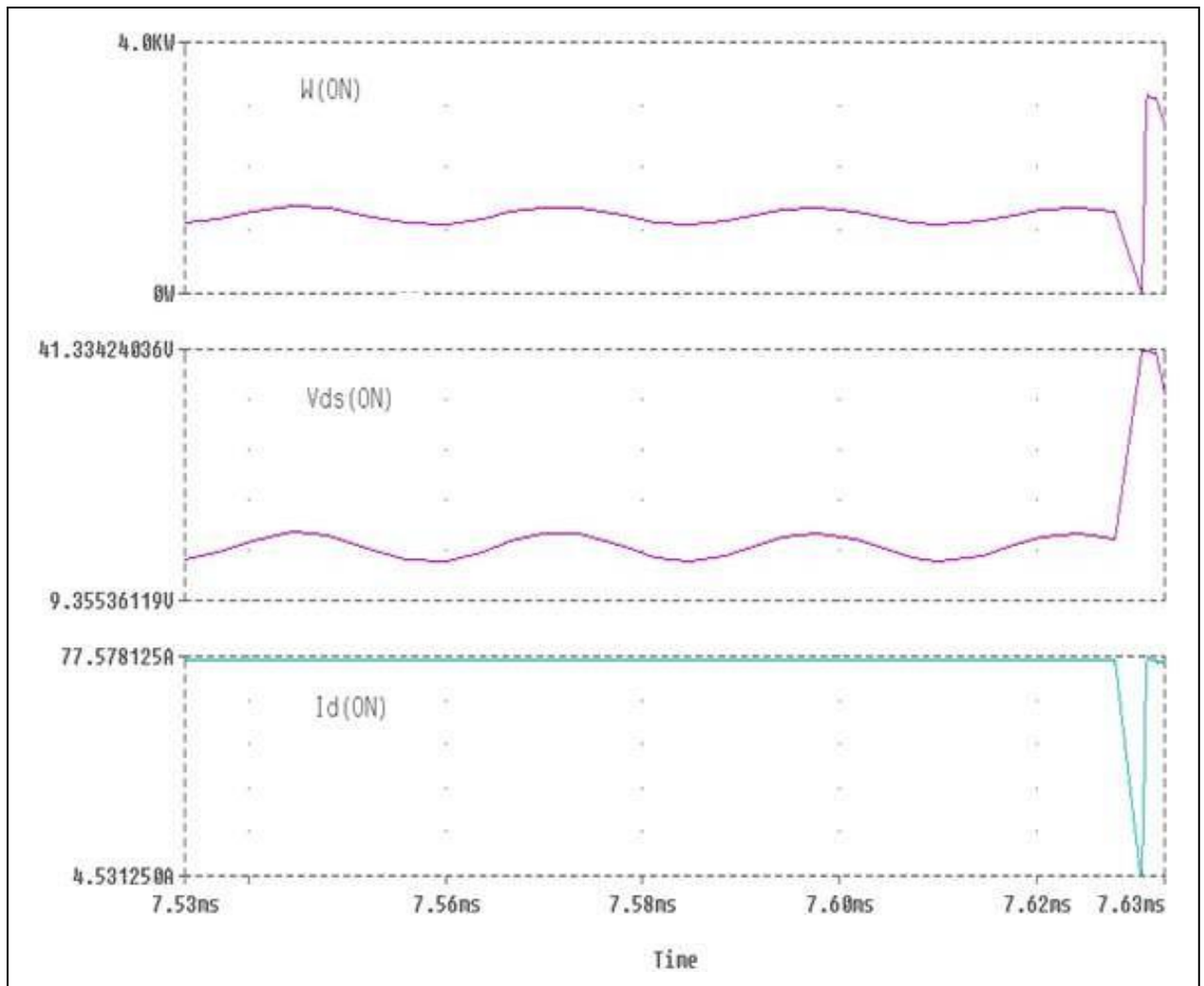


Figure III.23 : Forme d'onde de la tension V_{DS} , du courant I_C et la puissance W à La fermeture (ON).

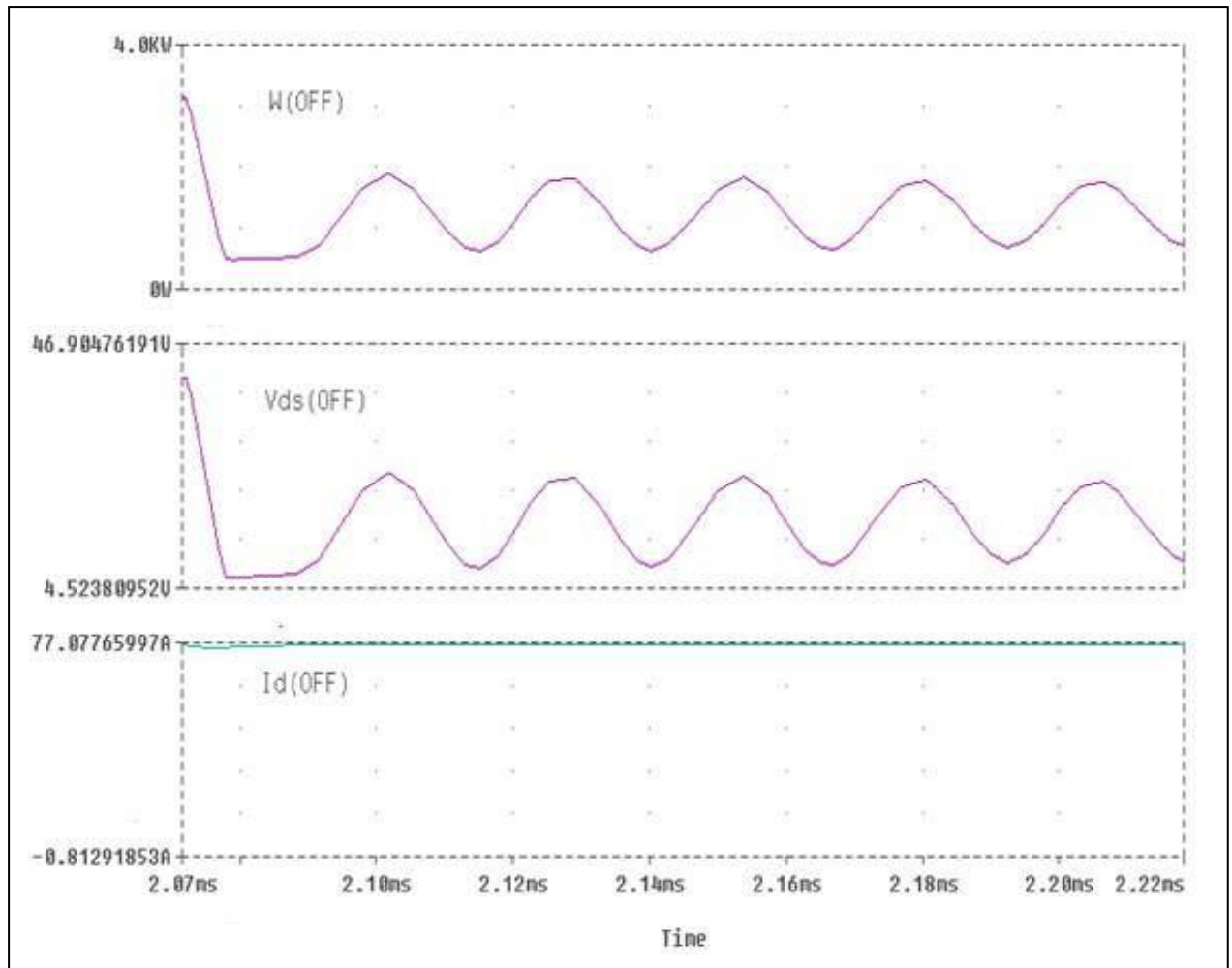


Figure III.24: Forme d'onde de la tension V_{DS} , du courant I_C et la puissance W à l'ouverture (OFF).

➤ Pour une fréquence $f = 100 \text{ Mhz}$

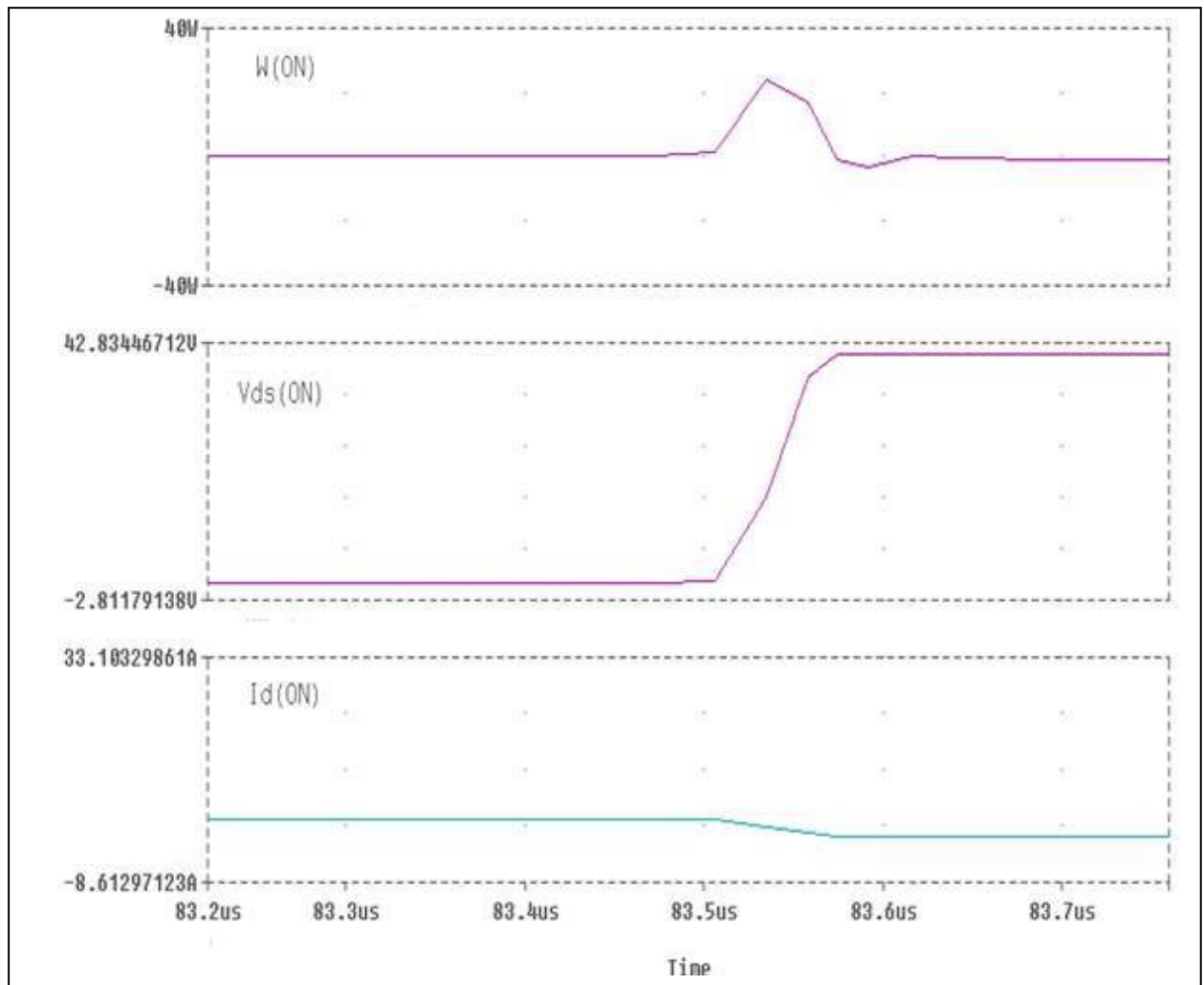


Figure III.25: Forme d'onde de la tension V_{DS} , du courant I_C et la puissance W à La fermeture (ON).

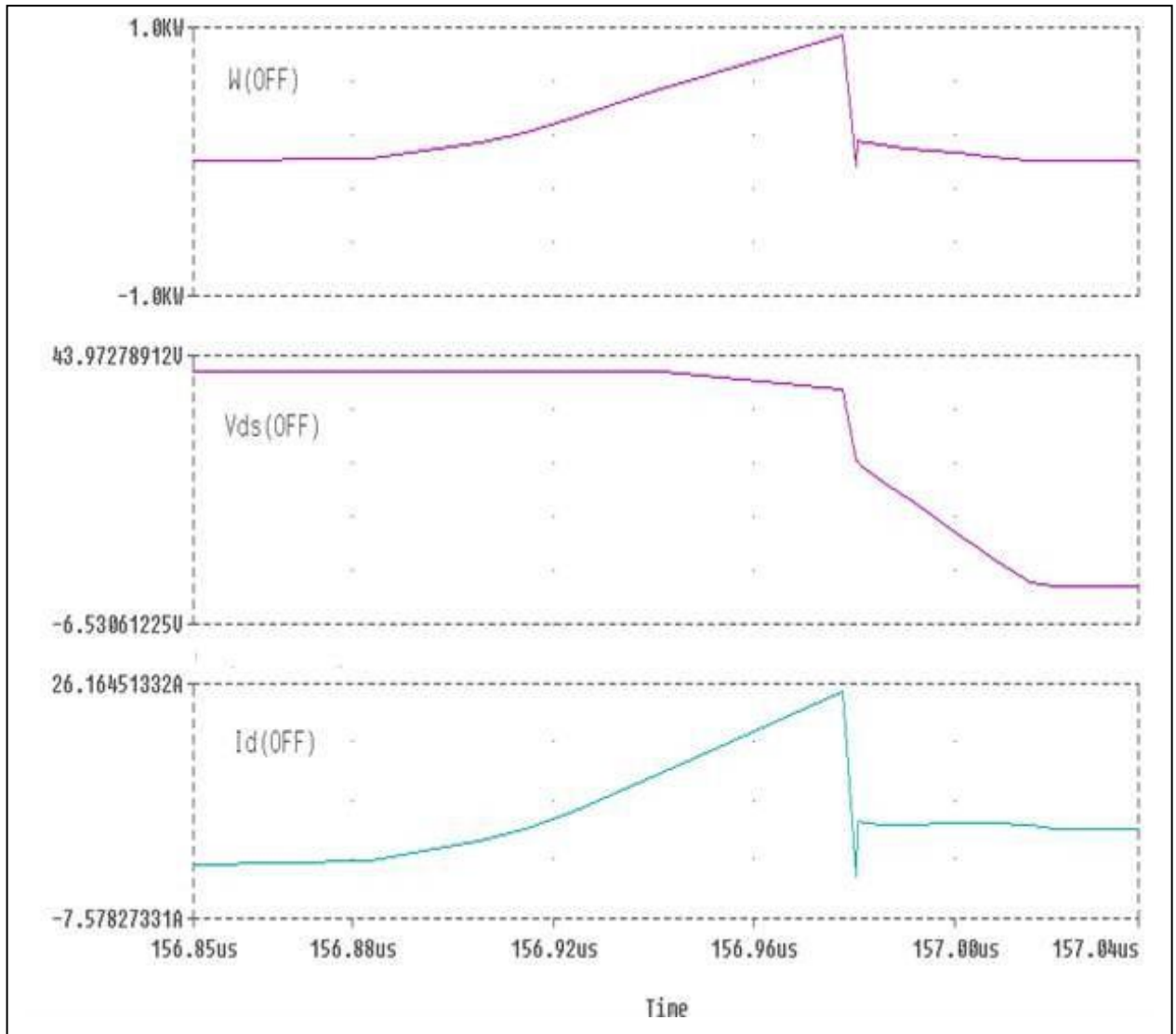


Figure III.26: Forme d'onde de la tension V_{DS} , du courant I_C et la puissance W à l'ouverture (OFF).

III.4.1.2. Courant et tension au traves le hacheur avec changement de fréquence

Nous avons fait la simulation des courants et tension à travers le hacheur avec des fréquences imposée de 100Hz, 1KHz et 100Khz.100Mhz par l'environnement Pspice, Les résultats de simulation sont donnés par les figures (III.26, III.27, III.28 et III.29).

➤ Pour une fréquence $f = 100 \text{ Hz}$

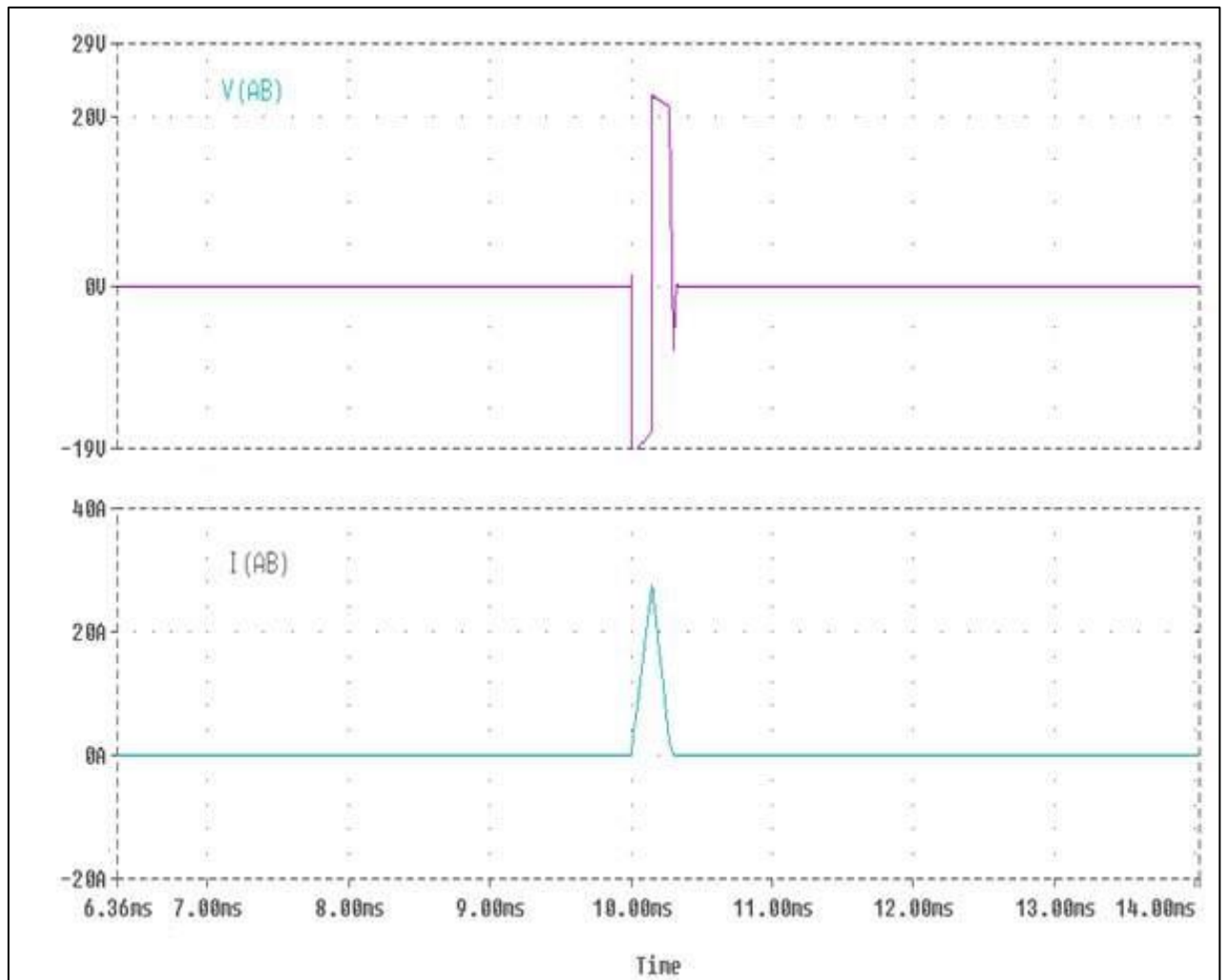


Figure III.27: Forme d'onde de la tension V_{AB} , du courant I_{AB} , SCRT hacheur.

➤ Pour une fréquence $f = 1 \text{ kHz}$

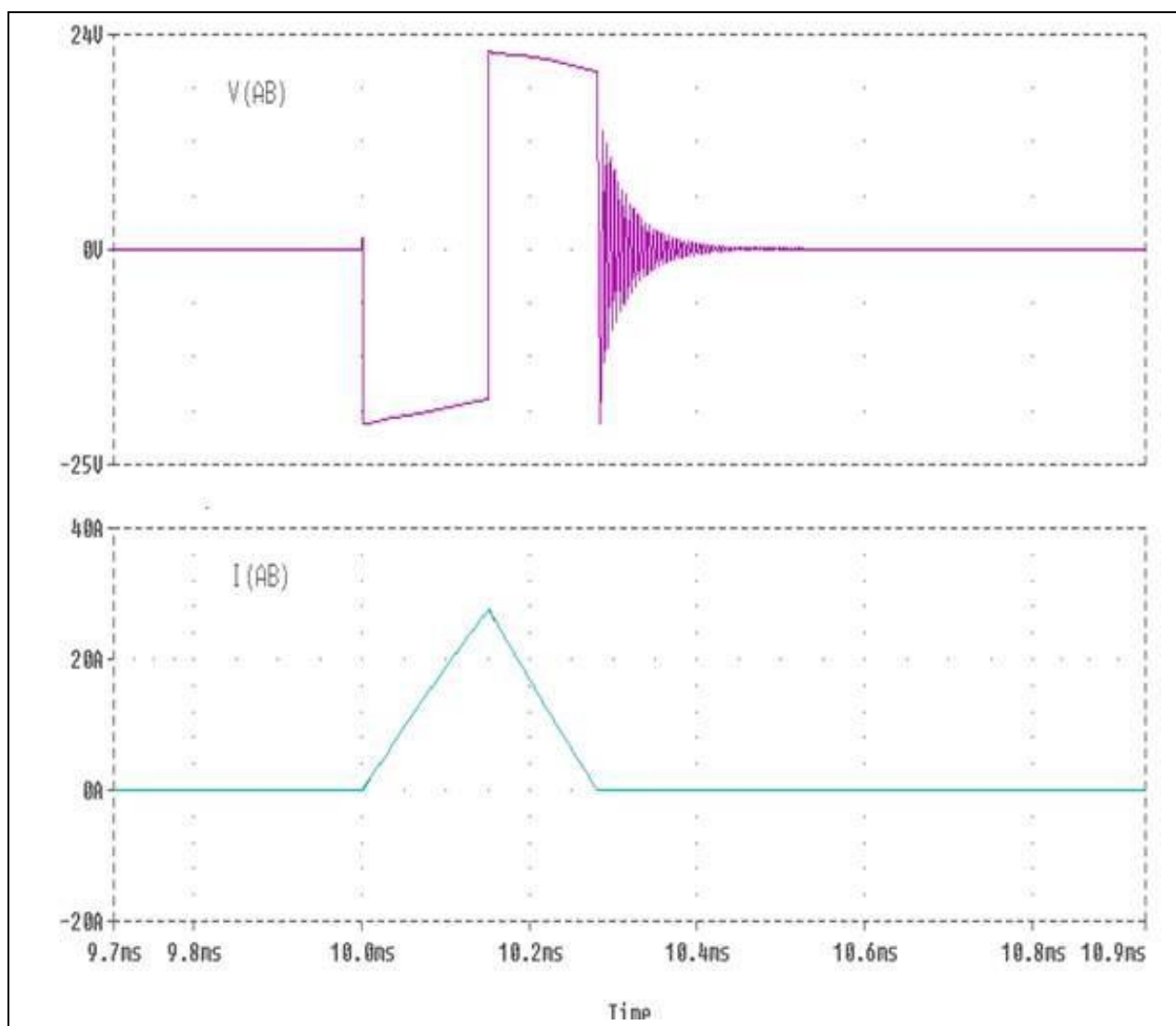


Figure III.28: Forme d'onde de la tension V_{AB} , du courant I_{AB} , SCRT hacheur.

➤ Pour une fréquence $f = 100 \text{ kHz}$

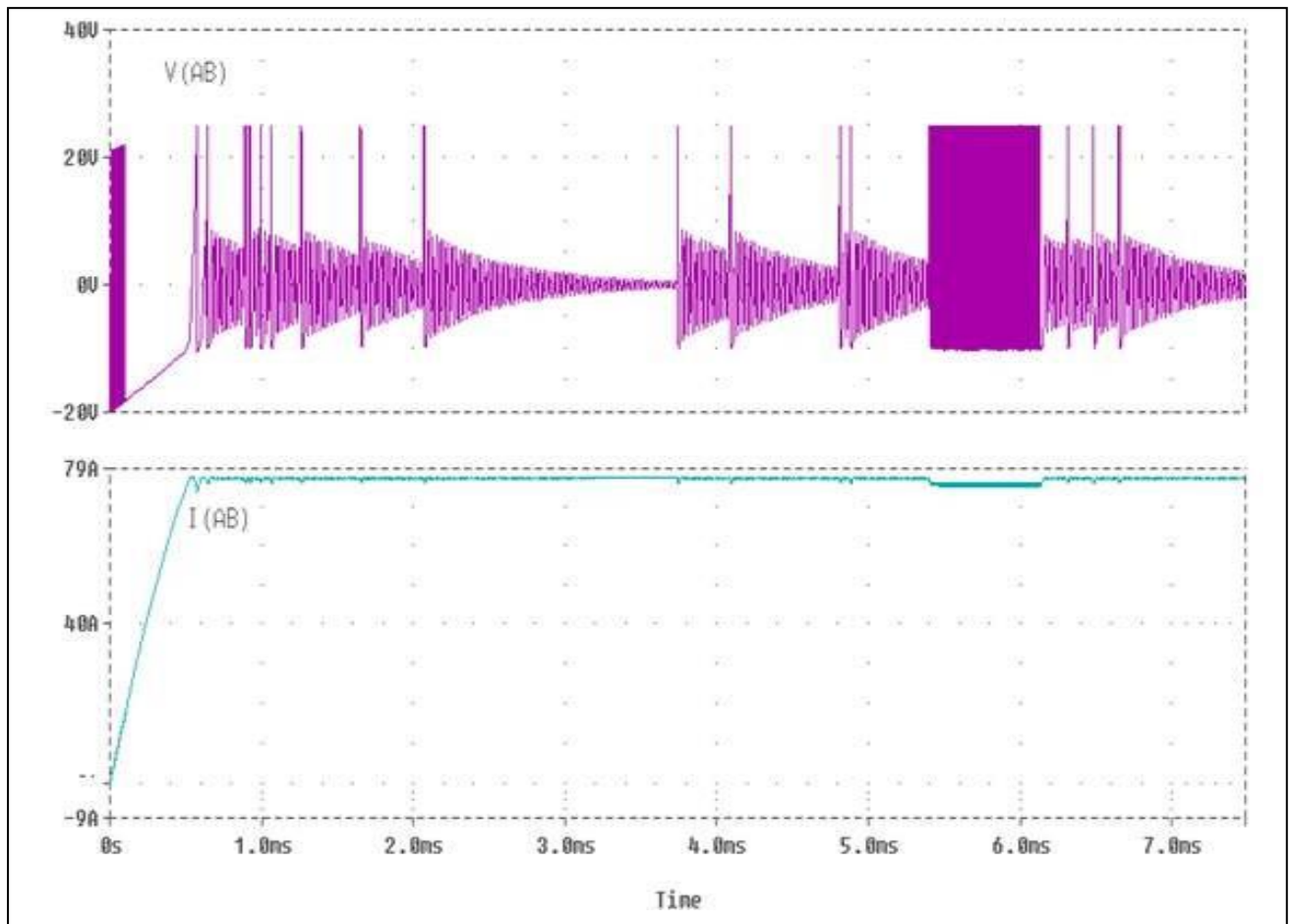


Figure III.29 : Forme d'onde de la tension V_{AB} , du courant I_{AB} , SCRT hacheur.

➤ Pour une fréquence $f = 100 \text{ Mhz}$

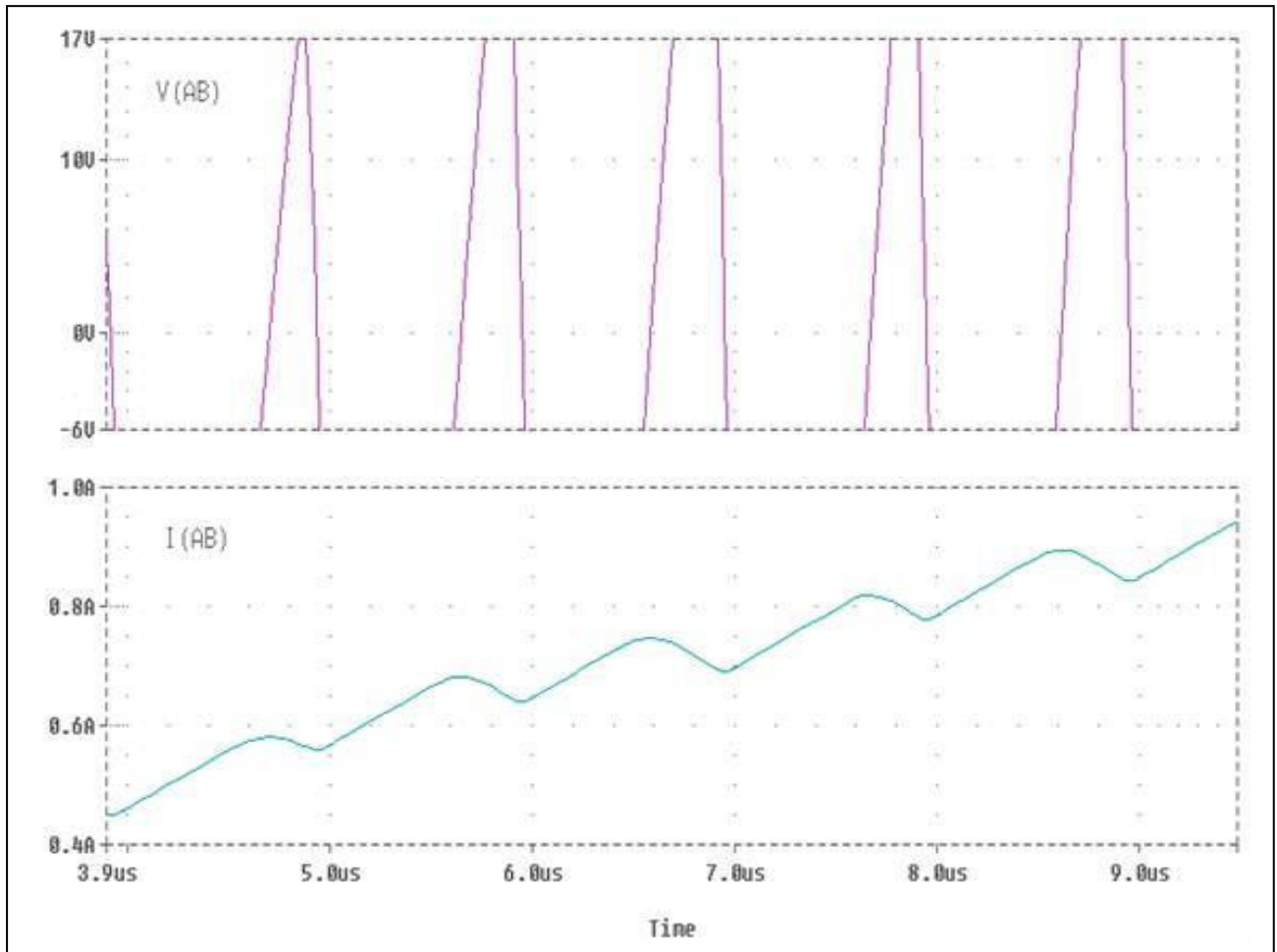


Figure III.30 : Forme d'onde de la tension V_{AB} , du courant I_{AB} , SCRT hacheur.

III.5. Caractéristiques des grandeurs électriques ; Simulation par logiciel Pspice

Une analyse du comportement du circuit de alimentation de la bobine de gradient a été fait, et ce pour illustré (montre) les caractéristique courant / tension aux travers la charge. De l'autre cote, examiner les modes de commutation ouverture / fermeture du compissait MOSFET.

A Hait, fréquence les courant pulses commutes par MOSFET permettent de délivre une puissance considérable avec moins d'échauffements du circuit en question.

Ces caractéristiques ont été mises en évidence par le logiciel **Pspice**.

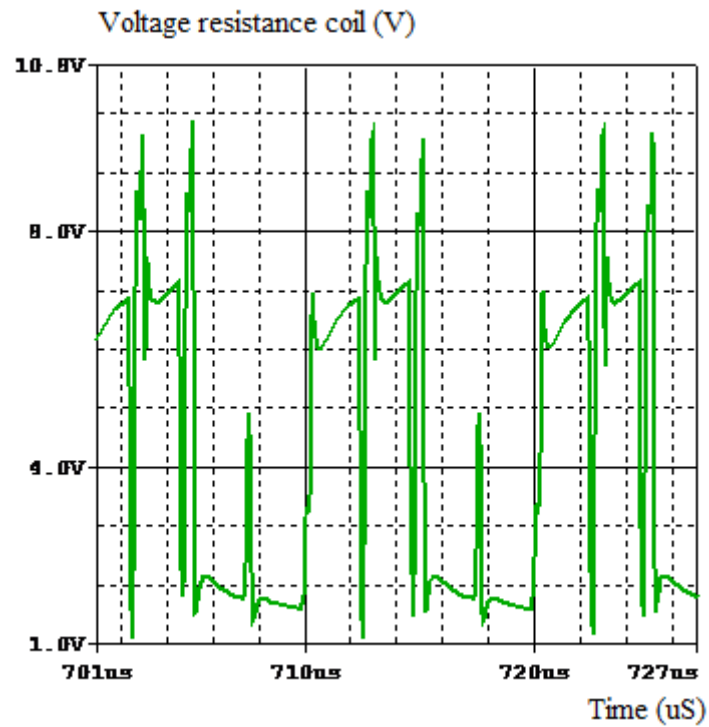


Figure III.31: Supraconductivité de la bobine de gradient sous tension extrêmement réduite

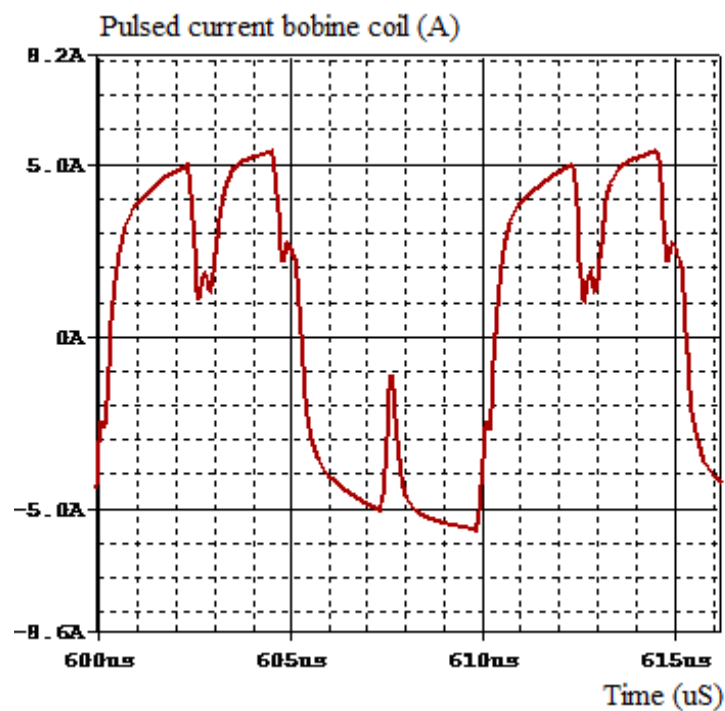


Figure III.32: Supraconductivité de la bobine de gradient avec courant hautement pulsé.

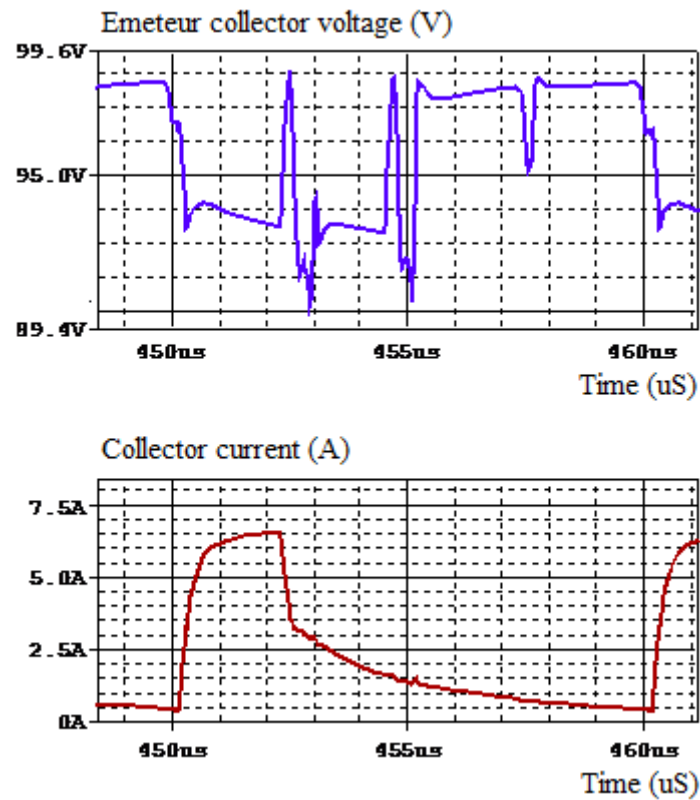


Figure III.33: Commutation HF (On, Off) en courant collecteur, tension émetteur-collecteur aux bornes de MOSFET.

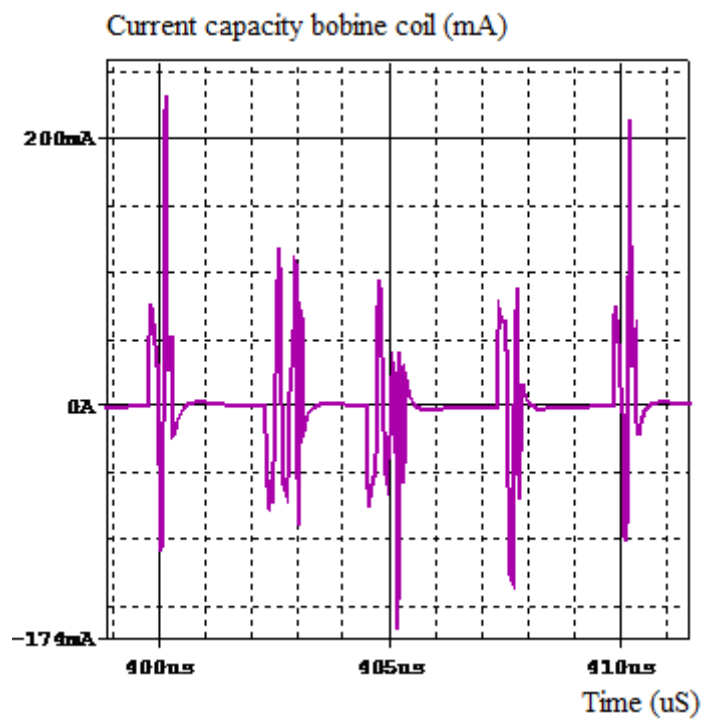


Figure III.34: Formes d'ondes du courant parasite propre du bobine de gradient.

III.5.1. Interprétations

Une grande énergie a été dissipée sous formes de chaleur, surtout lors des commutations des MOSFET a hautes fréquences, ces anomalies peuvent provoquer le dépassement thermique nominal et, par conséquent la défaillance du composant semi-conducteur, de ce fait des mesures d'apaisements à envisager sont obligatoirement suivies et rigoureusement respectées. Les constructeurs sont appelés alors, à assister des circuits d'aide de commutation fermeture/ouverture.

Dans ce type d'application deux types de commutations ont été proposées; en l'occurrence la commutation a courant nul (ZCS) et celle a tension nulle (ZVS).

Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présentes les Caractéristiques Thermiques des semi-conducteurs lors des commutations HF, ainsi leur classement en matière de transfert de puissance sous différentes fréquences (basses fréquences et hautes fréquences) « DIODE, MOSFET... ».

Cependant, la résolution du problème majeur des effets thermiques appliqués au semi-conducteur pendant le temps de commutation soit à l'ouverture ou à fermeture est une nécessité primordiale.

De ce fait, une description de ce phénomène de la commutation a été présentée, ainsi, les outils mis en œuvre pour mieux comprendre les mécanismes intervenant au niveau des commutations dans chaque cellule de commutation qui est une brique élémentaire de base pour la réalisation de la plus par des convertisseurs statiques.

Une estimation de dégagement thermique a été donnée pour le cas pratique de cette investigation, dont il a été utilisé des MOSFETS avec des hacheurs spéciaux de la tension de service et ceux a de très hautes fréquences.

Chapitre IV :
Générateur de Densités de Flux Magnétique
Pour Application Médicale

Introduction

L'imagerie par résonance magnétique est l'une des techniques les plus récentes et les plus puissantes qui fait entrer en résonance les noyaux atomiques identiques comme les protons, afin de pouvoir étudier certains tissus de l'organisme dans différents plans de l'espace. Elle est inoffensive, et ne libère aucun rayon X (contrairement au scanner).

L'IRM permet d'obtenir une image de haute résolution de l'intérieur du corps humain, elle est principalement consacrée à l'étude du système nerveux (cerveau et moelle épinière), des muscles, du cœur et des tumeurs.

Dans cette partie de travail, nous nous intéressons aux principes physiques et les composants principaux de l'IRM avec ces Risques et ces avantages et les propriétés des champs électromagnétiques qui y sont employés généralement et en IRM par la suite nous parlerons comment générer un Champ Magnétique à Haute Fréquence en Utilisant la Technique de Résonance et comment créer une alimentation pour une application IRM [34].

IV.1. Présentation des composants d'un système IRM

Les composants d'un système IRM complet sont généralement situés dans trois pièces adjacentes, comme indiqué dans le diagramme à droite :

- ✓ Chambre magnétique.
- ✓ Salle d'équipement.
- ✓ Salle de contrôle.

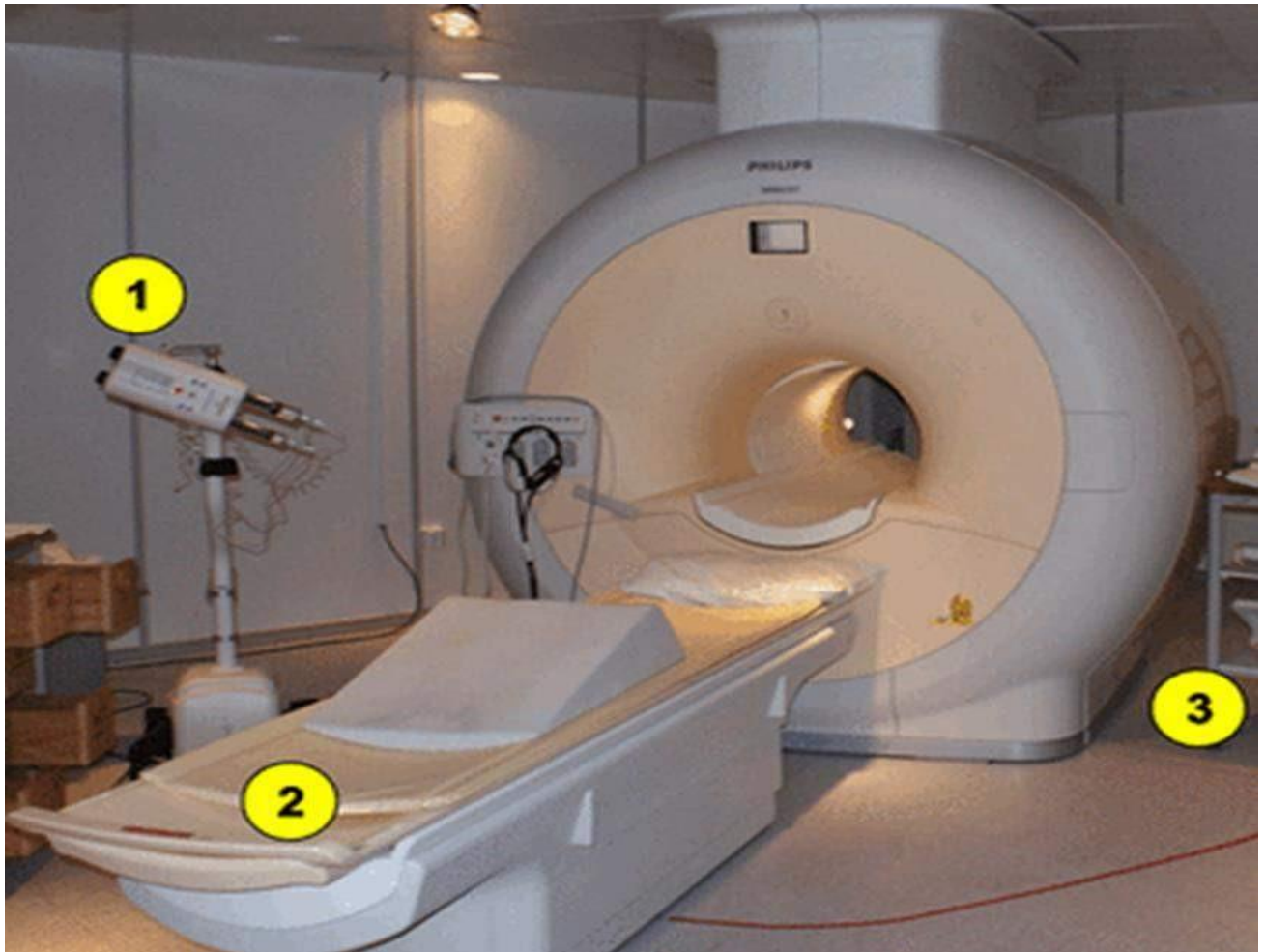


Figure IV.1: Les composants d'un système IRM.

1) Injecteur de puissance

2) Table

3) Chariot avec bobines

IV.1.1. Chambre magnétique

Celui-ci contient l'aimant MR, sa coque / enceinte, les semelles de support et la table patient. Les câbles, les événements et le câblage pénètrent généralement dans la partie supérieure de l'aimant passé le long d'un plateau au plafond. Certains fils et tubes peuvent passer par le bas le long des tranchées du sol.

Les murs de la pièce magnétique sont construits en couches et remplissent plusieurs fonctions indépendantes : blindage magnétique pour confiner le champ de franges ; blindage acoustique pour limiter la transmission du bruit vers la salle de

Contrôle et au-delà ; blindage radiofréquence pour empêcher le bruit électromagnétique d'entrer ou de sortir de la pièce.

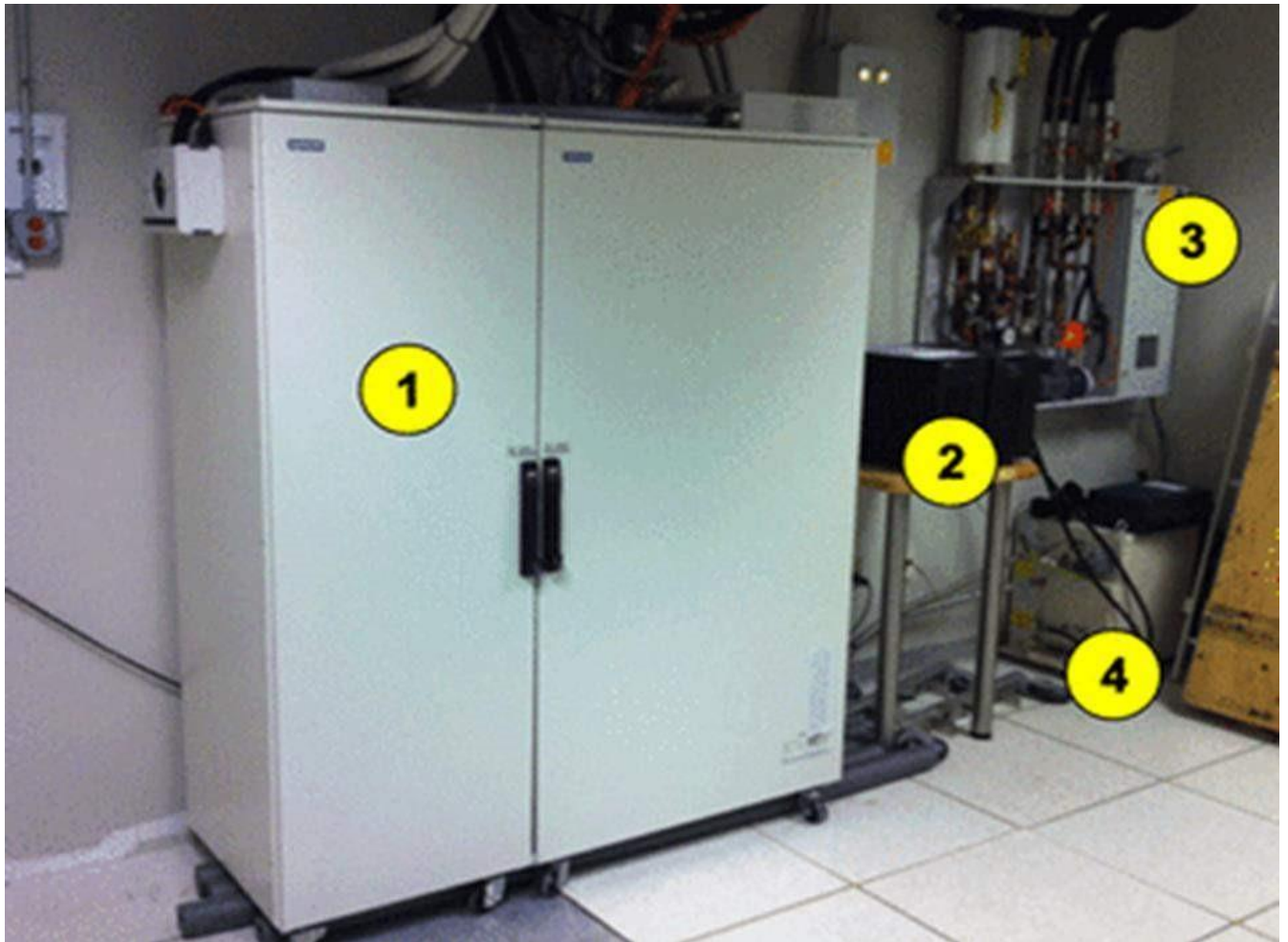
Le sol doit pouvoir supporter le poids considérable de l'aimant, de la table et des accessoires. Le poids d'un scanner supraconducteur cylindrique typique de 1,5 T est de l'ordre de 10 000 lb (4 500 kg) tandis qu'un scanner 3,0 T peut peser jusqu'à 17 000 lb (7 500 kg). Le poids d'un aimant permanent à faible champ peut être trois fois plus élevé qu'un scanner supraconducteur de 1,5 T, jusqu'à 35 000 lb (16 000 kg).

Les finitions de la pièce magnétique contiennent généralement des placards ou des zones de stockage pour un grand nombre d'accessoires de RM, y compris des fantômes, des coussins, des éponges, des sangles, des coins, des cordons cardiaques, des dispositifs de déclenchement cardiaque pulsé et des soufflets respiratoires. Un évier est généralement nécessaire, tout comme l'équipement d'oxygène et d'aspiration.

Des injecteurs de contraste sont souvent présents, ainsi que des matériaux auxiliaires pour l'injection de contraste, y compris des seringues, des tubes IV, du ruban adhésif et le contraste lui-même.

Un éclairage réglable est conseillé, en utilisant des sources de courant continu avec moins de 5% d'ondulation et avec le convertisseur de puissance situé à l'extérieur de la pièce magnétique. Il est recommandé d'utiliser un éclairage LED ou des ampoules à courte longueur de filament pour éviter les vibrations et l'épuisement précoce. L'éclairage fluorescent ne peut pas être utilisé en raison des interférences de radiofréquence (RF) qu'il produit.

Une fenêtre à travers laquelle le patient est visible est présente dans presque toutes les installations, souvent accompagnée d'un système de surveillance vidéo à distance.



1) *Armoire à gradient / RF*

2) *Alimentation*

3) *Refroidisseur*

4) *pompe à hélium*

IV.1.2. Salle d'équipement

Situé immédiatement à côté de la salle des aimants, il contient une demi-douzaine ou plus d'appareils répartis dans 3 à 4 armoires qui contrôlent et prennent en charge le fonctionnement de l'aimant.

Salle d'équipement du scanner MR montrant :

- 1.** Armoire à gradient et radiofréquence.
- 2.** Alimentation électrique universelle.
- 3.** Pompe à eau / refroidisseur.
- 4.** Pompe à hélium.

Du côté électrique se trouvent une armoire électrique (pour le conditionnement et la distribution électrique), une armoire à gradient (envoyant des courants dans les gradients) et une armoire RF (pour contrôler la transmission des impulsions radiofréquences et la réception des signaux RMN).

Sur certains scanners plus récents, l'électronique RF est située immédiatement à côté de l'aimant sous son couvercle en plastique. Souvent, ces trois composants sont combinés en une seule grande armoire. Certains systèmes peuvent avoir des armoires supplémentaires servant des techniques spécialisées, telles que la spectroscopie multi nucléaire ou l'IRM fonctionnelle.



Figure IV.2: une photo à l'intérieur des armoires.

Amplificateurs à gradient x, y et z. Les Tuyaux noirs orientés verticalement contiennent du liquide de refroidissement qui circule pour éliminer la chaleur considérable générée par ces amplificateurs.

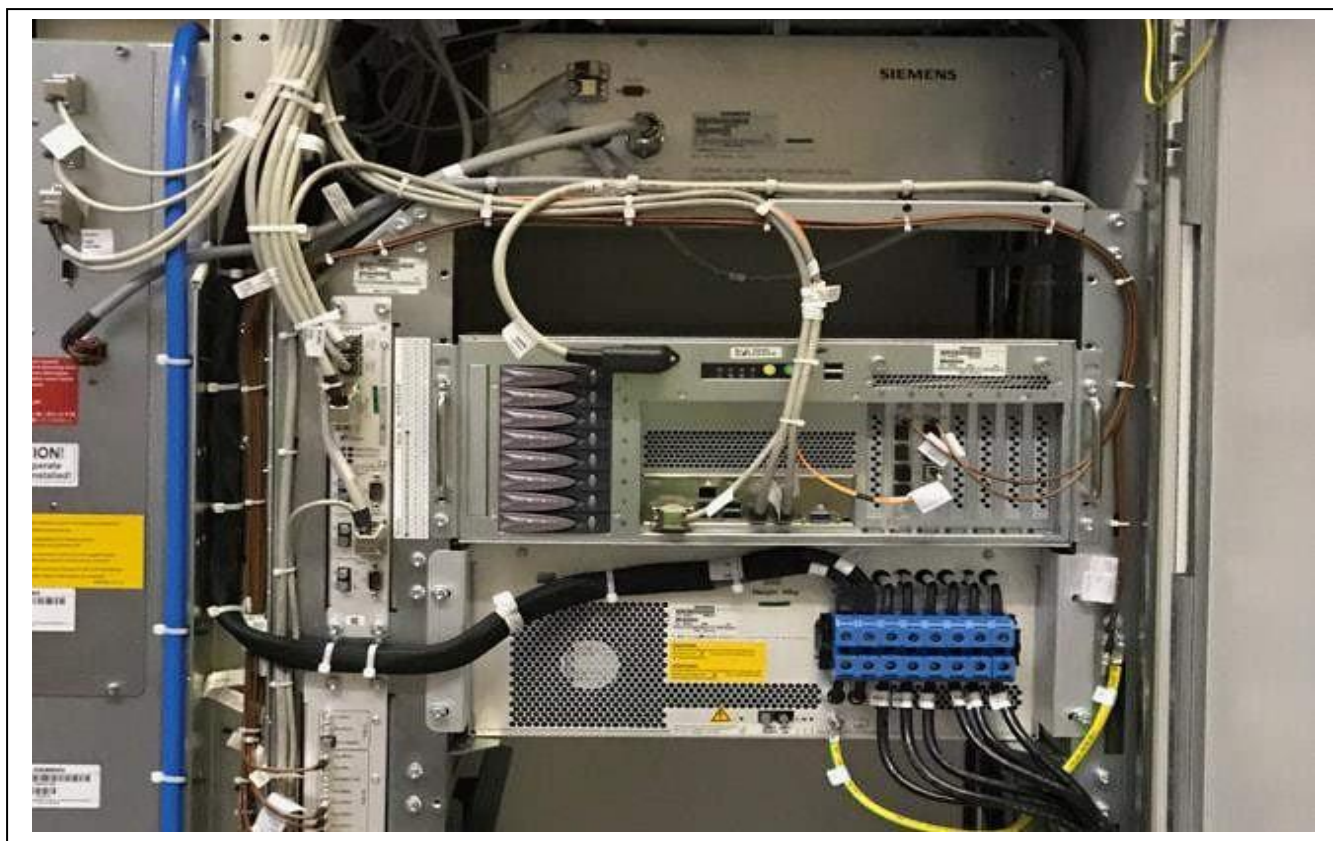


Figure IV.3: Le processeur matriciel, où s'effectue le traitement numérique des données IRM, y compris la transformation de Fourier.

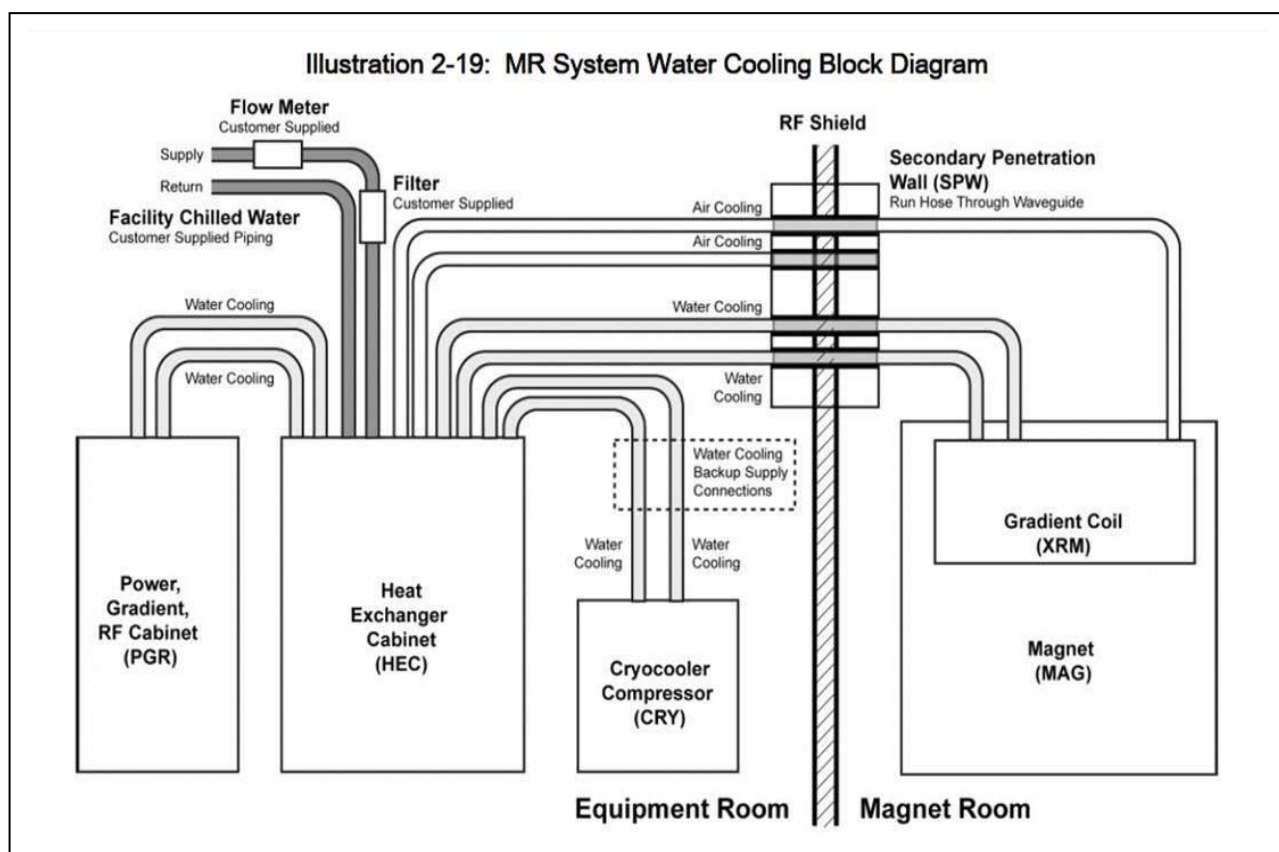


Figure IV.4: Schéma fonctionnel du système de refroidissement.



Figure IV.5: Hélium pompe.



(A)

(B)

Figure IV.6: (A) *Refroidisseur (à l'intérieur des composants)* – (B) *Refroidisseur (composants extérieurs).*

Les composants du système de refroidissement pour l'aimant, les amplificateurs et les bobines de gradient sont illustrés ci-dessus. Ceux-ci comprennent un compresseur Cryo réfrigérant ou une "pompe à hélium" (qui fait circuler de l'hélium liquide autour de l'aimant) et un échangeur de chaleur ou un "refroidisseur" (qui pompe un mélange antigel-eau pour refroidir les gradients ainsi que pour éliminer la chaleur du système à l'hélium).

Les fils et les tubes de l'équipement électrique et de refroidissement passent à travers des panneaux de pénétration sur un mur commun entre la salle des aimants et la salle des équipements.

IV.1.3. Salle de contrôle

C'est juste à l'extérieur de la salle magnétique. Il contient la console de l'opérateur, le clavier, les appareils de communication, les moniteurs d'ECG et d'oxygène et l'équipement informatique qui contrôle le scanner (boîte au sol en bas à droite du bureau).



Figure IV.7 : Salle de contrôle et de traitement IRM.

IV.2. Le déroulement de l'examen

Le patient est accueilli par un technicien (ou une technicienne) qu'il installera "dans l'IRM". Au préalable, il laissera dans une cabine de déshabillage, son prothèse dentaire et auditive amovibles, ces lunettes, bijoux, épingles à cheveux et montre, et ces chaussures, ceintures et tout objet métalliques contenus dans ces poches (pièces de monnaie, clés, stylo...).

Les cartes à piste magnétique sont détruites par l'IRM, mieux vaut donc ne pas les garder sur soi. Les téléphones cellulaires seraient aussi endommagés.

Pendant l'examen, il sera allongé sur un lit confortable, il entendra un bruit fort de martelage entrecoupé de silences. Il sera en permanence en contact avec l'opérateur qui peut l'entendre et lui parler par l'intermédiaire d'un interphone. L'examen dure entre 15 et 40 minutes. Parfois il est nécessaire d'injecter un produit en intra veineux, au pli du coude pour améliorer les images.

L'IRM est un examen inoffensif, si l'on respecte les contre-indications. Pour que les images soient exploitables par le médecin, votre coopération avec l'équipe de technicien est

indispensable. Cet examen peut être réalisé chez l'enfant, même très jeune, il peut nécessiter une légère prémédication sédatrice, celle-ci n'est la plupart du temps pas nécessaire, un des parents pouvant rester à côté de l'enfant en salle d'IRM.

IV.2.1. Les contre-indications formelles

- ✓ Le port d'un pacemaker.
- ✓ Le port de certaines valves cardiaques (comportant une partie métallique).
- ✓ Les implants magnétiques cochléaires. ü Les neurostimulantes.
- ✓ Le matériel d'injection automatisée implanté (pompe à insuline par exemple).
- ✓ Les corps étrangers intra oculaires (en cas de doute, une radiographie du crâne de face est demandée avant de passer l'examen).

IV.2.2. Risques, dangers et effets secondaires de l'IRM

Les champs magnétiques utilisés dans l'IRM (plus de 1 500 fois le champ magnétique terrestre) n'ont jamais provoqué de conséquences particulières connues pour l'homme.

Les seuls risques sont liés à la présence de métaux (prothèse, pacemaker, débris après accident) ils peuvent bouger sous l'action du champ magnétique.

Un questionnaire est donc remis au patient avant l'examen, sur lequel il doit signaler la présence de tous corps étranger métallique dans son corps.

Le produit de contraste à base de gadolinium est généralement bien toléré. D'éventuelles manifestations allergiques étant possibles (les accidents graves sont exceptionnels), il faut impérativement signaler à la prise de rendez-vous, tout phénomène allergique connu produits de contraste, médicaments, asthme, eczéma...

Cet examen remarquable souffre en fait de trois inconvénients majeurs : le bruit important, le confinement et la durée.

Le malaise claustrophobe est courant ! De nouveaux appareils IRM à champ ouvert sont destinés particulièrement aux patients obèses, claustrophobes ou restant difficilement immobiles allongés (insuffisants respiratoires, personnes agitées, anxieuses ou douloureuses). Ils sont encore trop peu nombreux, une dizaine, compte tenu des besoins [35].

IV.3. Les Avantages et les Inconvénients

❖ Avantage :

- ✓ L'IRM possède, elle aussi, de nombreux avantages. Elle est, en l'absence d'injection de produits de contraste, non invasive.
- ✓ De plus, la résonance magnétique utilise champ magnétique qui n'expose le patient à aucuns risques majeurs. C'est également l'une des seules techniques d'imageries qui permet une bonne visualisation de la graisse et de l'eau.
- ✓ en tant qu'imagerie fonctionnelle elle a permis de grandes avancées en neurologie.
- ✓ Seul appareil permettant une vue en 3D des organes et qui permet donc de déterminer la position exacte des lésions, autrement invisibles.

❖ Inconvénients :

- ✓ Cet examen remarquable souffre en inconvénient majeur : le bruit
- ✓ D'une part, la durée typique d'acquisition en IRM est de l'ordre de quelques minutes. Cependant, plusieurs coupes peuvent être acquises pendant ce temps. Par ailleurs, des séquences de plus en plus rapides permettent actuellement de raccourcir les temps d'examens. Toutefois, la durée d'un examen IRM est toujours plus importante.
- ✓ D'autre part, en raison de la haute technicité du matériel, et du nombre plus faible de patients examinés, le prix d'un examen IRM est environ deux fois plus élevé que celui d'un examen scanner. De plus
- ✓ Enfin l'IRM possédant un champ magnétique intense, peut perturber les appareils électroniques et les enregistreurs magnétiques. Il s'agit alors d'utiliser du matériel compatible IRM.
- ✓ Le patient de plus de 120 Kg ne peut pas passer une IRM car la table ne peut pas supporter un poids supérieur à 120 Kg et certains patients ne peuvent pas passer dans le tube.

En Résumé

Ces avantages et inconvénients font au total que l'IRM donne dans la plupart des cas des images de meilleure qualité et contenant plus d'informations anatomiques que les autres méthodes d'imagerie médicale, au moins dans l'étude des organes fixes tels que le cerveau ou les membres. Par contre cet avantage n'est pas toujours aussi évident lorsque, en raison de la durée d'acquisition, les mouvements respiratoires gênent considérablement l'interprétation des images au niveau de l'abdomen et du thorax. Par ailleurs, même lorsque la qualité est supérieure, le rapport coût-efficacité de l'IRM n'est pas toujours le meilleur dans un diagnostic donné.

IV.4. Circuits magnétiques et leur principes d`usage en résonance magnétique

IV.4.1. Circuits magnétiques

Un circuit magnétique est un circuit généralement réalisé en matériau ferromagnétique au travers duquel circule un flux de champ magnétique.

Le champ magnétique est généralement créé soit par des enroulements enserrant le circuit magnétique et traversés par des courants, soit par des aimants contenus dans le circuit magnétique.

Lorsque plusieurs circuits électriques sont bobinés autour d'un même circuit magnétique, ils constituent des circuits magnétiques couplé.

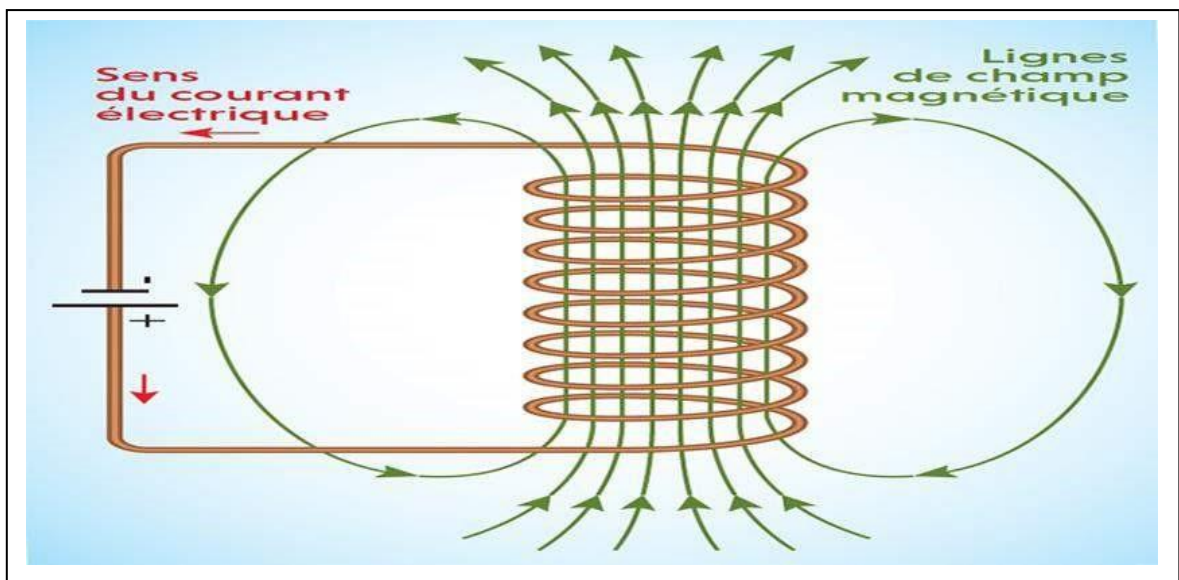


Figure IV.8: Champs magnétique.

Circuit électrique	Circuit magnétique
Tension V	Force magnétomotrice $F = NI$
Résistance R	Réductance R
Courant I	Flux ϕ

Tableau 2: comparatif électrique-magnétique.

IV.4.2. Les différents types de champ présents dans l'IRM

On distingue trois composantes au champ magnétique présent dans l'IRM, pouvant plus ou moins interagir avec les métaux présents dans les implants médicaux :

- Le champ statique.
- Les gradients de champ magnétique.
- Le champ radiofréquence.

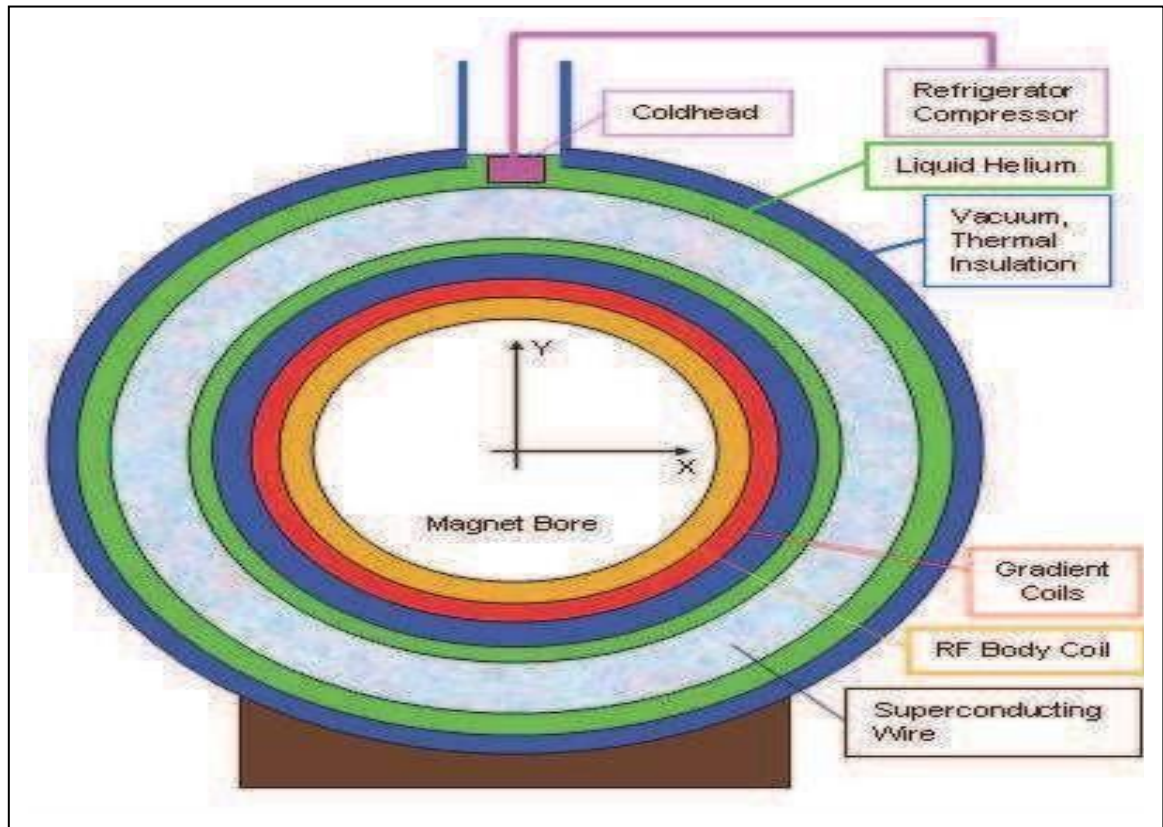


Figure IV.9: Coupe axiale d'un système IRM.

Coupe axiale d'un système IRM : sont représentés schématiquement les trois dispositifs permettant de générer le champ magnétique statique (bobine supraconductrice), le gradient de champ magnétique (bobine de gradient) et le champ RF (bobine RF corps entier), ainsi qu'une partie des autres composants [36].

IV.5. Introduction aux circuits résonants et éléments de stockage

IV.5.1. Eléments résonant fondamentaux

Dans cette section, nous allons nous concentrer sur la compréhension de la différence entre les différents réservoirs résonnants et comment ils affectent le gain d'entrée à sortie. D. Huang et al. ont systématiquement analysé les caractéristiques des réservoirs résonnants dans trois :

- ❖ les résonances fondamentales.
- ❖ résonance série (SR), résonance parallèle.
- ❖ (PR) et résonance à encoche (NR).

Sont identifiées comme étant les résonances fondamentales dans un réservoir résonnant.

La résonance série a au moins deux éléments résonants connectés en série et en cascade entre l'entrée et la sortie. Un élément SR de base et sa courbe de gain sont illustrés.

À la fréquence de résonance, l'impédance des éléments résonants connectés en série devient nulle. Par conséquent, le gain entrée-sortie est l'unité. Autre que la fréquence de résonance, le gain entrée-sortie est inférieur à l'unité. Par conséquent, SR fournit une fonction comme un convertisseur abaisseur.

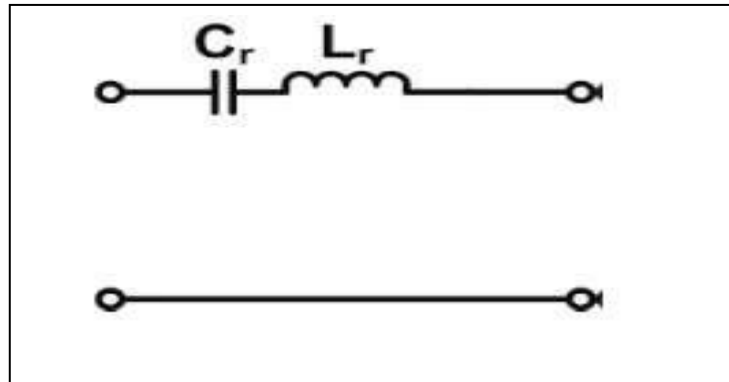


Figure IV.10 : Éléments SR de base et ses courbes de gain.

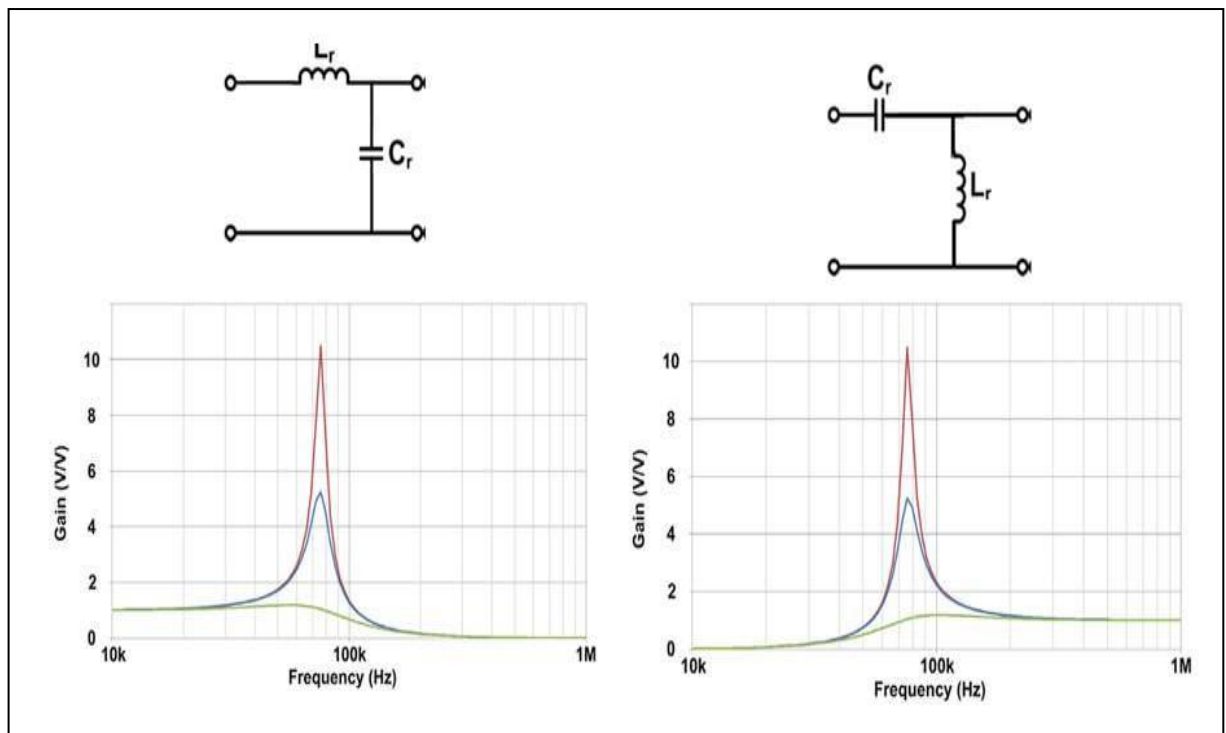


Figure IV.11: Éléments PR de base et ses courbes de gain.

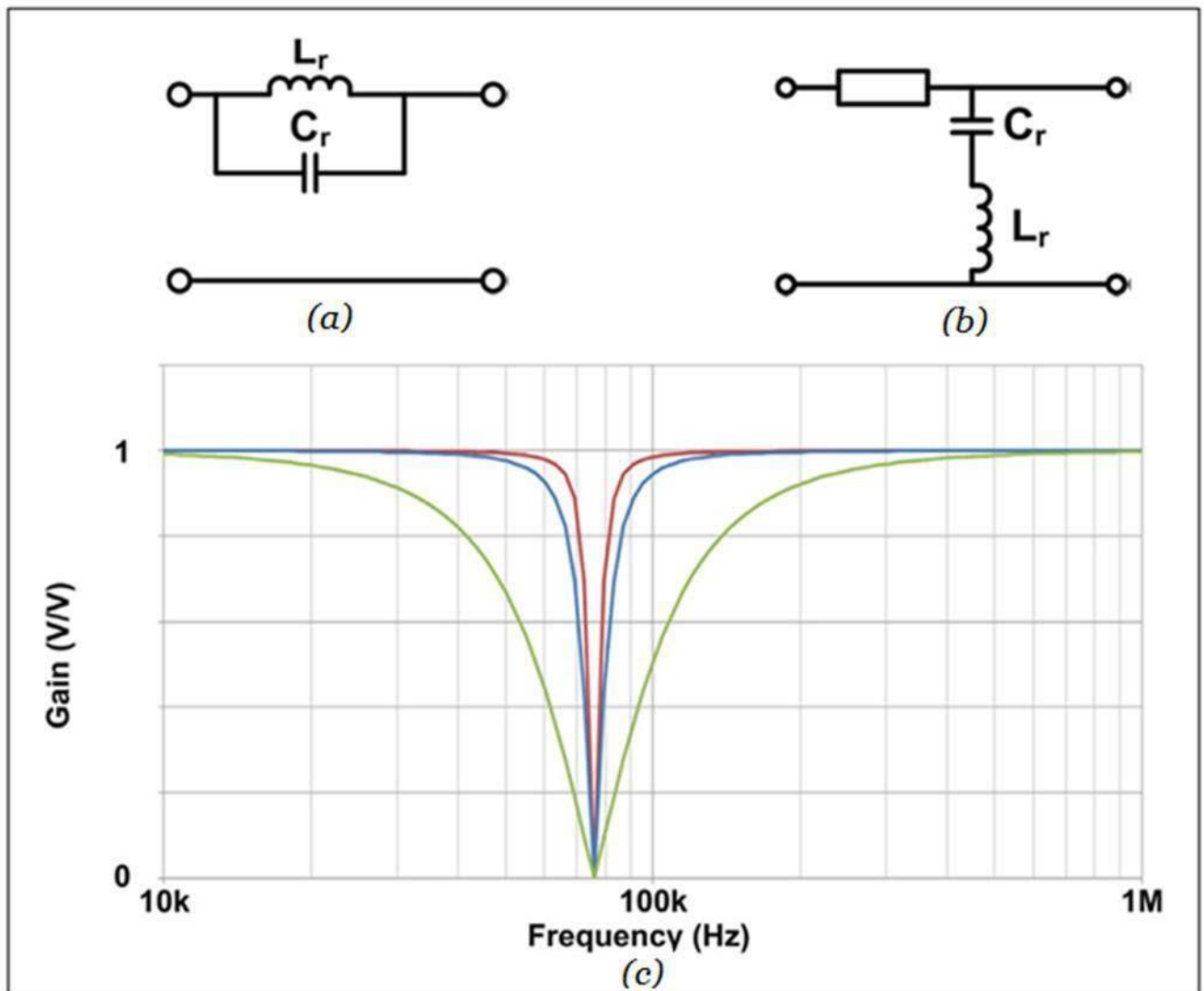


Figure IV.12: Éléments NR de base et leurs courbes de gain : **(a)** élément NR de base # 1- **(b)** élément NR de base # 2 et **(c)** courbes de gain de l'élément NR # 1.

Il convient également de noter qu'il existe un élément en série sur la (figure IV.10 (b)). L'élément série, une inductance ou un condensateur, doit fonctionner avec l'élément NR # 2 ou l'entrée et la sortie seront court-circuitées ensemble. En raison de l'élément de série, l'élément NR # 2 aura à la fois les caractéristiques NR et PR en même temps. Un exemple est illustré à la figure IV.11 avec les effets PR et NR mis en évidence sur les courbes de gain.

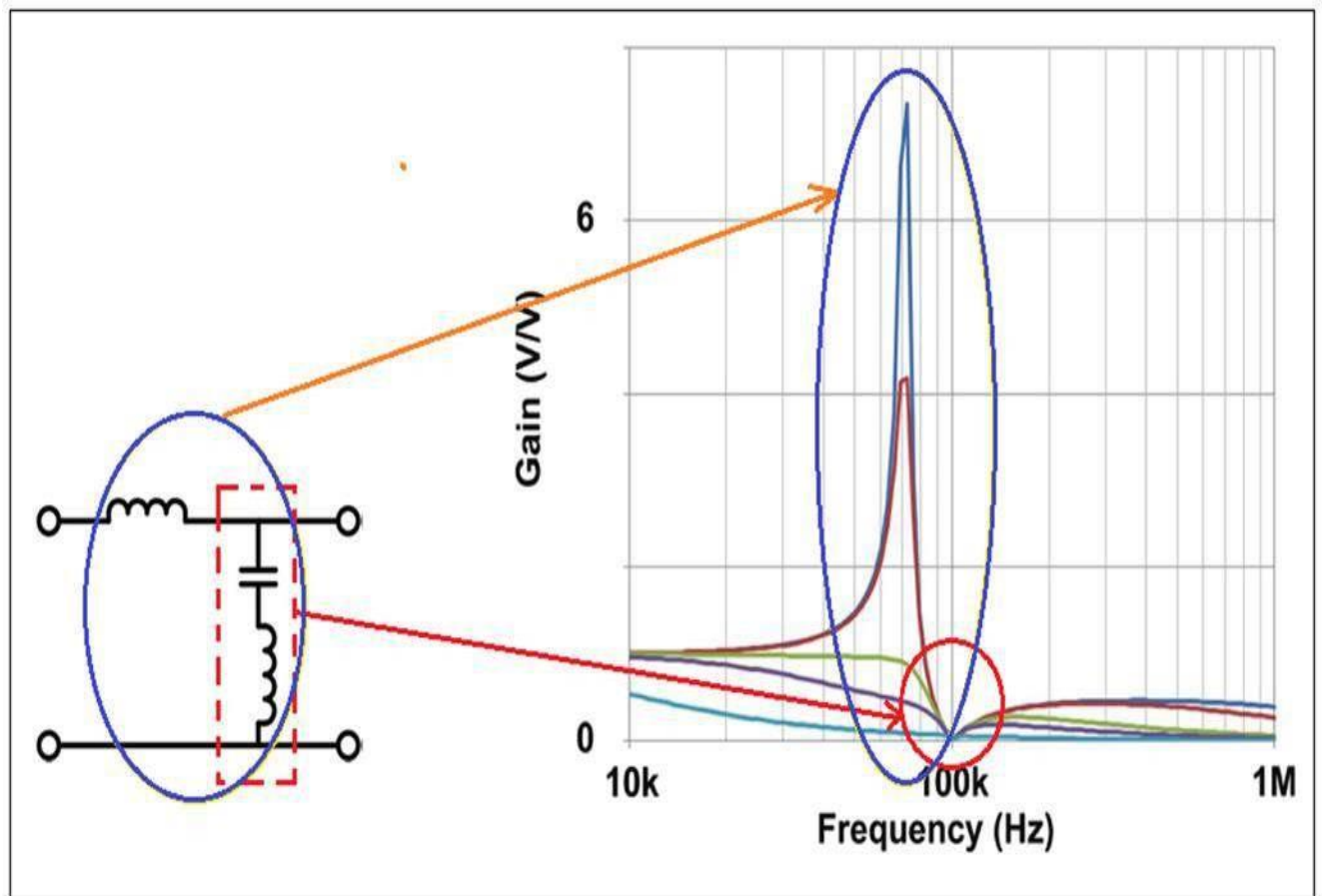


Figure IV.13: Élément NR # 2 avec inductance comme élément série.

IV.5.2. Topologies résonantes d'éléments

Avec une compréhension des éléments résonants fondamentaux, il est désormais facile de parcourir les caractéristiques des réservoirs résonants. Il existe huit combinaisons de réservoirs résonants possibles dans les topologies résonantes à 2 éléments, comme illustré à la (figure IV.12).

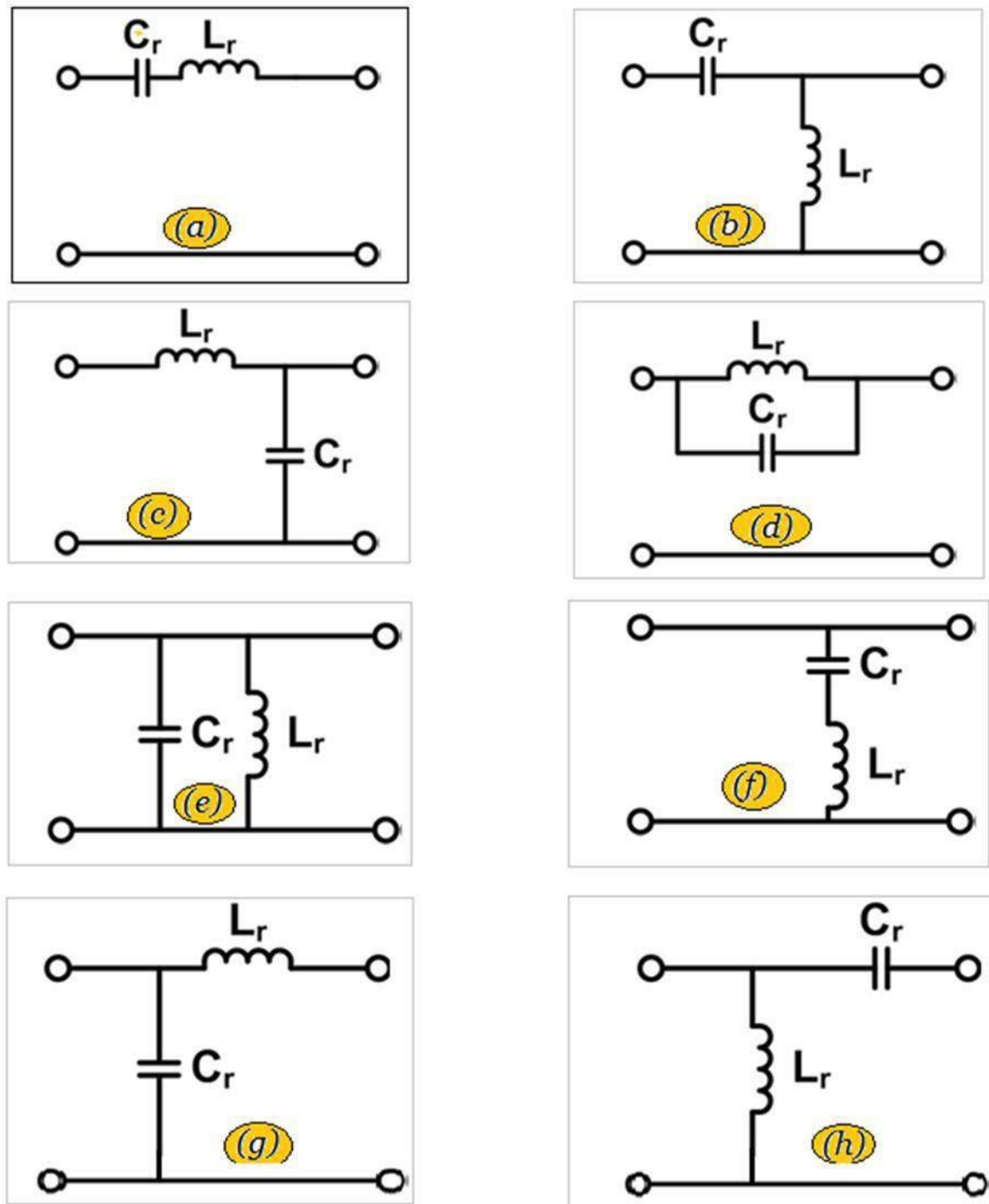


Figure IV.14: Réservoirs résonants à 2 éléments possibles :

(a) réservoir A, (b) réservoir B, (c) réservoir C, (d) réservoir D, (e) réservoir E, (f) réservoir F, (g) réservoir G et (h) réservoir H.

Le réservoir A est un convertisseur résonant série avec SR.

Les réservoirs B et C sont des convertisseurs résonants parallèles avec PR. Le réservoir D est un convertisseur résonnant avec NR, comme illustré sur la figure IV.12. Il convient de noter que les deux réservoirs E et F manquent de capacité de régulation de tension car l'entrée est directement connectée à la sortie.

De plus, les deux réservoirs **E** et **G** nécessitent une source de courant pulsé, qui n'est pas en la portée de ce document. L'inductance du réservoir H est bloquée par la tension d'entrée et ne participe pas à la résonance.

Par conséquent, les réservoirs **A** à **D** sont vraiment des candidats convertisseurs résonants à 2 éléments.

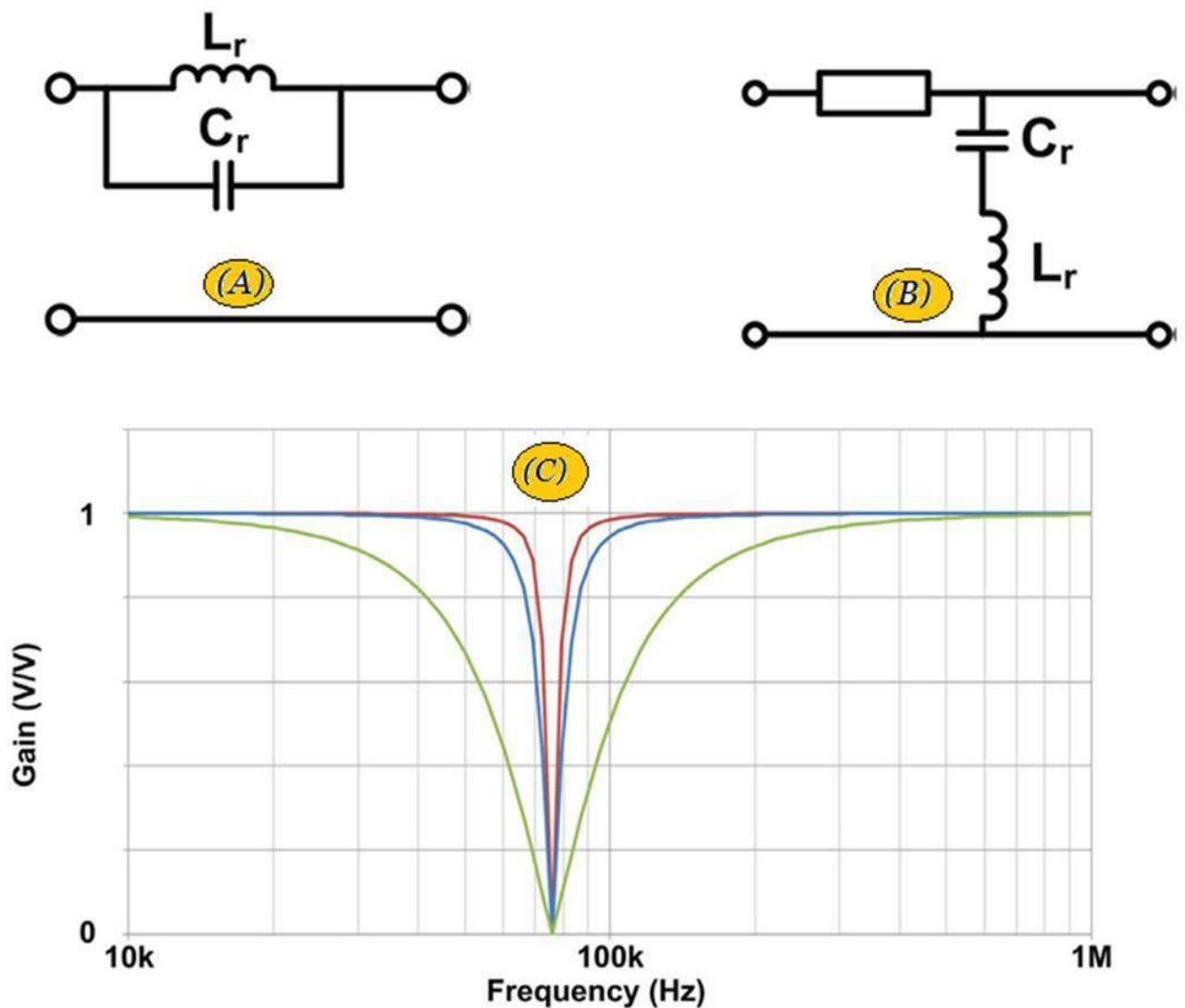


Figure IV.15: Éléments NR de base et leurs courbes de gain : **(A)** élément NR de base # 1, **(B)** élément NR de base # 2 et **(c)** courbes de gain de l'élément NR # 1.

Il convient également de noter qu'il existe un élément en série sur la (figure IV.15.). L'élément série, une inductance ou un condensateur, doit fonctionner avec l'élément NR # 2 ou l'entrée et la sortie seront court-circuitées ensemble.

En raison de l'élément de série, l'élément NR # 2 aura à la fois les caractéristiques NR et PR en même temps. Un exemple est illustré à la figure IV.15 avec les effets PR et NR mis en évidence sur les courbes de gain.

IV.6. Créer une alimentation pour une application IRM

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) utilise un grand aimant et des ondes radio pour explorer les organes et les structures à l'intérieur du corps humain. Il existe un certain nombre d'exigences de conception difficiles lors de la réalisation d'une alimentation pour les applications d'IRM. En raison de la sensibilité des mesures effectuées par un appareil d'IRM, la fréquence d'oscillateur des alimentations doit être précisément positionnée à une fréquence qui ne corrompra pas l'image IRM.

La fréquence de commutation de l'alimentation doit être synchronisée avec une horloge à **2,488 MHz** car, au fur et à mesure que l'IRM balaye (scanne), elle émet un champ magnétique élevé, généralement dans la plage de **1 à 3 Tesla**. Étant donné que les matériaux à noyau magnétique traditionnels utilisés dans les alimentations satureraient à de tels niveaux, les inducteurs à noyau d'air remplacent les noyaux magnétiques. Cependant, pour un inducteur sans matériau de noyau ferromagnétique, l'approche air-noyau fournit des valeurs d'inductance très faibles.

Une solution à l'alimentation IRM est le **LM5140-Q1**, un contrôleur abaisseur synchrone à deux canaux qualifié pour le contrôle. L'une des caractéristiques du LM5140-Q1 qui le rend souhaitable pour une application IRM est sa capacité à être synchronisé avec une horloge externe jusqu'à 2,6 MHz comme illustré à la figure IV.16.

Le LM5140-Q1 fonctionne dans de nombreuses applications non automobiles car il résout certains défis de conception spécifiques. Par exemple, puisque l'appareil fonctionne à 2,488 MHz, vous pouvez l'utiliser dans une alimentation IRM.

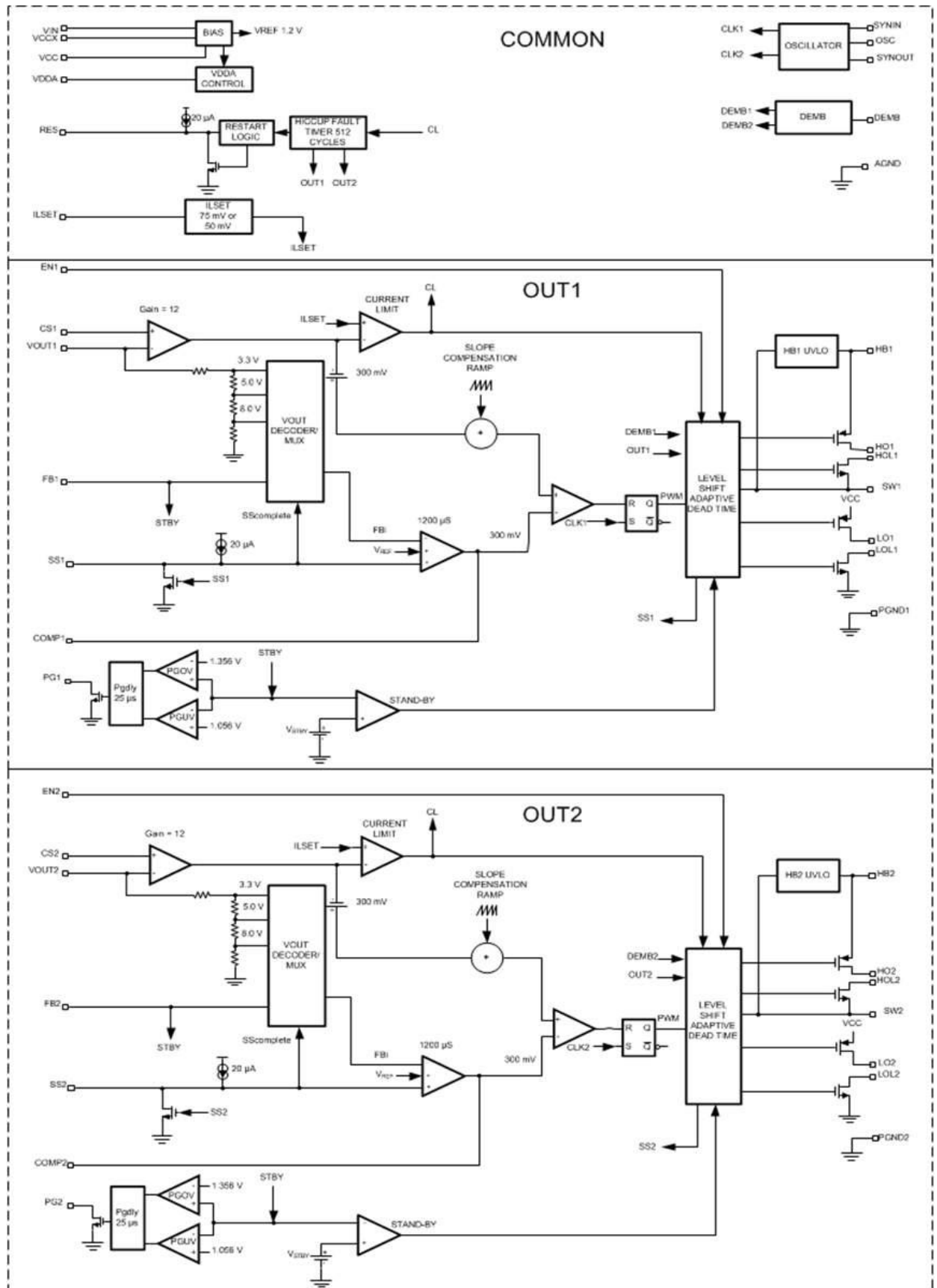


Figure IV.16 : LM5140-Q1: Contrôleur abaisseur synchrone à deux canaux qualifié pour le contrôle.

IV.7. Étapes de conception de l'inductance IRM

L'inductance requise pour une alimentation IRM est proportionnelle à la fréquence de commutation, comme le montre l'équation 1 :

$$L = \frac{V_{OUT}}{DI \times F_{SW}} \quad (IV-1)$$

Où L est l'inductance en Microhenries, V_{OUT} est la tension de sortie, ΔI est le courant d'ondulation de l'inducteur, F_{SW} est la fréquence de commutation et D est le rapport cyclique.

Une fois que vous avez calculé l'inductance requise, vous pouvez utiliser l'équation 2 pour déterminer la taille de l'inductance à noyau d'air :

$$L = \frac{(d^2 \times n^2)}{18d + 40l} \quad (IV-2)$$

Où L est l'inductance en microhenries, d est le diamètre de la bobine en pouces, l est la longueur de la bobine en pouces et n est le nombre de tours.

En regardant les équations 1 et 2, on peut voir qu'une fréquence de commutation plus élevée entraînera une valeur d'inductance inférieure. Une valeur d'inductance inférieure donne un inducteur à noyau d'air plus petit.

Une alternative au LM5140-Q1 est le contrôleur **LM5141-Q1**. Le LM5141-Q1 est l'équivalent commercial monocanal du LM5140-Q1 et présente les mêmes caractéristiques que le LM5140-Q1.

Le tableau 3 répertorie les exigences d'alimentation électrique typiques pour les appareils d'IRM. Le rail d'alimentation le plus élevé est de 12 V à 20,5 A, à partir d'une entrée de 48 V (nominale). La combinaison des transistors à effet de champ semi-conducteurs à oxyde métallique (MOSFET) $R_{DS(ON)}$ et des pertes de commutation (qui dominent les pertes de MOSFET lorsqu'elles fonctionnent à 2,488 MHz) rendent la gestion thermique extrêmement difficile.

V_{IN} (V)	F_{sw} (MHz)	V_{OUT} (V)	I_{OUT} (A)
46-50	2.488	3.3	7.2
46-50	2.488	5	0.6
46-50	2.488	8	20.5
46-50	2.488	12	20.5
46-50	2.488	15	2.4
46-50	2.488	-8	15.84
46-50	2.488	-15	15.84

Tableau 3: Rails d'alimentation IRM.

La solution consiste à remplacer les MOSFET par des FET au nitrure de gallium (**GaN**). Les **FET GaN** offrent des améliorations d'efficacité significatives par rapport aux MOSFET car ils ont une récupération inverse presque nulle, un $R_{DS(ON)}$ et une charge de grille (QG) inférieurs, ce qui réduit les pertes à un niveau plus gérable. Les FET GaN ont des exigences critiques de commande de grille, donc le pilote FET GaNLM5113 est également nécessaire.

L'une des exigences de conception les plus difficiles pour les applications d'IRM est la nécessité d'une tension de sortie négative à des courants de sortie élevés. Cela représente un autre défi à surmonter. Dans le tableau 3 sont les besoins en énergie pour une alimentation inversée buck-boost IRM, 48V à -15V (et 48V à -8V), à 15,84 A. La fonction de transfert de topologie inversée buck-boost (équation IV-3) nécessite que le LM5140-Q1 soit capable de supporter $V_{IN} + V_{OUT}$, 50V MAX + 15V = 65V.

$$V_{OUT} = V_{IN} \times \frac{D}{1-D} \quad (IV-3)$$

Le LM5140-Q1 est capable de fonctionner avec une tension d'entrée de 65V (70V maximum absolu), surmontant le danger de contraintes de surtension.

En Résumé

La capacité la plus précieuse du contrôleur LM5140-Q1 dans le contexte des applications IRM est sa capacité à être synchronisé à 2,488 MHz, ce qui réduit la taille des inductances à noyau d'air et maintient la fréquence de commutation de l'alimentation à découpage en dehors des plages sensibles de Matériel d'IRM.

Cela permet un traitement précis des signaux mesurés dans les appareils d'IRM, ce qui est la clé pour obtenir des images de haute qualité.

Propose une large gamme de produits pour les fabricants de systèmes et d'équipements d'IRM, notamment des amplificateurs opérationnels, des DSP, des convertisseurs de données multicanaux haute et basse vitesse, une distribution d'horloge, une interface et une gestion de l'alimentation.

IV.8. Générer un Champ Magnétique à Haute Fréquence en Utilisant la Technique de Résonance

✚ La production d'un champ magnétique à haute fréquence est difficile en raison de la haute impédance. La solution la plus pratique consiste à appliquer la résonance.

De nombreuses applications de test et de mesure nécessitent un champ magnétique haut fréquence. Souvent, une intensité de champ élevée est nécessaire. Des exemples de telles applications comprennent la recherche en biomédecine sur l'effet d'un champ magnétique sur les cellules vivantes, les expériences scientifiques, l'étalonnage des sondes, les interférences de champ magnétique sur les produits électroniques, et bien plus encore.

L'une des méthodes les plus courantes pour générer un champ magnétique est une paire de bobines Helmholtz. On produit un champ magnétique très uniforme sur une grande zone ouverte.

La figureIV.17 montre une représentation d'une paire de bobines Helmholtz entraînée par un amplificateur générateur de fonctions. Bien que la plupart des champs magnétiques des bobines Helmholtz soient statiques ou DC, de plus en plus de tests et d'expériences nécessitent des champs magnétiques alternatifs sur une large gamme de fréquences. L'obtention d'un champ magnétique à courant alternatif élevé fait face à un certain nombre de défis qui ne sont pas présents avec les champs à courant continu.

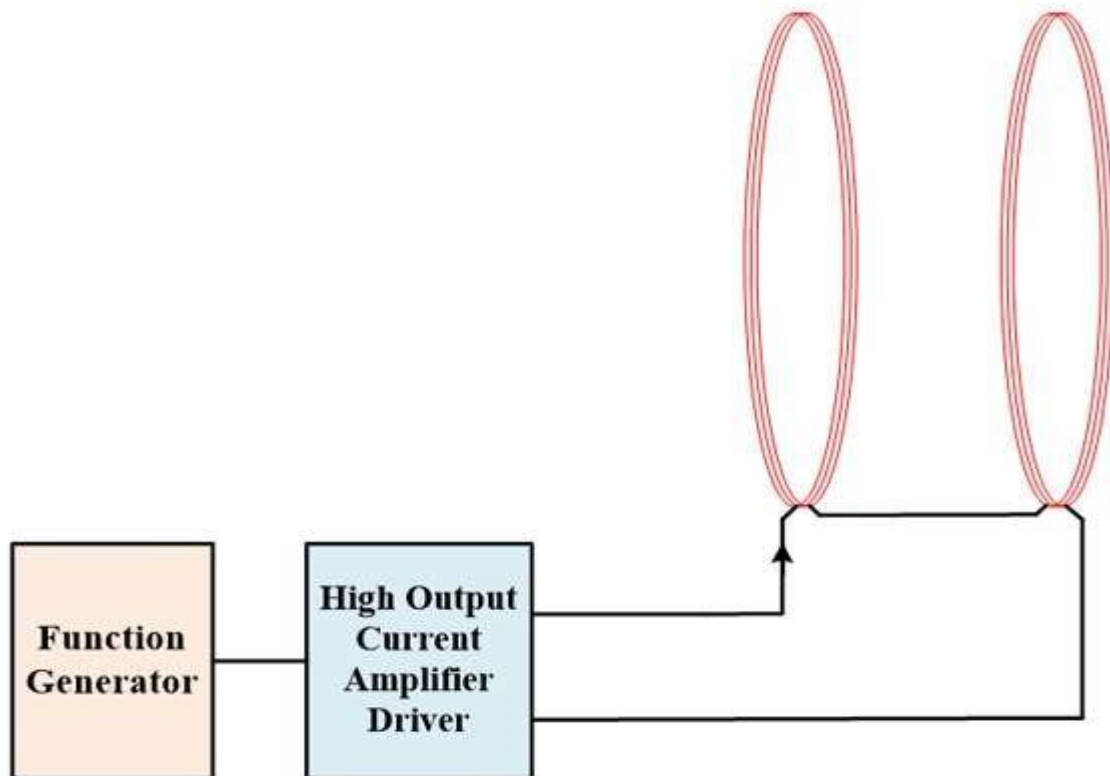


Figure IV.17: La paire de bobines Helmholtz est entraînée par un amplificateur générateur de fonctions pour produire un champ magnétique alternatif.

L'obtention de champs magnétiques élevés dans les bobines nécessite un courant électrique élevé. En courant continu ou basse fréquence, l'impédance de la bobine est faible et un courant élevé est assez facile à obtenir. L'impédance de la bobine est généralement dominée par la résistance parasite de la bobine, qui est généralement faible. Des alimentations ou sources de courant communes sont disponibles pour entraîner la bobine à un courant modéré à élever. Cependant, à hautes fréquences, l'impédance de la bobine magnétique est augmentée proportionnellement à la fréquence. L'impédance peut être très grande, souvent plusieurs fois supérieure à la résistance. L'impédance de la bobine, Z , est proportionnelle à la fréquence et à l'inductance (équation IV.4).

À une fréquence plus élevée, l'impédance peut être des dizaines, des centaines, voire des milliers de fois supérieure à la résistance. Il est difficile d'obtenir un courant élevé avec une impédance aussi élevée.

$$|Z| = \sqrt{R^2 + (L\omega)^2} \quad (\text{IV-4})$$

Pour calculer le courant de la bobine, utilisez l'équation IV.5. Le courant dans la bobine est inversement proportionnel à la fréquence. Pour une amplitude de tension donnée, le courant de la bobine diminue avec l'augmentation de la fréquence.

$$I = \frac{V}{|Z|} = \frac{V}{\sqrt{R^2 + (L\omega)^2}} \quad (\text{IV-5})$$

I est l'amplitude du courant de la bobine, V est l'amplitude de la tension, Z est l'impédance de la bobine, ω est la fréquence angulaire ($\omega = 2\pi f$), et L et R sont l'inductance et la résistance de la bobine, respectivement.

Les équations 4 et 5 concernent des bobines génériques telles que des solénoïdes, des bobines Helmholtz, des inductances, etc. Pour une paire de bobines Helmholtz AC, ces deux bobines sont connectées en série, augmentant la résistance d'un facteur 2 et l'inductance augmentant légèrement plus que 2fois (environ 2.11X pour la plupart des paires de bobines).

Dans le cas d'une basse fréquence ou d'une faible inductance, ou des deux, il est simple de faire passer un courant alternatif élevé à travers la bobine à l'aide d'un amplificateur de courant à haute sortie tel que le TS250. L'impédance de la bobine est suffisamment faible pour pouvoir être directement pilotée par un amplificateur (Figure.IV.17). La bobine peut être modélisée (modèle basse fréquence) comme une résistance parasite en série avec une inductance idéale. La résistance de la résistance parasite est généralement faible. Dans le cas de la bobine Helmholtz, deux bobines connectées en série sont toujours modélisées comme une seule bobine, mais deux fois l'inductance et la résistance (2X).

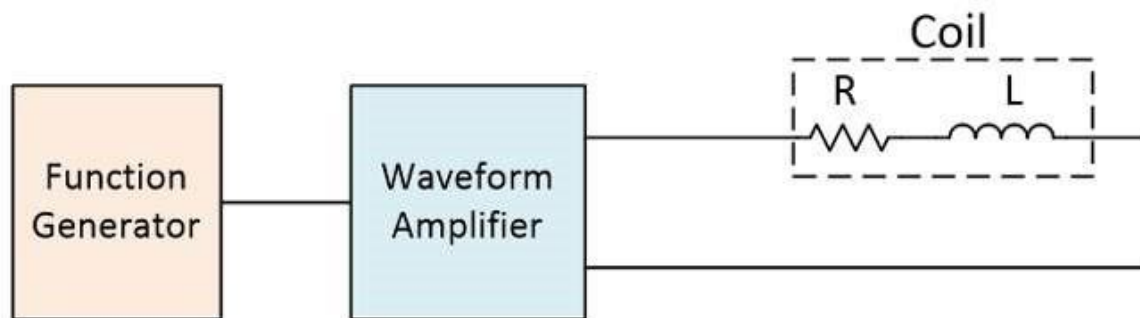


Figure IV.18: Un amplificateur de forme d'onde à courant élevé est utilisé pour produire un champ magnétique alternatif

Cependant, lorsque la fréquence est très élevée, l'impédance d'une bobine d'électroaimant augmente avec la fréquence, comme indiqué dans l'équation IV.4. Lorsqu'un champ magnétique à haute fréquence est requis, l'impédance de la bobine est très élevée. Ainsi, un pilote haute tension est nécessaire pour entraîner un courant élevé à travers la bobine.

Par exemple, à 100 kHz, l'impédance d'une bobine d'électro-aimant de 10 mH sera de

6283 Ω . Pour produire un champ magnétique suffisamment élevé, un courant élevé est nécessaire. Si 4 A sont nécessaires, la tension requise est supérieure à 25 kV...! Il sera très difficile et peu pratique de concevoir un pilote capable de produire 25 kV et 4 A avec une puissance réactive de 100 kW.

IV.8.1. Technique de résonance

Le procédé à entraînement direct illustré sur la figure IV.17 ne peut pas entraîner un courant élevé dans la bobine magnétique à haute fréquence. L'obtention d'un champ magnétique de haute intensité et haute fréquence nécessite une technique de résonance pour réduire l'impédance.

Comme illustré sur la figure IV.19, un condensateur est ajouté en série avec la bobine. L'impédance de la bobine et du condensateur sont additionnées ; leur impédance est calculée dans les équations 6 et 7. L'impédance du condensateur est négative et l'impédance de la bobine est positive. Lorsque la capacité est correctement choisie, elle agit comme un composant d'annulation d'impédance. Le condensateur réduit donc l'impédance globale.

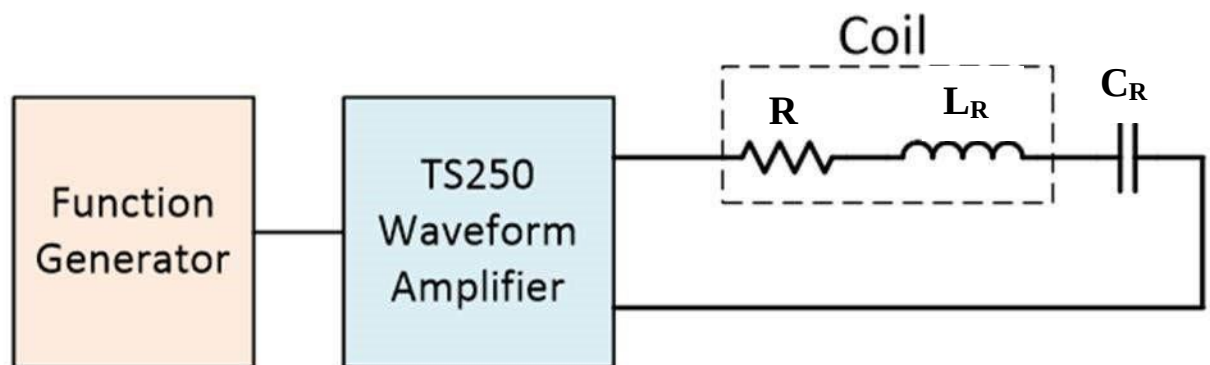


Figure IV.19: Une intensité de champ élevée à haute fréquence est obtenue en utilisant un condensateur de résonance pour annuler l'impédance de la bobine.

En effet, à fréquence de résonance, l'impédance de la capacité annule complètement l'impédance de l'inductance. En d'autres termes, les impédances de la bobine et du condensateur sont de valeur égale mais opposées en polarité. À la résonance, le pilote de l'amplificateur de forme d'onde ne «voit» que la résistance de la bobine. Avec seulement un faible niveau de résistance restant dans le système, l'amplificateur de courant à haute sortie peut maintenant conduire un courant très élevé à travers la bobine ou le solénoïde Helmholtz, même à haute fréquence. La méthode résonnante permet à l'amplificateur générateur de fonctions de générer un champ magnétique élevé.

$$Z_{CR} = -\frac{j}{\omega C_R} \quad (IV-6)$$

$$Z_{LR} = jL_R.\omega \quad (IV-7)$$

Prenons un exemple pour mieux comprendre comment le condensateur résonnant peut annuler l'impédance. La bobine ou le solénoïde de la figure IV.20 est de 2 mH et la fréquence souhaitée est de 200 kHz. Si la fréquence est à résonance, la tension aux bornes de la bobine est de +2,5 kV et la tension aux bornes du condensateur série est de -2,5 kV. Par conséquent, la tension nette totale est nulle aux bornes de la combinaison inductance et condensateur. Le L_C est donc essentiellement un court-circuit à fréquence de résonance.

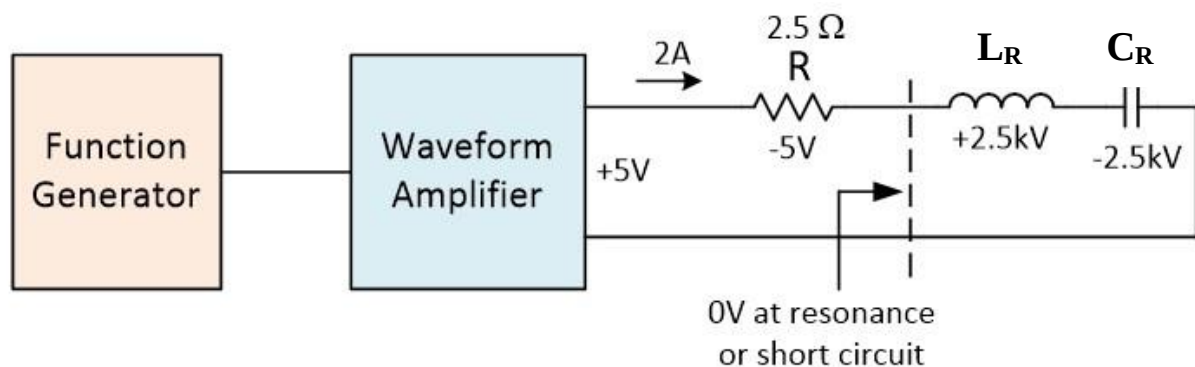


Figure IV.20: L'impédance est annulée par le condensateur.

L'amplificateur de forme d'onde TS250 ne «voit» que la résistance parasite de la bobine comme une charge. Généralement, la résistance de la bobine magnétique est faible, ce qui permet à l'amplificateur de conduire un courant élevé à travers la bobine de solénoïde à basse tension. La tension aux bornes de la bobine est toujours très élevée. Il est intéressant de noter que la somme de tension en boucle fermée est de 0 V régie par la loi de tension de Kirchhoff.

Par conséquent :

- ✚ La technique de résonance est le moyen le plus pratique de générer un fort champ magnétique à haute fréquence.

Le seul inconvénient est qu'il fonctionne sur une plage de fréquences étroite proche de la résonance. Pour pouvoir produire un champ électromagnétique sur une plage de fréquences plus large, l'utilisateur doit changer le condensateur plusieurs fois.

Habituellement, une résonance parfaite n'est pas nécessaire - vous avez juste besoin du condensateur pour annuler suffisamment d'impédance pour permettre au pilote de piloter suffisamment de courant. Cela permet un fonctionnement sur une fenêtre de fréquence légèrement plus large.

IV.8.2. Calcule de la capacité de résonance

La condition de résonance se produit lorsque la réactance du condensateur est d'amplitude égale à la réactance de l'inductance, mais de polarité opposée comme détaillé ci-dessus. Par conséquent, calculez la capacité de résonance série de telle sorte que la réactance du condensateur soit la même que la réactance de la bobine à une fréquence de résonance donnée.

$$\frac{1}{C.W} = L.W \quad (\text{IV-8})$$

$$f_{\text{Resonance}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_R.C_R}} \quad (\text{IV-9})$$

$$C_R = \frac{1}{(2\pi f_{\text{Res}})^2 . L_R} \quad (\text{IV-10})$$

En utilisant l'exemple ci-dessus pour les bobines Helmholtz de 2mH et le fonctionnement à 200 kHz, la capacité en série est calculée comme 317 pF.

Choisissez un condensateur de résonance à Q élevé (faible ESR) et à faible ESL (inductance électrostatique) pour annuler l'impédance.

Le condensateur doit être évalué pour la haute tension. La tension nominale est calculée comme suit :

$$V_N = \frac{1}{W.C_R} = I.W.L_R \quad (\text{IV-11})$$

Où I est le courant de crête.

En utilisant l'exemple ci-dessus, la tension nominale doit être d'au moins 2,5 kV (V = 1 A

* 2512 Ω = 2512 V). Ajoutez une marge de tension supplémentaire si un courant plus élevé est utilisé.

IV.8.3. Limitation pratique de la fréquence maximale

La technique de résonance utilise un condensateur à résonance série pour annuler la réactance de la bobine ; théoriquement, cela réduira l'impédance à la seule résistance parasite. En théorie, la fréquence et l'intensité du champ magnétique peuvent être très élevées. Cependant, il existe certaines limitations pratiques.

- La première limitation est la tension nominale du condensateur. L'équation 11 est utilisée pour calculer la tension nominale du condensateur pour un courant de bobine, une inductance et une fréquence donnés. Si la tension requise est inférieure à 10 kV, il y a généralement beaucoup de condensateurs parmi lesquels choisir. Si la tension est supérieure à 10 kV, moins de condensateurs sont disponibles. En règle générale, la tension maximale pratique est d'environ 50 kV. Si elle est supérieure à 50 kV, d'autres défis pratiques tels que l'arc électrique se poseront.
- La deuxième limitation pratique est la capacité. À une fréquence plus élevée, la valeur de capacité est réduite. En règle générale, une capacité de 100 pF ou plus est recommandée. Une capacité jusqu'à 10 pF est possible, mais la capacité parasite des fils de connexion et de la bobine elle-même commence à prendre effet.

IV.8.4. Conception de bobine

Le champ magnétique dans les bobines de solénoïde :

B est le champ magnétique, μ est la perméabilité, N est le nombre de spires, L est la longueur, I est le courant et R est le rayon de la bobine.

Un champ magnétique élevé dans une bobine électromagnétique peut être obtenu de différentes manières : augmenter le nombre de tours, augmenter le courant, augmenter la perméabilité et diminuer le rayon.

IV.8.5. Augmentez le nombre de tours (N)

Dans les bobines électromagnétiques telles que les solénoïdes, les inductances et les bobines Helmholtz, le champ magnétique est proportionnel au nombre de tours. L'augmentation du nombre de tours entraînera un champ magnétique plus élevé. Cependant, il augmente également l'inductance et la capacité parasite. Comme indiqué ci-dessus, une inductance plus élevée n'est pas souhaitable et nécessitera une tension de condensateur plus élevée.

Généralement, l'inductance est proportionnelle au carré (puissance de deux) du nombre de tours. Pour un champ magnétique à haute fréquence, il est recommandé de réduire le nombre de tours, mais d'augmenter le courant.

De cette façon, vous pouvez obtenir la même intensité de champ, mais baisser l'inductance et baisser la tension nominale du condensateur.

IV.8.6. Auto-résonnant

L'augmentation du nombre de tours augmente également la capacité parasite C_P Figure.IV.21.

Un C_P plus élevé réduit la fréquence d'auto-résonance de la bobine. En général, la fréquence de fonctionnement doit être 2 à 5 fois inférieure à la fréquence d'auto-résonance (voir tableau ci-dessous).

Une fréquence d'auto-résonance inférieure due au C_P limitera la fréquence de travail maximale de la bobine.

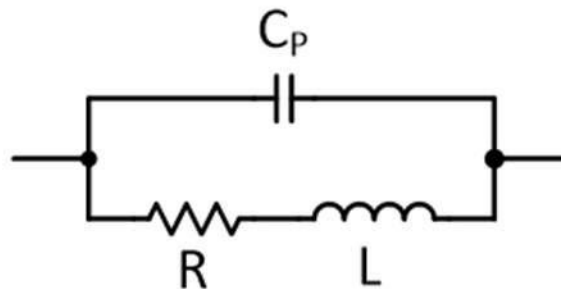


Figure IV.21: Modèle inductif avec R et C_P parasites.

IV.8.7. Réduisez le rayon de la bobine

En règle générale, la réduction du rayon de la bobine ne modifie pas le champ magnétique pour les solénoïdes longs, mais elle réduira l'inductance et le C_P . La réduction de C_P augmentera la fréquence d'auto-résonance. Par conséquent, lors de la conception d'une bobine, gardez le rayon aussi petit que possible.

Dans le cas de la bobine Helmholtz, la réduction du rayon aura trois avantages positifs. Un rayon plus petit augmentera le champ magnétique, augmentera la fréquence d'auto-résonance et réduira l'inductance.

Une inductance plus faible est primordiale, comme indiqué dans la section « Limitation pratique de la fréquence maximale » ci-dessus. Encore une fois, gardez le rayon aussi petit que possible.

II.8.8. Augmentez la perméabilité

Pour les expériences scientifiques autres qu'une bobine à noyau d'air, un noyau magnétique peut être inséré dans la bobine pour augmenter le champ magnétique. Tous les matériaux de base ne sont pas égaux. Certains matériaux magnétiques ont une perméabilité élevée, mais dans les applications à basse fréquence et à faible saturation. Choisissez un matériau magnétique pour la fréquence de fonctionnement qui ne sature pas à la force de champ magnétique souhaitée. Le noyau magnétique augmente également l'inductance.

En résumé :

Il faut utiliser les critères suivants pour concevoir des bobines magnétiques AC :

- La bobine doit être conçue pour la capacité de gestion du courant et de la puissance (chauffage).
 - ✓ Faible résistance pour réduire le chauffage et permettre un courant plus élevé.
 - ✓ Considérez que la résistance augmente à haute fréquence en raison de l'effet cutané.
- Envisagez de réduire le nombre de tours, mais d'augmenter le courant pour réduire l'inductance.
- Assurez-vous que la fréquence d'auto-résonance de la bobine est 2 à 5 fois supérieure à la fréquence de travail.
- Gardez le rayon de la bobine aussi petit que possible pour réduire la résistance, l'inductance et la capacité parasite.
- Si vous le souhaitez, choisissez un noyau magnétique à haute perméabilité mais évalué pour la fréquence de travail et le champ de saturation élevé.
- Concevoir la bobine pour gérer la haute tension (éviter l'arc électrique).

Exemple de Résultats de la simulation

En utilisant le modèle d'inductance de la figure II.36, une bobine est entraînée par une onde sinusoïdale de ± 1 V. Dans cet exemple, $L = 1$ mH ; $C_P = 125$ pF ; $R = 0,5 \Omega$; $C_s = 470$ pF ; et la fréquence de travail est la même que la fréquence de résonance série de 206 kHz. La fréquence d'auto-résonance de la bobine est de 450 kHz.

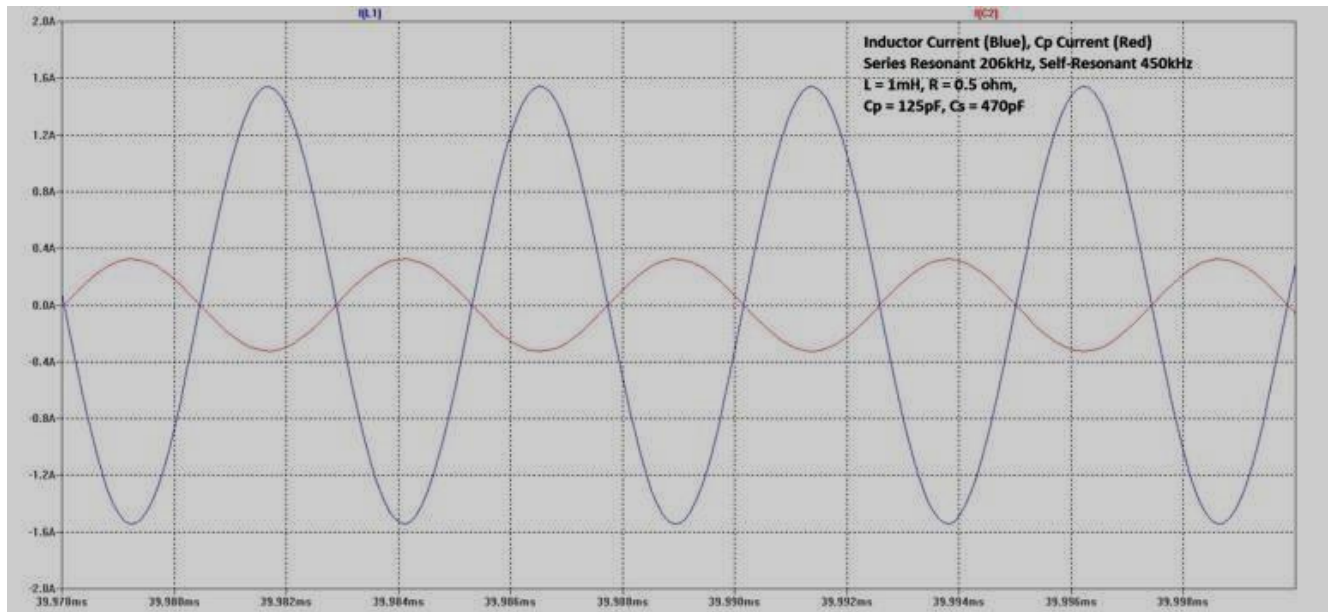


Figure IV.22: L'inductance fonctionne à une résonance série de 206 kHz. À environ la moitié de la fréquence d'auto-résonance, le courant d'inductance est réduit en raison d'une «fuite» de courant dans le condensateur parasite C_P .

La figure IV.22. Montre le courant de l'inductance. Le courant de crête de l'inductance est de 1,56 A et le courant de crête C_P est de 328 mA à 180 degrés déphasées. Comparez cela avec l'auto résonance de 2299 kHz dans le tableau - le courant de crête de l'inductance est de 1,96 A avec seulement un courant C_P de 20 mA. Par conséquent, lorsque la fréquence de résonance en série de travail est proche de la fréquence d'auto-résonance, elle réduit le courant d'inductance. En regardant les données de simulation du tableau, il est acceptable de faire fonctionner la bobine jusqu'à environ la moitié de la fréquence d'auto-résonance. À cette fréquence, le courant de la bobine est réduit d'environ 25%.

Il n'est pas recommandé que la fréquence de résonance de la série de travail soit supérieure à la moitié de la fréquence d'auto-résonance.

Series resonant frequency (kHz)	R (Ω)	L _R (mH)	C _R (nF)	C _p (pF)	I _L (A)	I _{Cp} (mA)	Self-resonant F _{self} (kHz)	F _{self} /frequency ratio
230.5	0.5	1.0	470	0	2.0	0	Infinite	Infinite
229.4	0.5	1.0	470	4.79	1.96	20	2299	10
225.9	0.5	1.0	470	19.15	1.89	74	1150	5
206.25	0.5	1.0	470	125	1.56	328	450	2.2

Tableau 4: Simulation de courant d'inductance pour diverses fréquences auto-résonnant.

Conclusion

Un pilote d'amplificateur à courant élevé est nécessaire pour produire un champ magnétique alternatif élevé. Lorsqu'un champ magnétique à haute fréquence est requis, la technique de résonance réduira l'impédance de la bobine et permettra à un courant élevé de piloter la bobine avec un amplificateur générateur de fonction basse tension.

La technique de résonance est le moyen le plus puissant de générer un champ alternatif haut fréquence.

À haute fréquence, la limitation pratique est la disponibilité de condensateurs haute tension. Une autre limitation est la fréquence d'auto-résonance de la bobine magnétique.

De plus, la fréquence de résonance propre devrait être 2 à 5 fois plus élevée que la fréquence de résonance de travail.

Cependant, l'étude du comportement d'une machine IRM nécessite, avant tout une bonne connaissance, par voie de simulation. Ceci fera l'objet du prochain chapitre.

Chapitre V :
Contrôle de Transfert d'Energie à Travers
de la Bobine de Gradient

Introduction

De ce fait il a été procédé à la mise en seuil des points fonctionnements adéquats de notre montage par répondre aux exigences dictées dans le cahier de charge pour ce type d'application.

Dans ce contexte une stratégie de commande du courant a traves la bobine et des tensions à la borne de la charge entière, (aux bornes de la résistance, aux bornes de l'inductance et aux bornes du condensateur de compensation.

A été adoptée par une large gamme de puissance appelée par la charge. Cependant, le forme d'ondes des grandeurs électrique (courant / tensions) en été obtenus sans contrôle en premier lieu. Par la suite les dépassants et surtensions constatés ont été ajustés par contrôleur PID qui a par rôle d'aligner les paramètres électrique des alimentâtes aux valeurs normalisées de seuil. Les résultats obtenues peuvent être comparais a ceux achevés en pratique.

V.1. Présentation de logiciel Matlab

Afin de réaliser notre circuit électronique on utilise le logiciel MATLAB est un langage technique très important dans le traitement et l'analyse des imageries médicales. MATLAB est une abréviation du "MATRIX LABORATORY".

Il permet de dessiner des schémas électroniques et de les simuler. Dans ce chapitre nous présentons tout d'abord des brèves définitions de la tension et le courant nous allons ensuite discuter les résultats obtenus après plusieurs simulations dans MATLAB avec changement de la charge.



Figure V.1: Logiciel MATLAB.

V.2. Caractéristiques de la puissance d'alimentation de la bobine de gradient

La tension est le critère principal lors du choix d'une alimentation. Délivrer une tension continue est sa fonction principale. Les alimentations peuvent fournir des tensions fixes ou réglables. Les tensions fixes seront plus précises pour la même valeur de tension qu'une tension réglable.

Les alimentations sont des sources de tension et non de courant et les valeurs de courants indiquées sur celles-ci ne sont que des valeurs limites que l'alimentation peut supporter et permet aussi de fournir plus de puissance (si celui-ci est réglable) à la charge à alimenter La limitation de courant protège l'alimentation et le circuit.

Le tableau 5, représente les paramètres des grandeurs électriques choisis par réaliser les couples résonance $L_R - C_P$ et $L_R - C_R$ dent L_R est l'inductance de la bobine de gradient et C_P sen condensateur parasite, tandis que C_R est le condensateur de compensation qui, en mode de résonance avec L_R , les tensions V_{L_R} et V_{C_R} s'annule entre elle, ce qui laisse la place à une tension réduite (minimale) au bornes de la résistance de la bobine.

L_R (mH)	C_P (pF)	C_R (nF)	Fréquence auto-résonance kHz $L_R - C_P$	Fréquence de résonance kHz $L_R - C_R$	F-auto/F-résonance	I_{C_P} (A)	I_{C_R} (A)
1.5	12	2	1.186	91.888	12.90	0.21	1.80
2.5	24	5	649.747	45.015	14.43	0.80	0.05
3.5	36	10	448.368	26.902	16.66	1.30	1.80
4.5	48	15	442.446	19.371	22.81	1.10	0.01
5.5	60	20	277.053	15.174	18.25	0.01	1.10

Tableau 5: Paramètre de la charge soumis au phénomène de résonance couple $L_R - C_P$ et $L_R - C_R$

Calculateur de l'impédance d'un circuit RLC en série

Ce calculateur de l'impédance d'un circuit RLC série détermine l'impédance et l'angle de différence de phase d'une résistance, d'un inducteur et d'un condensateur branchés en série pour une fréquence donnée d'un signal sinusoïdal. La fréquence angulaire est également déterminée.

Exemple : Calculez l'impédance d'une inductance de 1 H et d'un condensateur de 100 μF , et d'une résistance de 100 Ω à une fréquence de 16 Hz. Cet exemple montre l'impédance de quasi résonance d'environ 100,006 ohms. Si vous souhaitez vérifier l'impédance à la résonance quasi exacte, saisissez 15,9154 Hz au lieu de 16 Hz. À cette fréquence, l'impédance est légèrement capacitive car l'angle de différence de phase $\varphi < 0$. Si vous saisissez une fréquence légèrement supérieure de 15,9155 Hz, l'impédance deviendra légèrement inductive et vous remarquerez que l'angle de différence de phase est devenu positif.

Entrée

Résistance, R

ohm (Ω)

Inductance, L

millihenry (mH)

Capacité, C

nanofarad (nF)

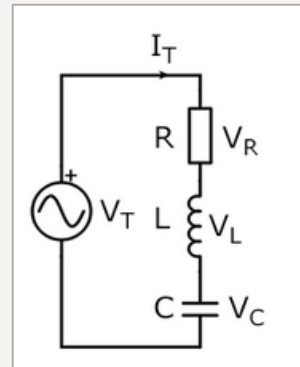
Fréquence, f

hertz (Hz)

Calculer

Réinitialiser

Partager



Sortie

Fréquence angulaire $\omega = 100\pi = 314,159$ rad/s

Réactance capacitive $X_C = 1,59155$ M Ω

Réactance inductive $X_L = 471,2389$ m Ω

Impédance totale RLC $|Z_{RLC}| = 1,59155$ M Ω

Différence de phase $\varphi = -89,99996^\circ = -1,5708$ rad

Circuit capacitif

Le courant conduit le voltage.

Facteur de qualité $Q = 866,0254$

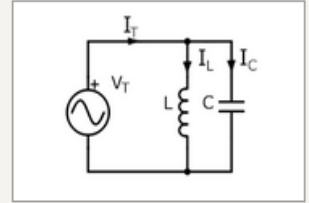
Fréquence de résonance $f_0 = 91,88815$ kHz $\omega_0 = 577\ 350,26919$ rad/s

Figure V.2: Logiciel de calcul de l'impédance d'un circuit RLC en série.

Calculateur de l'impédance d'un circuit LC parallèle

Ce calculateur d'impédance d'un circuit LC parallèle détermine l'impédance et l'angle de déphasage d'un inducteur idéal et d'un condensateur idéal connectés en parallèle pour une fréquence donnée d'un signal sinusoïdal. La fréquence angulaire est également déterminée.

Exemple : Calculez l'impédance d'un inducteur de 250 μH et d'un condensateur de 100 pF à une fréquence de 1 MHz. Cet exemple montre une valeur très élevée de l'impédance de quasi résonance d'environ 120 kilohms. Si vous souhaitez vérifier l'impédance à la résonance quasi exacte, entrez 101,32 pF au lieu de 100 pF. Avec cette capacitance, le circuit est encore légèrement inductif et sa réactance inductive est inférieure à sa réactance capacitive. Si vous saisissez une capacité légèrement supérieure, 101,33 pF, le circuit deviendra légèrement capacitif, sa réactance inductive sera supérieure à la réactance capacitive et vous remarquerez que l'angle de déphasage est passé de 90° à -90° .



Entrée

Inductance, L

millihenry (mH) ▼

Capacité, C

picofarad (pF) ▼

Fréquence, f

hertz (Hz) ▼

Calculer

Réinitialiser

Partager

Sortie

Fréquence angulaire $\omega = 100\pi = 314,159 \text{ rad/s}$

Réactance capacitive $X_C = 53,05165 \text{ M}\Omega$

Réactance inductive $X_L = 1,72788 \text{ }\Omega$

Impédance LC totale $|Z_{LC}| = 1,72788 \text{ }\Omega$

Différence de phase $\varphi = 90^\circ = 1,5708 \text{ rad}$

Circuit inductif

La tension conduit le courant.

Fréquence de résonance $f_0 = 277,05319 \text{ kHz}$ $\omega_0 = 1\,740\,776,55956 \text{ rad/s}$

Figure V.3: Logiciel de calcul de l'impédance d'un circuit LC en parallèle.

V.3. Tension aux bornes de la bobine de gradient avec charge variable

On procède à la mise en valeur des caractéristiques électriques (tension/courant) et de la puissance d'alimentation de la bobine de gradient destinée à l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et ce, avec différentes gammes de charge.

Ci-dessous les paramètres adoptés de gamme de charge :

➤ Cas 1, Charge avec parametres suivant :

$$\begin{aligned} R &= 1\Omega \\ L_R &= 5.5 \text{ (mH)} \\ C_R &= 20 \text{ (nF)} \\ C_P &= 60 \text{ (pF)} \\ F_R &= 15.174 \text{ (kHz)} \end{aligned}$$

➤ Avec :

R : Résistance.

L_R : L'inductance de la bobine de gradient.

C_R : Condensateur de compensation.

C_P : Condensateur parasite.

F_R : Fréquence de résonance du couple L_R - C_R .

Les résultats de simulation ont été obtenus par simulation Matlab sous la condition impérative d'ajuster la constante de temps τ à des valeurs largement supérieures à la période de fonctionnement du montage en question ; autrement dit, la construction d'une bobine avec résistance pratiquement faible ($R \leq 1$) :

$$\tau \gg T$$

Avec

- $\tau = L_R/R$; constante de temps
- T ; la période de fonctionnement de commutation des semi-conducteurs.

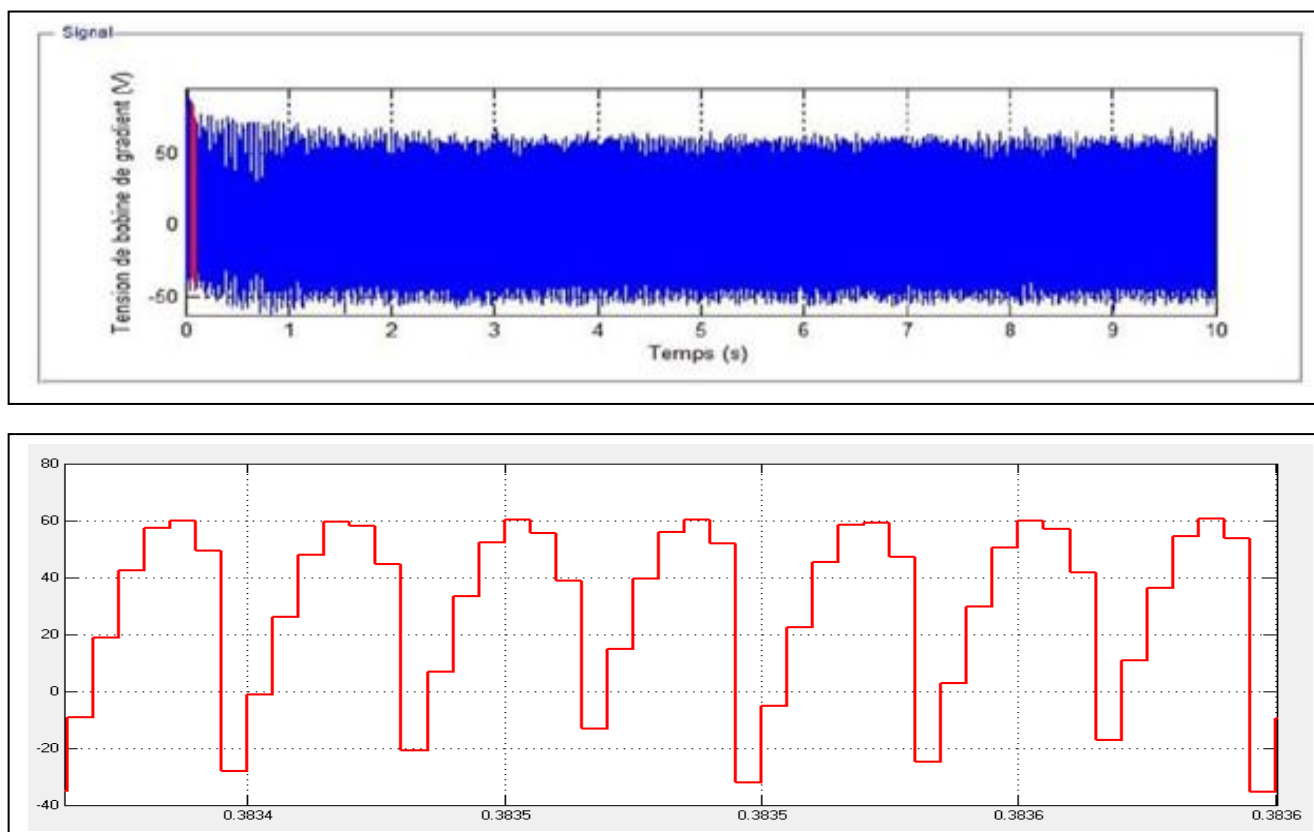


Figure V.5: Formes d'ondes de la tension d'alimentation de la bobine de gradient.

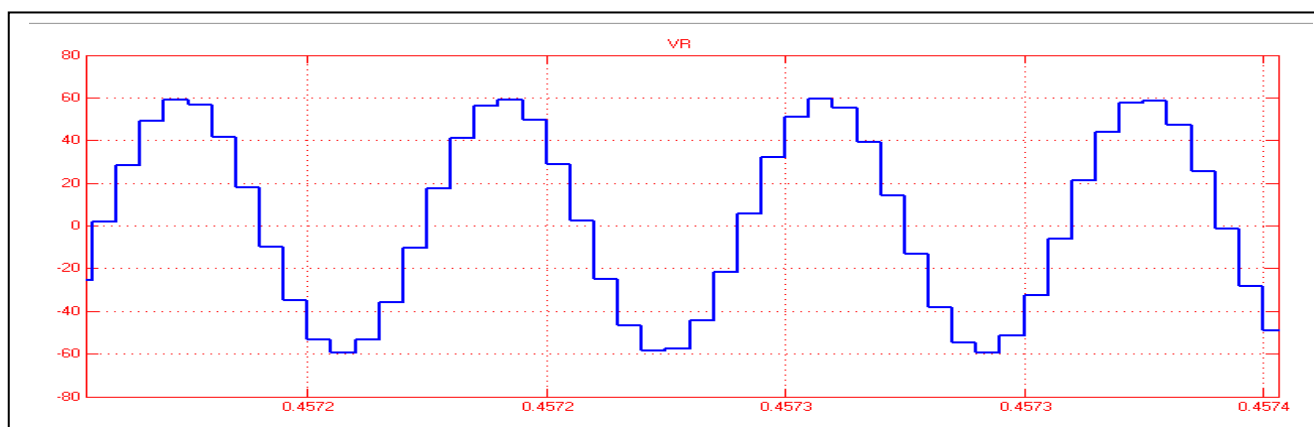


Figure V.6: Forme d'onde de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient.

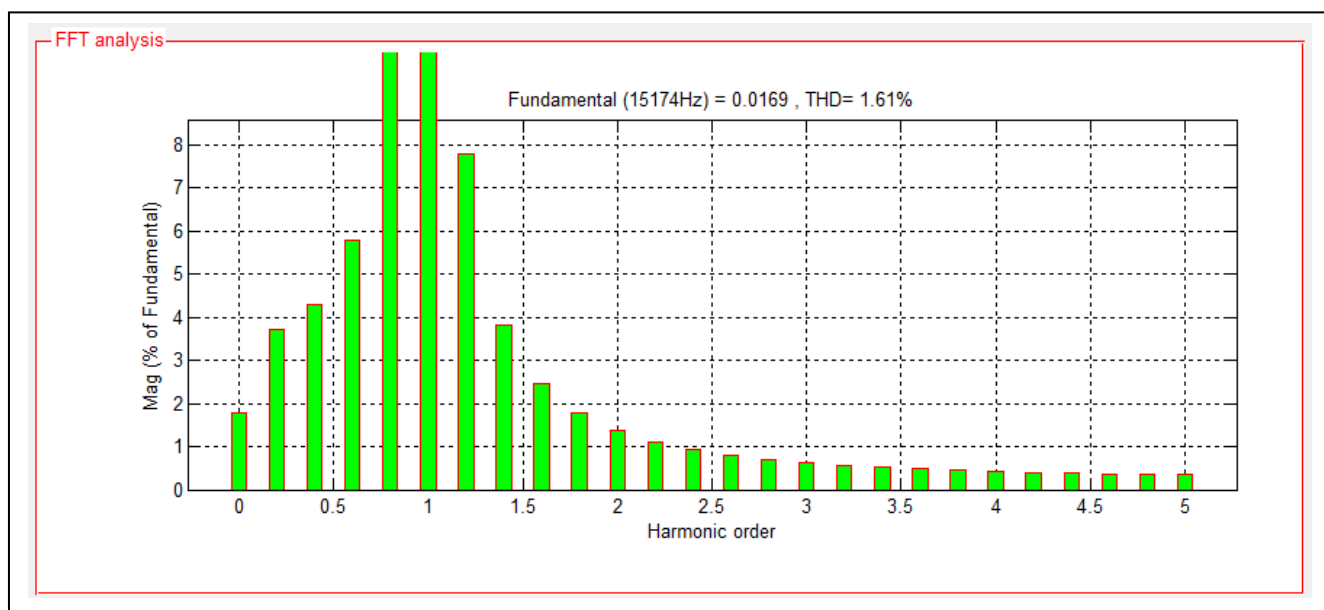


Figure V.7: Spectre harmonique de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient THD_V .

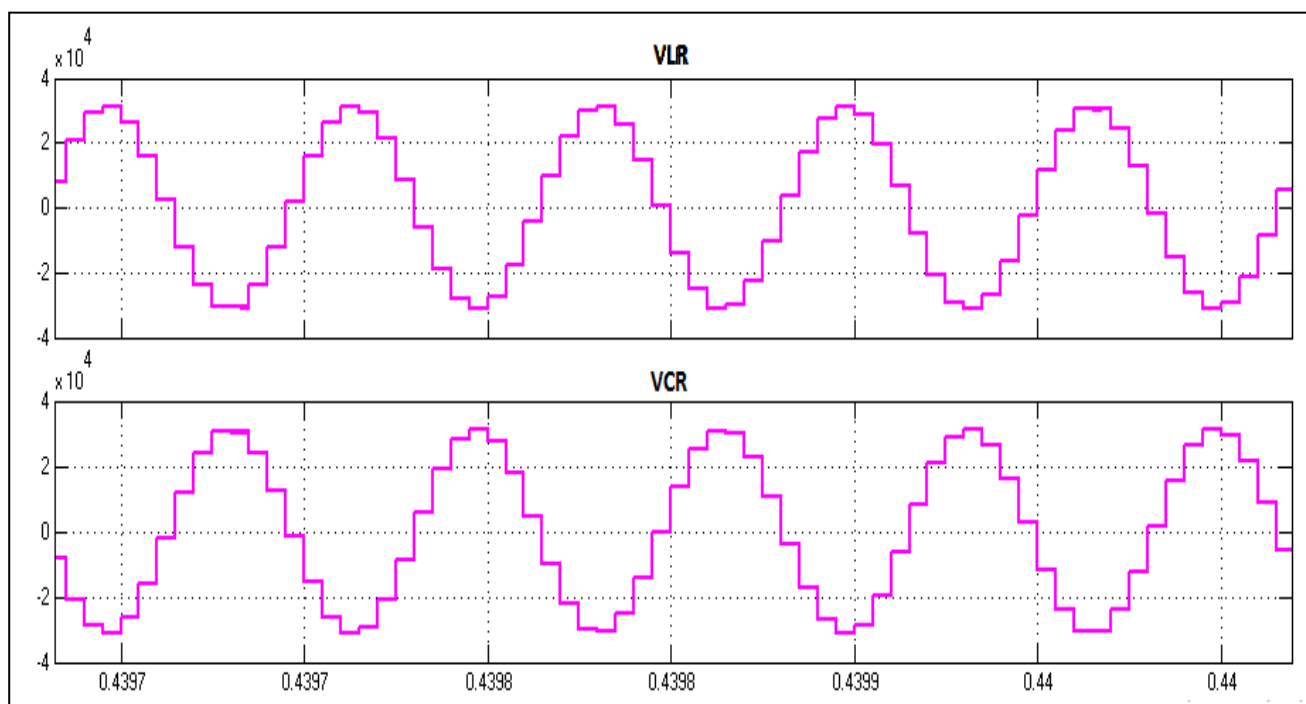


Figure V.8: Formes d'ondes de la tension aux bornes de L_R et C_R .

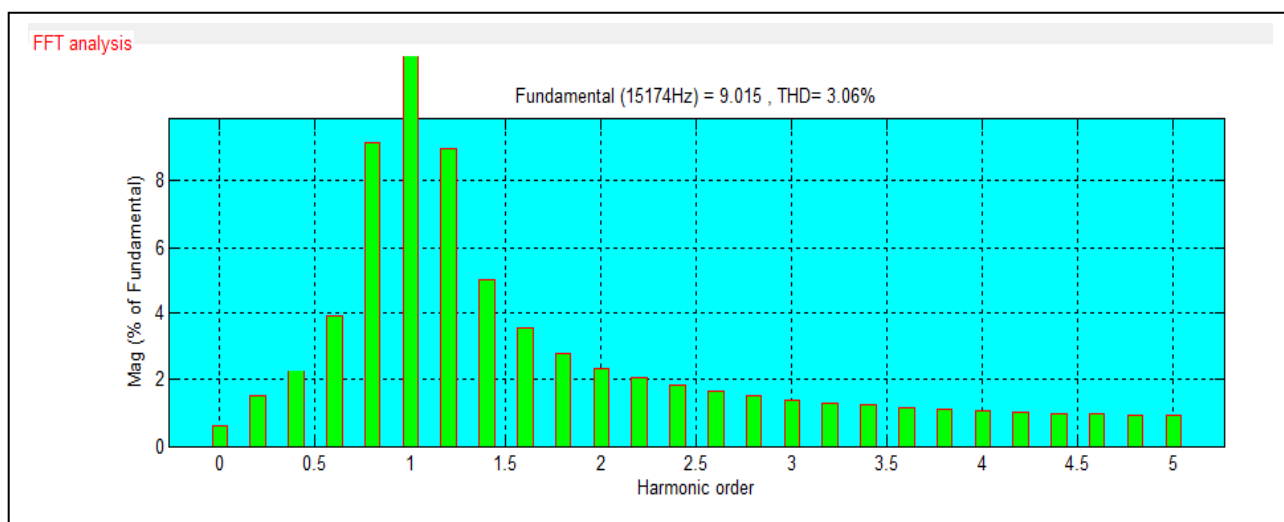


Figure V.9: Spectre harmonique de la tension aux bornes de L_R et C_R influant la bobine de gradient THD_V .

V.3.1. Courant à travers la bobine de gradient avec charge variable

On procède à la mise en valeur des caractéristiques électriques (tension/courant) et de la puissance d'alimentation de la bobine de gradient destinée à l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et ce, avec différentes gammes de charge.

Ci-dessous les paramètres adoptés de gamme de charge :

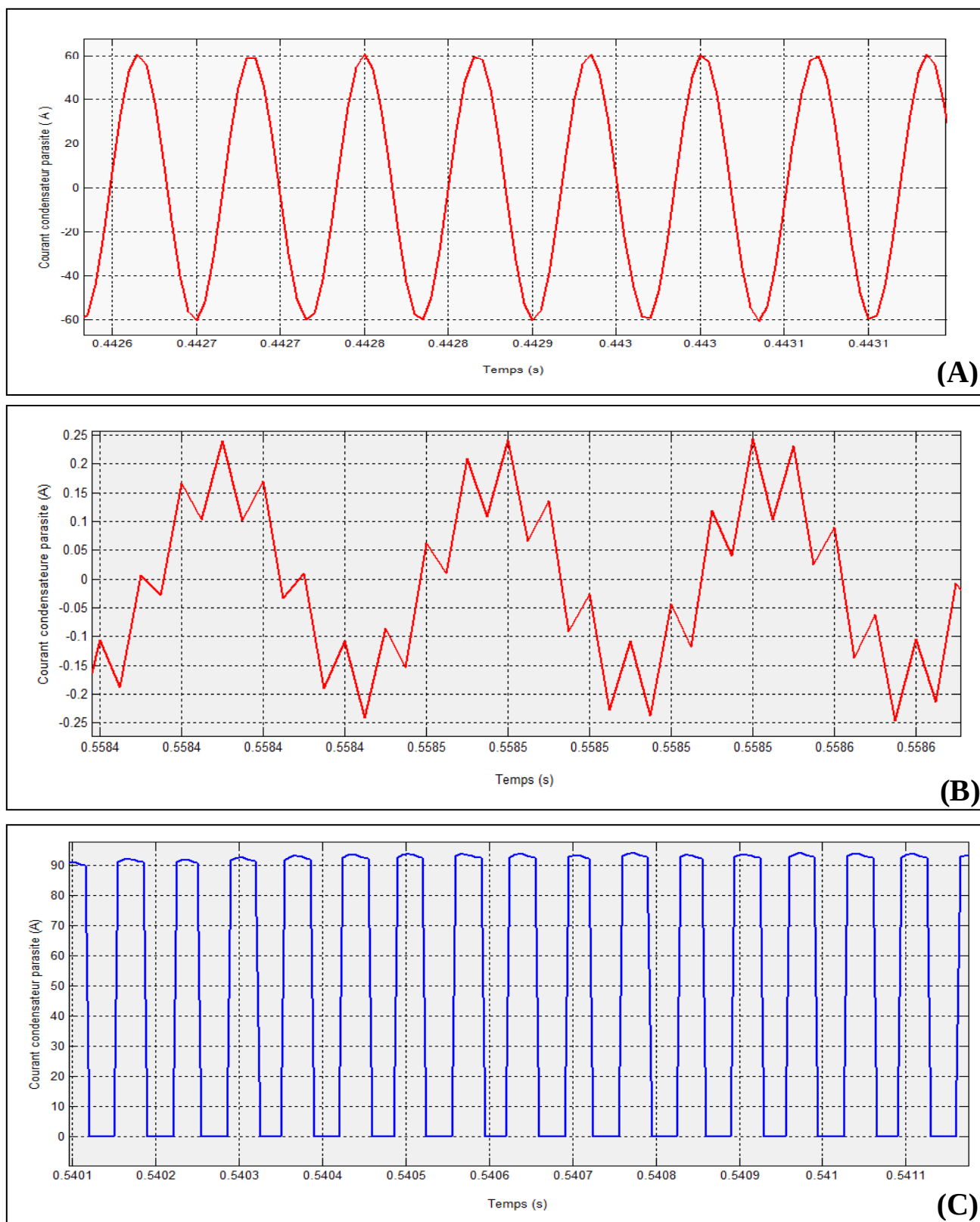


Figure V.10: Formes d'ondes du courant à travers la bobine de gradient.

(A) : à travers la résistance R .

(B) : à travers le condensateur parasite C_P .

(C) : à travers le condensateur C_R .

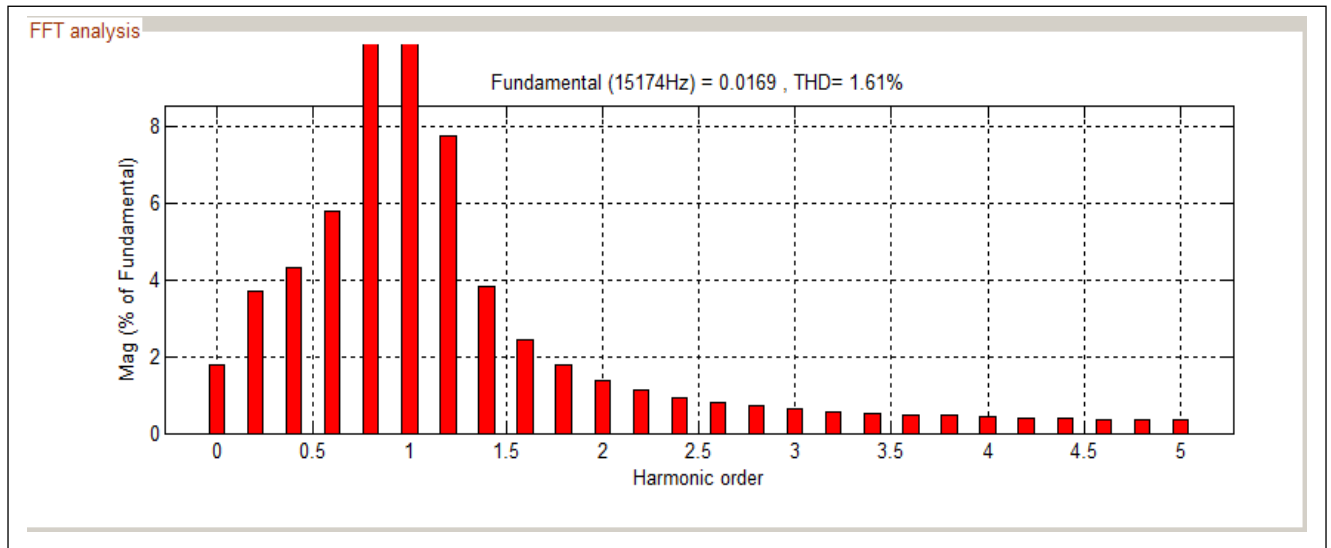


Figure V.11: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_I .

➤ Cas 2, Charge avec parametres suivant :

$R = 1\Omega$
 $L_R = 4.5 \text{ (mH)}$
 $C_R = 15 \text{ (nF)}$
 $C_P = 48 \text{ (pF)}$
 $F_R = 19.371 \text{ (kHz)}$

➤ Avec :

R : Résistance.

L_R : L'inductance de la bobine de gradient.

C_R : Condensateur de compensation.

C_P : Condensateur parasite.

F_R : Fréquence de résonance du couple L_R - C_R .

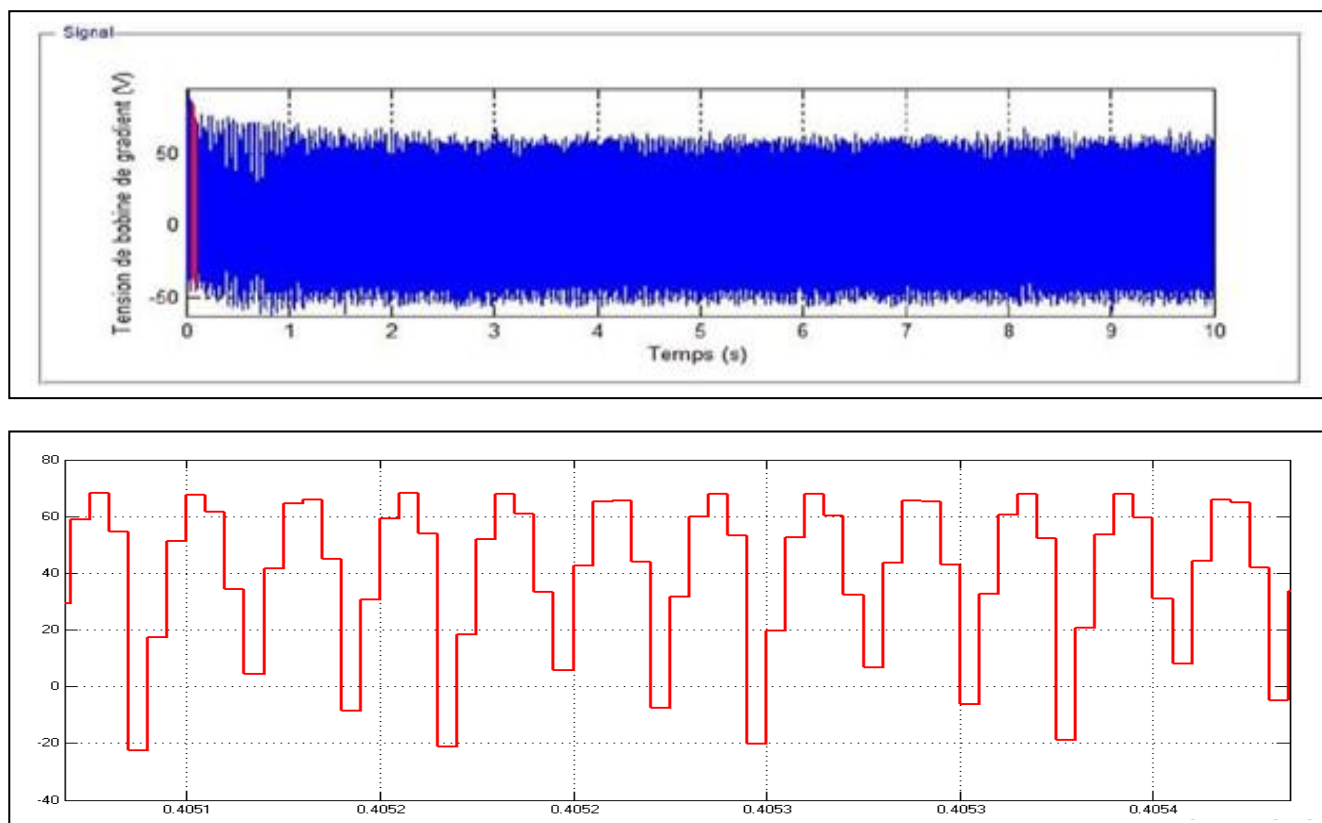


Figure V.12: Formes d'ondes de la tension d'alimentation de la bobine de gradient.

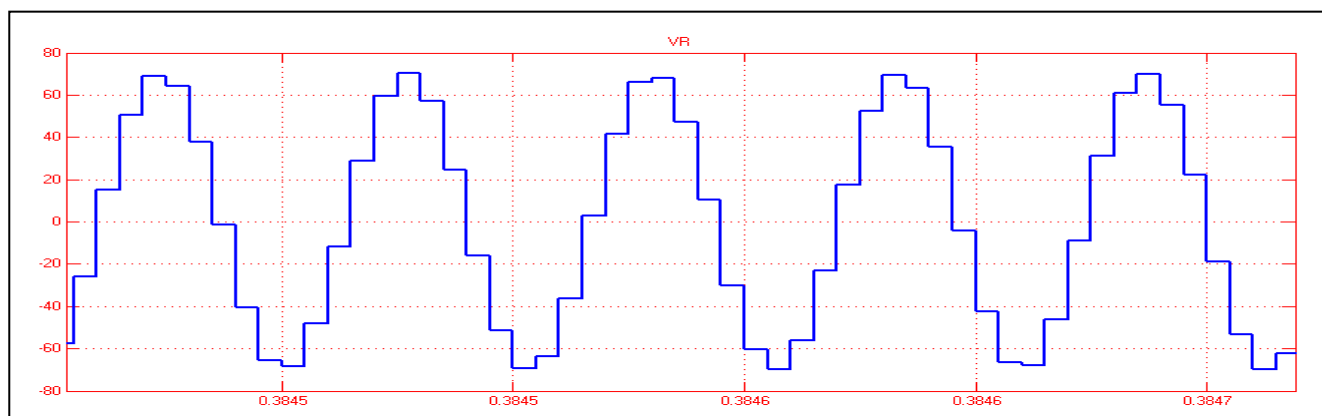


Figure V.13: Forme d'onde de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient.

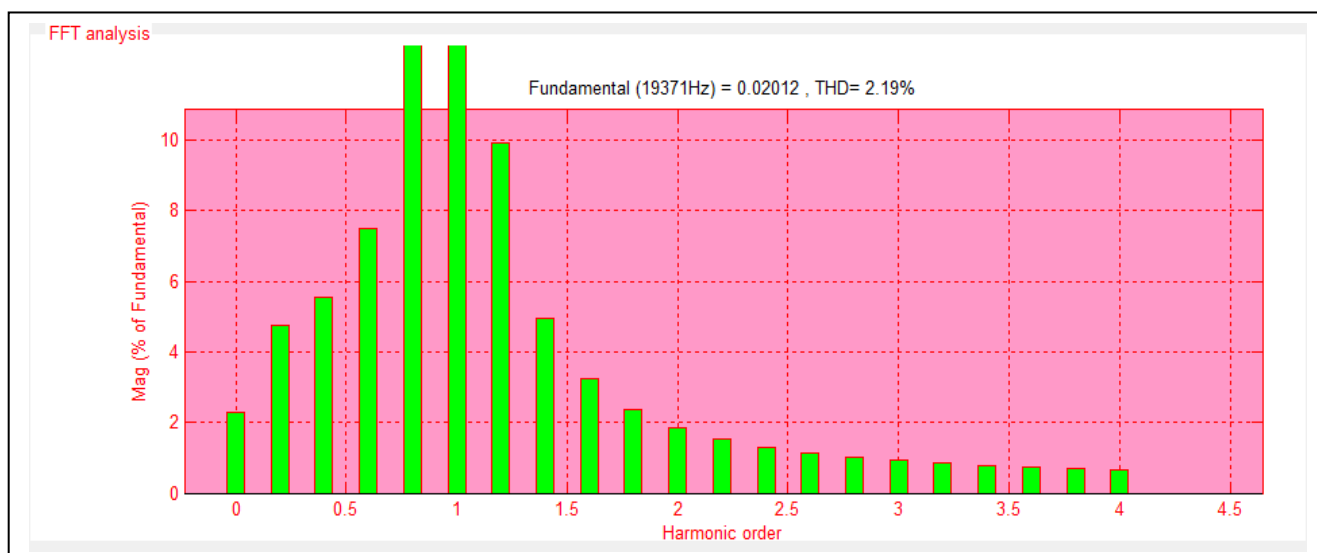


Figure V.14: Spectre harmonique de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient THD_V .

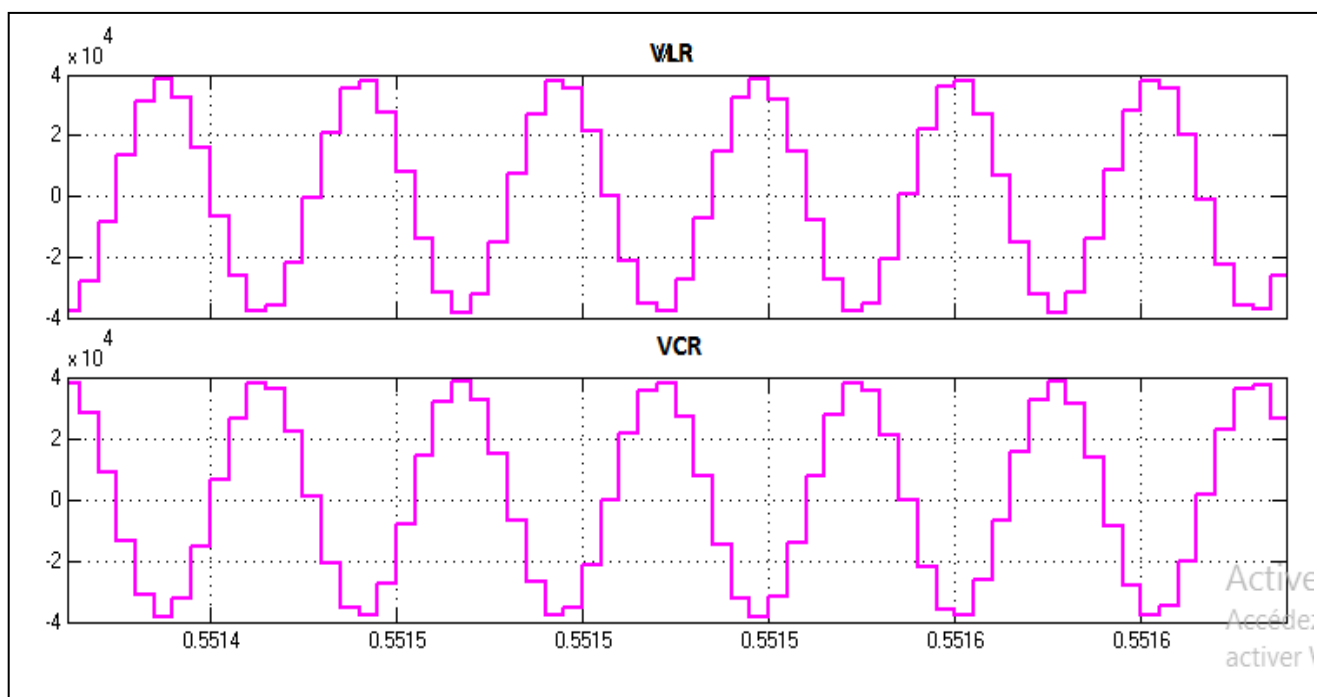


Figure V.15: Formes d'ondes de la tension aux bornes de L_R et C_R .

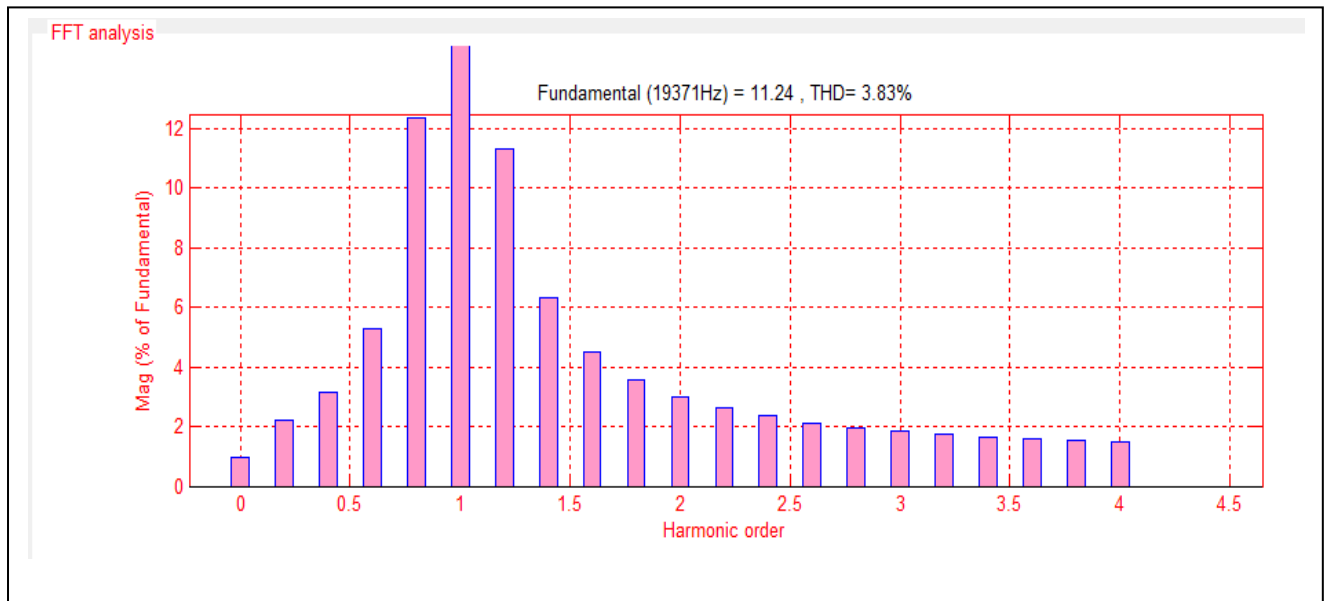


Figure V.16: Spectre harmonique de la tension aux bornes de L_R et C_R influant la bobine de gradient THD_V .

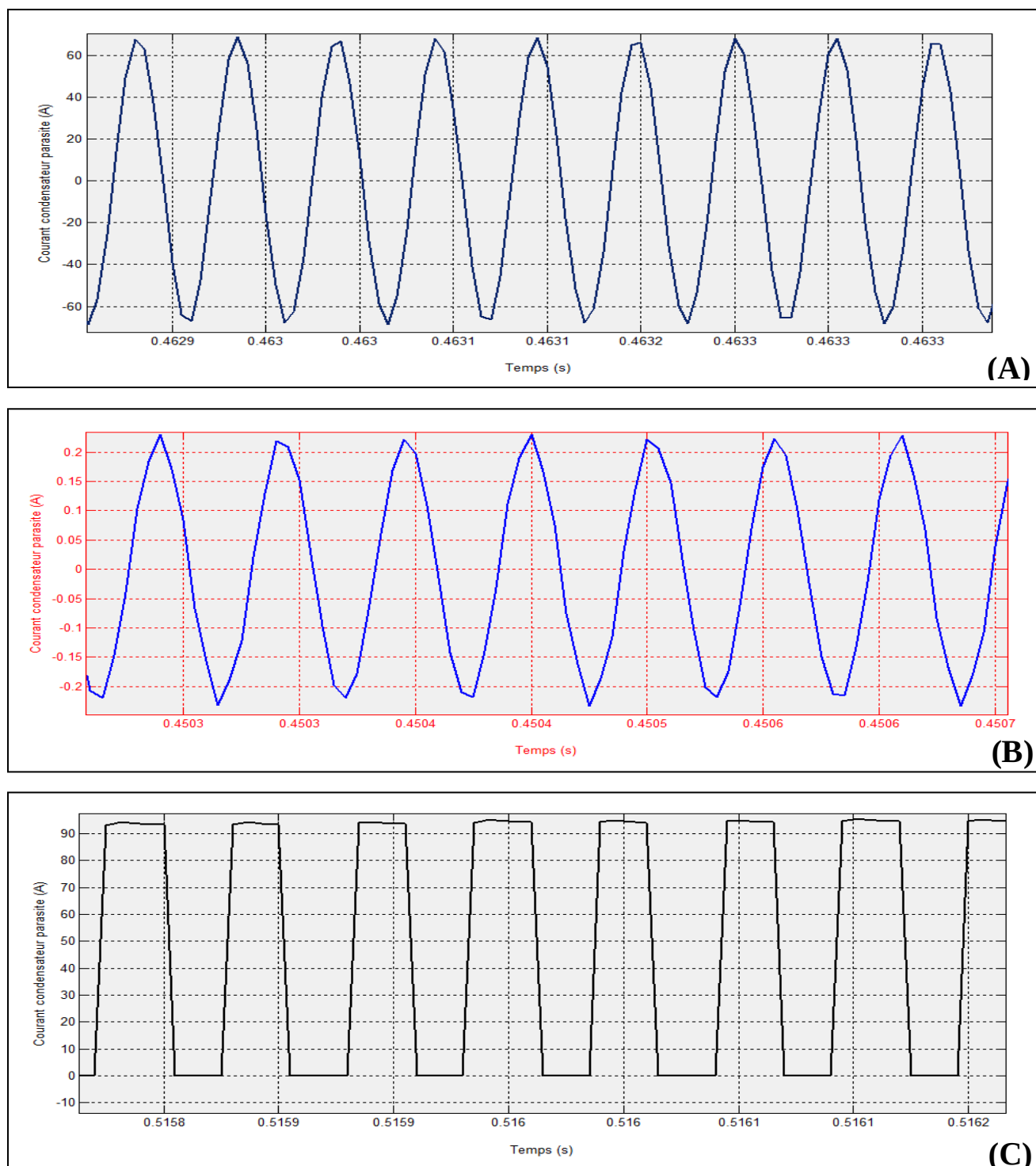


Figure V.17: Formes d'ondes du courant à travers la bobine de gradient.

(A) : à travers la résistance R .

(B) : à travers le condensateur parasite C_p .

(C) : à travers le condensateur C_R .

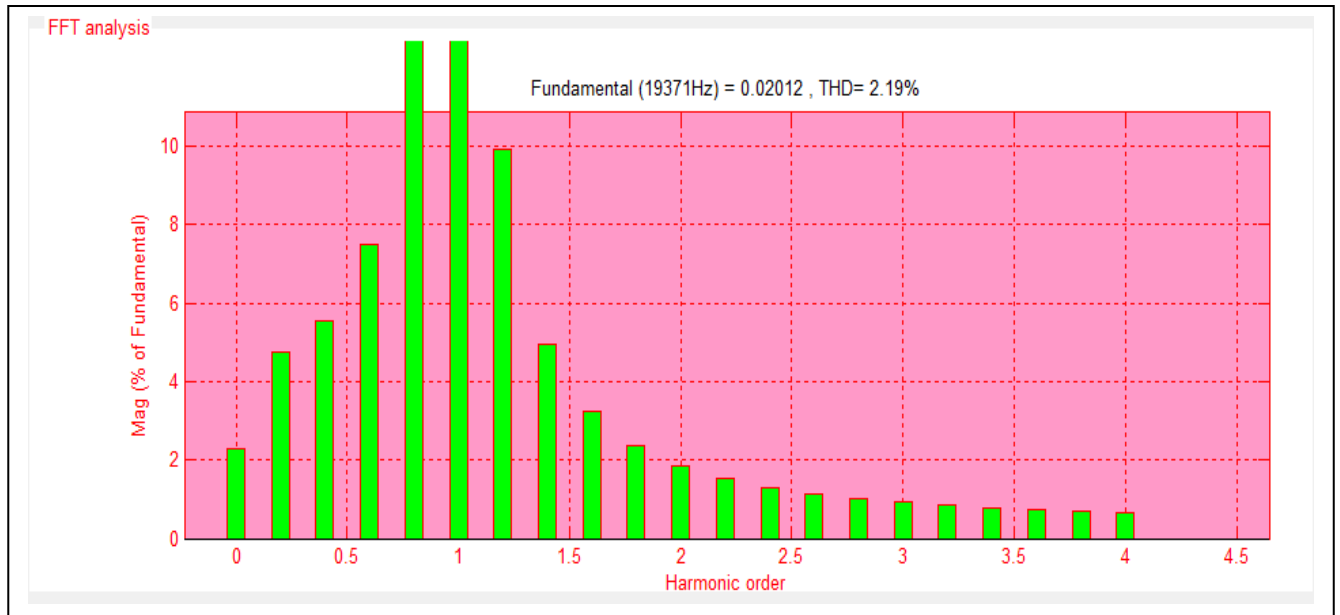


Figure V.18: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_I .

➤ Cas 3, Charge avec parametres suivant :

$R = 1\Omega$
 $L_R = 3.5 \text{ (mH)}$
 $C_R = 10 \text{ (nF)}$
 $C_P = 36 \text{ (pF)}$
 $F_R = 26.902 \text{ (kHz)}$

➤ Avec :

R : Résistance.

L_R : L 'inductance de la bobine de gradient.

C_R : Condensateur de compensation.

C_P : Condensateur parasite.

F_R : Fréquence de résonance du couple L_R - C_R .

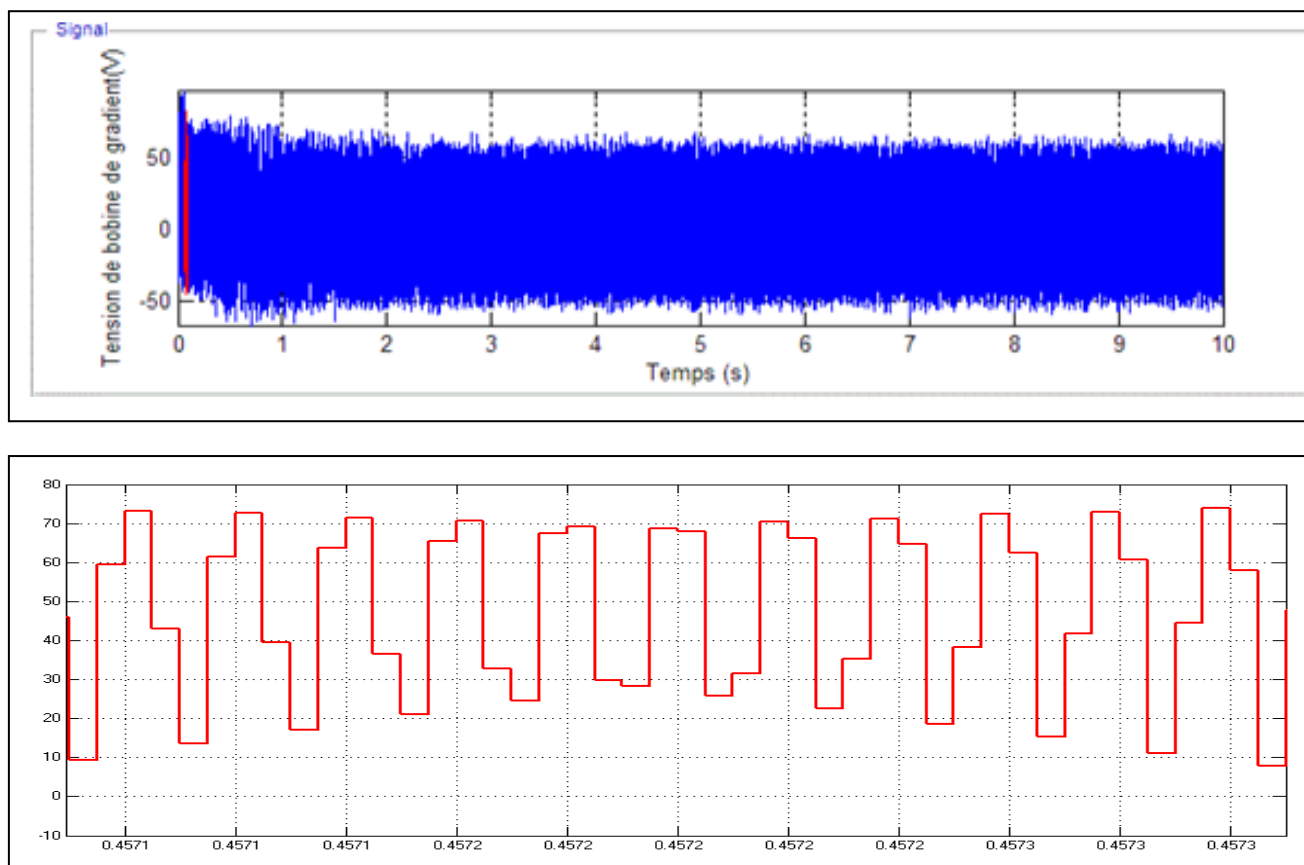


Figure V.19: Formes d'ondes de la tension d'alimentation de la bobine de gradient.

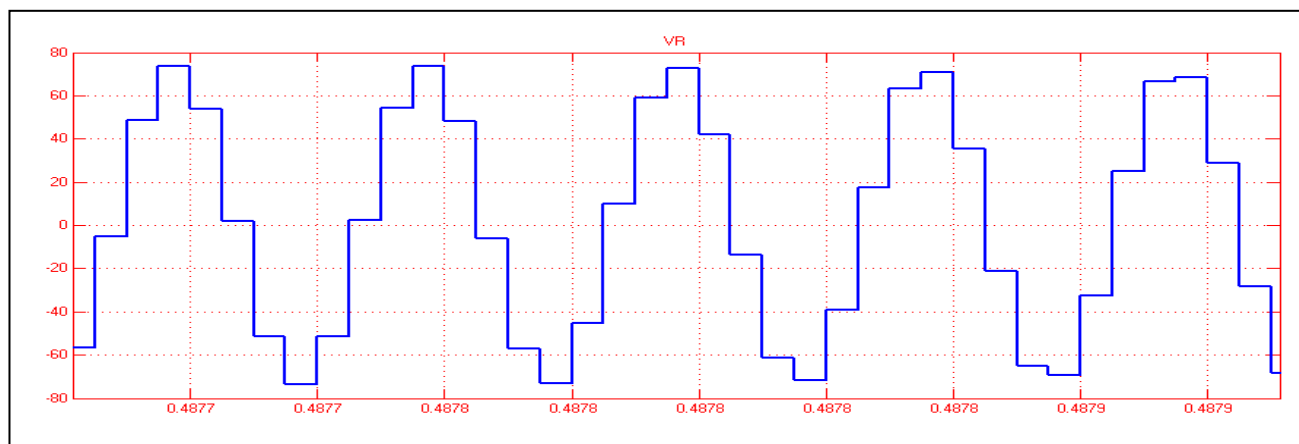


Figure V.20: Forme d'onde de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient.

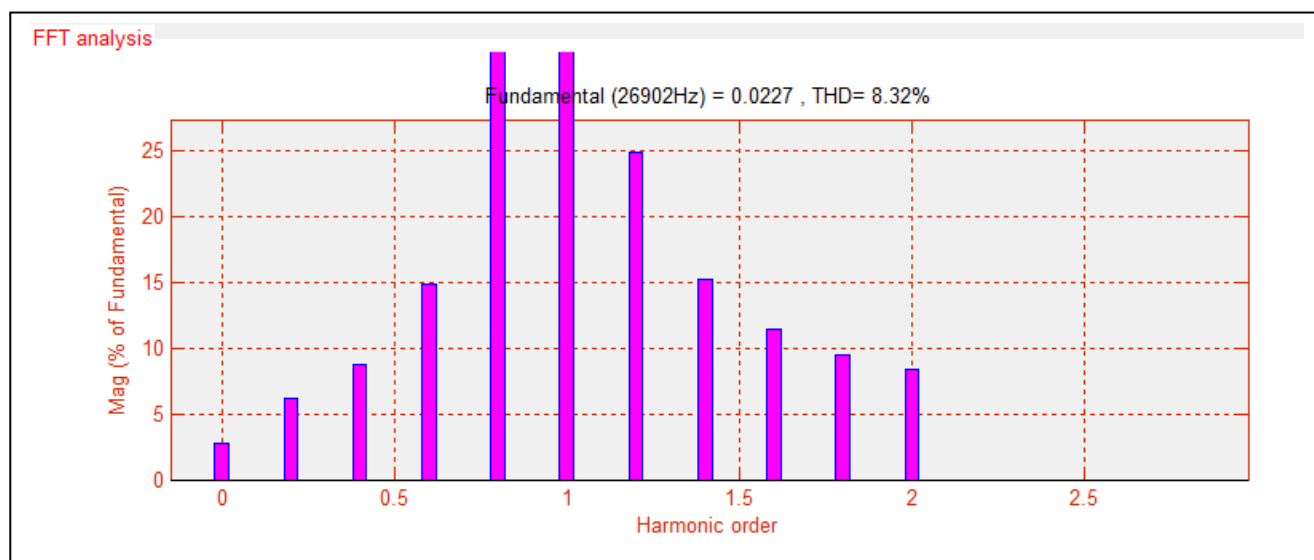


Figure V.21: Spectre harmonique de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient THD_V .

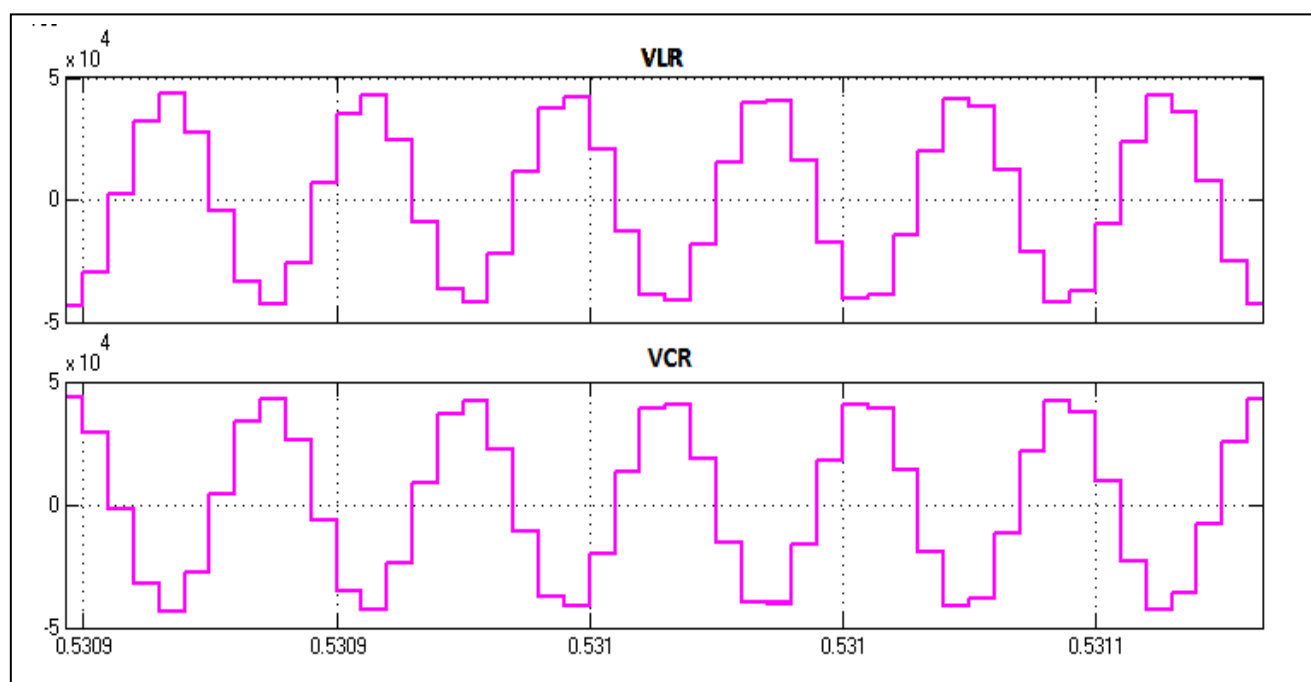


Figure V.22: Formes d'ondes de la tension aux bornes de L_R et C_R .

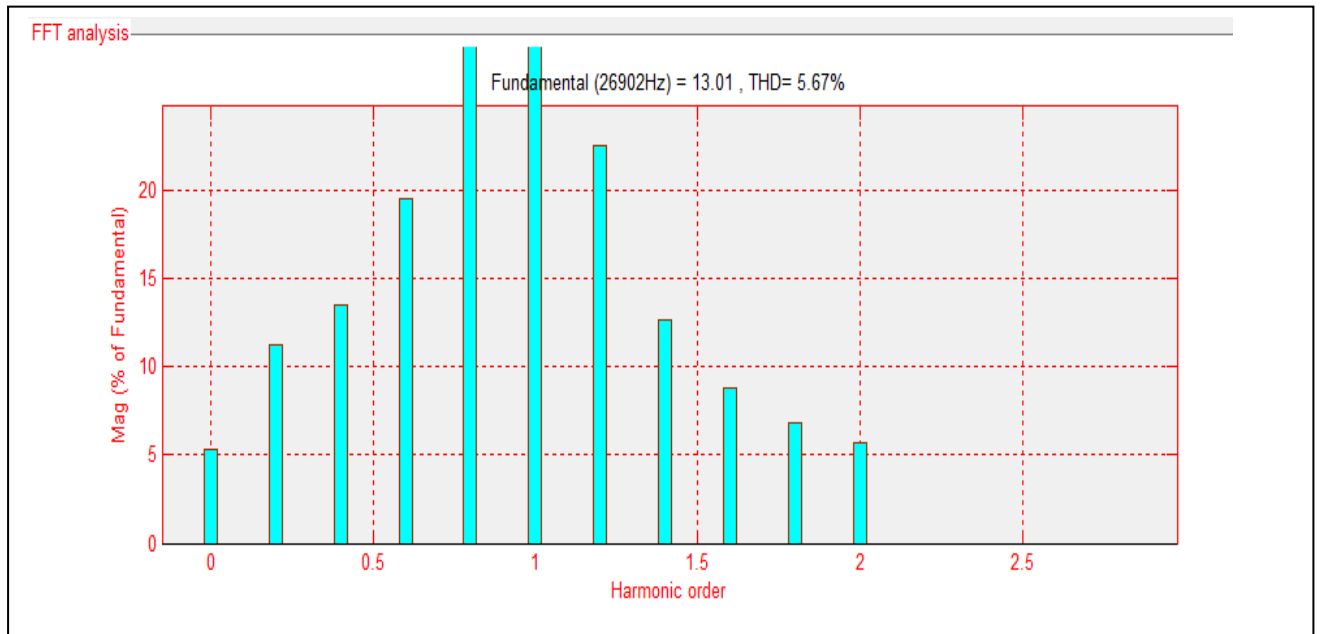


Figure V.23: Spectre harmonique de la tension aux bornes de L_R et C_R influant la bobine de gradient THD_V .

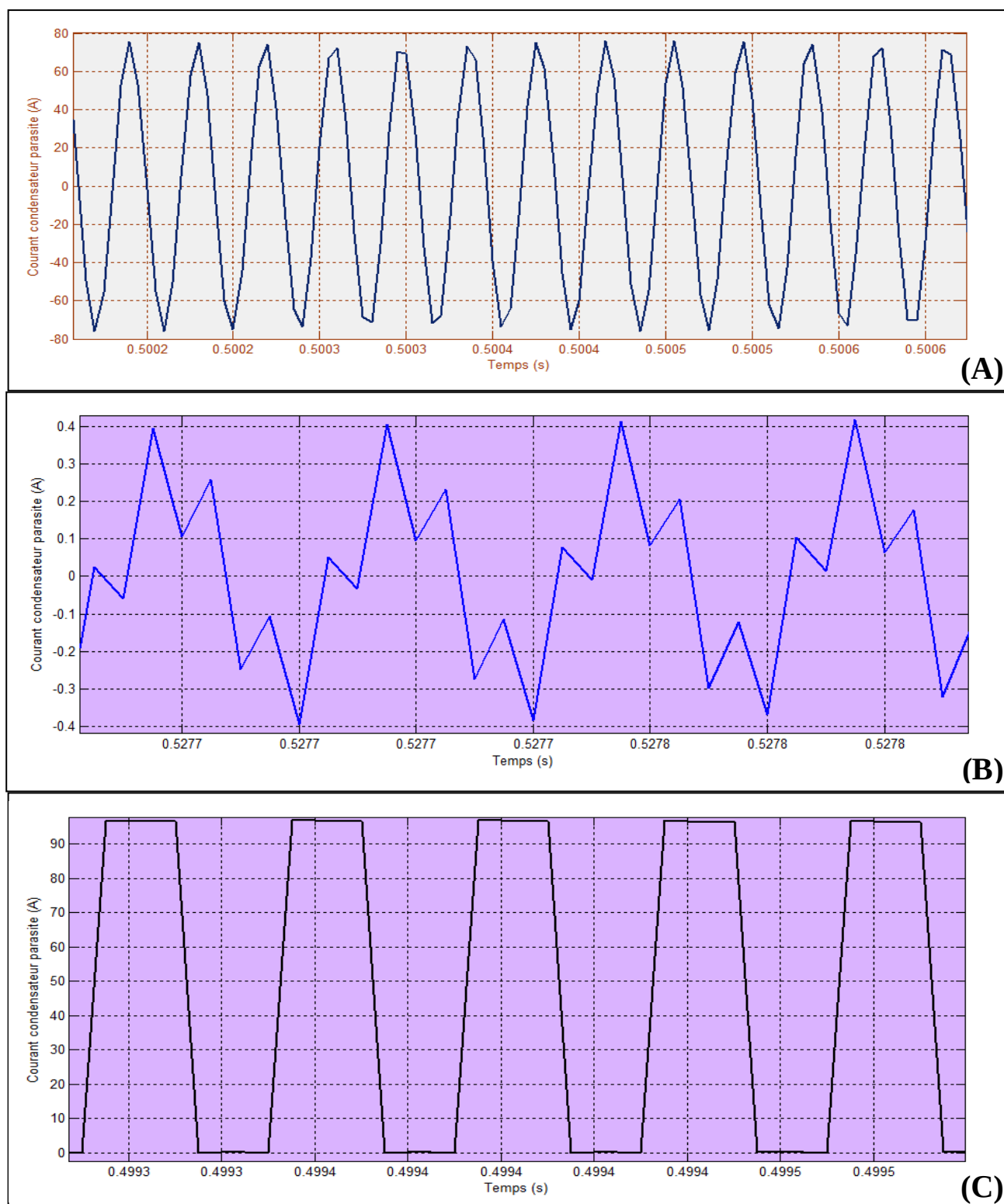


Figure V.24: Formes d'ondes du courant à travers la bobine de gradient.

(A) : à travers la résistance R .

(B) : à travers le condensateur parasite C_p .

(C) : à travers le condensateur C_R .

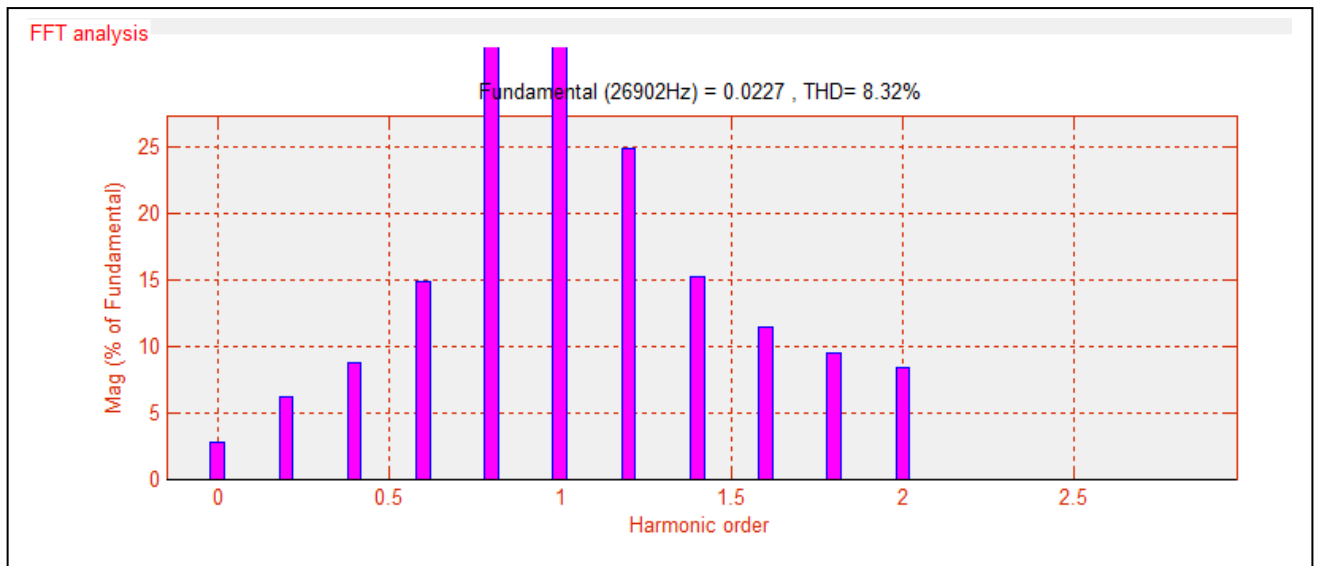


Figure V.25: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_i .

V.3.2. Interprétation des résultats

➤ Caractéristiques de la Tension de la bobine de gradient :

On constate une stabilisation de la tension d'alimentation au voisinage de 60/80 Volts sans changements remarquable, ce qui explique la possibilité de garder la tension fixe aux bornes de la charge.

Cependant, ces caractéristiques sont semblables aux alimentations des génératrices fortes densités de flux magnétique IRM. Alors la possibilité d'injecter des courants de valeur intense sous tension minimale réduite est pratiquement imminente à travers la bobine de gradient.

➤ Caractéristiques de courants injectés dans de la bobine de gradient :

On constate que le forme d'ondes des courants sont généralement uniformes et fortement pulsés (grandes pulsations) ce qui explique l'efficacité du convertisseur adopté dans notre cas pratiquement réalisable

Par Consequent:

Le phénomène de résonance du couple $L_R - C_R$ génère des tensions V_{LR} , V_{CR} de sens opposé et même module, et alors la somme algébrique de ces dernières valeur est égale à zéro.

A ce point de fonctionnement, la somme algébriques des deux tensions :

$$\overline{V_{LR}} + \overline{V_{CR}} = \overline{0}$$

On en déduit

$$\overline{V_R} + (\overline{V_{LR}} - \overline{V_{CR}}) = \overline{V_R}$$

Cette particularité offre la supraconductivité de la bobine de gradient durant le déroulement de résonance sans avoir recours aux méthodes de refroidissement coûteux et complexes.

V.4. Stratégie de commande par PID du courant de la bobine de gradient

Vue les inconvénients intolérables des régimes dynamiques que présentent les réponses du système, il est strictement utiliser des méthodes de contrôle disponibles pour limiter au maximum ces insuffisances, et alors réaliser une alimentation adéquate pour ce type d'alimentation en imagerie médicale.

De ce fait, une commande des paramètres de grandeurs électriques d'alimentation en puissance par le régulateur PID a été imposé pour améliorer la qualité de réponse du système entier. Cependant, un ajustement du régulateur permet l'achèvement de résultats assez favorables qui, répondent au cahier de charge de la réalisation de ce type d'équipement médical.

La figure 26, représente Schéma bloc du montage d'une alimentation en puissance de la bobine de Gradient avec contrôleur PID.

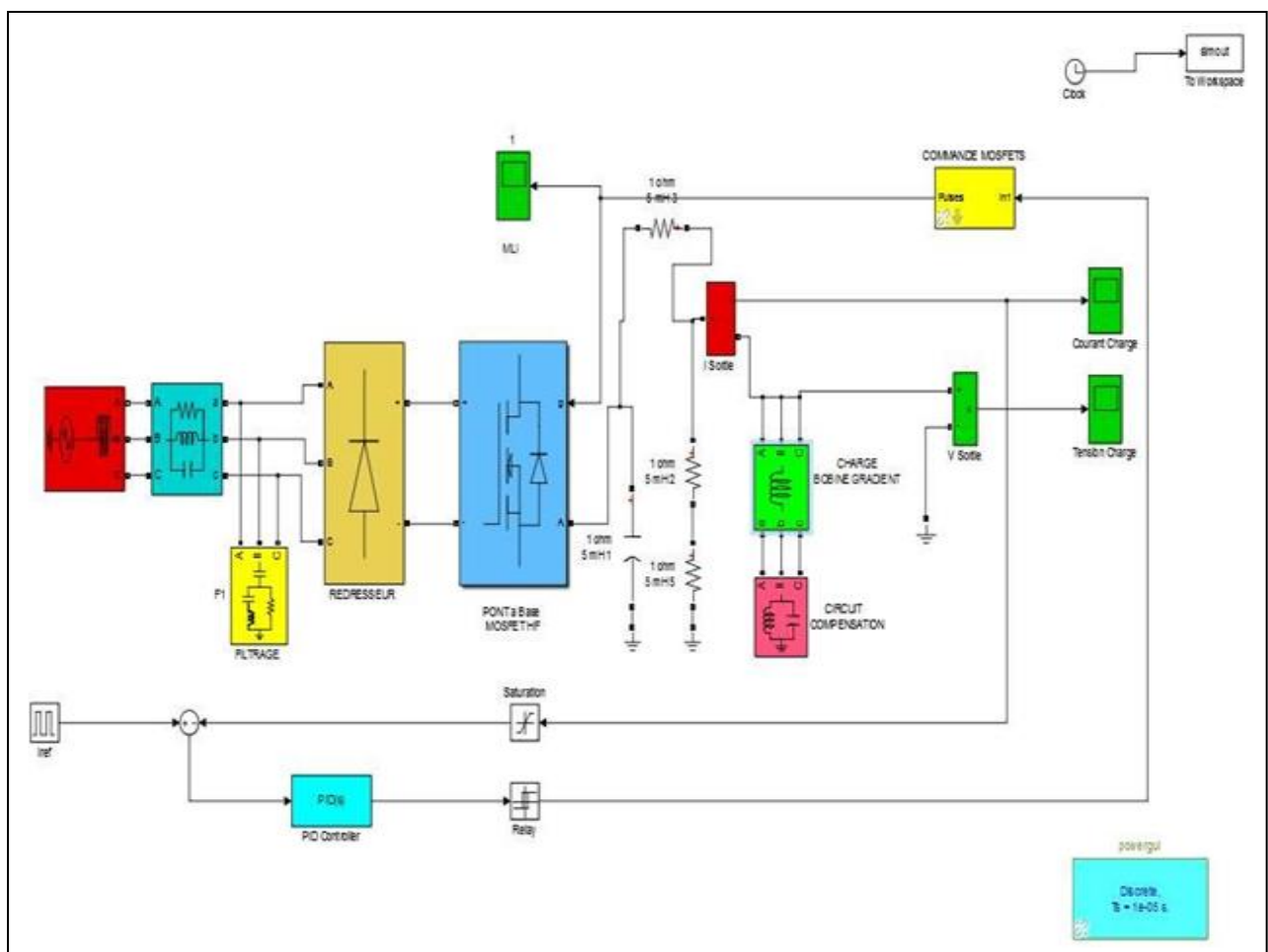


Figure V.26: Schéma bloc du montage d'une alimentation en puissance de la bobine de gradient avec contrôleur PID.

V.5. Analyse spectrale du couples résonant $L_R - C_R$

On procède à la variation de L_R , pour un condensateur de compensation C_R variable.

1- $L_R = 2.5 \text{ mH}$	$C_R = 5 \text{ nF}$	$F_R = 45.015 \text{ kHz}$
2- $L_R = 4.5 \text{ mH}$	$C_R = 15 \text{ nF}$	$F_R = 19.371 \text{ kHz}$
3- $L_R = 5.5 \text{ mH}$	$C_R = 20 \text{ nF}$	$F_R = 15.174 \text{ kHz}$

V.5.1. Commande du courant pulsé pour une charge faible

On procède par la mise en objet des caractéristiques électriques (courant) de la puissance d'alimentation de la bobine de gradient destinée à la résonance magnétique avec command **PID**.

➤ Pour une charge égale 2.5 (mH)

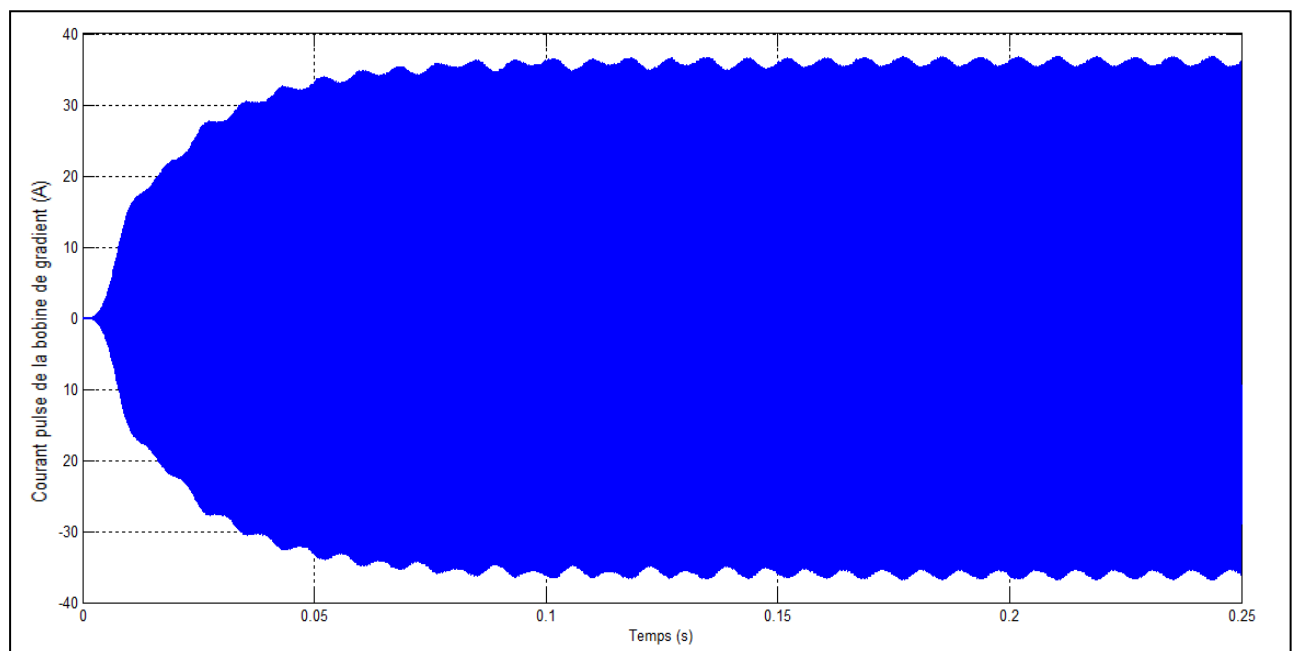


Figure V.27: Forme d'onde de courant d'alimentation.

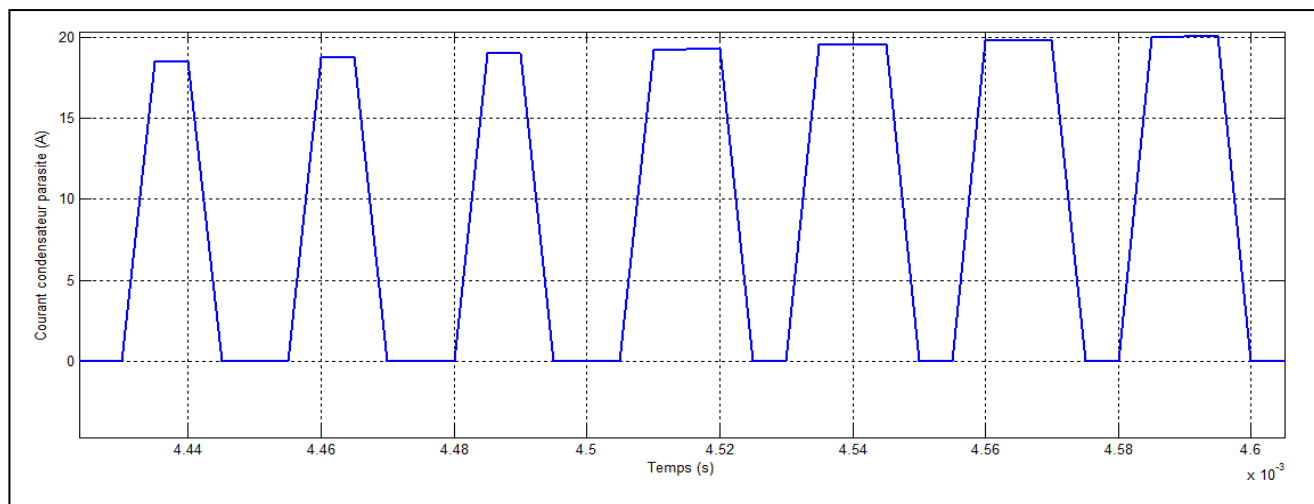


Figure V.28: Forme d'onde du courant (I_R) à travers la bobine de gradient.

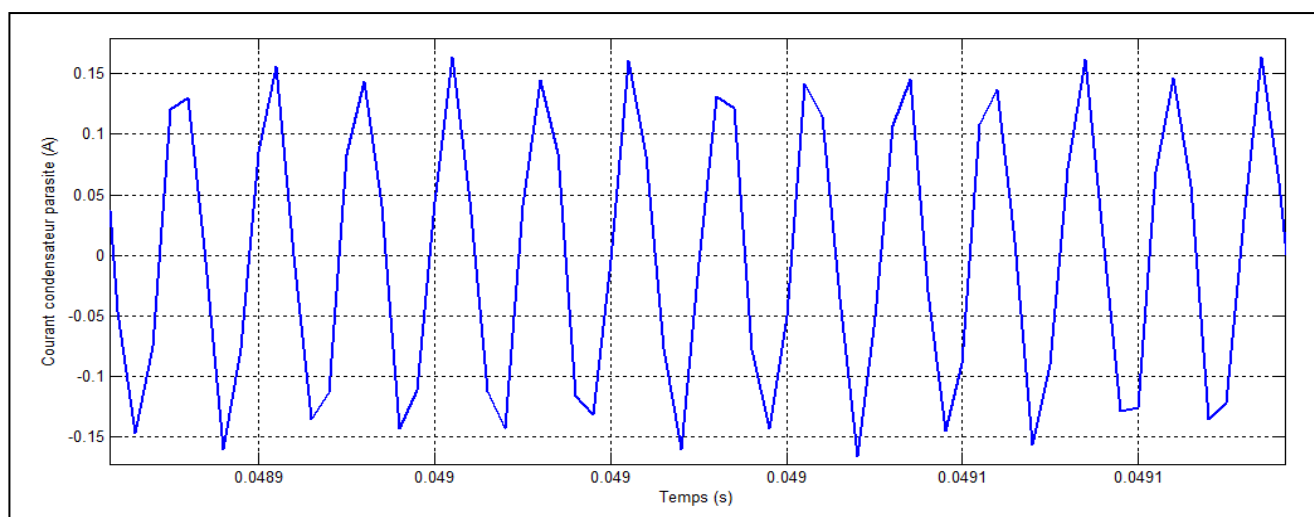


Figure V.29: Forme d'onde du courant (I_P) à travers la bobine de gradient

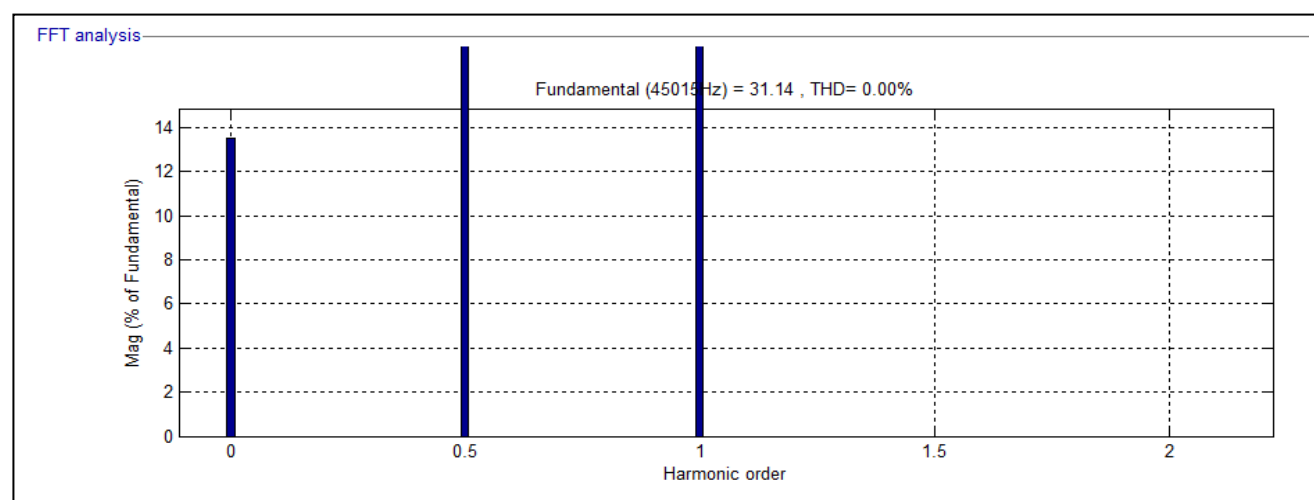


Figure V.30: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_I .

V.5.2. Commande du courant pulsé pour une charge moyenne

➤ Pour une charge égale 4.5 (mH)

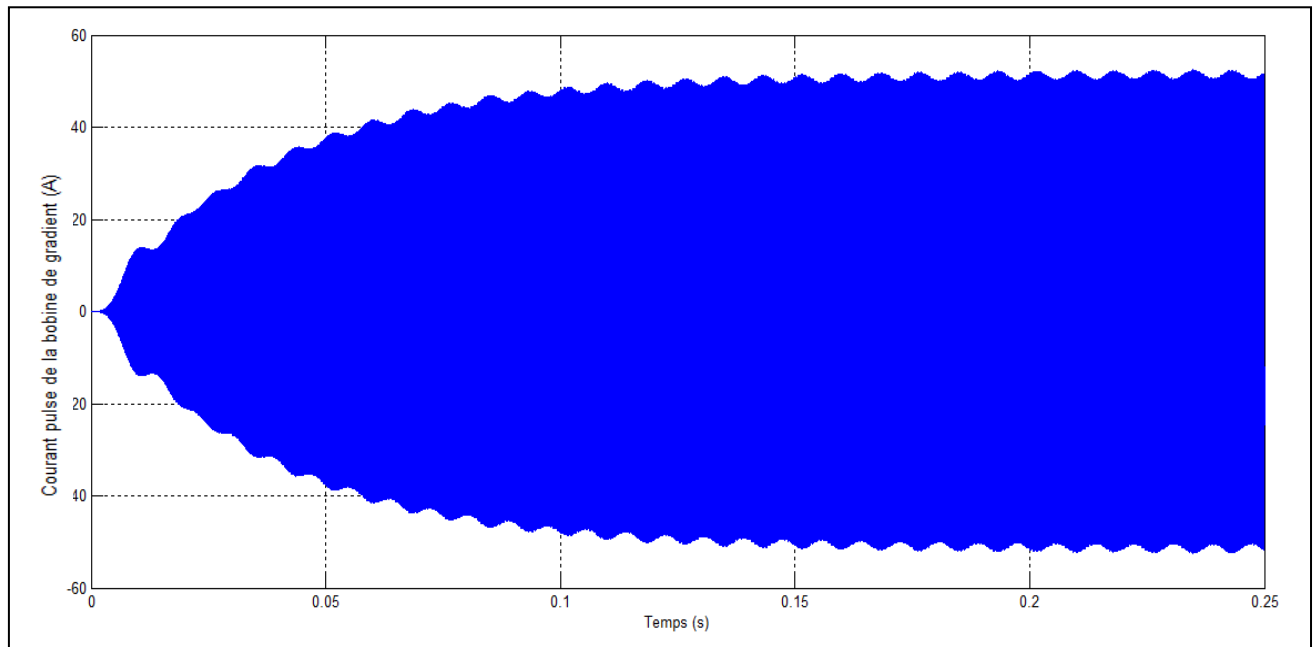


Figure V.31: Forme d'onde de courant d'alimentation.

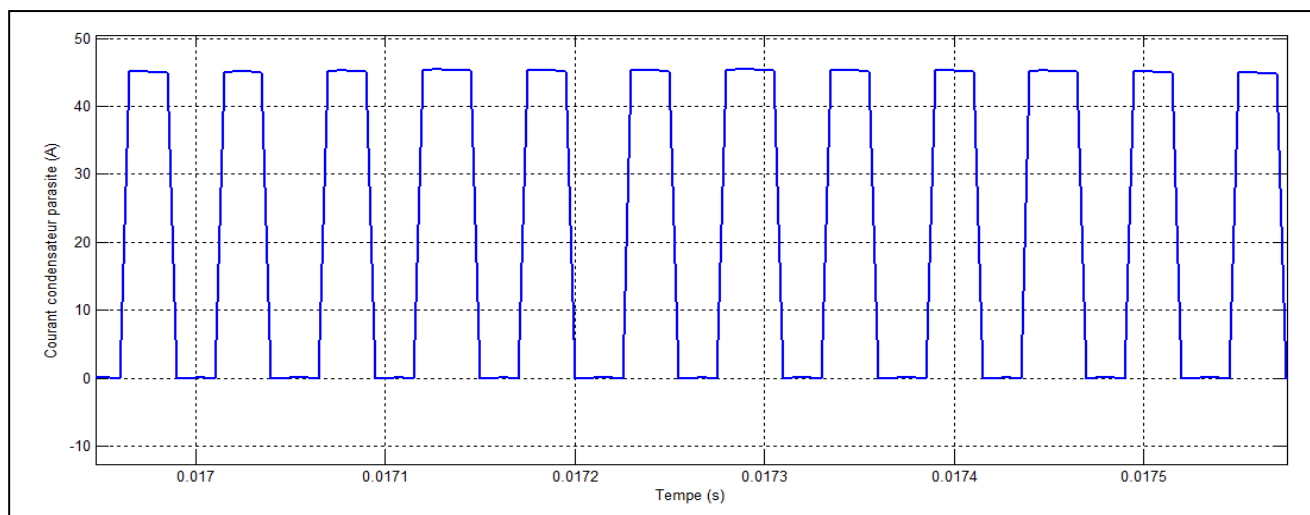


Figure V.32: Forme d'onde du courant (I_R) à travers la bobine de gradient.

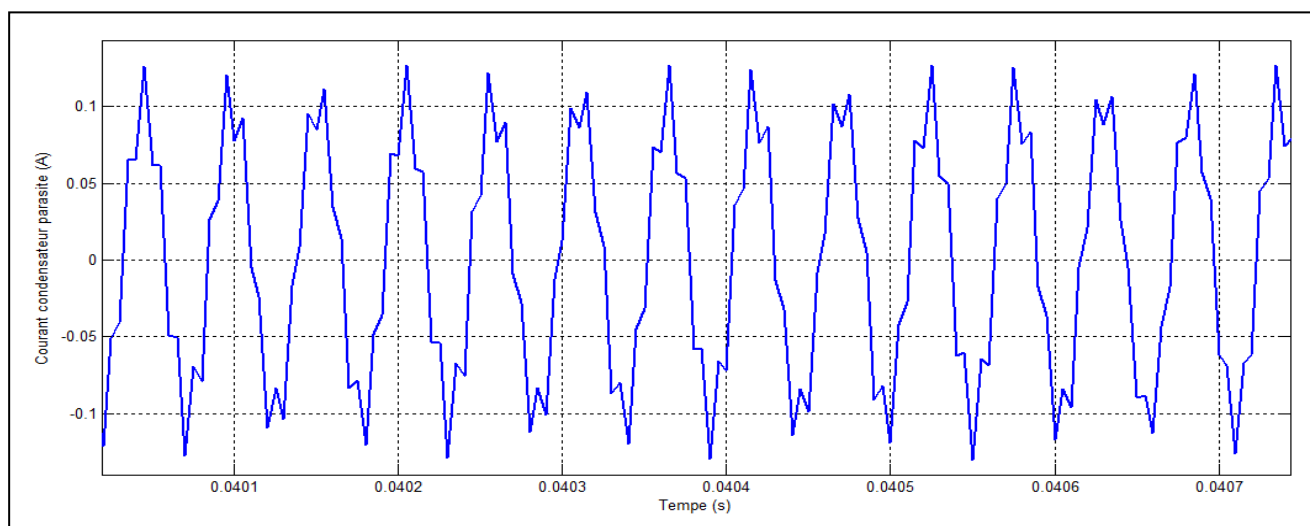


Figure V.33: Forme d'onde du courant (I_P) à travers la bobine de gradient

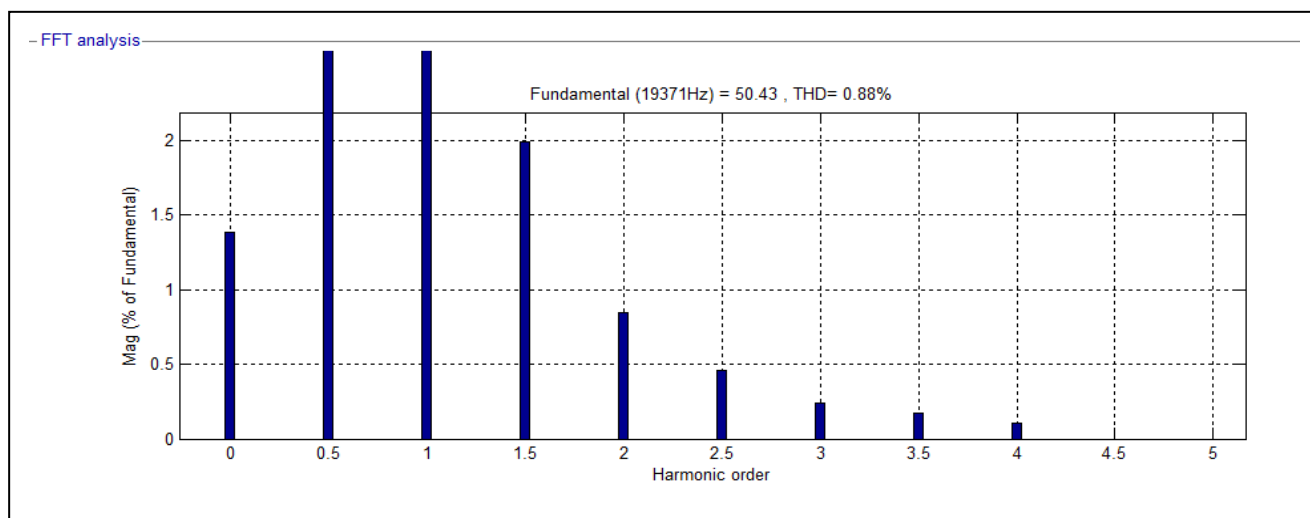


Figure V.34: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_I .

V.5.3. Commande du courant pulsé pour une charge élevée

➤ Pour une charge égale 5.5 (mH)

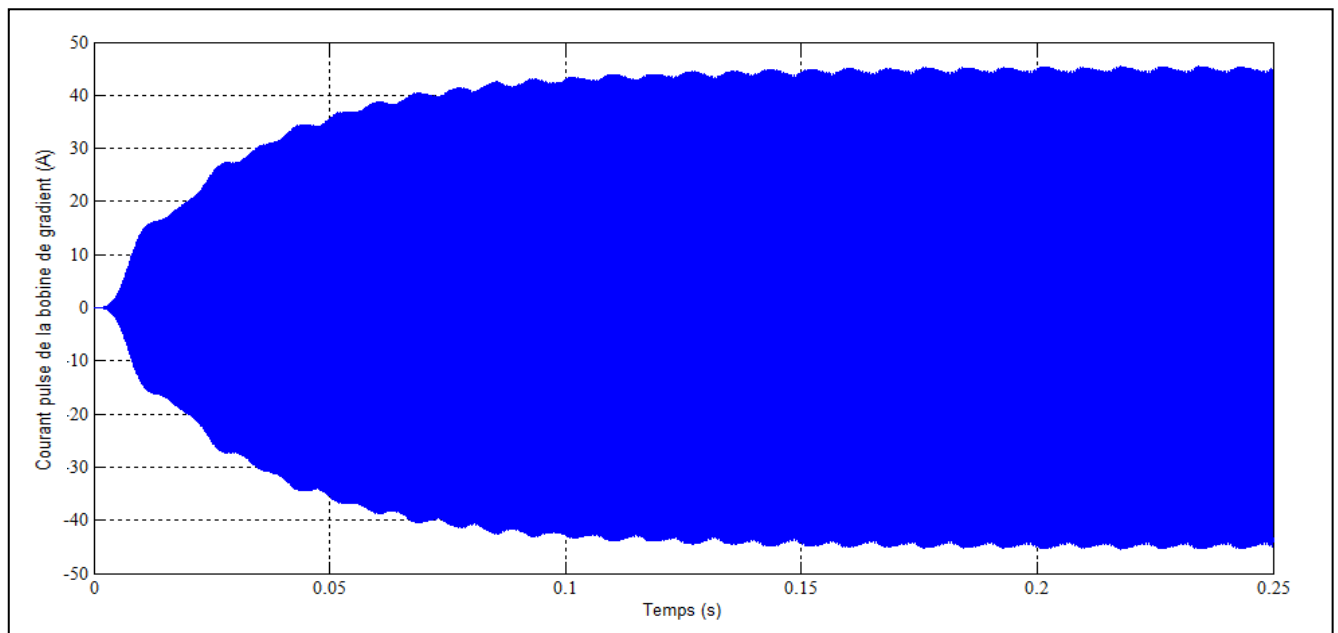


Figure V.35: Forme d'onde de courant d'alimentation.

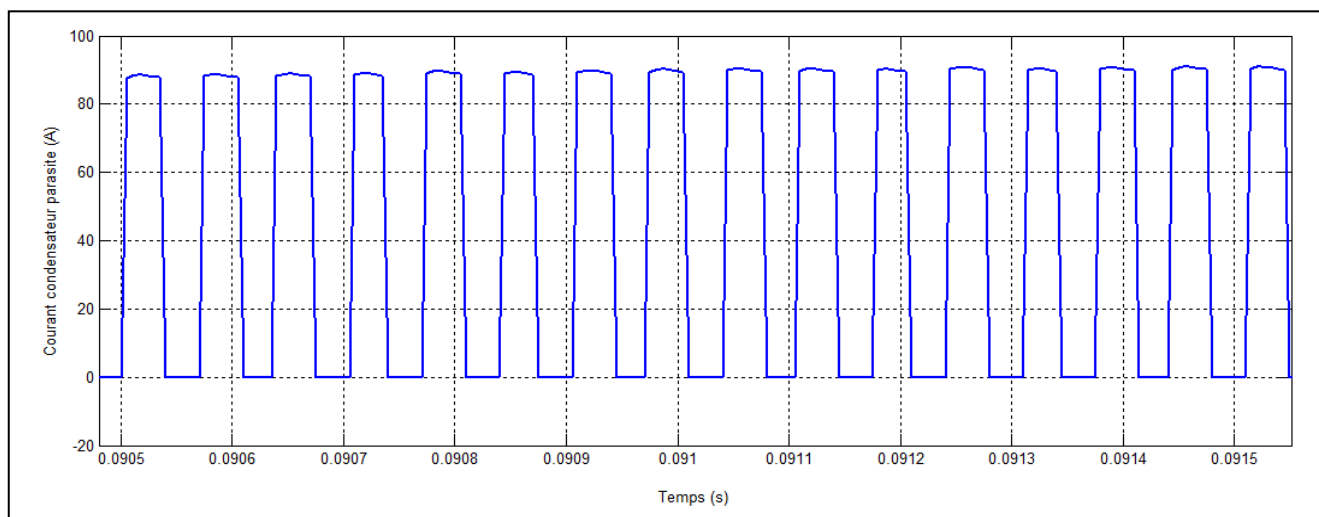


Figure V.36: Forme d'onde du courant (I_R) à travers la bobine de gradient.

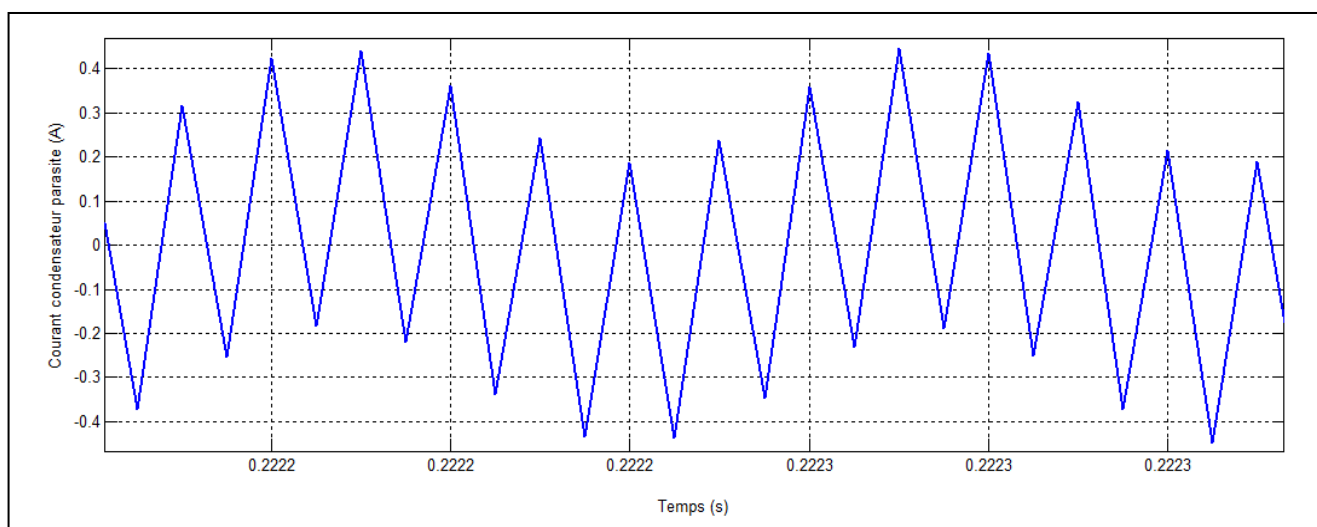


Figure V.37: Forme d'onde du courant (I_P) à travers la bobine de gradient.

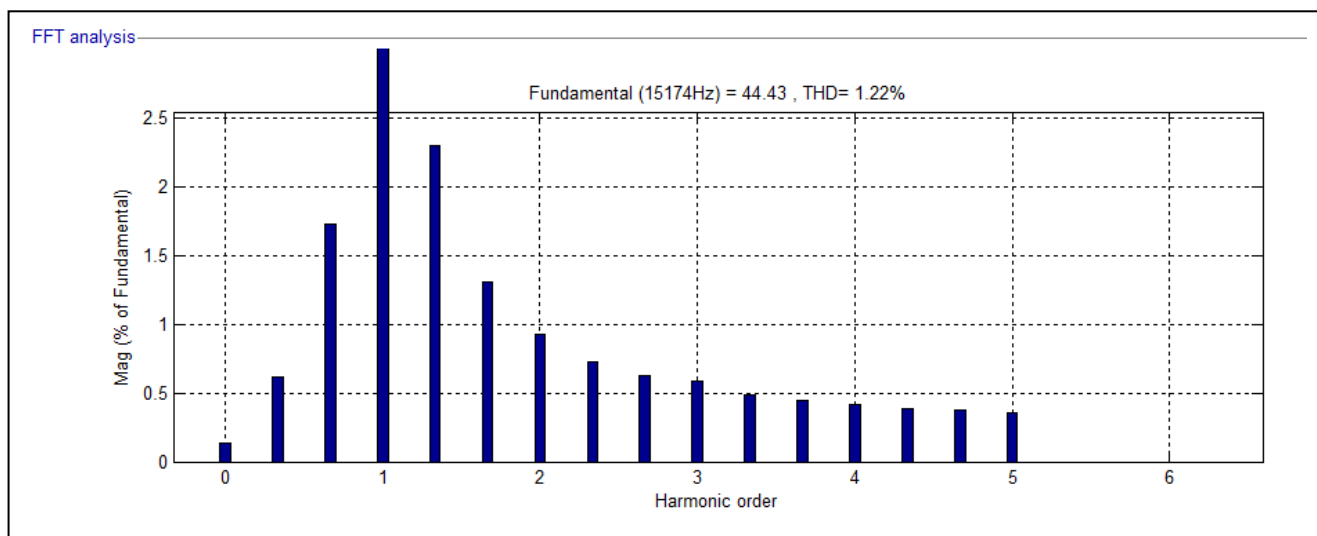


Figure V.38: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_I .

Constatations et estimation des résultats :

À la lumière des résultats obtenus dans les figures 31, 32,33 et 34, on remarque clairement la distraction du régime transitoire grâce au régulateur PID.

Dans ce cas la repense du système est rendue dans ce sans dépassement néfastes sur la bobine de gradient.

Néanmoins, la réponse est mainte plus au moins lente ($T_R = 0.10s \div 0.15s$), il est acceptable de dédier ce genre ce d'alimentation pour excite la bobine de gradient dans les conditions la variables.

V.6. Amorçage de la supraconductivité par Adaptation du condensateur résonant C_R

Dans ce cas On a procédé à la variation de C_R , cependant, la valeur standard de la bobine de gradient est maintenue fixe L_R conformément à l'usage applicable et réalisable.

1- $L_R = 2.5$ mH	$C_R = 2.5$ nF	$F_R = 63.661$ kHz
2- $L_R = 2.5$ mH	$C_R = 10$ nF	$F_R = 31.830$ kHz
3- $L_R = 2.5$ mH	$C_R = 50$ nF	$F_R = 14.235$ kHz
4- $L_R = 2.5$ mH	$C_R = 150$ nF	$F_R = 8.218$ kHz
5- $L_R = 2.5$ mH	$C_R = 300$ nF	$F_R = 5.811$ kHz

1- Pour $C_R = 2.5$ nF :

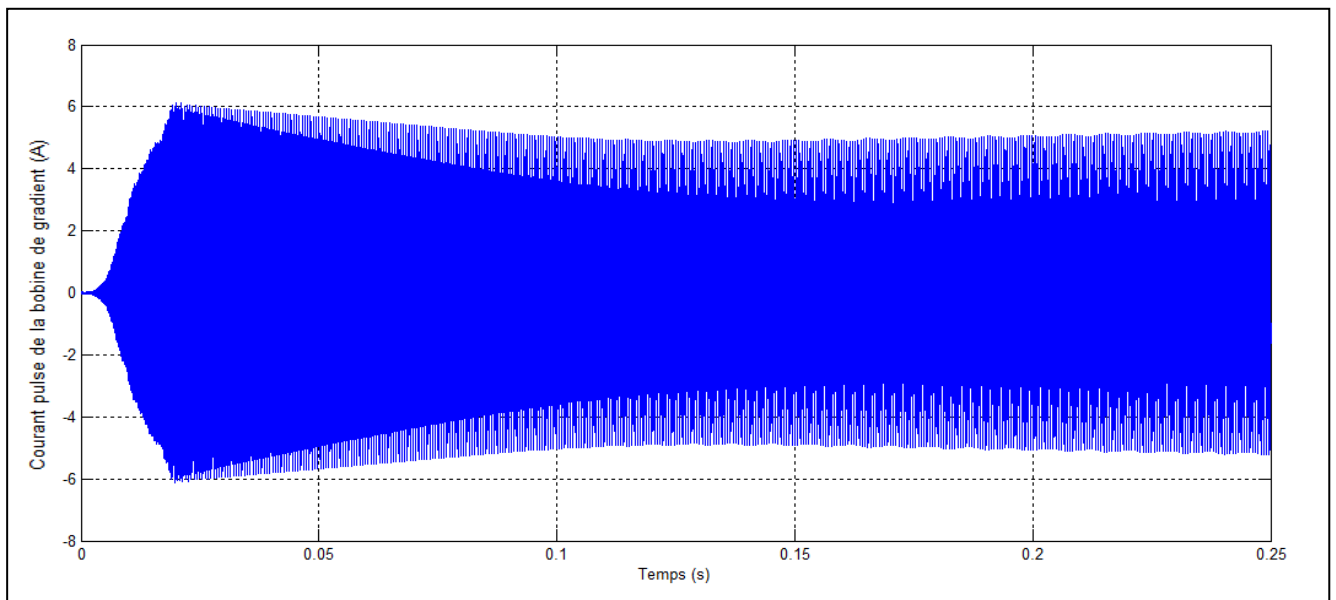


Figure V.39: Forme d'onde de courant d'alimentation.

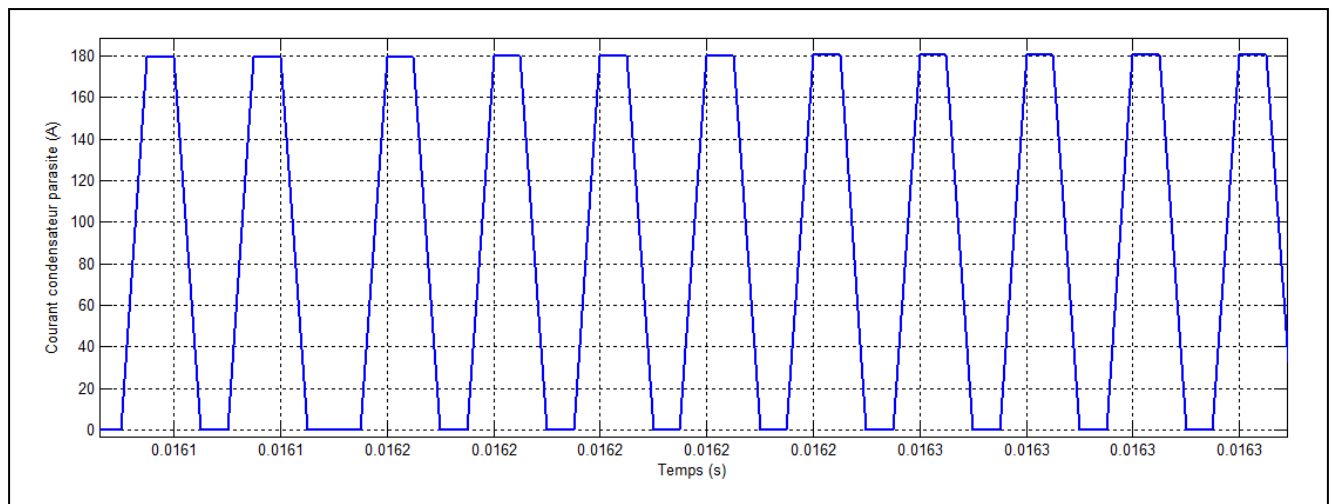


Figure V.40: Forme d'onde du courant (I_R) à travers la bobine de gradient.

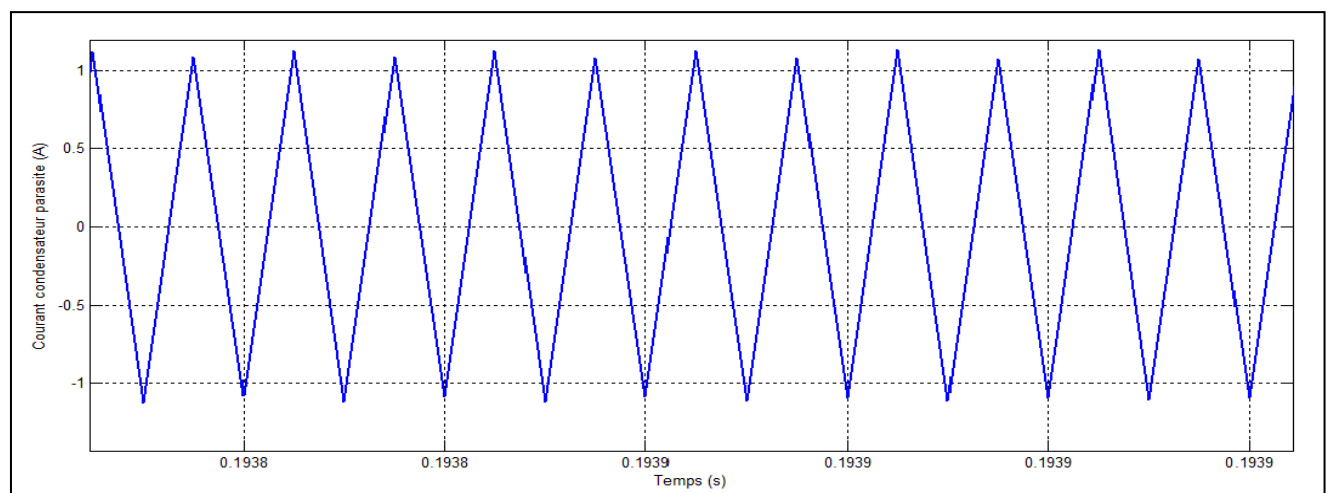


Figure V.41: Forme d'onde du courant (I_P) à travers la bobine de gradient.

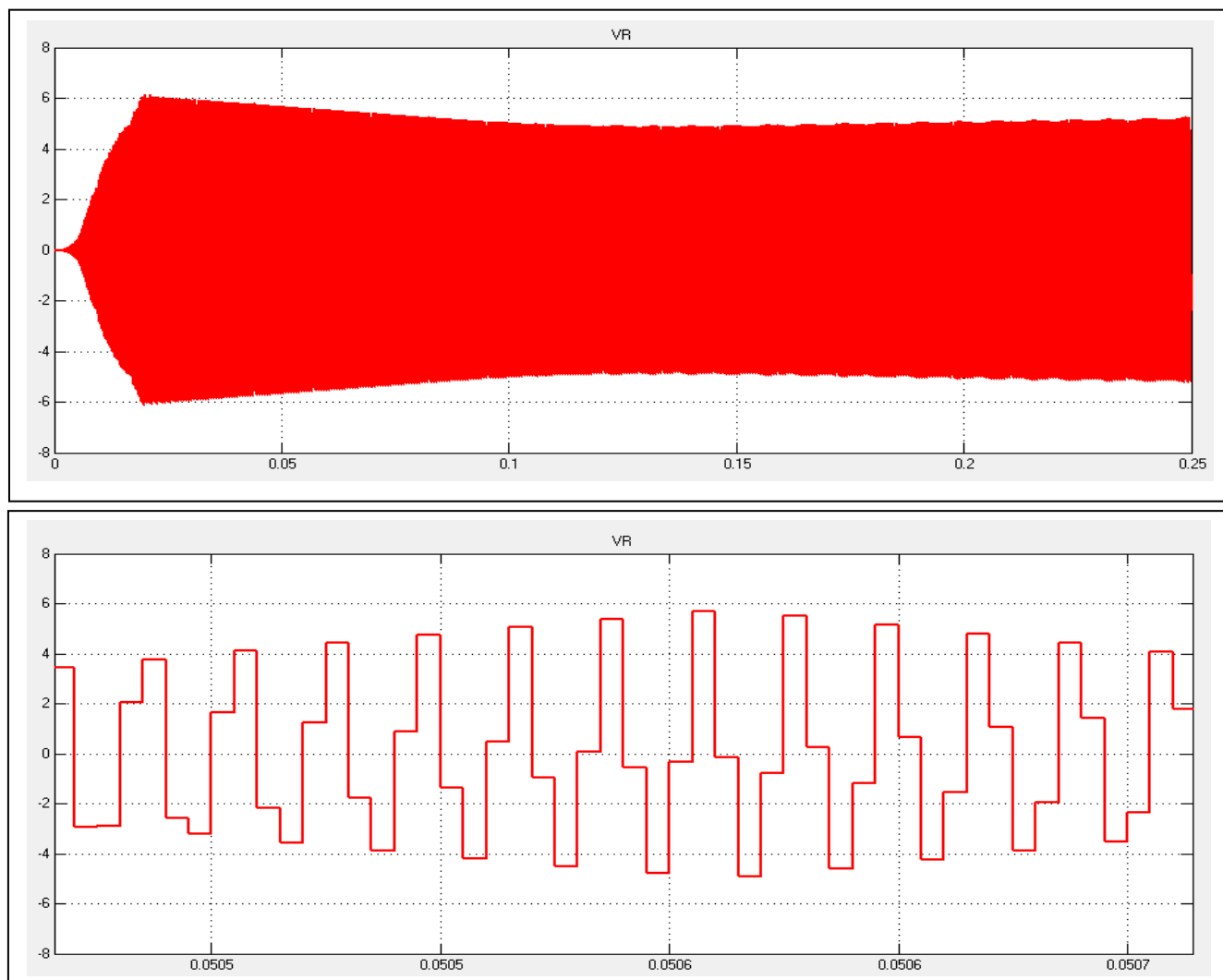


Figure V.42: Formes d'ondes de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient.

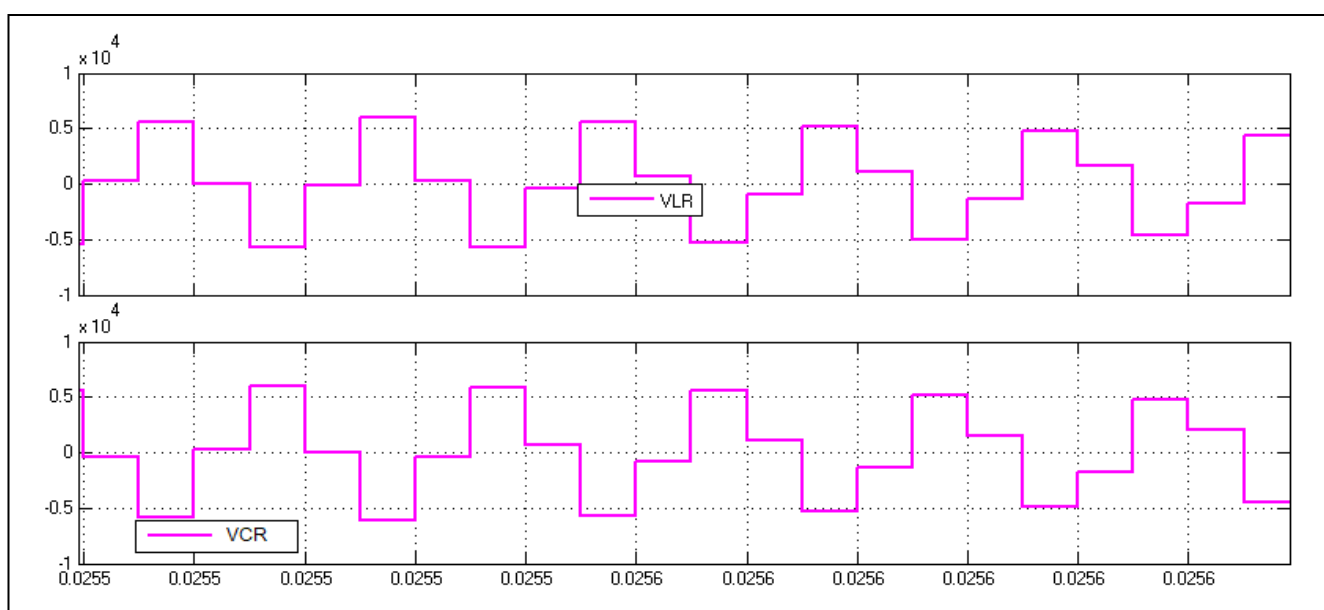


Figure V.43: Formes d'ondes de la tension aux bornes de L_R et C_R .

2- Pour $C_R = 10 \text{ nF}$:

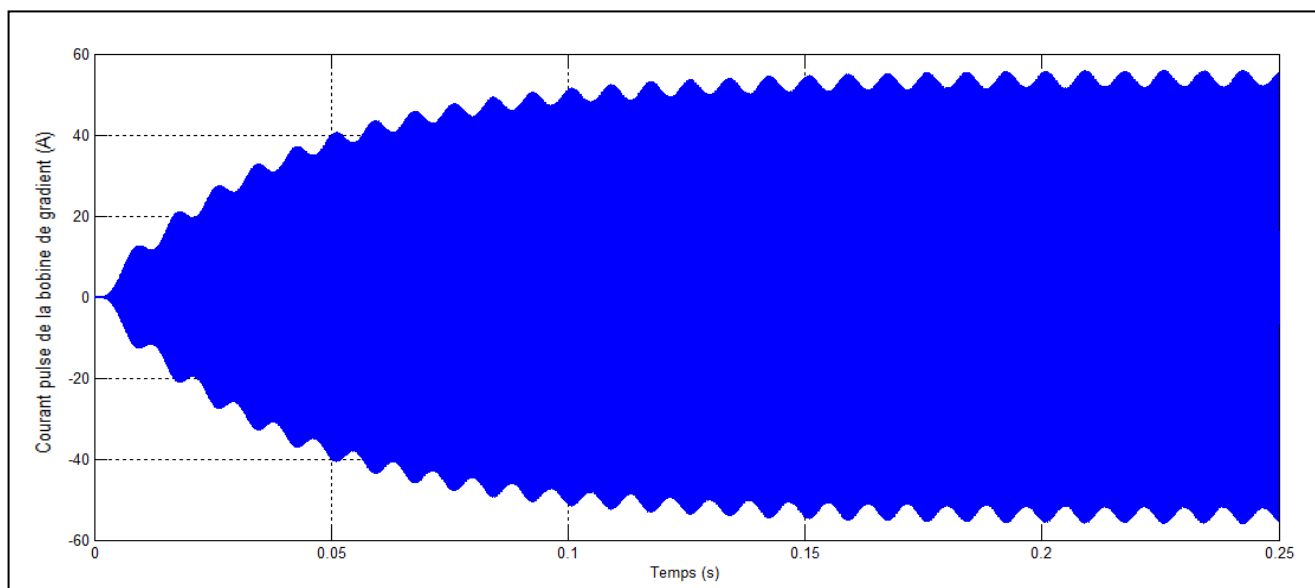


Figure V.44: Forme d'onde de courant d'alimentation.

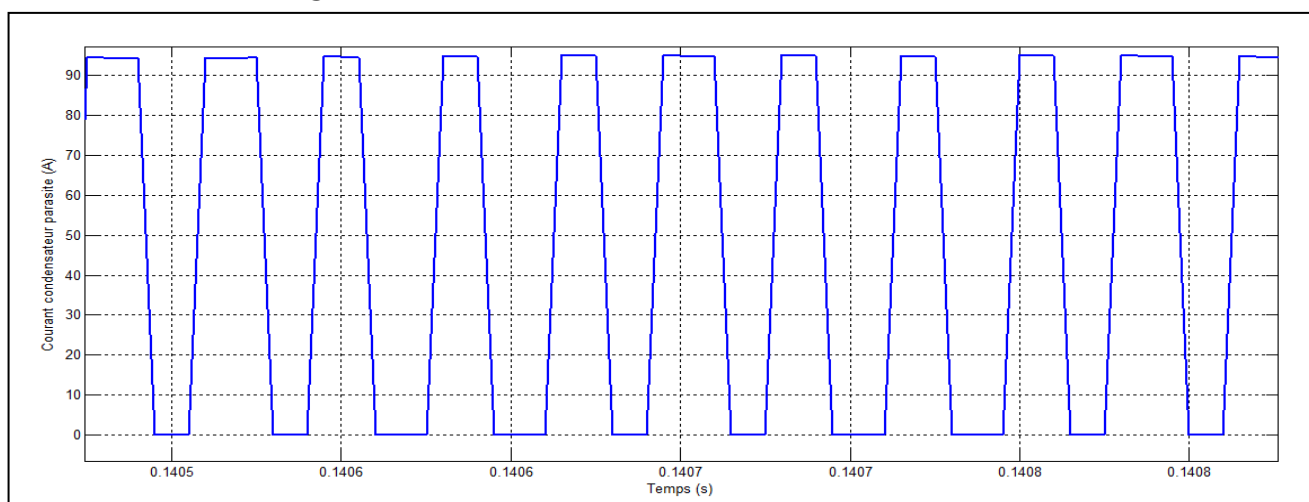


Figure V.45: Forme d'onde du courant (I_R) à travers la bobine de gradient.

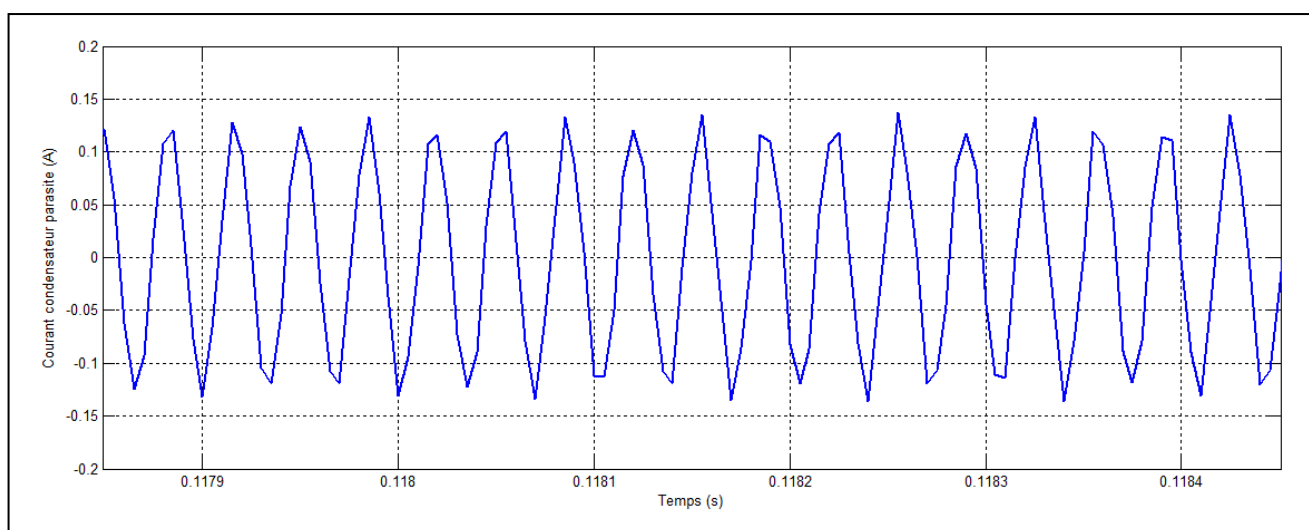


Figure V.46: Forme d'onde du courant (I_P) à travers la bobine de gradient.

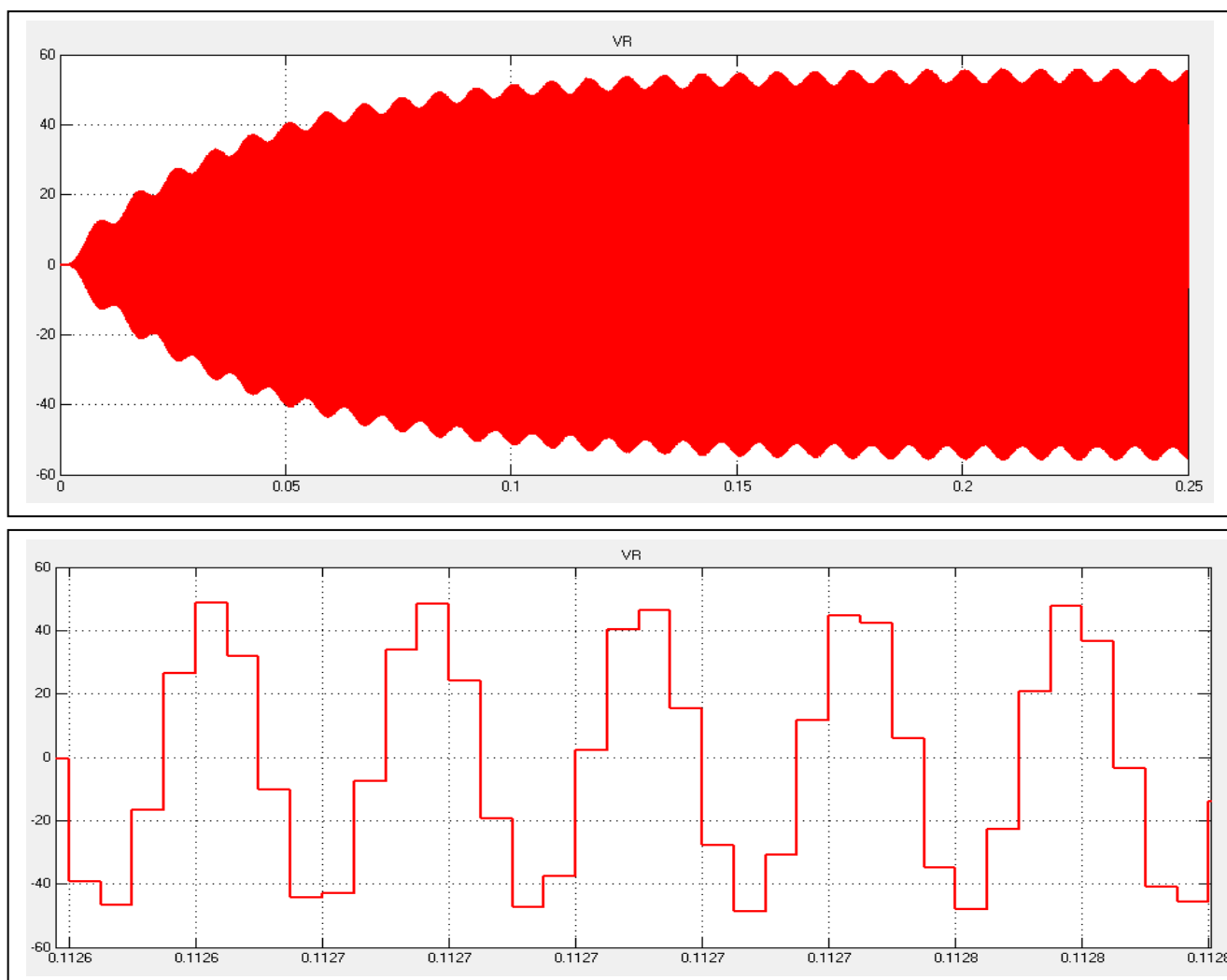


Figure V.47: Formes d'ondes de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient.

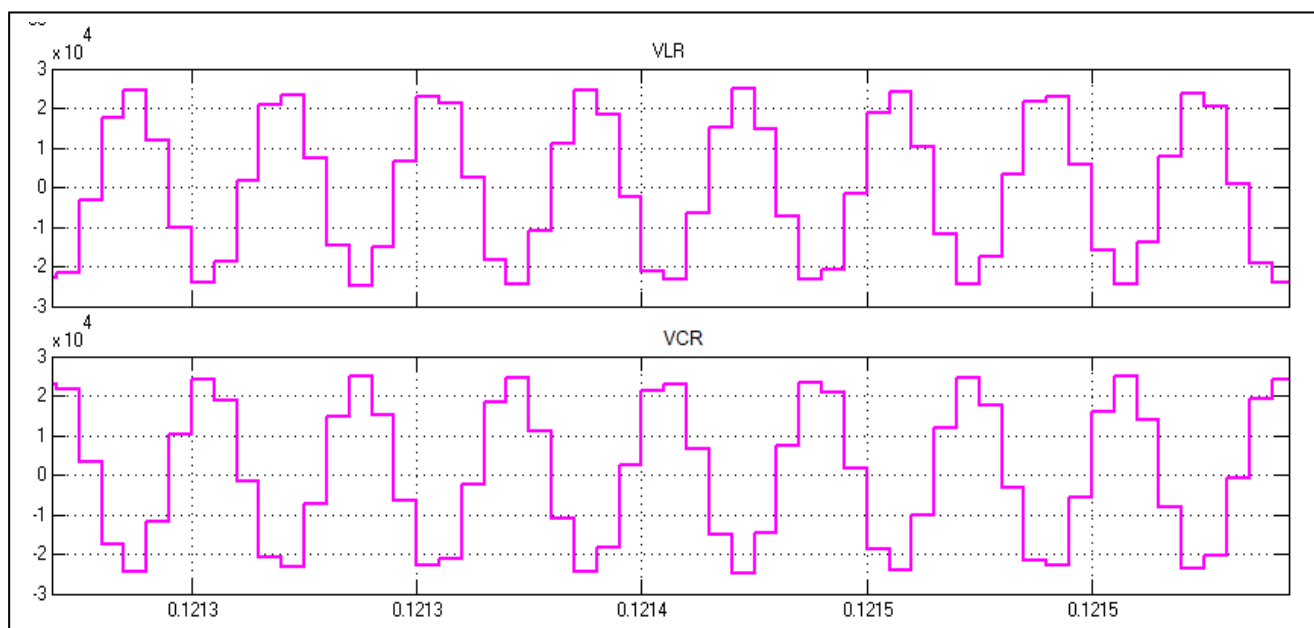


Figure V.48: Formes d'ondes de la tension aux bornes de L_R et C_R .

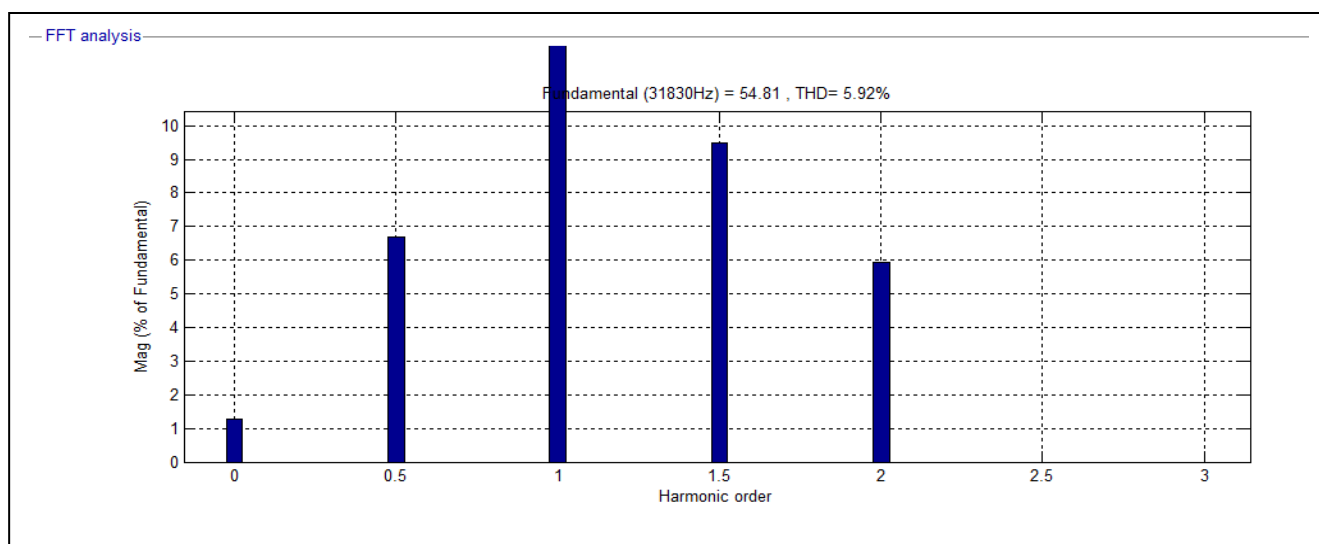


Figure V.49: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_I .

3- Pour $C_R = 50$ nF :

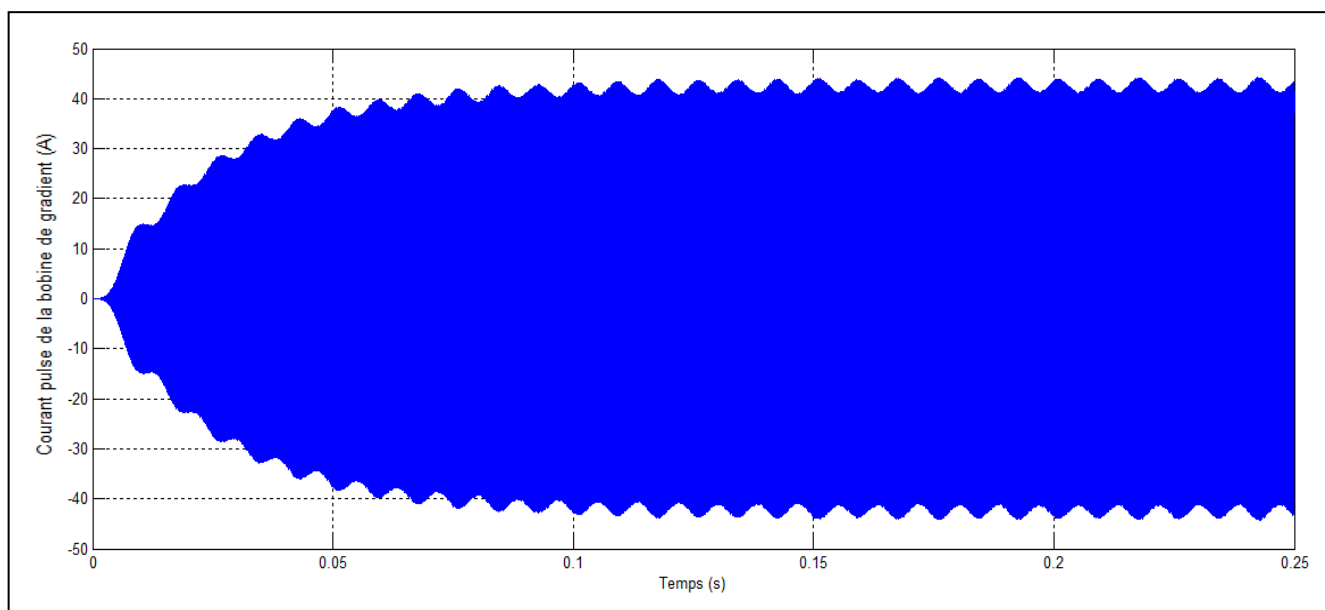


Figure V.50: Forme d'onde de courant d'alimentation.

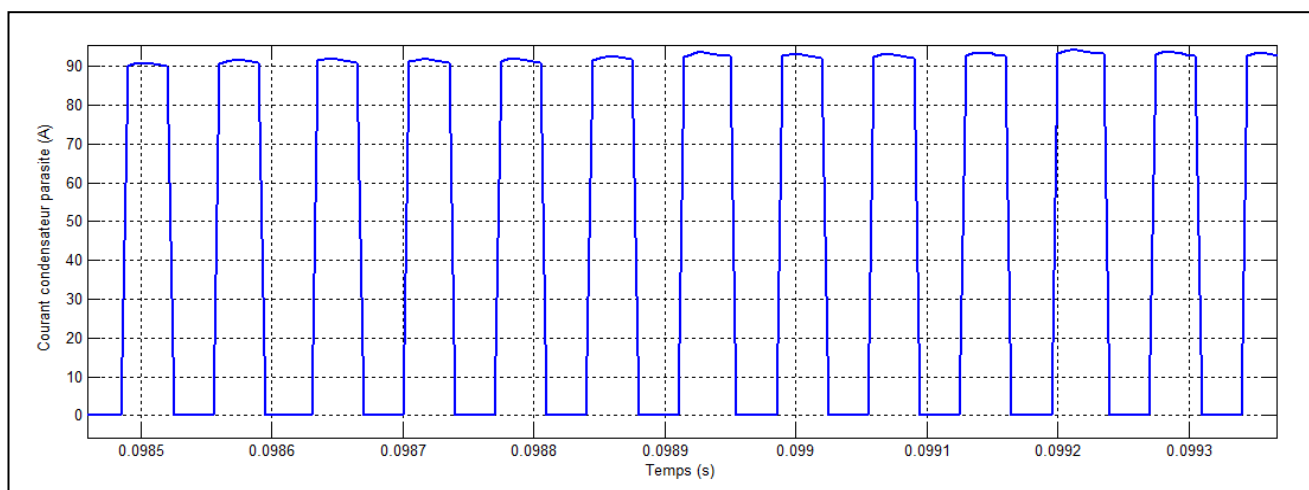


Figure V.51: Forme d'onde du courant (I_R) à travers la bobine de gradient.

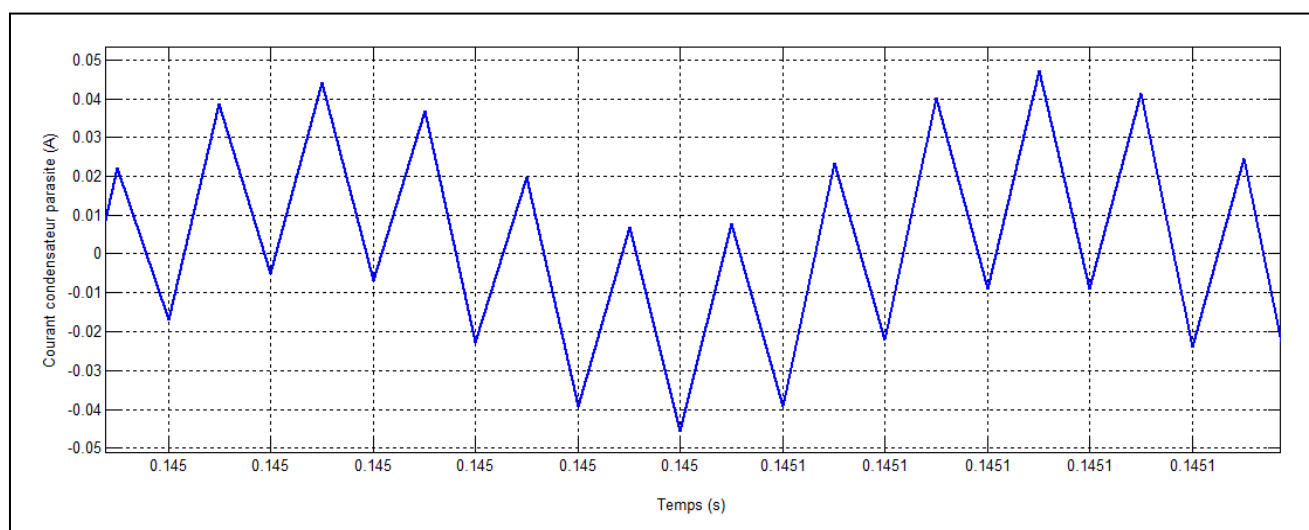


Figure V.52: Forme d'onde du courant (I_P) à travers la bobine de gradient.

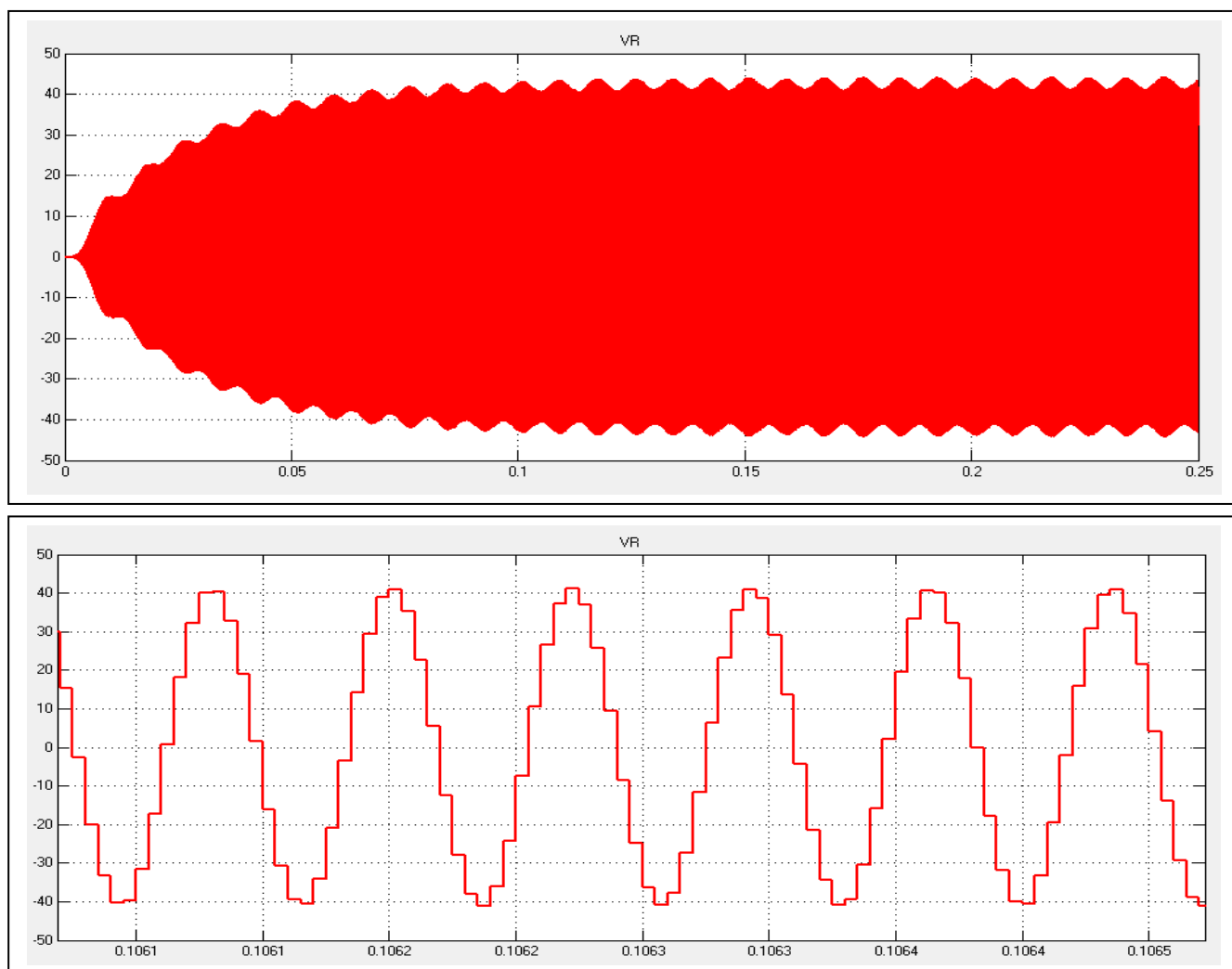


Figure V.53: Formes d'ondes de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient.

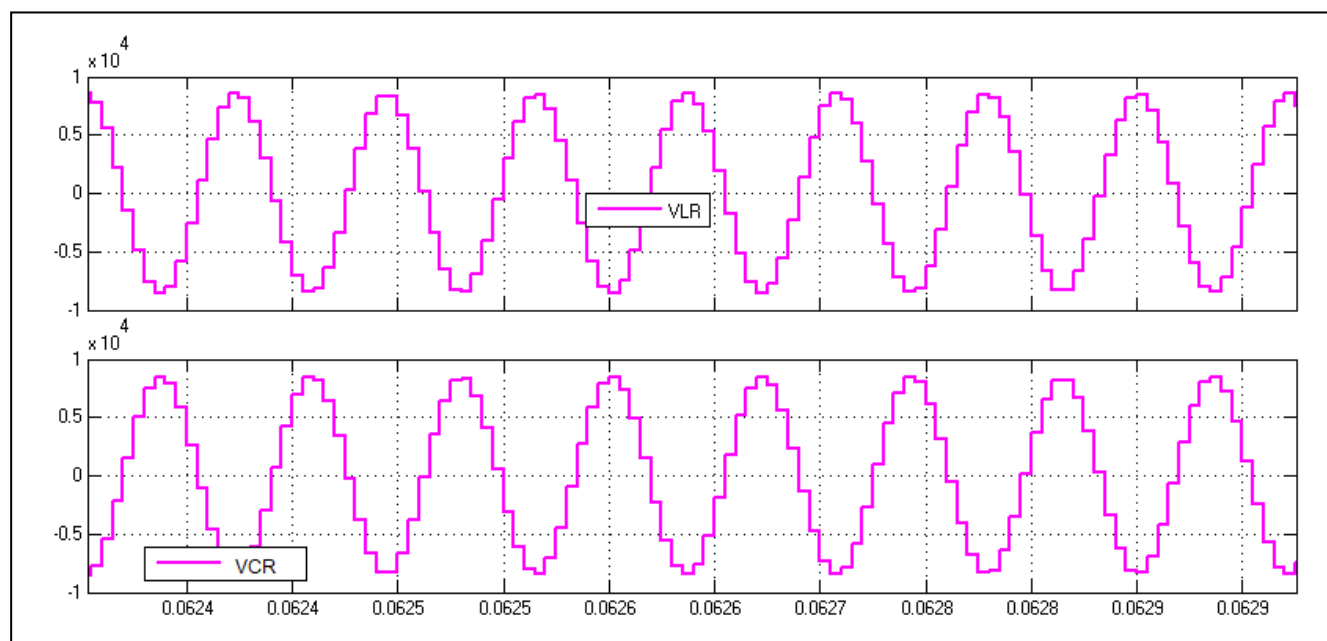


Figure V.54: Formes d'ondes de la tension aux bornes de L_R et C_R .

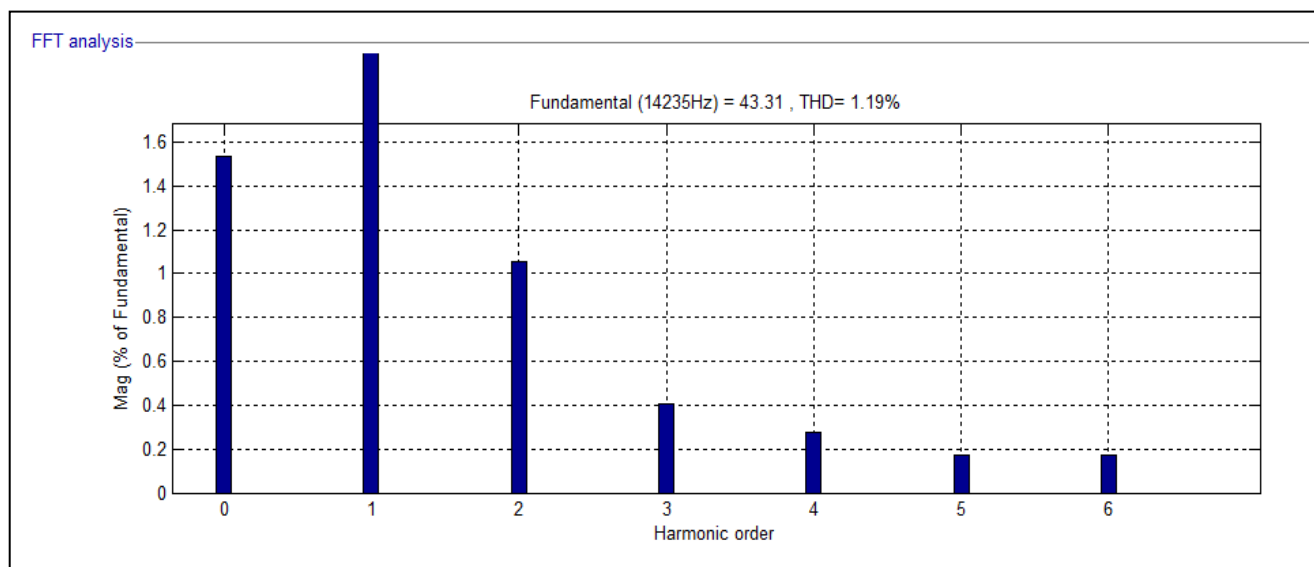


Figure V.55: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_I .

4- Pour $C_R = 150$ nF :

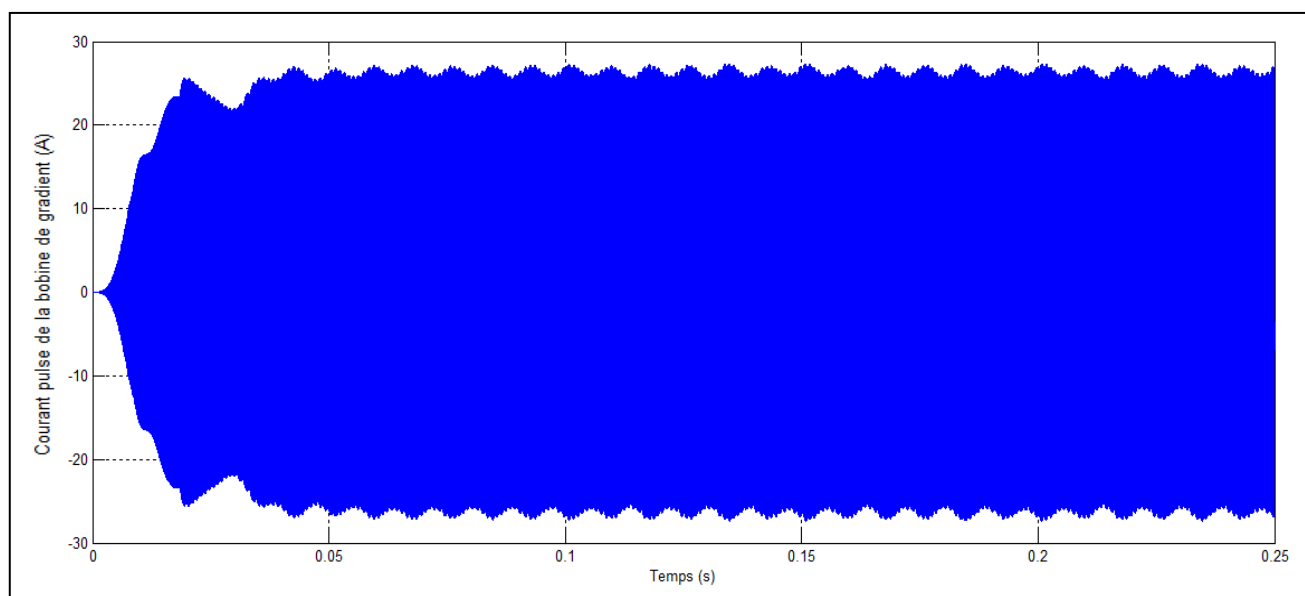


Figure V.56: Forme d'onde de courant d'alimentation.

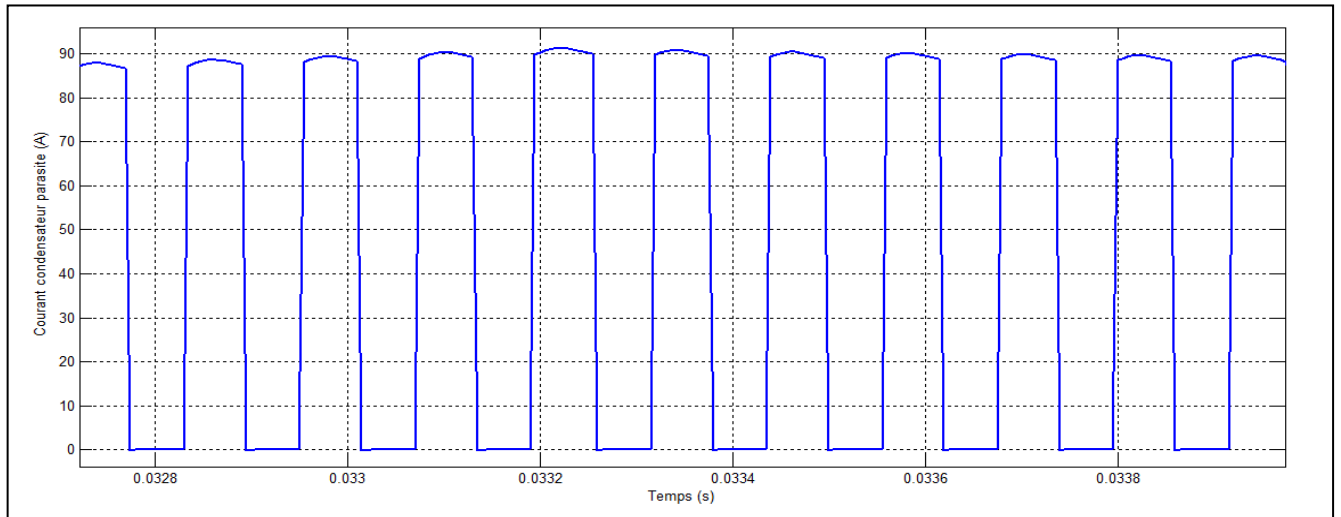


Figure V.57: Forme d'onde du courant (I_R) à travers la bobine de gradient.

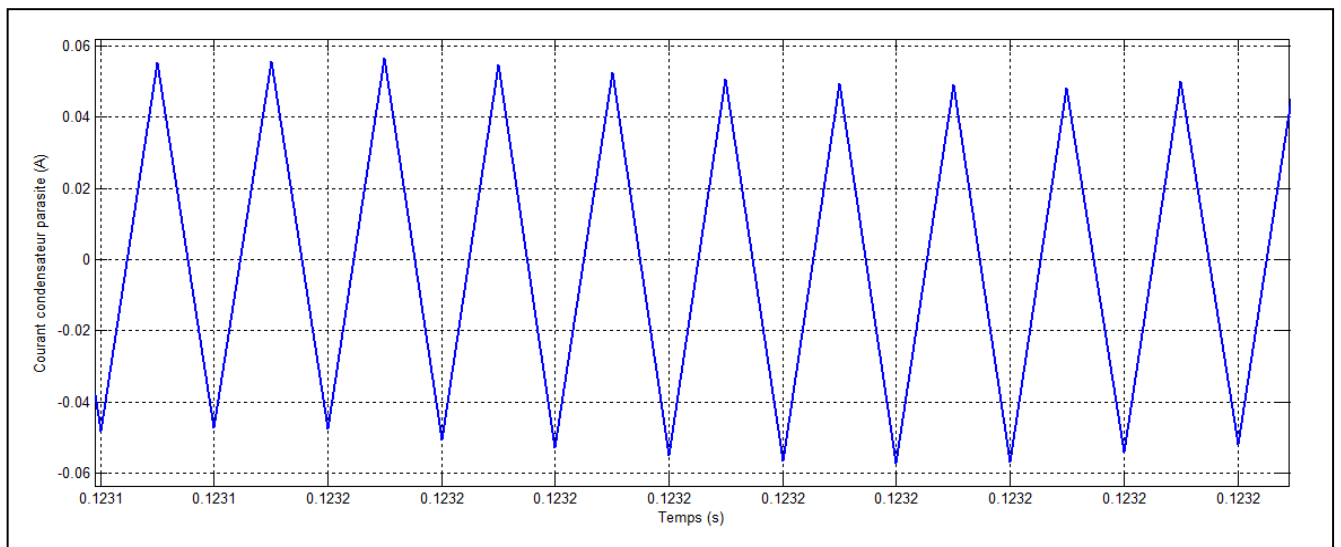


Figure V.58: Forme d'onde du courant (I_P) à travers la bobine de gradient.

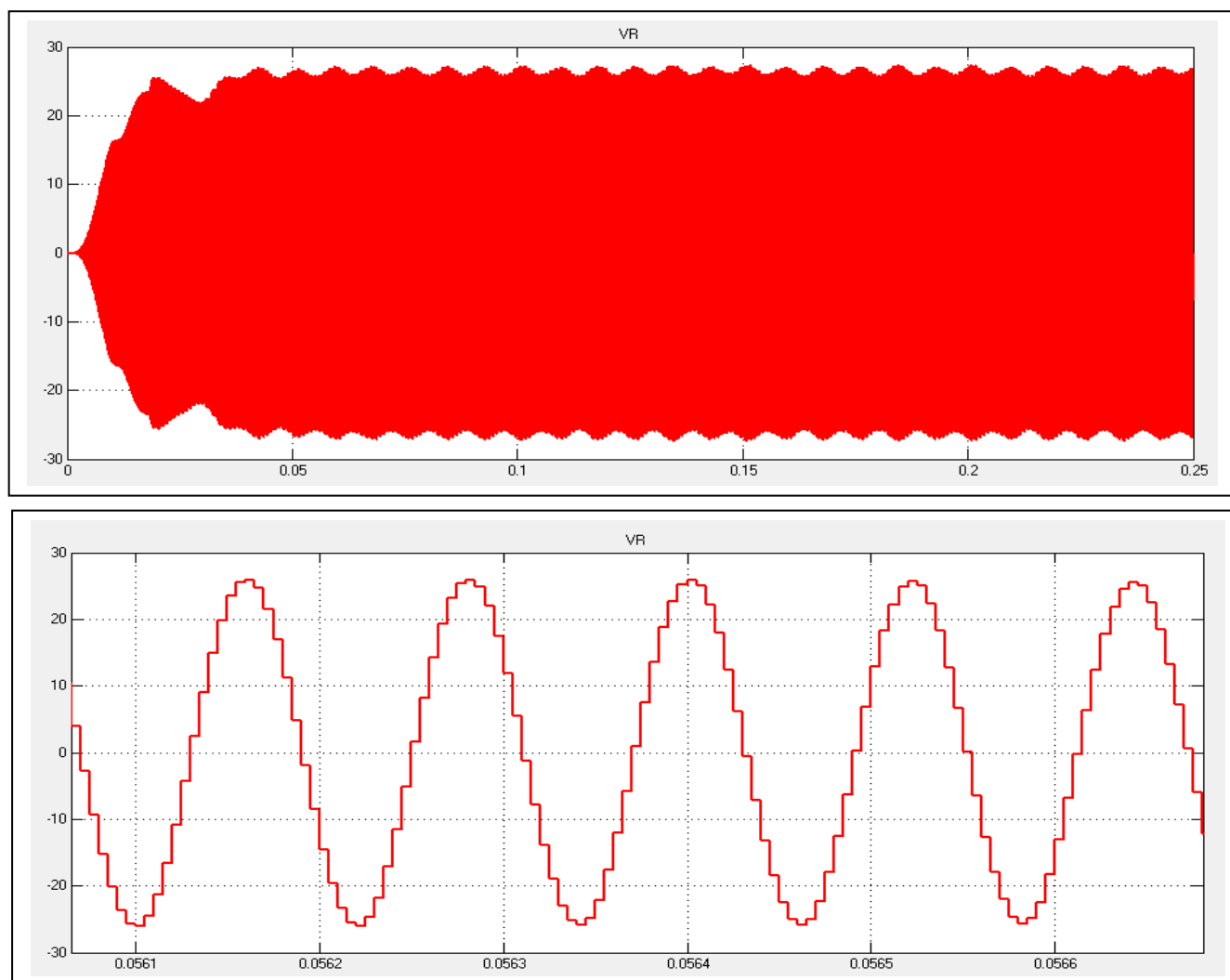


Figure V.59: Formes d'ondes de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient.

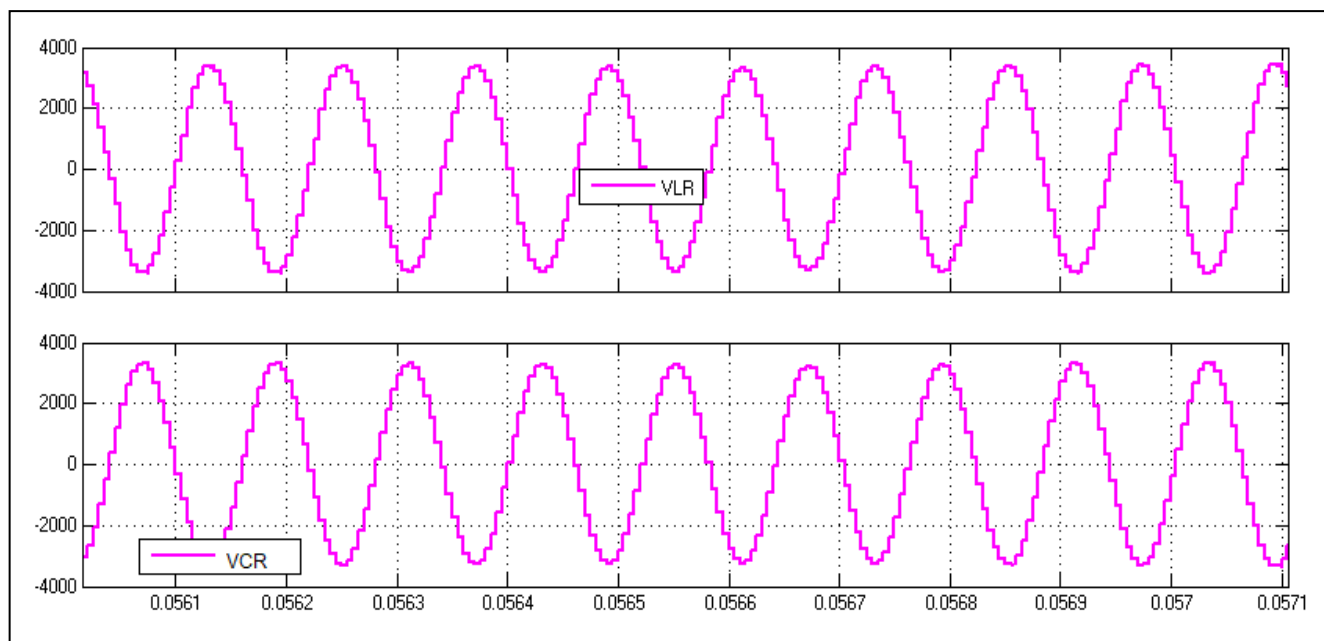


Figure V.60: Formes d'ondes de la tension aux bornes de L_R et C_R .

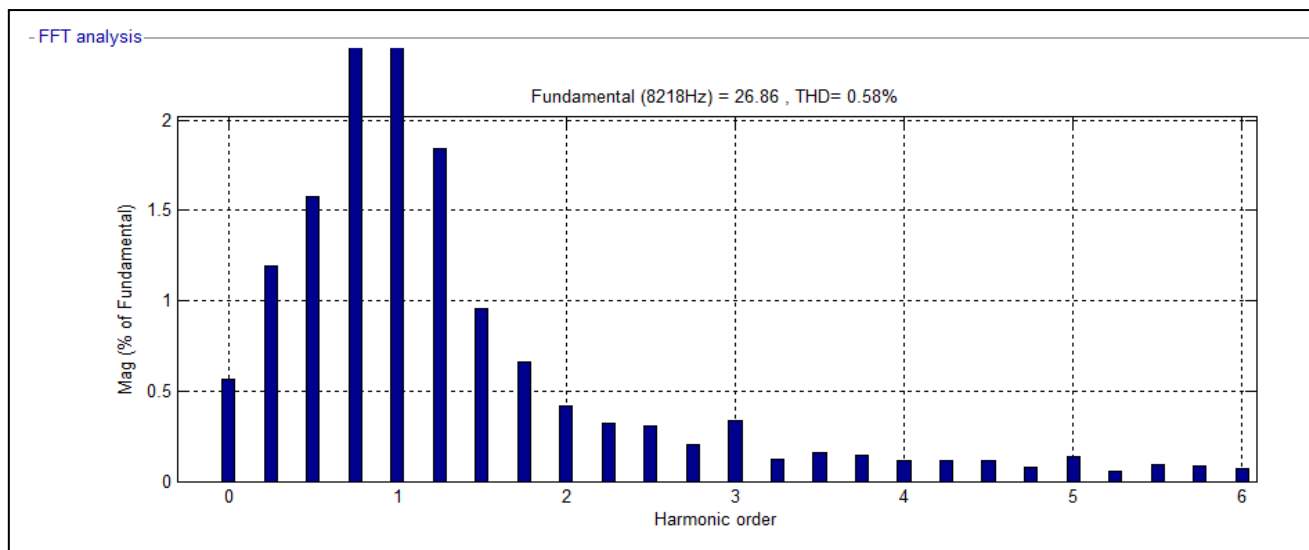


Figure V.61: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_1 .

5- Pour $C_R = 300 \text{ nF}$:

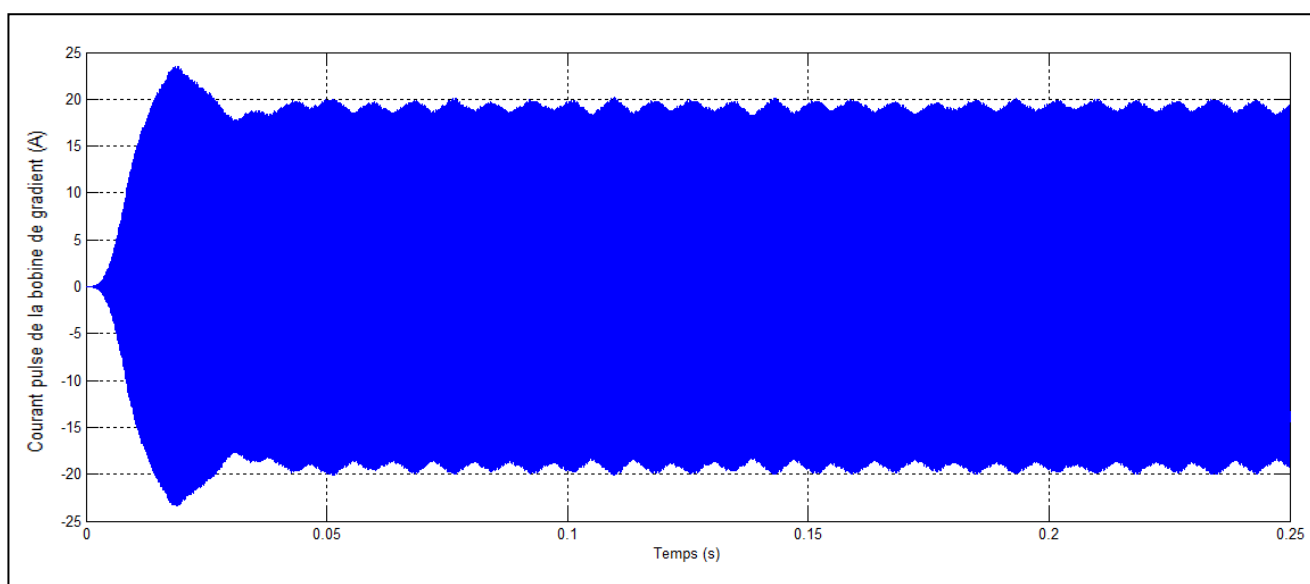


Figure V.62: Forme d'onde de courant d'alimentation.

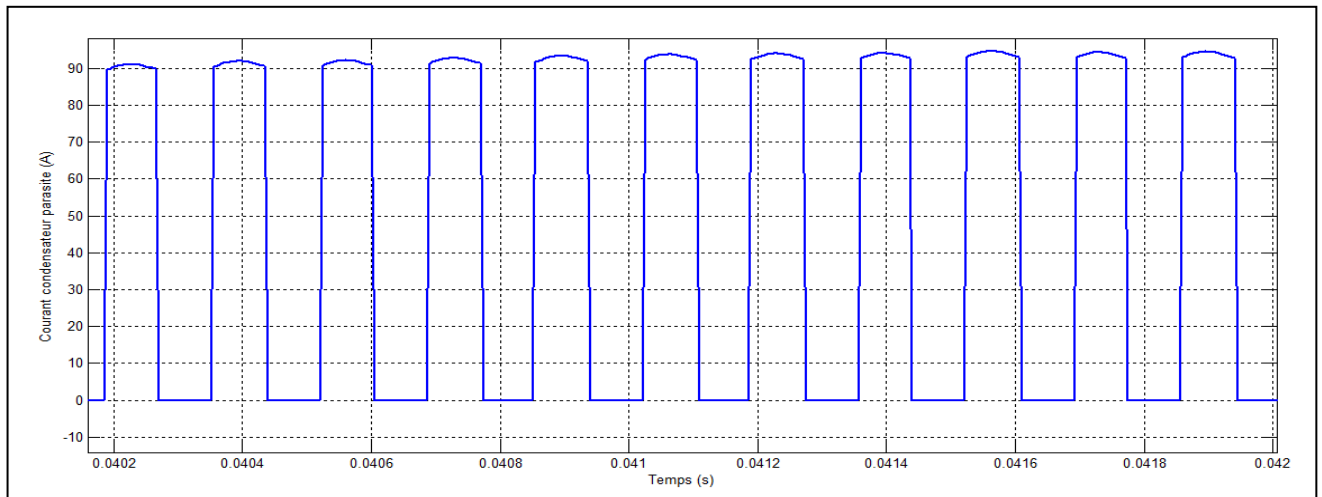


Figure V.63: Forme d'onde du courant (I_R) à travers la bobine de gradient.

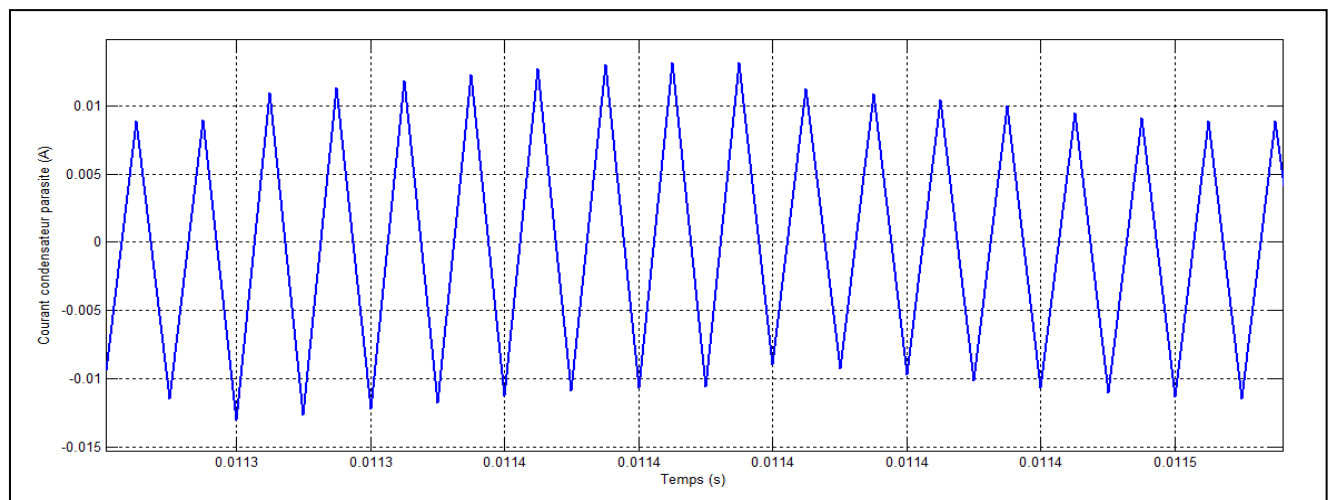


Figure V.64: Forme d'onde du courant (I_P) à travers la bobine de gradient.

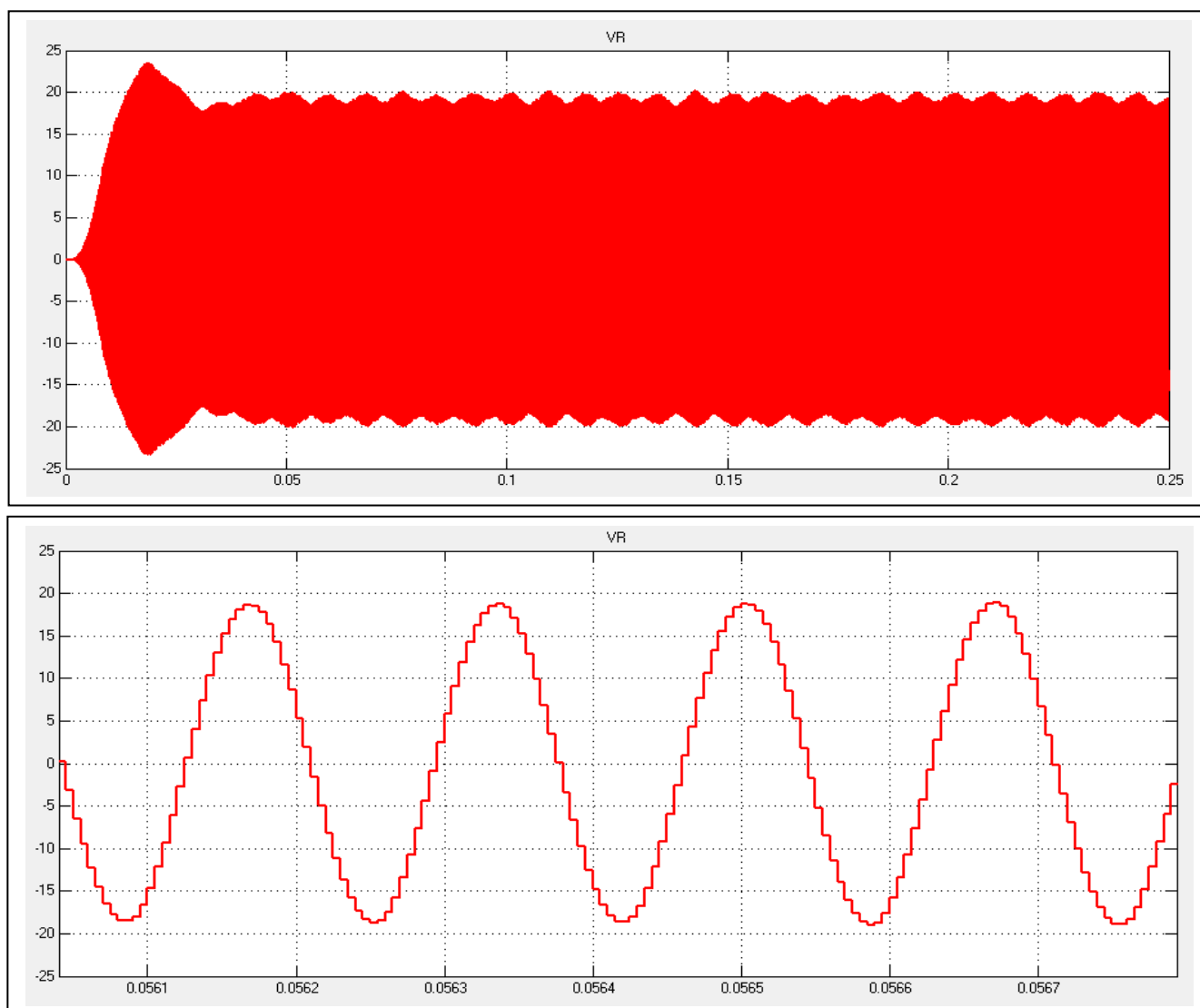


Figure V.65: Formes d'ondes de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient.

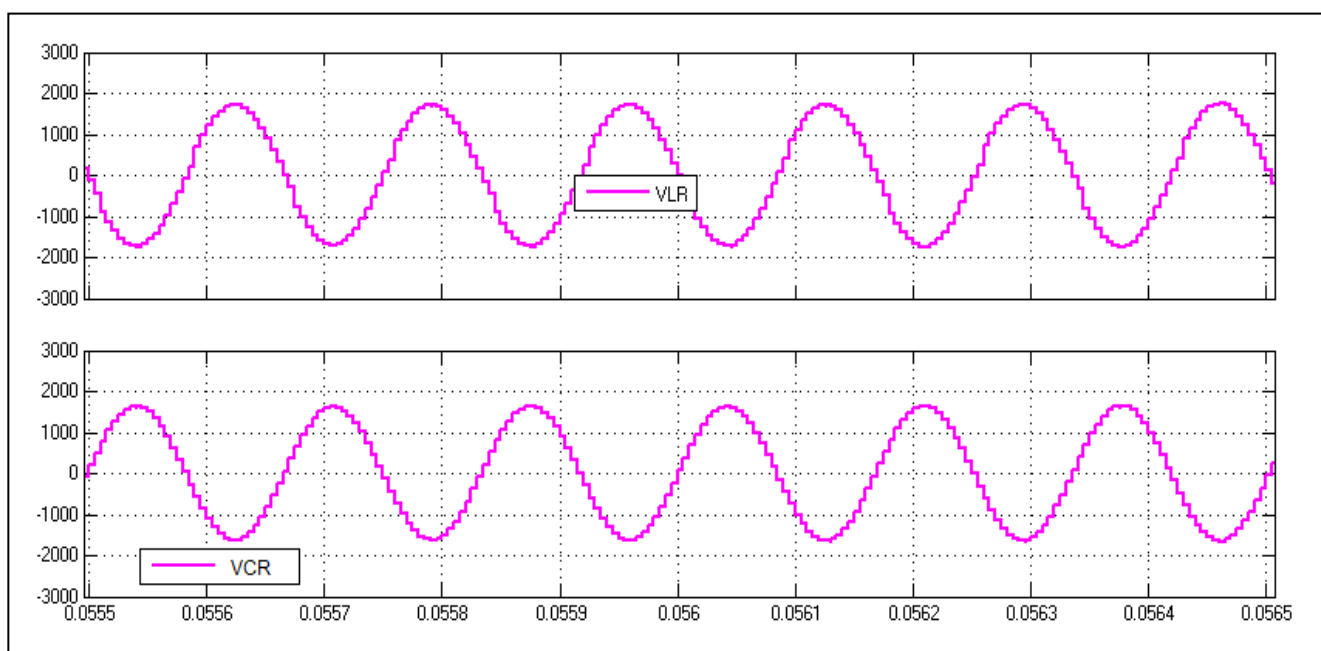


Figure V.66: Formes d'ondes de la tension aux bornes de L_R et C_R .

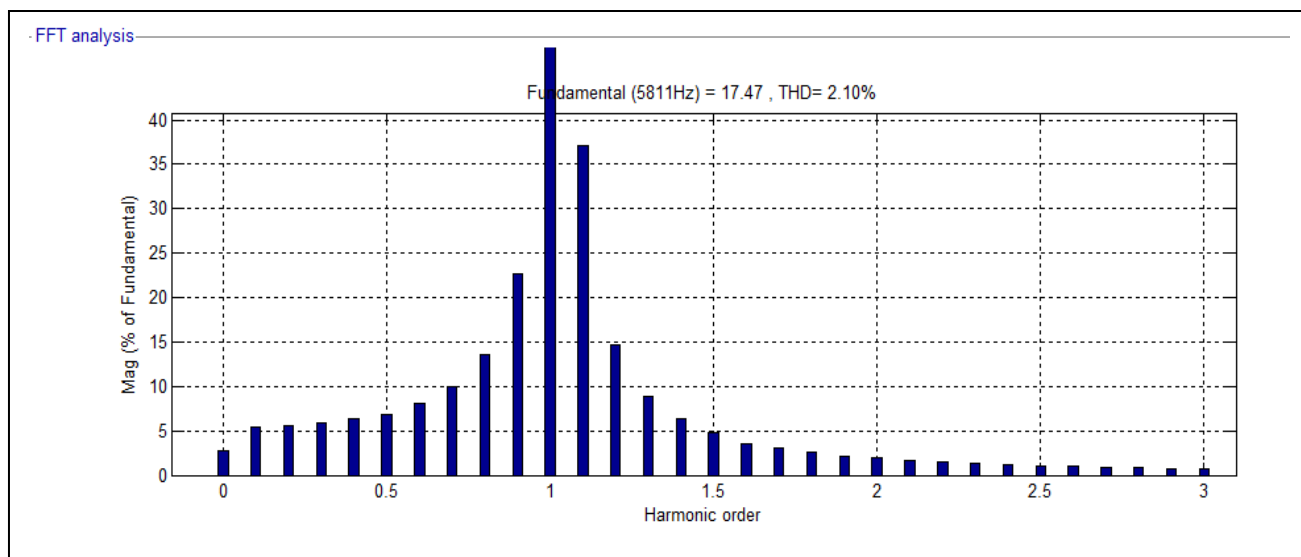


Figure V.67: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient THD_i .

- On a procédé à la variation de C_P condensateur de parasite, une valeur standard fixe L_R et C_R .

$1-L_R = 2.5 \text{ mH}$ $C_P = 5 \text{ pf}$ $C_R = 50 \text{ nF}$ $F_R = 14.235 \text{ kHz}$

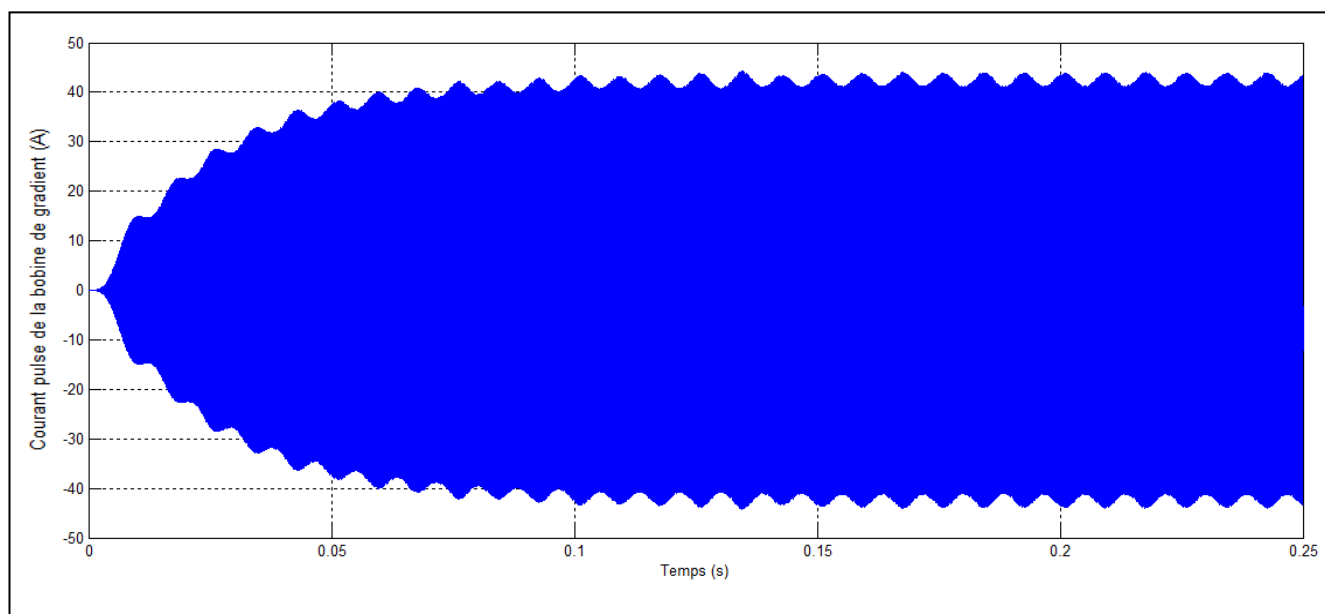


Figure V.68: Forme d'onde de courant d'alimentation.

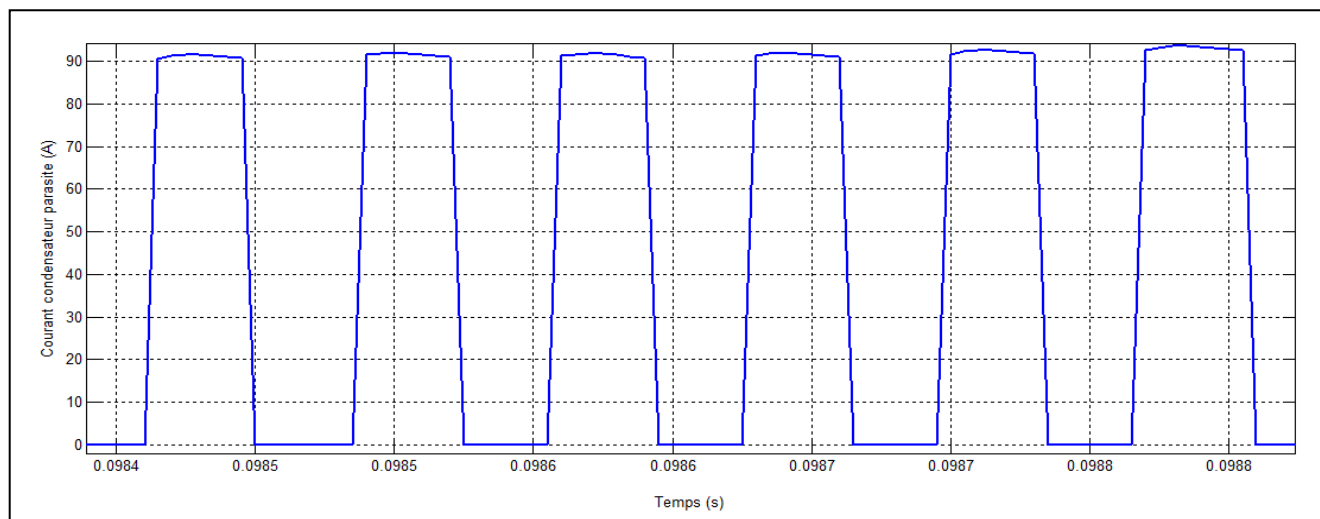


Figure V.69: Forme d'onde du courant (I_R) à travers la bobine de gradient.

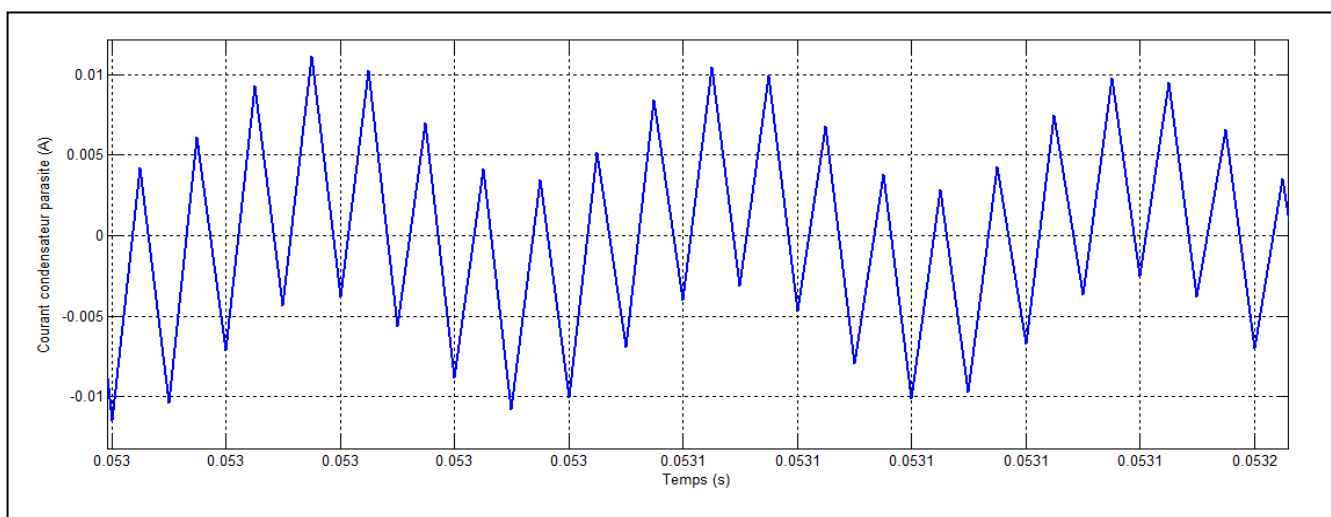


Figure V.70: Forme d'onde du courant (I_P) à travers la bobine de gradient.

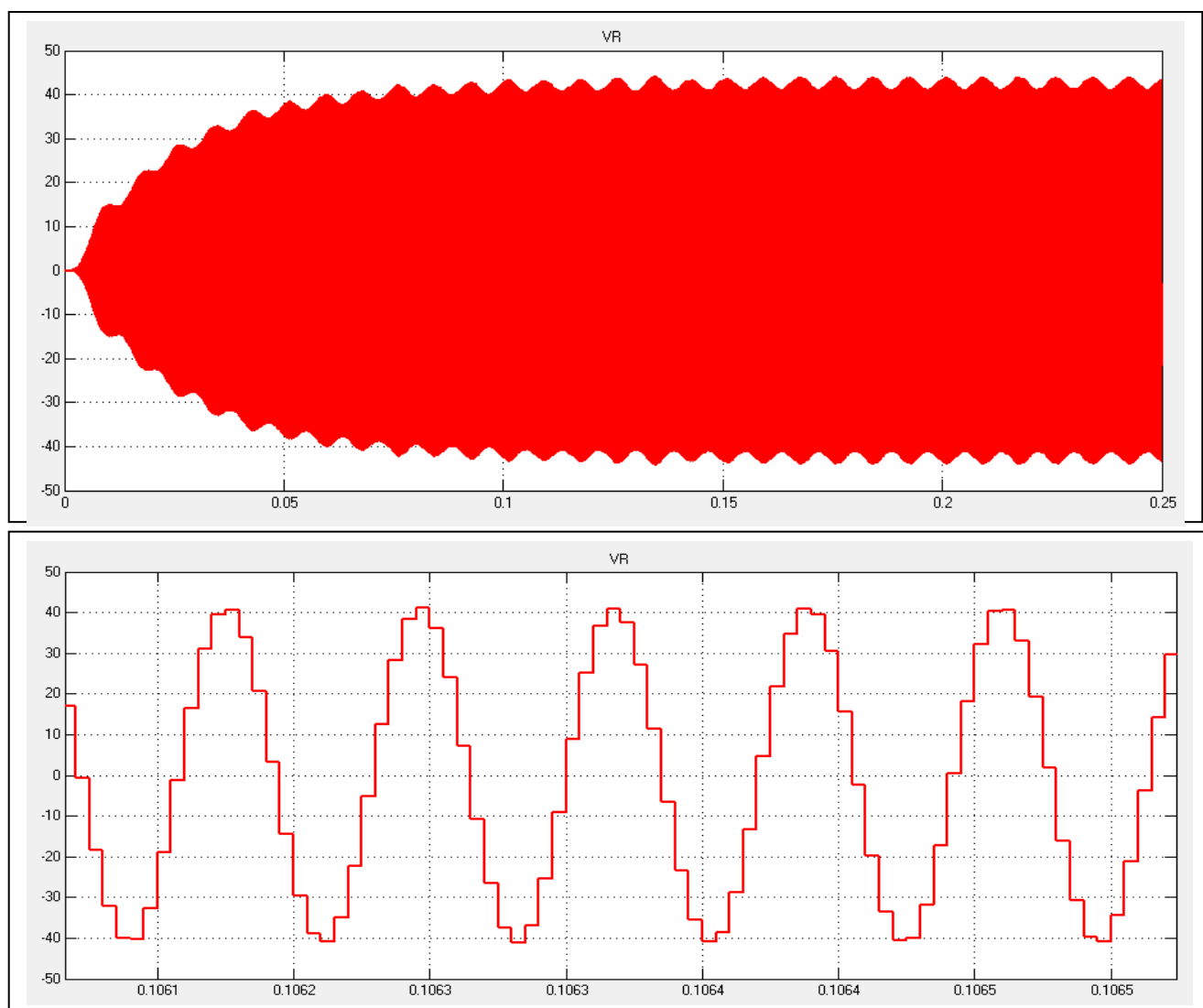


Figure V.71: Formes d'ondes de la tension aux bornes de la résistance de la bobine de gradient.

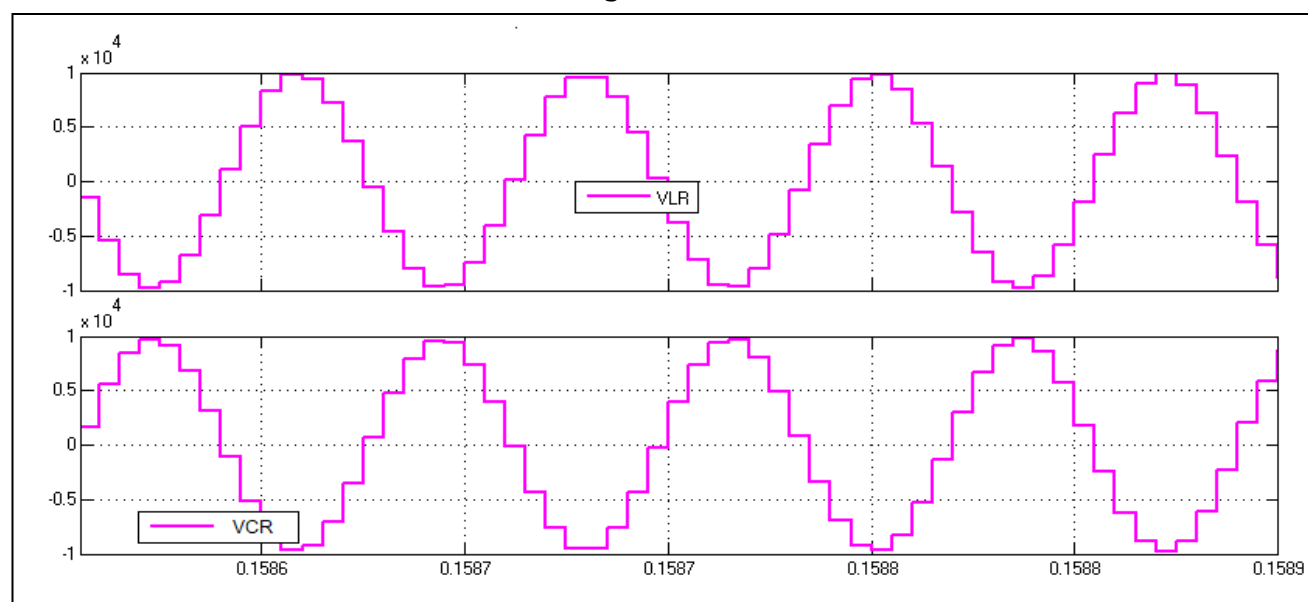


Figure V.72: Formes d'ondes de la tension aux bornes de L_R et C_R .

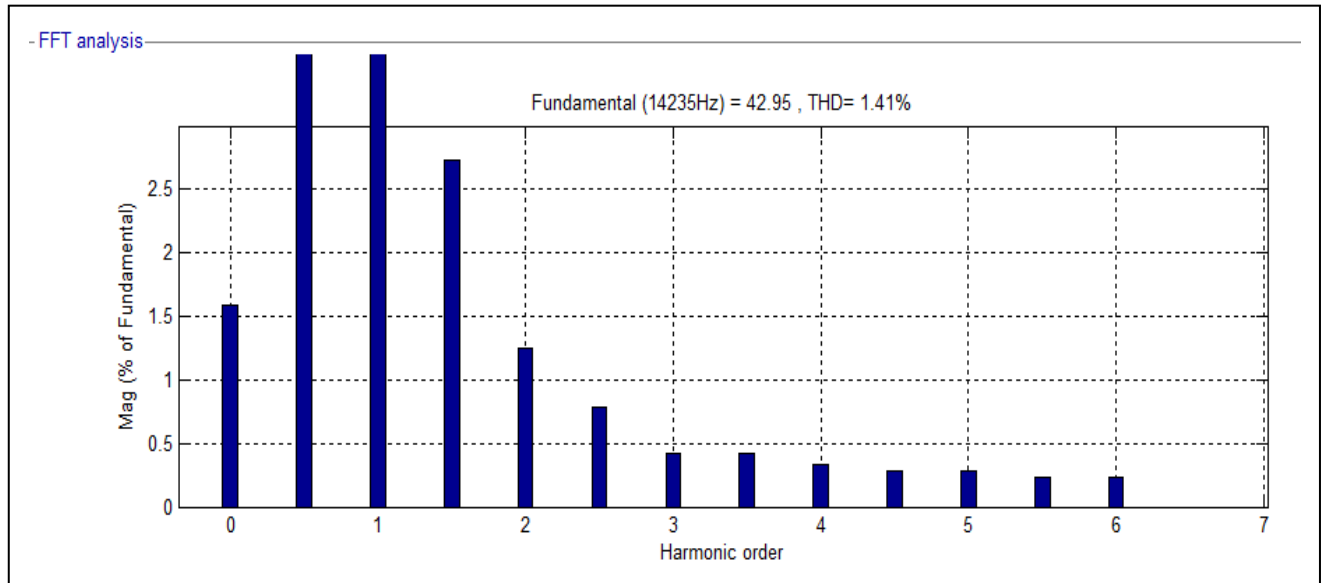


Figure V.73: Spectre harmonique du courant travers la bobine de gradient $THDI$.

Remarque :

On remarque que il est théoriquement possible d'adapter le condensateur C_R compatible pour amorcer le déroulement de la supraconductivité de la bobine de gradient (cas $C_P = 150$ nF, $C_P = 300$ nF, $C_P = 500$ nF).

Mais pratiquement la disponibilité de ce type de condensateur de haute tension reste au-dessus des offres permis dans les marches des condensateurs haute tensions une les contraintes de taille, de dimension et de poids.

Cependant la valeur jugée confirme a ce conditions est celle adoptée : $C_R = 50$ nF car cette valeur est seuil limitait l'usage des condensateurs utilise pour amorce la supraconductivité par résonance.

V.6.1. Constatations et interprétations

Le problème majeur cible en utilisant le contrôleur **PID** est le dépassement intolérable du courant pulsée alimentant la bobine de gradient. de ce fait, on constate une parfaite destination du régime dynamique, qui se durale dans des conditions normales, mais le temps de réponse reste le point noir de notre système.

Tandis que le régime statique est formellement à nonce stable sans aucune contrainte.

Par entre les charges moyennes et élevées (30A-80A) la maitrise du régime transitoire demeura plus que nécessaire du moment que la réactance de la bobine est de valeurs relativement faible, ce qui laisse l'apparition de forts départements en courants pulsés.

Cependant, le PID a été la moyenne adéquate pour permettre l'absorption du choc initial des crêtes de courants injectés par excitation de la bobine de gradient.

Néanmoins, les constantes de temps des charges choisies n'ont pas le pouvoir d'atténuer les dépassements des amplitudes de la courante phase transitoire.

D'où une grande performance ces ont été ajoutées au système rapidité remarquable de sa réponse.

Conclusion

Le PID peut faire l'objet d'un élément de contrôle efficace dans notre application. Un choix adéquat de ce type de régulation peut être suffisant pour la réalisation des performances recommandées par le cahier de charge de ce type d'application.

On note une erreur de la tension de sortie évaluée à 2% de la grandeur de référence, cette quantité est tolérée pour ce genre d'application. En effet, dans le domaine médical, la tension d'alimentation en KV et par conséquent, l'erreur en question demeure acceptable notamment à quelques prises dépassant les dizaines de KV.

Finalement, les hypothèses que nous avons adoptées pour la simplification du système, n'ont pas affectés nos résultats désirés du point de vue technique.

Conclusion Générale

CONCLUSION GENERALE

Ce projet a été choisi pour de multiples raisons : la première, été notre envie d'explorer le domaine de la technique d'imagerie médicale. La deuxième raison est de connaître et montrer l'importance du génie électrique de contribuer à développer le secteur de l'imagerie médicale.

Il s'agit d'une technologie récente et que nous avons accès à de précieuses informations grâce à notre encadreur **Dr Mr RACHEDI MOHAMED** qui est apte à partager beaucoup d'informations fiables et utiles à notre travail. Nous avons ainsi pu visiter Dr. BASSOU, gérant de la clinique médicale, qui, nous a fait profiter de connaître toutes les étapes de reproduction d'imagerie médicale et ce, en engageant une personne qualifiée pour le fonctionnement de l'IRM avec une machine réelle. Ainsi, être proche d'une installation de l'équipement électrique de ce type d'alimentation.

C'est d'ailleurs lors de cette rencontre qu'on a réellement compris comment ça fonctionnait l'IRM. Et concernant la rencontre l'équipe chargée de la maintenance, on a été bloqué par la Pandémie COVID 19.

Dans cette investigation, il a été mis le point sur le principe de la réalisation d'une alimentation en puissance destinée à l'équipement de l'imagerie médicale, en l'occurrence l'imagerie par résonance magnétique. Les composants mis en jeu sont principalement réactifs tels que la bobine de gradient génératrice de flux magnétique, le circuit de compensation composé de condensateur en parallèle avec une bobine. Ce couple de compensation joue un rôle primordial pour éviter la haute tension qui apparaît lors de manifestation de la résonance entre ces composants en haute fréquence.

Le but principal trace pour cette étude est de réaliser une alimentation stable avec tension réduite délivrée par un hacheur dont les semi-conducteurs commutent (ON-OFF) à haute fréquence (en pratique $F=2.4$ MHz), ainsi le courant délivré sous tension réduite sera très élevé pour exciter la bobine de gradient à générer forte densité de flux magnétique (l'ordre $B \geq 1,5$ Tesla) qui sert de paramètre principal pour reproduction de l'imagerie à résonance magnétique.

Cependant les résultats, obtenus semblent intéressants et praticables pour ce type d'application et servent comme outil d'orientation pour futures travaux de recherches entamés par d'autres promotions et ceux pour cerner ce domaine qui attire toujours l'attention des usagers et les fabricants, afin d'arriver à des caractéristiques de montage de hautes performances avec des dimensions idéalement optimisés (taille, poids, volume).

Nous espérons que notre travail servira comme support scientifique pour éventuels travaux de recherches qui, intéressera les futures promotions.

Références Bibliographie

BIBLIOGRAPHIE

- [1] <https://fr.wikipedia.org/wiki/Radiographie>
- [2] www.medecine.ups-tlse.fr/DCEM2/.../013_principes_examens_imagerie_JOFFRE.pdf
- [3] www.imre.ucl.ac.be/rpr/RDGN3120/imageRX.pdf
- [4] guidekt.net/.../COURS%203%20LA%20RADIOLOGIE%20AUX%20RAYONS%20X
- [5] univ.ency-education.com/uploads/1/3/1/0/13102001/radio3an_tube-radiogene.pdf
- [6] VLAARDINGERBROEK M.T., DEN BOER J.A., "Magnétique Résonance Imaging" (2ème édition), Border, 1998
- [7] ANGEL, M.GARCIA, P.BLANC, J. : Design Criteria for Transformers in High Voltage Output, High Frequency Power Applications, EPE 5 (Jun 1994), 125–132
- [8] Révision médicale : Dr Jesus Cardenas, Directeur médical de Doctissimo, 23 avril 2018
- [9] BROUCHOUD Valérie. Doctissimo.fr, dernière mise à jour : 2011.
- [10] DILLENSEGER Jean Paul, MOERSCHEL Elisabeth. Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie. Quand la théorie éclaire la pratique. Edition Masson, 2009. p.111
- [11] SICARD Monique, La fabrique du regard. Edition Odile Jacob, 1998.
- [12] COUSSEMENT Alain. Coussement.unice.fr/french.pdf, dernière mise à jour : 2008.
- [13] univ.ency-education.com/uploads/1/3/.../radio3an_formation_image-radiologique.pdf
- [14] <http://www.cea.fr/comprendre/Pages/sante-sciences-du-vivant/essentiel-sur-imagerie-medicale.aspx>
- [15] <http://www.cea.fr/comprendre/Pages/sante-sciences-du-vivant/essentiel-sur-imagerie-medicale.aspx>
- [16] <http://www.cea.fr/comprendre/Pages/sante-sciences-du-vivant/essentiel-sur-imagerie-medicale.aspx>
- [17] <http://www.cea.fr/comprendre/Pages/sante-sciences-du-vivant/essentiel-sur-imagerie-medicale.aspx>

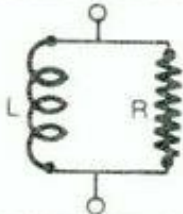
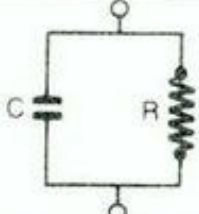
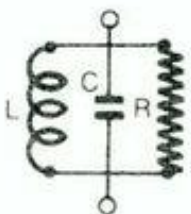
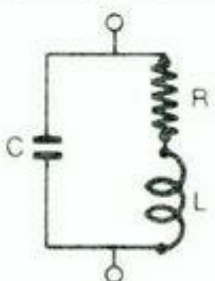
- [18] <http://www.cea.fr/comprendre/Pages/sante-sciences-du-vivant/essentiel-sur-imagerie-medicale.aspx>
- [19] QUEVAUVILLIERS Jacques. Dictionnaire médical. Edition Masson, 2007.
- [20] MATHIOT Jean-François. Biuintra.univ-bpclermont.fr.pdf
- [21] <http://tpe-irm1.e-monsite.com/pages/page-1.html>
- [22] Brix, M. K., Ersland, L., Hugdahl, K., Grüner, R., Posserud, M.-B., & Beyer, M. K. (2015). Brain MR spectroscopy in autism Spectrum disorder – the GABA excitatory/inhibitory imbalance theory revisited. *Frontiers in Humann Neuroscience*, 9. doi: 10.3389/fnhum.2015.00365
- [23] The basics of MRI, Chapter 13 », <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/chap-13/chap-13.htm>
- [24] The basics of MRI, Chapter 13 », <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/chap-13/chap-13.htm>
- [25] Présentation IRM, Philips Systèmes médicaux, marketing IT, Philippe Lanièce, UTC Compiègne, 24 Novembre 2003, <http://www.utc.fr/~farges/Master>
- [26] projet d'Electronique IRM et Imagerie TEP-IRM
- [27] projet d'Electronique IRM et Imagerie TEP-IRM
- [28] M. Correvon; « Electronique de puissance : les semi-conducteurs de puissance », chapitre 3.
- [29] Jeans louis DALMASSO « Cours de l'électronique de puissance » commutation technique sup, France 1986.
- [30] https://tel.archives-ouvertes.fr/file/index/docid/92429/filename/these_po_jeannin.pdf
- [31] Francis La brique, hervebuyse, robert boussier, Guye Séguier, « Les convertisseurs de l'électronique de puissance conversion (c-c) -T5 » ; édition tec & Doc, France 1998.
- [32] Yaël Thiaux ; « conversion AC/DC amélioration facteur de puissance », Département Génie Electronique de puissance, 13 septembre 2013.
- [33] BoubakerADNANI « Modélisation et contrôle des convertisseurs à résonnance : Application au chauffage par induction », Mémoire pour l'obtention de magister- université El Hadj Lakhdar de Batna.

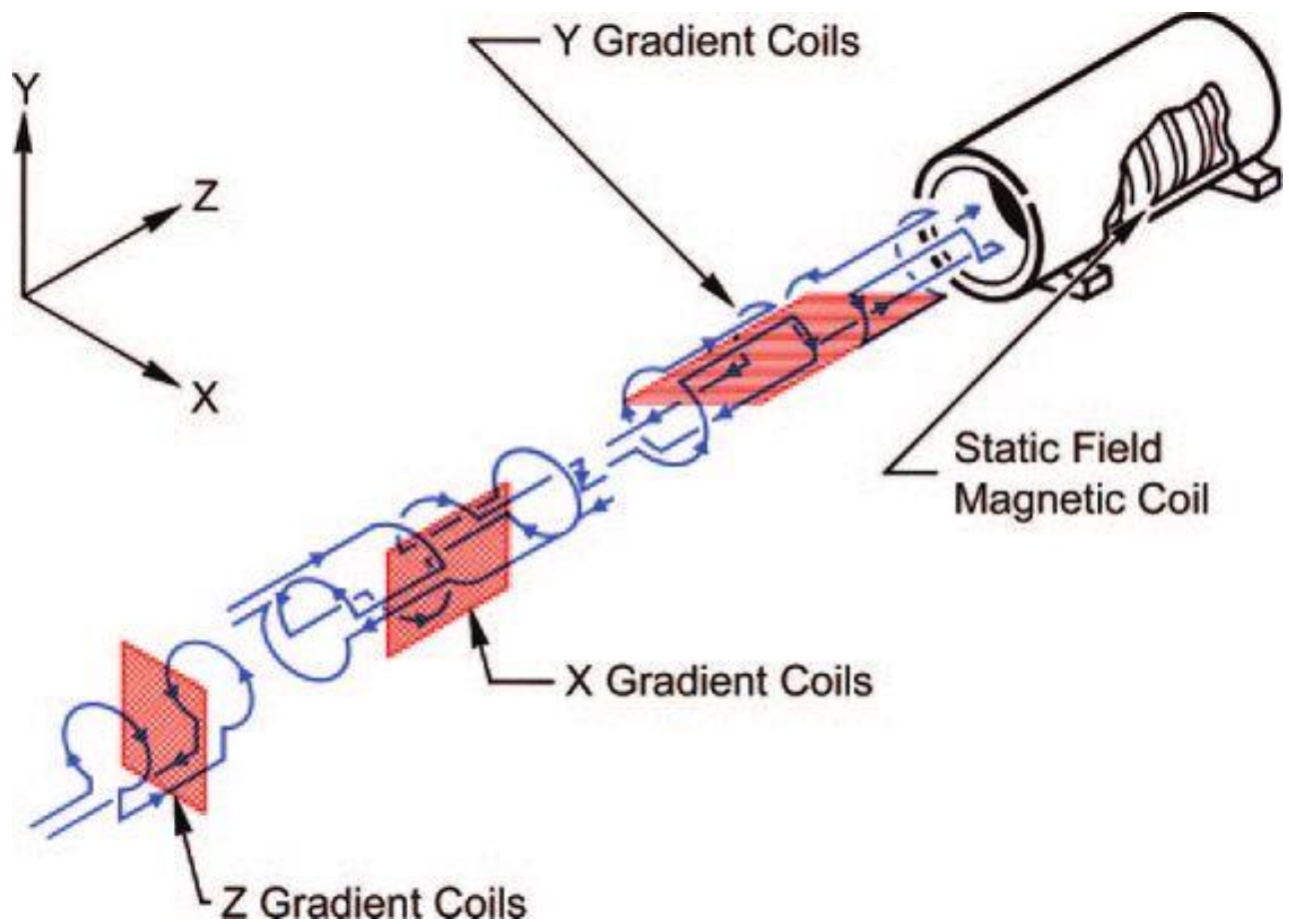
- [34] BoubakerADNANI « Modélisation et contrôle des convertisseurs à résonance : Application au chauffage par induction », Mémoire pour l'obtention de magister- université El Hadj Lakhdar de Batna.

- [35] Baker et al. 2004] Baker, K. B., Tkach, J. A., Nyenhuis, J. A., Phillips, M., Shellock, F. G., Gonzalez-Martinez, J., and Rezai, A. R. (2004). Evaluation of spécifique absorption rate as a dosimeter of MRI-related implant heating. *J. Magn. Reson. Imaging*, 20(2) :315–320.

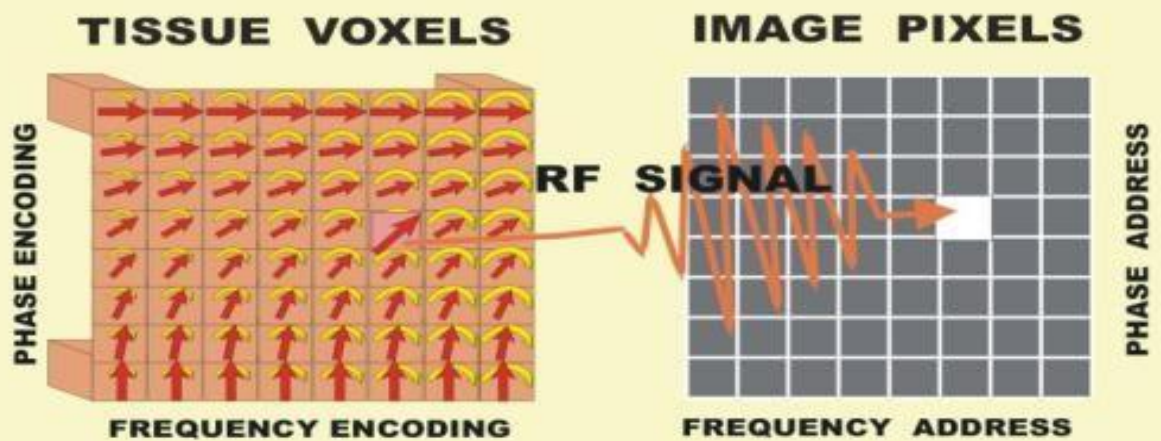
- [36] Collins et al. 2005 Collins, C. M., Liu, W., Swift, B. J., and Smith, M. B. (2005). Combination of optimized transmit arrays and some receive array reconstruction méthodes can yield homogeneous images at. very high fréquences. *MagnReson Med*, 54(6) :1327–1332.

Annexe

Schéma du circuit	Impédance Z	Déphasage φ	Puissance P
	$\frac{R \omega L}{\sqrt{R^2 + \omega^2 L^2}}$	$\operatorname{tg} \varphi = \frac{R}{\omega L}$	$E_{\text{eff}} I_{\text{eff}} \cos \varphi$
	$\frac{R}{\omega C \sqrt{R^2 + \frac{1}{\omega^2 C^2}}}$	$\operatorname{tg} \varphi = -\omega C R$	$E_{\text{eff}} I_{\text{eff}} \cos \varphi$
	$\sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)^2}$ Circuit oscillant série	$\operatorname{tg} \varphi = \frac{\omega L - \frac{1}{\omega C}}{R}$	$E_{\text{eff}} I_{\text{eff}} \cos \varphi$
	$\frac{RL}{C \sqrt{R^2 \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)^2 + \frac{L}{C^2}}}$ Circuit oscillant parallèle	$\operatorname{tg} \varphi = C \frac{\left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)}{L}$	$E_{\text{eff}} I_{\text{eff}} \cos \varphi$
	$\sqrt{\frac{R^2 + \omega^2 L^2}{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)^2}} \omega C$ Circuit oscillant parallèle	$\operatorname{tg} \varphi = \frac{\omega^2 LC \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right) + R^2}{\omega C}$	$E_{\text{eff}} I_{\text{eff}} \cos \varphi$



SPATIAL CHARACTERISTICS



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 est à base à 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.