UNIVERSITÉ DE LORRAINE | BIBLIOTHÈQUES UNIVERSITAIRES

AVERTISSEMENT
DROIT D'AUTEUR

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document. Toute contrefaçon, plagiat ou reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact bibliothèque : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr
(Cette adresse ne permet pas de contacter les auteurs)

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

UNIVERSITÉ DE LORRAINE
34 COURS LÉOPOLD — CS 25233
54052 NANCY CEDEX
TÉL : 03 54 50 54 00
CONTACT@UNIV-LORRAINE.FR
WWW.UNIV-LORRAINE.FR

Étude et Réalisation d'un Actionneur Sphérique Compatible IRM

THÈSE

Présentée et soutenue publiquement le 10 décembre 2025
pour l'obtention du

DOCTORAT de L'Université de Lorraine

Mention : Génie Électrique

Par

Boussad MOUALEK

Composition du jury

Président de jury :

M. Michel HECQUET, Professeur des Universités, Centrale Lille

Rapporteurs :

M. Abdesslem DJERDIR, Professeur des Universités, UTBM, Belfort

M. Guillaume KREBS, Professeur des Universités, Université Paris Saclay

Examinateurs :

Mme Rahima SIDI-BOULENOUAR, Chargée de recherches, Université Gustave Eiffel, Champs sur Marne

Encadrants

M. Smaïl MEZANI, Maître de Conférences - HDR, Université de Lorraine, Nancy

Mme Lamia BELGUERRAS, Maître de Conférences, Université de Lorraine, Nancy

Laboratoire GREEN : Groupe de Recherche en Energie Electrique de Nancy EA n°4366

Résumé

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) représente aujourd'hui l'une des techniques d'imagerie médicale les plus performantes et les plus sûres. Elle permet d'obtenir des images tridimensionnelles à haute résolution des tissus mous du corps humain sans recourir aux rayonnements ionisants. Afin de pouvoir manipuler avec précision des (aiguilles, antennes, sondes, capteurs) sous contrôle d'image IRM, il est nécessaire d'utiliser des actionneurs compatibles IRM. Les travaux présentés dans cette thèse visent à concevoir, modéliser et valider expérimentalement un actionneur électromagnétique sphérique innovant, capable d'évoluer dans un champ magnétique intense sans perturber l'imagerie. Dans cette étude, des modèles électromagnétiques et thermiques, analytiques et numériques, ont permis le dimensionnement optimal de l'actionneur sphérique. Un contrôle-commande hybride analogique-numérique a été spécifiquement développé pour l'actionneur qui a été construit et testé sous différents environnements IRM. Cela a permis d'aboutir à un prototype fonctionnel et conforme aux exigences de compatibilité IRM.

Ces travaux ouvrent la voie à l'émergence d'un système robotisé complet comprenant les actionneurs électromagnétiques développés. Le but recherché étant le guidage précis d'instruments médicaux opérant dans un environnement IRM très contraint.

Summary

Magnetic resonance imaging (MRI) is currently one of the most powerful and safest medical imaging techniques. It allows for high-resolution three-dimensional images of the soft tissues of the human body without the use of ionizing radiation. In order to precisely manipulate objects (needles, antennas, probes, sensors) under MRI image control, it is necessary to use MRI-compatible actuators. In this work, we have designed, constructed and tested an innovative spherical electromagnetic actuator capable of operating in the intense MRI scanner magnetic field while keeping high quality images. In this study, electromagnetic and thermal models (analytical and numerical) allowed the optimal sizing of the spherical actuator. A hybrid analog-digital control system was specifically developed for the actuator, which was built and tested in various MRI environments. This resulted in a functional prototype that complies with MRI compatibility requirements.

This work opens the way for the emergence of a complete robotic system which uses the developed electromagnetic actuators. The aim is the precise guidance of medical instruments operating in a very constrained MRI environment.

Avant-propos

Toute œuvre scientifique porte en elle bien plus que des équations, des modèles ou des résultats. Elle est le reflet d'un chemin, d'un temps long fait de doutes, d'efforts et d'espérance. Cette thèse s'inscrit dans cette réalité : elle est à la fois un accomplissement intellectuel et le témoignage d'un parcours profondément humain, rendu possible grâce à celles et ceux qui m'ont accompagné avec générosité et sincérité.

Je souhaite tout d'abord adresser mes sincères remerciements aux membres du jury. Par leur regard attentif, leur exigence et la qualité de leurs remarques, ils contribuent à donner à ce travail toute sa valeur et toute sa portée.

À mes directeurs de thèse, j'exprime une gratitude profonde. Leur encadrement, à la fois rigoureux et bienveillant, m'a permis de grandir, de structurer ma pensée et d'avancer avec confiance. Ils ont su éclairer mon chemin, me guider avec justesse et m'accompagner avec une grande générosité intellectuelle.

Je remercie également les doctorants du laboratoire GREEN, pour les échanges, les moments partagés et l'esprit d'entraide qui ont rythmé ces années. Mes remerciements s'adressent aussi aux professeurs, maîtres de conférences, ainsi qu'à l'ensemble du personnel administratif, aux secrétaires et aux techniciens, dont l'engagement et le travail quotidien, souvent dans l'ombre, rendent possible l'accomplissement de tels projets.

Mais ce travail trouve avant tout sa force dans l'amour et le soutien de ma famille, qui ont été le véritable socle de tout ce parcours.

À ma femme, dont la présence a été une évidence, une lumière constante dans chaque étape de ce chemin. Par son amour, sa patience et sa compréhension, elle a su transformer les moments de doute en instants de force. Elle a été un soutien sans faille, un équilibre précieux, une présence rassurante qui m'a permis d'avancer avec confiance. Sans elle, ce parcours n'aurait pas eu la même force ni la même signification.

À ma mère, dont l'amour dépasse les mots. Sa tendresse, sa bienveillance et son dévouement ont été une source infinie de courage. Elle a toujours su m'encourager, me relever et croire en moi, même lorsque je doutais. Elle incarne cette force silencieuse et inconditionnelle qui guide et protège, quelles que soient les épreuves.

À mon père, dont les valeurs et la sagesse ont profondément marqué mon parcours. Il m'a transmis le sens de l'effort, de la responsabilité et de la persévérance. À travers ses conseils et son exemple, il m'a appris que rien de durable ne se construit sans engagement ni constance.

À mon frère, dont la présence a toujours été forte, sincère et essentielle. Il n'a jamais été en retrait, bien au contraire : il a été un véritable pilier, un soutien actif, une énergie constante à mes côtés. Par son encouragement, sa confiance et son implication, il a largement contribué à me porter dans les moments importants. Sa présence a été une source de motivation, de courage et de stabilité tout au long de ce parcours.

À mes oncles, pour leur bienveillance, leur soutien et leurs conseils. Leur présence et leur confiance ont également participé à construire ce chemin et à m'accompagner dans les moments clés.

Enfin, je souhaite dédier ce travail à ma grand-mère, qui nous a quittés récemment. Elle n'a pas seulement fait partie de ma vie, elle en a été l'une des fondations les plus profondes. C'est auprès d'elle que j'ai appris les premières valeurs qui m'accompagnent encore aujourd'hui : le respect, la patience, le courage et l'amour sincère. Elle m'a élevé avec une tendresse infinie, guidé avec sagesse et soutenu avec une force silencieuse mais inébranlable.

Si ce travail existe aujourd'hui, c'est aussi parce qu'elle a semé, en moi, bien avant tout cela, les graines de la persévérance et de la dignité. À travers ces lignes, je lui rends hommage avec une émotion profonde, une gratitude infinie et un amour qui dépasse les mots. Elle restera à jamais présente en moi, dans chacun de mes pas et dans tout ce que je construirai.

Table des matières

I Introduction Générale 12
II Chapitre 1 Etat de l'art sur les actionneurs compatibles IRM 15
II.I Introduction 16
II.II Principe de fonctionnement de L'IRM 16
II.II.1 Séquence IRM : 22
II.II.2 Les champs magnétiques de l'IRM 24
II.II.2.1 Champ statique B_0 24
II.II.2.2 Champs de gradient 25
II.II.2.3 Champ radiofréquence 27
II.II.3 Compatibilité IRM 28
II.II.3.1 Sécurité 29
II.II.3.2 Fonctionnement sous champ d'un système 29
II.II.3.3 Conservation de la qualité de l'image 30
II.III Les actionneurs compatibles IRM 31
II.III.1 Actionneurs pneumatiques et hydrauliques : 32
II.III.2 Actionneurs piézoélectriques : 35
II.III.3 Actionneurs électromagnétiques : 39
II.III.4 Synthèse des différentes technologies d'actionneurs 52
II.IV Contexte et objectifs de la thèse 53
III Chapitre 2 Dimensionnement d'un actionneur électromagnétique sphérique compatible IRM 55
III.I Introduction 56
III.II Topologie d'actionneur et modélisation 56
III.II.1 Modèles Electromagnétiques 57
III.II.1.1 Modèle numérique de référence 57
III.II.1.2 Modèle analytique 2D basé sur une résolution formelle d'EDP en coordonnées sphériques 59
III.II.1.2.1 Définition de la densité superficielle de courant 59
III.II.1.2.2 Formulation du problème et solution analytique 60
III.II.1.2.3 Résultats et comparaisons 62
III.II.1.3 Modèle analytique basé sur la loi de Biot & Savart 64
III.II.1.4 Comparaison des deux modèles analytiques 69
III.II.1.5 Actionneur avec bobines sphériques partielles 71
III.II.2 Caractéristiques de l'actionneur 74
III.II.2.1 Expression du couple 74

III.II.2.2 Tension induite aux bornes de chaque phase 78
III.II.3 Modèles Thermiques 79
III.II.3.1 Modèle numérique de référence 80
III.II.3.2 Modèle thermique à paramètres concentrés 80
III.II.3.2.1 Circuit thermique équivalent dans la direction radiale 81
III.II.3.2.2 Découpage en blocs de la machine 82
III.II.3.2.3 Mise en équation 83
III.II.3.2.4 Cycle de biopsie 86
III.II.3.2.5 Résultats 87
III.II.4 Optimisation 88
III.II.4.1 Optimisation du couple 89
III.II.4.2 Résultats 91
III.II.4.3 Détermination du nombre de spires 93
III.II.4.4 Détermination du coefficient de remplissage 93
III.II.5 Conclusion 94
IV Chapitre 3 Réalisation et essais du prototype d'actionneur compatible IRM 95
IV.I Introduction 96
IV.II Réalisation de la machine 96
IV.III Vérification des paramètres électriques du moteur 101
IV.III.1 Modèle électrique du moteur 101
IV.III.2 Détermination et mesure des résistances des deux enroulements (phases A et B) 102
IV.III.3 Calcul et mesure des inductances 104
IV.IV Mesures d'induction magnétique 105
IV.V Essais Dans un environnement IRM à 0.3T 107
IV.V.1 Description de l'environnement IRM 0.3 T du GREEN 107
IV.V.2 Essais à vide en générateur 107
IV.V.3 Essais en court-circuit en générateur 109
IV.V.4 Essais en moteur 111
IV.V.4.1 Choix de l'alimentation des bobinages 111
IV.V.4.2 Commande de la machine 112
IV.V.4.3 Conception de la carte de commande 114
IV.V.4.4 Résultats expérimentaux 119
IV.VI Essais dans un IRM 3T - compatibilité IRM 123
IV.VI.1 Essais à vide en générateur 124

IV.VI.2 Essais en charge générateur 126
IV.VI.3 Compatibilité IRM 128
IV.VI.3.1 Essais à courant continu 128
IV.VI.3.2 Essais en fonctionnement générateur en charge 135
IV.VII Conclusion 136
V Conclusion générale 138
VI Bibliographie 141

Table des figures

Figure 1. Scanner IRM 17
Figure 2. Orientation des noyaux d'hydrogène sous un champ magnétique B_0[7] 17
Figure 3. Rotation de précession du moment magnétique dans le champ statique B_0[8] 18
Figure 4. Annulation de l'aimantation transversale liée au déphasage entre les spins [7] 18
Figure 5 a. Basculement de l'aimantation durant l'excitation des spins ; b. Retour à l'équilibre lors de la relaxation [8] 19
Figure 6. Rétablissement de Mz pendant la relaxation longitudinale avec un temps caractéristique T1 [8] 20
Figure 7. Évolution de Mxy lors de la relaxation transversale, régie par T2. [8] 20
Figure 8 Localisation du plan imagé via l'application d'un gradient de sélection [8] 21
Figure 9 . Représentation temporelle d'une séquence IRM [8] 23
Figure 10. Cartographie du champ magnétique statique d'un IRM 1,5 T [12] 25
Figure 11. Configuration des bobines générant le champ magnétique statique B_0[8] 25
Figure 12. Représentation des composantes x, y et z des gradients Gx, Gy et Gz dans le plan (xz), amplitude 20 mT/m [13] 26
Figure 13. Configuration des bobines de gradients x, y et z dans un IRM [8] 27
Figure 14. Architecture des antennes RF d'un système IRM [8] 28
Figure 15. (a) Distribution du champ dans une antenne RF ; (b) Configuration de l'antenne cage d'oiseau [14] . 28
Figure 16. Procédure percutanée sous guidage IRM et visualisation de l'espace limité dans le tunnel [16] 31
Figure 17. Structure interne du système maitre (a) et du système esclave (b) pneumatique [21] 33
Figure 18. (a) Résultats obtenus pour la mesure de la force. (b) Dispositif pour la mesure de précision du positionnement [22]. 34
Figure 19. (a) Résultats des expériences de suivi des points de consigne. La position mesurée (astérisque rouge) de la pointe de l'aiguille a été comparée à la position des points cibles (signe plus bleu) pour valider le schéma en boucle fermée. (b) Illustration du test fantôme simulant une procédure d'insertion d'aiguille.[23] 35
Figure 20.Validation du SoNIM dans un environnement IRM [23] 35
Figure 21.Rapports signal/bruit des images IRM dans trois conditions [23]. 35
Figure 22. Moteur à onde progressive piézoélectrique fabriqué par la société japonaise Sheinsei [25,26] 36
Figure 23.(a) Création d'une onde progressive via deux tensions en quadrature appliquées aux céramiques piézoélectriques ; (b) Modèle numérique montrant la déformation du stator 36
Figure 24. Cinématique du robot à moteurs piézoélectriques et identification des mouvements possibles [28] . 37
Figure 25. Progression de l'aiguille entre le point d'entrée et la cible tumorale, guidée par imagerie IRM [28] .. 38
Figure 26.Montage expérimental de mesure du SNR avec fantôme sphérique et bobine Flex coil.[32] 39
Figure 27.Images IRM en pondération T2 sélectionnées sur la 9e coupe, dans les conditions suivantes : référence (baseline), driver haute tension activé, moteur à l'arrêt et moteur en rotation.[32] 39
Figure 28 Dispositif actionneur avec bille magnétique et système d'engrenage associé [33] 40
Figure 29 Images IRM avec ou sans l'actionneur pour deux types de séquence d'imagerie [33] 41
Figure 30. Conception et démonstrations expérimentales d'un actionneur miniature de force de Lorentz, sans fil et alimenté optiquement, fonctionnant dans un scanner IRM à 7 T.[34] 42
Figure 31. Résultats de simulation et de validation expérimentale d'un module sans fil unique fixé sur une poutre en porte-à-faux, illustrant les profils de courbure obtenus sous champ magnétique uniforme de 7 T pour différentes valeurs de courant.[34] 43
Figure 32. Caractérisation des artefacts d'image IRM générés par un module d'actionneur sans fil unique en fonctionnement et à l'arrêt dans un scanner préclinique à 7 T.[34] 43
Figure 33. Éléments constitutifs du moteur DC compatible IRM.[35] 44
Figure 34. Évaluation de la qualité d'image IRM (SNR) en fonction de la distance entre un servomoteur et un fantôme, avec comparaison entre moteur arrêté, alimenté en continu, et commandé par PWM. 45
Figure 35. Topologie de l'actionneur AC compatible IRM proposé : (A) vue 2D en IRM dans l'alésage du scanner IRM, (B) vue 3D, (C) géométrie 2D de l'actionneur étudié utilisée pour calculer le couple, (D) bobine rectangulaire simple avec les notations utilisées dans le modèle basé sur la loi de Biot-Savar [36] 46
Figure 36. Formes d'onde Bz tracées sur un cercle de rayon : (A) R = 12 mm et (B) R = 60 mm.[36] 47
Figure 37.Paramètres de l'actionneur optimisé.[36] 47

Figure 38.Actionneur prototypé compatible IRM.[36] 48
Figure 39.Image du système MR fabriqué au laboratoire (B_0= 0,3 T) [36] 48
Figure 40.Force contre-électromotrice par phase en fonction de la vitesse angulaire (B_0 = 0.3 T).[36] 49
Figure 41. Tests de fonctionnement du moteur à 480 tr/min sous 0,3 T : (A) actionneur à l'intérieur du petit alésage MR avec son circuit de commande. (B) Signaux mesurés pour une phase (courant, tension, image de vitesse et signal du capteur Hall).[36] 50
Figure 42. (A) photo de l'actionneur construit. (B) Disposition de l'orange et de l'actionneur dans l'alésage IRM. (C) Circuit utilisé pour modifier la valeur du courant dans l'enroulement.[36] 51
Figure 43. Coupes axiales utilisées pour mesurer la distorsion géométrique pour différents cas en utilisant deux séquences d'imagerie (Spin Echo : (A) moteur OFF, (B) moteur ON 12 mA, (C) moteur ON 100 mA) (Gradient Echo : (D) moteur OFF, (E) moteur ON 12 mA, (F) moteur ON 100 mA).[36] 51
Figure 44.Coupe sagittale de l'orange avec différentes ROI utilisées pour calculer le SNR. (B) SNR normalisé pour trois scénarios : pas de moteur, moteur éteint et moteur alimenté (I=100 mA).[36] 52
Figure 45.Représentation 3D du système coupler (Robot manipulateur) 54
Figure 46. Actionneur sphérique diphasé placé dans le champ magnétique B_0 de l'IRM 56
Figure 47. Modèle éléments finis avec les rayons sur lesquels le champ Bz sera calculé et une coupe pour observer le maillage de la bobine 57
Figure 48. Résultat de simulation en axisymétrique de l'induction magnétique sur un point (7cm, 7cm) en fonction de la frontière externe du modèle (déplacée progressivement de 5Ri à 100Ri) 58
Figure 49 : Plan axisymétrique 2D de l'actionneur sphérique 60
Figure 50. Induction B_z calculée à un rayon de 3 cm du centre 62
Figure 51. Induction Bz calculée à un rayon de 10 cm du centre 63
Figure 52.Induction Bz calculée à un rayon de 10 cm du centre avec plusieurs conditions 63
Figure 53. Paramètres pour le calcul du champ d'une spire par le modèle de Biot et Savart. 65
Figure 54. Induction Bz calculée à un rayon de 3 cm du centre 68
Figure 55. Induction Bz calculée à un rayon de 10 cm du centre 69
Figure 56. Induction Bz calculée à un rayon de 3 cm du centre – comparaison de 3 modèles 70
Figure 57. Induction Bz calculée à un rayon de 10 cm du centre – comparaison de 3 modèles 70
Figure 58. Passage d'un bobinage intégral sur la sphère à un bobinage partiel concentré sur la moitié centrale. 72
Figure 59. Induction Bz calculée àa un rayon de 10 cm – bobinage partiel limité à la moitié centrale 73
Figure 60.Schéma explicatif de l'angle α et du coefficient β. 75
Figure 61. Couple produit par l'actionneur en rotation. 76
Figure 62.Couple produit par l'actionneur en rotation avec ajustement des courants 77
Figure 63. Couple produit par l'actionneur en fonction du coefficient β 77
Figure 64. Flux par Bobine Analytique et EF 79
Figure 65. Modèle numérique de référence pour l'analyse thermique, avec visualisation du maillage. 80
Figure 66. Schéma thermique équivalent 1D de l'actionneur. 81
Figure 67.Découpage en blocs de la machine 82
Figure 68. Réseau thermique équivalent de l'actionneur 83
Figure 69.Réseau thermique équivalent de l'actionneur simplifié 83
Figure 70. Résistivité du cuivre en fonction de l'Echauffement 85
Figure 71. Densité de pertes volumiques sur un cycle de biopsie 87
Figure 72. Echauffement de l'actionneur calculé avec le modèle LPTM et EF sur 5 cycles 88
Figure 73. Schéma illustrant le processus d'optimisation 89
Figure 74. Induction B_z sur une sphère de 12 cm autour de l'actionneur optimisé - modèles analytique et EF ... 91
Figure 75. Bz calculé à 12 cm du centre de l'actionneur optimisé sur l'axe z – Modèle analytique et EF 92
Figure 76. Echauffement de l'actionneur calculé avec le modèle LPTM et EF sur 5 cycles 92
Figure 77 Spécifications techniques du moteur piézoélectrique et la caractéristique couple-vitesse du moteur . 97
Figure 78. Moteur piézoélectrique associé à sa carte de commande 97
Figure 79. Illustration d'un roulement en céramique CCZR-685 et présentation de sa fiche technique 98
Figure 80. Positionnement des capteurs à effet Hall sur le cylindre solidaire de l'actionneur 98
Figure 81.Illustration d'un capteur à effet Hall et de sa fiche technique [60] 99

Figure 82.Illustration du système bagues-balais, accompagnée de sa fiche technique [61] 100
Figure 83. Assemblage du système 101
Figure 84. Modèle électrique équivalent de l'actionneur 102
Figure 85.Schéma explicatif de l'angle α et du coefficient β. 103
Figure 86. L'actionneur et les fils le reliant aux appareils de mesure 104
Figure 87.Inductances mesurées en fonction de la fréquence 105
Figure 88.Appareil de mesure de champ magnétique accompagné de sa fiche technique 106
Figure 89.Comparaison entre Modèle Analytique, EF, et mesure d'induction magnétique Bz à une distance de 3.45 cm et un courant de 1A 106
Figure 90. (a) Environnement IRM 0.3 T du GREEN et (b) champ Bz mesuré dans ¼ de la zone du DSV dans un plan xz à y=0 107
Figure 91. Évolution temporelle des tensions induites et des signaux des capteurs à effet Hall à 50 tr/min 107
Figure 92.Tensions induites aux bornes de la phase 1 en fonction de la vitesse de rotation 108
Figure 93.Tensions induites aux bornes de la phase 2 en fonction de la vitesse de rotation 109
Figure 94. Évolution temporelle des courants de court-circuit à 100 tr/min 110
Figure 95.Courant de court-circuit de la phase 1 en fonction de la vitesse de rotation 110
Figure 96.Courant de court-circuit de la phase 2 en fonction de la vitesse de rotation 111
Figure 97. Asservissement en vitesse de l'actionneur 112
Figure 98. (a) sorties des capteurs à effet Hall. (b) sorties des capteurs à effet Hall réajustées et filtrées 114
Figure 99. Carte de commande microcontroleur ESP32 LOLIN 32 LITE 115
Figure 100. Signaux de commandes en sorties de la carte après le suiveur 115
Figure 101.Signaux de commandes sans valeurs moyennes 116
Figure 102.Signaux de commandes amplifiés 116
Figure 103.Schéma de la carte de commande développée. 117
La Figure 103 présente le schéma de la carte de commande développée dans le cadre de ce travail. Ce schéma illustre l'ensemble des blocs fonctionnels qui assurent l'adaptation, le traitement et la génération des signaux nécessaires à l'actionnement. La Figure 104, quant à elle, montre la réalisation physique correspondante de la carte, mettant en évidence la concrétisation matérielle du schéma conceptuel. 118
Figure 105. Réalisation physique de la carte de commande. 118
Figure 106. Photo de l'actionneur dans un environnement IRM 0.3T pour les essais en moteur 119
Figure 107.Réponse de l'actionneur à un échelon de vitesse de 50 tr/min : évolution de la vitesse de consigne, de la vitesse mesurée, du courant de consigne et de la position angulaire. 120
Figure 108.Tensions appliquées aux deux phases de l'actionneur lors de l'essai à échelon de vitesse de 50 tr/min. 120
Figure 109.Réponse de l'actionneur à un cycle de vitesse : suivi de la vitesse de consigne, de la vitesse mesurée, du courant de consigne et de la position angulaire. 121
Figure 110.Réponse de l'actionneur à deux rampes successives de vitesse (rotation dans un sens puis dans l'autre) : évolution de la vitesse de consigne, de la vitesse mesurée, du courant de consigne et de la position angulaire. 122
Figure 111.Imageur 3T utilisé pour les tests de l'actionneur 124
Figure 112. Évolution temporelle des tensions induites des deux phases à 75 tr/min 124
Figure 113.Tension induite de la phase 1 en fonction de la vitesse de rotation dans un environnement 3T 125
Figure 114.Tension induite de la phase 2 en fonction de la vitesse de rotation dans un environnement 3T 125
Figure 115. Résistances de charge pour limiter le courant 126
Figure 116. Evolution temporelle des courants mesurés en regime de charge résistive et les tensions aux bornes des résistances additionnels ajouter pour une vitesse de 100 tr/min 126
Figure 117.Courant en charge de la phase 1 en fonction de la vitesse de rotation dans un environnement 3T. 127
Figure 118.Courant en charge de la phase 2 en fonction de la vitesse de rotation dans un environnement 3T. 127
Figure 119. Circuit utilisé pour regler la valeur du courant dans l'enroulement 128
Figure 120.Positionnement de l'actionneur par rapport au fantôme dans l'imageur 3T 129
Figure 121.Images dans le plan xy avec les séquences d'imagerie echo de sprin (SE): A sans l'actionneur, B Actionneur éteint, C actionneur alimenté avec 20 mA, D actionneur alimenté avec 50 mA, E actionneur alimenté

avec 100 mA, F actionneur alimenté avec 150 mA, G actionneur alimenté avec 200 mA, H actionneur alimenté avec 350 mA 130
Figure 122. Images dans le plan xy avec les séquences d'imagerie echo de gradient (GE): A sans l'actionneur, B Actionneur éteint, C actionneur alimenté avec 20 mA, D actionneur alimenté avec 50 mA, E actionneur alimenté avec 100 mA, F actionneur alimenté avec 150 mA, G actionneur alimenté avec 200 mA, H actionneur alimenté avec 350 mA 130
Figure 123. Images dans le plan xy avec les séquences d'imagerie echo de sprin (SE) pour mesurer la distorsion géométrique des images: A sans l'actionneur, B Actionneur éteint, C actionneur alimenté avec 20 mA, D actionneur alimenté avec 50 mA, E actionneur alimenté avec 100 mA, F actionneur alimenté avec 150 mA, G actionneur alimenté avec 200 mA, H actionneur alimenté avec 350 mA 131
Figure 124. Images dans le plan xy avec les séquences d'imagerie echo de gradient (GE) pour mesurer la distorsion géométrique des images: A sans l'actionneur, B Actionneur éteint, C actionneur alimenté avec 20 mA, D actionneur alimenté avec 50 mA, E actionneur alimenté avec 100 mA, F actionneur alimenté avec 150 mA, G actionneur alimenté avec 200 mA, H actionneur alimenté avec 350 mA 132
Figure 125. Images dans le plan xy avec les différentes ROI (Region of interest) utilisé pour calculer le rapport signal sur bruit : A Echo de spin (SE), B Echo de gradient (GE)..... 132
Figure 126. SNR normalisé pour différents état de l'actionneur séquence d'imagerie Echo de spin (SE) 134
Figure 127.SNR normalisé pour différents état de l'actionneur séquence d'imagerie Echo de gradient (GE)..... 134
Figure 128. Images dans le plan xy utilisées pour mesurer la distorsion géométrique de l'image pour la machine en charge génératrice avec deux séquences d'imagerie . Echo de spin (SE) : A sans l'actionneur, B actionneur avec un courant de charge $I_{charge.}$ *Echo de gradient (GE) : C sans l'actionneur, D actionneur avec un courant de charge* I_{charge} 135
Figure 129. SNR normalisé pour différents état de l'actionneur et différentes séquences d'imagerie. 136

I Introduction Générale

Le travail développé dans le cadre de cette thèse s'inscrit au sein du thème scientifique « *Chaînes de conversion électromécanique* » du laboratoire GREEN (Groupe de Recherche en Électrotechnique et Électronique de Nancy) de l'Université de Lorraine. Depuis de nombreuses années, le GREEN se consacre à la modélisation, la conception et la réalisation d'actionneurs électromécaniques aux topologies originales. Le laboratoire développe des outils analytiques et numériques avancés permettant d'évaluer la distribution des champs électromagnétiques dans les machines électriques et de dimensionner celles-ci avec des temps de calcul compatibles avec des procédures d'optimisation. Ces travaux ont conduit à la réalisation de nombreux prototypes innovants, tels qu'une machine asynchrone à réducteur magnétique intégré ou encore une machine synchrone à modulation de flux utilisant des matériaux supraconducteurs. La présente thèse s'inscrit dans cette dynamique de rupture technologique et d'innovation scientifique qui caractérise les activités du laboratoire.

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) représente aujourd'hui l'une des techniques d'imagerie médicale les plus performantes et les plus sûres. Elle permet d'obtenir des images tridimensionnelles à haute résolution des tissus mous du corps humain sans recourir aux rayonnements ionisants. Son principe repose sur la résonance magnétique nucléaire (RMN) : les noyaux d'hydrogène présents dans le corps sont soumis à un champ magnétique statique intense, des gradients d'aimantation assurent l'encodage spatial, et des champs radiofréquences excitent les spins pour produire un signal mesurable. Développée à partir des travaux pionniers de Felix Bloch et Edward Purcell, puis adaptée à l'imagerie par Paul Lauterbur et Peter Mansfield, la technique IRM a profondément transformé le diagnostic médical et la recherche biomédicale.

Cependant, la coexistence de champs magnétiques intenses, de gradients rapides et de signaux à très faible amplitude impose des contraintes extrêmement strictes à tout dispositif électromécanique fonctionnant dans ou à proximité du tunnel IRM. La présence de matériaux ferromagnétiques ou de conducteurs massifs peut provoquer des distorsions de champ, altérer la qualité des images, voire présenter des risques pour la sécurité des patients et du personnel. Ces contraintes restreignent considérablement l'intégration d'éléments mécatroniques, en particulier les actionneurs, au sein même de l'enceinte IRM.

Le développement d'actionneurs électromécaniques compatibles IRM constitue donc un verrou scientifique et technologique majeur. Les solutions actuellement disponibles reposent principalement sur trois approches :

Les actionneurs hydrauliques ou pneumatiques, historiquement utilisés dans les robots médicaux compatibles IRM, présentent une bonne compatibilité magnétique mais souffrent de plusieurs inconvénients : systèmes d'alimentation encombrants, installation complexe pour la circulation du fluide, risques de fuites et précision limitée dans le positionnement.

Les actionneurs piézoélectriques, plus compacts et précis grâce à une commande en boucle fermée, restent aujourd'hui les plus utilisés. Toutefois, des mesures de compatibilité ont montré qu'une fois alimentés sous tension à l'intérieur du tunnel IRM, ils peuvent provoquer une réduction du rapport signal sur bruit (SNR) pouvant atteindre 80 %, dégradant significativement la qualité des images.

Enfin, les actionneurs électromécaniques à base de bobinages, historiquement incompatibles en raison de leurs interactions magnétiques, commencent à faire l'objet de nouvelles approches de conception. Les premiers travaux récents, notamment à l'Université de l'Utah (2022), ont abouti à la réalisation d'une machine à courant continu compatible IRM, ouvrant la voie à de nouvelles perspectives.

Dans ce contexte, les travaux présentés dans cette thèse visent à concevoir, modéliser et valider expérimentalement un actionneur électromagnétique sphérique innovant, capable d'évoluer dans un champ magnétique intense sans perturber l'imagerie. L'objectif principal est de démontrer la faisabilité d'une machine électrique fonctionnant en environnement IRM, en tirant parti du savoir-faire du laboratoire GREEN dans la conception d'actionneurs électromécaniques originaux.

La stratégie adoptée repose sur une approche multiphysique et expérimentale :

- La modélisation électromagnétique et thermique vise à optimiser la géométrie de la machine afin de respecter les contraintes imposées par l'environnement IRM telles que, les matériaux, l'encombrement et la qualité de l'imagerie.
- La commande est réalisée selon une approche classique en boucle de vitesse, adaptée au très faible niveau d'inductance de l'actionneur, où la tension appliquée est considérée comme l'image directe du courant.
- L'expérimentation constitue un défi majeur, principalement en raison de la difficulté d'accès aux équipements IRM cliniques. Les essais ont donc été préparés minutieusement afin d'être réalisés dans deux environnements distincts : un IRM de laboratoire à 0,3 T développé au GREEN, et un imageur de recherche à 3 T au laboratoire LEMTA de l'Université de Lorraine. Cette organisation permet d'évaluer la compatibilité du prototype tout en optimisant les temps d'accès limités à ces dispositifs.

Le manuscrit est structuré en trois chapitres principaux :

- Chapitre 1 – État de l'art

Ce chapitre introduit les principes fondamentaux de l'imagerie par résonance magnétique, les contraintes physiques et technologiques associées à son environnement, ainsi qu'une revue détaillée des différentes technologies d'actionnement compatibles IRM proposées dans la littérature.

- Chapitre 2 – Dimensionnement d'un actionneur électromagnétique sphérique compatible IRM

Ce chapitre présente la méthodologie de modélisation électromagnétique et thermique développée pour l'actionneur sphérique. Les approches analytiques, semi-analytiques et numériques y sont comparées afin d'identifier les paramètres critiques et d'optimiser la conception.

- Chapitre 3 – Réalisation et validation expérimentale

Ce dernier chapitre décrit la fabrication du prototype, la caractérisation de ses paramètres électriques et mécaniques, la commande de l'actionneur et les essais menés dans les

environnements IRM à 0,3 T et 3 T. Les résultats expérimentaux sont analysés en termes de performances, de robustesse et de compatibilité électromagnétique.

II Chapitre 1 Etat de l’art sur les actionneurs compatibles IRM

II.I Introduction

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est aujourd'hui l'une des techniques d'imagerie médicale les plus avancées, offrant la possibilité d'explorer l'intérieur du corps humain avec un contraste élevé et une excellente résolution, le tout de manière totalement non invasive. Elle repose sur le principe de la résonance magnétique nucléaire (RMN), découverte indépendamment en 1946 par Felix Bloch et Edward Purcell [1,2], ce qui leur valut le prix Nobel de physique en 1952. Initialement utilisée pour l'analyse des matériaux en physique et en chimie, la RMN a progressivement été adaptée à l'imagerie médicale grâce aux travaux pionniers de Paul Lauterbur [3], qui publia en 1973 la première image obtenue par RMN. Quelques années plus tard, Peter Mansfield [4] développa les séquences rapides permettant la reconstruction efficace des images, ouvrant la voie à l'IRM clinique moderne. En parallèle, Raymond Damadian [5] démontra l'intérêt de la RMN pour la détection des tumeurs, contribuant également à l'émergence de l'IRM en médecine. Ces avancées furent couronnées par l'attribution du prix Nobel de physiologie ou médecine en 2003 à Lauterbur et Mansfield [6].

Aujourd'hui, l'IRM se distingue des autres modalités d'imagerie par sa capacité unique à caractériser finement les tissus mous, sans recours aux rayonnements ionisants. Elle repose sur l'interaction des noyaux d'hydrogène avec plusieurs champs magnétiques : le champ statique principal (0.5 à 3 T en clinique et 7 à 11.5 T en recherche), les champs de gradient (de l'ordre de 80 mT/m et quelques kHz) pour l'encodage spatial, et les champs radiofréquences (RF) (de l'ordre de 14 µT et de 128 MHz pour un IRM 3T) nécessaires à l'excitation et à la détection du signal. Toutefois, la présence de ces champs intenses impose des contraintes strictes sur les dispositifs utilisés dans l'environnement IRM, en particulier pour la robotique et les actionneurs compatibles IRM.

Dans ce chapitre, nous présenterons en premier lieu le principe de fonctionnement de l'IRM et la nature des champs magnétiques générés dans un scanner IRM. Nous aborderons ensuite les contraintes liées à la compatibilité IRM avant de dresser un état de l'art des actionneurs compatibles pouvant être envisagés pour des applications de robotique médicale.

II.II Principe de fonctionnement de L'IRM

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une technique d'imagerie médicale avancée qui permet d'obtenir des images détaillées de l'intérieur du corps humain. Elle repose sur le principe de la résonance magnétique nucléaire, un phénomène physique qui se produit lorsque les noyaux atomiques sont soumis à un champ magnétique B_0 puissant et à des ondes radiofréquences.

Le principe de fonctionnement de l'IRM repose sur la réponse des noyaux d'atomes d'hydrogène (présents en grande quantité dans le corps humain) à ces champs magnétiques et radiofréquences. Lorsqu'un patient est placé à l'intérieur du scanner IRM (Figure 1), un champ magnétique intense B_0 est généré autour de lui.

Sous l'influence de ce champ magnétique, les noyaux d'hydrogène s'alignent dans une direction spécifique, Orientation selon L'axe Z en parallèle à B_0 ou en antiparallèle à B_0 des moments magnétiques des noyaux d'hydrogène, Figure 2. La répartition entre ces deux états se fait selon la statistique de Maxwell-Boltzmann. Pour une induction magnétique de 0.5T, 1000004 noyaux seront orientés en parallèle et 1000000 seront orientés en antiparallèles à B_0.

La différence d'orientation génère une aimantation macroscopique résultante non nulle parallèle l'induction magnétique de très faible amplitude.

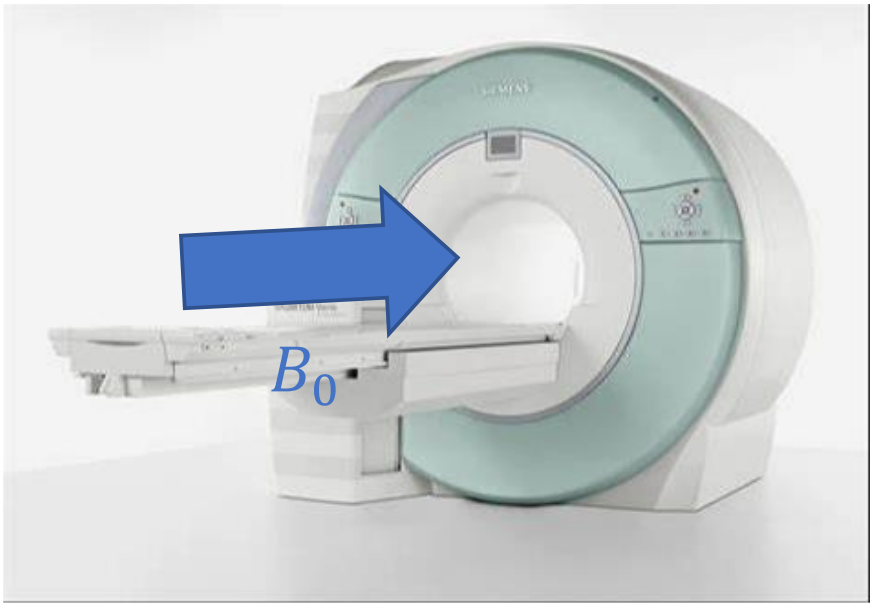


Figure 1. Scanner IRM

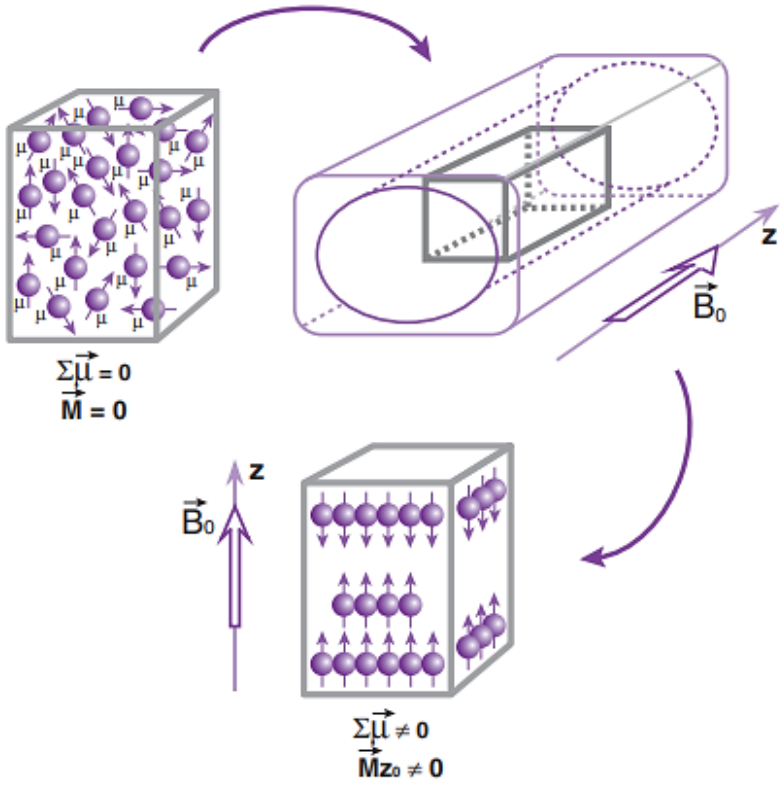


Figure 2. Orientation des noyaux d'hydrogène sous un champ magnétique B_0[7]

Les moments magnétiques suivent un mouvement de précession autour de B_0 (voir Figure 3), les axes ne sont pas tout à fait parallèles avec B_0, ils se situent le long d'un cône d'axe B_0. Ce mouvement est appelé précession de Larmor. Il s'effectue à une fréquence f_0 appelée fréquence de Larmor et s'exprime par :

$$f_0 = \gamma \frac{B_0}{2\pi} \qquad (1)$$

Où γ est le rapport gyroscopique du noyau d'hydrogène de valeur $\gamma = 2{,}7.10^8\ rad.s^{-1}$/T

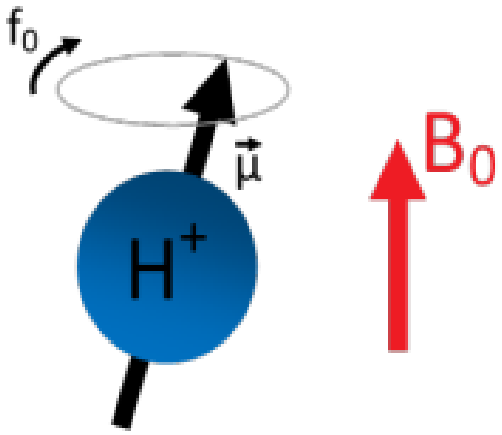


Figure 3. Rotation de précession du moment magnétique dans le champ statique B_0[8]

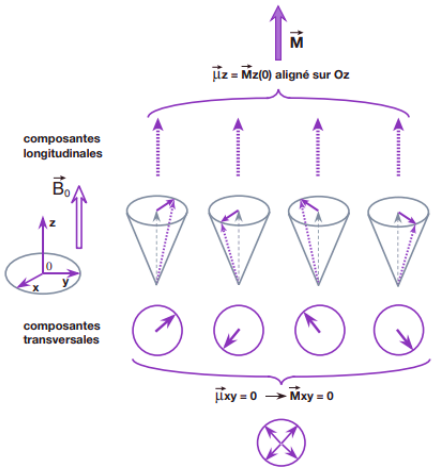


Figure 4. Annulation de l'aimantation transversale liée au déphasage entre les spins [7]

Les mouvements de précession des moments magnétiques ne sont pas synchronisés et sont donc déphasés entre eux. A l'équilibre et en présence d'un champ statique B_0, la composante longitudinale de l'aimantation M_z est non nulle et la composante transversale M_{xy} est nulle (voir la Figure 4). La polarisation par B_0 génère une aimantation macroscopique M_z d'une amplitude trop faible et qui est donc non mesurable en l'état.

Pour pouvoir mesurer cette aimantation, l'excitation du système est primordiale avec une onde radio fréquence (RF) à la fréquence de Larmor. L'onde RF est constituée d'un champ magnétique perpendiculaire au champ B_0 tournant dans le plan xy à la fréquence f_0 donnée par (1).

Un phénomène de résonnance avec les noyaux d'hydrogène est alors créé, ce qui va apporter de l'énergie aux spins magnétiques (voir Figure 5.a). Après l'interruption de l'onde RF, les spins magnétiques vont restituer cette énergie et retourner à leurs états d'équilibre (voir Figure 5.b).

Durant la phase de relaxation, l'énergie excédentaire des spins est réémise sous la forme d'un signal RF qui est détecté par l'antenne et qui porte des informations sur le type de tissus de l'organisme excités par l'onde RF.

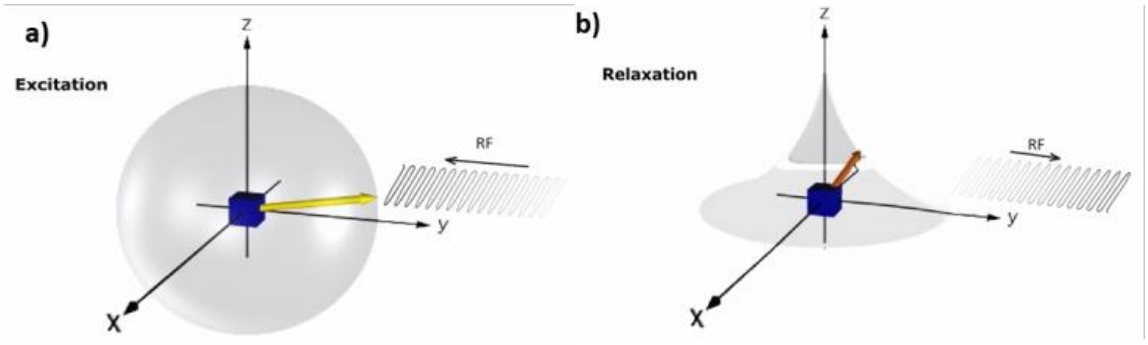


Figure 5 a. Basculement de l'aimantation durant l'excitation des spins ; b. Retour à l'équilibre lors de la relaxation [8]

La composante longitudinale de l'aimantation M_z va se rétablir (Figure 6), cette relaxation est caractérisée par un temps T1 correspondant au temps nécessaire pour qu'une aimantation M_z reprenne 63% de sa valeur d'équilibre, cette aimantation peut se calculer par (2) :

$$M_Z = M_0(1 - e^{-\frac{t}{T1}}) \quad (2)$$

T1 dépend de la mobilité des molécules dans les tissus, il est de l'ordre de 200 à 3000 ms pour un IRM ayant un champ statique de 1.5T [8].

Les interactions entre spins entrainent un rapide déphasage des spins entre eux. Cela induit une chute de l'aimantation transversale M_{xy} (voir Figure 7), cette relaxation est caractérisée par un temps T2 correspondant au temps nécessaire pour que l'aimantation M_{xy} revienne en-dessous de 37% de sa valeur, celle-ci peut s'écrire :

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0)e^{-\frac{t}{T2}} \quad (3)$$

T2 dépend des inhomogénéités du champ créé par les spins des atomes composants les tissus, il est de l'ordre de 50 à 200 ms pour un IRM ayant un champ statique de 1.5T [8].

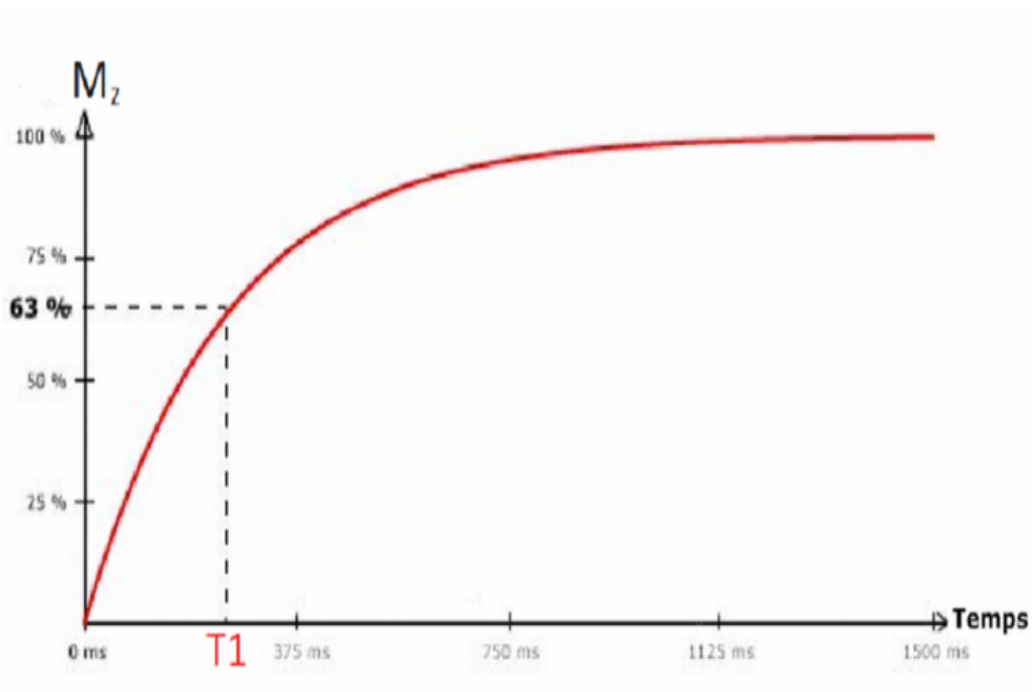


Figure 6. Rétablissement de Mz pendant la relaxation longitudinale avec un temps caractéristique T1 [8]

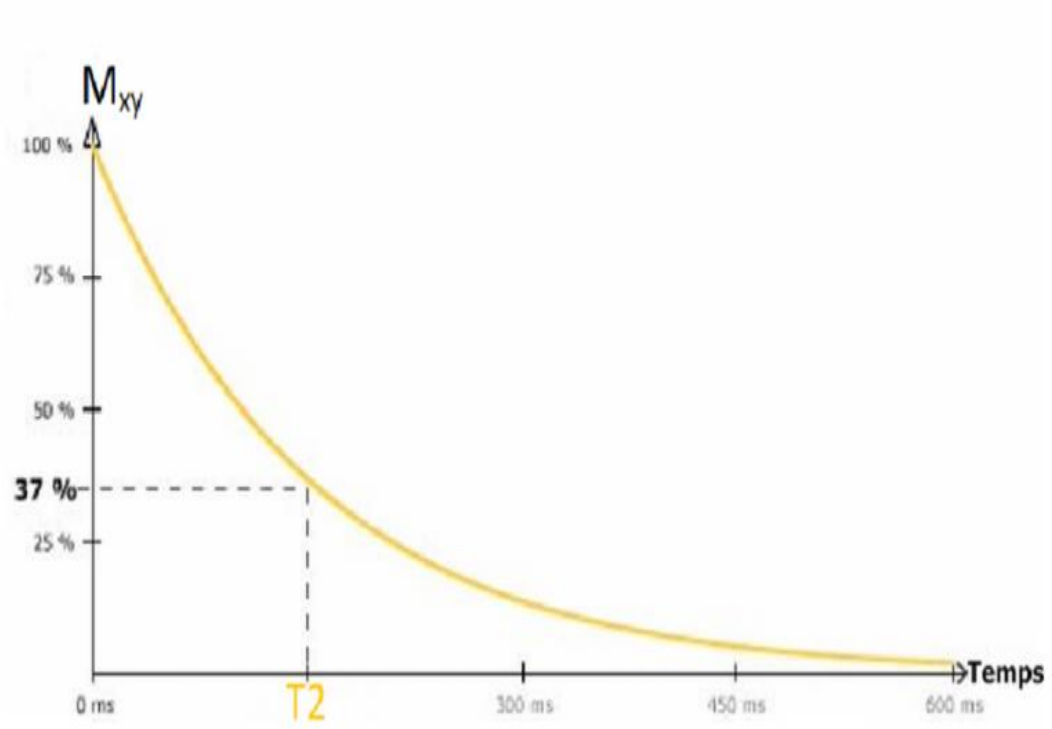


Figure 7. Évolution de Mxy lors de la relaxation transversale, régie par T2. [8]

Afin d'obtenir une image, en plus de ce qu'on vient d'expliquer, il faut sélectionner un plan de coupe et effectuer un codage spatial dans le plan de coupe dans la zone que vous voulons imager. L'IRM dispose alors de trois champs de gradients pilotables orientés suivant l'axe z de

l'IRM et variant dans l'espace de manière linéaire avec des pentes. Ces derniers s'écrivent comme suit :

$$\vec{B}_{gx} = G_x . x \vec{u}_z \quad (4)$$

$$\vec{B}_{gy} = G_y . y \vec{u}_z \quad (5)$$

$$\vec{B}_{gz} = G_z . z \vec{u}_z \quad (6)$$

En pratique on peut choisir n'importe quel plan en combinant les différents gradients de champ afin d'avoir le plan idéal pour l'image. Une fois le champ de gradient qui correspond à notre coupe obtenue et qu'on appellera alors G_{ss}, ce dernier vient s'additionner au champ statique B_0.

$$\vec{B}_{(x,y,z)} = (B_0 + G_{ss}) \vec{u}_z \quad (7)$$

La fréquence de précession des noyaux d'hydrogène est proportionnelle au champ magnétique extérieur et devient donc :

$$f = (f_0 + \frac{\gamma}{2\pi} G_{ss}) \quad (8)$$

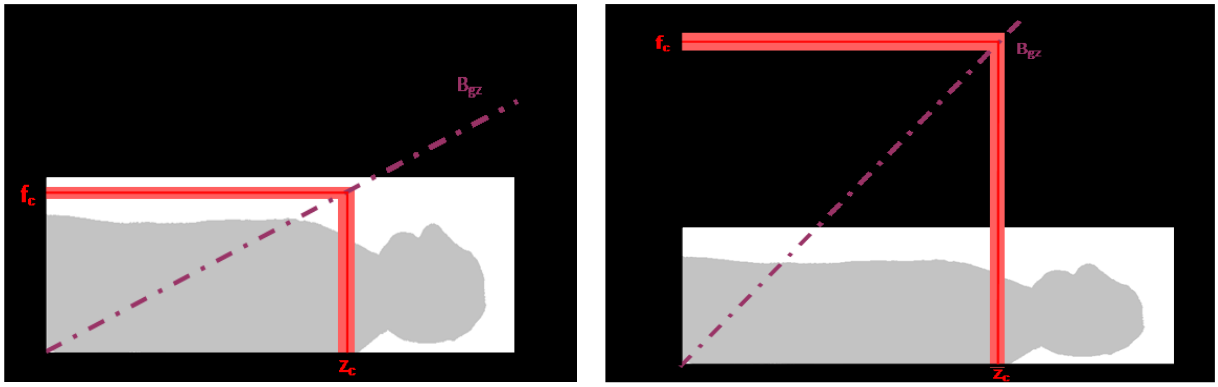


Figure 8 Localisation du plan imagé via l'application d'un gradient de sélection [8]

Afin d'exciter uniquement les spins compris dans un plan Z = Zc, il suffit alors d'appliquer une onde RF de fréquence. Seuls les noyaux d'hydrogène situés dans ce plan sont alors excités et produiront un signal. L'épaisseur de la coupe sélectionnée dépend alors de l'amplitude de gradient de champ G_{ss} et de la bande passante de l'onde RF.

Pour un gradient d'amplitude constante, une bande passante plus étroite excitera moins de spins et la coupe sera alors plus fine. Une bande passante de l'onde RF constante, un gradient d'amplitude plus importante fera plus varier la fréquence de précession dans l'espace et la coupe sera alors plus fine.

II.II.1Séquence IRM :

Une grande variété de séquences d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) a été développée au fil des années, chacune étant optimisée en fonction de la région anatomique étudiée, du type de contraste recherché et de la qualité d'image souhaitée [9,10,11]. Parmi les plus connues, on retrouve l'écho de spin classique (Spin Echo, SE), l'écho de spin rapide (Fast Spin Echo, FSE), l'écho de spin ultrarapide, la famille des séquences d'inversion-récupération (Inversion Recovery, IR), ainsi que les séquences à écho de gradient (Gradient Echo, GRE) et l'imagerie écho-planar (EPI). Une séquence IRM (Figure 9) est essentiellement constituée de trois phases principales :

- Phase d'excitation : une impulsion radiofréquence (RF) est appliquée pour exciter les noyaux d'hydrogène. Simultanément, un gradient de sélection de coupe (G_{ss}) est appliqué afin de sélectionner la tranche anatomique à imager.
- Phase de codage en phase : un gradient de phase (G_{Φ}) est appliqué, introduisant un déphasage contrôlé entre les spins dans la direction correspondante. Cette étape est essentielle pour l'encodage spatial.
- Phase de lecture : le signal réémis par les spins est acquis par l'antenne de réception RF, tandis qu'un gradient de lecture (G_{ω}) est appliqué. Celui-ci permet de moduler la fréquence de précession des spins en fonction de leur position, permettant ainsi l'acquisition d'une ligne dans l'espace de Fourier (k-space).

La répétition de ces étapes permet de remplir progressivement l'espace k et de reconstruire une image par transformée de Fourier. Les paramètres TR (temps de répétition) et TE (temps d'écho) jouent un rôle fondamental dans le contraste final : en fonction de leur choix, l'image peut être pondérée en T_1, T_2 ou en densité de protons (DP).

Séquence	Caractéristiques principales	Applications	Avantages / Inconvénients
Spin Echo (SE)	Impulsion 90° suivie d'une impulsion 180°. Contraste robuste.	Neurologie, imagerie générale, haute résolution.	Très bonne qualité d'image, robuste aux inhomogénéités B0. Temps d'acquisition long.
Fast Spin Echo (FSE / TSE)	Acquisition de plusieurs échos après une excitation. Accélération de l'imagerie.	Imagerie abdominale, cérébrale, musculosquelettique.	Rapide, bon contraste. Artefacts de flux possibles.

Gradient Echo (GRE)	Utilise un gradient de refocalisation au lieu d'une impulsion 180°. Sensible aux inhomogénéités B0.	Imagerie cardiaque, angiographie, séquences dynamiques.	Rapide, bonne résolution temporelle. Artefacts de susceptibilité.
Inversion Recovery (IR)	Inclut une impulsion 180° avant l'excitation principale. Permet de supprimer un tissu spécifique.	Suppression du signal de la graisse (STIR), de l'eau (FLAIR).	Contraste très modulable. Temps d'acquisition plus long.
Echo Planar Imaging (EPI)	Lecture rapide de l'espace k après une seule excitation. Très sensible aux inhomogénéités.	IRM fonctionnelle (IRMf), diffusion (DWI), perfusion.	Très rapide (quelques ms). Artefacts de distorsion importants.

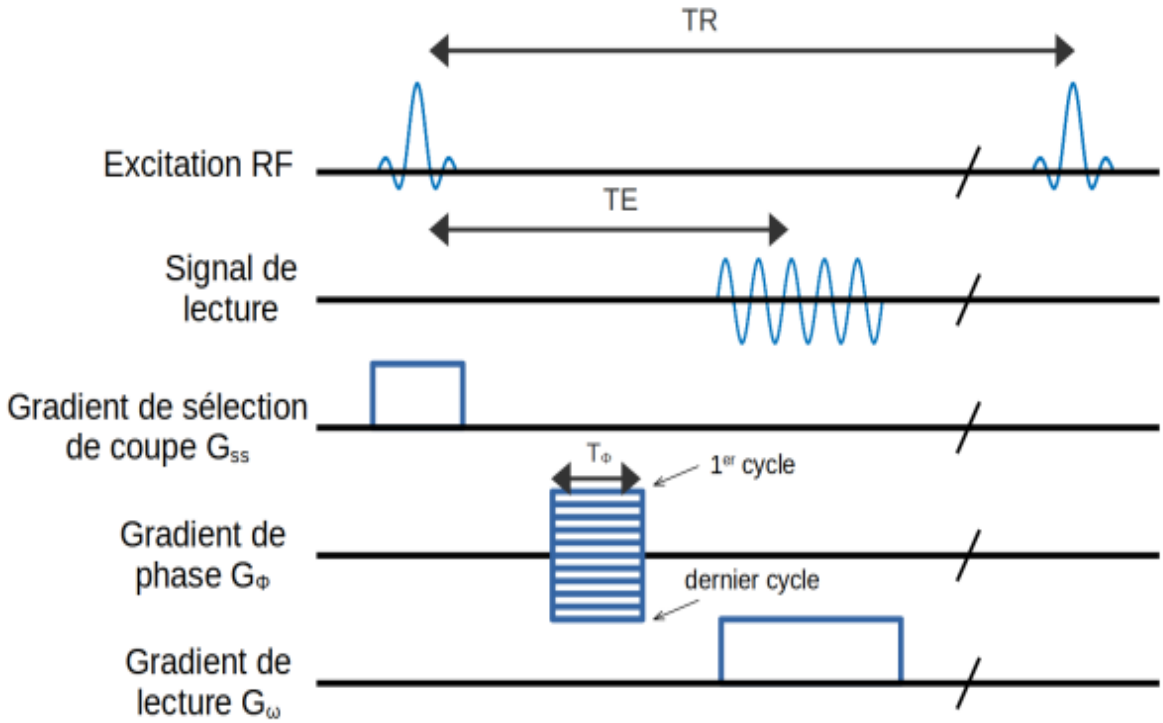


Figure 9 . Représentation temporelle d'une séquence IRM [8]

II.II.2Les champs magnétiques de l'IRM

Dans L'IRM, ils existent trois types de champ :

II.II.2.1 Champ statique B_0

Dans un système d'Imagerie par Résonance Magnétique, le champ magnétique statique principal, noté B_0, joue un rôle central dans la qualité des images obtenues. Son intensité peut varier selon les systèmes : elle est de l'ordre de 0,3 T pour les appareils dits « bas champ » comme on peut le voir [40] dans la thèse de Sidi Boulenouar , (l'application principale du système d'IRM portable concernait l'imagerie de petits échantillons biologiques et de tissus dans le cadre de la recherche biomédicale de proximité, plutôt que l'imagerie clinique à grande échelle. L'objectif était de valider expérimentalement la faisabilité d'une IRM compacte pour des applications de terrain, d'enseignement ou de recherche préclinique, en démontrant qu'un système léger, à faible coût et basé sur des aimants permanents, pouvait générer un champ magnétique suffisant pour reconstruire des images exploitables sur de petits volumes (quelques centimètres)), tandis que les systèmes cliniques les plus répandus utilisent des champs de 1,5 T ou 3 T. L'augmentation de l'intensité du champ magnétique améliore directement le rapport signal sur bruit (SNR), ce qui se traduit par une meilleure résolution et un contraste accru des images.

Un scanner IRM de fort champ destiné à l'imagerie du corp entier, tel qu'illustré sur la Figure 1, présente typiquement une intensité de champ statique de 1,5 T , 3 T jusqu'à 7 T en neurologie. L'une des caractéristiques essentielles de ce champ est son homogénéité, qui atteint généralement l'ordre du ppm (partie par million) dans un volume utile défini par une sphère de diamètre d'environ 50 cm (souvent désigné sous le terme DSV, Diameter Sphere Volume). Cela signifie que les variations relatives du champ magnétique dans ce volume sont de l'ordre de 10^{-6} par rapport à la valeur centrale.

Une carte de champ mesurée dans un système IRM 1,5 T (Figure 10) montre que le champ est remarquablement homogène autour de la zone centrale (r = 0, z = 0) [12]. En revanche, à mesure que l'on s'éloigne de cette région, des fluctuations apparaissent, notamment des pics locaux de champ dépassant parfois 3 T au voisinage des bobines, suivis d'une décroissance rapide en dehors de celles-ci.

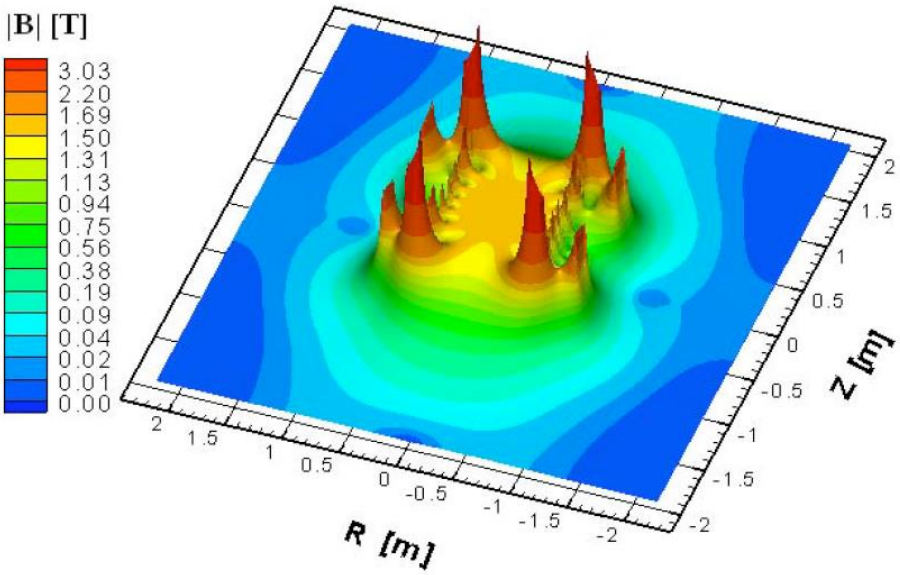


Figure 10. Cartographie du champ magnétique statique d'un IRM 1,5 T [12]

Le champ statique d'un système IRM 3 T est produit par des bobines supraconductrices, refroidies à la température de l'hélium liquide (~4 K). Ces bobines, alimentées en courant continu, présentent l'avantage de ne pas générer de pertes Joule. Une fois le courant établi, il peut être maintenu en mettant le circuit en court-circuit supraconducteur, garantissant la stabilité du champ magnétique sur de longues durées. Pour corriger les faibles inhomogénéités résiduelles du champ, on ajoute des bobines de shim résistives, dont la géométrie particulière (illustrée Figure 11) permet d'affiner l'homogénéité du champ statique dans le volume utile.

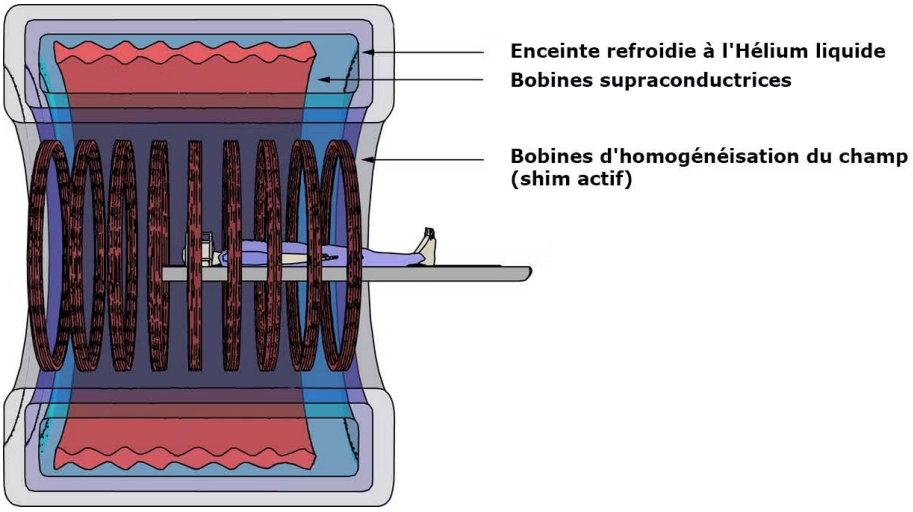


Figure 11. Configuration des bobines générant le champ magnétique statique B_0[8]

II.II.2.2 Champs de gradient

Outre le champ statique principal B_0, un système IRM utilise des champs de gradient notés Gx, Gy et Gz présentés dans le paragraphe précédent, qui permettent l'encodage spatial des signaux. Ces champs correspondent à des variations linéaires du champ magnétique en fonction de la position, ce qui rend possible la localisation des spins et donc la reconstruction de l'image.

Dans un scanner IRM clinique à 3 T, l'amplitude typique des champs de gradient est de l'ordre de 80 mT/m ; cette valeur peut varier selon les fabricants et les modèles. Une amplitude plus élevée de ces gradients permet d'améliorer la résolution spatiale des images, mais impose des contraintes technologiques importantes. L'application d'un gradient est caractérisée par un temps de montée (slew rate), qui doit rester très court par rapport aux temps caractéristiques des séquences d'imagerie. Dans les systèmes modernes, la vitesse de montée atteint environ 200 T/m/s, ce qui correspond à un temps de montée d'environ 0,5 ms.

La distribution spatiale des champs générés par les bobines de gradient est illustrée dans la Figure 12. On observe que les composantes utiles pour l'imagerie sont celles dirigées selon l'axe z, tandis que des composantes dites « parasites » peuvent apparaître dans les directions transverses. Ces dernières, bien que non exploitées directement pour l'encodage spatial, peuvent atteindre des amplitudes comparables, voire supérieures, à la composante utile, notamment en dehors du volume central homogène (DSV ~ 50 cm).

Le gradient Gz est produit par une paire de bobines circulaires disposées de part et d'autre du centre de l'IRM, alimentées en opposition, configuration connue sous le nom de bobines de Maxwell. Les gradients Gx et Gy sont quant à eux générés par deux paires de bobines en forme de selle (saddle coils), également alimentées en opposition, selon la configuration dite de Golay. Ces bobinages (voir Figure 13), réalisés en cuivre, sont activés rapidement et de manière répétée au cours des séquences IRM. Ce fonctionnement est directement responsable du bruit acoustique caractéristique émis par les IRM lors des examens.

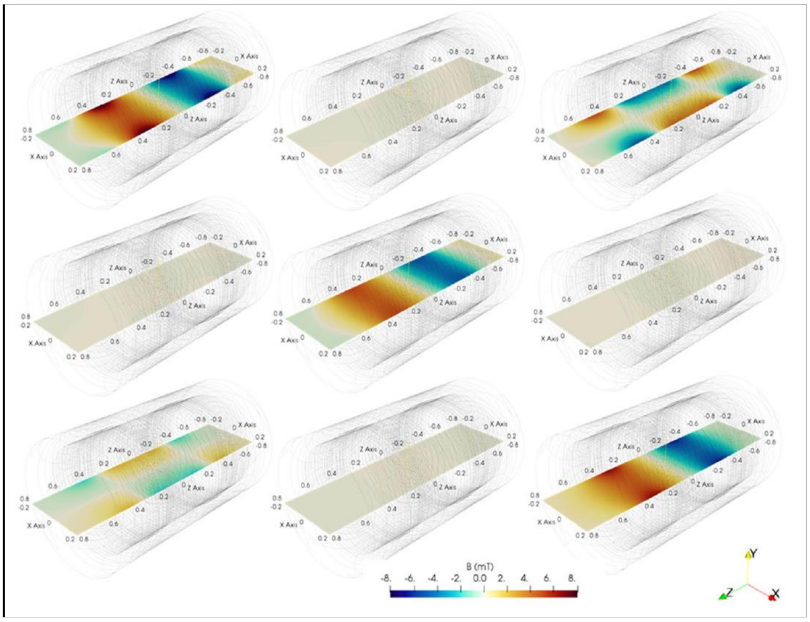


Figure 12. Représentation des composantes x, y et z des gradients Gx, Gy et Gz dans le plan (xz), amplitude 20 mT/m [13]

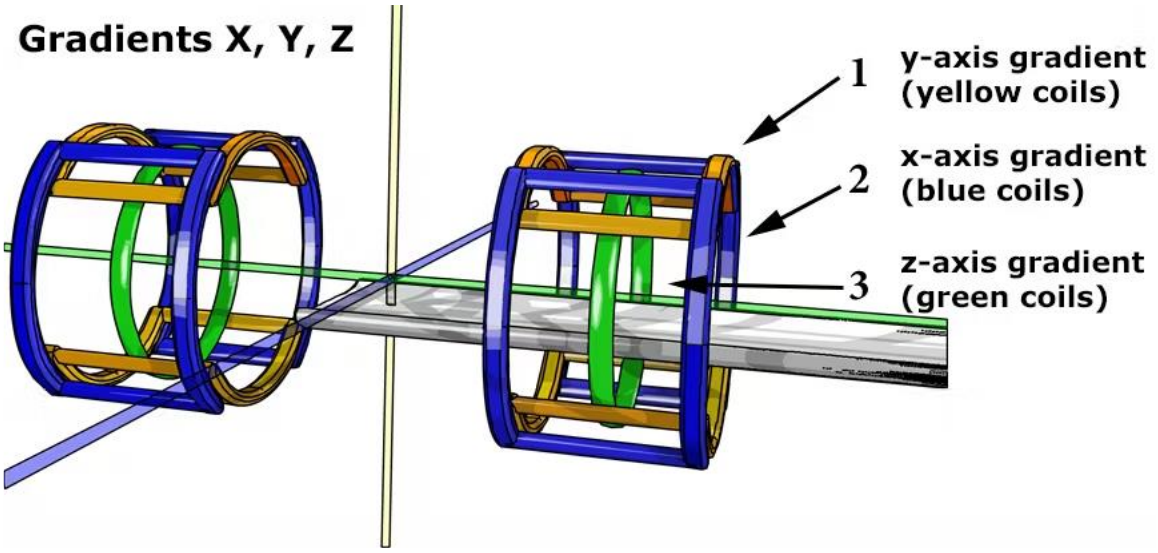


Figure 13. Configuration des bobines de gradients x, y et z dans un IRM [8]

II.II.2.3 Champ radiofréquence

En plus du champ statique B_0 et des champs de gradient, l'IRM repose sur l'application d'un champ radiofréquence (RF), qui permet l'excitation des noyaux d'hydrogène à leur fréquence de résonance. Pour un système IRM clinique à 3 T, cette fréquence correspond à environ 128 MHz, avec une amplitude de champ de l'ordre de quelques microteslas (µT).

Le champ RF est produit par des antennes spécialisées, aussi appelées bobines RF (voir Figure 14). Selon le type d'examen et la région anatomique étudiée, deux configurations principales peuvent être utilisées :

- L'antenne corps entier, intégrée à la structure de l'IRM, qui sert généralement d'antenne principale. Elle est adaptée pour l'excitation globale de l'ensemble du volume corporel.
- Les antennes locales sont placées au plus près de la région à imager (tête, genou, rachis, etc.). Elles peuvent être soit émettrices et réceptrices, soit uniquement réceptrices lorsque l'antenne corps entier assure l'émission. Leur proximité avec l'organe d'intérêt permet d'améliorer le rapport signal sur bruit (SNR).

Une des topologies les plus répandues est la cage d'oiseau (birdcage coil), utilisée pour l'imagerie du corps entier, mais également adaptée pour certaines antennes locales (tête ou genou). Cette configuration permet de générer un champ RF relativement homogène au centre du volume couvert, assurant une excitation uniforme des spins.

Une carte typique du champ produit par une antenne de type birdcage (Figure 15) montre que l'amplitude du champ est d'environ 11,5 A/m, soit environ 14 µT, dans la zone centrale de l'antenne. Comme attendu, l'intensité du champ est plus élevée à proximité immédiate des bobinages, ce qui peut entraîner une légère inhomogénéité aux limites du volume utile.

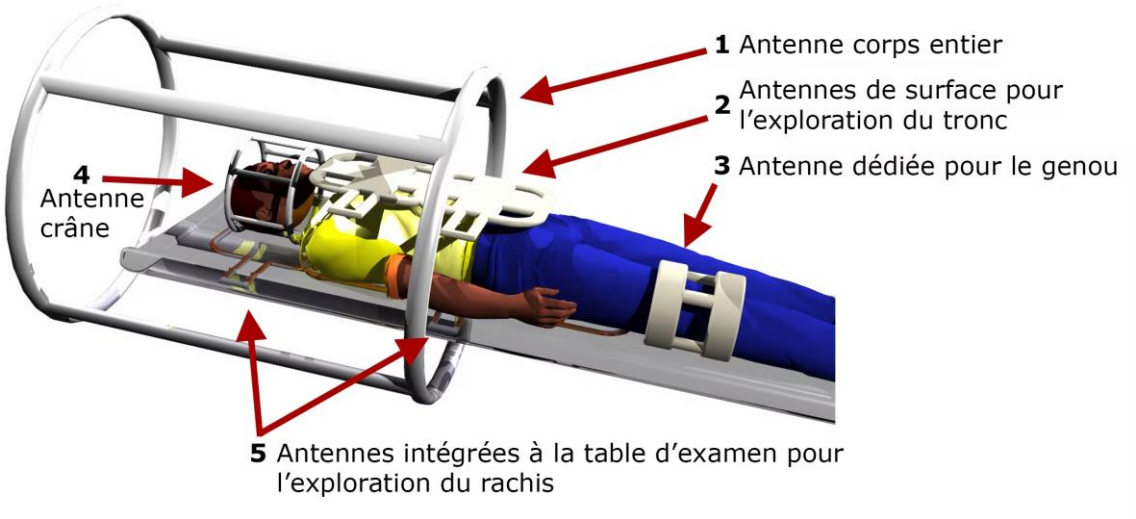


Figure 14. Architecture des antennes RF d'un système IRM [8]

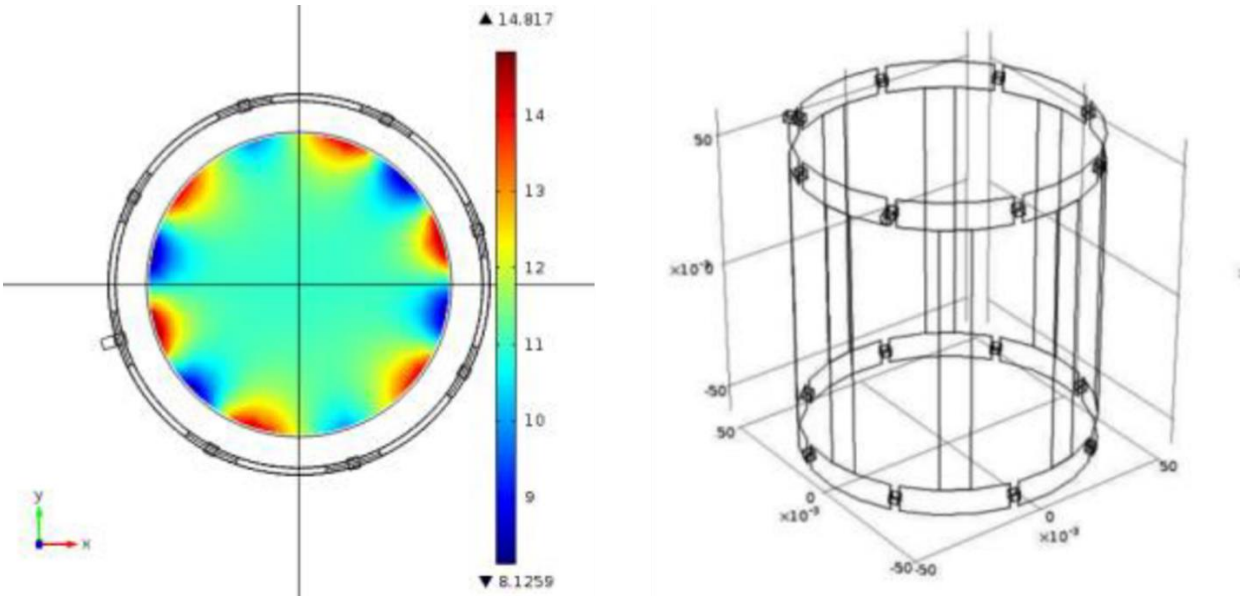


Figure 15. (a) Distribution du champ dans une antenne RF ; (b) Configuration de l'antenne cage d'oiseau [14]

II.II.3Compatibilité IRM

Comme montré précédemment, le fonctionnement d'un système IRM repose sur la combinaison de champs magnétiques de forte intensité – qu'ils soient statiques, variables dans le temps ou modulés spatialement. La présence simultanée de ces champs crée un environnement électromagnétique complexe, dans lequel tout objet ou dispositif introduit peut interagir de manière significative avec l'IRM. Ces interactions peuvent avoir des conséquences dommageables, aussi bien sur la sécurité des patients et du personnel que sur le fonctionnement du dispositif ou sur la qualité des images acquises.

Avant toute utilisation à proximité d'un scanner IRM, un système doit donc faire l'objet d'une évaluation rigoureuse et obtenir une certification de compatibilité IRM. Celle-ci s'articule classiquement autour de trois dimensions essentielles :

II.II.3.1 Sécurité

L'aspect prioritaire de la compatibilité IRM concerne la sécurité du patient et du personnel. Le principal facteur de risque est lié à la présence du champ magnétique statique B_0, dont l'intensité peut atteindre 3 T au centre d'un scanner clinique. Bien que ce champ soit très homogène dans le volume utile, son intensité diminue rapidement à mesure que l'on s'éloigne du centre, créant un gradient de champ particulièrement élevé, pouvant atteindre jusqu'à 17 T/m pour un système à 3 T [15].

Ce gradient important induit une force d'attraction considérable sur tout objet ferromagnétique placé à proximité. Un objet non retenu peut ainsi être propulsé vers l'aimant à plusieurs mètres par seconde, phénomène connu sous le nom d'effet projectile ou effet missile. Ce risque représente un danger majeur, potentiellement mortel, pour toute personne située sur la trajectoire de l'objet. Pour éviter ce type d'accident, il est impératif que les dispositifs destinés à être utilisés dans un environnement IRM soient conçus sans matériaux ferromagnétiques ou qu'ils soient solidement fixés afin de supporter les forces mécaniques exercées par le champ.

Un second facteur de risque concerne l'action des champs magnétiques variables dans le temps, générés par les bobines de gradient et par le champ radiofréquence (RF). Ces champs peuvent induire des courants électriques dans les parties conductrices d'un dispositif. Ce phénomène, en provoquant un échauffement localisé, peut être à l'origine de brûlures cutanées ou de lésions internes. Ce risque est particulièrement critique lorsque des pièces métalliques sont en contact direct avec le patient.

Pour limiter ce danger, plusieurs recommandations sont appliquées :

- Réduire au minimum la présence de matériaux conducteurs dans les systèmes utilisés en IRM ;
- Éloigner autant que possible les éléments métalliques du patient lorsqu'ils ne peuvent pas être supprimés ;
- Dans le cas de dispositifs implantés (prothèses, stimulateurs), adapter les paramètres de l'examen en réduisant la durée des séquences ou l'intensité des champs appliqués, afin de limiter l'exposition aux champs variables.

Ainsi, la conception sécurisée d'un système destiné à l'environnement IRM doit prendre en compte simultanément la réduction des risques mécaniques liés au champ statique et la prévention des effets thermiques dus aux champs variables.

II.II.3.2 Fonctionnement sous champ d'un système

Un dispositif ne peut être considéré comme compatible IRM que s'il est capable de fonctionner de manière fiable en présence des champs magnétiques intenses et variables générés par l'IRM. La sécurité seule ne suffit pas : il est également nécessaire de s'assurer que les performances intrinsèques du système ne soient pas altérées par cet environnement particulier.

Plusieurs facteurs peuvent en effet dégrader le fonctionnement d'un dispositif placé dans un IRM. Même des matériaux dits faiblement magnétiques, bien que respectant les critères de sécurité, subissent des forces et des couples en présence du champ statique B_0, pouvant perturber la précision mécanique ou la stabilité du système.

Lorsque le dispositif comporte une partie électronique, la problématique est encore plus critique. Les champs magnétiques variables (champs de gradient et champ RF) induisent des tensions parasites dans les circuits, susceptibles de provoquer des dysfonctionnements, des erreurs de mesure, voire des dégradations irréversibles des composants sensibles. Ces interférences électromagnétiques (EMI) peuvent également conduire à une dérive du signal ou à une perte de synchronisation avec l'IRM.

Afin de garantir le bon fonctionnement en environnement IRM, plusieurs précautions doivent être prises dès la conception :

- Choisir des matériaux totalement amagnétiques, ou à susceptibilité magnétique négligeable, pour éviter toute perturbation mécanique ;
- Évaluer les tensions induites par les champs variables dans les boucles de courant ou les circuits électroniques, et dimensionner le système en conséquence (blindage, filtrage, câblage adapté) ;
- Minimiser la surface des boucles conductrices, afin de réduire le couplage inductif avec les champs RF et de gradient ;
- Valider expérimentalement le fonctionnement en condition réelle dans l'IRM, car certains effets d'interaction ne sont pas entièrement prédictibles par modélisation.

II.II.3.3 Conservation de la qualité de l'image

Le troisième critère fondamental de la compatibilité IRM est la préservation de la qualité de l'image, aussi bien lorsque le système est au repos que lorsqu'il est en fonctionnement actif.

Un dispositif non adapté peut en effet perturber les champs utilisés pour la formation de l'image. Une distorsion du champ statique ou des gradients modifie la polarisation des spins ou le codage spatial du signal, entraînant des artefacts tels que des déformations, des zones d'ombre ou une perte locale de résolution.

Ces perturbations peuvent avoir plusieurs origines :

- La présence de matériaux conducteurs, dans lesquels se forment des courants induits absorbant localement l'énergie RF et créant ainsi des zones sans signal (artefact de type "trou noir") ;
- La présence de matériaux magnétiques, qui déforment localement les lignes de champ statique perturbant ainsi-l'homogénéité indispensable à l'imagerie ;
- La circulation de courants électriques dans le dispositif, générant des champs parasites qui viennent s'ajouter aux champs de l'IRM et brouillent le codage spatial.

Pour préserver la qualité d'image, il est donc indispensable de :

- Limiter l'utilisation de matériaux conducteurs et magnétiques dans ou près de la zone imagée ;
- Réduire au maximum les champs parasites générés par les courants électriques ;
- Respecter des niveaux de perturbation qui ne dépassent pas l'ordre de grandeur de l'homogénéité du champ statique, soit environ 3 µT pour un IRM 3T.

En pratique, la compatibilité IRM sur ce critère est évaluée par des tests d'imagerie : l'absence d'artefacts, de distorsions géométriques ou de pertes de signal significatives confirme que le dispositif n'altère pas la qualité diagnostique des images produites.

II.III Les actionneurs compatibles IRM

La chirurgie assistée par imagerie par résonance magnétique (IRM) représente aujourd'hui l'une des modalités les plus prometteuses pour le guidage en temps réel d'interventions chirurgicales. Cette technique repose sur l'utilisation d'instruments miniaturisés — tels que des aiguilles, pinces ou micro-ciseaux — qui nécessitent uniquement de petites incisions, de l'ordre du centimètre, pour être introduits dans le corps du patient. L'intégration directe de l'acte chirurgical dans l'IRM apporte plusieurs avantages déterminants : la visualisation instantanée de la zone opérée, un contraste élevé entre les tissus mous, ainsi qu'une résolution spatiale fine. Le praticien bénéficie ainsi d'un retour d'information en temps réel, ce qui améliore considérablement la précision du geste et réduit la durée de l'intervention en supprimant les interruptions liées aux examens d'imagerie externes.



Figure 16. Procédure percutanée sous guidage IRM et visualisation de l'espace limité dans le tunnel [16]

Les applications cliniques concernent aussi bien des gestes simples, tels que les ponctions ou les biopsies (prélèvements de tissus ou de fluides), que des procédures plus complexes nécessitant l'utilisation d'outils robotisés sophistiqués. Toutefois, malgré son potentiel, la chirurgie guidée sous IRM fait face à plusieurs contraintes techniques majeures. L'une des principales difficultés réside dans l'espace limité du tunnel d'IRM : celui-ci présente un diamètre d'environ 70 cm et une profondeur de 75 cm entre l'entrée et le centre du scanner, espace devant accueillir simultanément le patient et le dispositif d'assistance chirurgicale (voir Figure 16). À cette contrainte géométrique s'ajoutent les exigences strictes de compatibilité IRM, qui restreignent sévèrement le choix des matériaux et des technologies d'actionnement utilisables. De ce fait, les robots chirurgicaux classiques, déployés en dehors de l'IRM, ne peuvent pas être intégrés directement dans cet environnement.

La chirurgie interventionnelle sous IRM demeure ainsi une technologie en développement, encore majoritairement explorée dans le cadre de projets de recherche. Les verrous scientifiques et technologiques à lever sont nombreux :

- Identifier des technologies d'actionnement adaptées (pneumatique, hydraulique, piézoélectrique, voire électromagnétique sous certaines conditions),
- Concevoir des architectures mécaniques compactes et disposant de suffisamment de degrés de liberté pour assurer un positionnement précis,
- Développer des électroniques de commande IRM-compatibles, intégrant un asservissement en boucle fermée reposant sur des capteurs de retour fiables et non perturbateurs pour l'imagerie.

Sur le plan international, plusieurs groupes de recherche travaillent activement au développement de tels systèmes. Les initiatives les plus avancées se trouvent en Amérique du Nord et en Chine, mais des contributions significatives existent également en Europe, notamment au Royaume-Uni, aux Pays-Bas et en Allemagne. L'objectif de cette section est de dresser un état de l'art des actionneurs développés pour une utilisation en environnement IRM, en mettant en évidence leurs principes, leurs avantages et leurs limites. Pour une revue historique plus complète retraçant les premières étapes de la robotique chirurgicale sous IRM, le lecteur pourra se référer aux synthèses présentées dans [17,18].

Dans ce qui suit, les travaux recensés seront classés selon la technologie d'actionnement : pneumatique et hydraulique, piézoélectrique, puis électromagnétique, afin d'en comparer les performances et la pertinence dans un contexte de compatibilité IRM.

Un état de l'art détaillé des actionneurs compatibles IRM a été réalisé par [38] et constitue une référence complète sur le sujet. Afin d'éviter une redondance avec ce travail, seuls les principes essentiels sont rappelés ici. L'accent est ensuite mis sur les technologies d'actionnement apparues plus récemment ou non abordées précédemment, ainsi que sur une analyse comparative des solutions existantes.

II.III.1 Actionneurs pneumatiques et hydrauliques :

Les systèmes d'actionnement basés sur la circulation de fluides, tels que l'air comprimé ou les liquides, sont largement étudiés pour les applications chirurgicales guidées par IRM. Ils reposent généralement sur une configuration maître-esclave : le robot est placé dans le tunnel IRM tandis que le dispositif de commande est déporté dans la salle de contrôle, la transmission de l'énergie étant assurée par de longs tuyaux (souvent entre 5 et 10 m). Cette architecture garantit une compatibilité naturelle avec l'IRM, puisque l'unité placée dans le champ ne contient ni pièces magnétiques ni composants électriques [19].

Cependant, ces dispositifs présentent des limitations inhérentes à la compressibilité de l'air, qui réduit la bande passante et la précision du positionnement. Dans le cas de biopsies, des erreurs supérieures à 2 mm peuvent être observées. L'utilisation d'un fluide incompressible, comme l'huile ou l'eau distillée, permet d'améliorer la transmission de l'effort et la rapidité de réponse, mais le risque de fuites demeure problématique dans un environnement médical [19].

En 2020, une équipe de l'Université de Hong Kong a développé un robot hydraulique miniaturisé destiné au positionnement d'aiguilles pour le traitement de tumeurs hépatiques [19]. Ce robot compact (10 cm de diamètre, 11 cm de hauteur, 189 g), fixé sur l'abdomen du patient

par une ceinture oriente et maintient l'aiguille avec une précision inférieure à 1 mm. Il est constitué de trois valves disposées à 120° (soft actuators), réalisées en polymères par impression 3D, et alimentées en eau distillée via des conduites de 10 m .Le retour de position est assuré par des capteurs optiques compatibles IRM avec une résolution de 0,044°. La commande PID permet un positionnement précis avec une erreur angulaire inférieure à 0,2° (≈ 0,9 mm). Les essais ont montré que le robot ne perturbait pas significativement l'image IRM, la réduction du rapport signal sur bruit (SNR) restant inférieure à 2 %.

Dans une autre étude, menée conjointement par l'Université de Hong Kong et l'Imperial College de Londres, un robot hydraulique pour le guidage endovasculaire a été développé [20]. Son objectif est de contrôler un cathéter à l'intérieur des artères ou des veines pour atteindre des organes tels que le cœur ou les poumons. Le système utilise des vérins hydrauliques et une roue dentée pour assurer des mouvements de translation et de rotation . L'extrémité du cathéter est équipée de bobines détectables par IRM, générant volontairement de petits artefacts permettant un suivi en temps réel avec une résolution de 0,6 × 0,6 × 0,6 mm³ à 40 Hz. Malgré une taille importante (78 cm de longueur, 3,2 kg), le système atteint une précision de suivi avec une erreur inférieure à 0,7 mm et une réduction du SNR inférieure à 3 %.

Un autre dispositif, développé à l'Imperial College de Londres, repose sur un robot pneumatique destiné au guidage endoscopique avec retour haptique [21]. Il se compose d'une unité maître, placée dans la salle de contrôle, équipée d'une poignée restituant au chirurgien les sensations de manipulation manuelle grâce à des moteurs brushless et un retour d'effort. Les ordres sont transmis par 32 conduites pneumatiques de 3 m vers l'unité esclave située dans la salle IRM (Figure 17). Les tests réalisés sur fantômes vasculaires ont montré des taux de succès compris entre 90 et 100 % pour des canulations complexes, tout en réduisant les forces appliquées sur les parois artérielles (≤ 3 N contre 5 N en manipulation manuelle). L'image IRM n'est pas significativement perturbée et les essais de validation dans un environnement IRM réel sont en cours.

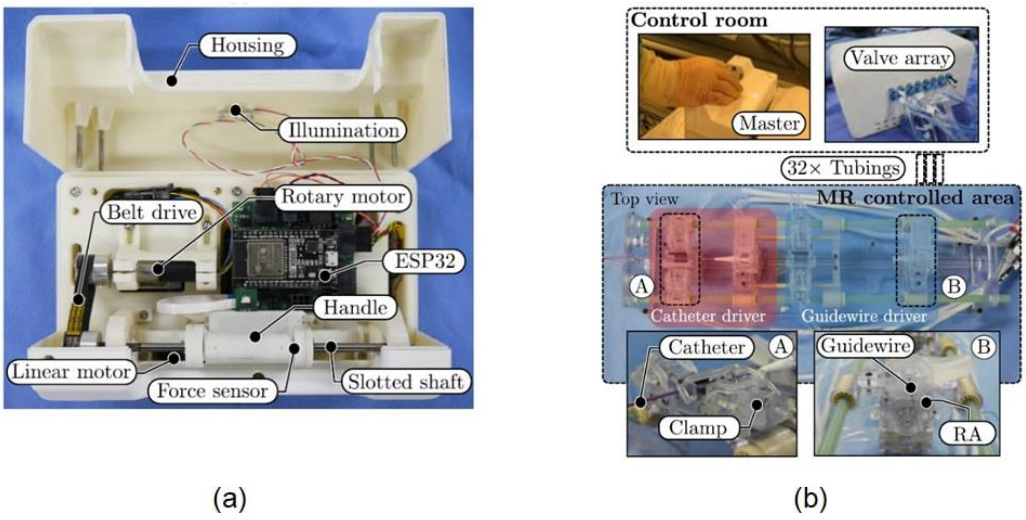


Figure 17. Structure interne du système maitre (a) et du système esclave (b) pneumatique [21]

Enfin, une équipe de l'Université de Twente a mis au point un robot pneumatique pas à pas dédié à la biopsie mammaire [22]. Ce dispositif compact (72 × 51 × 40 mm, 62 g) comprend quatre moteurs pneumatiques pas à pas assurant quatre degrés de liberté. L'aiguille peut être déplacée avec une force maximale de 63 N et une précision de positionnement inférieure à 0,7

mm. Les tests ont confirmé une précision adaptée aux exigences médicales (≈ 2 mm requis) (Figure 18). Toutefois, la longueur des conduites pneumatiques (jusqu'à 5 m) limite la bande passante du système à 8 Hz en charge, ce qui réduit la rapidité des mouvements.

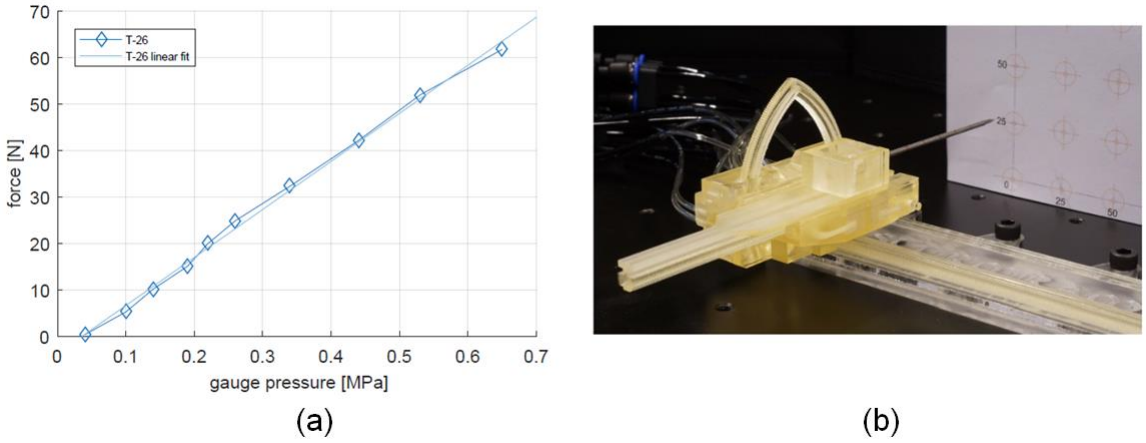


Figure 18. (a) Résultats obtenus pour la mesure de la force. (b) Dispositif pour la mesure de précision du positionnement [22].

En complément de ces approches, une contribution récente illustre le potentiel des solutions souples pneumatiques. Chen et al. (2024) ont présenté *SoNIM (MRI-compatible soft needle manipulator)*, un manipulateur pneumatique souple destiné au guidage d'aiguille sous IRM [23]. Réalisé exclusivement en matériaux non métalliques, SoNIM combine deux actionneurs de flexion et un actionneur d'allongement, assurant une grande maniabilité dans le tunnel IRM. Les résultats expérimentaux rapportés montrent une précision de positionnement moyenne de 2,9 ± 0,98 mm (Figure 19) et une compatibilité IRM confirmée, avec une dégradation de l'image négligeable (Figure 20 et Figure 21). Ce travail ouvre des perspectives intéressantes pour les dispositifs souples miniaturisés dans le cadre de la chirurgie guidée par IRM.

Dans l'ensemble, les actionneurs pneumatiques et hydrauliques présentent une excellente compatibilité avec l'IRM, une capacité à générer des forces importantes et une précision suffisante pour la chirurgie guidée. Toutefois, leurs performances dynamiques restent limitées par la compressibilité des fluides et la longueur des conduites. Les efforts de recherche se concentrent désormais sur l'amélioration de la précision, de la rapidité et de la compacité de ces dispositifs, afin de les rendre pleinement exploitables dans un cadre clinique.

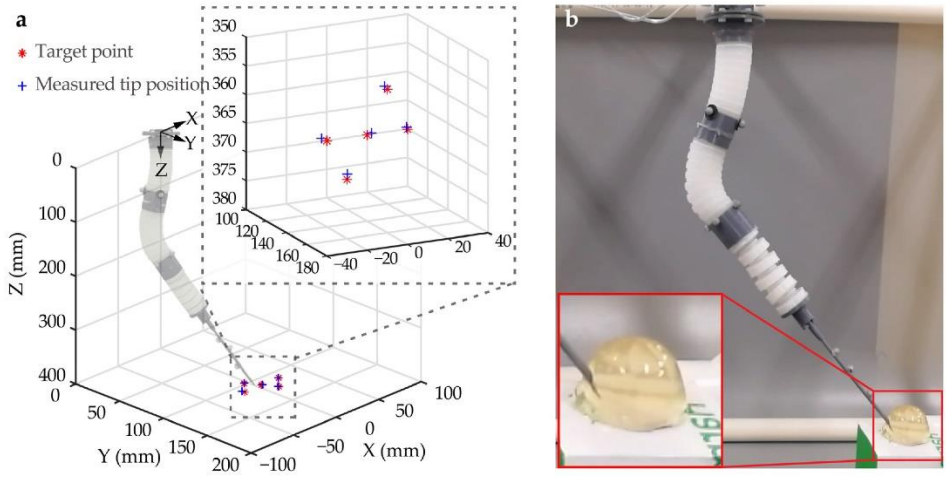


Figure 19. (a) Résultats des expériences de suivi des points de consigne. La position mesurée (astérisque rouge) de la pointe de l'aiguille a été comparée à la position des points cibles (signe plus bleu) pour valider le schéma en boucle fermée. (b) Illustration du test fantôme simulant une procédure d'insertion d'aiguille.[23]

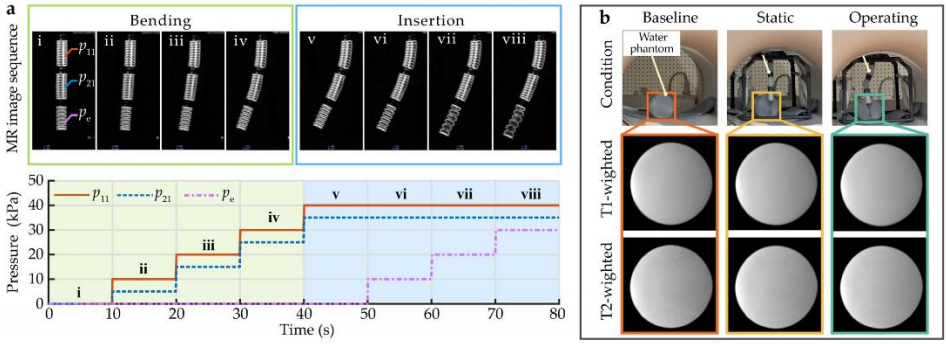


Figure 20.Validation du SoNIM dans un environnement IRM [23]

Condition	T1-Weighted		T2-Weighted	
	SNR	SNR Loss	SNR	SNR Loss
baseline	425	—	396	—
static	423	0.47%	392	1.01%
operating	420	1.18%	389	1.78%

Figure 21.Rapports signal/bruit des images IRM dans trois conditions [23].

II.III.2 Actionneurs piézoélectriques :

Les actionneurs piézoélectriques, également appelés actionneurs ultrasoniques, reposent sur l'effet piézoélectrique inverse : l'application d'une tension électrique alternative de forte fréquence provoque la déformation d'un élément piézoélectrique, générant un mouvement de translation ou de rotation [24]. La tension d'alimentation se situe généralement entre 80 et 300 V, avec des fréquences de l'ordre de 50 kHz, d'où l'appellation d'actionneurs ultrasoniques.

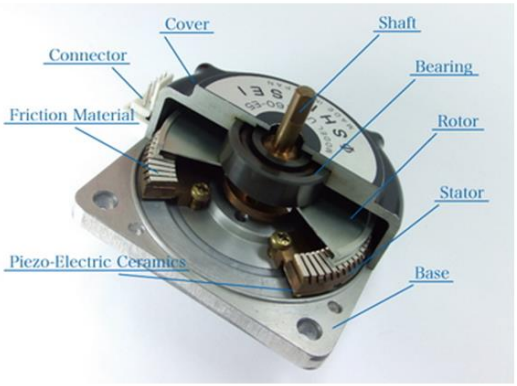


Table 1. Main parameters of the Shinsei USR60.

Driving Frequency	40–45 kHz
Maximum Driving Voltage	130 Vrms
Maximum Torque	1.0 Nm
Rated Output	5.0 W
Maximum Velocity	150 rpm

Figure 22. Moteur à onde progressive piézoélectrique fabriqué par la société japonaise Sheinsei [25,26]

La Figure 22 illustre la structure interne et les caractéristiques d'un moteur piézoélectrique à onde progressive développé par la société japonaise Sheinsei [25,26]. Le dispositif, de 6 cm de diamètre et pesant environ 200 g, est constitué d'un anneau céramique piézoélectrique collé sous un stator en bronze. Excité à l'une des fréquences propres de la structure bimorphe, il engendre des vibrations résonantes de l'ordre du micromètre. La transmission du mouvement au rotor en duralumin se fait par l'intermédiaire d'une couche de friction polymère, comme indiqué en Figure 22.

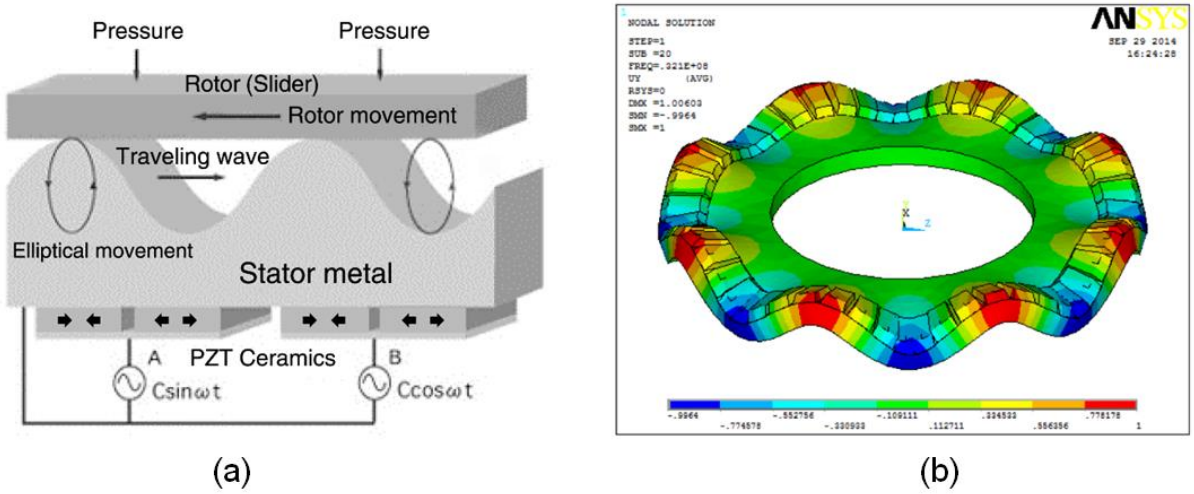


Figure 23.(a) Création d'une onde progressive via deux tensions en quadrature appliquées aux céramiques piézoélectriques ; (b) Modèle numérique montrant la déformation du stator

Le principe de génération de l'onde progressive est illustré en Figure 23.a : deux phases électriques en quadrature de phase excitent le stator, produisant deux ondes stationnaires de flexion dont la superposition engendre une onde progressive. La modélisation par éléments finis de la déformation du stator est donnée en Figure 23.b [24]. Les particules de la surface décrivent alors une trajectoire elliptique combinant un déplacement vertical et horizontal, ce qui entraîne la rotation du rotor. Ce mode de fonctionnement présente un couple de maintien important à l'arrêt, en raison du contact direct par frottement, contrairement aux moteurs électromagnétiques où l'action se fait sans contact.

Ces actionneurs présentent plusieurs avantages pour l'IRM : absence d'éléments magnétiques, compacité, densité de puissance élevée (jusqu'à 100 W/cm³ [27]), grande précision de positionnement (résolution angulaire de l'ordre de 5×10^{-6} degré) et temps de réponse rapides (quelques dizaines de microsecondes). Ils offrent aussi un couple de maintien

naturel en l'absence d'alimentation. Néanmoins, des études ont montré que leur présence dans un scanner IRM pouvait générer des artefacts et provoquer une diminution significative du rapport signal/bruit (jusqu'à 80 % dans certains cas).

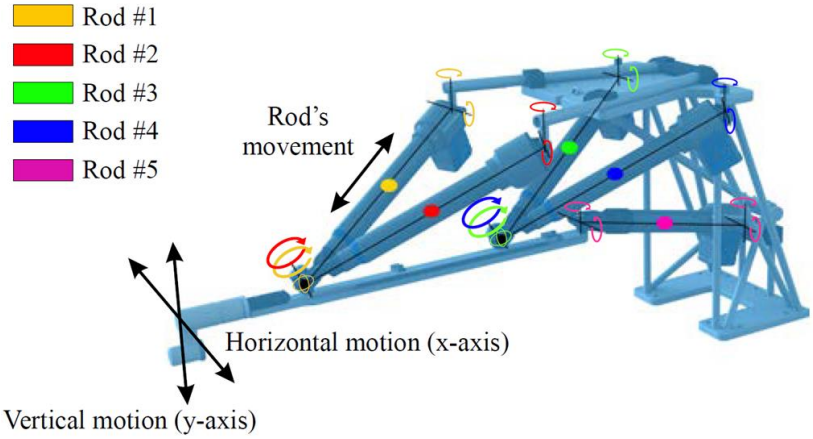


Table 1. Workspace requirements for transperineal MR guided prostate biopsy.

Requirement	Range
Translation in x-direction (Fig. 2)	−12–12 mm
Translation in y-direction	50–120 mm
Translation in z-direction	0–50 mm
Rotation around vertical axis	−15–15°
Needle insertion	−30–150 mm
Needle rotation	∞

Figure 24. Cinématique du robot à moteurs piézoélectriques et identification des mouvements possibles [28]

Plusieurs systèmes robotiques exploitant cette technologie ont été développés. En 2017, une collaboration entre l'Université de Twente (Pays-Bas) et l'Hôpital universitaire de Turku (Finlande) a présenté un robot combinant moteurs piézoélectriques et actionneurs pneumatiques pour la réalisation de biopsies prostatiques [28]. La Figure 24 présente la chaîne cinématique complexe du robot, composée de cinq tiges télescopiques motorisées par des actionneurs piézoélectriques. Ces tiges permettent de positionner un porte-aiguille avec cinq degrés de liberté. L'insertion est réalisée par un moteur piézoélectrique linéaire (course 150 mm,), et la rotation de l'aiguille est assurée par un moteur piézoélectrique rotatif (vitesse max. 160 tr/min). La partie pneumatique assure le geste de biopsie proprement dit.

L'organigramme de commande, montre que le robot est piloté à distance depuis une salle de contrôle via Matlab/Simulink. L'algorithme calcule en temps réel la trajectoire optimale à partir des images IRM et des coordonnées cibles. La trajectoire de la pointe de l'aiguille est illustrée en Figure 25, où l'on constate une bonne concordance entre la trajectoire programmée et celle réellement suivie. Des tests menés sur fantômes de gélatine (cibles de 2 mm, obstacles sphériques de 6 mm) ont montré une erreur moyenne de ciblage de 1,86 ± 0,48 mm, soit une précision trois fois supérieure à celle obtenue par des gestes manuels.

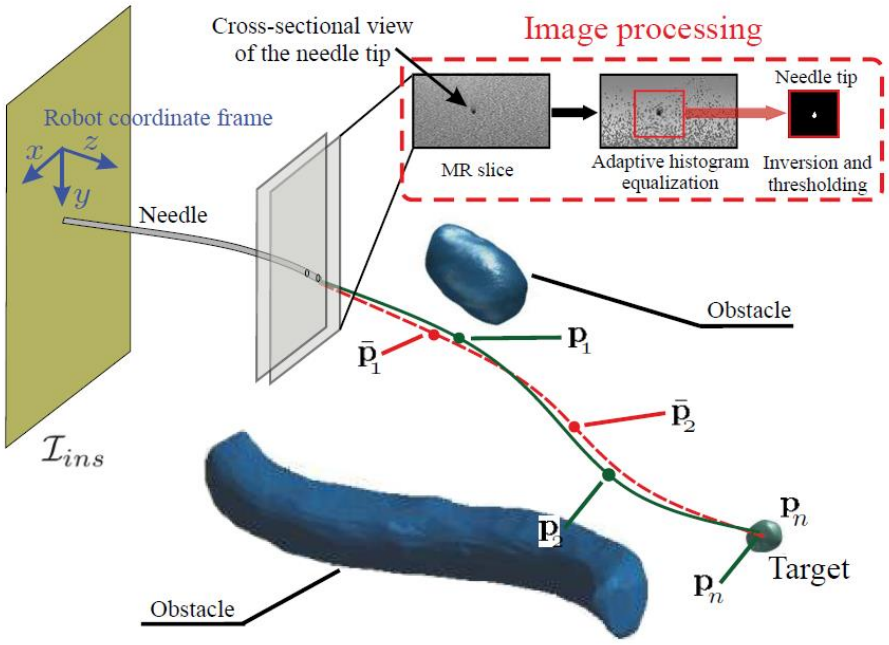


Figure 25. Progression de l'aiguille entre le point d'entrée et la cible tumorale, guidée par imagerie IRM [28]

La compatibilité IRM du dispositif a été évaluée dans un scanner Siemens 1,5T. Les résultats de distorsion d'image montrent que la déformation reste inférieure à 1 % dans toutes les configurations testées (robot éteint, alimenté au repos ou en mouvement). Le SNR diminue de 16 % lorsque le robot est simplement placé dans l'IRM, de 25 % lorsqu'il est sous tension, et de 27 % lorsqu'il est en fonctionnement.

En 2021, une équipe de l'Université Johns Hopkins (États-Unis) a développé un système robotisé peropératoire guidé par IRM pour réaliser une arthrographie de l'épaule [29]. Le robot est fixé directement sur l'épaule du patient et permet l'injection du produit de contraste sous contrôle IRM. Le système intègre quatre moteurs piézoélectriques associés à des engrenages, avec des codeurs optiques (résolution 2000 points/tour) assurant la précision du positionnement. Les résultats expérimentaux (dix cibles testées sur cadavres et patients) montrent une précision de 2,07 ± 1,22 mm en translation et 1,46 ± 1,06° en rotation. Les images IRM n'ont révélé aucun artefact significatif, bien qu'aucune analyse quantitative du SNR n'ait été proposée.

D'autres équipes poursuivent activement leurs recherches sur cette technologie. Le CSii (Canada) a développé un robot de biopsie mammaire utilisant des moteurs piézoélectriques permettant un positionnement avec une précision de 0,34 mm, sans dégradation notable de l'image IRM [30]. À Harvard Medical School (Boston), un dispositif de guidage pour cryothérapie a été conçu, basé sur des moteurs piézoélectriques, et a démontré une précision de positionnement de 0,3 mm [31].

Plus récemment, le Worcester Polytechnic Institute (WPI) a présenté un moteur piézoélectrique ultrasonique en plastique compatible IRM, destiné aux applications robotiques mini-invasives [32] (voir Figure 26). Ce moteur offre une résolution de l'ordre de 0,2 mm, un couple suffisant pour manipuler des instruments chirurgicaux et ne génère pas d'artefacts significatifs lors de l'imagerie IRM (voir Figure 27), confirmant le potentiel des actionneurs piézoélectriques pour des environnements sensibles.

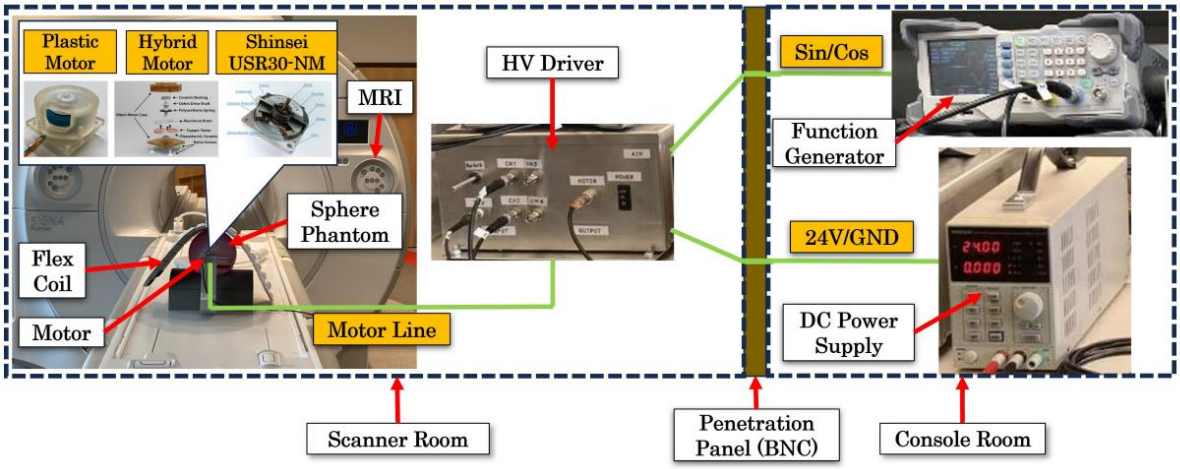


Figure 26.Montage expérimental de mesure du SNR avec fantôme sphérique et bobine Flex coil.[32]

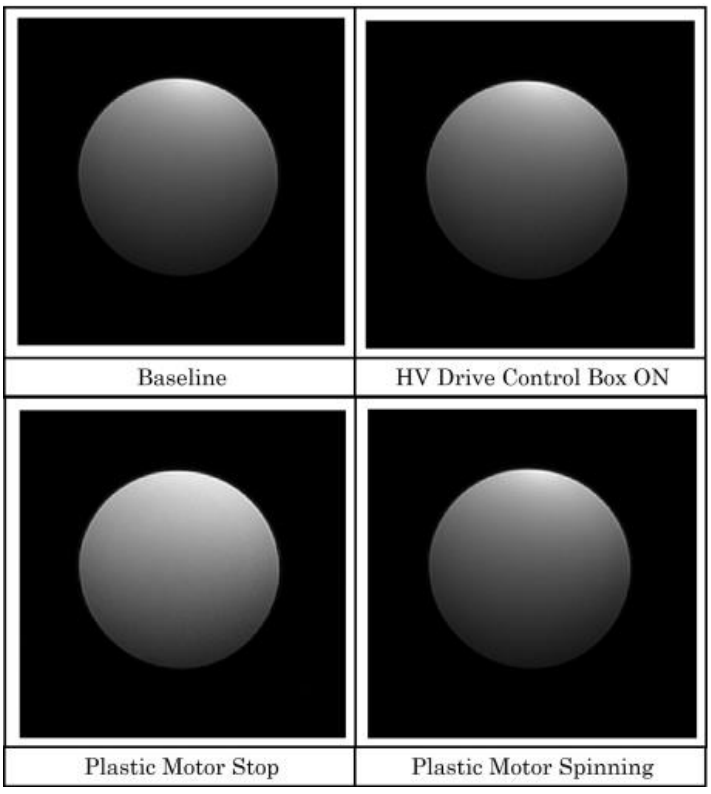


Figure 27.Images IRM en pondération T2 sélectionnées sur la 9e coupe, dans les conditions suivantes : référence (baseline), driver haute tension activé, moteur à l'arrêt et moteur en rotation.[32]

II.III.3 Actionneurs électromagnétiques :

Les moteurs piézoélectriques, largement utilisés en robotique compatible avec l'IRM, offrent des avantages significatifs, notamment en termes de compacité et de précision de mouvement. Cependant, leurs performances restent limitées lorsqu'il s'agit de produire des forces importantes ou d'assurer une robustesse élevée, ce qui a motivé de nombreuses équipes à se tourner vers les actionneurs électromagnétiques. Ces derniers présentent l'avantage de pouvoir exploiter directement les champs magnétiques intenses générés par un scanner IRM, ouvrant ainsi la voie à des solutions de commande innovantes et performantes.

Dans un contexte classique, hors IRM, les machines électriques telles que les moteurs à courant continu, synchrones ou asynchrones sont parfaitement maîtrisées et permettent un

positionnement extrêmement précis. Cette précision repose sur une architecture de commande hiérarchisée : une boucle interne rapide régule le courant pour contrôler directement le couple, une boucle intermédiaire gère la vitesse, et une boucle externe supervise la position. L'alimentation de ces moteurs provient généralement d'une source de tension continue, obtenue via un redresseur ou une batterie, tandis que la commande est assurée par des hacheurs ou des onduleurs utilisant la modulation de largeur d'impulsion (MLI).

Néanmoins, ces technologies conventionnelles ne peuvent être directement transposées à un environnement IRM, en raison de l'utilisation de matériaux ferromagnétiques indispensables au fonctionnement optimal, notamment pour augmenter l'induction magnétique dans l'entrefer (typiquement autour de 1 T). Ces matériaux constituent une contrainte majeure, car ils sont incompatibles avec le champ magnétique intense du scanner et peuvent non seulement présenter un risque de sécurité, mais aussi générer des perturbations significatives sur la qualité de l'image IRM.

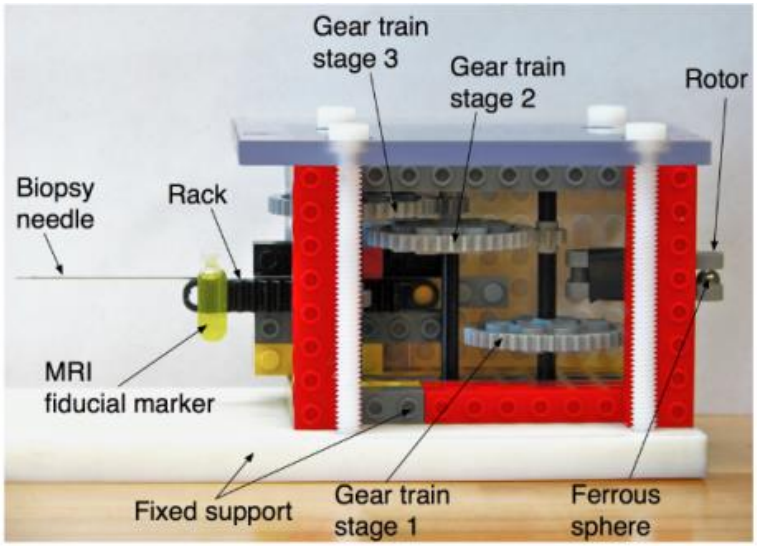


Figure 28 Dispositif actionneur avec bille magnétique et système d'engrenage associé [33]

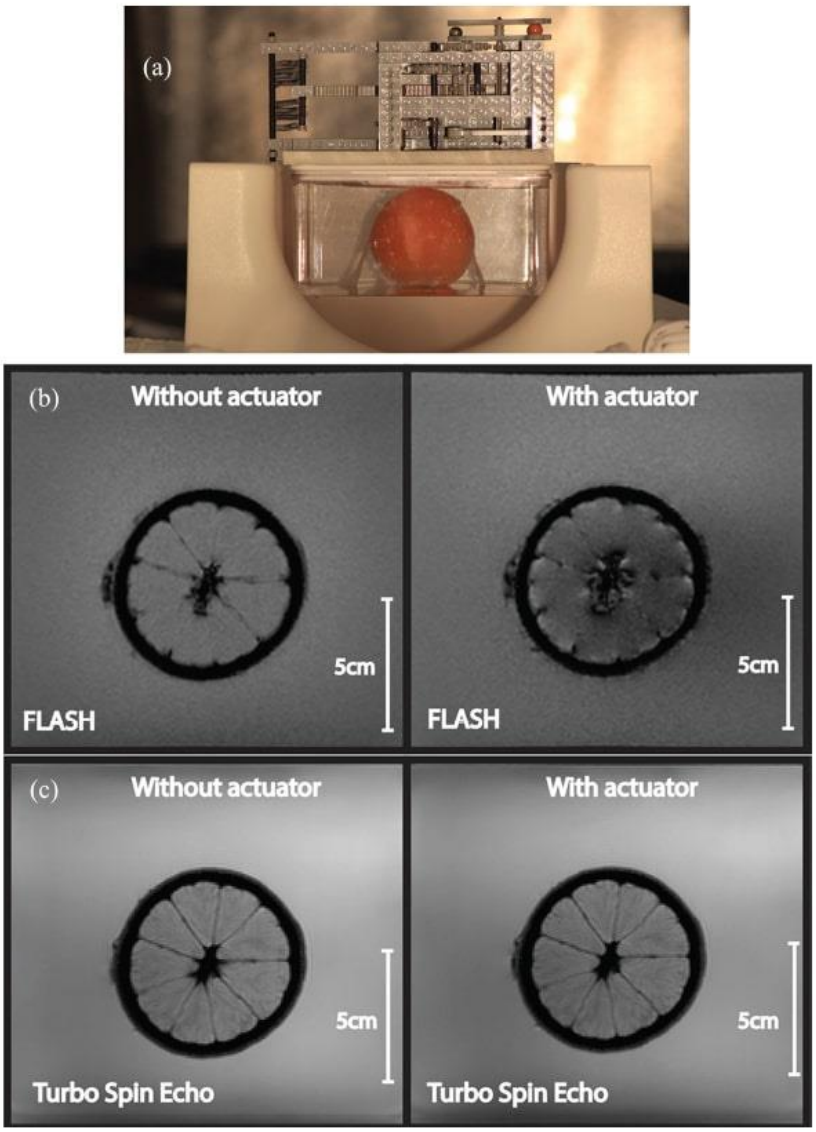


Figure 29 Images IRM avec ou sans l'actionneur pour deux types de séquence d'imagerie [33]

Afin de développer des solutions adaptées, plusieurs approches récentes ont été proposées. Une première, initiée par l'Université de Harvard (2015 [33]), exploite la combinaison du champ statique homogène B_0 et des champs de gradient contrôlables pour actionner un dispositif. Le principe repose sur la polarisation d'une bille ferromagnétique de quelques millimètres de diamètre par le champ principal, puis sur son excitation par les gradients. La force générée s'exprime selon :

$$\vec{F} = V \cdot \nabla(\overrightarrow{M_s} \cdot \overrightarrow{B_g}) \quad (9)$$

Où V est le volume de la bille, $\overrightarrow{M_s}$ sa polarisation et $\overrightarrow{B_g}$ le champ de gradient.

La bille insérée dans un rotor permet de produire une rotation autour de l'axe y, ensuite convertie en translation via engrenages et pignon-crémaillère pour entraîner une aiguille (Figure 28). Un prototype, constitué de pièces plastiques de type Lego (10 × 10 × 6 cm^3) et intégrant une bille de 5 mm de diamètre, a permis, avec un champ de gradient maximal de 40 mT/m, de générer une force de 9 N, suffisante pour insérer une aiguille 18G dans la prostate. Les

expérimentations ont révélé une précision angulaire de ±2°, grâce à un asservissement en boucle fermée basé sur un marqueur fiducial et des correcteurs PID. Néanmoins, la présence de la bille perturbe le champ homogène de l'IRM et engendre des artefacts d'image, fortement dépendants du type de séquence : marqués en FLASH, mais nettement réduits avec des séquences Turbo Spin Echo (Figure 29). Cette étude a validé la faisabilité d'un système autonome, sans alimentation externe, tout en soulignant les défis liés à la compatibilité avec l'imagerie.

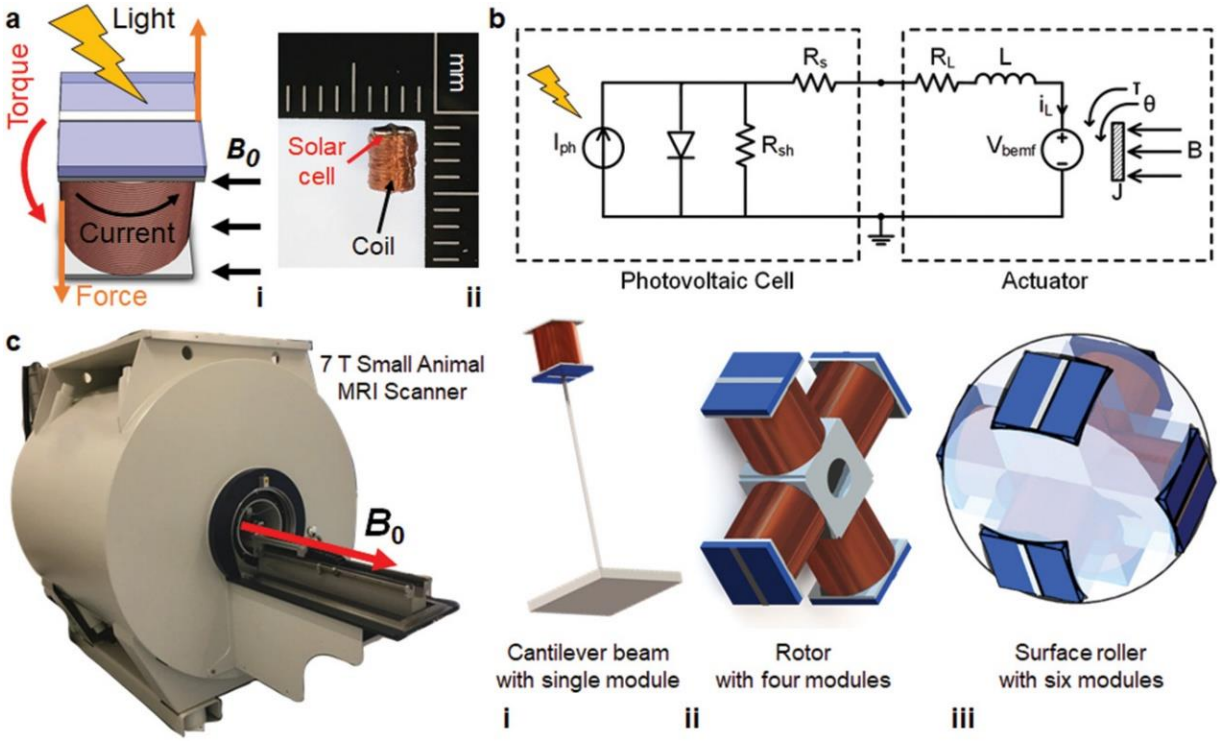


Figure 30. Conception et démonstrations expérimentales d'un actionneur miniature de force de Lorentz, sans fil et alimenté optiquement, fonctionnant dans un scanner IRM à 7 T.[34]

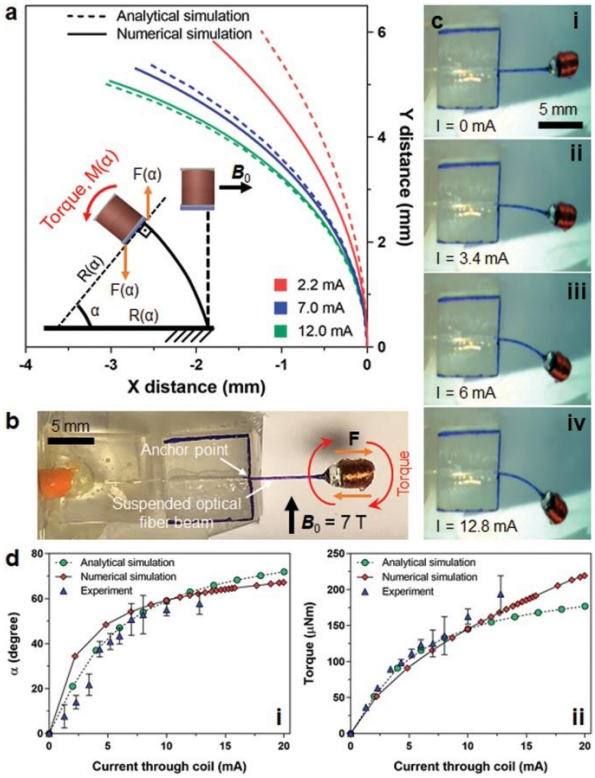


Figure 31. Résultats de simulation et de validation expérimentale d'un module sans fil unique fixé sur une poutre en porte-à-faux, illustrant les profils de courbure obtenus sous champ magnétique uniforme de 7 T pour différentes valeurs de courant.[34]

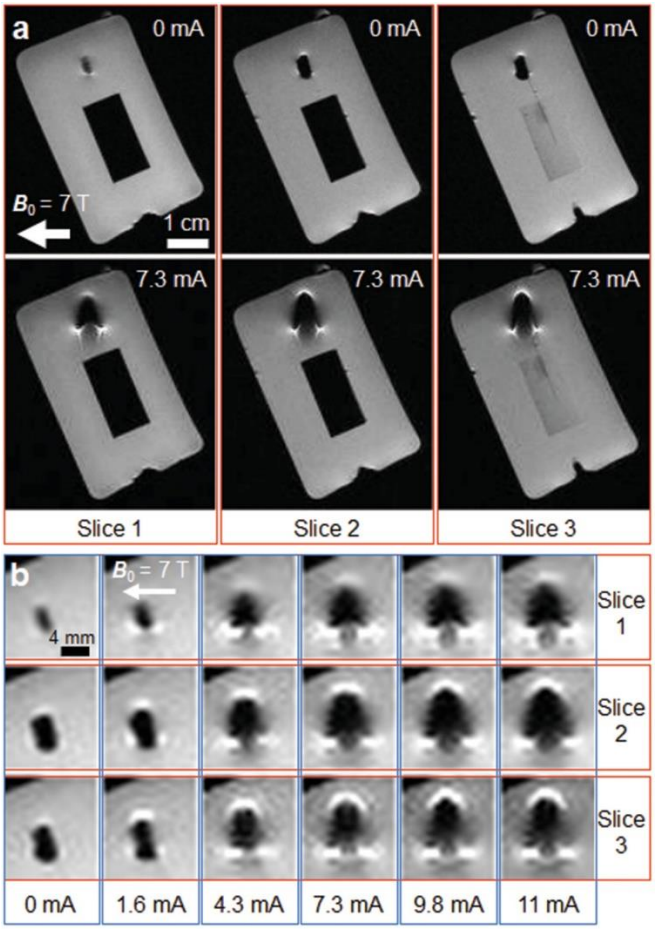


Figure 32. Caractérisation des artefacts d'image IRM générés par un module d'actionneur sans fil unique en fonctionnement et à l'arrêt dans un scanner préclinique à 7 T.[34]

Une deuxième approche a été proposée par Mutlu et al. (2020) de l'Université Carnegie Mellon, qui ont introduit une solution miniature, modulaire et sans fil reposant sur la force de Lorentz [34]. Chaque module, de dimensions 2,5 × 2,5 × 3,0 mm³ (Figure 30), intègre une bobine excitée par une cellule solaire alimentée par laser, supprimant ainsi tout câble métallique. Les expériences réalisées dans un scanner IRM de 7 T ont permis de démontrer diverses configurations, telles que la flexion d'une poutrelle, la rotation autour d'un axe ou encore le roulage sphérique. L'actionnement suit la loi classique de la force de Lorentz :

$$\vec{F} = I \cdot (\vec{L} \times \vec{B}) \qquad (10)$$

Les résultats expérimentaux, corroborés par des modèles analytiques et des simulations, attestent d'une efficacité satisfaisante (Figure 31). Les tests de compatibilité montrent que les artefacts d'image demeurent limités mais augmentent avec l'intensité du courant (Figure 32).

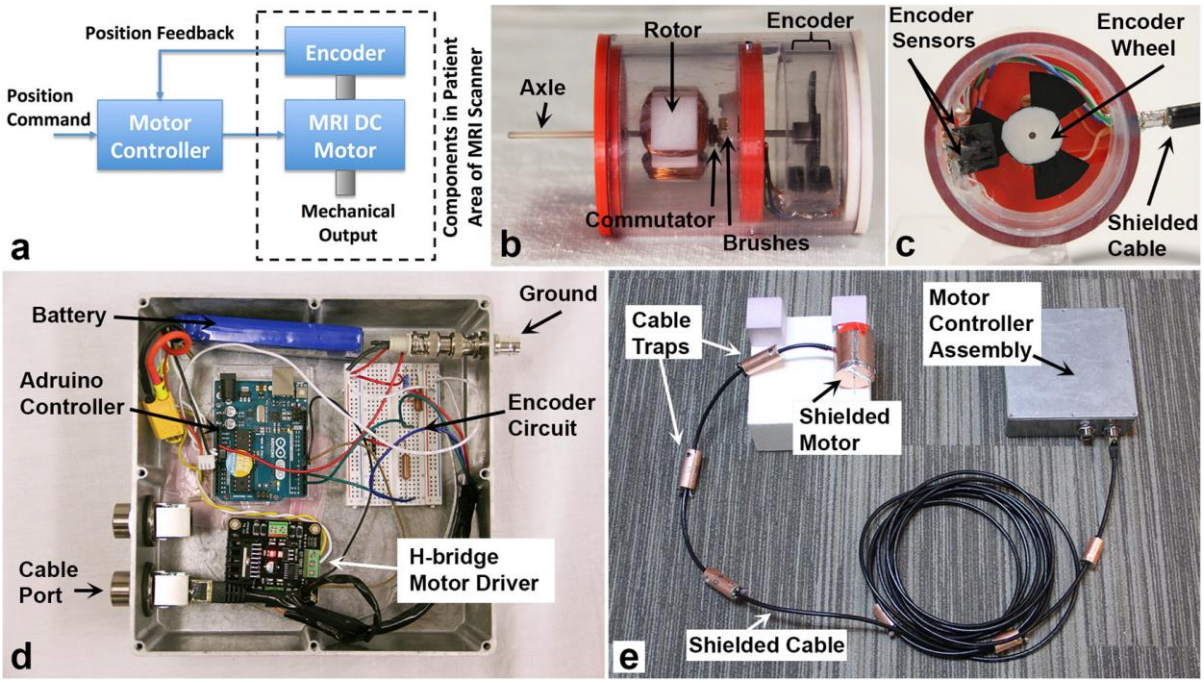


Figure 33. Éléments constitutifs du moteur DC compatible IRM.[35]

Enfin, une troisième voie a été explorée par l'Université de l'Utah (2022 [35]) avec le développement d'un moteur électromagnétique inspiré du moteur à courant continu classique. Ici, le champ inducteur est remplacé par le champ statique B_0 de l'IRM et les tôles ferromagnétiques sont supprimées, éliminant ainsi le couple de détente et améliorant la précision. Le moteur, encapsulé dans un cylindre plastique et supporté par des paliers en céramique, est équipé d'un capteur de position optique offrant 12 points par tour (Figure 33). Il est alimenté par une batterie Li-Po 7,4 V compatible IRM et commandé par un hacheur quatre quadrants en MLI piloté via Arduino avec correcteur PI. Les performances mesurées dans un champ de 2,89 T se sont révélées remarquables : une vitesse à vide de 1524 tr/min pour 70 mA et un couple maximal de 73,1 mNm pour 1,58 A (système poulie-masses). Le coefficient de f.e.m. k_E=0,046 Vs/rad, identique au coefficient de couple, suit une loi sinusoïdale en fonction de l'angle entre l'axe moteur et B_0. Les performances restent invariantes tant que le champ demeure homogène. Pour valider l'applicabilité, un système de translation d'aiguille a été conçu. Grâce à la conversion rotation-translation par engrenage et pignon-crémaillère, une force maximale de 585 N pour 1,58 A a été obtenue, largement supérieure aux besoins cliniques (~10

N). Les tests en IRM ont montré une dégradation négligeable de la qualité d'image, avec une diminution du SNR inférieure à 1,5 % en fonctionnement (Figure 34).

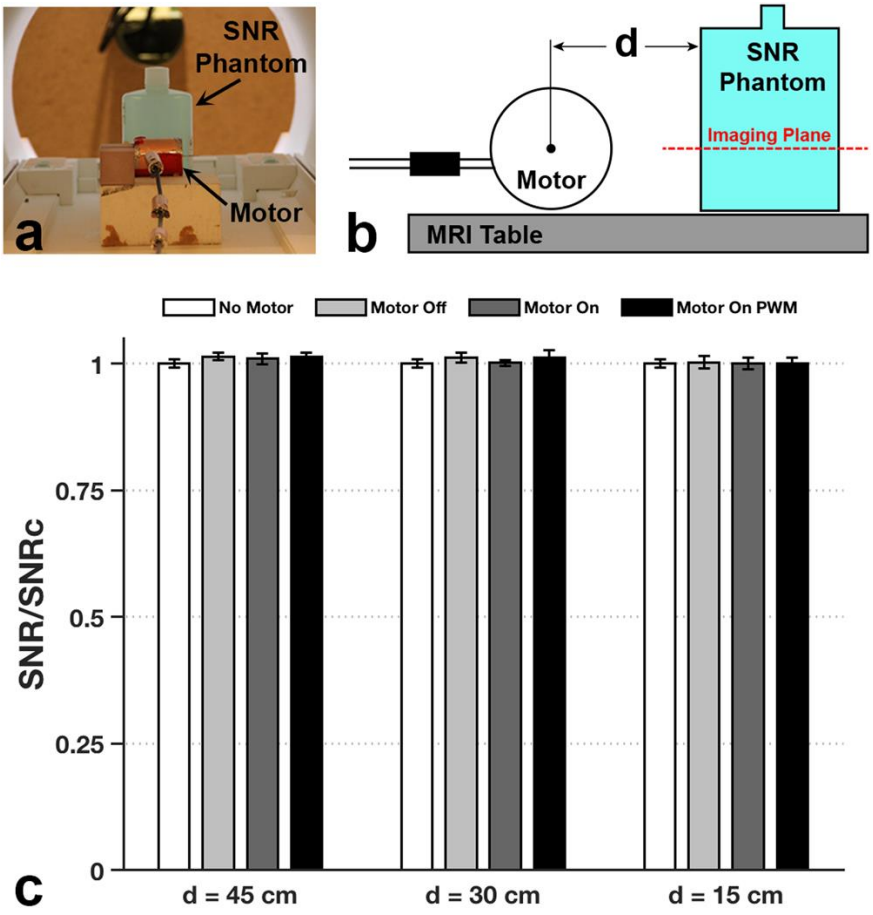


Figure 34. Évaluation de la qualité d'image IRM (SNR) en fonction de la distance entre un servomoteur et un fantôme, avec comparaison entre moteur arrêté, alimenté en continu, et commandé par PWM.

Au sein du laboratoire GREEN de l'Université de Lorraine, des recherches approfondies ont été menées sur le développement d'une machine synchrone électromagnétique spécifiquement conçue pour fonctionner dans l'environnement contraint d'un scanner IRM [36-38]. L'objectif de ces travaux a été de proposer une alternative robuste et performante aux actionneurs piézoélectriques ou pneumatiques traditionnellement utilisés, en exploitant directement le champ magnétique statique homogène B_0 du scanner comme champ inducteur.

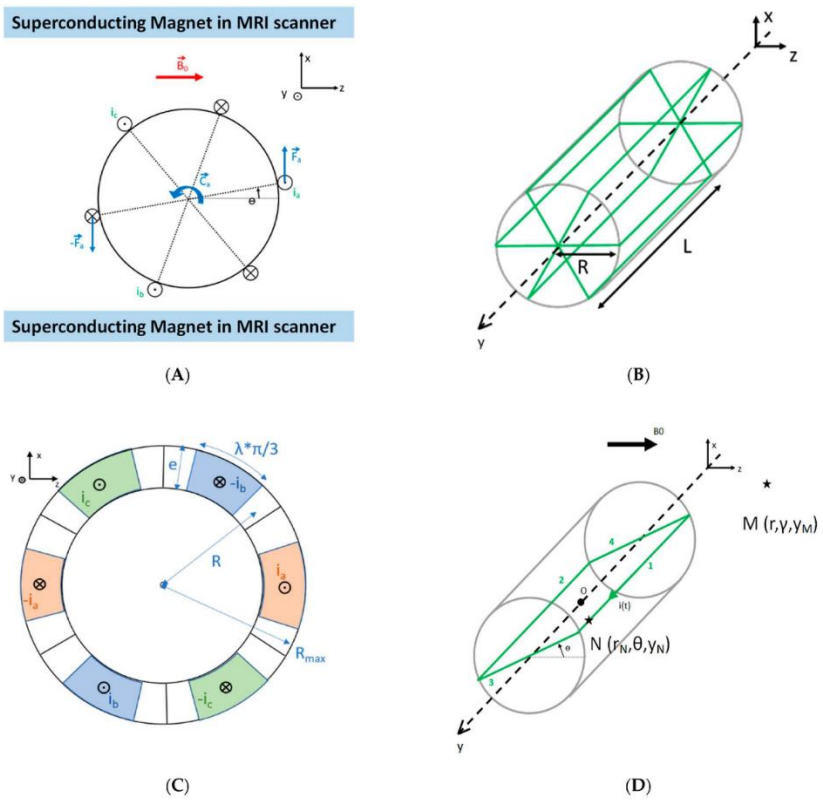


Figure 35. Topologie de l'actionneur AC compatible IRM proposé : (A) vue 2D en IRM dans l'alésage du scanner IRM, (B) vue 3D, (C) géométrie 2D de l'actionneur étudié utilisée pour calculer le couple, (D) bobine rectangulaire simple avec les notations utilisées dans le modèle basé sur la loi de Biot-Savar [36]

Le principe retenu repose sur la suppression totale de tout matériau ferromagnétique, afin d'éviter toute force d'attraction indésirable et de garantir une compatibilité stricte avec le champ intense de l'IRM. La conversion électromécanique est obtenue par l'interaction entre le champ B_0 et le courant injecté dans les enroulements (force de Lorentz). Le rotor est constitué de trois bobines rectangulaires formant un enroulement triphasé, et l'alimentation équilibrée de ces bobinages permet de générer un couple électromagnétique constant. La loi de Laplace décrit cette interaction :

$$\overrightarrow{dF} = I \cdot (\overrightarrow{dl} \times \vec{B}) \tag{11}$$

Et le couple résultant peut s'exprimer, pour l'alimentation triphasée, par :

$$C_0 = 3\, L\, R\, B_0\, N\, I \tag{12}$$

Où L est la longueur active, R le rayon moyen, N le nombre de spires et I le courant.

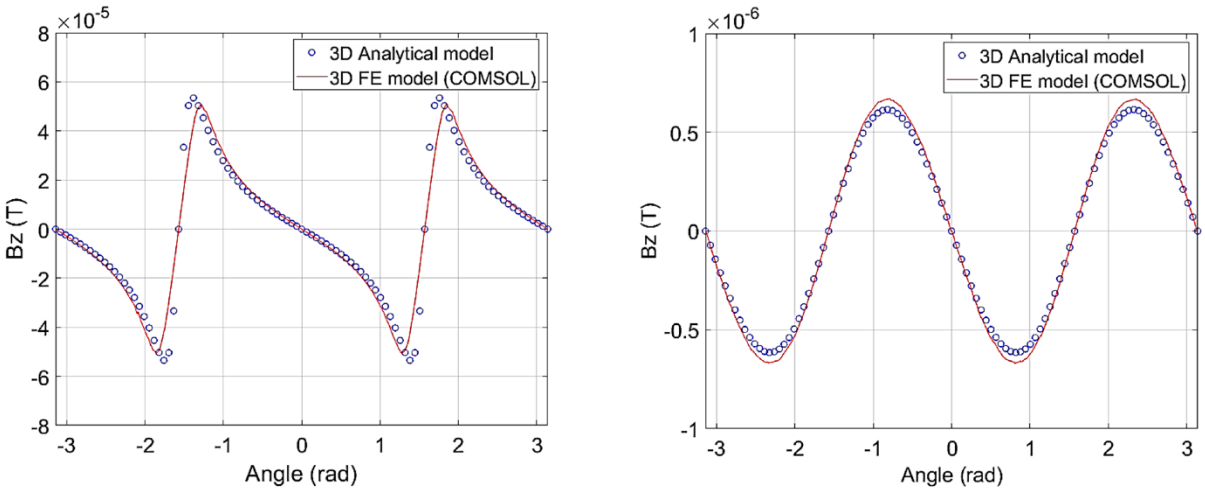
Dans le but d'évaluer l'influence potentielle du moteur sur l'homogénéité du champ principal de l'IRM, un modèle analytique tridimensionnel a été élaboré sur la base de la loi de Biot–Savart. La contribution du segment 1 (voir Figure 35) à la densité de flux magnétique au point M peut alors s'exprimer de la manière suivante :

$$\overrightarrow{B_1} = \int_{-L/2}^{L/2} \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{i\overrightarrow{dl_1} \wedge (\overrightarrow{OM} - \overrightarrow{ON_1})}{\left|\overrightarrow{OM} - \overrightarrow{ON_1}\right|^3} \tag{13}$$

Le champ résultant créé par une bobine de phase en un point M est la somme des champs produits par les quatre segments.

$$\vec{B}(M) = \vec{B}_1(M) + \vec{B}_2(M) + \vec{B}_3(M) + \vec{B}_4(M) \qquad (14)$$

Celui-ci permet de calculer l'induction magnétique générée par les bobinages et d'en déduire la composante B_z, seule pertinente car parallèle au champ principal. Les premiers calculs ont montré que pour une bobine de rayon 12 mm parcourue par 1 A, la perturbation atteignait environ 60 µT au voisinage immédiat de la bobine (Figure 36.A) et chutait à moins de 1 µT à une distance de 60 mm (Figure 36.B), seuil considéré comme acceptable pour préserver la qualité d'image. Ces résultats analytiques ont été confirmés par des simulations numériques tridimensionnelles par éléments finis, qui ont mis en évidence une très bonne concordance entre les deux approches. La condition de compatibilité retenue a été posée sur la composante B_z perturbatrice : $B_z < 1$ µT dans la région d'imagerie.



(**A**) (**B**)

Figure 36. Formes d'onde Bz tracées sur un cercle de rayon : (A) R = 12 mm et (B) R = 60 mm.[36]

Sur cette base, une démarche d'optimisation a été conduite en utilisant des algorithmes génétiques. L'objectif consistait à maximiser le couple tout en respectant des contraintes de compacité, de densité de courant et de compatibilité électromagnétique. Les paramètres optimisés ont conduit à un actionneur capable de fournir un couple nominal de 6,2 mNm pour une alimentation de 12 mA, extensible à 62 mNm en régime transitoire (Figure 37), sans dépasser les limites de perturbation du champ B0.

Parameter	Value	Unit
R	1.4	cm
L	4.9	cm
N	60	-
i_{rms}	12	mA
λ	0.1	-
e	1	mm

Figure 37.Paramètres de l'actionneur optimisé.[36]

Un prototype a ensuite été réalisé par impression 3D (Figure 38), utilisant exclusivement des matériaux non magnétiques pour la structure et les paliers. Les bobinages en cuivre ont été raccordés via des bagues collectrices également non magnétiques, et la détection de la position rotorique a été assurée par des capteurs à effet Hall. La commande a été conçue en courant, avec un circuit analogique dédié permettant d'injecter des courants sinusoïdaux synchronisés avec la f.e.m. de retour, assurant ainsi un fonctionnement synchrone stable .

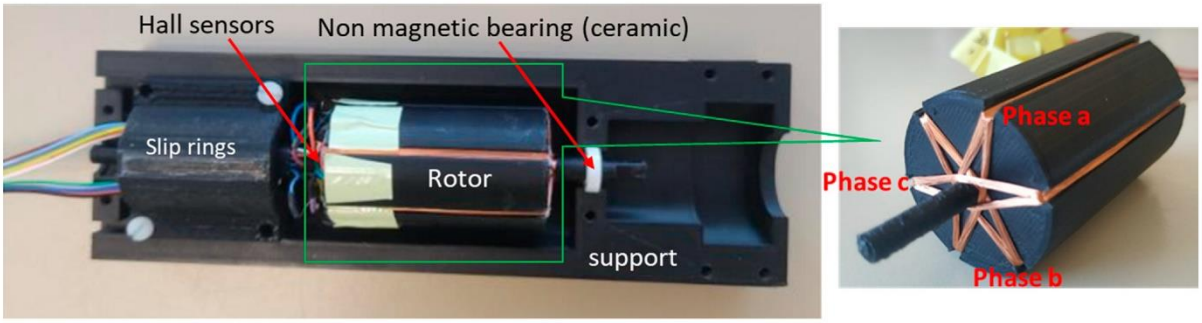


Figure 38.Actionneur prototypé compatible IRM.[36]

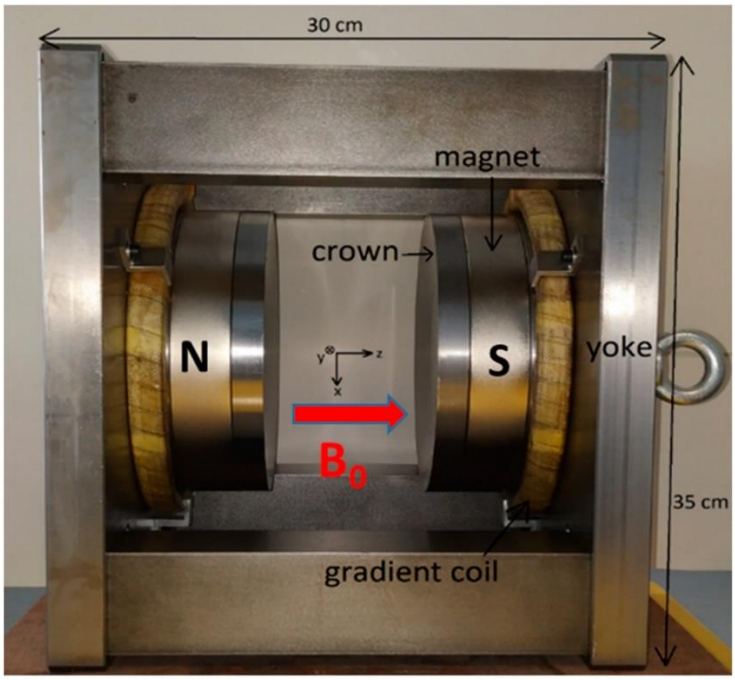


Figure 39.Image du système MR fabriqué au laboratoire (B_0= 0,3 T) [36]

Les tests sont réalisés à l'intérieur d'un petit système IRM de laboratoire (Figure 39), équipé d'aimants générant un champ magnétique statique B_0 = 0.3 T homogène le long d'un DSV (Diamètre du Volume Sphérique) de 10 cm [39]. Dans ce système, la zone homogène du DSV est accessible depuis les quatre côtés, ce qui rend son utilisation très flexible lors des tests de l'actionneur. Une campagne expérimentale a été conduite afin de caractériser finement les propriétés électriques et électromécaniques du prototype. Les mesures statiques ont tout d'abord porté sur les paramètres électriques des enroulements : la résistance de phase a été évaluée à environ 23 Ω, tandis que les inductances propres et mutuelles ont été mesurées à l'aide d'un pont RLC, donnant des valeurs très proches des prédictions analytiques et numériques (écart inférieur à 5 %). Ces résultats confirment la validité des modèles développés.

En fonctionnement générateur, le rotor a été entraîné par un actionneur piézoélectrique externe, permettant d'imposer une vitesse de rotation contrôlée. La force électromotrice induite aux bornes des bobines a été mesurée pour différentes vitesses, et les résultats obtenus se sont révélés parfaitement conformes aux attentes théoriques : à 60 tr/min, une tension crête de l'ordre de 0,2 V est observée, tandis qu'à 250 tr/min, elle atteint environ 0,6 V. La pente de la droite f.e.m.–vitesse conduit à une constante expérimentale Ke=17 mV s/rad, en excellent accord avec les valeurs issues des calculs analytiques et éléments finis.

En mode moteur, le prototype a été alimenté par le circuit de commande en courant développé au laboratoire. Les essais ont montré un fonctionnement stable jusqu'à environ 480 tr/min. Les courants de phase restent bien synchronisés avec la position rotorique mesurée par les capteurs à effet Hall, et les tensions appliquées sont conformes aux relations électriques attendues (Figure 41). Ces observations mettent en évidence la pertinence du schéma de commande retenu et la bonne exploitation de la f.e.m. induite pour assurer le pilotage synchrone.

L'ensemble de ces résultats obtenus à 0,3 T a constitué une étape essentielle avant les validations in situ sous IRM clinique. Ils ont permis non seulement de confirmer la cohérence entre les modèles analytiques, les simulations numériques et les mesures, mais aussi de vérifier la faisabilité expérimentale de la commande et de l'alimentation dans un environnement contrôlé et représentatif.

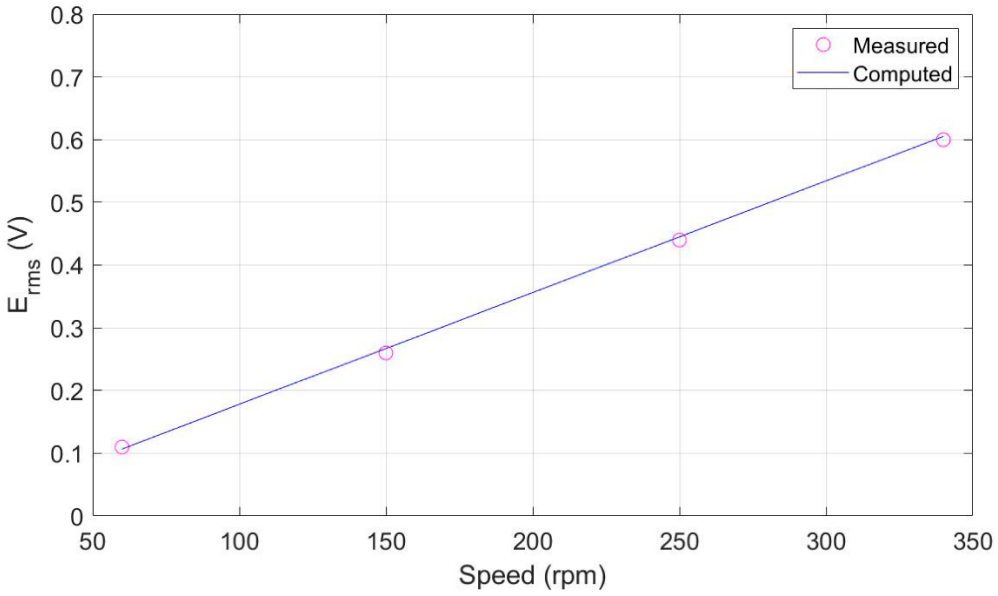
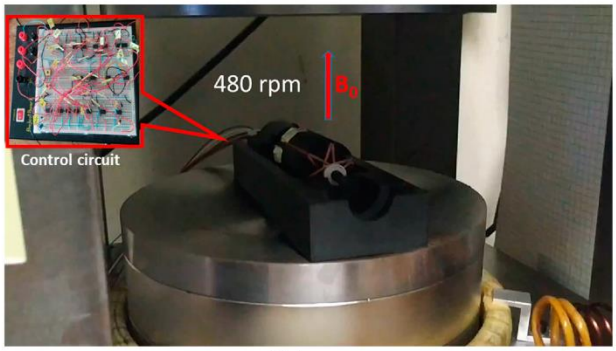
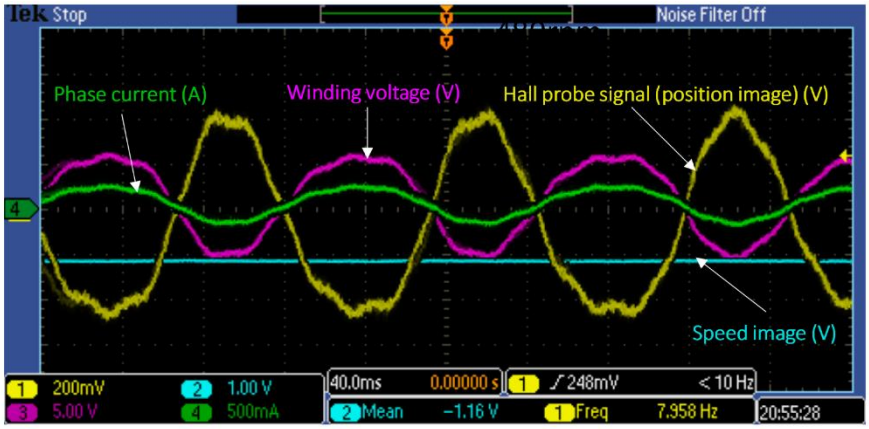


Figure 40.Force contre-électromotrice par phase en fonction de la vitesse angulaire (B_0 = 0.3 T).[36]



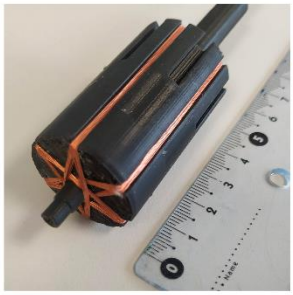
(**A**)



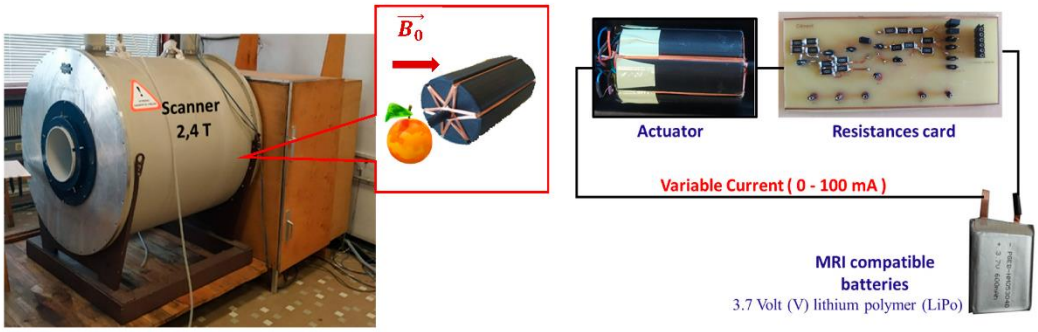
(**B**)

Figure 41. Tests de fonctionnement du moteur à 480 tr/min sous 0,3 T : (A) actionneur à l'intérieur du petit alésage MR avec son circuit de commande. (B) Signaux mesurés pour une phase (courant, tension, image de vitesse et signal du capteur Hall).[36]

Enfin, afin d'analyser l'impact du moteur sur l'image IRM, des essais ont été réalisés dans un imageur de 2,34 T (Figure 42). Le moteur a été placé au voisinage immédiat d'un objet fantôme aqueux, et les séquences Spin Echo et Gradient Echo ont été utilisées pour évaluer la compatibilité IRM. Les résultats montrent qu'à une intensité de courant de 12 mA, aucune perturbation notable n'est observée sur les images, ni en termes d'artefacts, ni en termes de dégradation du rapport signal/bruit (Figure 43 et Figure 44). Pour des courants plus élevés, de l'ordre de 100 mA, une distorsion géométrique locale d'environ 3,1 mm a pu être observée, associée à une réduction du SNR inférieure à 5 % (Figure 43 et Figure 44). Cependant, à des distances supérieures à 15 cm du volume imagé, l'impact de l'actionneur sur la qualité d'image est resté négligeable.



(A)



(B) (C)

Figure 42. (A) photo de l'actionneur construit. (B) Disposition de l'orange et de l'actionneur dans l'alésage IRM. (C) Circuit utilisé pour modifier la valeur du courant dans l'enroulement.[36]

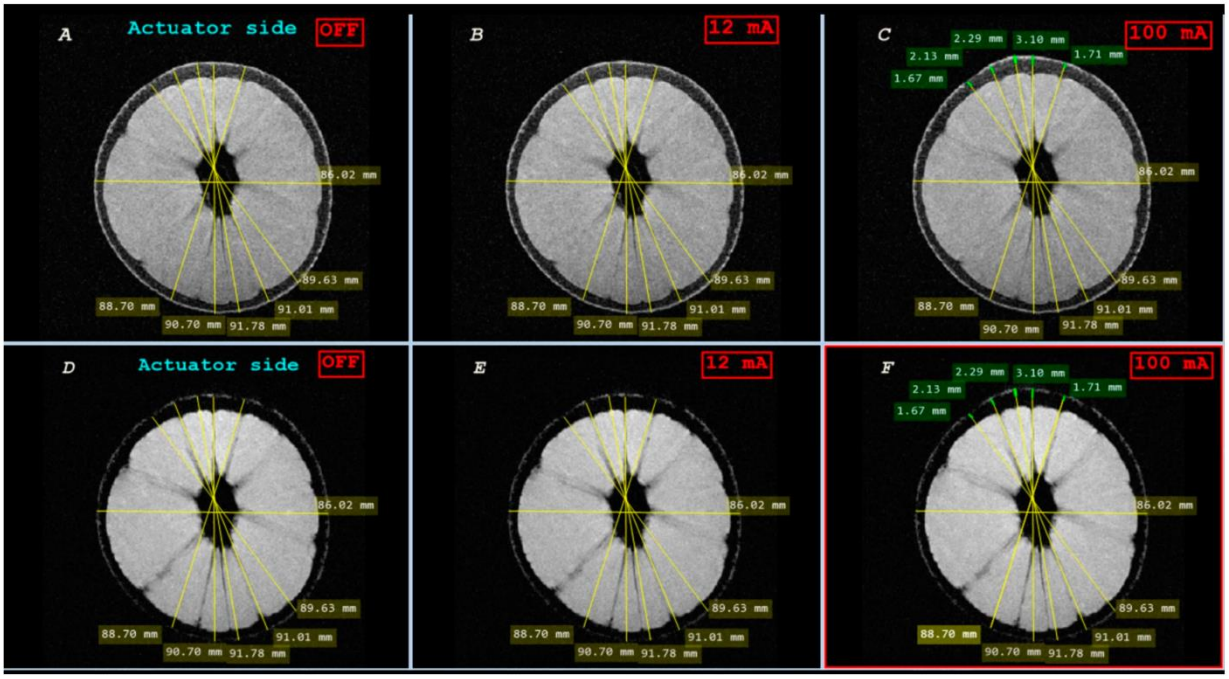


Figure 43. Coupes axiales utilisées pour mesurer la distorsion géométrique pour différents cas en utilisant deux séquences d'imagerie (Spin Echo : (A) moteur OFF, (B) moteur ON 12 mA, (C) moteur ON 100 mA) (Gradient Echo : (D) moteur OFF, (E) moteur ON 12 mA, (F) moteur ON 100 mA).[36]

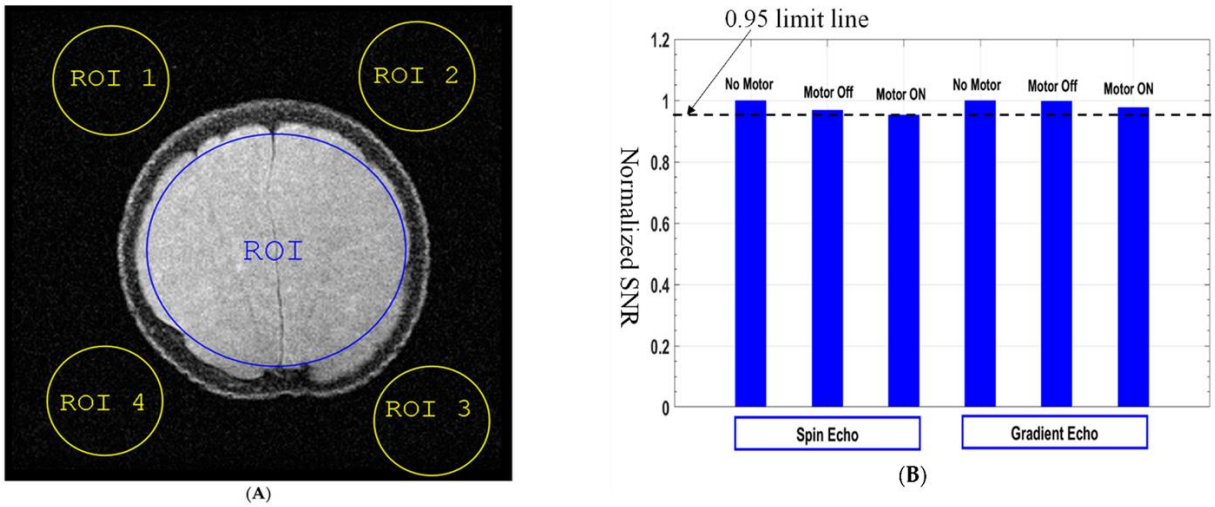


Figure 44.Coupe sagittale de l'orange avec différentes ROI utilisées pour calculer le SNR. (B) SNR normalisé pour trois scénarios : pas de moteur, moteur éteint et moteur alimenté (I=100 mA).[36]

Ces travaux démontrent la faisabilité d'une machine synchrone électromagnétique sans fer, entièrement compatible avec un environnement IRM, capable de délivrer un couple significatif tout en maintenant un impact limité sur la qualité des images. La démarche menée, allant de la modélisation analytique à la validation expérimentale in-situ, illustre l'intérêt d'une approche systématique pour le développement d'actionneurs électromagnétiques dédiés aux applications biomédicales où puissance, précision et compatibilité doivent être conciliées.

II.III.4 Synthèse des différentes technologies d'actionneurs

Le Tableau 1 présente une synthèse des différentes technologies d'actionneurs. Il décrit, pour chacune d'elles, le principe de fonctionnement ainsi que leurs avantages et inconvénients respectifs.

Tableau 1. Synthèse des différents technologies d'actionneurs

Technologie / Machine	Principe de fonctionnement	Avantages	Inconvénients / Limites
Actionneurs pneumatiques	Utilisation de l'air comprimé transmis par des conduites longues (maître-esclave)	• Excellente compatibilité IRM (pas d'électricité ni métal) • Architecture simple • Forces suffisantes pour biopsies • Sécurité élevée	• Compressibilité de l'air → faible bande passante • Précision limitée (> 2 mm possible) • Temps de réponse lent • Encombrement des conduites
Actionneurs hydrauliques	Transmission de l'énergie par fluide incompressible (eau ou huile)	• Très bonne compatibilité IRM • Meilleure précision que le pneumatique (< 1 mm) • Forces élevées • Bonne répétabilité	• Risque de fuites (critique en milieu médical) • Systèmes parfois volumineux • Maintenance plus complexe
Actionneurs pneumatiques souples (soft robotics)	Déformation de structures souples pneumatiques non métalliques	• Très bonne compatibilité IRM • Grande flexibilité et sécurité patient • Adapté aux espaces confinés	• Précision encore limitée (~3 mm) • Commande et modélisation complexes • Faible rigidité mécanique
Actionneurs piézoélectriques (ultrasoniques)	Déformation de céramiques piézoélectriques	• Très grande précision (µm / µrad) • Densité de puissance élevée	• Haute tension (80–300 V) • Frottements → usure

Technologie / Machine	Principe de fonctionnement	Avantages	Inconvénients / Limites
	excitées à haute fréquence (≈ 50 kHz)	• Temps de réponse très rapide • Couple de maintien sans alimentation • Compacts	• Dégradation possible du SNR (jusqu'à 80 % dans certains cas) • Forces limitées
Actionneurs électromagnétiques à bille ferromagnétique	Exploitation du champ B0 et des gradients pour déplacer une bille aimantée	• Aucune alimentation locale • Utilise directement l'IRM comme source d'énergie • Architecture simple	• Présence de matériau ferromagnétique • Artefacts importants selon la séquence IRM • Précision limitée (±2°) • Acceptabilité clinique limitée
Actionneurs électromagnétiques par force de Lorentz (sans fil)	Interaction courant–champ B0, alimentation optique (laser)	• Miniaturisation extrême • Sans fil ni câble métallique • Compatible IRM haute intensité (7 T)	• Forces limitées • Artefacts croissants avec le courant • Technologie encore expérimentale
Moteurs électromagnétiques sans fer utilisant B0	Champ statique de l'IRM utilisé comme inducteur (type moteur DC)	• Forces très élevées (jusqu'à centaines de N) • Très faible dégradation du SNR (< 1,5 %) • Commande classique possible (PWM, PI) • Robustesse élevée	• Dépendance à l'orientation dans B0 • Nécessite électronique embarquée compatible IRM
Machines synchrones électromagnétiques sans fer (AC)	Interaction force de Lorentz entre bobines triphasées et B0	• Aucun matériau ferromagnétique • Couple précis et contrôlable• Faible perturbation IRM (Bz < 1 µT) • Bonne scalabilité puissance/précision	• Technologie complexe • Commande dédiée nécessaire • Encore au stade recherche

II.IVContexte et objectifs de la thèse

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) constitue aujourd'hui une modalité incontournable pour le diagnostic médical et le guidage d'interventions thérapeutiques mini-invasives. L'intégration de robots ou d'actionneurs directement dans l'enceinte de l'IRM représente une perspective majeure pour améliorer la précision des gestes cliniques, tels que le positionnement d'aiguilles de biopsie ou la réalisation de prélèvements ciblés. Toutefois, la forte intensité du champ magnétique statique, la sensibilité extrême aux perturbations électromagnétiques et l'exigence d'un environnement dépourvu de matériaux ferromagnétiques imposent des contraintes de conception uniques. Les solutions existantes reposent principalement sur des actionneurs pneumatiques ou piézoélectriques, qui présentent des limitations en termes de puissance, de contrôle et d'intégration.

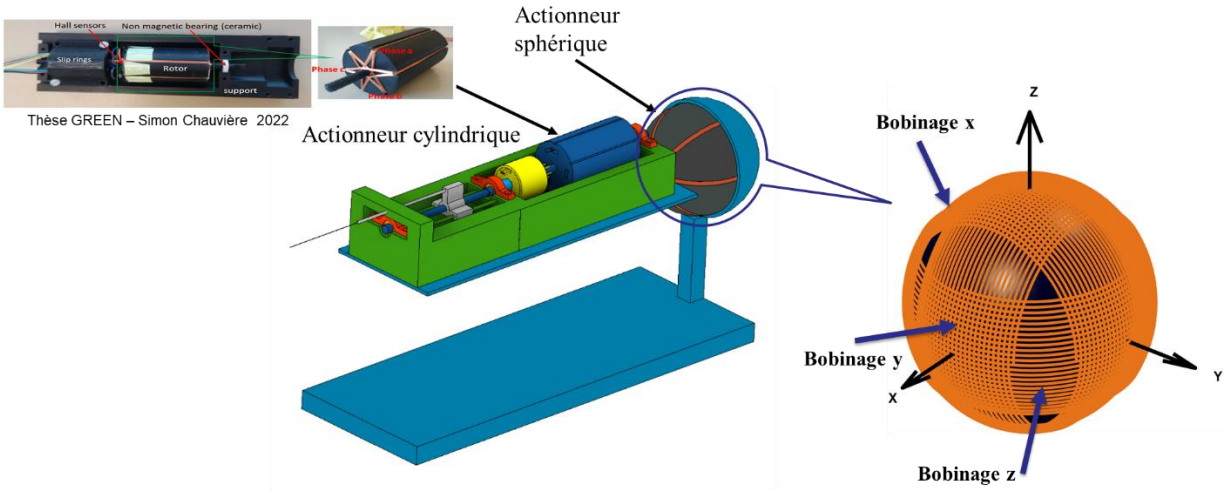


Figure 45.Représentation 3D du système coupler (Robot manipulateur)

Afin de proposer une alternative robuste, les recherches menées au laboratoire GREEN présentés dans le chapitre précédent ont conduit au développement d'une première machine électromagnétique sans fer, spécifiquement conçue pour être compatible avec l'environnement IRM. Ce travail, initié par Simon Chauvière, a abouti à la réalisation d'un actionneur synchrone exploitant directement le champ magnétique statique B_0 comme inducteur, et fonctionnant autour d'un seul axe de rotation [36-38]. L'objectif principal de cette machine est de générer un couple suffisant pour être utilisé en combinaison avec une transmission mécanique rotation–translation, permettant ainsi d'effectuer des gestes de prélèvement au sein de l'IRM.

Dans le prolongement de ces travaux, la présente thèse s'inscrit dans une démarche plus ambitieuse visant la conception d'un robot IRM-compatible multi-axes (Figure 45). L'idée est de développer une machine sphérique à trois degrés de liberté, capable de positionner et d'orienter l'actionneur de Simon Chauvière, et donc d'offrir une plateforme robotique complète pour des applications médicales sous IRM. La réalisation d'un tel actionneur pose cependant des défis spécifiques : contrairement aux moteurs classiques, il n'existe pas sur le marché de bagues collectrices sphériques permettant une alimentation triphasée dans un volume rotatif 3D. Pour contourner cette limitation technologique et valider progressivement le concept, nous avons choisi de concevoir et d'expérimenter une version simplifiée de la machine sphérique, limitée dans un premier temps à un seul axe de rotation. Ce prototype repose sur deux bobines orthogonales disposées autour des axes z et y, permettant déjà une démonstration fonctionnelle. Par extension, l'ajout d'une troisième bobine autour de l'axe x permettrait d'obtenir les deux degrés de liberté attendus et de valider ainsi le principe de la machine sphérique multi-axes.

L'objectif de cette thèse est le développement d'un actionneur sphérique électromagnétique entièrement compatible avec l'environnement IRM. Ce travail comprend le dimensionnement et l'optimisation magnéto-thermique de la machine, la réalisation d'un prototype, sa caractérisation expérimentale en mode générateur et en mode moteur, la mise en place d'une commande numérique adaptée, ainsi que la validation finale de l'actionneur au sein d'un environnement IRM.

III Chapitre 2 Dimensionnement d’un actionneur électromagnétique sphérique compatible IRM

III.I Introduction

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une technique d'imagerie médicale non invasive permettant d'obtenir des images détaillées des tissus mous du corps humain. Toutefois, l'environnement IRM impose des contraintes strictes sur l'utilisation des dispositifs mécatroniques en raison de la forte intensité du champ magnétique et des radiofréquences utilisées. Ainsi, le développement d'actionneurs compatibles avec l'IRM constitue un défi majeur pour les applications en robotique médicale.

Dans ce contexte, les actionneurs électromagnétiques sphériques présentent un intérêt particulier en raison de leur capacité à générer des mouvements multiaxes compacts et précis. Cependant, leur conception nécessite une attention particulière pour assurer une compatibilité avec l'environnement IRM tout en garantissant des performances optimales en termes de couple, de vitesse et de stabilité.

Ce chapitre traite du dimensionnement d'un actionneur électromagnétique sphérique destiné à fonctionner en environnement IRM. Après une analyse des contraintes spécifiques imposées par l'IRM, nous présenterons la méthodologie de conception retenue, suivie d'une évaluation des performances attendues. Enfin, nous discuterons des résultats obtenus et des améliorations potentielles pour garantir une meilleure intégration clinique.

III.II Topologie d'actionneur et modélisation

Un actionneur sphérique à deux phases est proposé dans cette étude (Figure 46). Cet actionneur est constitué de deux bobines sphériques disposées perpendiculairement l'une par rapport à l'autre et alimentées simultanément par des courants sinusoïdaux déphasés. L'application de ces courants permet de générer un champ magnétique tournant.

Lorsqu'il est placé dans un environnement d'imagerie par résonance magnétique (IRM), cet actionneur interagit avec le champ magnétique statique $\boldsymbol{B}_0$ généré par l'IRM. Cette interaction entraîne la production d'un couple électromagnétique qui peut être exploité pour générer un mouvement contrôlé.

Ce principe de fonctionnement permet ainsi d'envisager l'intégration de cet actionneur dans des applications robotiques médicales où un contrôle précis du mouvement est nécessaire, tout en garantissant une compatibilité totale avec les systèmes d'imagerie avancés.

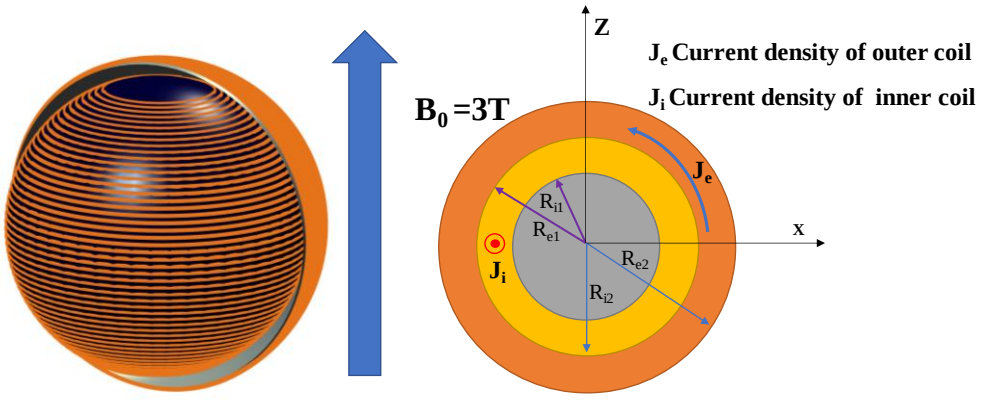


Figure 46. Actionneur sphérique diphasé placé dans le champ magnétique B₀ de l'IRM

III.II.1 Modèles Electromagnétiques

Dans le chapitre 1, nous avons vu que l'un des critères de compatibilité IRM impose qu'un actionneur ne perturbe pas le champ magnétique de l'IRM. Rappelons que l'ordre de grandeur à ne pas dépasser correspond à l'homogénéité du champ statique, soit environ 3 µT pour un IRM de 3T. Pour dimensionner notre actionneur, il est donc essentiel de pouvoir calculer le champ magnétique généré par les conducteurs lorsqu'ils sont traversés par un courant, afin d'évaluer leur impact sur le champ de l'IRM.

Afin de prédire le champ magnétique généré par notre actionneur et d'optimiser ses performances, nous avons développé deux modèles analytiques magnétostatiques. Le premier modèle, en 2D, utilise la séparation de variables pour résoudre les EDP avec une formulation en potentiel scalaire magnétique. Les densités de courant volumique dans les bobinages sont alors remplacées par des densités de courant superficiel équivalentes. Le second modèle utilise une formulation intégrale basée sur la loi de Biot & Savart. Ces deux modèles sont comparés aux résultats obtenus par éléments finis 3D à l'aide du logiciel COMSOL. L'objectif de cette comparaison est d'identifier lequel des deux modèles offre les résultats les plus précis, ainsi que celui qui permet une optimisation plus rapide des paramètres de l'actionneur.

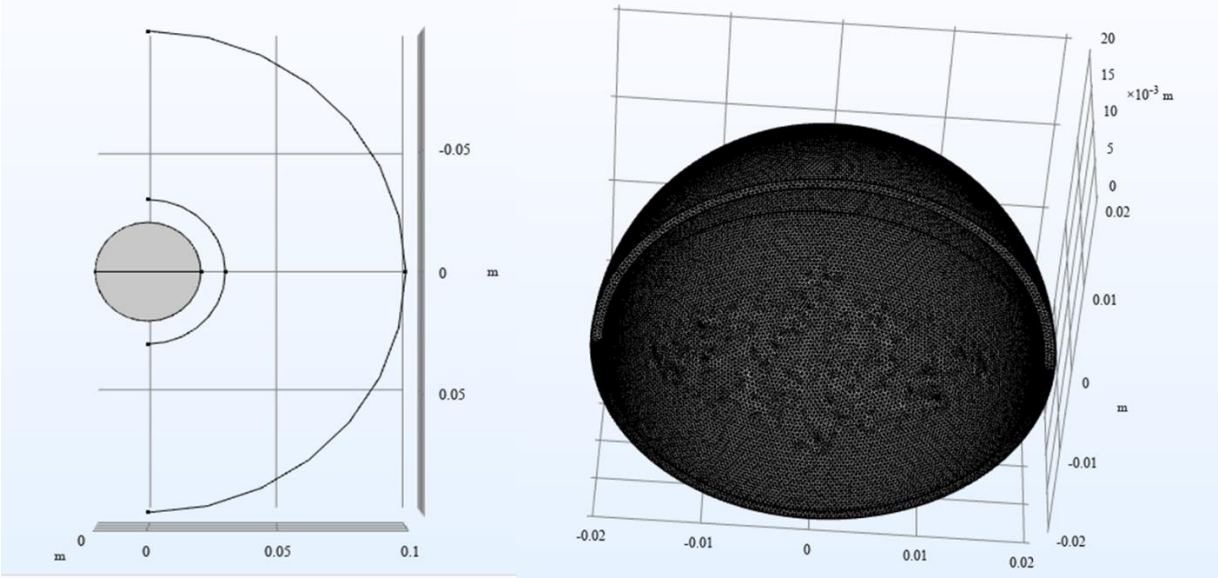


Figure 47. Modèle éléments finis avec les rayons sur lesquels le champ Bz sera calculé et une coupe pour observer le maillage de la bobine

III.II.1.1 Modèle numérique de référence

Le modèle de référence est un modèle 3D en éléments finis (EF) utilisant le logiciel COMSOL Multiphysics (5.6). Nous avons utilisé le module mf (magnetic field) qui adopte une formulation en potentiel vecteur magnétique pour résoudre des problèmes de magnétostatique. La géométrie maillée avec des éléments tétraédriques est illustrée dans la Figure 47. Ce modèle considère deux bobines sphériques en quadrature : l'une autour de l'axe z et l'autre autour de l'axe y. Pour valider les modèles, nous considérons les paramètres du Tableau 2cohérents avec les tailles d'actionneurs envisagés

Tableau 2.Paramètres de l'actionneur

Description	Paramètres
Rayon moyen de la bobine interne	R_i = 2cm
Rayon moyen de la bobine externe	$R_e = R_i$+e

Épaisseur de chaque bobine	e = 1mm
Rayon interne de la bobine interne	$R_{i1}= R_i- e/2$
Rayon externe de la bobine interne	$R_{e1}= R_i+ e/2$
Rayon interne de la bobine externe	$R_{i2}= R_e- e/2$
Rayon interne de la bobine externe	$R_{e2}= R_e+ e/2$
Densité de courant de la bobine interne	$J_i = 1$ A/mm²
Densité de courant de la bobine externe	$J_e = J_i$

Le problème étant à frontière ouverte, la limite du modèle éléments finis a été placée suffisamment loin pour imposer un potentiel vecteur nul (typiquement à 50Ri). La Figure 48 présente un résultat de simulation en 2D axisymétrique de l'induction magnétique sur un point (7cm, 7cm) en coordonnées cylindriques (r,z). Dans cette étude, la frontière externe du modèle a été déplacée progressivement de 5Ri à 100Ri. Pour une bobine, on observe qu'à partir de 20Ri, les résultats obtenus deviennent suffisamment précis. Toutefois, dans la mesure où une deuxième bobine sera ajoutée, la limite a été fixée à 50Ri afin de garantir une précision satisfaisante tout en conservant un bon compromis avec le temps de calcul.

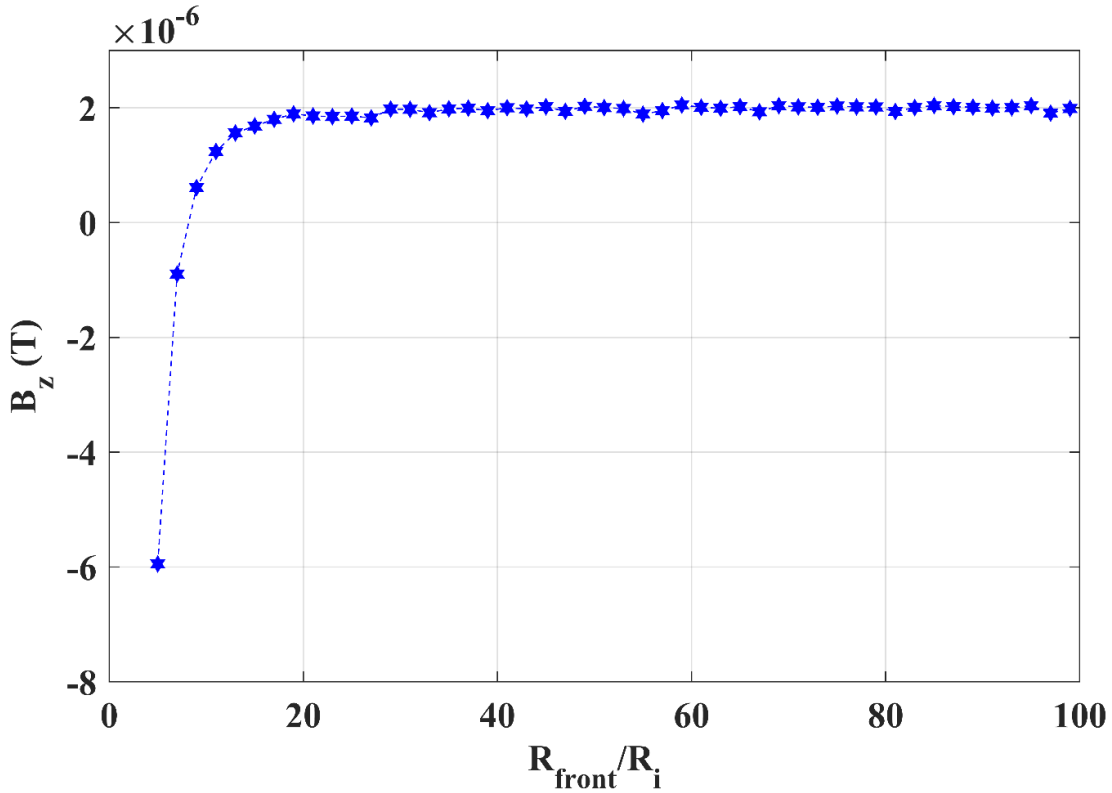


Figure 48. Résultat de simulation en axisymétrique de l'induction magnétique sur un point (7cm, 7cm) en fonction de la frontière externe du modèle (déplacée progressivement de 5Ri à 100Ri)

Par ailleurs, un maillage dense est utilisé pour estimer le champ magnétique avec précision (Le maillage complet consiste en 4455228 éléments de domaine, 175776 éléments de frontière et 2542 éléments d'arête), ce qui entraîne une augmentation notable du temps de calcul. Cette contrainte met en évidence l'intérêt de développer un modèle analytique du champ magnétique, pouvant ensuite être intégré dans une procédure d'optimisation. Modèle analytique 2D basé sur une résolution formelle d'EDP en coordonnées sphériques.

III.II.1.2 Modèle analytique 2D basé sur une résolution formelle d'EDP en coordonnées sphériques

L'actionneur étudié est constitué de 2 bobines sphériques présentant chacune une symétrie de révolution autour d'un axe. Dans la mesure où la bobine présente une faible épaisseur par rapport aux autres dimensions de l'actionneur, il est possible de trouver une solution analytique en coordonnées sphériques. Pour ce faire, on définit une densité de courant superficielle placée au niveau du rayon moyen de la sphère considérée. Le champ total est déterminé en superposant les champs dus à chaque bobine sphérique.

III.II.1.2.1 Définition de la densité superficielle de courant

Le point de départ consiste à définir, comme pour un solénoïde, la densité linéique de spires n_L le long de l'axe z. La longueur suivant z étant égale à 2R, on aura alors :

$$n_L = \frac{N}{2R} \tag{15}$$

Dans le cas du solénoïde de rayon R, la densité superficielle de courant définie en coordonnées cylindriques (ρ, z, φ) est $\vec{k}_s = n_L i\vec{u}_\varphi$ où i est le courant qui traverse les spires. Le champ est déterminé en appliquant la discontinuité du champ tangentiel (suivant Oz ici) au niveau du rayon du solénoïde qui porte $\vec{k}_s$.

Dans le cas de la bobine sphérique, le rayon en coordonnées cylindriques dépend de z et une solution analytique parait difficile à trouver.

Par contre, on peut trouver une solution analytique approchée en coordonnées sphériques (r, θ, φ). Cela nécessite la définition de la densité superficielle le long de la périphérie de la sphère, Figure 49. Pour cela, on considère un élément de longueur dz qui présente un nombre de spires $N_z = n_L dz$. Le passage des coordonnées cylindriques vers les coordonnées sphériques conduit à $z = r\ cos\theta$, soit $dz = -R\ sin\theta\ d\theta$. Ainsi, on peut écrire :

$$N_z = n_L dz = n_L\ sin\theta\ \mathrm{R}d\theta \tag{16}$$

L'élément $\mathrm{R}d\theta$ correspondant à l'élément dz contient donc N_z spires. Ainsi, on introduit la densité de spires n_t le long de la périphérie de la sphère par :

$$n_t = n_L\ sin\theta = \frac{N}{2R} sin\theta \tag{17}$$

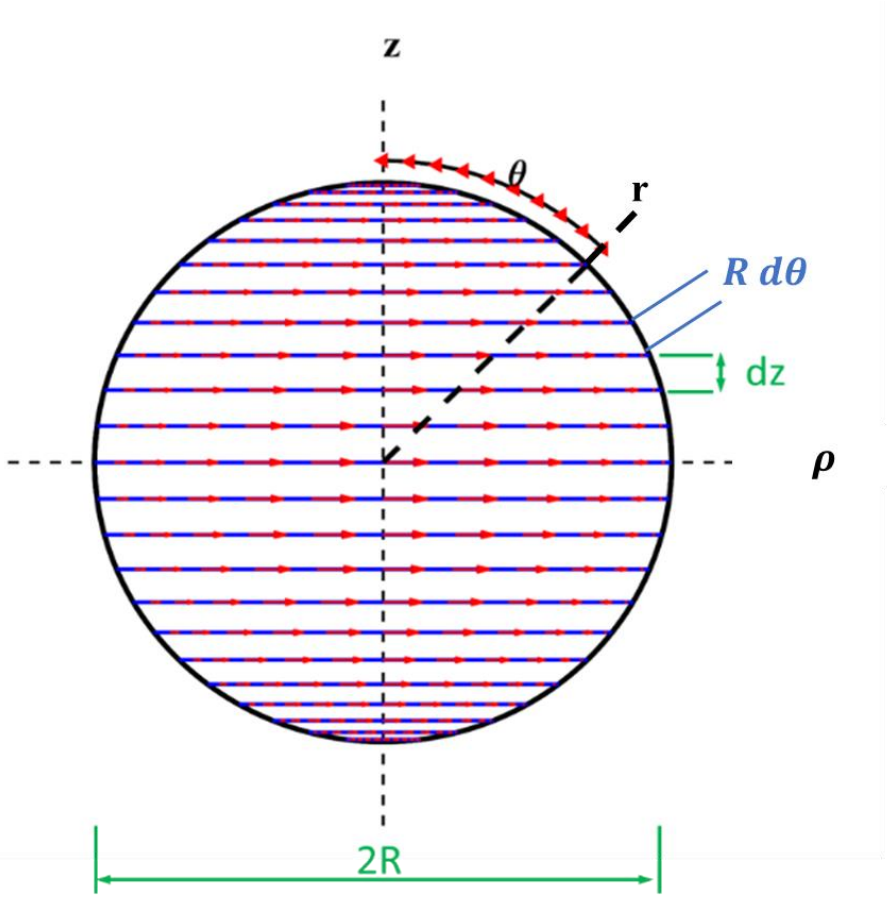


Figure 49 : Plan axisymétrique 2D de l'actionneur sphérique

La densité superficielle de courant est alors :

$$\vec{k}_s = n_t i \vec{u}_\varphi = \frac{Ni}{2R} sin\theta \vec{u}_\varphi \tag{18}$$

III.II.1.2.2 Formulation du problème et solution analytique

Le domaine d'étude, situé dans l'air, présente deux régions sphériques séparées par une interface qui porte la densité superficielle $\vec{k}_s$ donnée par (18). Une formulation en potentiel scalaire magnétique, noté ψ, est donc adoptée. Le champ magnétique $\vec{H}$ est lié à ψ par :

$$\vec{H} = -\nabla\psi \tag{19}$$

Avec la symétrie de révolution et en utilisant les coordonnées sphériques (r, θ, φ), les champs sont indépendants de φ et les composantes non-nulles de $\vec{H}$ sont alors :

$$\vec{H} = H_r \vec{u}_r + H_\theta \vec{u}_\theta = -\frac{\partial\psi}{\partial \mathrm{r}} \vec{u}_r - \frac{1}{r}\frac{\partial\psi}{\partial\theta} \vec{u}_\theta \tag{20}$$

Par ailleurs, le potentiel scalaire obéit à l'équation de Laplace qui s'écrit en coordonnées sphériques :

$$\frac{1}{r^2}\frac{\partial}{\partial \mathrm{r}}\left(r^2 \frac{\partial\psi}{\partial \mathrm{r}}\right) + \frac{1}{r^2 sin\theta}\frac{\partial}{\partial\theta}\left(sin\theta \frac{\partial\psi}{\partial\theta}\right) = 0 \tag{21}$$

La résolution de cette EDP conduit à une solution générale de la forme [41] :

$$\psi(r,\theta) = \sum_{n=0}^{\infty} \left(A_n r^n + \frac{B_n}{r^{n+1}} \right) P_n\,(cos\theta) \tag{22}$$

Où A_n et B_n sont des constantes et P_n représente le polynôme de Legendre d'ordre n.

Soient $\psi_1(r,\theta)$ et $\psi_2(r,\theta)$ les potentiels scalaires dans les régions correspondant respectivement à $r < R$ et $r > R$. Ces potentiels doivent être finis en $r = 0$ pour ψ_1 et $r \to \infty$ pour ψ_2. Ainsi, la solution générale (22) devient :

$$\begin{cases} \psi_1(r,\theta) = \sum_{n=0}^{\infty} (C_n r^n) P_n(cos\theta) \\ \psi_2(r,\theta) = \sum_{n=0}^{\infty} \left(\frac{D_n}{r^{n+1}} \right) P_n(cos\theta) \end{cases} \tag{23}$$

Les constantes C_n et D_n se déterminent par le biais des conditions de passage en $r = R$ (continuité de la composante normale de l'induction et discontinuité de la composante tangentielle du champ) :

$$\begin{cases} \mu_0 \frac{\partial \psi_2}{\partial r}(R,\theta) - \mu_0 \frac{\partial \psi_1}{\partial r}(R,\theta) = 0 \\ -\frac{1}{R}\frac{\partial \psi_2}{\partial \theta}(R,\theta) + \frac{1}{R}\frac{\partial \psi_1}{\partial \theta}(R,\theta) = \ (\mathrm{Ni/2R})\, sin\theta \end{cases} \tag{24}$$

Sachant que $P_1(cos\theta) = cos\theta$, la seule solution possible dans (23), compte tenu des conditions de passage (24), correspond à n=1. La solution finale pour les potentiels est :

$$\begin{cases} \psi_1(r,\theta) = -\frac{Ni\,\mathrm{r}}{3\mathrm{R}}\ \cos(\theta) \\ \psi_2(r,\theta) = \frac{NiR^2}{6\,r^2}\ cos(\theta) \end{cases} \tag{25}$$

L'expression de l'induction magnétique dans chaque région est alors :

$$\overrightarrow{B_1} = \frac{\mu_0 Ni}{3R}\ (cos(\theta)\overrightarrow{u_r} - sin(\theta)\,\overrightarrow{u_\theta}) = \frac{\mu_0 Ni}{3R}\overrightarrow{u_z} \tag{26}$$

$$\overrightarrow{B_2} = \frac{\mu_0 Ni}{6\mathrm{R}}(R/r)^3(2\ cos(\theta)\overrightarrow{u_r} + sin(\theta)\,\overrightarrow{u_\theta}) \tag{27}$$

On retrouve un résultat classique pour une bobine sphérique mince qui produit un champ axial quasiment constant à l'intérieur de la sphère [42,43,44].

Ces résultats sont valables pour la bobine sphérique d'axe z de l'actionneur. Pour obtenir le champ produit par la bobine d'axe y, nous réutiliserons le même modèle en le faisant pivoter de 90° par rapport au premier. Les résultats seront ensuite superposés afin de calculer le champ total généré par l'actionneur.

III.II.1.2.3 Résultats et comparaisons

Nous avons testé le modèle analytique pour les dimensions de l'actionneur données sur le Tableau 2. Nous effectuons ce calcul pour une position de rotation de 0°, en alimentant uniquement la bobine interne d'axe z avec une densité de courant continue J_i=1 A/mm². Les ampères-tours totaux dans (27) valent ainsi $Ni = \pi R_i e J_i = 62.83\ Atr$.

En utilisant la formule analytique (27), la composante suivant z de l'induction magnétique (correspondant à l'orientation du champ statique de l'IRM) est calculée sur deux demi-cercles (Figure 47) de rayons respectifs de 3 cm et 10 cm. Les résultats du calcul analytique sont comparés à ceux issus du modèle EF 3D de référence.

Nous avons discrétisé les demi-cercles en 180 points de calcul chacun. Le modèle analytique permet de calculer le champ magnétique sur les deux demi-cercles en *6 ms*. Cette rapidité le rend très intéressant pour des études d'optimisation qui nécessitent un nombre très important d'évaluations.

Comme illustré sur la Figure 50, nous constatons que le calcul analytique à 3 cm du centre (à 1 cm de la nappe de courant) introduit une erreur maximale de l'ordre de 35% (pour la position 90°) par rapport au calcul numérique. Cette erreur était prévisible en raison de l'hypothèse des courants superficiels adoptée pour le modèle analytique. Pour le calcul à 10 cm du centre (à 8 cm de la nappe de courant), Figure 51, l'erreur maximale observée est de l'ordre de 25% (pour la position 0°). Par ailleurs, le modèle analytique a tendance à surestimer le champ magnétique. Ainsi, cela ira dans le bon sens dans l'optique d'une optimisation basée sur ce modèle.

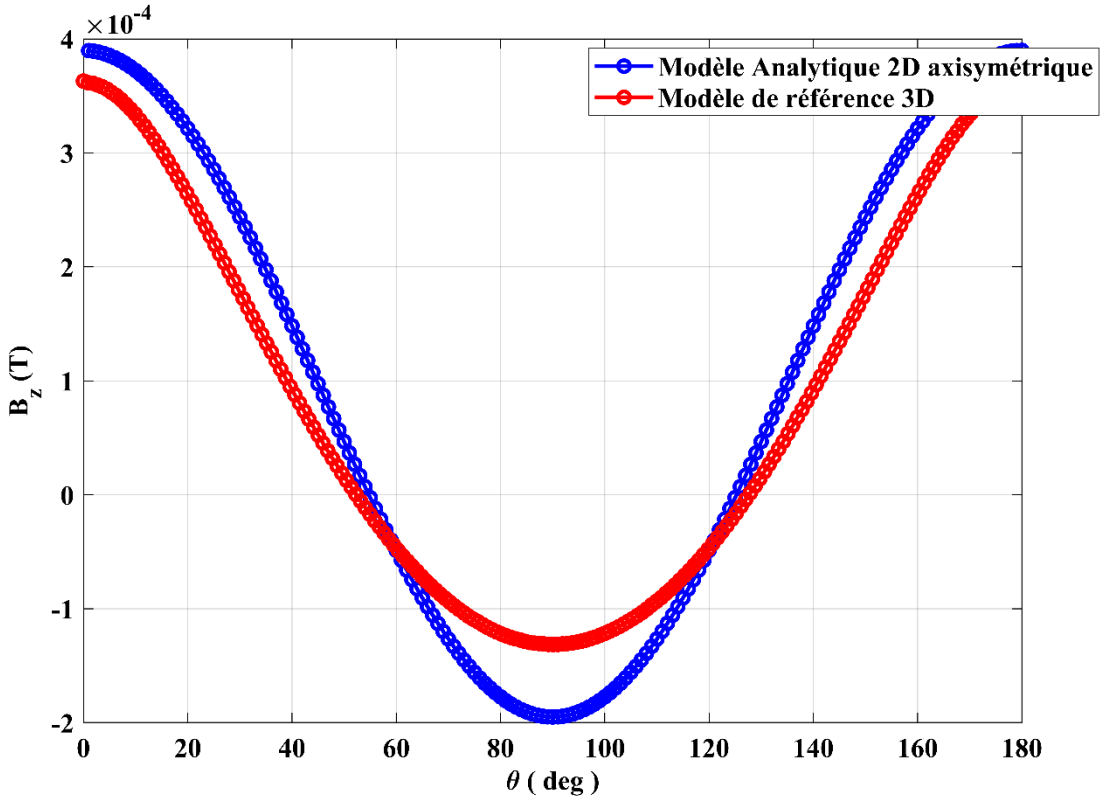


Figure 50. Induction B_z calculée à un rayon de 3 cm du centre

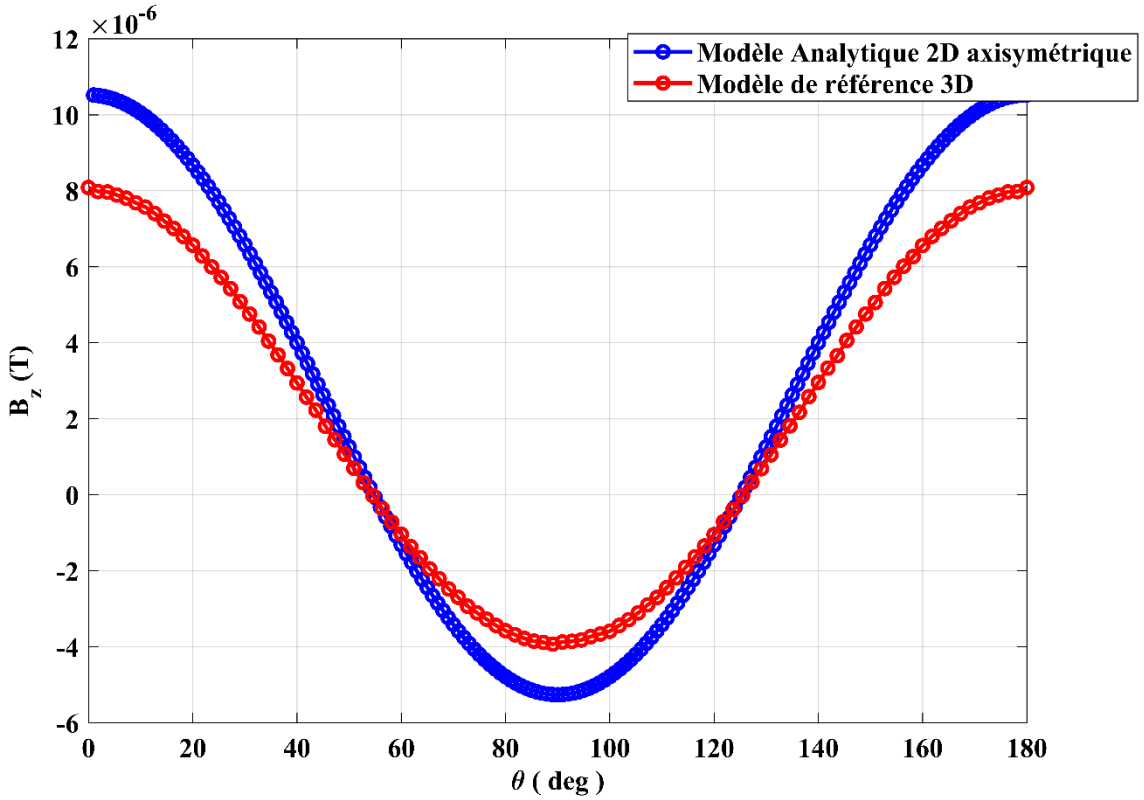


Figure 51. Induction Bz calculée à un rayon de 10 cm du centre

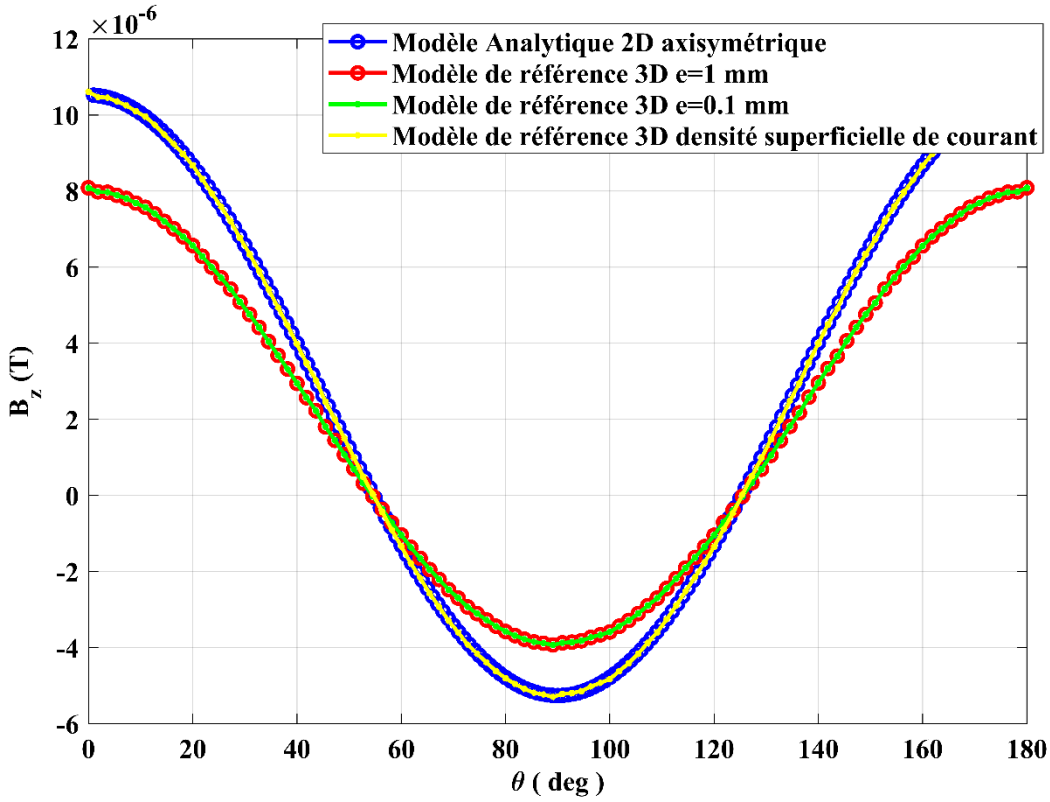


Figure 52.Induction Bz calculée à un rayon de 10 cm du centre avec plusieurs conditions

L’écart observé entre les deux modèles nous a semblé suffisamment important pour justifier une analyse approfondie. Deux hypothèses principales ont alors été envisagées : cet écart pourrait provenir soit de la grande épaisseur du conducteur, soit d’une limitation liée à la formulation du modèle analytique.

Afin de vérifier ces hypothèses, deux calculs complémentaires ont été réalisés en plus de ceux présentés précédemment :

1. Un calcul par éléments finis (EF) avec une épaisseur de conducteur réduite à 0,1 mm, tout en conservant le même nombre d’ampères-tours. Cette approche vise à évaluer l’influence géométrique de la section conductrice sur la distribution du champ magnétique.
2. Un calcul imposant une nappe de courant, réalisé dans les mêmes conditions que le modèle analytique, c’est-à-dire en appliquant une densité de courant surfacique au rayon moyen de la bobine.

Les résultats obtenus, présentés sur la Figure 52, montrent que la réduction de l’épaisseur du conducteur n’a aucun effet significatif sur la distribution du champ magnétique, qui reste conforme à celle du modèle de référence. En revanche, lorsque la densité de courant surfacique est imposée, les résultats deviennent strictement cohérents avec ceux du modèle analytique.

Ces observations indiquent clairement que l’écart observé ne provient pas des paramètres géométriques de la bobine, mais bien de la formulation du modèle analytique lui-même. En effet, l’approximation du courant adoptée dans ce modèle — basée sur une représentation surfacique au rayon moyen — constitue une simplification qui ne décrit pas exactement la distribution réelle du courant dans le volume de l’enroulement. Le modèle analytique reste toutefois pertinent pour une première estimation, mais son caractère approximatif doit être pris en compte lors de la comparaison avec les résultats issus de la modélisation par éléments finis.

III.II.1.3 Modèle analytique basé sur la loi de Biot & Savart

Dans cette section, nous présentons le deuxième modèle développé pour le calcul du champ magnétique. Il est basé sur la loi de Biot et Savart avec une source de courant linéique [45,46,47]. Nous commencerons par établir le modèle du champ généré par une spire, puis nous appliquerons le principe de superposition aux différentes spires afin d’obtenir un modèle complet de la machine, en tenant compte de leur répartition sur la sphère.

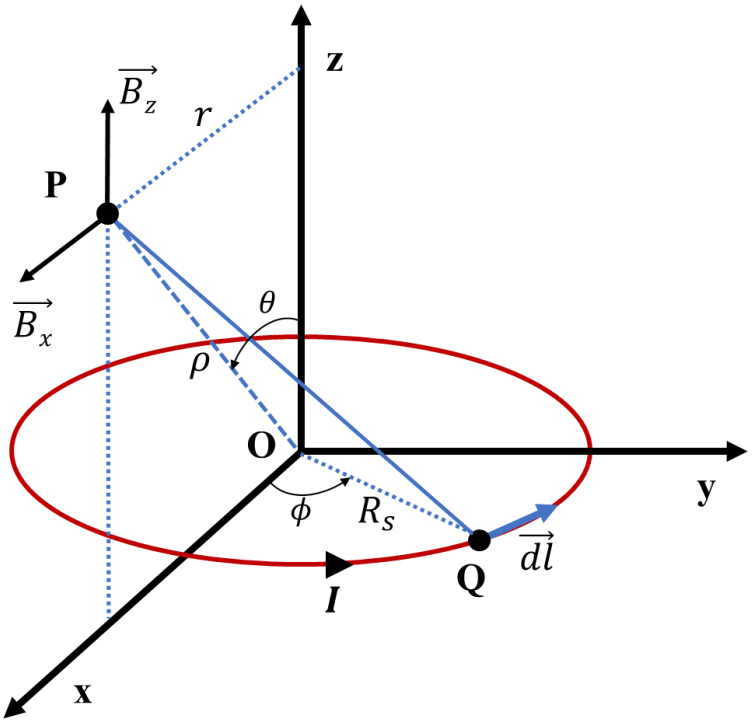


Figure 53. Paramètres pour le calcul du champ d'une spire par le modèle de Biot et Savart.

Ce modèle repose sur l'hypothèse que les conducteurs sont infiniment fins et que le courant est réparti uniformément sur leur surface. Cette approximation demeure valable tant que l'épaisseur des conducteurs est négligeable par rapport à leur rayon. À courte distance, le modèle devrait être imprécis et surestimer le champ magnétique, mais il reste précis pour des évaluations à moyenne et grande distance.

On s'intéresse donc au champ magnétique créé par une spire de courant circulaire Figure 53, de rayon R_s et de centre O placée dans le plan (Oxy). On cherche le champ magnétique en un point P qu'on prendra pour simplifier dans le plan (Oxz). Ce point sera repéré dans ce plan par ses coordonnées polaires (ρ, θ). Le plan (Oxz) étant un plan d'antisymétrie de la distribution de courant, le champ magnétique en P est dans ce plan et donc n'a pas de composante suivant Oy. Il ne reste donc plus qu'à calculer B_x (ou B_r) et B_z.

La loi de Biot & Savart, où Q est un point de la spire repéré par l'angle ϕ et $\overrightarrow{dl}$ un élément de circuit, permet le calcul de l'induction magnétique par :

$$\vec{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \oint \frac{I\overrightarrow{dl} \times \overrightarrow{QP}}{\left|\overrightarrow{QP}\right|^3} \qquad (28)$$

Avec ces notations nous avons dans un repère Cartésien $(\overrightarrow{e_x}; \overrightarrow{e_y}; \overrightarrow{e_z})$:

$$\overrightarrow{OP}_{(\overrightarrow{e_x};\overrightarrow{e_y};\overrightarrow{e_z})} \begin{vmatrix} \rho \sin(\theta) \\ 0 \\ \rho\, cos(\theta) \end{vmatrix} \quad ; \quad \overrightarrow{OQ}_{(\overrightarrow{e_x};\overrightarrow{e_y};\overrightarrow{e_z})} \begin{vmatrix} R_s\, cos(\varphi) \\ R_s\, sin(\varphi) \\ 0 \end{vmatrix}$$

$$\underset{(\overrightarrow{e_x};\overrightarrow{e_y};\overrightarrow{e_z})}{\overrightarrow{QP}} \begin{vmatrix} \rho\sin(\theta) - \mathrm{R}_s\, cos(\varphi) \\ -\mathrm{R}_s\, sin(\varphi) \\ \rho\, cos(\theta) \end{vmatrix} \quad ; \quad \underset{(\overrightarrow{e_x};\overrightarrow{e_y};\overrightarrow{e_z})}{\overrightarrow{dl}} \begin{vmatrix} -\mathrm{R}_s\, sin(\varphi) d\varphi \\ \mathrm{R}_s\, cos(\varphi) d\varphi \\ 0 \end{vmatrix}$$

$$\underset{(\overrightarrow{e_x};\overrightarrow{e_y};\overrightarrow{e_z})}{\overrightarrow{dl}\wedge\overrightarrow{QP}} \begin{vmatrix} \mathrm{R}_s\, \rho\cos(\theta)\, cos(\varphi)\ d\varphi \\ \mathrm{R}_s\, \rho\cos(\theta)\, sin(\varphi)\ d\varphi \\ (\mathrm{R}_s^2 - \mathrm{R}_s\, \rho\sin(\theta)\, cos(\varphi))\ d\varphi \end{vmatrix}$$

$$\left|\overrightarrow{QP}\right|^3 = (\rho^2 + \mathrm{R}_s^2 - 2\,\mathrm{R}_s\rho\sin(\theta)\cos(\varphi))^{3/2}$$

Finalement nous obtenons :

$$dB_x = \frac{\mu_0\, I}{4\pi} \frac{\mathrm{R}_s\rho\cos(\theta)\, cos(\varphi)\ d\varphi}{(\rho^2 + \mathrm{R}_s^2 - 2\,\mathrm{R}_s\rho\sin(\theta)\cos(\varphi))^{3/2}} \tag{29}$$

$$dB_z = \frac{\mu_0\, I}{4\pi} \frac{(\mathrm{R}_s^2 - \mathrm{R}_s\, \rho\sin(\theta)\, cos(\varphi))\ d\varphi}{(\rho^2 + \mathrm{R}_s^2 - 2\,\mathrm{R}_s\rho\sin(\theta)\cos(\varphi))^{3/2}} \tag{30}$$

Et :

$$B_x = \int_{\varphi=0}^{\varphi=2\pi} dB_x \quad ; \quad B_z = \int_{\varphi=0}^{\varphi=2\pi} dB_z$$

On trouve dans la littérature [45] des expressions du champ en fonction des intégrales elliptiques complètes :

$$K(k) = \int_0^{\pi/2} \frac{d\gamma}{\sqrt{1-k^2 sin^2\gamma}} \quad ; \quad E(k) = \int_0^{\frac{\pi}{2}} \sqrt{1-k^2 sin^2\gamma}\ d\gamma$$

Nous avons cherché à redémontrer ces formules. Pour cela remarquons tout d'abord que :

$$\rho^2 + \mathrm{R}_s^2 - 2\,\mathrm{R}_s\rho\sin(\theta)\cos(\phi) = \rho^2 + \mathrm{R}_s^2 - 2\,\mathrm{R}_s\rho\sin(\theta)\,(2\cos^2\left(\frac{\phi}{2}\right) - 1)$$

$$\rho^2 + \mathrm{R}_s^2 - 2\,\mathrm{R}_s\rho\sin(\theta)\cos(\varphi) = \rho^2 + \mathrm{R}_s^2 + 2\,\mathrm{R}_s\rho\sin(\theta) - 4\,\mathrm{R}_s\rho\cos^2\left(\frac{\varphi}{2}\right)$$

$$\rho^2 + \mathrm{R}_s^2 - 2\,\mathrm{R}_s\rho\sin(\theta)\cos(\varphi) = (\rho^2 + \mathrm{R}_s^2 + 2\,\mathrm{R}_s\rho\sin(\theta))(1 - k^2 cos^2(\frac{\varphi}{2})$$

En posant $k^2 = \frac{4\mathrm{R}_s\rho\sin(\theta)}{\rho^2+\mathrm{R}_s^2+2\,\mathrm{R}_s\rho\sin(\theta)} = \frac{4\mathrm{R}_s r}{(\mathrm{R}_s+r)^2+z^2}$, avec : z = ρ cos(θ) et r = ρ sin(θ). On remarque que cette grandeur ne dépend que de la position du point P et ne dépend pas de Q (ou φ). On peut donc écrire

$$B_x = \frac{\mu_0\, I\, z\, k^2}{16\pi\, r}[(\mathrm{R}_s + r)^2 + z^2]^{-1/2}\, \nu_1 \tag{31}$$

$$B_z = \frac{\mu_0\, I\, z\, k^2}{16\pi\, r}[(\mathrm{R}_s + r)^2 + z^2]^{-1/2}\, \nu_2 \tag{32}$$

Avec :

$$\nu_1 = \int_{\varphi=0}^{\varphi=2\pi} \frac{(2\cos^2\left(\frac{\varphi}{2}\right) - 1)\, d\varphi}{\left(1 - k^2\cos^2\left(\frac{\varphi}{2}\right)\right)^{3/2}} \tag{33}$$

$$\nu_2 = \int_{\varphi=0}^{\varphi=2\pi} \frac{(\mathrm{R}_s - r(2\cos^2\left(\frac{\varphi}{2}\right) - 1))\, d\phi}{\left(1 - k^2\cos^2\left(\frac{\varphi}{2}\right)\right)^{3/2}} \tag{34}$$

On intègre de de $\phi = 0$ à $\phi = 2\pi$, puis nous effectuons un changement de variable : $x = \frac{\pi}{2} - \frac{\phi}{2}$, . Après simplification :

$$B_x = \frac{\mu_0\, I\, z\, k^2}{16\pi\, r}[(\mathrm{R}_s + r)^2 + z^2]^{-1/2} \left\{-K(k) + \frac{\mathrm{R}_s^2 + r^2 + z^2}{(\mathrm{R}_s - r)^2 + z^2} E(k)\right\} \tag{35}$$

$$B_z = \frac{\mu_0\, I\, z\, k^2}{16\pi\, r}[(\mathrm{R}_s + r)^2 + z^2]^{-1/2} \left\{K(k) + \frac{\mathrm{R}_s^2 - r^2 - z^2}{(\mathrm{R}_s - r)^2 + z^2} E(k)\right\} \tag{36}$$

On remarque que pour un point de l'axe Oz : r=0 donc k=0, et comme K(0) =$\pi/2$ et $E(0) = \pi/2$, on a : $\mathrm{B_x}$=0 et $B_z = \frac{\mu_0\, I\, \mathrm{R}_s^2}{2\left(\mathrm{R}_s^2 + z^2\right)^{3/2}}$, ce qui est un résultat bien connu.

Afin de modéliser le champ magnétique produit par notre bobine autour de l'axe z, il est nécessaire de considérer une distribution de plusieurs spires sur une sphère. Chaque spire est une boucle de courant qui contribue au champ magnétique total, et leur superposition permet de représenter le champ généré par l'ensemble du système.

Les spires sont disposées de manière symétrique sur la sphère afin de garantir une distribution homogène du champ magnétique. Pour ce faire, nous répartissons les spires selon des plans parallèles perpendiculaires à l'axe z.

Pour une position donnée en z_i , le rayon de la spire est défini par :

$$R_s = \sqrt{R_i^2 - z_i^2} \tag{37}$$

Où R_i est le rayon de la sphère et z_i représente la hauteur de la spire par rapport au centre.

Chaque spire porte un courant I, orienté de manière à contribuer constructivement au champ global. En appliquant le principe de superposition, le champ magnétique total est obtenu en sommant les contributions individuelles de chaque spire positionnée à une hauteur z_i. La valeur de z_i dépend du nombre de points de discrétisation $\mathrm{N_d}$ suivant z de la bobine :

$$z_i = -\mathrm{R}_i + (i-1)\frac{2\,\mathrm{R}_i}{\mathrm{N}_d - 1} \qquad ; i = 1,2,3,\ldots\ldots,\mathrm{N}_d \tag{38}$$

Afin de modéliser le champ magnétique produit par notre actionneur, il suffit de reproduire le même modèle pour une bobine placée autour de l'axe y et de superposer les champs magnétiques générés par les deux bobines.

Ce modèle permet de calculer le champ magnétique en 8.4 ms sur 180 points. Nous effectuons ce calcul pour une position de rotation de 0°, en alimentant uniquement la bobine

interne d'axe z avec une densité de courant continue de J_i=1 A/mm². Les ampères-tours totaux valent $Ni = \pi R_i e J_i = 62.83\ Atr$. Pour N_d= 500, la valeur du courant I dans la formule (36) est égale à Ni/N_d = 0.126 A.

La composante suivant z de l'induction magnétique (correspondant à l'orientation du champ statique de l'IRM) est calculée sur deux demi-cercles (Figure 47) de rayons respectifs de 3 cm et 10 cm. Les résultats du calcul analytique sont comparés à ceux issus du modèle EF 3D de référence.

Comme illustré sur la Figure 54, nous constatons que le calcul analytique à 3 cm du centre (à 1 cm de la nappe de courant) introduit une erreur maximale de l'ordre de 30% (pour la position 90°) par rapport au calcul numérique. Cette erreur était prévisible en raison de l'hypothèse des spires de courant dans le modèle de Biot et Savart. Pour le calcul à 10 cm du centre (à 8 cm de la nappe de courant), l'erreur maximale observée est de l'ordre de 5% (pour la position 0°) (Figure 55). Étant donné que nous nous intéressons au champ magnétique à une distance relativement importante, ce modèle s'avère parfaitement adapté pour prédire le champ lointain produit par notre actionneur.

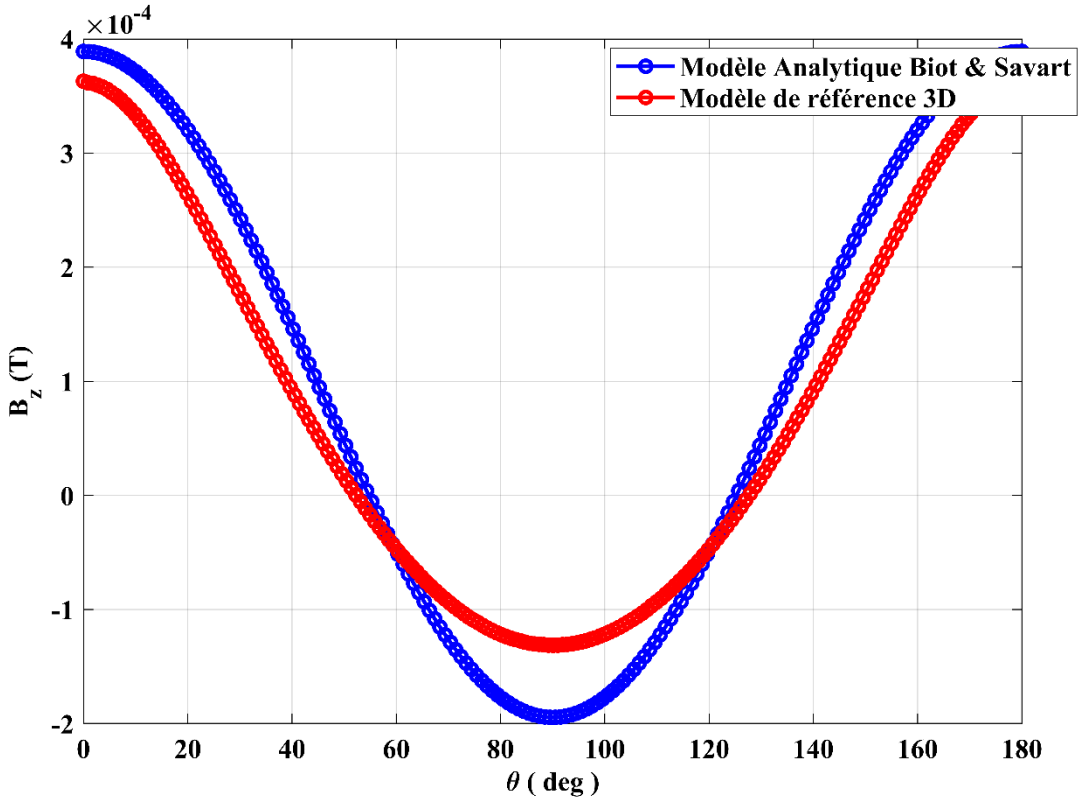


Figure 54. Induction Bz calculée à un rayon de 3 cm du centre

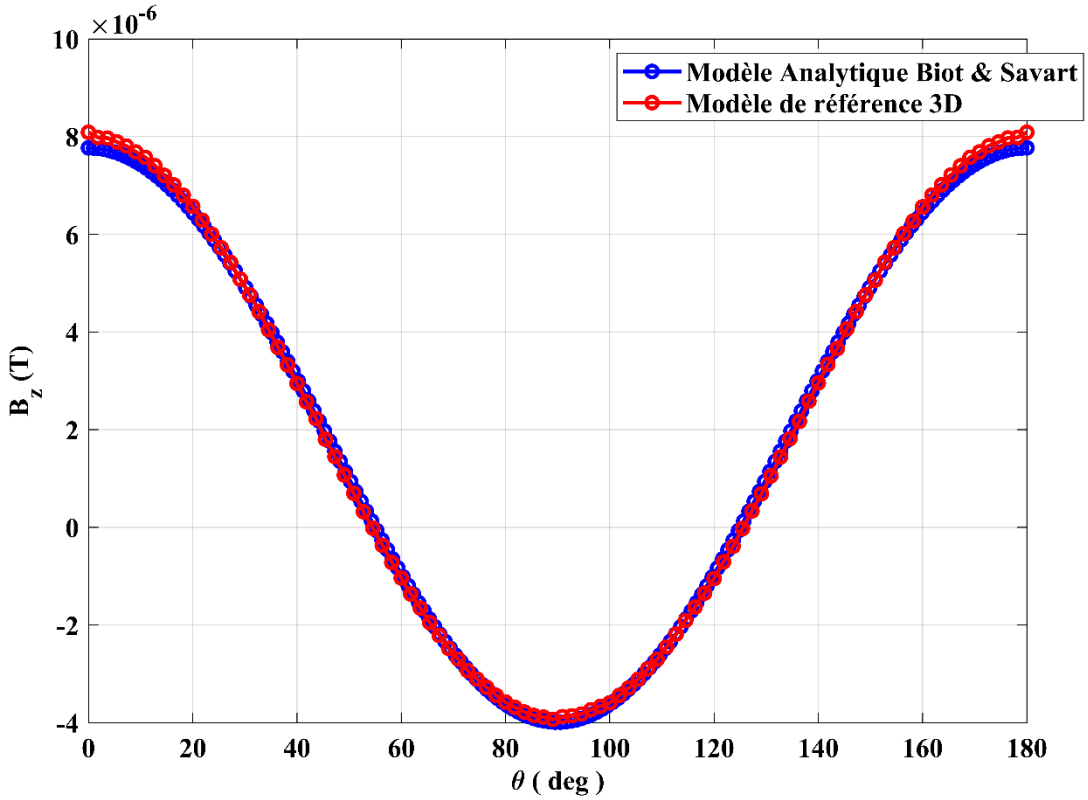


Figure 55. Induction Bz calculée à un rayon de 10 cm du centre

III.II.1.4 Comparaison des deux modèles analytiques

Une fois les deux modèles établis, il est possible de les comparer afin d'identifier celui qui répond le mieux aux exigences fixées. L'objectif est de disposer d'un modèle capable de calculer le champ de réaction de l'actionneur avec une précision suffisante à une distance de 12 cm, correspondant à l'intervalle séparant le centre de l'actionneur sphérique de la zone d'imagerie. Cette valeur tient compte du fait que l'actionneur sera couplé à un actionneur cylindrique, lui-même relié à une transmission mécanique, ce qui conduit à estimer la distance critique à environ 12 cm. Par ailleurs, le modèle retenu doit également présenter une rapidité de calcul compatible avec une intégration dans une procédure d'optimisation.

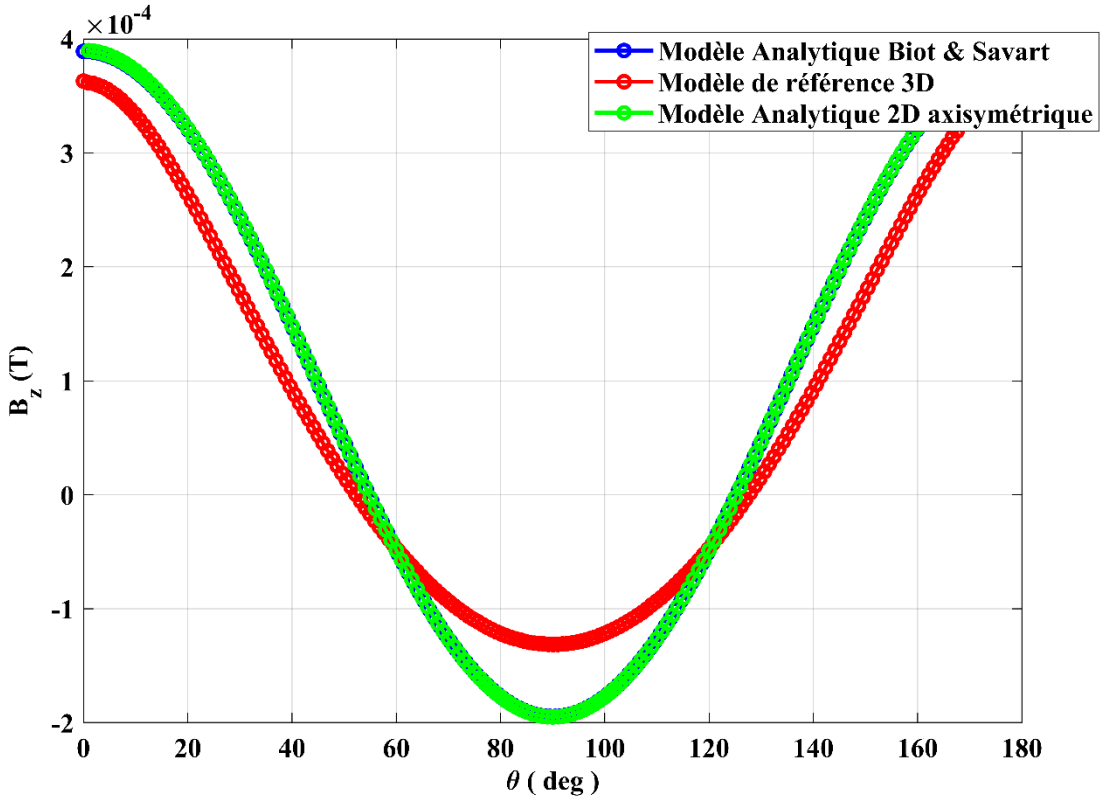


Figure 56. Induction Bz calculée à un rayon de 3 cm du centre – comparaison de 3 modèles

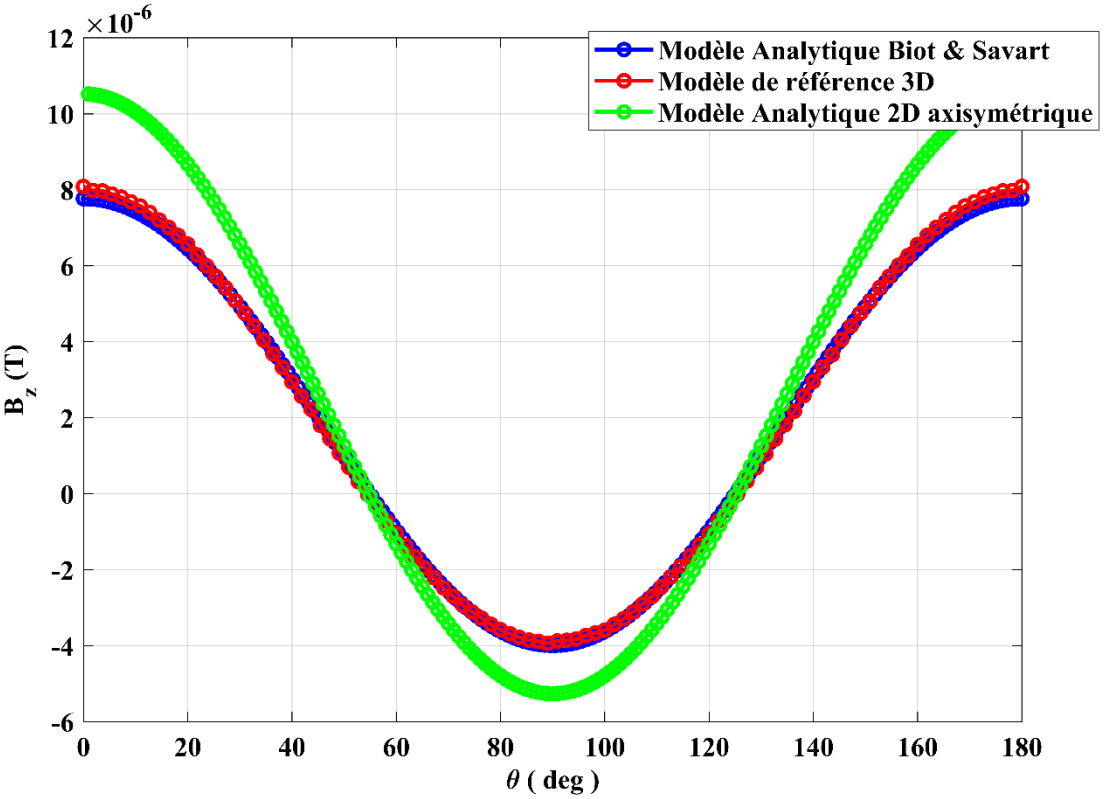


Figure 57. Induction Bz calculée à un rayon de 10 cm du centre – comparaison de 3 modèles

Il est donc nécessaire de choisir entre les deux modèles 3D. Comme l'illustre la Figure 56, leurs résultats sont similaires à proximité des conducteurs, notamment sur le demi-cercle de rayon 3 cm. Cependant, à mesure que l'on s'éloigne, le modèle basé sur Biot & Savart offre une meilleure précision, ce qui est particulièrement visible sur la Figure 57. Puisque notre objectif est d'évaluer le champ de réaction à une distance de 12 cm de l'actionneur, soit une distance relativement grande, le modèle Biot & Savart apparaît comme le plus approprié. Concernant les temps de calcul, le modèle analytique 2D axisymétrique s'avère plus rapide que le modèle analytique Biot & Savart. Toutefois, la différence reste limitée, avec un écart de seulement 2,4 ms par calcul.

III.II.1.5 Actionneur avec bobines sphériques partielles

L'actionneur considéré jusqu'à maintenant comporte des bobines sphériques intégrales qui recouvrent toute la surface de la sphère. Pour des raisons de faisabilité, il nous est très difficile de bobiner l'ensemble de la sphère à la main. En effet, un enroulement sur toute la surface poserait des contraintes physiques importantes, notamment en raison de la complexité du guidage du fil, des croisements inévitables et des difficultés d'accès à certaines zones. De plus, la manipulation manuelle du fil sur une surface courbée et fermée compliquerait le maintien d'une tension et d'un positionnement homogènes.

Ainsi, afin de garantir un enroulement réalisable à notre niveau tout en maintenant un bon contrôle de la disposition des bobines, nous avons opté pour un bobinage partiel limité à la moitié centrale de la machine, Figure 58. Cette approche permet d'éviter les complications liées à un enroulement intégral tout en assurant une configuration fonctionnelle et optimisée du champ magnétique produit.

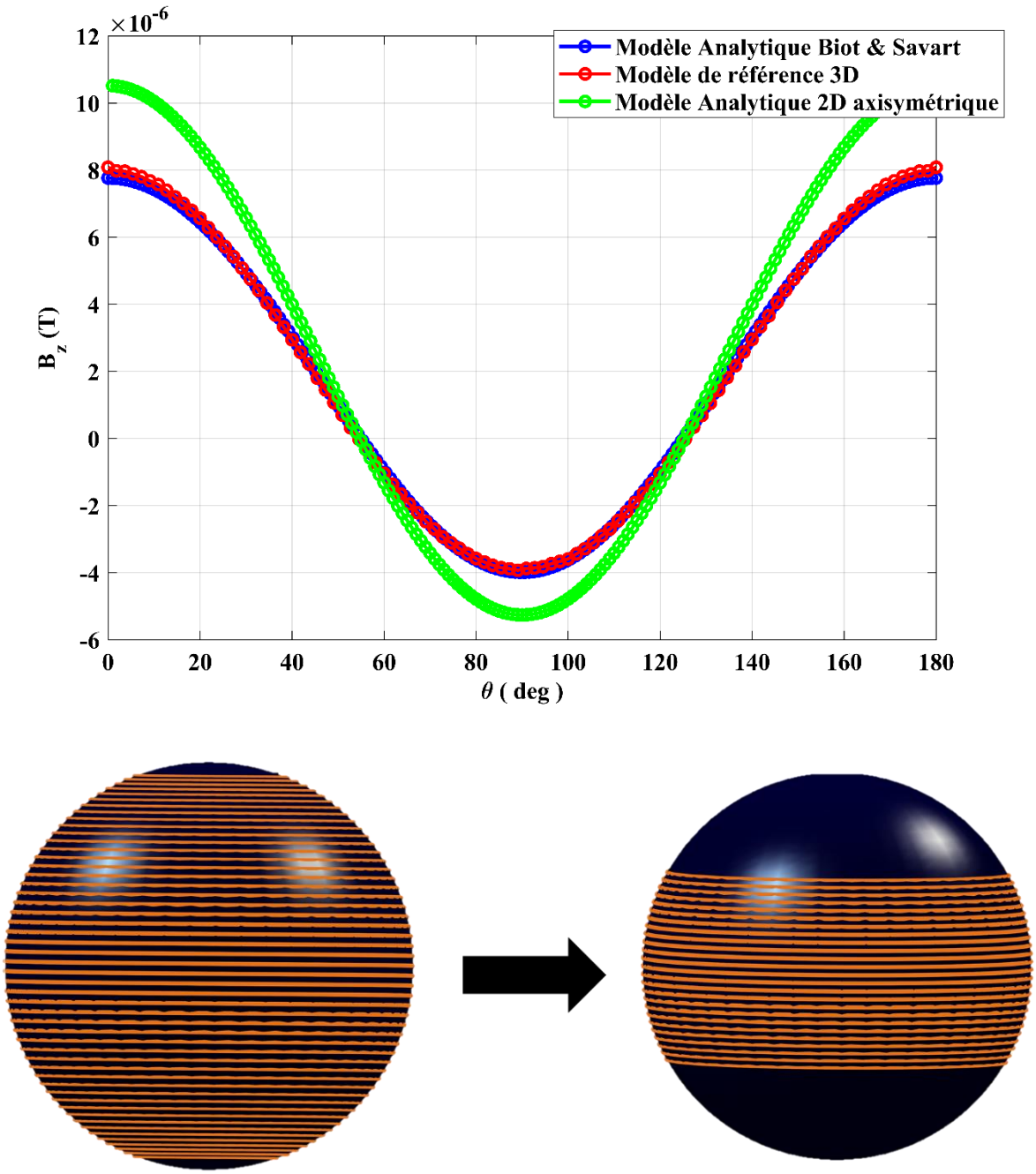


Figure 58. Passage d'un bobinage intégral sur la sphère à un bobinage partiel concentré sur la moitié centrale.

Dans cette configuration, nous avons entrepris de recalculer le champ magnétique en tenant compte de la nouvelle répartition du bobinage. Cette adaptation est réalisable avec le modèle basé sur Biot & Savart, car celui-ci permet d'imposer précisément l'emplacement de chaque spire. En revanche, le modèle fondé sur le potentiel scalaire présente une difficulté majeure : il suppose que la nappe de courant est uniformément répartie sur toute la surface de la sphère, ce qui n'est plus valide puisque le courant est désormais limité à la moitié centrale de la bobine.

Pour pallier cette limitation et assurer une comparaison cohérente entre les deux modèles, nous avons choisi d'imposer le même courant I (39). Cependant, cette approche entraîne une différence notable dans la densité de courant entre les deux modèles. En effet, la section de

passage du courant n'est pas identique : dans le modèle basé sur le potentiel scalaire magnétique, la zone d'enroulement est géométriquement réduite, ce qui modifie la répartition du courant.

Concrètement, bien que l'intensité totale du courant reste identique dans les deux cas, le courant est distribué sur une surface plus large dans le modèle de potentiel scalaire. Par conséquent, la densité de courant (J), définie comme le rapport entre le courant et la surface de conduction, est plus faible dans ce modèle que dans celui utilisant la formulation de Biot et Savart, où le courant est supposé circuler dans une région plus confinée.

Afin d'assurer des calculs représentatifs et cohérents, nous avons ajusté la valeur du courant en fonction de la nouvelle configuration de l'enroulement.

$$I = Sec\, J_i \tag{39}$$

Avec $\boldsymbol{Sec}$ représentant la section de passage du courant dans le cas d'une répartition du bobinage sur toute la sphère.

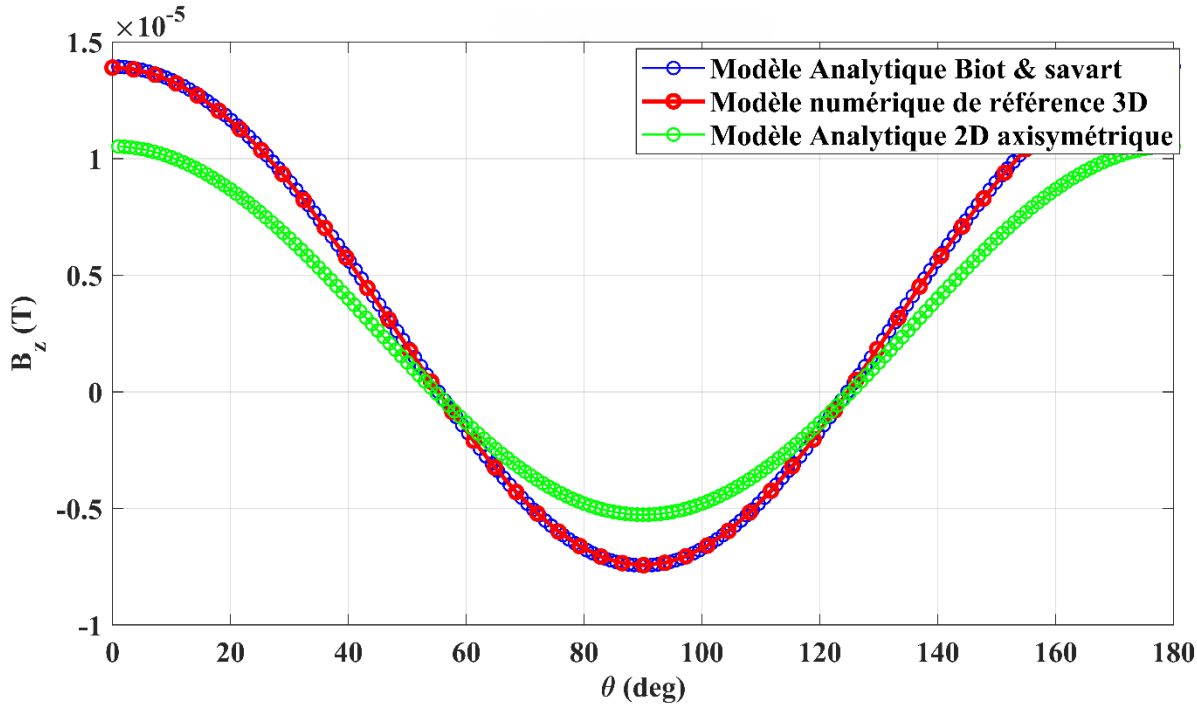


Figure 59. Induction Bz calculée àa un rayon de 10 cm – bobinage partiel limité à la moitié centrale

Nous observons sur la Figure 59 que le modèle Biot & Savart fournit des résultats similaires à ceux du modèle de référence à 10 cm du centre de l'actionneur. En revanche, le modèle analytique basé sur le potentiel scalaire magnétique sous-estime le champ produit par l'actionneur. Par conséquent, au vu des différents résultats obtenus, le modèle analytique Biot & Savart s'avère être le plus adapté et sera utilisé pour la procédure d'optimisation des paramètres de l'actionneur.

Pour dimensionner notre actionneur, il est nécessaire de connaître ses caractéristiques, notamment le couple et la tension induite. C'est l'objet de la prochaine partie.

III.II.2 Caractéristiques de l'actionneur

III.II.2.1 Expression du couple

Pour calculer le couple produit par l'actionneur, la formule de la force de Laplace exercée sur l'enroulement est utilisée. Cette force correspond à la composante magnétique de la force de Lorentz, qui permet de déterminer une densité locale de force magnétique f_m (en N/m³) en un point d'un conducteur parcouru par une densité de courant J (en A/m²) :

$$\overrightarrow{f_m} = \vec{J} \times \vec{B} \tag{40}$$

Ainsi, la force magnétique exercée sur un élément de volume dV du conducteur s'écrit :

$$\overrightarrow{dF_m} = \overrightarrow{f_m} dV = (\vec{J} \times \vec{B}) dV \tag{41}$$

La force globale est ensuite obtenue en intégrant cette force élémentaire sur tout le volume du conducteur. Si le conducteur tourne autour d'un axe de rotation, le couple élémentaire autour d'un point O sur cet axe, calculé en un point M (définissant ainsi un bras de levier $\overrightarrow{OM}$), est donné par :

$$\overrightarrow{dC_m} = \overrightarrow{OM} \times (\vec{J} \times \vec{B}) dV \tag{42}$$

Le couple total est alors obtenu en intégrant ce couple élémentaire sur tout le volume du conducteur.

Dans le cas de la bobine 1, qui est autour de l'axe z et qui tourne autour de l'axe x, nous avons :

$$\underset{(\overrightarrow{e_x};\overrightarrow{e_y};\overrightarrow{e_z})}{\overrightarrow{J_1}} \begin{vmatrix} -\mathrm{J}_i \sin(\varphi)\sin(\gamma) \\ \mathrm{J}_i \cos(\varphi)\sin(\gamma) \\ 0 \end{vmatrix} \quad ; \quad \underset{(\overrightarrow{e_x};\overrightarrow{e_y};\overrightarrow{e_z})}{\vec{B}} \begin{vmatrix} 0 \\ \mathrm{B}_0 \sin(\gamma) \\ \mathrm{B}_0 \cos(\gamma) \end{vmatrix}$$

$$\underset{(\overrightarrow{e_x};\overrightarrow{e_y};\overrightarrow{e_z})}{\overrightarrow{OM_1}} \begin{vmatrix} r\sin(\theta)\cos(\varphi) \\ r\sin(\theta)\sin(\varphi) \\ r\cos(\theta) \end{vmatrix} \quad ; \quad dV = r^2 \sin(\theta)\, dr d\theta d\varphi$$

Avec (r, θ, φ) les coordonnées sphériques et l'angle γ est l'angle de rotation de l'actionneur autour de l'axe x ; le couple est alors obtenu en intégrant sur la bobine 1 de l'actionneur, ce qui donne la relation suivante :

$$C_{ix} = \int_{R_{i1}}^{R_{e1}} \int_{\alpha}^{\pi-\alpha} \int_{0}^{2\pi} \mathrm{J}_i \, \mathrm{B}_0 r^3 \sin^2(\theta) \sin^2(\varphi) \sin^2(\gamma) \; dr \, d\theta \, d\varphi \tag{43}$$

Avec α l'angle où le bobinage n'est pas présent sur la sphère, Figure 60

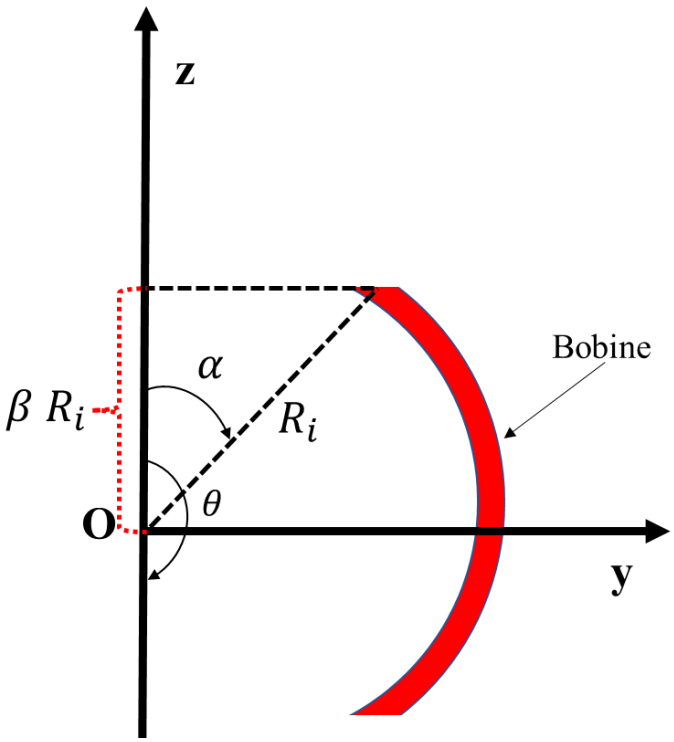


Figure 60.Schéma explicatif de l'angle α et du coefficient β.

On obtient l'expression suivante pour le couple produit par la Bobine 1 :

$$C_{ix} = \frac{\mathrm{J}_i\,\mathrm{B}_0\pi}{8}(-2\alpha + \sin(2\alpha) + \pi)(R_{e1}^4 - R_{i1}^4)\,\sin^2(\gamma) \qquad (44)$$

Dans le cas de la bobine 2 d'axe y et qui tourne autour de l'axe x, nous avons :

$$\underset{(\overrightarrow{e_x};\overrightarrow{e_y};\overrightarrow{e_z})}{\overrightarrow{J_2}} \begin{vmatrix} -\mathrm{J}_e\sin(\phi)\cos(\gamma) \\ 0 \\ \mathrm{J}_e\cos(\phi)\sin(\gamma) \end{vmatrix} \quad ; \quad \underset{(\overrightarrow{e_x};\overrightarrow{e_y};\overrightarrow{e_z})}{\overrightarrow{B}} \begin{vmatrix} 0 \\ \mathrm{B}_0\sin(\gamma) \\ \mathrm{B}_0\cos(\gamma) \end{vmatrix}$$

$$\underset{(\overrightarrow{e_x};\overrightarrow{e_y};\overrightarrow{e_z})}{\overrightarrow{OM_2}} \begin{vmatrix} r\sin(\theta)\cos(\phi) \\ -r\cos(\theta) \\ r\sin(\theta)\sin(\phi) \end{vmatrix} \quad ; \quad dV = r^2\sin(\theta)\,dr d\theta d\phi$$

Le couple est alors obtenu en intégrant sur la bobine 2 de l'actionneur, ce qui donne la relation suivante :

$$C_{ex} = \int_{R_{i2}}^{R_{e2}} \int_{\alpha}^{\pi-\alpha} \int_{0}^{2\pi} \mathrm{J}_e\,\mathrm{B}_0 r^3\sin^2(\theta)\sin^2(\phi)\cos^2(\gamma)\;dr\,d\theta\,d\phi \qquad (45)$$

On obtient l'expression suivante pour le couple produit par la Bobine 2 :

$$C_{ex} = \frac{\mathrm{J}_e\,\mathrm{B}_0\pi}{8}(-2\alpha + \sin(2\alpha) + \pi)(R_{e2}^4 - R_{i2}^4)\,\cos^2(\gamma) \qquad (46)$$

Le couple produit par notre actionneur, qui tourne autour de l'axe x, est alors la somme des couples générés par les deux bobines. On obtient ainsi l'expression suivante :

$$C_x = \frac{B_0 \pi}{8}(-2\alpha + \sin(2\alpha) + \pi)\ (\ J_i(R_{e1}^4 - R_{i1}^4)\ \sin^2(\gamma) + J_e(R_{e2}^4 - R_{i2}^4)\ \cos^2(\gamma)\ ) \quad (47)$$

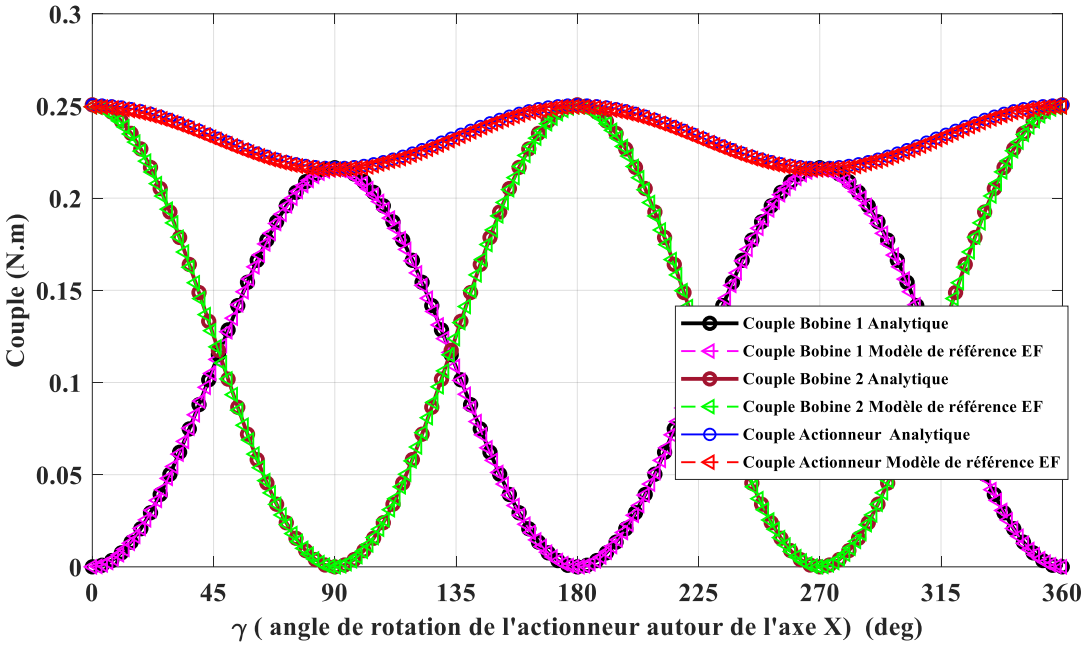


Figure 61. Couple produit par l'actionneur en rotation.

La Figure 61 illustre le couple produit par les deux bobines de l'actionneur ainsi que le couple total, qui correspond à leur somme. On observe que les couples calculés analytiquement et avec le modèle de référence 3D EF sont identiques. Dans cette configuration, lorsque J_e=J_i le couple généré par la bobine 2 est plus important que celui de la bobine 1. Cette différence s'explique par le fait que les deux bobines n'ont pas le même rayon moyen, ce qui entraîne une variation de leur surface de bobinage. Cette asymétrie engendre des ondulations dans le couple total de l'actionneur, comme on peut le constater sur la figure.

Afin d'avoir un couple constant quelle que soit la position γ nous devons avoir une égalité entre les deux constantes des deux bobines qui donne donc :

$$J_e = J_i(R_{e1}^4 - R_{i1}^4)/(R_{e2}^4 - R_{i2}^4) \quad (48)$$

Avec cette modification l'expression du couple suivante :

$$C_x = \frac{J_i B_0 \pi}{8}(-2\alpha + \sin(2\alpha) + \pi)\ (R_{e1}^4 - R_{i1}^4) \quad (49)$$

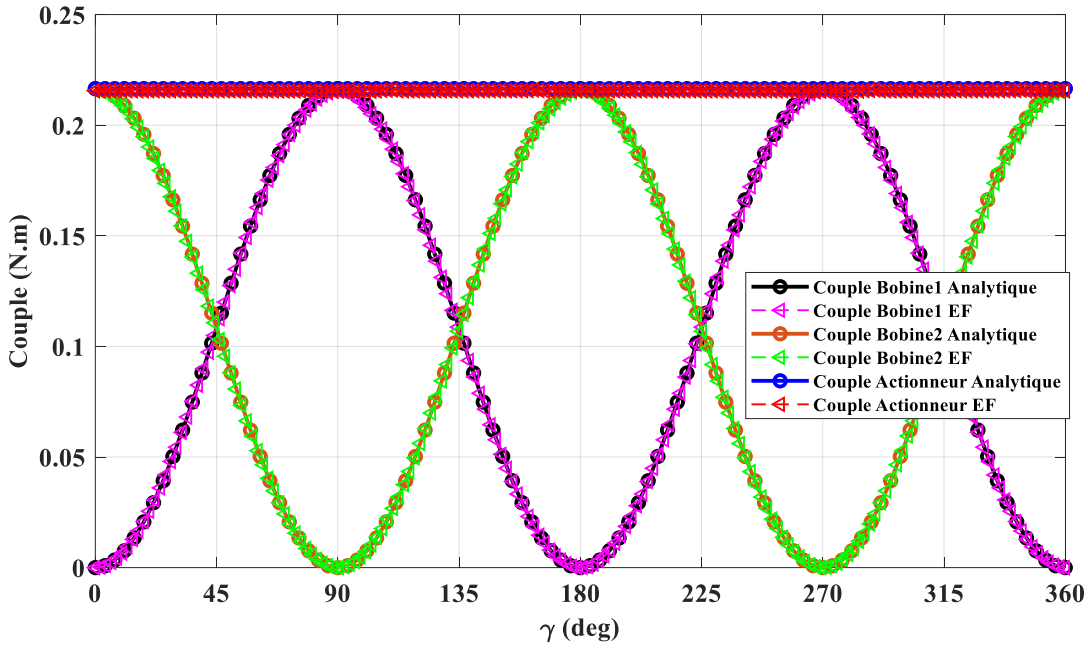


Figure 62.Couple produit par l'actionneur en rotation avec ajustement des courants

Comme on peut le constater sur la Figure 62, la modification apportée permet d'obtenir des couples identiques pour les deux bobines, ce qui entraîne un couple de l'actionneur sans oscillations. Cette modification sera désormais utilisée comme contrainte.

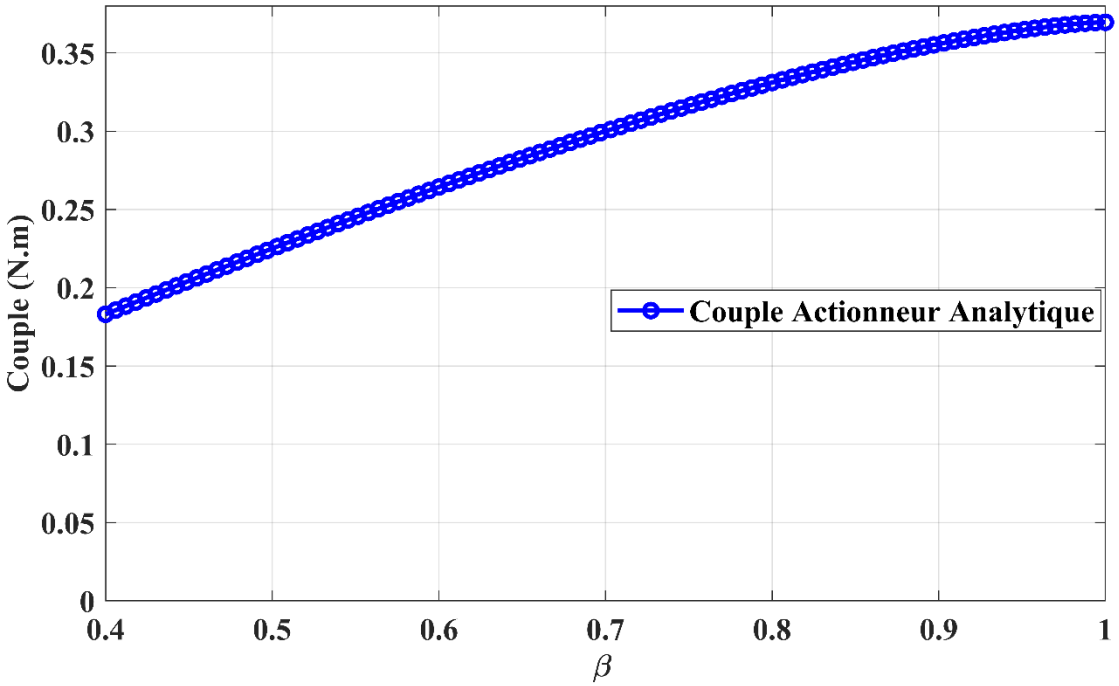


Figure 63. Couple produit par l'actionneur en fonction du coefficient β

La Figure 63 illustre l'évolution du couple en fonction de β, coefficient définissant la surface de bobinage sur la sphère (voir Figure 60). On observe que, théoriquement, pour obtenir un couple optimal, il serait préférable de bobiner l'intégralité de la surface sphérique (β = 1). Toutefois, en pratique, un bobinage manuel ne permet généralement de couvrir que la zone

centrale, soit environ la moitié de la sphère, ce qui correspond à β = 0,5. Cette configuration entraîne une perte d'environ 40 % du couple, mais elle demeure acceptable pour la réalisation d'un prototype fonctionnel.

Il est important de noter que la partie supérieure de la sphère n'est pas celle qui contribue le plus à la génération du couple. Ainsi, si les moyens techniques le permettent (par exemple, un système de bobinage automatisé ou précis), il est envisageable d'augmenter β jusqu'à 0,8, avec une perte de performance relativement faible (environ 10 % entre β = 0,8 et β = 1).

Dans le cadre de cette étude, nous avons retenu une valeur de β = 0,5 pour des raisons de faisabilité technique et de simplicité de mise en œuvre du prototype.

III.II.2.2 Tension induite aux bornes de chaque phase

La rotation de l'actionneur entraîne une variation du flux magnétique dû au champ statique B_0 à travers les deux bobines, générant ainsi une tension induite aux bornes des deux phases.

Le flux magnétique traversant une spire est donné par la relation :

$$\Phi = \oint B\, dS \tag{50}$$

Sous l'hypothèse d'un champ B_0 uniforme, on peut écrire :

$$\Phi = B_0\, S \tag{51}$$

Dans le cas du bobinage 1, chaque spire est soumise à un flux :

$$\Phi_1 = B_0\, \pi\, R_{spire}^2 \cos\gamma \tag{52}$$

Étant donné que les spires sont réparties sur une sphère et que leur rayon varie en fonction de leur position, nous prenons la moyenne des rayons des spires pour déterminer le flux moyen traversant une spire de la sphère. Cela nous donne l'expression suivante :

$$\Phi_1 = B_0 \frac{\pi}{\beta R_i} \int_0^{\beta R_i} R_{spire}^2 \cos\gamma\ dz \tag{53}$$

Le rayon de chaque spire dépend de la position en z, et l'élément *dz* varie entre 0 et βR_i (voir Figure 60). On exprime alors R_{spire} en fonction de z :

$$\Phi_1 = B_0 \frac{\pi}{\beta R_i} \int_0^{\beta R_i} ({R_i}^2 - z^2) \cos\gamma\ dz \tag{54}$$

Après intégration, le flux total à travers la bobine 1 est donné par :

$$\Phi_{T1} = \mathrm{N}\ \Phi_1 = N B_0 \pi R_i^2 \left(1 - \frac{\beta^2}{3}\right) \cos\gamma \tag{55}$$

Où N est le nombre de spires de la bobine. Ainsi, lorsque le rotor tourne à une vitesse constante Ω, la tension induite aux bornes de la phase 1, constituée de N spires localisées au rayon moyen, est :

$$E_1 = \Omega N B_0 \pi R_i^2 \left(1 - \frac{\beta^2}{3}\right) \sin\gamma \tag{56}$$

De même, pour obtenir la tension induite aux bornes de la deuxième phase, il suffit de refaire le même calcul pour la bobine 2, ce qui donne :

$$E_2 = \Omega N B_0 \pi R_e^2 \left(1 - \frac{\beta^2}{3}\right) \cos\gamma \tag{57}$$

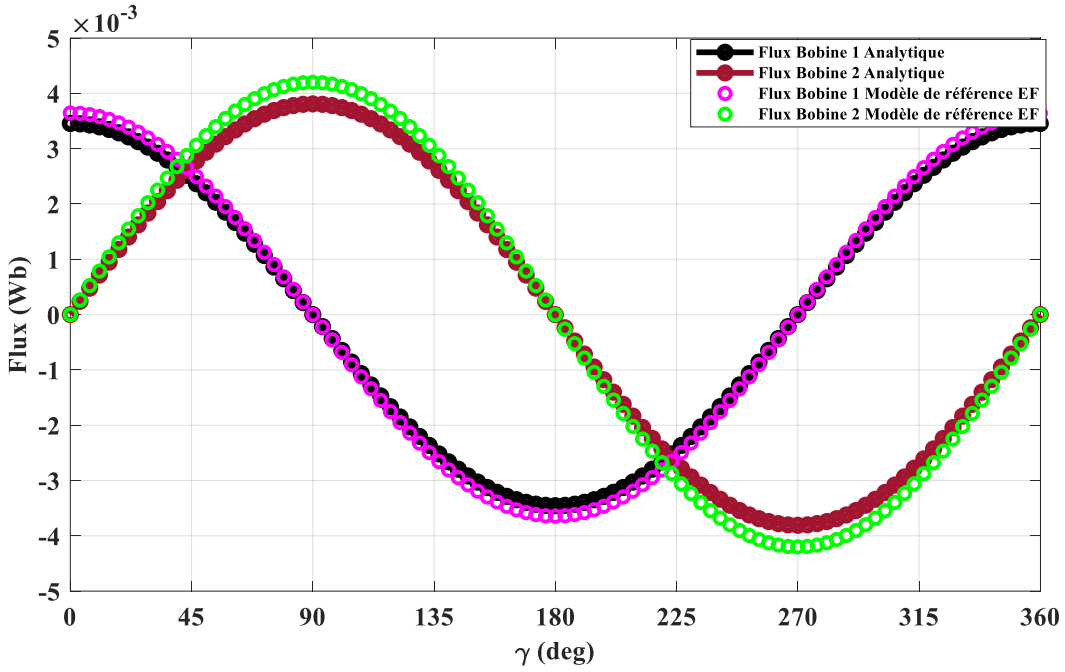


Figure 64. Flux par Bobine Analytique et EF

La Figure 64 illustre le flux traversant les bobines de l'actionneur, calculé analytiquement et par la méthode des éléments finis avec le modèle de référence 3D. Comme on peut le constater, le modèle analytique prédit le flux à travers les bobines avec une faible marge d'erreur, malgré l'hypothèse d'une épaisseur de bobinage négligeable. Les résultats obtenus sont très proches de ceux issus des éléments finis, validant ainsi l'utilisation de ce modèle pour estimer la tension induite dans les deux phases et l'intégrer dans la procédure d'optimisation.

III.II.3 Modèles Thermiques

Dans le chapitre 1, nous avons établi que l'un des critères de compatibilité IRM impose qu'un actionneur ne perturbe pas le champ magnétique de l'IRM. Cependant, un autre aspect fondamental à considérer est l'échauffement généré par l'actionneur. Un dégagement thermique trop important à proximité du patient pourrait entraîner des risques de brûlures, rendant l'actionneur inadapté à une utilisation en environnement médical.

Afin de quantifier et de maîtriser cet échauffement, nous développons un modèle thermique permettant d'évaluer précisément la dissipation de chaleur au sein de l'actionneur. Pour cela, nous proposons deux approches :

- **Un modèle nodal thermique** permettant une estimation analytique simplifiée du comportement thermique de l'actionneur.
- **Un modèle numérique de référence basé sur la méthode des éléments finis (EF) en 3D**, offrant une analyse plus détaillée et une meilleure précision dans la distribution thermique.

L'objectif est de comparer ces deux modèles afin de valider le modèle analytique en confrontant ses résultats à ceux obtenus par la simulation EF. Une bonne corrélation entre les deux approches permettra d'utiliser le modèle analytique comme un outil efficace de prédiction et d'optimisation thermique de l'actionneur, tout en réduisant les coûts et le temps de calcul liés aux simulations numériques.

III.II.3.1 Modèle numérique de référence

Le modèle de référence est un modèle 3D en éléments finis (EF) réalisé sous le logiciel COMSOL Multiphysics 5.6, dont la géométrie est illustrée dans la Figure 65. Modèle numérique de référence pour l'analyse thermique, avec visualisation du maillage.. Ce modèle prend en compte deux bobines sphériques disposées en quadrature : l'une autour de l'axe z et l'autre autour de l'axe y. Afin de garantir la cohérence des résultats, les mêmes paramètres que ceux utilisés dans la partie dédiée aux modèles électromagnétiques sont adoptés.

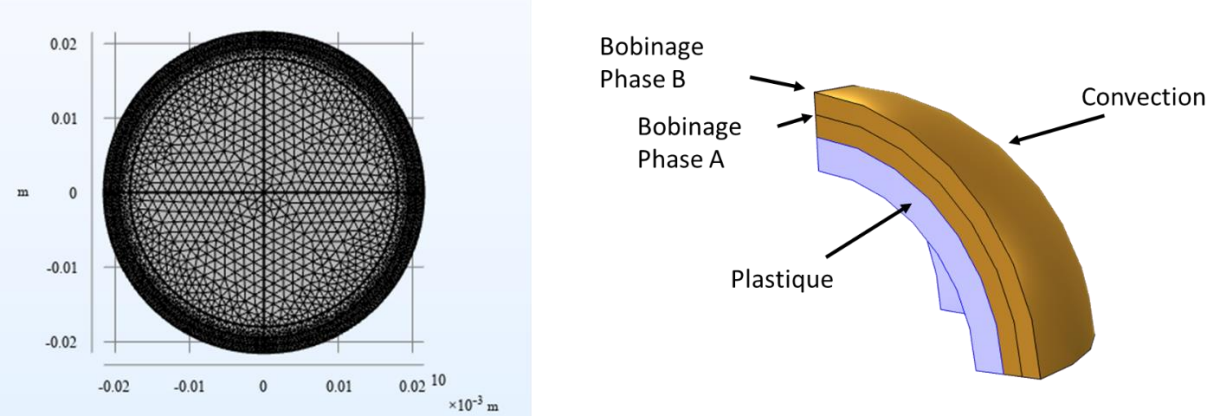


Figure 65. Modèle numérique de référence pour l'analyse thermique, avec visualisation du maillage.

Un maillage dense est utilisé afin d'estimer avec précision l'échauffement produit par l'actionneur (Le maillage complet consiste en 901856 éléments de domaine, 90120 éléments de frontière et 1879 éléments d'arête.). Cependant, cette approche entraîne une augmentation significative du temps de calcul en EF. Cette contrainte justifie pleinement l'intérêt de développer un modèle thermique nodal analytique, permettant d'estimer efficacement l'échauffement et de l'intégrer dans une procédure d'optimisation.

III.II.3.2 Modèle thermique à paramètres concentrés

Pour évaluer l'échauffement de l'actionneur, un modèle thermique nodal (LPTM – Lumped Parameter Thermal Model) est développé. Ce modèle repose sur l'hypothèse que le flux thermique se propage uniquement selon la direction radiale (coordonnées sphériques). Ainsi, un modèle unidimensionnel (1D) est adopté, où chaque couche sphérique est représentée

par trois résistances thermiques (Figure 66), calculées de manière similaire à la méthode décrite dans [48]. Le nœud de température moyenne est relié à une source de chaleur, qui correspond aux pertes Joule générées dans les bobinages.

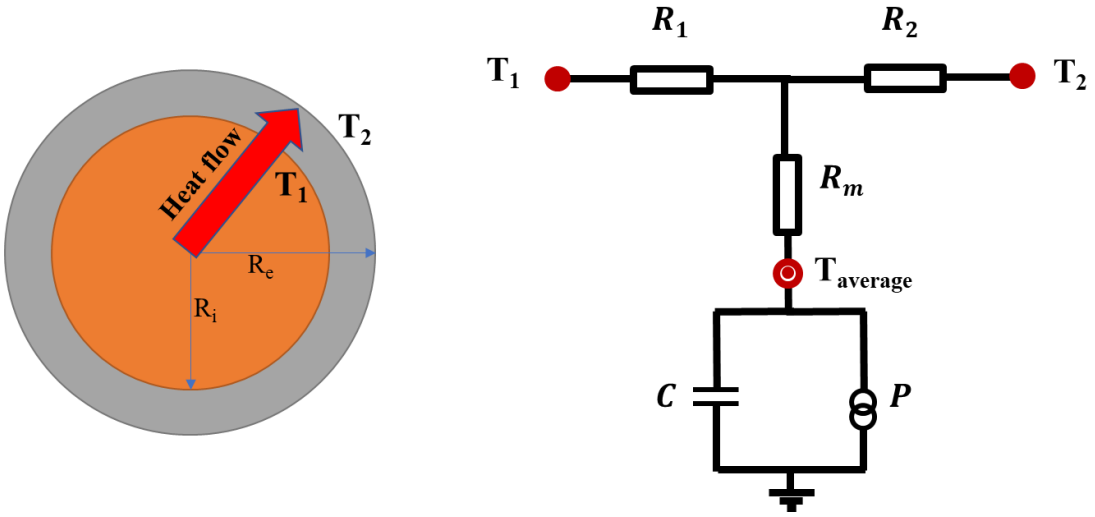


Figure 66. Schéma thermique équivalent 1D de l'actionneur.

III.II.3.2.1 Circuit thermique équivalent dans la direction radiale

Dans la direction radiale (coordonnées sphériques), l'équation de la chaleur en régime permanent s'écrit :

$$\frac{1}{r^2}\frac{d}{dr}\left(r^2\frac{dT}{dr}\right)+\frac{W_v}{k}=0 \tag{58}$$

Avec :

W_v : densité volumique de pertes

k : conductivité thermique dans la direction radiale

La résolution analytique de (58) nous permet d'établir le circuit thermique dans la direction radiale. Nous obtenons le circuit thermique de la (Figure 66) où les différentes résistances thermiques ont pour expression :

$$R_1=\frac{(-R_i^2-R_iR_e+2R_e^2)}{8\pi kR_i\,(R_i^2+R_iR_e+R_e^2)} \tag{59}$$

$$R_2=\frac{(-2R_i^2+R_iR_e+R_e^2)}{8\pi kR_e\,(R_i^2+R_iR_e+R_e^2)} \tag{60}$$

$$R_m=\frac{3(-R_i^3-2R_i^2R_e+2R_iR_e^2+R_e^3)}{40\pi k\;(R_i^2+R_iR_e+R_e^2)^2} \tag{61}$$

L'actionneur étant entouré d'air, un échange thermique par convection se produit entre l'air et ses surfaces externe et interne. Cet effet est modélisé par une résistance thermique convective R_c, définie par l'expression suivante pour la surface externe :

$$R_c = \frac{1}{4\pi h R_e^2} \quad (62)$$

III.II.3.2.2 Découpage en blocs de la machine

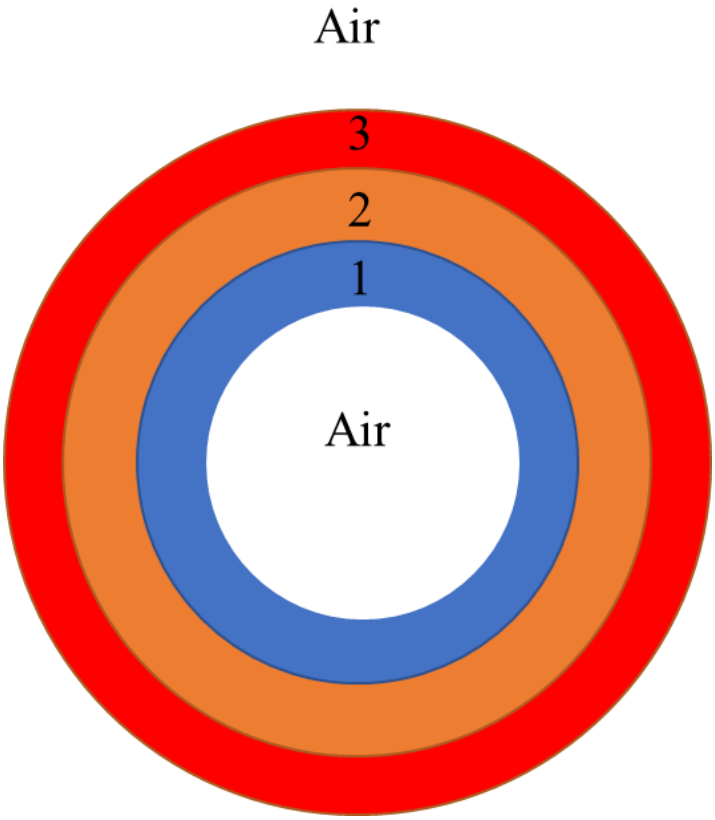


Figure 67.Découpage en blocs de la machine

Afin d'établir un modèle thermique pour l'ensemble de la machine, nous la découpons en plusieurs blocs sphériques.

Le modèle thermique mis en place doit représenter les parties actives de la machine de manière aussi fidèle et simple que possible. Pour notre actionneur, nous avons retenu un découpage en trois parties Figure 67 :

1. **Culasse rotorique** (plastique)
2. **Bobinage 1** (cuivre)
3. **Bobinage 2** (cuivre)

Schéma thermique équivalent global de la machine

La Figure 68 représente le réseau thermique équivalent de l'actionneur étudié. Les connexions entre les blocs, assurant un transfert de chaleur mutuel, sont établies au niveau des nœuds périphériques. Les pertes, qui constituent les entrées du modèle, sont appliquées aux nœuds de température moyenne. Pour l'étude du régime transitoire, les capacités thermiques de chaque bloc sont également intégrées à ces nœuds de température moyenne.

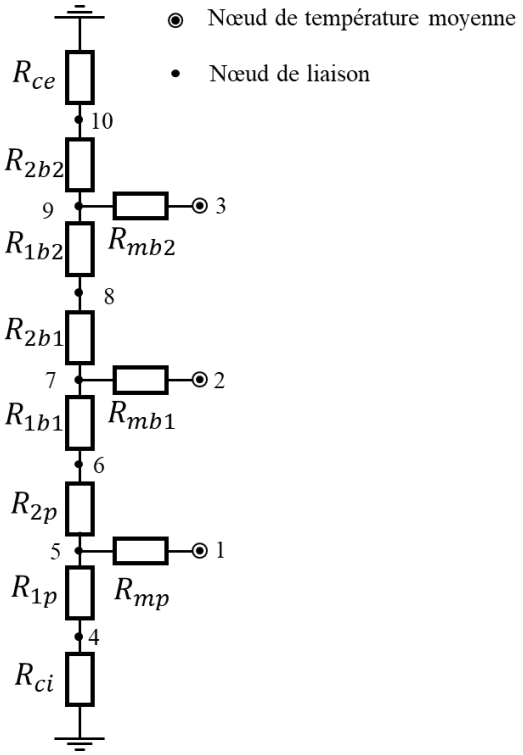


Figure 68. Réseau thermique équivalent de l'actionneur

Comme on peut le constater sur la Figure 68, ce réseau thermique peut être encore simplifié en regroupant les résistances en série, ce qui réduit le nombre de nœuds. Une fois cette simplification effectuée, nous passons d'un réseau à 10 nœuds à un réseau à 6 nœuds, comme illustré sur la Figure 69.

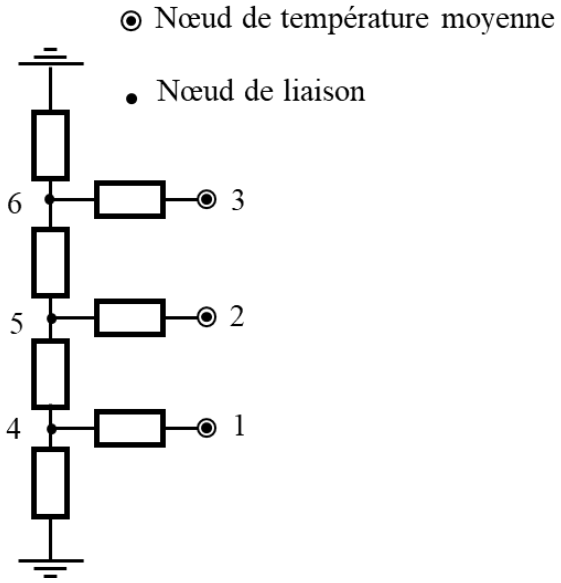


Figure 69.Réseau thermique équivalent de l'actionneur simplifié

III.II.3.2.3 Mise en équation

Le réseau thermique de la machine comporte 6 nœuds :

-Les nœuds numérotés de 1 à 3 correspondent aux parties solides de la machine (nœuds à température moyenne) et comportent des capacités thermiques.

-Les nœuds numérotés de 4 à 6 sont des nœuds de liaison.

La matrice conductance de ce réseau thermique est la suivante [49] :

$$[G] = \begin{bmatrix} g_{11} & 0 & 0 & g_{14} & 0 & 0 \\ 0 & g_{22} & 0 & 0 & g_{25} & 0 \\ 0 & 0 & g_{33} & 0 & 0 & g_{36} \\ g_{41} & 0 & 0 & g_{44} & g_{45} & 0 \\ 0 & g_{52} & 0 & g_{54} & g_{55} & g_{56} \\ 0 & 0 & g_{63} & 0 & g_{65} & g_{66} \end{bmatrix}$$

Cette matrice est partitionnée en 4 blocs de cette façon :

- La matrice entourée avec des tirets en rouge correspond à la matrice $[G_{11}]$.
- La matrice entourée avec des tirets en bleu correspond à la matrice $[G_{12}]$.
- La matrice entourée avec des tirets en marron correspond à la matrice $[G_{21}]$.
- La matrice entourée avec des tirets en vert correspond à la matrice $[G_{22}]$.

Les équations du modèle s'écrivent :

$$[C]\{T_1\} + [G_{11}]\{T_1\} + [G_{12}]\{T_2\} = \{P_1\} \quad (63)$$

$$[G_{21}]\{T_1\} + [G_{22}]\{T_2\} = 0 \quad (64)$$

Avec :
$[C]$: matrice diagonale des capacités thermiques de dimension (3x3).
$[G_{11}]$, $[G_{12}]$, $[G_{21}]$, $[G_{22}]$:matrices de conductances thermiques.
$\{T_1\}$, $\{T_2\}$:vecteurs des température inconnues.
$\{P_1\}$, $\{P_2\}$:vecteurs des sources de chaleur (pertes), en notant que $\{P_2\} = \{0\}$.

Les systèmes (63) et (64) conduisent à un système différentiel de la forme :

$$\{T_1\} + [G_{eq}]\{T_1\} = \{A_1\} \quad (65)$$

Avec :

$\{A_1\} = [C]^{-1}\{P_1\}$
$[G_{eq}] = [C]^{-1}([G_{11}]\text{-}[G_{12}][G_{22}]^{-1}[G_{21}])$
La résolution du système (65) permet d'obtenir $\{T_1\}$ et par la suite le vecteur $\{T_2\}$ grâce à (64).

Dans le modèle électromagnétique, seules les pertes Joules sont présentes dans les enroulements, où une densité de courant J est imposée sur la section de chaque bobine. Ainsi, les pertes Joules sont calculées selon l'expression suivante :

$$P = \rho_c \frac{J^2 V}{Kf} \tag{66}$$

Où :

- ρ_c est la résistivité du cuivre,
- V Représente le volume de la bobine,
- Kf Représente le facteur de remplissage du cuivre.

Sachant que la résistivité du cuivre dépend elle-même de la température et s'exprime de cette manière :

$$\rho_c = \rho_0 \, (1 + \alpha_0 \, T) \tag{67}$$

Avec ρ_0 la résistivité du cuivre à 20 °C et α_0 le coefficient de température du cuivre à la température T0 =20°C.

La Figure 70 montre la variation de la résistivité du cuivre aux fonctions de l'échauffement où nous avons pris la résistivité du cuivre à température ambiante $\rho_0 = 17\ 10^{-9}\ \Omega\, m$ et le coefficient de température du cuivre $\alpha_0 = 3.93\ 10^{-3}\ K^{-1}$.

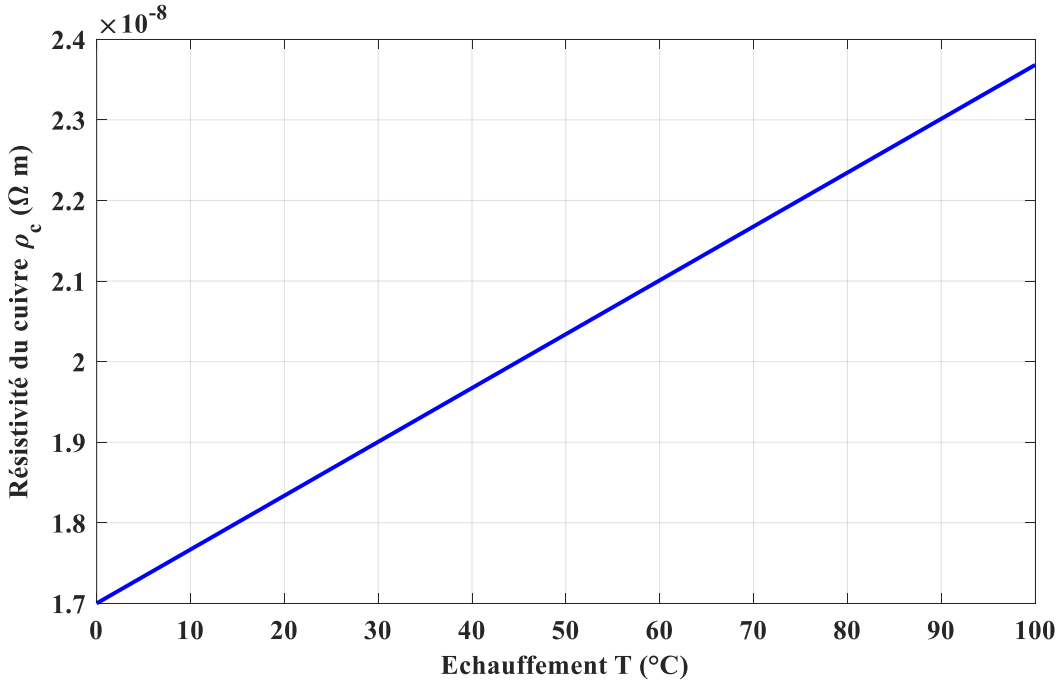


Figure 70. Résistivité du cuivre en fonction de l'Echauffement

Une résistance thermique convective est définie entre la surface externe de l'actionneur et son environnement et entre la surface interne de l'actionneur et son environnement. Dans notre cas, l'actionneur fonctionnera à basse vitesse, ce qui justifie l'utilisation d'un coefficient de convection h=5 W/ (m².K).

Pour la conductivité thermique des différents matériaux, nous utilisons des valeurs standards :

- Support plastique isotrope : $k_p = 0.17\ W/(m.K)$.
- Bobinage : composé de fils de cuivre isolés, ce qui entraîne une conductivité thermique anisotrope :
    - Dans la direction radiale (coordonnées sphérique), la chaleur traverse successivement le cuivre et l'isolant en série. La conductivité thermique équivalente dépend fortement de l'épaisseur de l'isolant.
    - Dans notre cas, l'isolation représente 30% du volume du bobinage, ce qui conduit à une faible conductivité thermique dans cette direction : $k_c = 0.17\ W/(m.K)$

III.II.3.2.4 Cycle de biopsie

Lors d'une extraction d'échantillon (biopsie), l'actionneur entraîne une aiguille à l'aide d'un système vis-écrou (non représenté ici). Le cycle de fonctionnement se déroule comme suit, avec un courant efficace I dans l'actionneur variant au cours du temps :

a) **Mise en mouvement initiale** [0−1] s : $I = 10I_0$

Correspond à la mise en mouvement rapide de l'aiguille pour atteindre sa vitesse nominale (en dehors de la peau).

b) **Pénétration de la peau** [1−7] s : $I=I_0$

Phase où l'aiguille traverse la peau à vitesse constante.

c) **Maintien en position** [7−15] s : $I=5I_0$

Phase durant laquelle l'aiguille effectue le prélèvement de l'échantillon de biopsie.

d) **Début du retrait** [15−16] s : $I=10I_0$

L'aiguille est remise en mouvement pour sortir de la peau.

e) **Retour à la position initiale** [16−22] s : $I=I_0$

L'aiguille revient à sa position de départ définie en a).

f) **État de repos** [22−40] s : I=0

L'aiguille est à l'arrêt et prête pour un nouveau cycle de prélèvement.

Chaque phase du cycle correspond à une valeur de courant différente, et donc à des pertes électromagnétiques distinctes. Les densités de pertes, calculées à partir du modèle analytique électromagnétique, sont présentées dans la Figure 71 pour chaque étape du cycle.

Ces valeurs sont ensuite utilisées dans le modèle thermique afin d'évaluer l'échauffement de l'actionneur en régime transitoire. Cette analyse thermique est essentielle pour garantir un fonctionnement sûr et efficace de l'actionneur lors de son utilisation en conditions réelles.

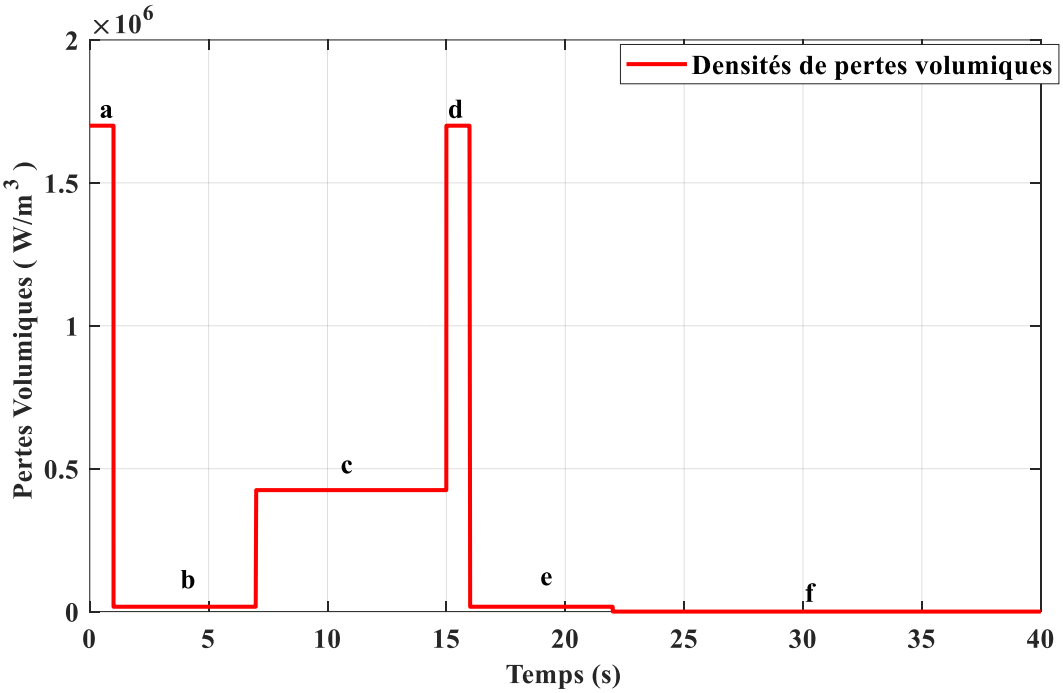


Figure 71. Densité de pertes volumiques sur un cycle de biopsie

III.II.3.2.5 Résultats

La Figure 72 illustre l'échauffement de l'actionneur sur cinq cycles. Il est à noter que le modèle thermique nodal (LPTM) fournit des résultats satisfaisants en comparaison avec ceux obtenus par la méthode des éléments finis (EF), avec une erreur maximale de 5 %. Cette faible marge d'écart valide l'utilisation du modèle nodal pour prédire avec précision le comportement thermique de l'actionneur.

De plus, le temps de calcul du modèle LPTM est considérablement réduit par rapport à celui des éléments finis. Pour cinq cycles, le calcul par éléments finis prend 3 heures, 44 minutes et 11 secondes, tandis que le modèle nodal fournit une estimation en seulement 0,14 secondes. Cette réduction d'un facteur supérieur à 96 000 justifie pleinement l'adoption du modèle nodal dans la procédure d'optimisation des paramètres de l'actionneur, permettant ainsi une conception plus rapide tout en conservant une estimation thermique fiable.

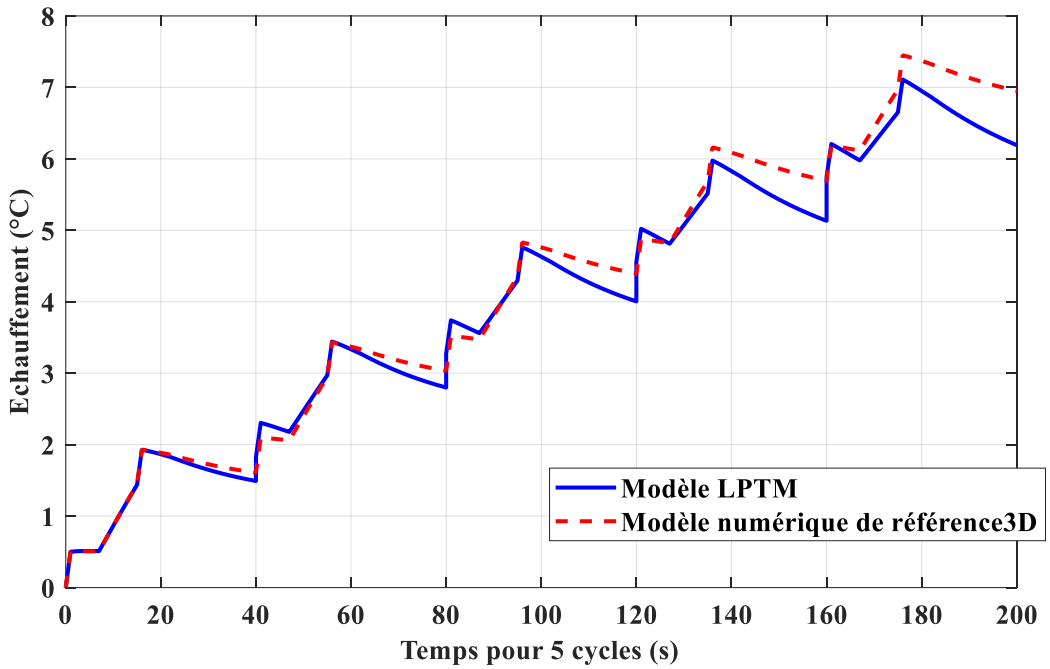


Figure 72. Echauffement de l'actionneur calculé avec le modèle LPTM et EF sur 5 cycles

III.II.4 Optimisation

L'objectif du dimensionnement de l'actionneur est de déterminer ses paramètres clés afin d'optimiser ses performances tout en respectant un ensemble de contraintes. Ces paramètres incluent notamment :

- Le rayon moyen interne et externe des bobines (R_i et R_e)
- L'épaisseur des conducteurs (e)
- La densité de courant dans les conducteurs (J)
- Le nombre de spires par phase (N)

Le dimensionnement de l'actionneur doit respecter les contraintes suivantes :

- Encombrement limité : le rayon moyen interne R_i doit être inférieur à 4 cm.
- Champ de réaction maîtrisé : le champ magnétique généré par l'actionneur ne doit pas excéder 3 µT à une distance de 12 cm.
- Contraintes thermiques : la densité de courant dans les conducteurs ne doit pas dépasser 2 A/mm² RMS, et l'échauffement de l'actionneur après cinq cycles de biopsie doit rester inférieur à 15°C.
- Disposition du bobinage : les bobines doivent être situées uniquement dans la partie centrale de l'actionneur, avec un rapport de répartition β=0.5.

Le processus de dimensionnement suit deux étapes principales :

1. Détermination des paramètres (Ri, Re, e, J) en maximisant le couple tout en respectant les contraintes d'encombrement, de champ magnétique et d'échauffement.
2. Calcul du nombre de spires (N) pour assurer le bon fonctionnement de l'actionneur en accord avec les contraintes définies.

La Figure 73 illustre la procédure d'optimisation adoptée. Celle-ci repose sur deux modèles complémentaires : un modèle électromagnétique permettant le calcul du champ magnétique et un modèle thermique évaluant l'échauffement de l'actionneur.

Dans le script d'optimisation, nous définissons à la fois les contraintes et l'objectif à atteindre. L'algorithme génère alors des paramètres qu'il transmet aux deux modèles. Ces derniers réalisent les calculs du champ produit et de l'échauffement, puis renvoient les résultats à l'algorithme. Ce dernier vérifie si les paramètres obtenus respectent les contraintes imposées. S'ils sont conformes, ils sont conservés ; sinon, l'algorithme ajuste les paramètres et répète le processus plusieurs fois afin de converger vers une solution optimale.

L'objectif final est d'identifier les paramètres qui respectent au mieux les contraintes tout en maximisant le couple de l'actionneur.

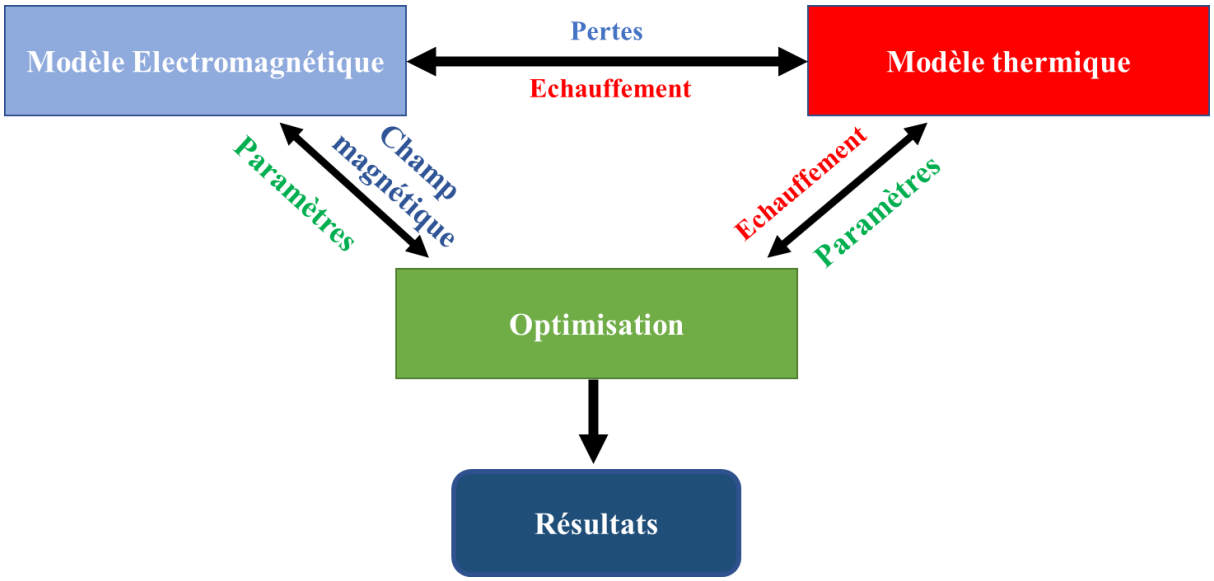


Figure 73. Schéma illustrant le processus d'optimisation

III.II.4.1 Optimisation du couple

La première étape du dimensionnement consiste à optimiser les paramètres de l'actionneur afin de maximiser le couple produit. Cette optimisation est réalisée à l'aide d'un algorithme génétique (GA) disponible sous MATLAB, en résolvant un problème d'optimisation mono-objectif sous contraintes.

L'objectif est de maximiser le couple généré par l'actionneur, dont l'expression est donnée par :

$$C_x = \frac{J_i B_0 \pi}{8}(-2\alpha + \sin(2\alpha) + \pi)\,(R_{e1}^4 - R_{i1}^4) \qquad (68)$$

Avec $\alpha = \text{acos}(\beta)$, $R_{e1} = R_i + \frac{e}{2}$ et $R_{i1} = R_i - \frac{e}{2}$

Les paramètres à optimiser pourront varier dans les intervalles spécifiés dans le Tableau 3

Tableau 3. Intervalles de valiation des paramètres d'optimisation

Paramètres	Valeurs minimales	Valeurs maximales
R_i	0 mm	40 mm
e	0 mm	2 mm
J_i	0 A/mm²	2A/mm²

Pour des raisons de faisabilité, nous avons imposé la relation $R_e = R_i + 3\,mm$. Cette contrainte est justifiée par la nécessité d'intégrer un support pour maintenir les deux bobines en place. Afin d'assurer une rigidité suffisante à ce support, son épaisseur doit être significativement plus importante que celle du bobinage.

Les contraintes sur ces paramètres sont présentées dans le Tableau 4. la première contrainte garantie que le rayon moyen de la première bobine ne doit pas dépasser 4 cm pour limiter l'encombrement. La seconde contrainte c'est imposer une distance entre le premier bobinage et le second pour des raisons de faisabilité. La troisième contrainte garantie un champ produit par l'actionneur inférieur ou égale à 3 μT à une distance de 12 cm de l'actionneur. Enfin la dernière contrainte limite l'échauffement de l'actionneur après 5 cycles de biopsie inférieur ou égal à 15 °C.

Tableau 4.Contraintes d'optimisation

Contraintes
$R_i \leq 40mm$
$R_e = R_i + 3mm$
$Bz \leq 3\mu T$
$T \leq 15°C$

L'algorithme génétique a été effectué avec 800 individus par génération sur 500 générations. Les paramètres issus de l'optimisation sont donnés dans le Tableau 5.

Tableau 5.Résultats de l'optimisation

Paramètres	Valeurs Optimisées
R_i	20.15 mm
R_e	23.15 mm
e	0.8 mm
J_i	1.3 A/mm²

Le couple obtenu pour ces paramètres est de 76 mN.m pour un champ de L'IRM B_0 = 3T.

III.II.4.2 Résultats

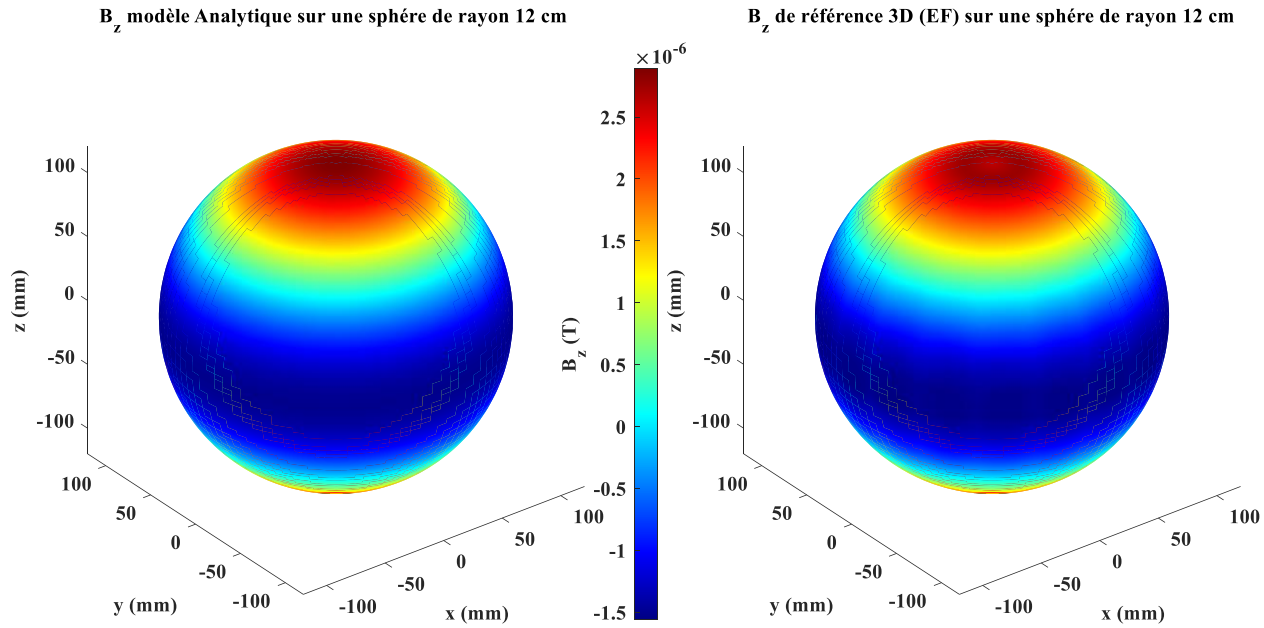


Figure 74. Induction B_z sur une sphère de 12 cm autour de l'actionneur optimisé - modèles analytique et EF

Une fois les résultats d'optimisation obtenus, nous avons procédé à la vérification du respect de l'ensemble des contraintes définies. En particulier, nous avons évalué le champ magnétique B_z généré par l'actionneur, afin de nous assurer qu'il reste conforme à la limite imposée.

Comme illustré à la Figure 74, nous avons calculé le champ B_z produit par l'actionneur sur une sphère de rayon 12 cm, correspondant à la zone estimée de prise d'image. Les résultats, obtenus à la fois par le modèle analytique basé sur la loi de Biot & Savart et par simulation par éléments finis, montrent que le champ atteint une valeur maximale inférieure à 3 µT, respectant ainsi la contrainte fixée.

Pour confirmer cette estimation, nous avons également calculé le champ magnétique au point supposé le plus critique, à savoir à une distance de 12 cm sur l'axe z, à partir du centre de la sphère. Comme le montre la Figure 75, le champ maximal calculé sur une surface de 60 mm × 60 mm est de 2,9 µT, ce qui reste inférieur à la limite de compatibilité de 3 µT.

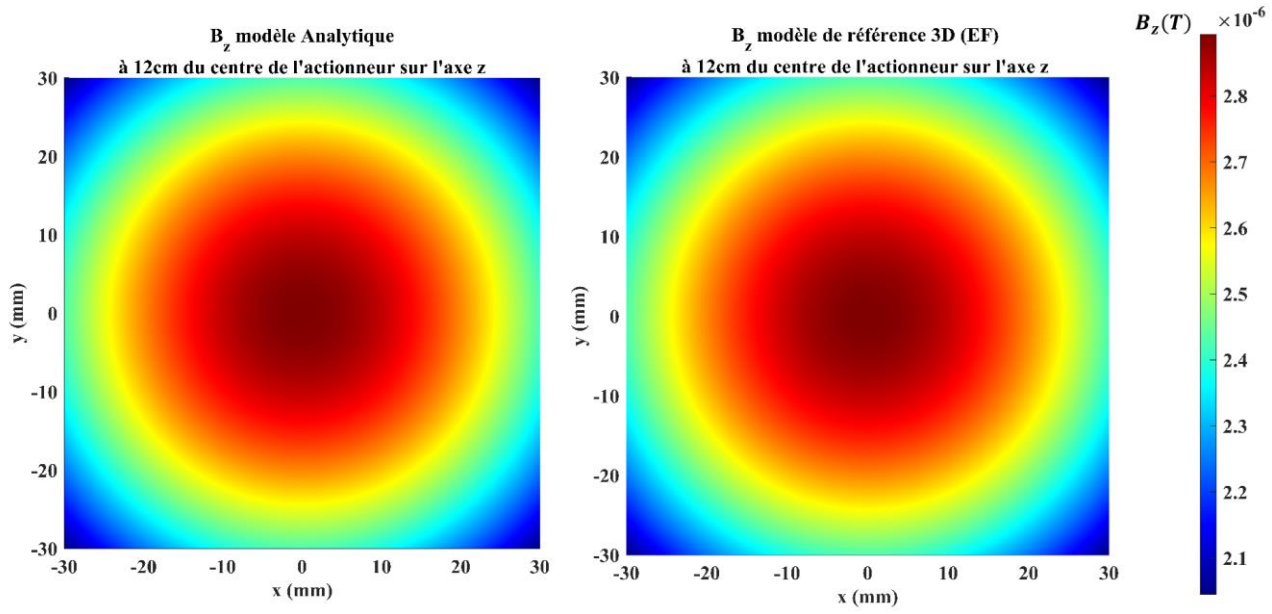


Figure 75. Bz calculé à 12 cm du centre de l'actionneur optimisé sur l'axe z – Modèle analytique et EF

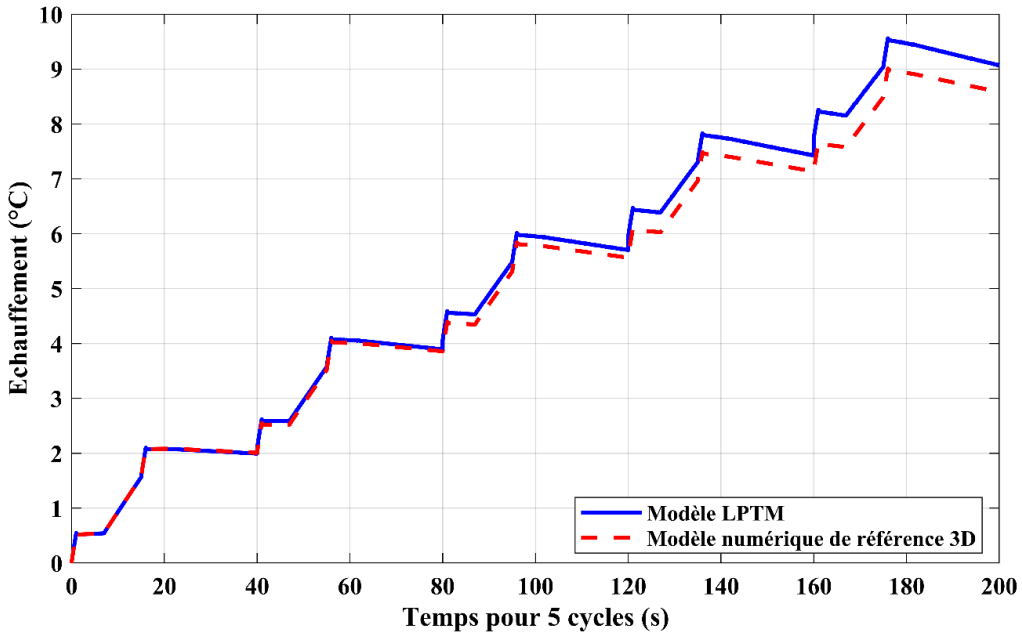


Figure 76. Echauffement de l'actionneur calculé avec le modèle LPTM et EF sur 5 cycles

Nous avons également procédé à la vérification de la contrainte thermique, à savoir l'élévation de température maximale admissible de l'actionneur. La contrainte fixée impose que l'échauffement ne dépasse pas 15 °C après cinq cycles successifs de biopsie.

Les calculs effectués à l'aide du modèle thermique LPTM ainsi que par éléments finis montrent que l'élévation de température maximale reste inférieure à 10 °C Figure 76. Cette valeur est donc nettement inférieure à la limite imposée, ce qui valide la conformité thermique de l'actionneur pour une utilisation répétée dans un environnement IRM.

III.II.4.3 Détermination du nombre de spires

Nous souhaitons que notre système atteigne une vitesse de rotation de $\Omega = 250\ tr/min$. À cette vitesse, la tension induite par spire dans la bobine interne, sous l'effet d'un champ statique de $B_0 = 3\ T$, est de $e_{1RMS} = 78\ mV$. La tension induite totale est donc donnée par :

$$E_{1RMS} = 78N\ mV \tag{69}$$

À cette vitesse de rotation, la chute de tension due à la résistance et à la réactance de la bobine est négligeable par rapport à la tension induite. On peut donc considérer que :

$$V_{RMS} \approx E_{1RMS} \tag{70}$$

La tension de bus continu U_{DC} nécessaire pour générer une tension sinusoïdale de valeur efficace V_{RMS} est alors donnée par :

$$U_{DC} = 2\sqrt{2}\ V_{RMS} \tag{71}$$

Afin de garantir la génération d'une tension sinusoïdale au moins égale à la tension induite par le champ statique B_0 lorsque l'actionneur tourne à une vitesse de $\Omega = 250\ tr/min$, le nombre maximal de spires admissible est de $N = 72$.

Un nombre élevé de spires permet de réduire le courant par spire, ce qui limite ainsi l'intensité totale du courant circulant dans l'étage d'alimentation de l'actionneur. Par conséquent, afin d'optimiser le fonctionnement du système tout en minimisant les contraintes électriques, nous fixons le nombre de spires à $N = 72$.

III.II.4.4 Détermination du coefficient de remplissage

Lors de la phase initiale de conception, tous les calculs ainsi que l'optimisation ont été réalisés en considérant un coefficient de remplissage $K_f = 1$, correspondant à un enroulement idéal où l'ensemble du volume dédié au bobinage est entièrement occupé par le cuivre. Cependant, dans la réalité, le coefficient de remplissage est toujours inférieur à 1 en raison de l'espace occupé par l'isolation des fils et les contraintes d'assemblage.

La section des fils choisie pour le bobinage de l'actionneur est de $S_{fils} = 0.13\ mm^2$, et le bobinage est constitué de $N = 72$ spires.

La section du bobinage est donnée par la relation suivante :

$$S_1 = \frac{1}{2}\ (R_{e1}^2 - R_{i1}^2)(\pi - 2\alpha) = 16.88\ mm^2 \tag{72}$$

Le coefficient de remplissage est alors :

$$K_f = \frac{S_{fils} N}{S_1} = 0.55 \quad (73)$$

La prise en compte d'un coefficient de remplissage réel modifie plusieurs paramètres clés du système. En effet, une diminution de K_f réduit la quantité effective de cuivre présente dans l'enroulement, ce qui entraîne une augmentation de la densité de courant dans la bobine J pour une même intensité globale. Cette augmentation engendre une élévation des pertes Joule et un échauffement plus important de l'actionneur.

III.II.5 Conclusion

L'objectif de ce chapitre était de dimensionner un actionneur sphérique compatible avec un environnement IRM.

Afin d'évaluer le champ de réaction de l'induit et son impact sur l'homogénéité du champ IRM, nous avons développé deux modèles analytiques : un modèle à potentiel scalaire en 2D axisymétrique et un modèle tridimensionnel basé sur la loi de Biot et Savart. Compte tenu de leurs performances et de leur rapidité de calcul, nous avons retenu le modèle de Biot et Savart, qui s'est révélé plus précis pour la procédure d'optimisation.

Par ailleurs, un modèle thermique à paramètres concentrés a été élaboré afin de prédire l'échauffement de l'actionneur. Une procédure d'optimisation a ensuite été menée, démontrant la faisabilité de concevoir un actionneur électromagnétique répondant au cahier des charges et aux contraintes fixées.

Les paramètres de dimensionnement étant désormais établis, il devient possible de passer à la phase de réalisation du prototype, suivie de sa caractérisation et de la conduite d'essais sous champ IRM. Ces étapes constituent l'objet du chapitre suivant.

IV Chapitre 3 Réalisation et essais du prototype d’actionneur compatible IRM

IV.I Introduction

L'objectif de ce chapitre est d'évaluer la faisabilité de l'actionneur compatible IRM que nous avons développée et d'en caractériser les performances. Dans un premier temps, nous présenterons la méthodologie adoptée pour la conception et la fabrication de l'actionneur, en détaillant les caractéristiques des matériaux et équipements utilisés. Nous procéderons ensuite aux mesures des paramètres électriques associés à son modèle équivalent.

Les premiers essais seront réalisés dans l'environnement IRM disponible au laboratoire GREEN, doté d'un champ principal B_0=0.3T, mis en place par Simon Chauvière [38]. Dans un second temps, les mêmes tests seront reproduits au sein d'un imageur 3 T (essais en fonctionnement générateur). Nous analyserons alors l'impact de l'actionneur sur la qualité des images, en comparant plusieurs configurations : sans alimentation, avec alimentation en régime moteur, puis en régime générateur à vide et en charge.

IV.IIRéalisation de la machine

Les paramètres de l'actionneur, déterminés dans le chapitre précédent, sont rappelés dans le Tableau 6.

Tableau 6. Valeurs des paramètres issus du dimensionnement de l'actionneur

Paramètres	Valeurs Optimisés
R_i	20.15 mm
R_e	23.15 mm
e	0.8 mm
J_i	1.3 A/mm²
N (nombre de spires)	72
S_{fils}	0.13 mm²
K_f	0.55

Nous devons réaliser un prototype de la machine en intégrant les paramètres optimisés présentés dans le Tableau 6. Pour ce faire, un certain nombre de matériels est nécessaire à sa construction.

Afin de caractériser l'actionneur, des essais en mode génératrice sont envisagés. Ceux-ci nécessitent l'utilisation d'un moteur d'entraînement compact, capable de fonctionner dans un environnement soumis à un champ magnétique intense. Ce moteur doit fournir un couple important pour des vitesses de l'ordre de 250 tr/min.

Le moteur retenu est le modèle piézoélectrique compatible IRM WLG-30-R-AMAG du fabricant TEKCELEO. D'un diamètre de 34 mm, il est capable de délivrer un couple nominal de 40 mN.m à une vitesse de 300 tr/min. Les spécifications techniques détaillées, ainsi que la caractéristique couple-vitesse, sont présentées sur la Figure 77.

Ce moteur est associé à une carte de commande, également fournie par le fabricant (Figure 78), permettant un contrôle précis de la vitesse et de la position. Cette configuration assure la compatibilité électromagnétique nécessaire aux essais en environnement IRM et garantit la reproductibilité des mesures.

Moteur Piézoélectrique WLG-30-R	
Diamètre externe (Φ mm) :	34
Hauteur (mm) :	15
Masse du moteur (partie mécanique) (g) :	37
Masse de la carte électronique (g) :	23
Vitesse max. (rpm) :	250
Vitesse nominale (rpm) :	165
Couple nominal (mN.m) :	75
Couple max. (mN.m) :	100
Couple maintien (mN.m) :	150
Puissance mécanique (W) :	1,3
Temps de réponse (ms) :	1
Temps changement de sens (ms) :	1
Précision angulaire (°) :	0,045
Sensibilité en couple (mN.m) :	1
Dimensions carte électronique :	50 x 50 x 26
Alimentation (V) :	7,5
Courant max (A) :	1,2
Durée de vie en continu (H)	>3000

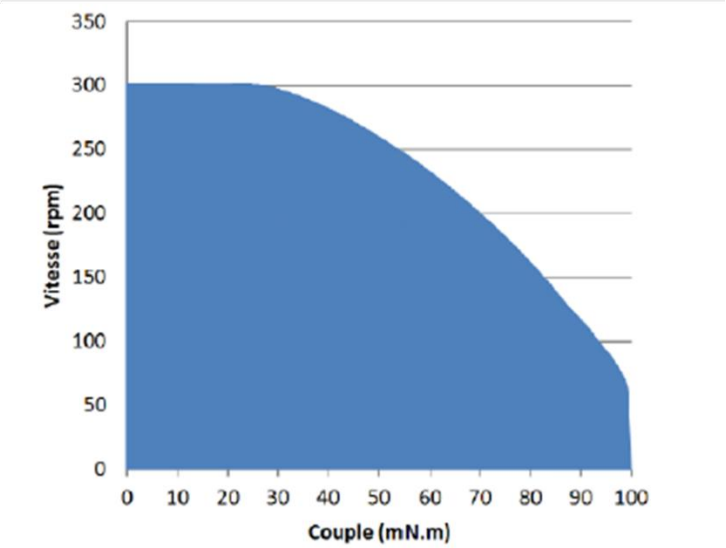


Figure 77 Spécifications techniques du moteur piézoélectrique et la caractéristique couple-vitesse du moteur

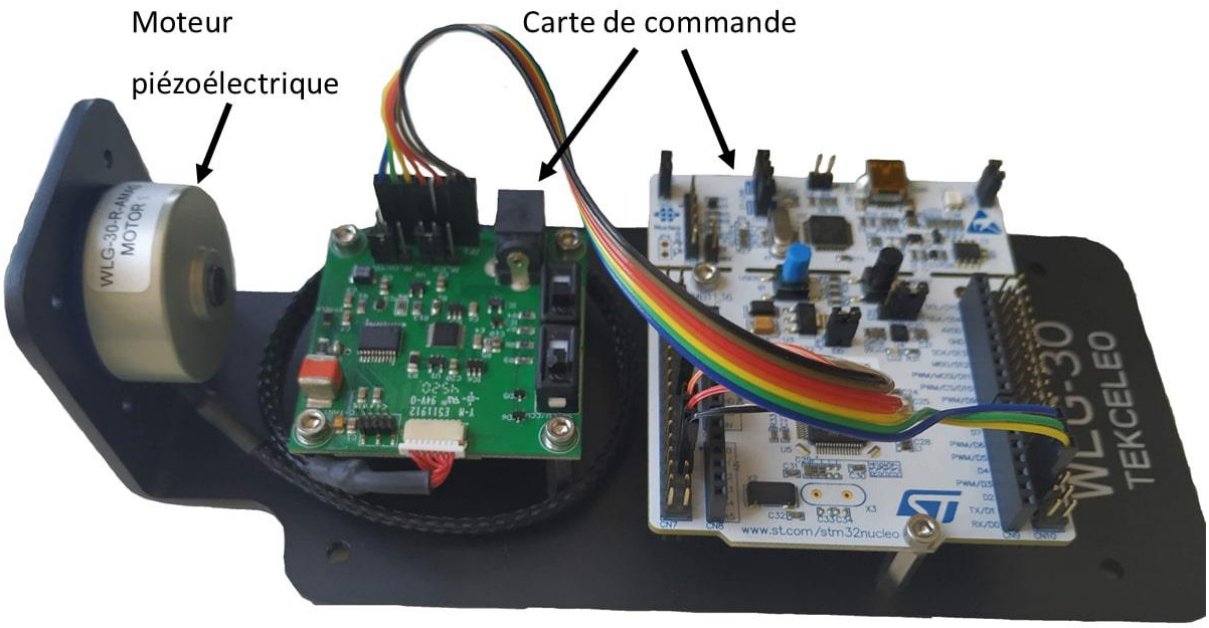


Figure 78. Moteur piézoélectrique associé à sa carte de commande

Pour le maintien mécanique et la rotation du rotor de notre actionneur, l'utilisation de roulements adaptés non magnétiques est indispensable. Nous avons retenu les roulements en céramique CCZR-685 du fabricant SMB Bearings. Ces roulements ne comportent aucune pièce magnétique, ce qui les rend totalement compatibles avec l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Par ailleurs, ils présentent des frottements particulièrement faibles comparés à d'autres modèles en céramique ou en plastique, ce qui constitue un critère déterminant étant donné que le couple généré par notre actionneur reste relativement limité. Une illustration d'un roulement céramique ainsi que sa fiche technique sont présentées en Figure 79.

.



Material (rings & balls)	Zirconium dioxide (ZrO2)
Material (cage)	Full complement, PEEK or PTFE
Closures	None
Load rating (stat)	21 Kgf
Load rating (dyn)	53 Kgf
Speed Limit *	11,000 rpm
Standard Lubrication **	None

Figure 79. Illustration d'un roulement en céramique CCZR-685 et présentation de sa fiche technique

Pour réaliser le circuit de commande de l'actionneur, il est nécessaire de disposer de capteurs permettant de déterminer avec précision la position angulaire du rotor par rapport au champ principal de l'IRM. Ce champ, noté B_0, joue ici le rôle de champ inducteur pour assurer l'autopilotage de l'actionneur.

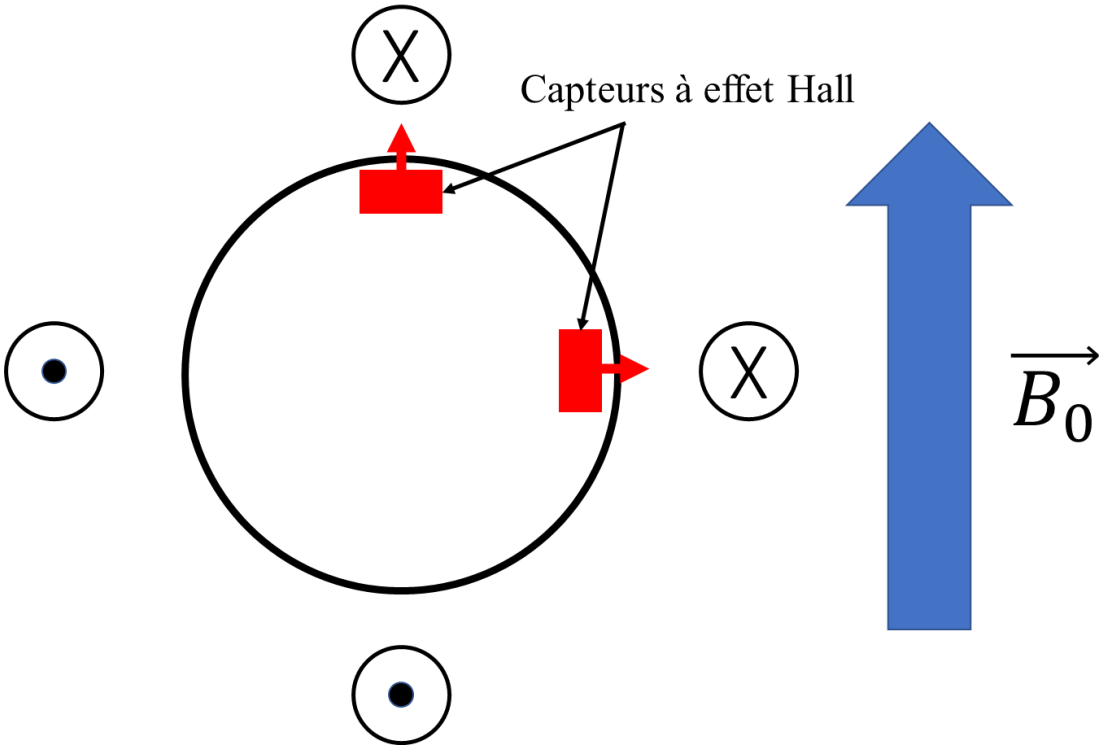


Figure 80. Positionnement des capteurs à effet Hall sur le cylindre solidaire de l'actionneur

Pour ce faire, nous utilisons deux capteurs à effet Hall fixés sur un petit cylindre solidaire de l'actionneur sphérique, de manière à tourner conjointement avec celui-ci. Dans cette configuration, le champ magnétique principal perçu par les capteurs est essentiellement le champ statique B_0, les autres composantes étant négligeables devant celui-ci.

La variation du champ mesurée par un capteur fixé sur le cylindre suit une loi en cosinus en fonction de la position angulaire du rotor. En disposant deux capteurs en quadrature, c'est-à-dire décalés de 90° ($\pm\frac{\pi}{2}$), comme illustré sur la Figure 80, il est possible d'obtenir deux signaux sinusoïdaux en quadrature. Cette configuration permet de reconstituer la position du rotor sur 360° avec une bonne précision et une robustesse vis-à-vis des perturbations. L'extraction de la position à partir de ces deux signaux est détaillée ultérieurement dans la partie consacrée aux essais de l'actionneur en fonctionnement moteur

Les capteurs retenus sont des modèles à effet Hall CYSJ362A de ChenYang [60]. Ils offrent une plage de mesure de ± 3 T et présentent une bonne linéarité et une faible dérive, qualités essentielles pour une utilisation dans un environnement à fort champ magnétique. Une photographie de l'un de ces capteurs, accompagnée de sa fiche technique, est présentée sur la Figure 81.

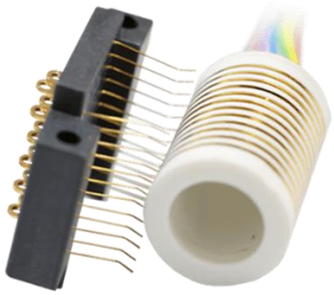


Operating Temperature:	-40°C ~ +125°C
Measuring range:	3T
Package/Size:	SIP/2.7x2.35x0.95mm
Max. Sensitivity:	3.10 ~ 4.1 mV/mT
Linearity:	2%
Input/Output Resistance:	1000 ~ 1500 kΩ/ 1800 ~ 3000kΩ
Max. Supply current/voltage:	12.0 V

Figure 81.Illustration d'un capteur à effet Hall et de sa fiche technique [60]

Pour assurer la transmission des courants d'alimentation de chaque phase ainsi que des signaux issus des capteurs de position, un système de type bagues-balais est nécessaire. Comme pour les roulements, ce dispositif doit être dépourvu de pièces magnétiques afin de garantir sa compatibilité avec l'environnement IRM, tout en présentant un frottement minimal pour ne pas dégrader les performances mécaniques de l'actionneur.

Le choix s'est porté sur le modèle RX-SEP015-QS1-00012S du fabricant ROTARX [61]. Ce système est entièrement réalisé en matériaux plastiques et utilise des contacts en or, assurant ainsi une excellente conductivité électrique et une faible résistance de contact, tout en restant naturellement compatible avec l'imagerie par résonance magnétique. Une image de ce système de bagues-balais, accompagnée de sa fiche technique, est présentée à la Figure 82.



Electronic & Electric			Mechanical	
Circuits	Total	12 CKT	Working Speed	0~300rpm
	Detail	12X2A	Inner Diameter	⌀9,55
Rating Voltage		0~240V AC/DC	Contact Material	Gold to Gold
Dielectric Strength		⩾500VAC@50Hz(P)	Housing Material	Engineering Plastics
Insulation Resistance		⩾100MΩ@500VDC(P)	Lead Wire Length	Rotor:300±5mm Stator:Gold plated pin

Figure 82.Illustration du système bagues-balais, accompagnée de sa fiche technique [61]

Les matériaux constituant le rotor ainsi que le support des différents éléments doivent impérativement être compatibles avec l'environnement IRM, c'est-à-dire exempts de toute pièce ferromagnétique. La solution retenue pour leur fabrication est l'impression 3D, qui présente l'avantage de permettre une réalisation rapide et économique de pièces simples en plastique, tout en offrant une grande liberté de conception.

Dans notre cas, les pièces réalisées par impression 3D incluent :

- Les supports des deux bobines
- Le support des capteurs à effet Hall
- Le support principal des différents composants,
- Les pièces de maintien et de fixation.

Une première version de l'arbre du rotor a également été imprimée en plastique. Cependant, cette pièce présentait un balourd, ce qui augmentait les frottements, et un défaut d'alignement, ce qui nuisait à la stabilité mécanique et au bon fonctionnement de l'actionneur. Afin de remédier à ces limitations, l'arbre a finalement été usiné en aluminium par un spécialiste, en veillant à ce que ce matériau ne compromette pas la compatibilité IRM et à garantir une meilleure précision dimensionnelle ainsi qu'un équilibrage optimal.

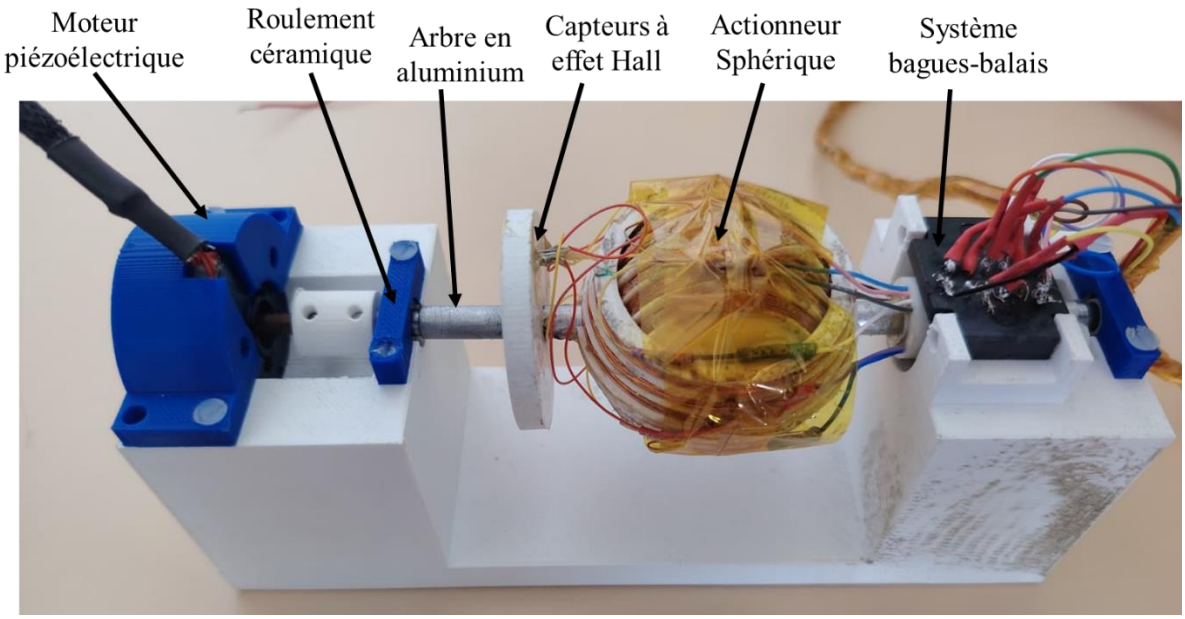


Figure 83. Assemblage du système

L'assemblage complet de la machine est présenté à la Figure 83. On peut y distinguer, de gauche à droite, les différents éléments montés sur le support : le moteur piézoélectrique, fixé par l'intermédiaire d'une pièce réalisée en impression 3D, un roulement en céramique assurant la tenue mécanique, l'arbre en aluminium, puis le cylindre également imprimé en 3D sur lequel sont fixés les capteurs à effet Hall pour la mesure de position. Enfin, l'actionneur sphérique ainsi que le système bagues-balais.

IV.III Vérification des paramètres électriques du moteur

IV.III.1 Modèle électrique du moteur

Afin de mettre en œuvre la commande de l'actionneur, il est nécessaire de déterminer les paramètres du modèle électrique de l'actionneur sphérique diphasé. Le schéma qui illustre le modèle équivalent de l'actionneur est représenté à la Figure 84, intègre les résistances et inductances des bobinages ainsi que les forces électromotrices (f.é.m.) induites par la rotation du rotor.

Ce modèle peut être formulé à l'aide des deux équations suivantes :

$$V_a = R_a i_a + L_a \frac{di_a}{\mathrm{dt}} + e_a \tag{74}$$

$$V_b = R_b i_b + L_b \frac{di_b}{\mathrm{dt}} + e_b \tag{75}$$

Avec

$$e_a = K_{ea} \sqrt{2}\, \omega \sin\theta \tag{76}$$

$$e_b = K_{eb} \sqrt{2}\, \omega \cos\theta \tag{77}$$

où K_{ea} et K_{eb} désignent respectivement les coefficients de la force électromotrice (f.é.m.) des phases A et B.

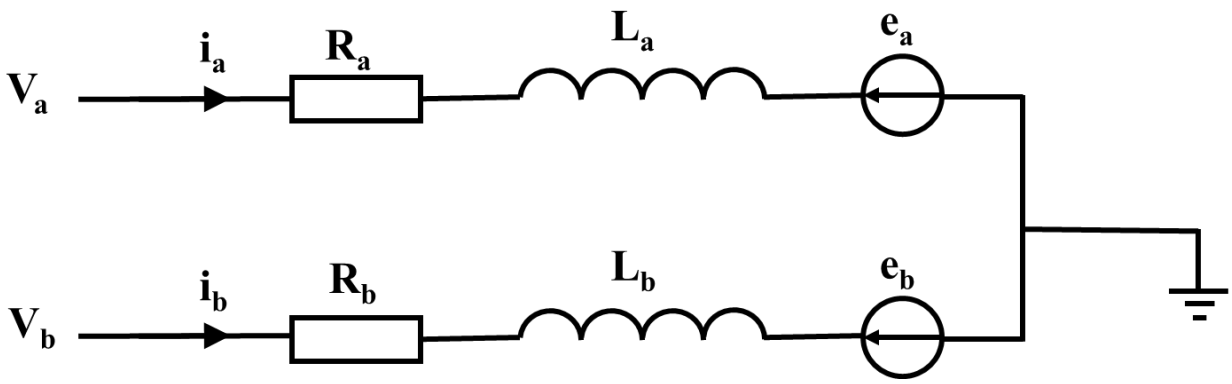


Figure 84. Modèle électrique équivalent de l'actionneur

Une fois le modèle électrique du moteur établi, les paramètres R_a, R_b, L_a et L_b seront dans un premier temps calculé, puis confirmés par des mesures expérimentales.

IV.III.2 Détermination et mesure des résistances des deux enroulements (phases A et B)

Les résistances des enroulements sont obtenues par les relations suivantes :

$$R_a = \mathrm{N}\,\rho\,\frac{l_{spirea}}{S_{fils}} \tag{78}$$

$$R_b = \mathrm{N}\,\rho\,\frac{l_{spireb}}{S_{fils}} \tag{79}$$

Où ρ représente la résistivité du cuivre, S_{fils} la section d'un conducteur, et l_{spirea} ainsi que l_{spireb} correspondent respectivement aux longueurs de chaque spire. Toutefois, cette longueur varie en fonction de la position de la spire sur la sphère, comme l'illustrent les relations suivantes :

$$l_{spirea} = 2\,\pi\,R_i \sin\theta \tag{80}$$

$$l_{spireb} = 2\,\pi\,R_e \sin\theta \tag{81}$$

Deux approches peuvent être envisagées pour l'évaluation de la résistance des enroulements. La première consiste à calculer la résistance de chaque spire individuellement, puis à sommer l'ensemble des contributions. La seconde repose sur la détermination de la longueur moyenne d'une spire, en considérant que l'enroulement est réparti uniquement entre les angles α et π – α (voir Figure 85).

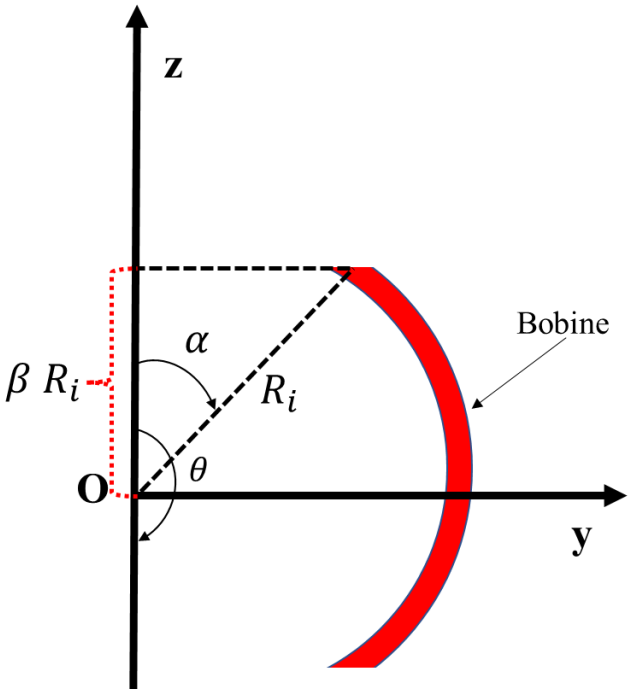


Figure 85.Schéma explicatif de l'angle α et du coefficient β.

Dans le cadre de ce travail, la seconde approche a été retenue, car elle permet de simplifier le calcul tout en fournissant une estimation représentative de la résistance globale de l'enroulement.

$$l_{spirea} = \frac{2\,\pi\,R_i}{\pi - 2\alpha}\int_{\alpha}^{\pi-\alpha} \sin\theta\ d\theta\ = \frac{4\pi R_i}{\pi - 2\alpha}\cos\alpha \tag{82}$$

$$l_{spireb} = \frac{2\,\pi\,R_e}{\pi - 2\alpha}\int_{\alpha}^{\pi-\alpha} \sin\theta\ d\theta\ = \frac{4\pi R_e}{\pi - 2\alpha}\cos\alpha \tag{83}$$

On obtient alors les valeurs de résistance présentées dans le Tableau 7.

Tableau 7. Résistances calculées et mesurées

	Calculées	Mesurées
R_a	1.14 Ω	1.65 Ω
R_b	1.30 Ω	2.013 Ω

Les résistances des deux enroulements ont été déterminées expérimentalement à l'aide de la méthode voltampèremétrique. Les valeurs obtenues sont présentées dans le Tableau 7. On observe un léger écart par rapport aux valeurs théoriques calculées, de l'ordre de 0,7 Ω. Cette différence peut s'expliquer principalement par la résistance additionnelle des fils reliant le rotor à l'appareil de mesure (Figure 86). D'après la fiche technique du conducteur [62], la résistance linéique est de 40,3 Ω/km, ce qui correspond, dans notre cas, à une résistance d'environ 0.28 Ω pour une longueur totale de 7 m (aller et retour), la distance entre la machine et son alimentation étant de 3,5 m. La différence de résistance résiduelle peut être attribuée à plusieurs facteurs, notamment aux résistances de contact liées aux soudures et aux contacts glissants des bagues collectrices, ainsi qu'à la répartition non uniforme des conducteurs sur la sphère. En effet, le calcul théorique fournit une estimation de la résistance globale de l'enroulement en supposant

une distribution parfaitement homogène des conducteurs. Dans la pratique, le bobinage ayant été réalisé manuellement, une légère irrégularité dans la disposition des spires est inévitable, ce qui conduit à une non-uniformité locale de la résistance.



Figure 86. L'actionneur et les fils le reliant aux appareils de mesure

IV.III.3 Calcul et mesure des inductances

L'évaluation de l'inductance de l'actionneur sphérique a été réalisée à partir du calcul du flux magnétique couplé aux enroulements en utilisant le modèle analytique de Biot et Savart. La méthode adoptée repose sur le principe de superposition des flux magnétiques générés par chacune des spires. Concrètement, chaque spire est successivement parcourue par un courant unitaire (I). À partir du modèle de Biot et Savart, on calcule le champ magnétique produit par cette spire, puis le flux magnétique Φ_k qu'elle induit à travers l'ensemble des spires de l'enroulement. En répétant cette opération pour l'ensemble des spires et en sommant leurs contributions, on obtient le flux total couplé à l'enroulement :

$$\Phi = \sum_{k=1}^{N} \Phi_k \tag{84}$$

Où N désigne le nombre total de spires constituant l'enroulement.

L'inductance équivalente est alors déterminée en appliquant la relation classique :

$$L = \frac{\Phi}{I} = \frac{\sum_{k=1}^{N} \Phi_k}{I} \tag{85}$$

Cette approche permet d'intégrer rigoureusement la géométrie spécifique de l'actionneur sphérique ainsi que la position de chaque spire, dont la contribution au flux diffère en fonction de sa localisation sur la surface de la sphère. Elle offre ainsi une évaluation plus précise de l'inductance que les méthodes approchées basées sur une longueur moyenne de spire. On obtient alors les valeurs d'inductances présentées dans le Tableau 8.

Tableau 8. Inductances calculées

	Calculées	Mesurées
L_a	161 μH	170 μH
L_b	184.5 μH	250 μH

Les inductances des deux enroulements ont été mesurées expérimentalement à l'aide d'un inductancemètre LF impedance analyzer HP4192A. Un balayage en fréquence a été réalisé afin d'évaluer la variation des inductances en fonction de la fréquence. Les résultats, présentés à la Figure 87, montrent que les valeurs mesurées restent cohérentes avec celles issues du modèle analytique (161 μH vs 170 μH pour L_a et 184 μH vs 250 μH pour L_b). Ceci confirme la validité de l'approche utilisée pour estimer les paramètres électriques de l'actionneur.

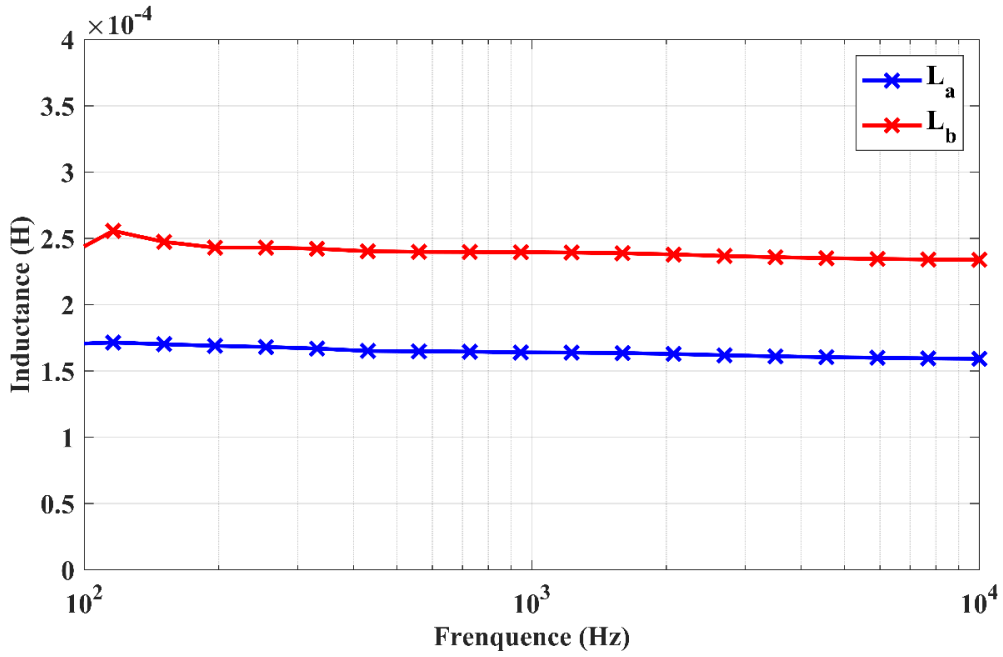


Figure 87.Inductances mesurées en fonction de la fréquence

Comme il a été établi dans le chapitre précédent, la vitesse de rotation de l'actionneur est de l'ordre de 250 tr/min. À cette vitesse, la composante de tension associée aux effets inductifs du bobinage demeure négligeable au regard des valeurs d'inductance mesurées, et ce, en comparaison avec la chute de tension résistive. Cette dernière étant largement prépondérante, l'inductance des enroulements sera négligée dans le modèle électrique de la machine. Les enroulements pourront ainsi être assimilés à des éléments purement résistifs.

IV.IVMesures d'induction magnétique

Afin d'évaluer le champ magnétique généré par l'actionneur et de valider les modèles présentés dans le chapitre précédent, une campagne de mesures d'induction magnétique a été réalisée. L'objectif était de comparer le champ mesuré avec celui prédit par les modèles, afin de vérifier la cohérence entre simulations et résultats expérimentaux. Pour ce faire, un dispositif de mesure adapté a été utilisé : une caméra magnétique constituée d'un réseau de 16×16 sondes 3D à effet Hall, permettant de cartographier l'induction magnétique sur un plan (x,y) de

dimensions 37,5 mm×37,5 mm. L'appareil employé est la caméra Hall Magnetic Field Camera HallinSight, Figure 88 [63].

Cependant, la précision de cet instrument ne permet pas de détecter des valeurs très faibles d'induction magnétique, de l'ordre du microtesla. Pour pallier cette limitation, les mesures ont été effectuées avec un courant d'alimentation supérieur au courant nominal, de manière à obtenir des niveaux de champ exploitables.

En raison de ces contraintes expérimentales, il n'a pas été possible d'effectuer les mesures du champ magnétique à la distance R_0=12 cm et au courant nominal, la précision de la sonde étant du même ordre de grandeur que le champ attendu. Les mesures ont donc été réalisées à une distance de 3,45 cm du centre de l'actionneur, le long de l'axe z, dans une zone carrée s'étendant de −18,75 mm à 18,75 mm selon les axes x et y, avec un courant de I=1 A par bobine. La Figure 89 présente la comparaison entre les deux modèles et les mesures de B_z La valeur maximale mesurée de B_z est d'environ 0,3 mT, ce qui montre une bonne concordance avec les prédictions analytiques et numériques.

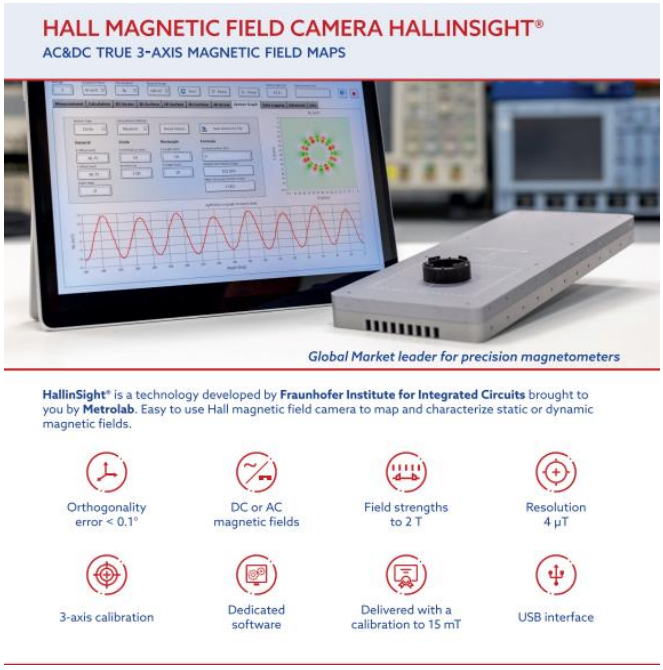


Figure 88.Appareil de mesure de champ magnétique accompagné de sa fiche technique

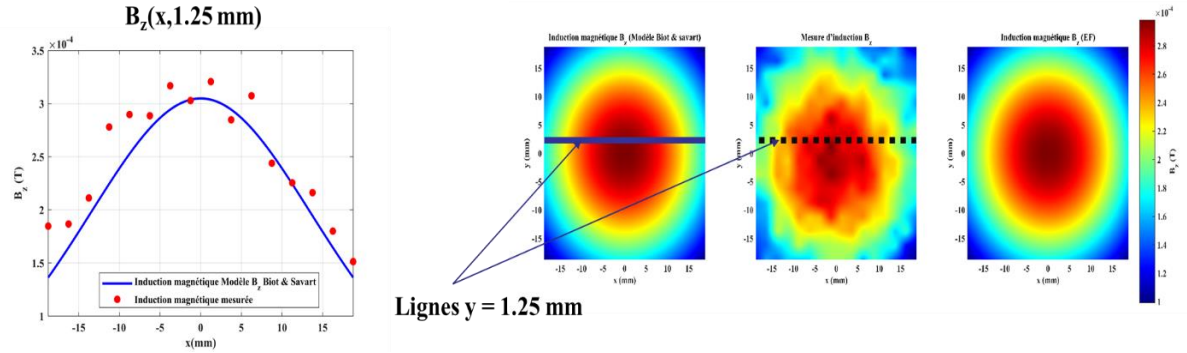
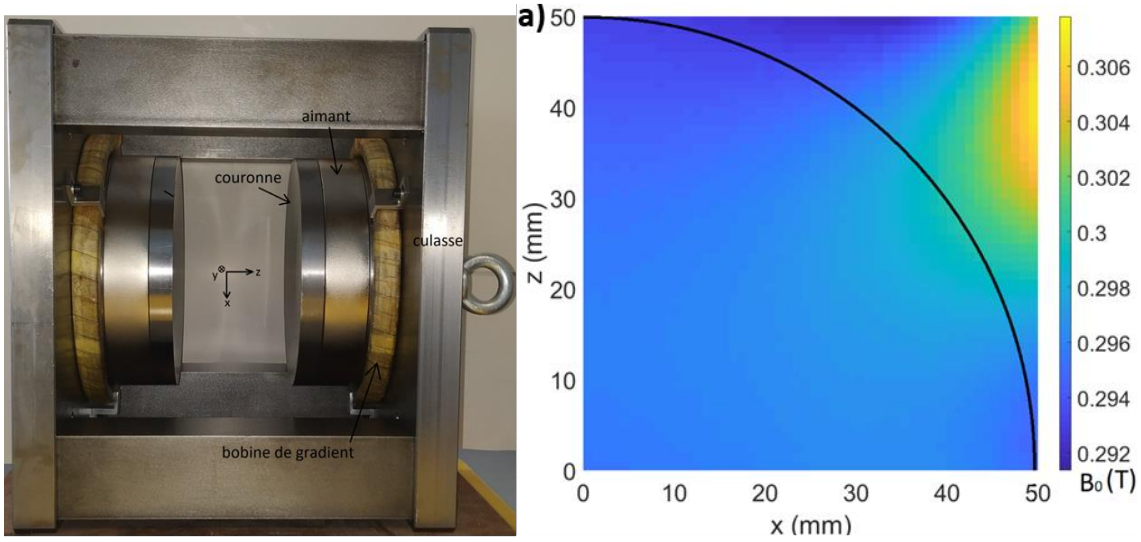


Figure 89.Comparaison entre Modèle Analytique, EF, et mesure d'induction magnétique Bz à une distance de 3.45 cm et un courant de 1A

IV.V Essais Dans un environnement IRM à 0.3T

IV.V.1 Description de l'environnement IRM 0.3 T du GREEN

Un environnement IRM à échelle réduite a été dimensionné et réalisé au GREEN [38]. Une photo de ce système est montrée sur la Figure 14.a. Le champ principal est généré par des aimants permanents qui produisent un B_0 = 0.3 T avec une homogénéité de 2,8% dans une sphère de 5 cm de rayon, Figure 90. Cet environnement permet ainsi de valider le fonctionnement des topologies d'actionneurs réalisés dans le cadre de cette thèse.



(a) (b)

Figure 90. (a) Environnement IRM 0.3 T du GREEN et (b) champ Bz mesuré dans ¼ de la zone du DSV dans un plan xz à y=0

IV.V.2 Essais à vide en générateur

Afin d'évaluer la conformité entre les calculs des forces électromotrices (f.e.m.) du rotor et les résultats expérimentaux, ce dernier a été entraîné à l'aide de l'actionneur piézoélectrique dans un champ magnétique uniforme de 0,3 T. Les tensions induites ont été relevées aux bornes des deux phases. L'analyse temporelle de ces tensions met en évidence une évolution de type sinusoïdal, avec un déphasage d'environ $\pm\pi/2$ entre les deux phases. Sous un champ appliqué de 0,3 T, les amplitudes maximales des f.e.m. atteignent respectivement 0.13 V et 0.19 V pour les phases 1 et 2, à une vitesse de rotation de 50 tr/min, Figure 91.

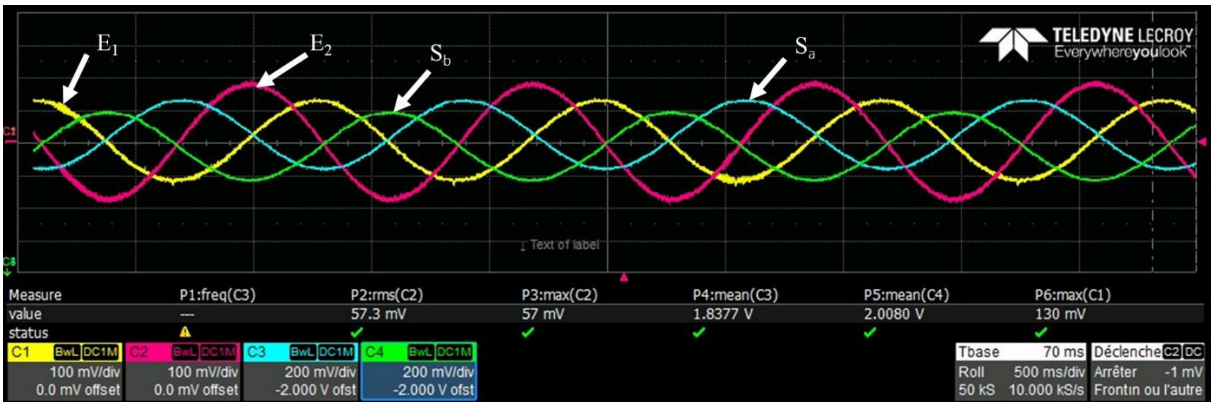


Figure 91. Évolution temporelle des tensions induites et des signaux des capteurs à effet Hall à 50 tr/min

La valeur efficace des tensions induites a été mesurée pour différentes vitesses et comparée aux valeurs théoriques, présentées respectivement sur la Figure 92 pour la phase 1 et la Figure 93 pour la phase 2. Il apparaît que les f.e.m. mesurées sont très proches des valeurs calculées, avec une erreur inférieure à 5 %. On introduit alors les coefficients de f.e.m. K_{e1} et K_{e2}, définis comme suit :

$$E_{RMS1} = K_{e1}\omega \quad (86)$$

$$E_{RMS2} = K_{e2}\omega \quad (87)$$

A partir des caractéristiques de la Figure 92 et de la Figure 93, on identifie les coefficients de fem K_{e1} et K_{e2} qui valent respectivement $K_{e1} = 0.0165\ Vs/rad$ et $K_{e2} = 0.0237\ Vs/rad$.

Afin de vérifier que les deux capteurs à effet Hall délivrent bien des tensions sinusoïdales déphasées de ±π/2 lorsque le rotor tourne à vitesse constante, les tensions issues de ces capteurs ont été mesurées alors que l'actionneur était entraîné par le moteur piézoélectrique. L'observation de la Figure 91 montre que les formes d'onde obtenues correspondent effectivement à deux signaux sinusoïdaux décalés de ±π/2. Ces signaux constituent ainsi une base fiable pour assurer l'autopilotage de l'actionneur.

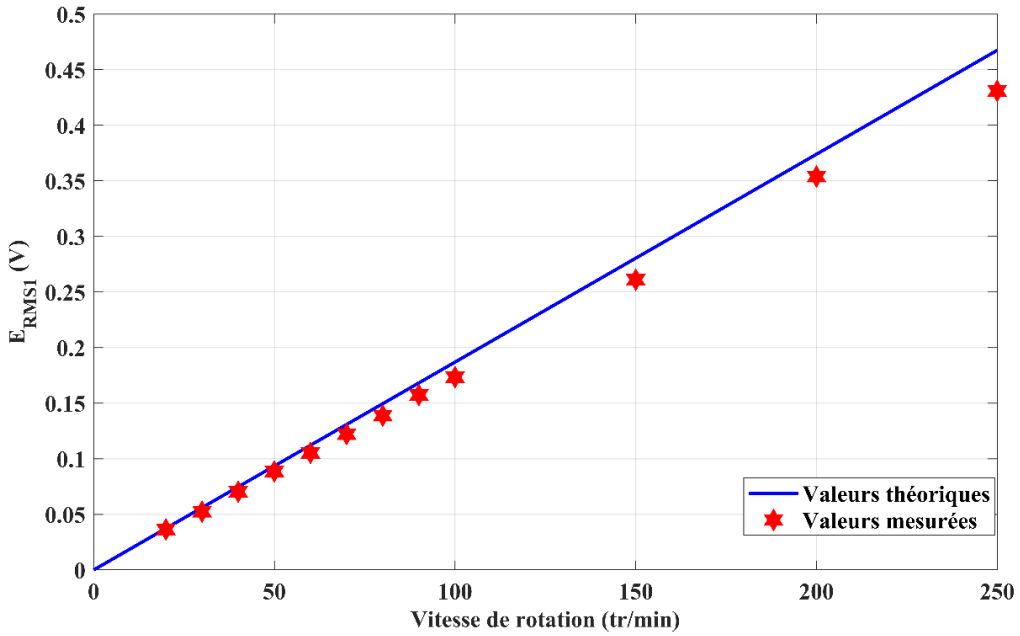


Figure 92.Tensions induites aux bornes de la phase 1 en fonction de la vitesse de rotation

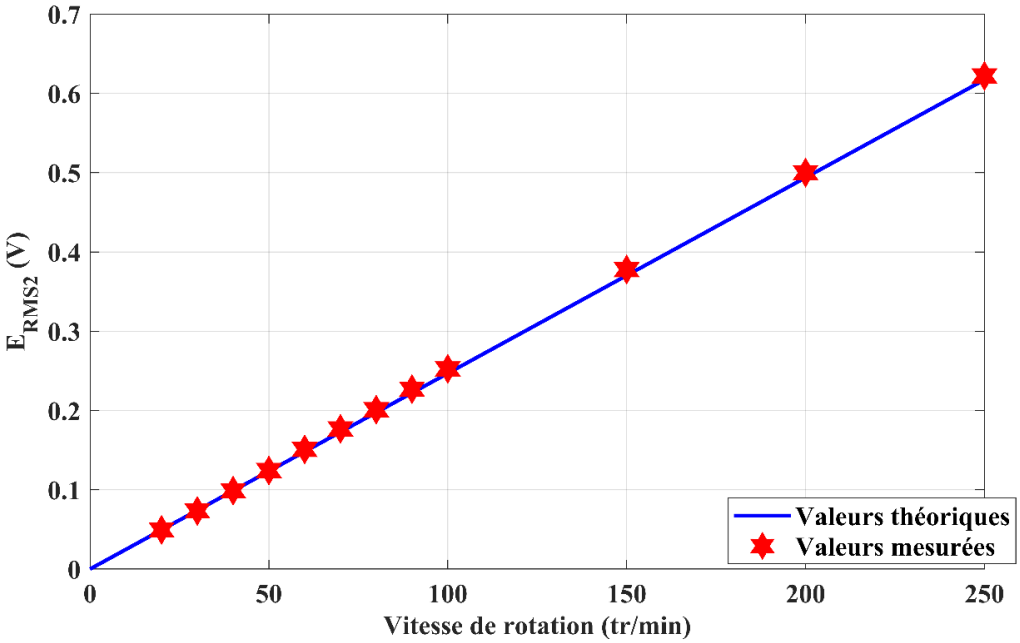


Figure 93.Tensions induites aux bornes de la phase 2 en fonction de la vitesse de rotation

IV.V.3 Essais en court-circuit en générateur

Afin d'analyser le comportement de la machine en régime de court-circuit et de confronter les résultats expérimentaux aux valeurs théoriques, des essais spécifiques ont été réalisés. Le rotor a été entraîné par l'actionneur piézoélectrique, tandis que les enroulements ont été directement mis en court-circuit. Les courants résultants ont été mesurés dans chaque phase pour différentes vitesses de rotation.

La détermination des courants de court-circuit est essentielle, car elle permet de vérifier la tenue des conducteurs et de l'isolation lors de régimes électriques contraignants. Elle constitue également un moyen de valider les hypothèses retenues dans le modèle électrique de la machine.

Sur le plan théorique, les courants de court-circuit peuvent être exprimés par la relation :

$$\mathrm{I}_{cc} = \frac{E}{Z} \tag{88}$$

Où E représente la f.e.m. induite et Z l'impédance de la phase. Dans notre cas, l'inductance des enroulements étant négligeable devant leur résistance, l'expression se simplifie en :

$$\mathrm{I}_{cc} = \frac{E}{R} \tag{89}$$

Les résultats expérimentaux mettent en évidence que les courants de court-circuit présentent une évolution temporelle de type sinusoïdal, conformément à la forme d'onde des f.e.m. induites. Leur amplitude croît de manière linéaire avec la vitesse de rotation, ce qui est en accord avec les prédictions théoriques issues des lois de l'induction.

La Figure 94 illustre l'évolution temporelle des courants mesurés en court-circuit pour une vitesse de 100 tr/min. Par ailleurs, la Figure 95 et la Figure 96 comparent la valeur efficace des courants mesurés avec les valeurs théoriques calculées à partir de la relation précédente, en

fonction de la vitesse de rotation respectivement de la phase 1 et de la phase 2. L'accord entre théorie et expérience est très satisfaisant, avec un écart inférieur à 5%, ce qui confirme la pertinence du modèle adopté pour décrire le comportement de la machine en régime de court-circuit.

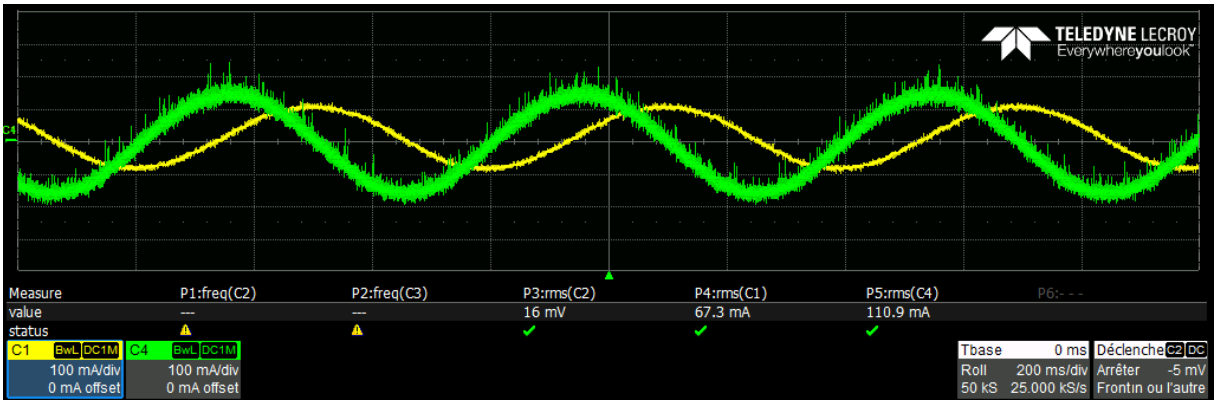


Figure 94. Évolution temporelle des courants de court-circuit à 100 tr/min

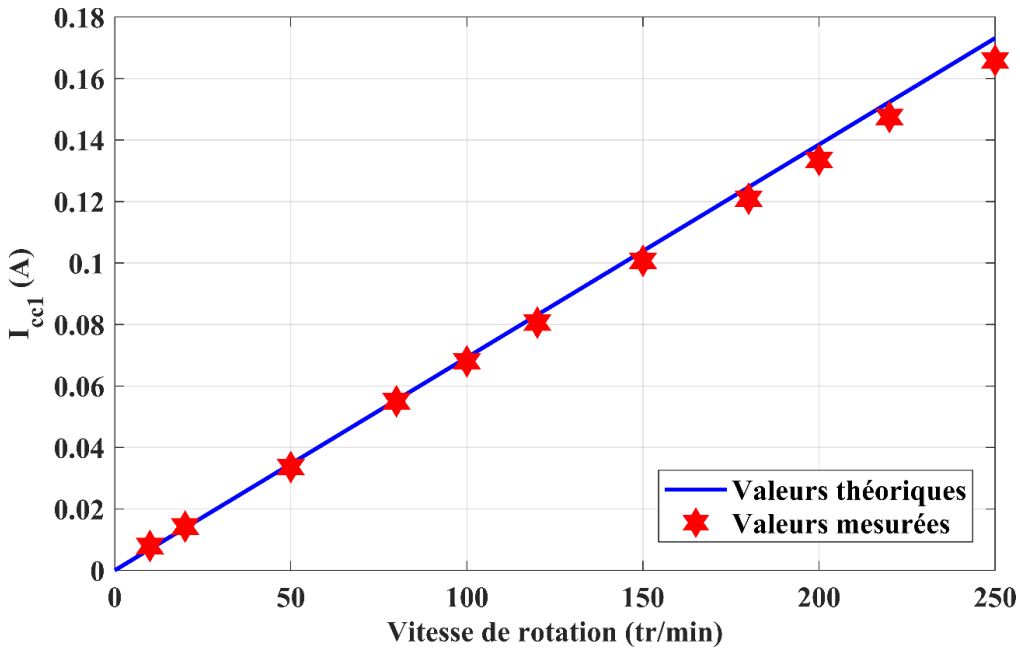


Figure 95.Courant de court-circuit de la phase 1 en fonction de la vitesse de rotation

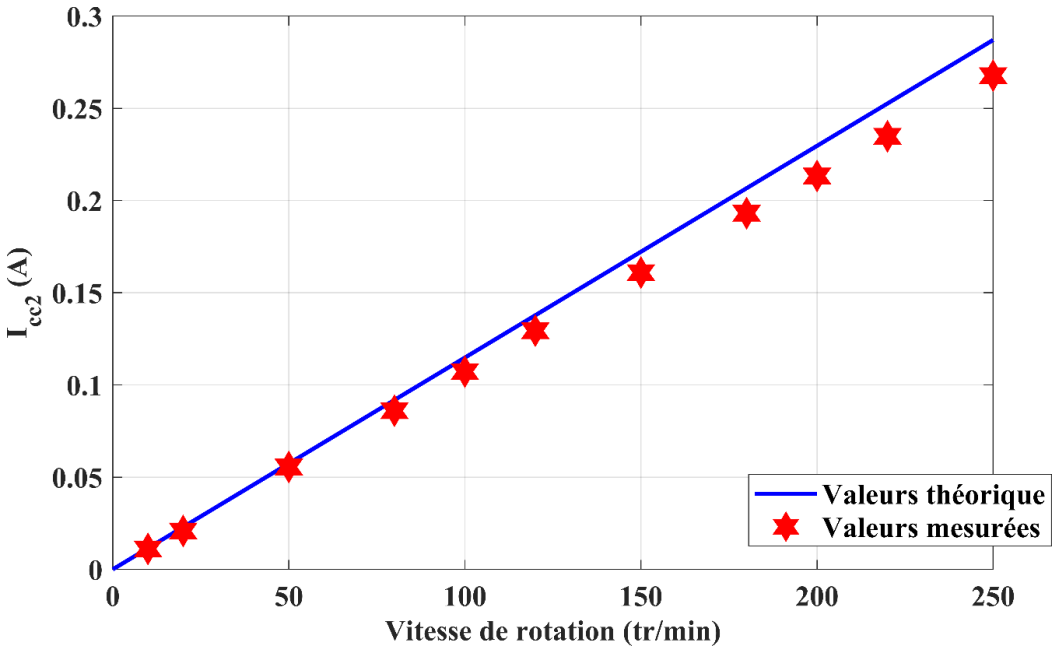


Figure 96.Courant de court-circuit de la phase 2 en fonction de la vitesse de rotation

IV.V.4 Essais en moteur

IV.V.4.1 Choix de l'alimentation des bobinages

L'alimentation des enroulements d'un moteur est généralement réalisée à l'aide d'un onduleur commandé en modulation de largeur d'impulsion (MLI) ou par hystérésis. Ces onduleurs engendrent inévitablement des ondulations de courant dans les bobinages, dont l'amplitude est atténuée par l'inductance propre des enroulements. D'après [50,51,52], pour un onduleur de tension diphasé commandé en MLI, l'ondulation de courant crête-à-crête dans chaque phase peut s'exprimer par :

$$\Delta I = \frac{V_{dc}}{2\,L\,f} \tag{90}$$

Où V_{dc} est la tension de l'alimentation continue, L est l'inductance du bobinage et f la fréquence de découpage de l'onduleur. Dans le cas de notre actionneur, la tension d'alimentation est de $V_{dc} = 15\,V$ et l'inductance de l'enroulement interne est de $L = 160\mu H$. Le courant nominal circulant dans les bobinages est de 180 mA pour un fonctionnement en IRM 3T. Pour garantir que l'ondulation de courant reste inférieure à 10 % de cette valeur, la fréquence de découpage de l'onduleur devrait dépasser 2,6 MHz.

Une telle fréquence est largement supérieure aux capacités des convertisseurs d'électronique de puissance conventionnels, dont la fréquence de découpage se situe généralement autour de 10 kHz. Par conséquent, l'utilisation d'un onduleur de type MLI ou hystérésis n'est pas adaptée à notre application.

Étant donné que les bobinages sont alimentés par des tensions de l'ordre du volt et des courants de l'ordre du milliampère, il n'est pas nécessaire d'utiliser des convertisseurs de puissance traditionnels. Pour ce faible niveau de puissance électrique, les amplificateurs opérationnels de puissance constituent une solution particulièrement adaptée. Par exemple,

l'OPA551, capable de fournir jusqu'à 200 mA en sortie, permet de piloter efficacement les bobinages de l'actionneur tout en respectant les contraintes de courant et de tension de notre système.

IV.V.4.2 Commande de la machine

Comme l'actionneur étudié a pour fonction de positionner un second actionneur, il est nécessaire de mettre en place un asservissement en position. La stratégie retenue repose sur une structure en boucles imbriquées : la commande en courant est intégrée dans une boucle de régulation de vitesse, elle-même incluse dans une boucle externe de position.

Dans un premier temps, l'accent est mis sur la commande en vitesse (Figure 97), qui permet non seulement de réguler la vitesse de rotation de l'actionneur, mais également de contraindre le courant de consigne afin de protéger le système.

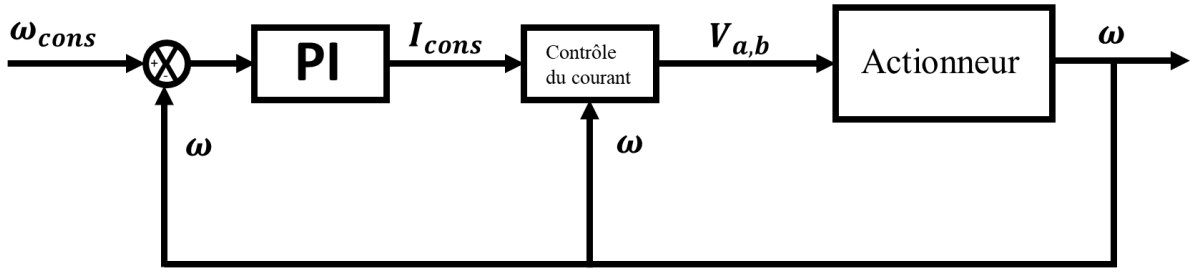


Figure 97. Asservissement en vitesse de l'actionneur

Les capteurs à effet Hall, placés en quadrature, permettent de reconstruire la position angulaire θ(t) de l'actionneur à partir des signaux sa(t) et sb(t), Figure 91. La position instantanée est déterminée par la relation :

$$\theta(t) = atan2(sb(t), sa(t)) \quad (91)$$

La vitesse angulaire ω(t) est obtenue par dérivation temporelle de la position. L'erreur de vitesse est définie par :

$$e\omega(t) = \omega_{cons}(t) - \omega(t) \quad (92)$$

Cette erreur est traitée par un régulateur PI dont la sortie représente la consigne de courant nécessaire à la production du couple électromagnétique :

$$I_{cons}(t) = K_p e\omega(t) + K_i \int_0^t e\omega(\tau)\, d\tau \quad (93)$$

Le réglage du régulateur de vitesse repose en principe sur la connaissance des paramètres mécaniques du système, notamment l'inertie équivalente J et le coefficient de frottement visqueux f. À partir de ces grandeurs, il est possible de modéliser la dynamique mécanique du système sous la forme d'un premier ordre, dont la constante de temps τ=J/f et le gain statique K=Kt/f permettent ensuite de déterminer analytiquement les paramètres du régulateur PI à

l'aide de méthodes classiques telles que le placement de pôles ou la synthèse fréquentielle [53]. Cependant, dans le cas présent, l'identification précise du coefficient de frottement s'est révélée complexe. En effet, les frottements observés dépendent significativement de la vitesse de rotation et ne peuvent pas être modélisés de manière linéaire. Cette non-linéarité rend à la fois la mesure expérimentale et l'estimation du paramètre f difficiles, voire imprécises. Ainsi, faute de disposer d'un modèle mécanique suffisamment représentatif, le réglage du régulateur PI a été effectué de manière empirique par tâtonnement. Cette approche a consisté à ajuster progressivement les gains proportionnel et intégral jusqu'à obtenir un comportement satisfaisant du système, assurant à la fois une bonne stabilité et une dynamique convenable sans oscillations ni dépassements excessifs. Cette méthode, bien que non analytique, s'est avérée efficace pour atteindre les performances souhaitées dans le cadre des essais expérimentaux.

Afin de protéger l'actionneur et l'électronique de puissance, la consigne de courant est limitée à une valeur maximale Imax :

$$I_{conssat}(t) = sat(I_{cons}(t), -I_{max}, I_{max}) \tag{94}$$

Sous l'hypothèse d'une inductance négligeable, le courant est supposé en phase avec la force contre-électromotrice. Le modèle électrique de l'actionneur se réduit donc à :

$$V_a(t) = (R_a I_a + \sqrt{2} K_{e1}\omega)\sin\theta \tag{95}$$

$$V_b(t) = (R_b I_b + \sqrt{2} K_{e2}\omega)\cos\theta \tag{96}$$

Les tensions de commande à appliquer deviennent :

$$V_{acom}(t) = (R_a I_{conssat} + \sqrt{2} K_{e1}\omega)\sin\theta \tag{97}$$

$$V_{bcom}(t) = (R_b I_{conssat} K_{cc} + \sqrt{2} K_{e2}\omega)\cos\theta \tag{98}$$

Où K_{cc} représente une constante de compensation des différences de rayons, permettant d'obtenir un couple constant, comme expliqué dans le chapitre précédent et il est exprimé comme suit :

$$K_{cc} = (R_{e1}^4 - R_{i1}^4)/(R_{e2}^4 - R_{i2}^4) \tag{99}$$

Cette approche en cascade, intégrant une estimation robuste de la vitesse via les capteurs Hall et une régulation PI, permet d'assurer une commande précise de l'actionneur diphasé, tout en respectant les contraintes de courant et de tension.

Deux approches peuvent être envisagées pour la mise en œuvre de la commande en vitesse. La première consiste à la réaliser entièrement à l'aide de composants d'électronique analogique. La seconde repose sur une architecture mixte, dans laquelle une partie du traitement est effectuée par une carte électronique de type ESP32, après un conditionnement préalable des signaux analogiques.

Dans cette configuration, les signaux doivent être adaptés en amont afin d'être compatibles avec les entrées de la carte. Le modèle retenu, une ESP Lolin 32 Lite Figure 99, dispose de convertisseurs numérique–analogique (DAC) intégrés. Toutefois, la tension de sortie de ces convertisseurs est limitée à une plage comprise entre 0 et 3,3 V. Un étage supplémentaire de traitement analogique en sortie de la carte est donc indispensable pour générer les amplitudes de tension nécessaires à l'actionnement de la machine.

Ainsi, un traitement analogique étant de toute façon requis, le choix a été fait d'adopter une structure hybride numérique–analogique. Cette solution présente un double avantage : d'une part, la partie analogique constitue un étage fixe et stable ; d'autre part, l'étage numérique reste aisément reconfigurable par une simple modification du code embarqué dans la carte ESP32, offrant ainsi une souplesse d'adaptation supérieure à celle d'une commande intégralement analogique.

IV.V.4.3 Conception de la carte de commande

Les signaux VHA et VHB issus des capteurs à effet Hall sont appliqués en entrée de la carte. Une des voies (VHA) présente une polarité et une amplitude déjà compatibles avec le traitement interne Figure 98(a) : on lui applique donc un suiveur (amplificateur opérationnel en gain unitaire) afin de préserver la précision, de découpler l'impédance de la source et d'éviter toute perturbation du capteur. L'autre voie (VHB) arrive avec une polarité inversée par rapport à la référence interne ; elle est corrigée par un inverseur à gain unitaire, de sorte à rétablir la quadrature et la cohérence de phase entre VHA et VHB.

Après cette étape d'adaptation, les deux voies passent chacune par un filtre RC du premier ordre. Ce filtrage atténue les hautes fréquences (bruit, commutations parasites) tout en préservant la dynamique utile, ce qui améliore la robustesse de l'estimation de la position et de la vitesse Figure 98(b).

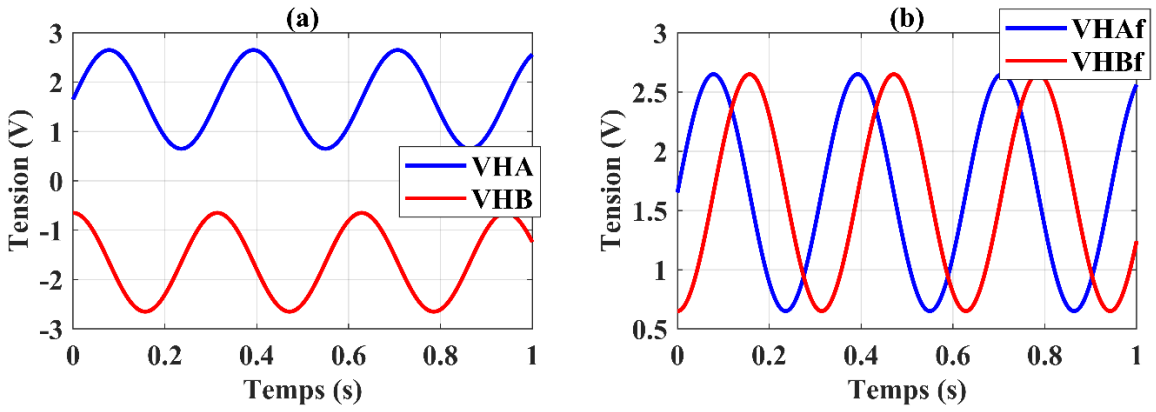


Figure 98. (a) sorties des capteurs à effet Hall. (b) sorties des capteurs à effet Hall réajustées et filtrées

Les signaux VHA et VHB, désormais adaptés et filtrés, sont injectés dans le traitement interne. La position électrique instantanée est reconstruite à partir de ces signaux, puis la vitesse ω(t) est estimée par dérivation temporelle. Sur la base d'une consigne de vitesse, la boucle de vitesse met en œuvre un régulateur PI dont la sortie fournit la consigne de courant, limitée à ±Imax pour garantir la sécurité et la compatibilité avec les capacités des étages de puissance.

Sous l'hypothèse d'une inductance négligeable, le courant est supposé en phase avec la f.é.m. ; la tension de commande appliquée en sortie compense alors la chute ohmique et la f.é.m.

proportionnelle à la vitesse. Toute cette partie est réalisée à l'intérieur du microcontrôleur ESP32 (version Lolin 32 Lite) Figure 99.

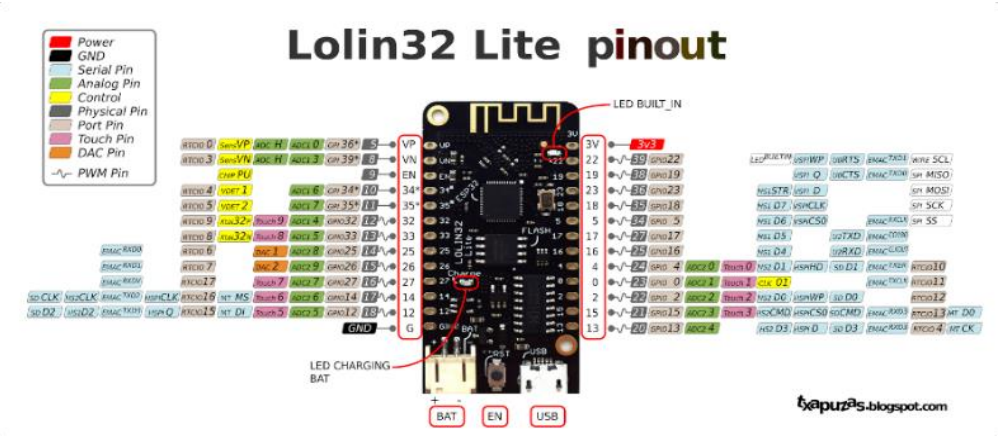


Figure 99. Carte de commande microcontroleur ESP32 LOLIN 32 LITE

Le microcontrôleur génère les signaux analogiques de commande au moyen de ses convertisseurs numérique–analogique (DAC), dans la plage 0–3,3 V. Pour préserver la linéarité et découpler l'électronique numérique de la chaîne analogique, chaque voie de sortie est d'abord tamponnée par un suiveur (gain 1) Figure 100. On supprime ensuite la composante continue de mi-échelle (1,65 V) au moyen d'un soustracteur, de façon à recentrer le signal autour de 0 V Figure 101. Enfin, un étage d'amplification met le signal à l'échelle (Figure 102) requise par l'étage de puissance, qui alimente les bobinages.

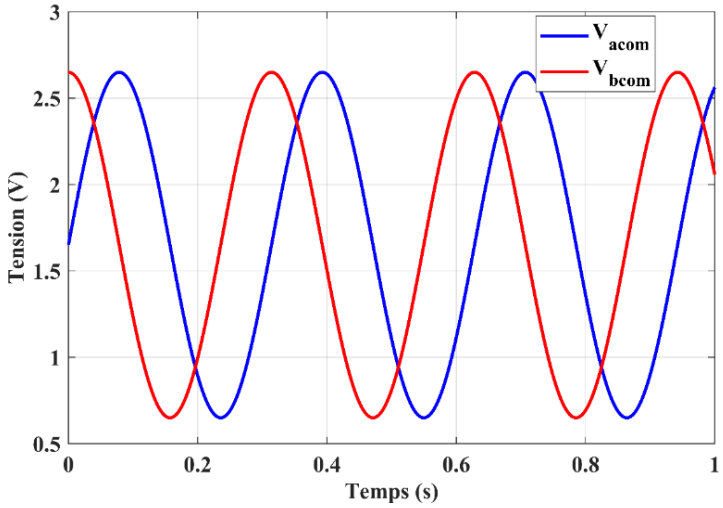


Figure 100. Signaux de commandes en sorties de la carte après le suiveur

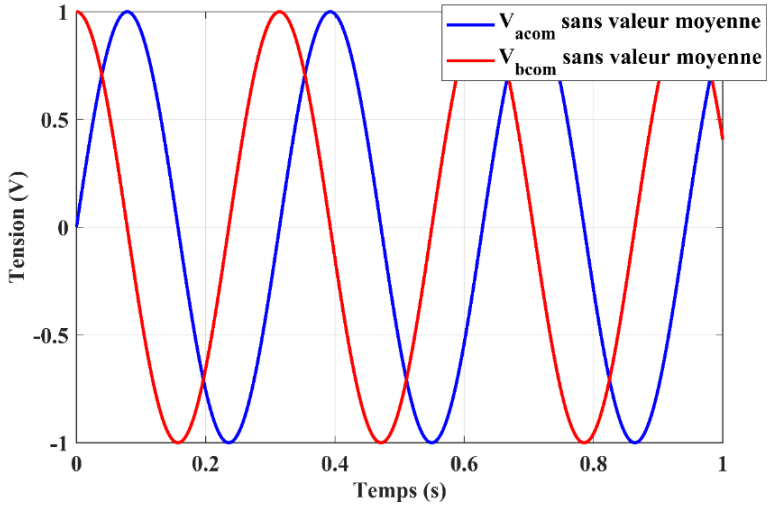


Figure 101.Signaux de commandes sans valeurs moyennes

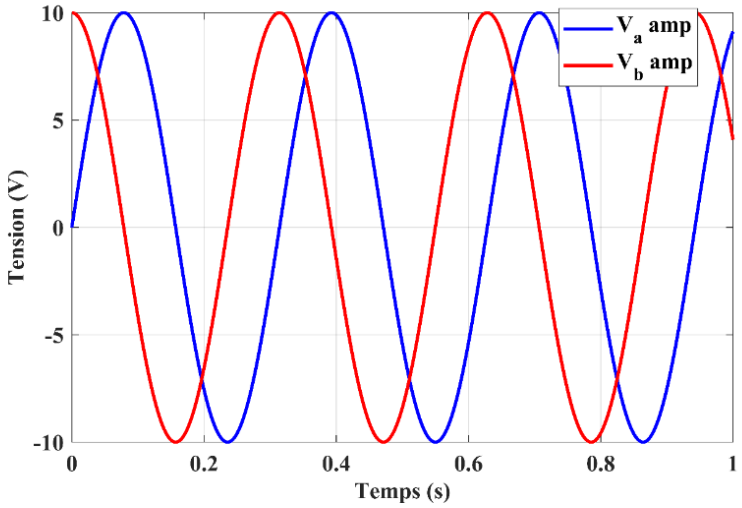


Figure 102.Signaux de commandes amplifiés

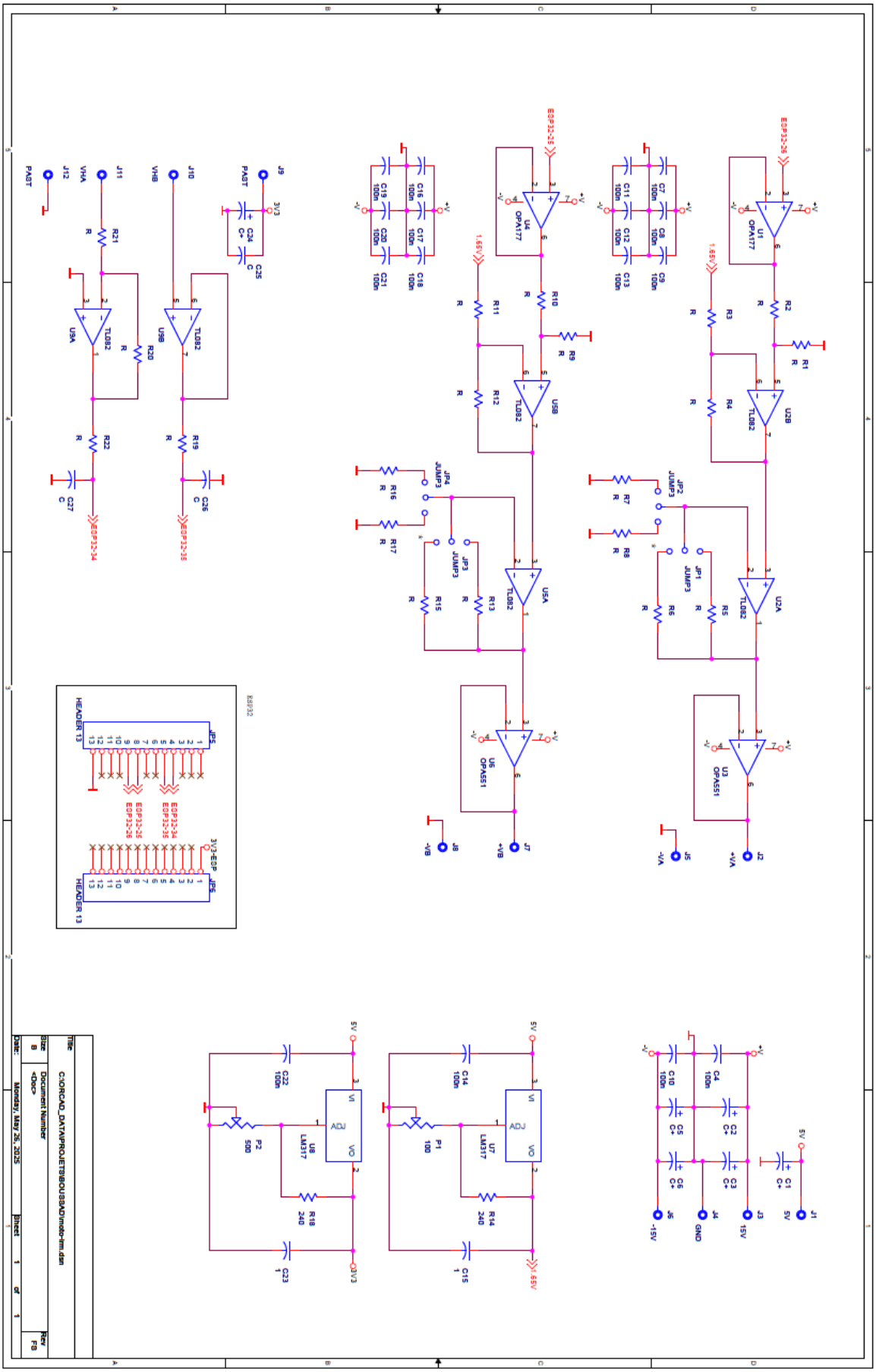


Figure 103.Schéma de la carte de commande développée.

La Figure 103 présente le schéma de la carte de commande développée dans le cadre de ce travail. Ce schéma illustre l'ensemble des blocs fonctionnels qui assurent l'adaptation, le traitement et la génération des signaux nécessaires à l'actionnement. La Figure 104, quant à elle, montre la réalisation physique correspondante de la carte, mettant en évidence la concrétisation matérielle du schéma conceptuel.

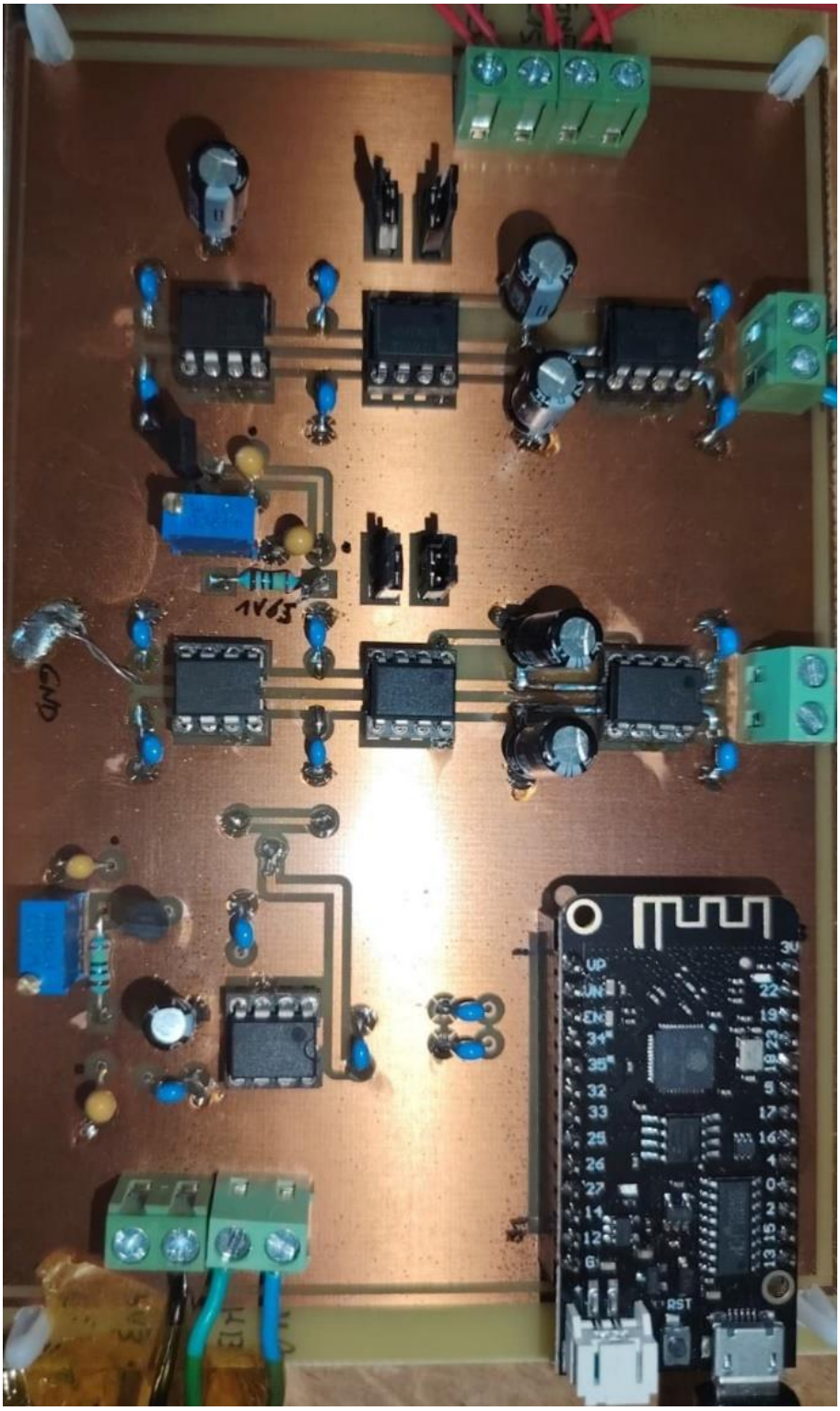


Figure 105. Réalisation physique de la carte de commande.

IV.V.4.4 Résultats expérimentaux

Une fois la carte de commande réalisée, l'actionneur a été testé en fonctionnement moteur dans un environnement soumis à un champ statique de **0,3 T** (voir Figure 106). Dans le cadre de ces essais, plusieurs mesures ont été effectuées à l'aide de l'interface de commande et d'acquisition spécialement développée. Celle-ci permet de visualiser en temps réel la vitesse, le courant de consigne ainsi que la position instantanée de l'actionneur.

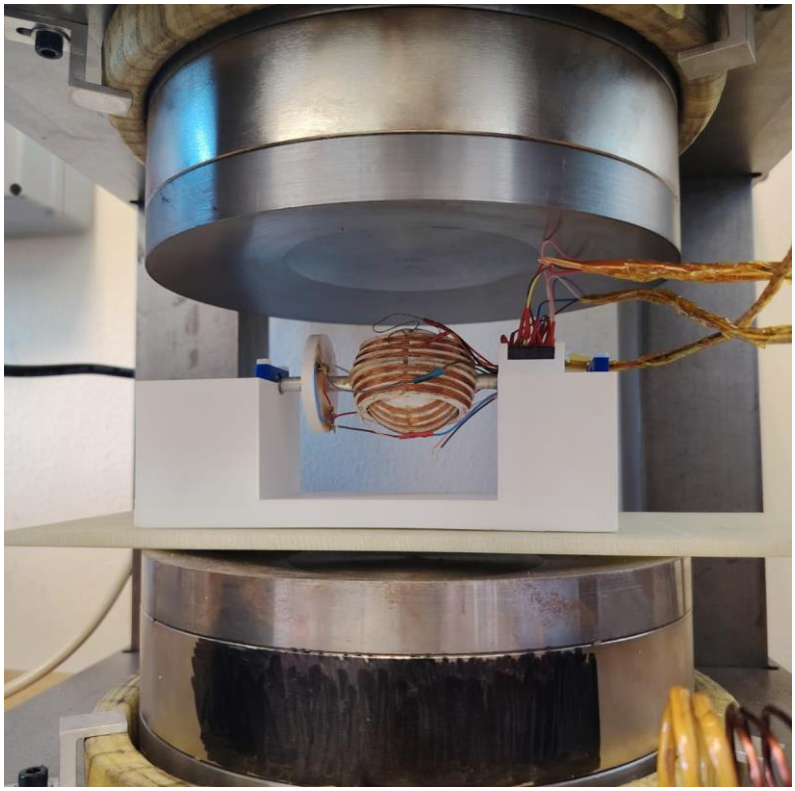


Figure 106. Photo de l'actionneur dans un environnement IRM 0.3T pour les essais en moteur

Dans un premier temps, la réponse à un échelon de vitesse a été étudiée. La Figure 107 illustre l'évolution temporelle de la consigne et de la vitesse mesurée, ainsi que la dynamique du courant de consigne et de la position angulaire. On observe que la vitesse mesurée converge vers la consigne fixée à 50 tr/min, avec un courant moyen de consigne de 16 mA. Le suivi en position confirme que l'actionneur fonctionne de manière stable et régulière.

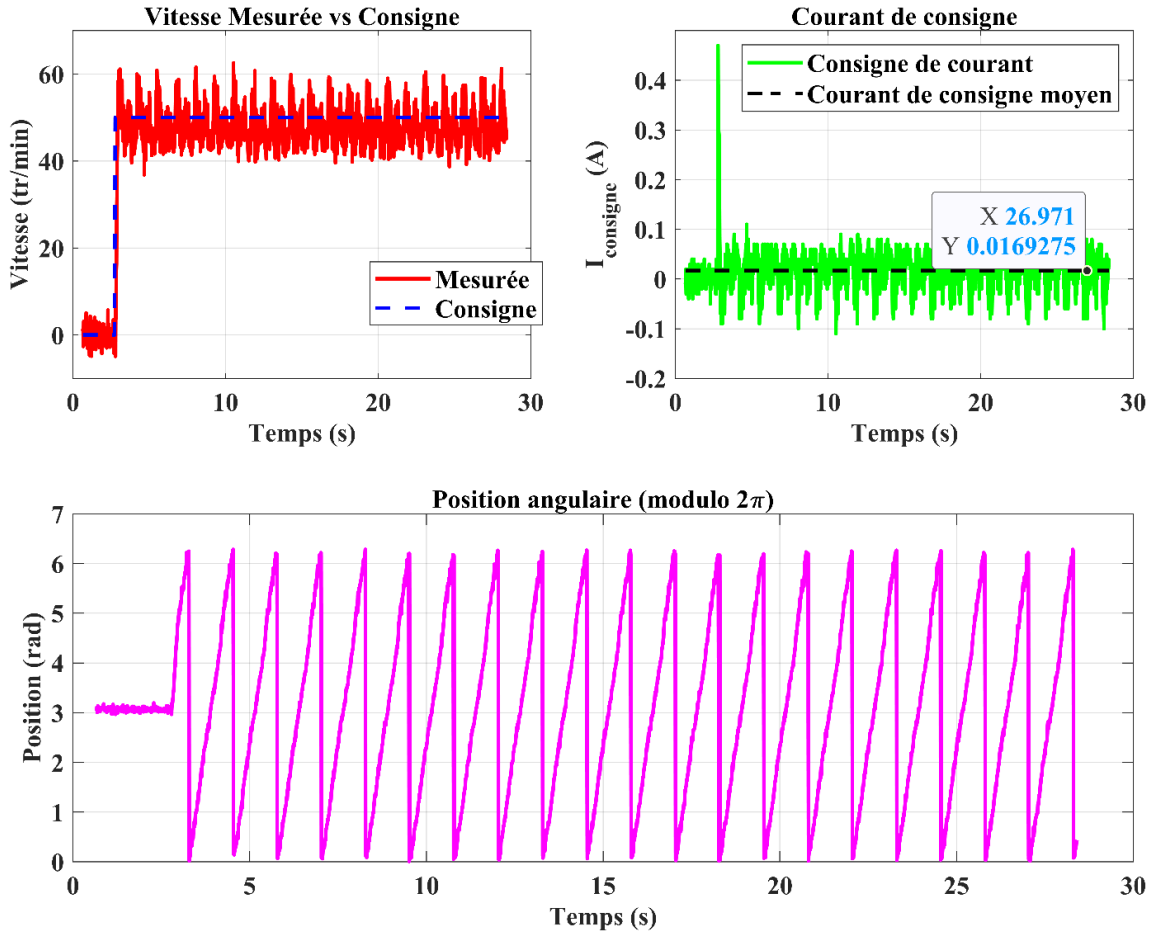


Figure 107.Réponse de l'actionneur à un échelon de vitesse de 50 tr/min : évolution de la vitesse de consigne, de la vitesse mesurée, du courant de consigne et de la position angulaire.

Par ailleurs, les tensions appliquées aux deux phases de l'actionneur ont été enregistrées afin d'analyser la cohérence entre la commande et le comportement électromécanique observé (Figure 108). On constate un déphasage de ±π/2 entre les deux tensions, conformément au fonctionnement attendu en mode diphasé. Lors de cet essai, il n'a pas été possible de mesurer directement les courants, ceux-ci étant de faible amplitude (environ 16 mA). Néanmoins, compte tenu de la très faible inductance de la machine, il est raisonnable de considérer que les courants sont en phase avec les tensions appliquées.

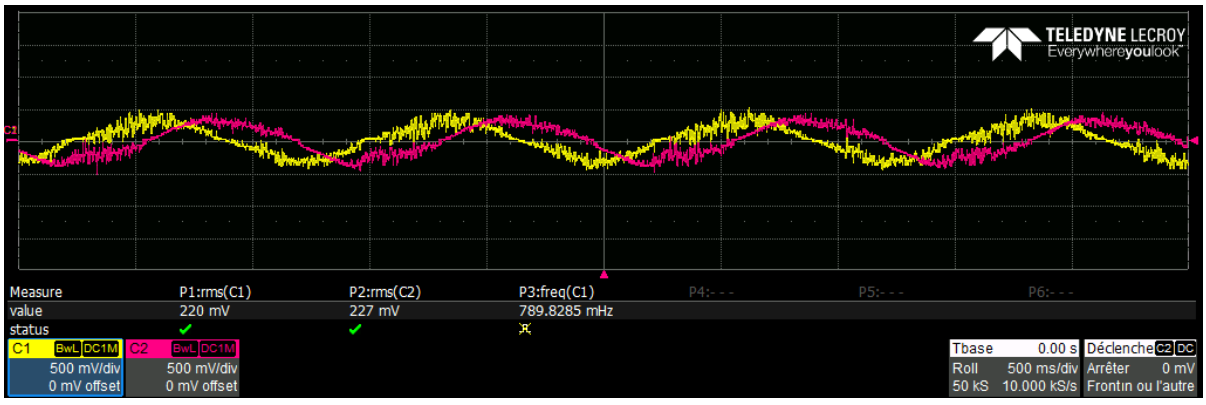


Figure 108.Tensions appliquées aux deux phases de l'actionneur lors de l'essai à échelon de vitesse de 50 tr/min.

Afin de compléter l'étude de la commande, un cycle de vitesse a également été appliqué à l'actionneur. Contrairement au cas précédent où la réponse à un échelon unique avait été étudiée, ce type d'essai permet d'évaluer la capacité du système à suivre des variations successives de la consigne et à maintenir la stabilité de fonctionnement dans des conditions dynamiques plus représentatives.

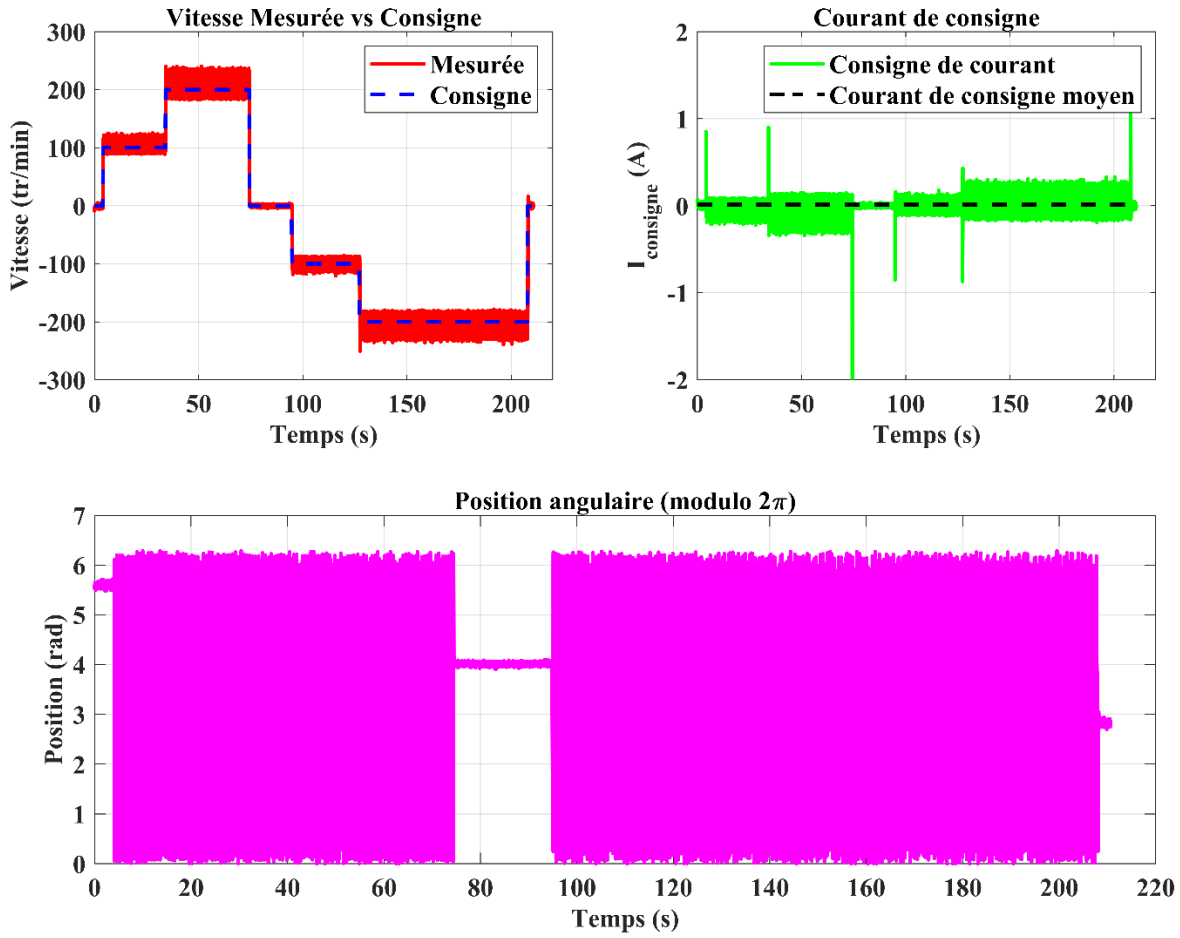


Figure 109.Réponse de l'actionneur à un cycle de vitesse : suivi de la vitesse de consigne, de la vitesse mesurée, du courant de consigne et de la position angulaire.

La Figure 109 présente l'évolution temporelle de la consigne de vitesse, de la vitesse mesurée, du courant de consigne ainsi que de la position angulaire de l'actionneur. Les résultats mettent en évidence une bonne concordance entre la vitesse imposée et la vitesse mesurée, traduisant l'efficacité du régulateur de vitesse. Le suivi de la position confirme par ailleurs la continuité du mouvement et l'absence de pertes de synchronisme.

L'intérêt de ce protocole réside dans la validation du comportement global de l'actionneur en régime dynamique et dans la confirmation de la robustesse de la commande, même lorsque la consigne de vitesse évolue au cours du temps.

Enfin, des essais complémentaires ont été réalisés en appliquant deux rampes de vitesse successives : la première dans un sens de rotation, suivie d'une seconde dans le sens opposé. Ce protocole permet d'évaluer la capacité du système de commande à gérer non seulement des

variations progressives de vitesse, mais également des inversions de sens de rotation, situation particulièrement exigeante pour l'actionneur et son régulateur.

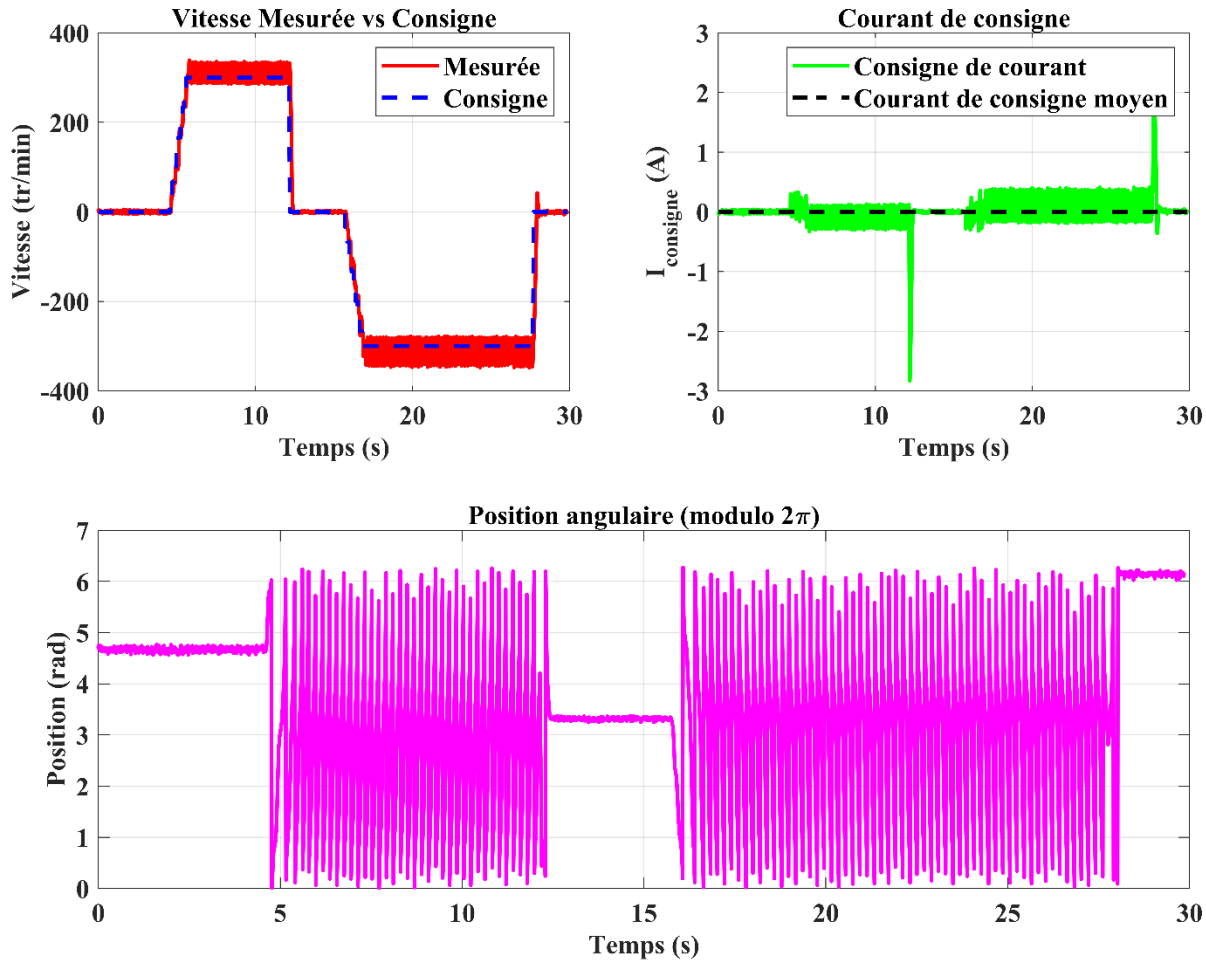


Figure 110.Réponse de l'actionneur à deux rampes successives de vitesse (rotation dans un sens puis dans l'autre) : évolution de la vitesse de consigne, de la vitesse mesurée, du courant de consigne et de la position angulaire.

La Figure 110 illustre l'évolution de la consigne de vitesse, de la vitesse mesurée, du courant de consigne et de la position angulaire. On constate que la vitesse mesurée suit correctement la consigne au cours des deux rampes, traduisant une bonne dynamique de la boucle de vitesse et l'efficacité du régulateur PI. Le suivi de la position confirme également que l'actionneur bascule de manière fluide d'un sens de rotation à l'autre, sans perte de synchronisme.

L'intérêt de ce protocole réside dans la validation de la robustesse de la commande lors de transitions progressives, y compris lors d'un changement de direction de rotation. Ces résultats confirment la stabilité et la fiabilité de l'actionneur et de sa commande dans des conditions de fonctionnement variées.

Les essais réalisés en régime moteur ont permis de valider le bon fonctionnement de l'actionneur ainsi que le principe d'autopilotage. Ils ont également mis en évidence certaines limites liées à la conception mécanique du système. En particulier, la réalisation du support par impression 3D, bien qu'avantageuse en termes de coût et de rapidité de prototypage, présente une précision limitée, généralement de l'ordre du dixième de millimètre.

Cette tolérance relativement large devient problématique pour le positionnement des roulements : ceux-ci ne sont pas toujours parfaitement alignés, ce qui engendre des frottements mécaniques. Ces frottements se traduisent par des perturbations visibles dans les mesures expérimentales de vitesse, sous la forme d'un couple résistant aléatoire. La commande parvient à compenser ces perturbations et à maintenir le suivi de la consigne, mais des fluctuations résiduelles apparaissent dans la réponse dynamique.

Une solution envisageable pour remédier à cette limitation consiste à conserver l'utilisation de l'impression 3D pour la fabrication du support, afin de préserver les avantages en termes de coût et de flexibilité de conception, tout en usinant ultérieurement avec précision les zones critiques, telles que les logements des roulements. Cette approche hybride permettrait de bénéficier à la fois de la simplicité de la fabrication additive et de la précision mécanique indispensable au bon fonctionnement de l'actionneur.

IV.VIEssais dans un IRM 3T - compatibilité IRM

Une fois le comportement de l'actionneur validé dans un environnement IRM à échelle réduite, il a été nécessaire de réaliser des essais dans un imageur. L'objectif principal est d'analyser la qualité des images obtenues par RMN en présence de l'actionneur et de vérifier l'absence d'artefacts ou de perturbations.

L'idéal aurait été de conduire ces expérimentations dans un IRM clinique de 3 T, puisque tout le dimensionnement de l'actionneur a été réalisé pour ce niveau de champ magnétique. Toutefois, comme cela a été souligné en introduction, l'accès à de tels équipements reste limité : les systèmes IRM cliniques sont très coûteux, fortement sollicités et soumis à des contraintes de sécurité particulièrement strictes. C'est pourquoi les essais ont été effectués dans un imageur RMN de recherche du laboratoire LEMTA. Ce type d'équipement présente des caractéristiques très proches de celles d'un IRM clinique (champ magnétique statique, champs de gradients et excitation radiofréquence), tout en étant plus accessible pour des essais de recherche. L'imageur utilisé est un IRM de recherche 3 T, correspondant à une fréquence de Larmor de l'ordre de 128 MHz, et disposant d'un tunnel d'environ 17 centimètres de diamètre. Une photographie de l'installation est présentée en Figure 111.

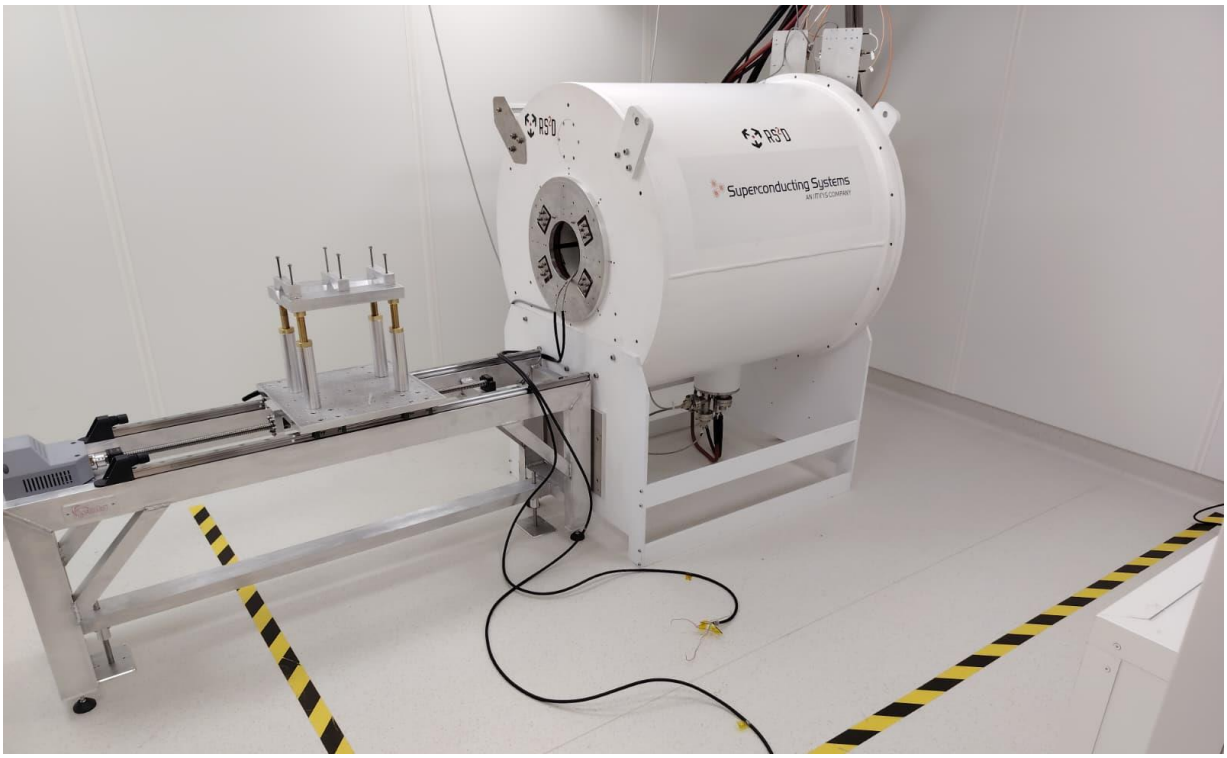


Figure 111.Imageur 3T utilisé pour les tests de l'actionneur

IV.VI.1 Essais à vide en générateur

Afin d'évaluer la conformité entre les calculs des forces électromotrices (f.e.m.) du rotor et les résultats expérimentaux, ce dernier a été entraîné à l'aide de l'actionneur piézoélectrique dans un champ magnétique uniforme de 3 T. Les tensions induites ont été relevées aux bornes des deux phases. L'analyse temporelle de ces tensions met en évidence une évolution de type sinusoïdal, avec un déphasage d'environ $\pm\pi/2$ entre les deux phases. Sous un champ appliqué de 3 T, les amplitudes maximales des f.e.m. atteignent respectivement 1.8583 V et 2.6559 V pour les phases 1 et 2, à une vitesse de rotation de 75 tr/min Figure 112.

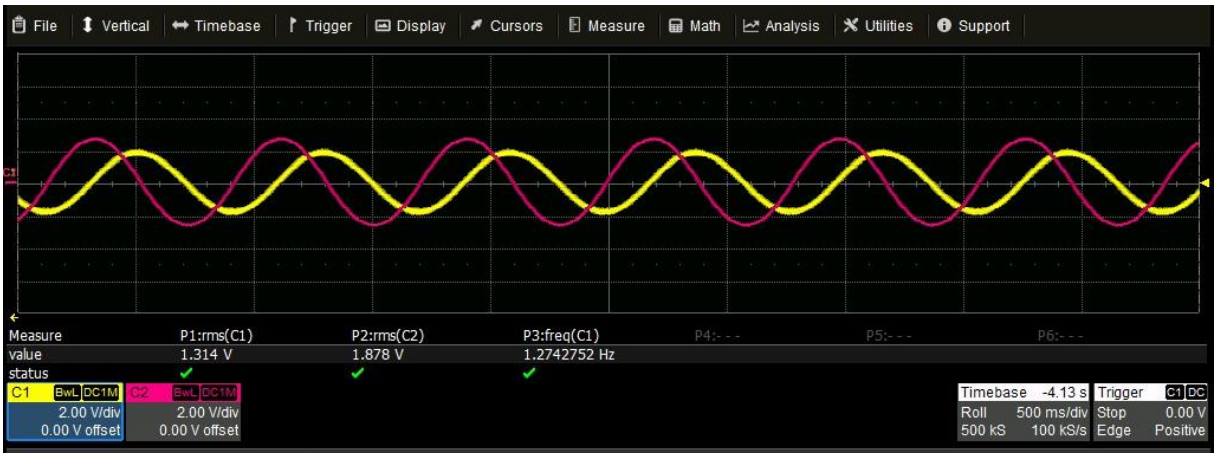


Figure 112. Évolution temporelle des tensions induites des deux phases à 75 tr/min

La valeur efficace des tensions induites a été mesurée pour différentes vitesses et comparée aux valeurs théoriques, présentées respectivement sur la Figure 113 pour la phase 1 et la Figure 114 pour la phase 2. Les résultats montrent que les f.e.m. mesurées sont très proches des valeurs calculées, avec une erreur inférieure à 5 %. On introduit alors les coefficients de la f.e.m.

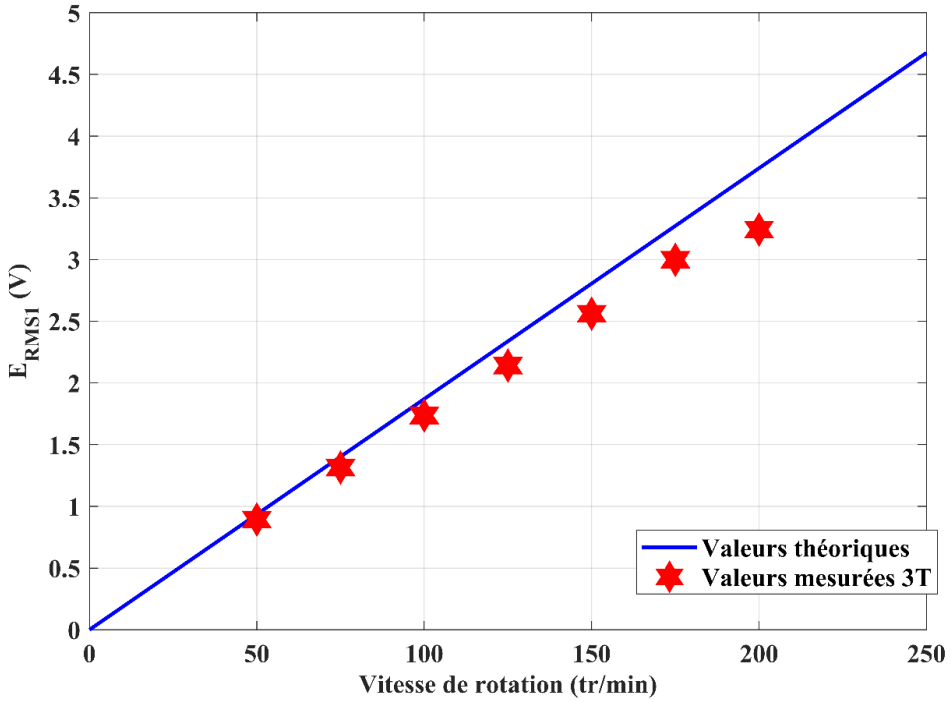


Figure 113.Tension induite de la phase 1 en fonction de la vitesse de rotation dans un environnement 3T

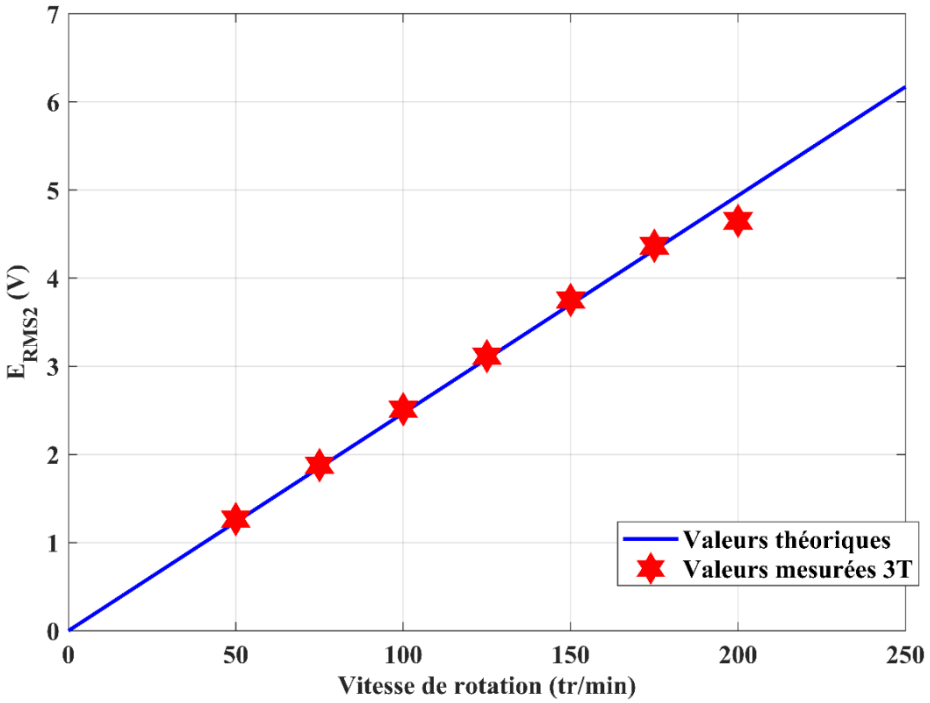


Figure 114.Tension induite de la phase 2 en fonction de la vitesse de rotation dans un environnement 3T

À partir des caractéristiques présentées aux Figure 113 et Figure 114, les coefficients de FEM K_{e1} et K_{e2} ont été identifiés. Les valeurs obtenues sont respectivement K_{e1} = 0,165 V/rad/s et K_{e2} = 0,237 V/rad/s dans un environnement IRM à 3 T. Ces résultats confirment les calculs analytiques et mettent en évidence un comportement linéaire de la FEM entr e 0,3 T et 3 T.

IV.VI.2 Essais en charge générateur



Figure 115. Résistances de charge pour limiter le courant

Afin d'évaluer le comportement de la machine dans différents environnements magnétiques, des mesures de courants induits ont été réalisées. Dans un premier temps, les essais ont été effectués en régime de court-circuit à 0,3 T. Dans ces conditions, le moteur piézoélectrique utilisé pour entraîner l'actionneur est capable de fournir la puissance mécanique nécessaire au fonctionnement. En revanche, dans un environnement IRM à 3 T, les courants induits sont environ dix fois plus élevés. La puissance disponible du moteur piézoélectrique ne permet alors plus d'entraîner directement la machine en régime de court-circuit. Pour pallier cette limitation, une résistance de charge de 41 Ω a été connectée sur chaque phase Figure 115. Ce dispositif permet de limiter le courant et, par conséquent, de réduire la puissance mécanique requise pour entraîner l'actionneur. Dans ce cas, les mesures correspondent à un fonctionnement en générateur sur charge résistive.

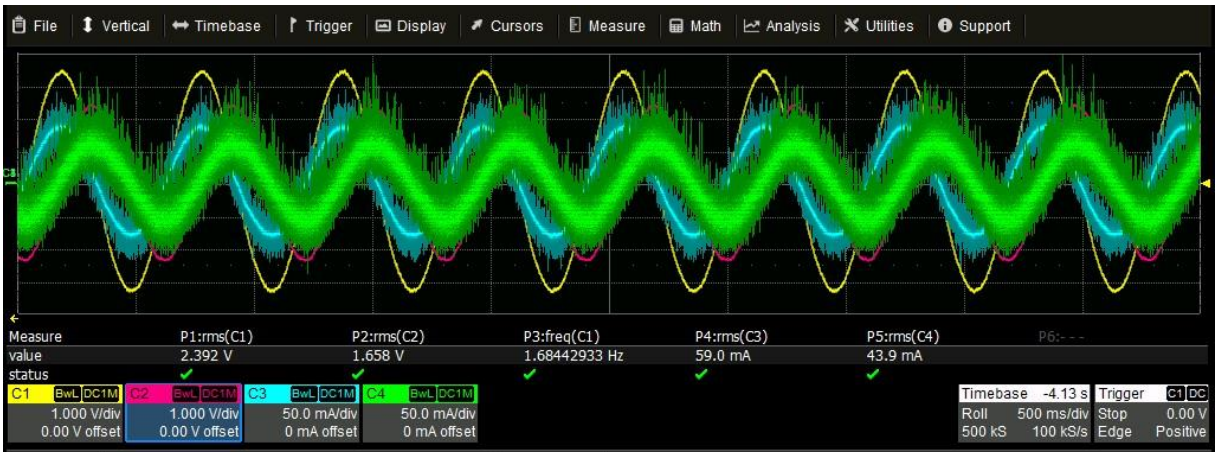


Figure 116. Evolution temporelle des courants mesurés en regime de charge résistive et les tensions aux bornes des résistances additionnels ajouter pour une vitesse de 100 tr/min

Les résultats expérimentaux montrent que les courants mesurés (sur charge résistive à 3 T) présentent une évolution temporelle de type sinusoïdal, conforme à la forme d'onde des f.e.m. induites. Leur amplitude croît de manière linéaire avec la vitesse de rotation, ce qui est en accord avec les prédictions théoriques issues des lois de l'induction. La Figure 116 illustre l'évolution temporelle des courants mesurés sous charge résistive et les tensions aux bornes des résistances additionnels ajoutées pour une vitesse de 100 tr/min. Par ailleurs, les Figure 117 et Figure 118 illustrent une comparaison entre la valeur efficace des courants mesurés et les valeurs théoriques calculées à partir de la relation précédente, en fonction de la vitesse de rotation respectivement pour la phase 1 et la phase 2. L'accord entre théorie et expérience est très

satisfaisant, avec un écart inférieur à 5 %, ce qui confirme la pertinence du modèle adopté pour décrire le comportement de la machine.

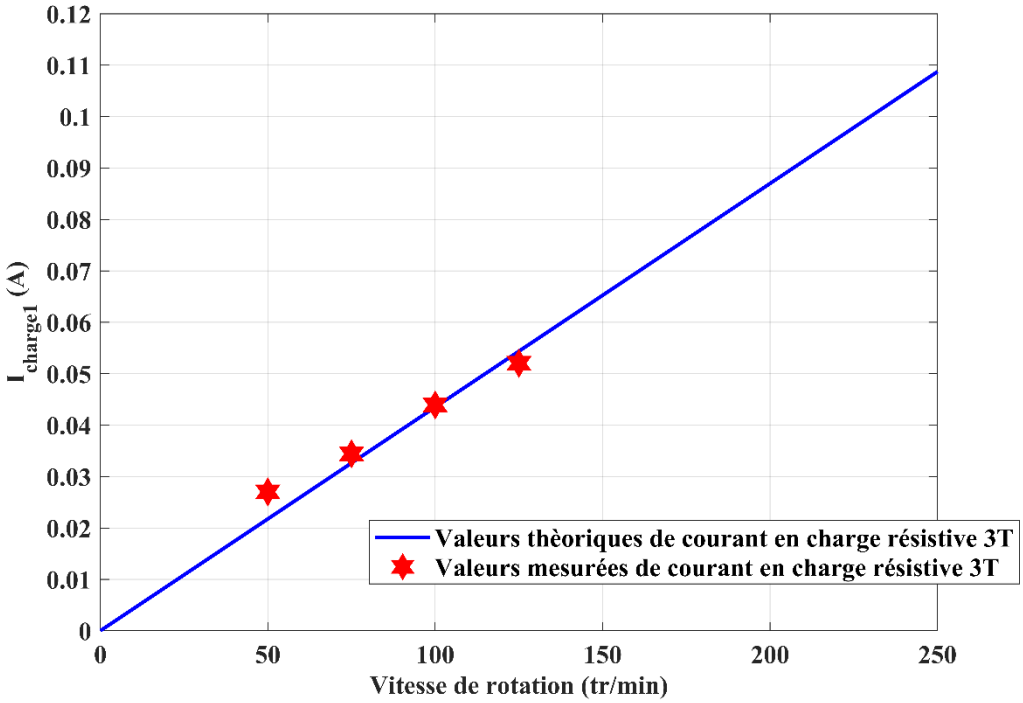


Figure 117.Courant en charge de la phase 1 en fonction de la vitesse de rotation dans un environnement 3T

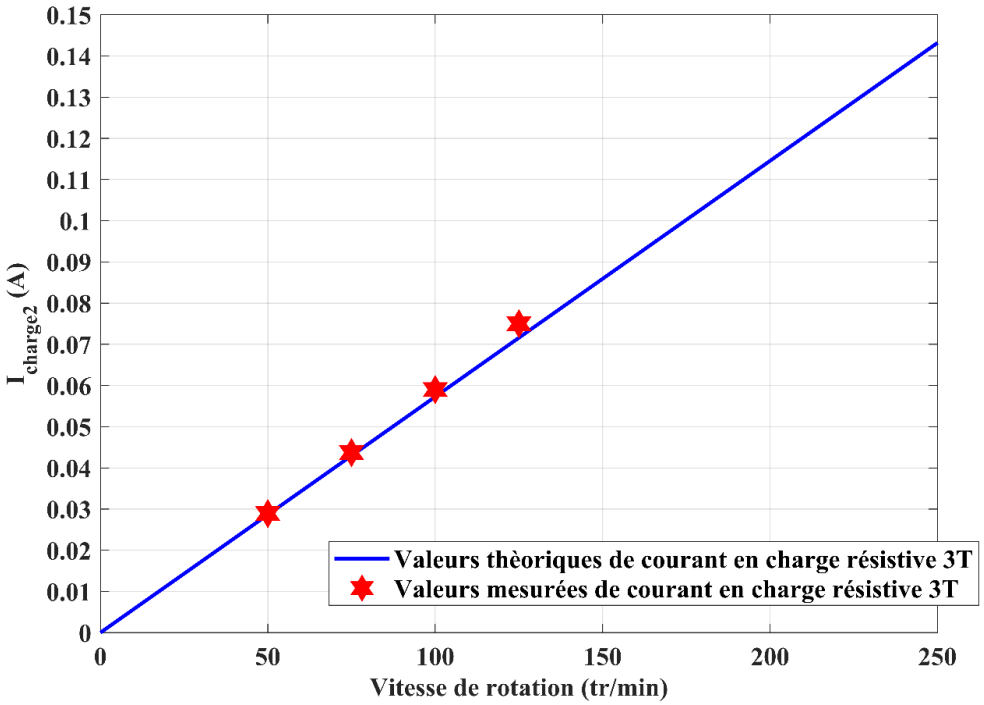


Figure 118.Courant en charge de la phase 2 en fonction de la vitesse de rotation dans un environnement 3T

IV.VI.3 Compatibilité IRM

La compatibilité IRM constitue une étape essentielle dans l'évaluation des actionneurs destinés à être utilisés en environnement d'imagerie médicale. Outre leur performance électromécanique, il est impératif de vérifier qu'ils n'engendrent pas de perturbations susceptibles de dégrader la qualité des images produites par le système IRM. Deux critères principaux sont retenus pour cette évaluation : l'impact de l'actionneur sur le rapport signal/bruit (SNR) des images et la présence éventuelle de distorsions ou artefacts dans les séquences acquises.

Dans cette partie, nous présentons les essais réalisés pour évaluer la compatibilité IRM de l'actionneur. Des mesures d'imagerie ont été effectuées en conditions contrôlées, avec et sans alimentation de l'actionneur, afin de quantifier l'impact sur la qualité d'image. Les résultats sont organisés selon différents régimes d'alimentation électrique.

IV.VI.3.1 Essais à courant continu

Les essais réalisés sur l'IRM 3 T ont pour objectif d'évaluer l'influence des courants circulant dans les enroulements du rotor sur l'homogénéité du champ statique et, par conséquent, sur la qualité des images produites par l'IRM.

Pour cette étude, l'actionneur est alimenté en courant continu. Nous avons utilisé une batterie lithium-polymère (LiPo) non magnétique, conçue spécifiquement pour des applications sensibles au champ magnétique, telles que les équipements de résonance magnétique (RMN/IRM). Selon les spécifications fournies par le fabricant *GMBattery*, le modèle GMB 404298 que nous avons utilisé offre une tension nominale de 3.7 V, une capacité de 2000 mAh**,** et stocke une énergie d'environ 7,4 Wh. Ces caractéristiques la rendent adapté comme source d'alimentation autonome pour des systèmes de petite taille nécessitant une grande fiabilité en environnement IRM. Son format et le fait que la batterie est non magnétique minimisent les perturbations électromagnétiques, ce qui est essentiel pour préserver l'homogénéité du champ statique et la qualité des signaux dans les acquisitions IRM) [54].

Le courant, noté I, est injecté uniquement dans la première phase et peut être ajusté entre 0 mA et 350 mA. La régulation du courant est effectuée au moyen d'une carte de commande intégrant différentes résistances de limitation (voir Figure 119).

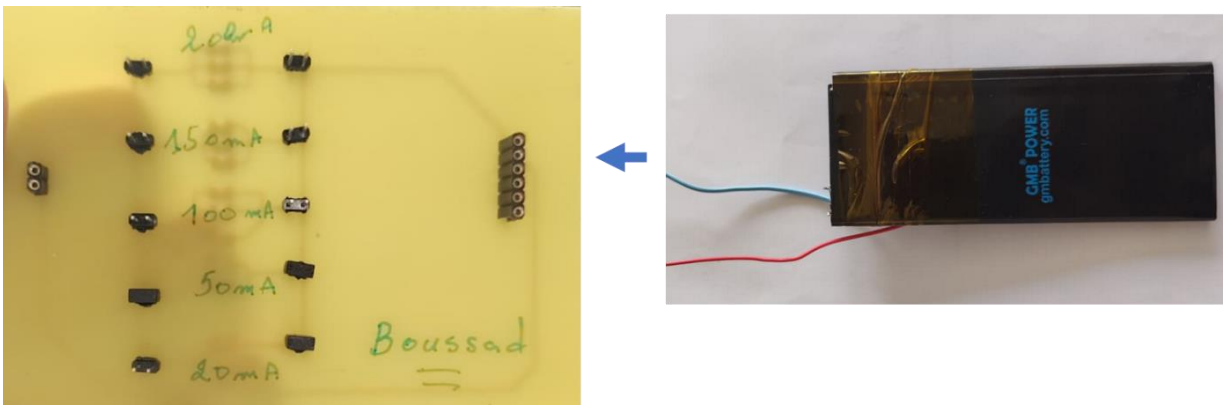


Figure 119. Circuit utilisé pour regler la valeur du courant dans l'enroulement

L'actionneur ainsi alimenté est positionné dans l'IRM à une distance de 12 cm du centre d'un cylindre rempli d'eau, servant de fantôme d'imagerie Figure 120. L'image obtenue de ce cylindre permet de quantifier l'impact du fonctionnement de l'actionneur sur la qualité de

l’image. Le système d’alimentation et la disposition relative de l’actionneur et du cylindre sont présentés sur la Figure 120.

Le choix d’un cylindre rempli d’eau comme fantôme d’imagerie se justifie par sa géométrie simple et régulière, ainsi que par l’homogénéité de son contenu. Ces caractéristiques assurent une visibilité optimale lors des acquisitions IRM et facilitent la détection de toute perturbation introduite par l’actionneur.

Dans une première étape, le fantôme a été placé seul dans l’IRM et des images de référence ont été acquises. L’actionneur a ensuite été introduit à l’intérieur du tunnel, comme illustré en Figure 120, et une série d’images a été réalisée alors que celui-ci était hors tension. Dans un second temps, des acquisitions ont été effectuées pour différentes valeurs de courant d’alimentation de l’actionneur (20 mA, 50 mA, 100 mA, 150 mA, 200 mA et 350 mA).

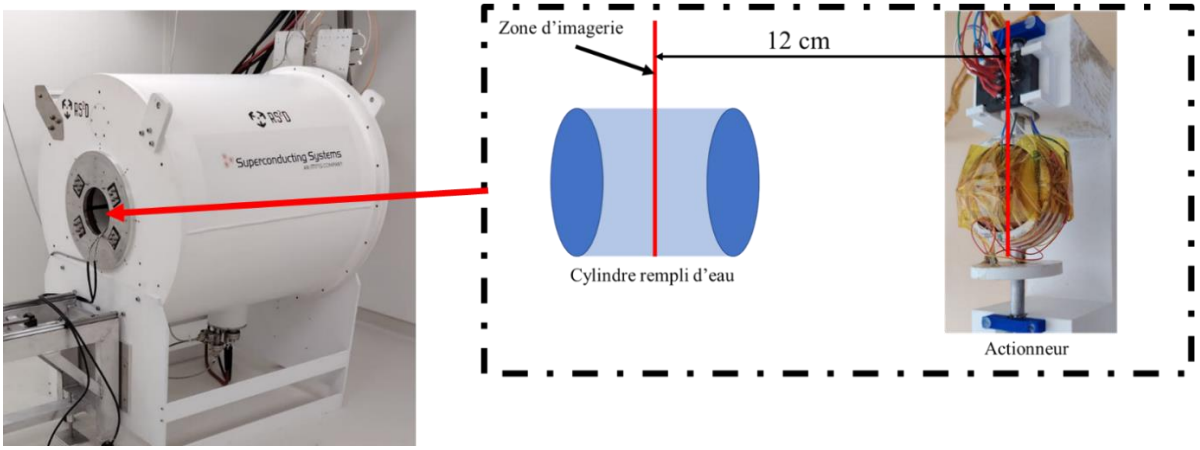


Figure 120.Positionnement de l'actionneur par rapport au fantôme dans l'imageur 3T

L’ensemble des images a été obtenu à l’aide de deux séquences IRM classiques : l’écho de spin (SE) et l’écho de gradient (GE). Les paramètres expérimentaux associés à chaque séquence sont détaillés ci-après :

- Pour la séquence SE : 1000 ms de temps de répétition, 10.65 ms de temps d’écho et une matrice d’acquisition de 128 X 128
- Pour la séquence GE : 200 ms de temps de répétition, 3.90 ms de temps d’écho, angle de bascule de 50° et une matrice d’acquisition de 64 X 64.

Les résultats des acquisitions IRM sont présentés en Figure 121 pour la séquence écho de spin (SE) et en Figure 122 pour la séquence écho de gradient (GE). Chaque figure regroupe les images obtenues dans les différentes configurations testées, de A à H, correspondant aux conditions définies précédemment (sans actionneur, actionneur hors tension, puis alimenté avec des courants de 20 mA, 50 mA, 100 mA, 150 mA, 200 mA et 350 mA).

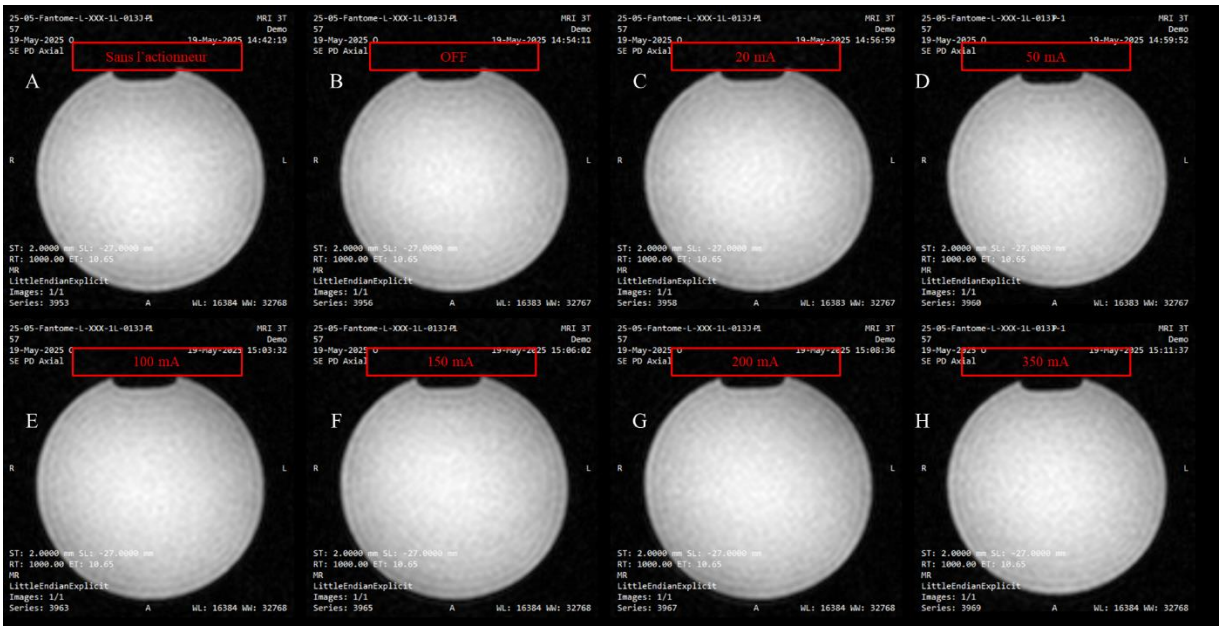


Figure 121.Images dans le plan xy avec les séquences d'imagerie echo de sprin (SE): A sans l'actionneur, B Actionneur éteint, C actionneur alimenté avec 20 mA, D actionneur alimenté avec 50 mA, E actionneur alimenté avec 100 mA, F actionneur alimenté avec 150 mA, G actionneur alimenté avec 200 mA, H actionneur alimenté avec 350 mA

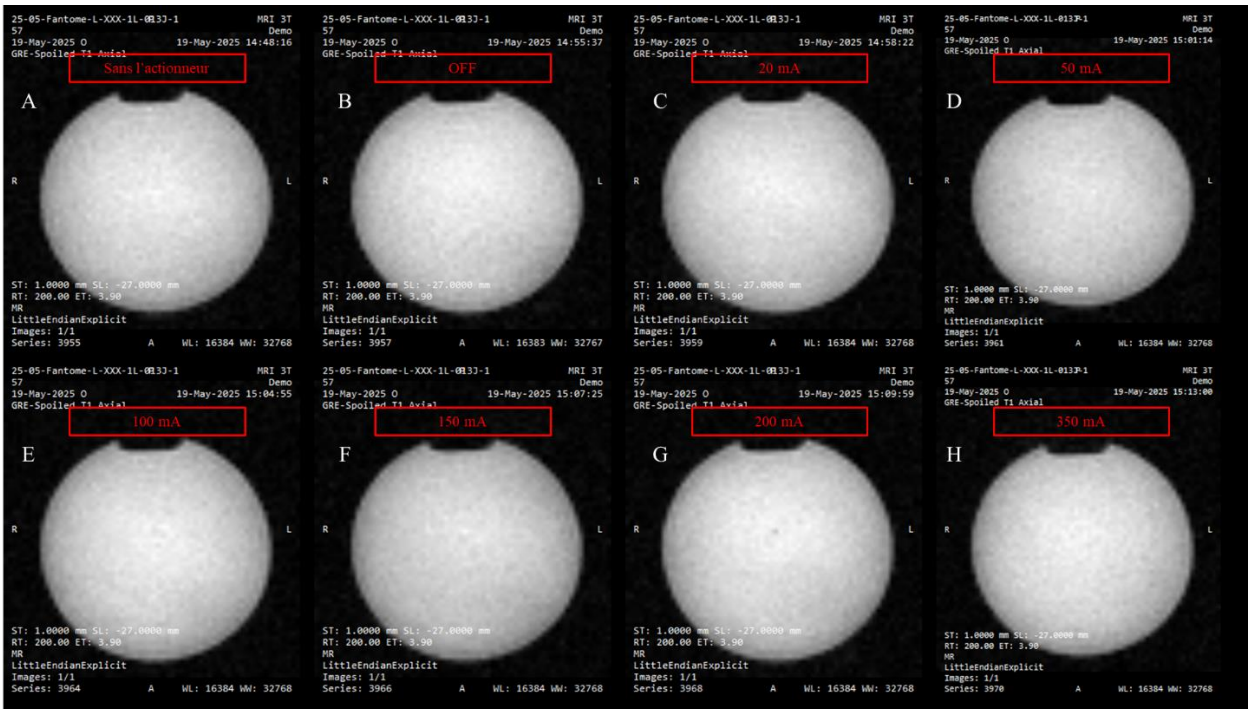


Figure 122. Images dans le plan xy avec les séquences d'imagerie echo de gradient (GE): A sans l'actionneur, B Actionneur éteint, C actionneur alimenté avec 20 mA, D actionneur alimenté avec 50 mA, E actionneur alimenté avec 100 mA, F actionneur alimenté avec 150 mA, G actionneur alimenté avec 200 mA, H actionneur alimenté avec 350 mA

L'analyse qualitative de ces résultats met en évidence l'absence totale d'artefacts visibles ou de distorsions dans les images, et ce pour l'ensemble des valeurs de courant testées. La présence de l'actionneur dans le champ n'a donc pas dégradé la qualité des images acquises, confirmant la compatibilité IRM du dispositif à 3 T.

Afin de compléter cette analyse visuelle, une évaluation quantitative de la distorsion géométrique a été réalisée. Pour cela, un cercle de référence a été tracé sur la première image de chaque séquence, puis superposé aux images acquises dans les différentes configurations

(Figure 123 et Figure 124 pour SE et GE respectivement). Dans le cas de la présence d'une distorsion géométrique, elle peut être quantifiée comme suit :

$$\mathrm{DG} = 100\ \frac{\sum_{i=1}^{n} DG_i}{n} \tag{100}$$

Avec

$$DG_i = abs(\frac{(m_{OFFi} - m_{ONi})}{m_{OFFi}}) \tag{101}$$

Ou n est le nombre de mesures, m_{OFFi} et m_{ONi} sont les mesures du déplacement du pixel lorsque l'actionneur est respectivement éteint et allumé.

Cette méthode permet de quantifier l'éventuelle déformation des contours ainsi que l'apparition d'artefacts localisés. Les résultats montrent qu'aucune distorsion géométrique ni artefact significatif n'a été observé, quel que soit le courant appliqué à l'actionneur.

Toutes les images ont été analysées à l'aide du logiciel RadiAnt DICOM viewer qui a été utilisé pour mesurer la distorsion géométrique GD et le rapport signal sur bruit.(Figure 123 et Figure 124) [55].

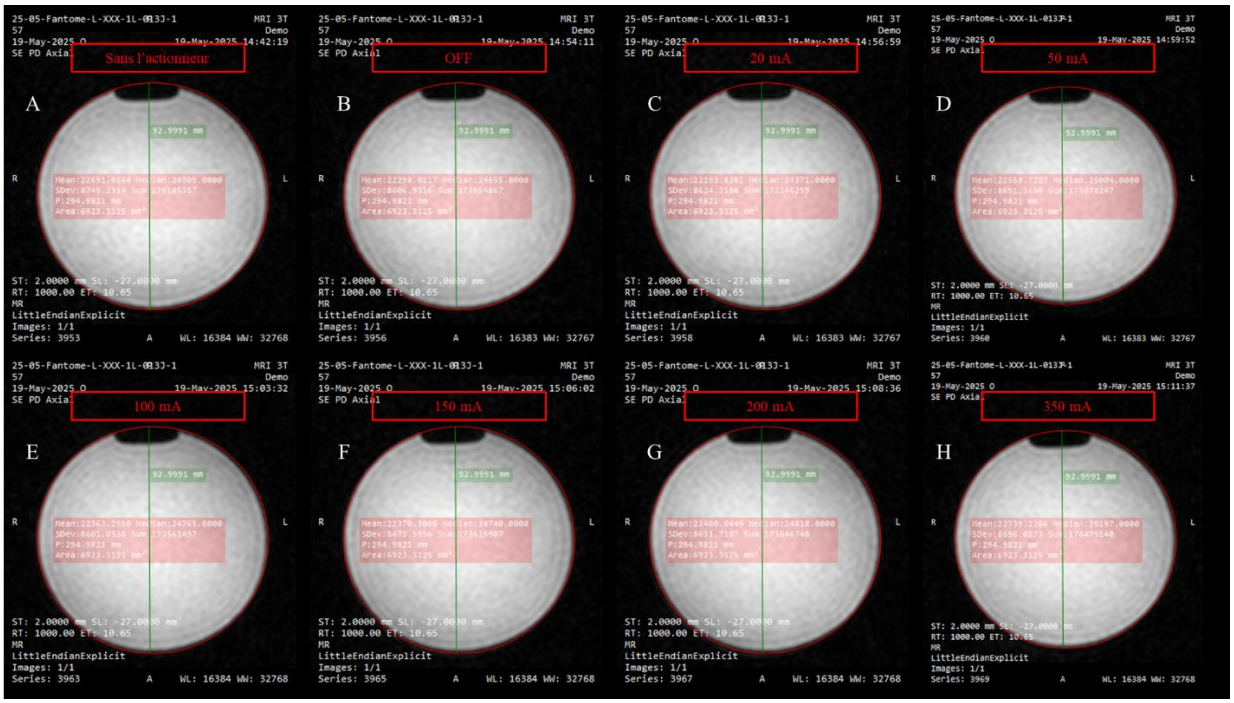


Figure 123. Images dans le plan xy avec les séquences d'imagerie echo de sprin (SE) pour mesurer la distorsion géométrique des images: A sans l'actionneur, B Actionneur éteint, C actionneur alimenté avec 20 mA, D actionneur alimenté avec 50 mA, E actionneur alimenté avec 100 mA, F actionneur alimenté avec 150 mA, G actionneur alimenté avec 200 mA, H actionneur alimenté avec 350 mA

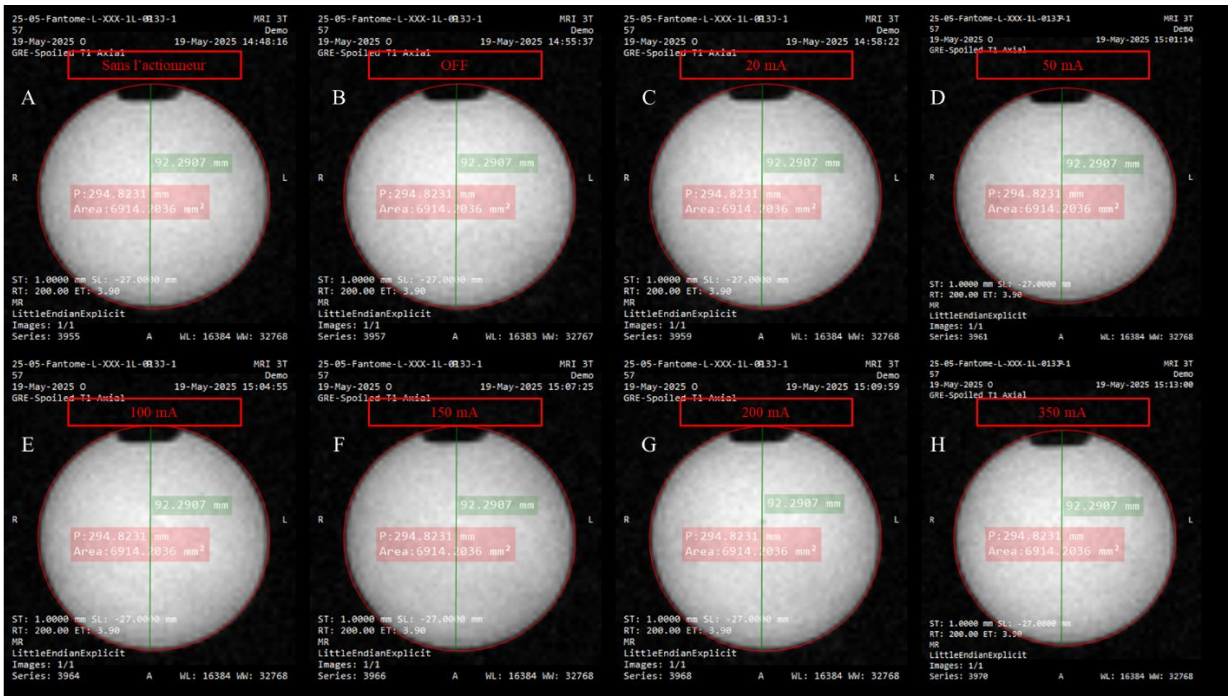


Figure 124. Images dans le plan xy avec les séquences d'imagerie echo de gradient (GE) pour mesurer la distorsion géométrique des images: A sans l'actionneur, B Actionneur éteint, C actionneur alimenté avec 20 mA, D actionneur alimenté avec 50 mA, E actionneur alimenté avec 100 mA, F actionneur alimenté avec 150 mA, G actionneur alimenté avec 200 mA, H actionneur alimenté avec 350 mA

L'impact de l'actionneur sur l'mage IRM peut également être évaluée à l'aide de l'analyse du rapport signal sur bruit. Le fonctionnement de l'actionneur a été testé pour deux séquences d'images (SE et GE) ; pour chaque séquence, tous les états de l'actionneur sont étudiés : sans actionneur, actionneur hors tension, puis alimenté avec des courants de 20 mA, 50 mA, 100 mA, 150 mA, 200 mA et 350 mA



Figure 125. Images dans le plan xy avec les différentes ROI (Region of interest) utilisé pour calculer le rapport signal sur bruit : A Echo de spin (SE), B Echo de gradient (GE)

L'évaluation de la qualité des images IRM a été réalisée à l'aide du rapport signal/bruit (SNR), calculé selon une méthodologie standardisée issue de la littérature [56,57,58,59]. Cette méthode permet de prendre en compte la nature particulière du bruit en IRM. Dans les images IRM, les signaux mesurés sont initialement complexes, comportant une partie réelle et une partie imaginaire, chacune corrompue par un bruit gaussien de moyenne nulle. Lorsqu'on calcule l'image en magnitude, c'est-à-dire l'amplitude du signal complexe, la distribution statistique du bruit ne suit plus une loi gaussienne, mais une distribution de Rice (cette distribution décrit la probabilité de l'amplitude d'un signal complexe bruité dont les composantes réelle et imaginaire sont affectées par un bruit gaussien indépendant). Cette particularité entraîne une déformation de la répartition du bruit, en particulier dans les zones de

faible rapport signal sur bruit (SNR), où la magnitude tend à être surestimée. Par conséquent, une correction spécifique est nécessaire pour obtenir une estimation fiable du bruit complexe à partir des images en magnitude.

Plusieurs régions d'intérêt (ROI) ont été définies dans les zones de bruit de l'image, notées ROI_i avec des surfaces A_i, des moyennes m_i et des écarts-types s_i. Une ROI distincte a été placée dans une zone représentative du signal utile, avec une moyenne μ_S Figure 125.

Afin de tenir compte de l'hétérogénéité statistique des différentes régions de bruit, une moyenne pondérée par les surfaces a été utilisée pour calculer la moyenne globale du bruit :

$$\mathrm{m}_{\mathrm{global}} = \frac{\sum_i A_i \, m_i}{\sum_i A_i} \tag{102}$$

La variance de bruit « poolée » est ensuite obtenue à partir des variances individuelles et des écarts à la moyenne globale :

$$\mathrm{Var}_{\mathrm{poolée}} = \frac{\sum_i A_i \, (s_i^2 + (m_i - \mathrm{m}_{\mathrm{global}})^2}{\sum_i A_i} \tag{103}$$

L'écart-type du bruit en magnitude est alors donné par :

$$\sigma_{mag} = \sqrt{\mathrm{Var}_{\mathrm{poolée}}} \tag{104}$$

Dans le cas d'images IRM, la distribution du bruit en magnitude suit une loi de Rice. Afin de corriger ce biais statistique, l'écart-type complexe du bruit est estimé à partir de l'écart-type mesuré en magnitude, via le facteur correctif :

$$\sigma_{complexe} = \frac{\sigma_{mag}}{0.655} \tag{105}$$

Enfin, le rapport signal/bruit est calculé selon la définition classique :

$$\mathrm{SNR} = \frac{\mu_S}{\sigma_{complexe}} \tag{106}$$

Où μS représente l'intensité moyenne de la ROI signal.

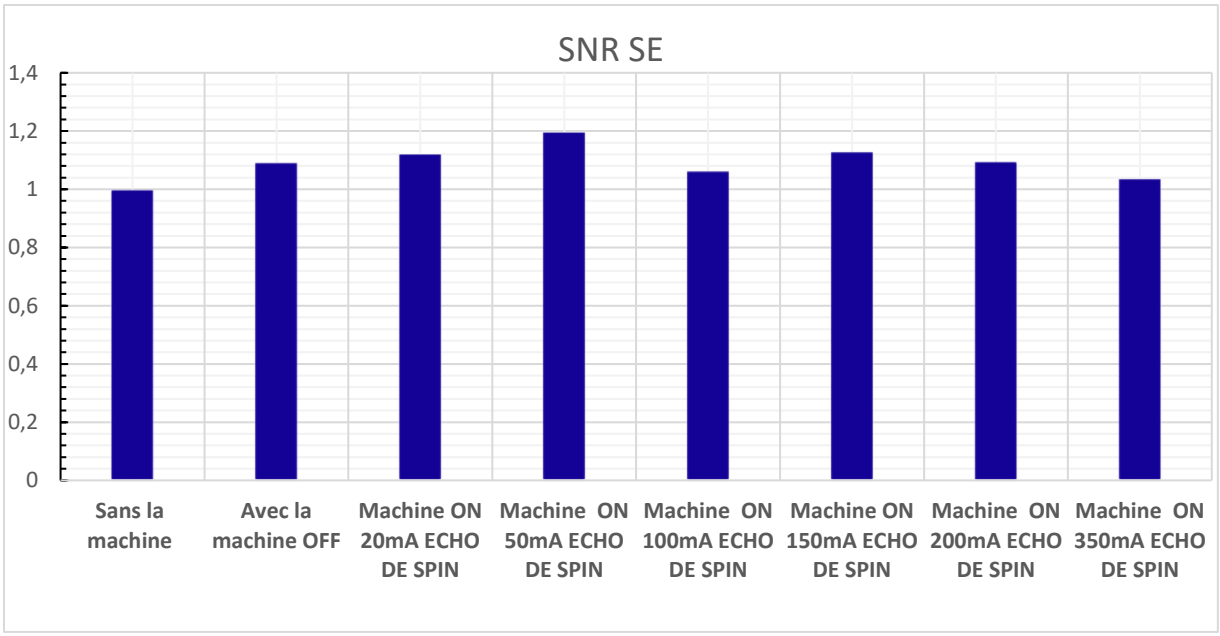


Figure 126. SNR normalisé pour différents état de l'actionneur séquence d'imagerie Echo de spin (SE)

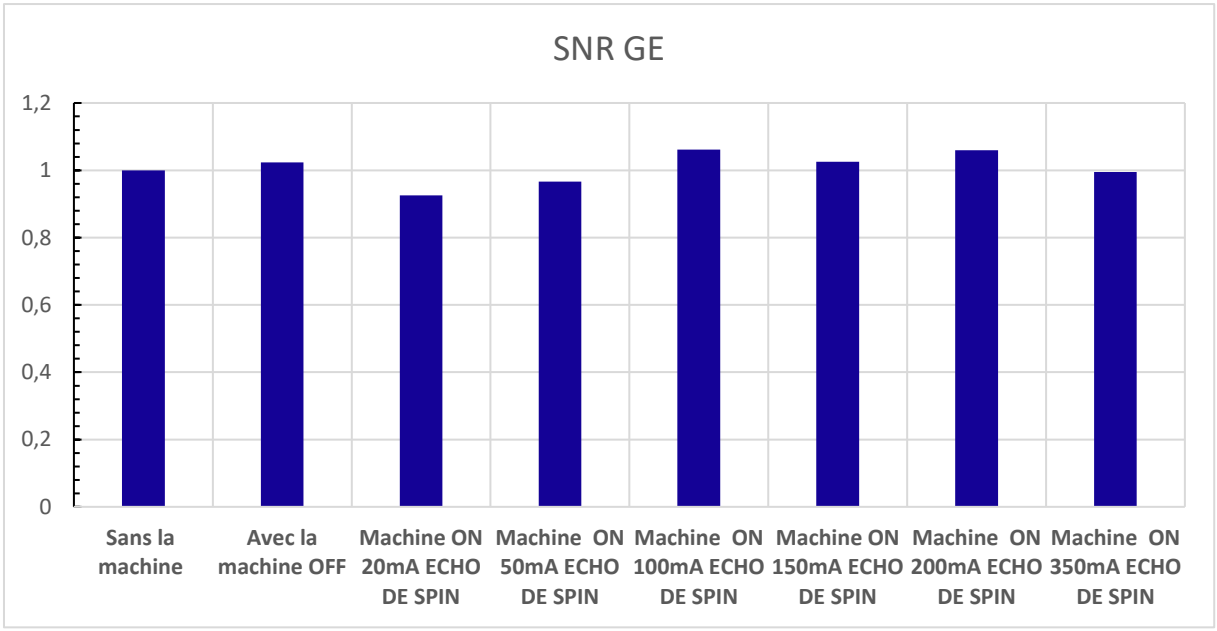


Figure 127.SNR normalisé pour différents état de l'actionneur séquence d'imagerie Echo de gradient (GE)

Le rapport signal sur bruit (SNR) a été calculé pour les différentes configurations expérimentales à l'aide des équations présentées précédemment et du logiciel RadiAnt. Les résultats correspondants sont illustrés en Figure 126 et Figure 127. On observe que, pour les deux séquences considérées, le SNR mesuré lorsque l'actionneur est éteint ou lorsqu'il est alimenté reste inférieur de moins de 20 % par rapport au cas de référence sans actionneur. De manière surprenante, certaines configurations avec l'actionneur présentent même une légère amélioration du SNR, ce qui n'est pas attendu d'un point de vue physique. Cette différence est vraisemblablement imputable à des incertitudes expérimentales ou à des biais liés à la méthode de mesure. En théorie, la meilleure qualité de signal, et donc le SNR le plus élevé, devrait être obtenue en l'absence de l'actionneur.

Ces résultats confirment que l'actionneur peut fonctionner de manière fiable dans un environnement IRM 3 T sans induire de dégradation notable de la qualité des images, validant ainsi sa compatibilité avec les exigences strictes de l'imagerie par résonance magnétique.

IV.VI.3.2 Essais en fonctionnement générateur en charge

Les essais réalisés dans l'imageur 3 T avaient pour objectif d'évaluer l'influence des courants circulant dans les enroulements du rotor sur l'homogénéité du champ statique et, par conséquent, sur la qualité des images RMN produites.

Dans ces conditions expérimentales, le moteur piézoélectrique utilisé pour entraîner l'actionneur est en mesure de fournir la puissance mécanique nécessaire au fonctionnement. Toutefois, en environnement IRM à 3 T, les courants induits sont environ dix fois plus élevés qu'en environnement 0.3 T La puissance disponible du moteur piézoélectrique devient alors insuffisante pour entraîner directement l'actionneur en régime de court-circuit. Afin de pallier cette limitation, une résistance de charge de 41 Ω a été connectée sur chaque phase. Ce dispositif permet de limiter le courant et, par conséquent, de réduire la puissance mécanique requise pour l'entraînement. Les mesures correspondent donc à un fonctionnement en charge résistive.

L'actionneur est entraîné par la machine piézoélectrique, l'ensemble étant disposé de la même manière que dans la Figure 120. La vitesse de rotation imposée est de 150 tr/min, ce qui conduit à un courant de charge efficace d'environ 65 mA.

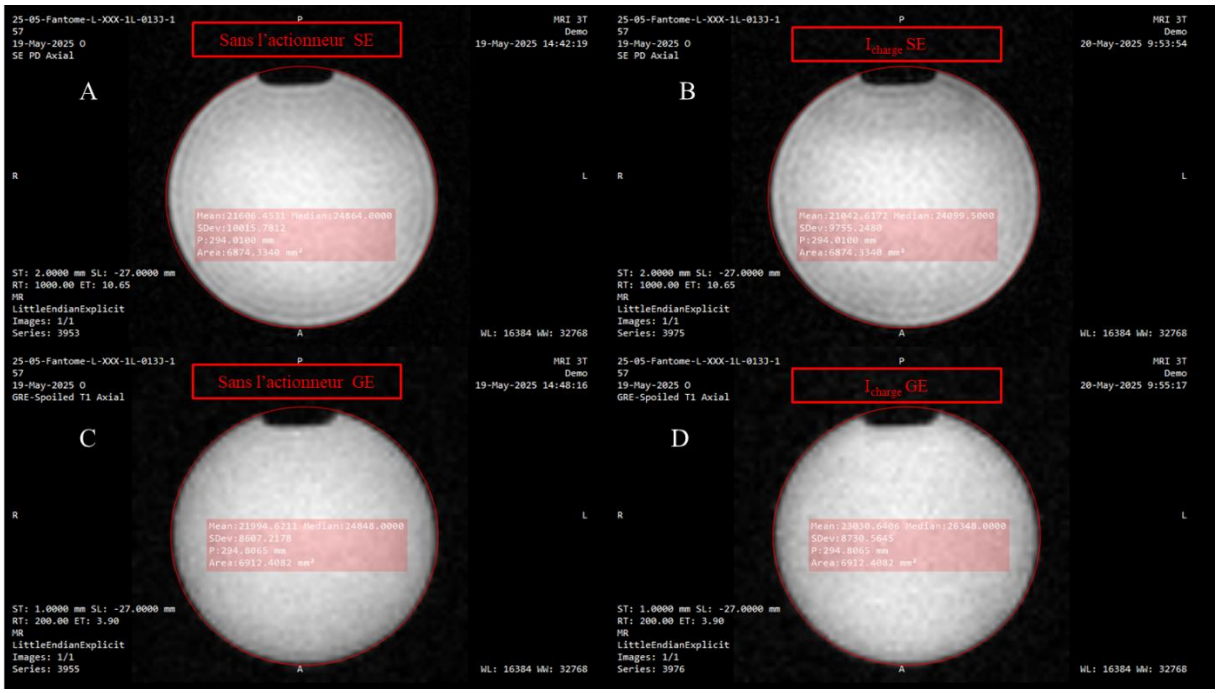


Figure 128. Images dans le plan xy utilisées pour mesurer la distorsion géométrique de l'image pour la machine en charge génératrice avec deux séquences d'imagerie . Echo de spin (SE) : A sans l'actionneur, B actionneur avec un courant de charge $I_{charge.}$ Echo de gradient (GE) : C sans l'actionneur, D actionneur avec un courant de charge I_{charge}

Comme pour les essais en régime de courant continu, les calculs de distorsion géométrique et de rapport signal/bruit (SNR) ont été réalisés. Les résultats montrent qu'aucune distorsion géométrique ni artefact significatif n'a été observé (Figure 128). Le SNR a été calculé à l'aide des équations présentées précédemment et du logiciel RadiAnt, les résultats étant illustrés en Figure 129.

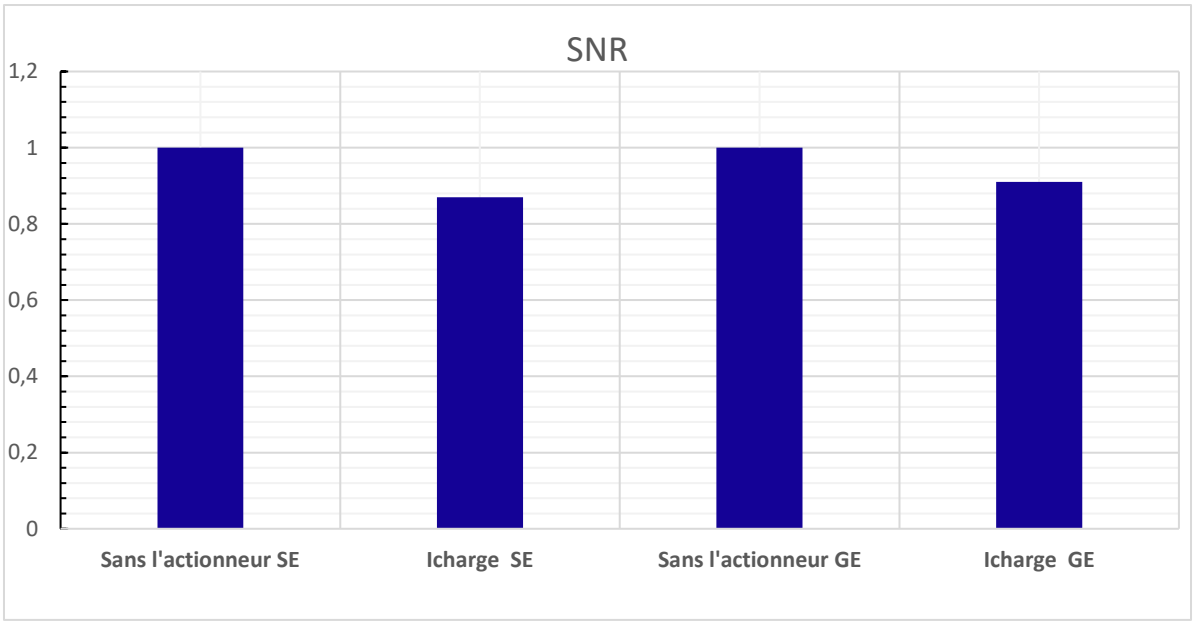


Figure 129. SNR normalisé pour différents état de l'actionneur et différentes séquences d'imagerie.

On observe que, pour les deux séquences considérées, le SNR mesuré lorsque l'actionneur est éteint ou lorsqu'il est alimenté reste inférieur de moins de 13 % par rapport au cas de référence sans actionneur. Cette différence, très limitée, n'affecte pas la qualité des images obtenues et peut être attribuée à des incertitudes expérimentales ou à des biais liés à la méthode de mesure.

Ces résultats confirment que l'actionneur peut fonctionner de manière fiable dans un environnement IRM 3 T sans induire de dégradation notable de la qualité des images, validant ainsi sa compatibilité avec les exigences strictes de l'imagerie par résonance magnétique.

IV.VII Conclusion

Ce chapitre a présenté l'ensemble des travaux consacrés à la réalisation, à la modélisation et à la validation expérimentale de l'actionneur développé dans le cadre de cette étude. Dans un premier temps, la conception et la fabrication de la machine ont été décrites, suivies de la vérification des paramètres caractéristiques obtenus expérimentalement. Ces résultats ont permis de confirmer la cohérence entre les données de conception et les performances réelles de l'actionneur. La validité du modèle électromagnétique a ensuite été établie par une comparaison rigoureuse entre les simulations et les mesures expérimentales, mettant en évidence une bonne adéquation et renforçant la fiabilité de l'approche de modélisation retenue. Les essais réalisés dans un environnement IRM à 0,3 T ont permis d'évaluer le comportement de la machine dans des conditions représentatives mais à échelle réduite. Les tests à vide, en court-circuit et en fonctionnement commandé ont montré que l'actionneur pouvait être piloté efficacement grâce à la stratégie de commande développée. Les résultats expérimentaux obtenus ont confirmé la faisabilité du contrôle de l'actionneur et la validité de la structure de régulation mise en œuvre. Dans un second temps, les essais ont été étendus à un environnement plus contraignant, au sein d'un imageur RMN de recherche fonctionnant à 3 T. Des tests à vide puis en génératrice en charge ont été effectués afin de caractériser le comportement de la machine sous différentes conditions. Enfin, des essais d'imagerie ont été conduits pour vérifier la compatibilité IRM du dispositif. Les résultats ont montré l'absence de distorsions géométriques et d'artefacts significatifs, ainsi qu'une variation du rapport signal sur bruit (SNR)

inférieure aux marges critiques. Ces observations confirment que l'actionneur n'altère pas la qualité des images IRM, validant ainsi sa compatibilité avec un environnement clinique 3 T.

En définitive, l'ensemble des travaux présentés dans ce chapitre a permis de démontrer la pertinence de la démarche suivie, depuis la conception de l'actionneur jusqu'à son évaluation en environnement IRM. Les validations électromagnétiques et expérimentales réalisées, aussi bien à 0,3 T qu'à 3 T, confirment la capacité de l'actionneur à fonctionner dans des conditions de champ magnétique intense, tout en préservant la qualité des acquisitions d'imagerie. Ces résultats apportent des éléments essentiels quant à la faisabilité et à la robustesse de l'approche proposée, et constituent une base solide pour de futures améliorations en vue d'applications cliniques.

V Conclusion générale

Les travaux présentés dans cette thèse ont porté sur la conception, la modélisation, la réalisation et la validation expérimentale d'un actionneur sphérique électromagnétique compatible avec un environnement d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM). L'objectif de ces recherches était de démontrer la faisabilité d'un tel dispositif capable de fonctionner dans un champ magnétique intense tout en préservant la qualité des images IRM. Cette étude s'inscrit à l'interface de plusieurs disciplines — électrotechnique, électromagnétisme, thermique et imagerie médicale — et constitue une contribution originale tant sur le plan méthodologique que sur celui de la validation expérimentale.

Le premier volet du travail a consisté à étudier le principe de fonctionnement de l'IRM ainsi qu'à établir un état de l'art approfondi des actionneurs compatibles avec ce type d'environnement. Cette analyse a permis d'identifier les contraintes majeures liées à la présence du champ magnétique statique principal B0, à la sensibilité aux matériaux ferromagnétiques, aux exigences de compatibilité électromagnétique et à la limitation des perturbations sur l'homogénéité du champ. Elle a également mis en évidence le potentiel des machines électromagnétiques non conventionnelles pour des applications au sein même des systèmes d'imagerie médicale, domaine encore peu exploré. Ces constats ont conduit à la définition d'un cahier des charges spécifique pour le développement d'un actionneur électromagnétique sphérique pleinement compatible avec un environnement IRM clinique.

Dans la continuité de cette analyse, le dimensionnement de l'actionneur a été abordé dans un second temps à travers une approche analytique rigoureuse. Deux modèles complémentaires ont été élaborés afin d'évaluer le champ de réaction de l'induit et son impact sur l'homogénéité du champ magnétique de l'IRM : un modèle axisymétrique bidimensionnel basé sur le potentiel scalaire magnétique et un modèle tridimensionnel reposant sur la loi de Biot et Savart. La confrontation de ces approches a mis en évidence la supériorité du modèle Biot et Savart en termes de précision, notamment pour la prise en compte des effets tridimensionnels liés à la géométrie sphérique. Ce modèle a été retenu comme référence pour l'optimisation du dispositif. En parallèle, un modèle thermique à paramètres concentrés a été développé afin de prédire l'échauffement de l'actionneur et d'évaluer la répartition des pertes dans les bobinages. Ces modèles ont permis d'engager une procédure d'optimisation complète intégrant les contraintes électromagnétiques, thermiques et géométriques imposées par l'environnement d'IRM. Le résultat de cette démarche a conduit à la conception d'un actionneur répondant pleinement au cahier des charges initial, tant en termes de performances que de compatibilité avec un environnement IRM.

La phase expérimentale a ensuite permis de confronter les résultats théoriques à la réalité du prototype réalisé. La conception mécanique, la fabrication et la caractérisation de la machine ont d'abord permis de valider la cohérence entre les paramètres de conception et les valeurs mesurées. Les essais électromagnétiques ont montré une excellente concordance entre les prédictions issues du modèle Biot et Savart et les mesures expérimentales, confirmant ainsi la pertinence de l'approche analytique retenue. Le comportement dynamique et les performances de l'actionneur ont été évalués à travers plusieurs essais réalisés à 0,3 T, dans un environnement représentatif mais maîtrisé, puis à 3 T, dans des conditions cliniques réelles. Les essais à vide, en court-circuit et en fonctionnement commandé ont démontré la capacité de l'actionneur à être piloté de manière stable et efficace, validant ainsi la stratégie de commande développée.

Les expérimentations conduites dans un environnement IRM clinique à 3 T ont permis d'évaluer de manière approfondie la compatibilité du dispositif. Des images obtenues avec et sans la présence de l'actionneur ont été comparées afin d'analyser la distorsion géométrique et le rapport signal sur bruit (SNR). Les résultats ont montré l'absence d'artefacts significatifs et une variation du SNR inférieure aux marges critiques, confirmant que l'actionneur n'altère pas la qualité des images IRM. Ces résultats expérimentaux valident de manière concluante la compatibilité de l'actionneur avec un environnement d'imagerie médicale à haut champ, tout en démontrant la faisabilité d'un fonctionnement stable et contrôlé dans ces conditions particulières.

L'ensemble des travaux menés au cours de cette thèse a permis de démontrer la robustesse et la cohérence de la démarche suivie, depuis la phase de conception analytique jusqu'à la validation expérimentale en environnement réel. La combinaison de modèles analytiques précis, d'une conception optimisée et d'essais rigoureux a permis d'aboutir à un prototype fonctionnel et conforme aux exigences de compatibilité magnétique et électromagnétique. Ces résultats constituent une avancée significative dans le domaine des systèmes d'actionnement dédiés aux environnements IRM et ouvrent la voie à de nouvelles perspectives d'intégration de dispositifs électromécaniques dans les systèmes d'imagerie médicale.

Au-delà des résultats obtenus, plusieurs perspectives prometteuses se dégagent pour la poursuite de ces travaux. D'un point de vue technologique, une première étape consisterait à concevoir et dimensionner un système de bagues-balais sphériques permettant l'alimentation électrique des enroulements tout en préservant la liberté de mouvement du rotor. Ce développement constituerait une avancée majeure vers un fonctionnement continu et fiable de l'actionneur à plusieurs degrés de liberté dans un environnement IRM. Dans cette optique, la mise en œuvre d'essais expérimentaux avec deux degrés de liberté, associée à une commande en position à boucle fermée, représenterait une étape clé pour valider la dynamique et la précision du dispositif dans des conditions réalistes.

Sur le plan de l'intégration, une perspective particulièrement intéressante serait l'assemblage de l'actionneur sphérique développé dans le cadre de cette thèse avec la machine cylindrique conçue précédemment par Simon Chauvière. La combinaison de ces deux technologies permettrait de constituer un robot complet manipulateur électrique, offrant à la fois des mouvements de translation et d'orientation, tout en conservant une compatibilité totale avec l'environnement IRM. La conception de la transmission mécanique assurant la synergie entre les deux sous-systèmes représenterait un défi scientifique et technique majeur, ouvrant la voie à la réalisation d'un robot d'intervention intégralement fonctionnel sous IRM.

D'un point de vue expérimental, la validation de cet ensemble au sein d'un imageur IRM permettrait de réaliser des essais de positionnement et de prélèvement, afin d'évaluer les performances globales du robot dans des conditions représentatives d'une utilisation clinique. De tels essais constitueraient une étape déterminante vers la concrétisation d'un dispositif robotique entièrement compatible IRM, capable d'assurer des gestes précis et sécurisés en environnement fortement contraint.

En somme, la poursuite de ces travaux pourrait conduire à l'émergence d'un système robotisé complet, combinant la précision des actionneurs électromagnétiques développés, la robustesse de leur commande et la compatibilité intrinsèque avec l'environnement IRM,

ouvrant ainsi la voie à de nouvelles applications en assistance médicale et en intervention guidée par imagerie.

Cette thèse a permis de concevoir, modéliser, réaliser et valider expérimentalement un actionneur sphérique électromagnétique conçu pour fonctionner au sein d'un environnement IRM, en respectant les contraintes magnétiques et électromagnétiques imposées par ce milieu. Les validations analytiques, numériques et expérimentales réalisées confirment la faisabilité de l'approche et la pertinence du concept proposé. Ce travail constitue ainsi une étape importante vers la mise au point de solutions d'actionnement totalement compatibles avec l'IRM, contribuant à renforcer le lien entre la recherche en électrotechnique et les applications biomédicales avancées.

Toutes ces perspectives font l'objet d'un projet ANR qui a été déposé au titre de la campagne 2025/2026. L'objectif étant la mise en œuvre d'un robot manipulateur compatible IRM intégrant les technologies d'actionneurs cylindriques et sphériques développés au GREEN ainsi que les contrôles-commandes associés.

VI Bibliographie

[1] Bloch, F. (1946). Nuclear Induction. Physical Review, 70(7-8), 460–474.

[2] Purcell, E. M., Torrey, H. C., & Pound, R. V. (1946). Resonance Absorption by Nuclear Magnetic Moments in a Solid. Physical Review, 69(1-2), 37–38.

[3] Lauterbur, P. C. (1973). Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance. Nature, 242, 190–191.

[4] Mansfield, P. (1977). Multi-planar image formation using NMR spin echoes. Journal of Physics C: Solid State Physics, 10(3), L55–L58.

[5] Damadian, R. (1971). Tumor Detection by Nuclear Magnetic Resonance. Science, 171(3976), 1151–1153.

[6] Nobel Prize Organization (2003). The Nobel Prize in Physiology or Medicine 2003 – for discoveries concerning magnetic resonance imaging. Disponible en ligne: https://www.nobelprize.org/prizes/medicine/2003/summary

[7] B. Kastler et D. Vetter, Comprendre l'IRM : manuel d'auto-apprentissage. Elsevier Health Sciences, 2018, isbn : 978-2-294-75371-8.

[8] H. Denis, L'IRM pas à pas. Sauramps Médical, 2019, isbn : 978-2-84023-559-0.

[9] Haacke, E. M., Brown, R. W., Thompson, M. R., & Venkatesan, R. (1999). Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design. Wiley-Liss.

[10] Brown, M. A., & Semelka, R. C. (2011). MRI: Basic Principles and Applications. Wiley-Blackwell.

[11] Edelman, R. R., Hesselink, J. R., Zlatkin, M. B., & Crues, J. V. (2014). Clinical Magnetic Resonance Imaging. Elsevier.

[12] Assessment of electromagnetic fields around magnetic resonance imaging (MRI) equipement, www.hse.gov.uk/research/rrhtm/rr570.htm.

[13] A. Arduino, O. Bottauscio, R. Brühl, M. Chiampi et L. Zilberti, « In silico evaluation of the thermal stress induced y MRI switched gradient fields in patients with metallic hip implant, » Physics in Medicine & Biology, t. 64, no 24, p. 245006,2019.

[14] [N. Gürler et Y. Z. Ider, « FEM based design and simulation tool for MRI birdcage coils including eigenfrequency analysis, » COMSOL Conference, Milan, 2012.

[15] N. Yu, R. Gassert et R. Riener, « Mutual interferences and design principles for mechatronic devices in magnetic resonance imaging, » International journal of computer assisted radiology and surgery, t. 6, no 4, p. 473-488, 2011.

[16] Q. Boehler, « Analyse, conception et commande de mécanismes de tenségrité et systèmes précontraints, » thèse de doct., Université de Strasbourg, 2016.

[17] H. Su, K.-W. Kwok, K. Cleary et al., « State of the art and future opportunities in MRI-guided robot-assisted surgery and interventions, » Proceedings of the IEEE, t. 110, no 7, p. 968-992, 2022.

[18] M. U. Farooq et S. Y. Ko, « A Decade of MRI Compatible Robots : Systematic Review, » IEEE Transactions on Robotics, 2022.

[19] Z. He, Z. Dong, G. Fang et al., « Design of a percutaneous MRI-guided needle robot with soft fluid-driven actuator,» IEEE Robotics and Automation Letters, t. 5, no 2, p. 2100-2107, 2020.

[20] K.-H. Lee, K. C. D. Fu, Z. Guo et al., « MR safe robotic manipulator for MRIguided intracardiac catheterization, » IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, t. 23, no 2, p. 586-595, 2018.

[21] D. Kundrat, G. Dagnino, T. M. Kwok et al., « An MR-Safe endovascular robotic platform : Design, control, and ex-vivo evaluation, » IEEE transactions on biomedical engineering, t. 68, no 10, p. 3110-3121, 2021.

[22] V. Groenhuis, F. J. Siepel, J. Veltman et S. Stramigioli, « Design and characterization of Stormram 4 : An MRI-compatible robotic system for breast biopsy, » in 2017 IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems (IROS), IEEE, 2017, p. 928-933.

[23] Chen, J., Zhang, J., Jiang, T., Dang, Y., & Han, J. (2024). SoNIM: A Soft Pneumatic Needle Manipulator for MRI-Guided Interventions. Actuators, 13(2), 59. Disponible : https://www.mdpi.com/2076-0825/13/2/59

[24] B. NOGAREDE, « Moteurs piézoélectriques, » Techniques de l'ingénieur Conversion de l'énergie électrique, t. base documentaire : TIP301WEB. No ref. article :d3765, 1996.

[25] Shinsei Corporation, "Piezoelectric Ultrasonic Motor USR60 Specifications", Shinsei Electric Co., Ltd., Japon. Disponible sur : https://www.shinsei-motor.com

[26] Z. Fang, T. Yang, Y. Zhu, S. Li, et M. Yang, « Velocity Control of Traveling-Wave Ultrasonic Motors Based on Stator Vibration Amplitude », Sensors, vol. 19, no 23, p. 5326, déc. 2019, doi: 10.3390/s19235326.

[27] J. Huber, N. Fleck et M. Ashby, « The selection of mechanical actuators based on performance indices, » Proceedings of the Royal Society of London. Series A :Mathematical, physical and engineering sciences, t. 453, no 1965, p. 2185-2205, 1997.

[28] P. Moreira, G. van de Steeg, T. Krabben et al., « The miriam robot : A novel robotic system for mr-guided needle insertion in the prostate, » Journal of medical robotics research, t. 2, no 04, p. 1 750 006, 2017.

[29] N. Patel, J. Yan, G. Li et al., « Body-mounted robotic system for MRI-guided shoulder arthrography : Cadaver and clinical workflow studies, » Frontiers in Robotics and AI, p. 125, 2021.

[30] K. G. Chan, T. Fielding et M. Anvari, « An image-guided automated robot for MRI breast biopsy, » The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, t. 12, no 3, p. 461-477, 2016.

[31] N. Hata, S.-E. Song, O. Olubiyi et al., « Body-mounted robotic instrument guide for image-guided cryotherapy of renal cancer, » Medical physics, t. 43, no 2, p. 843-853, 2016.

[32] Zhao, Z., Bales, C., & Fischer, G. (2024). Design and Characterization of MRI-compatible Plastic Ultrasonic Motor. arXiv. Disponible sur: https://arxiv.org/abs/2409.04006

[33] O. Felfoul, A. Becker, C. Bergeles et P. E. Dupont, « Achieving commutation control of an MRI-powered robot actuator, » IEEE Transactions on Robotics, t. 31, no 2, p. 387-399, 2015.

[34] Mutlu, S., Yildirim, A., Malakuti, S., Alshiekh, M., Ilic, B. R., & Sitti, M. (2020). Magnetic resonance imaging-compatible optically powered miniature wireless modular Lorentz force actuators. Advanced Science, 7(24), 2002948. https://doi.org/10.1002/advs.202002948.

[35] L. W. Hofstetter, J. R. Hadley, R. Merrill, H. Pham, G. C. Fine et D. L. Parker, « MRI-compatible electromagnetic servomotor for image-guided medical robotics, » Communications Engineering, t. 1, no 1, p. 4, 2022.

[36] Chauvière, S.; Belguerras, L.; Lubin, T.; Mezani, S.; Leclerc, S.; Guendouz, L. Magnetic Resonance Imaging-Compatible Electromagnetic Actuator: Design and Tests. Energies 2024, 17, 3254. https://doi.org/10.3390/en17133254

[37] Boussad Moualek, Simon Chauviere, Lamia Belguerras, Smail Mezani, Thierry Lubin; MRI compatible electromagnetic actuator: magneto-thermal design and optimization. COMPEL 17 July 2024; 43 (3): 620–633. https://doi.org/10.1108/COMPEL-11-2023-0578

[38] S. Chauvière, « Étude, conception et réalisation d'un actionneur électrique fonctionnant dans un environnement IRM », PhD Thesis, 2023. [En ligne]. Disponible sur: http://www.theses.fr/2023LORR0360/document

[39] Simon Chauviere, Lamia Belguerras, Thierry Lubin, Smail Mezani; Design and test of an open portable MRI system. COMPEL 5 August 2022; 41 (4): 1084–1095. https://doi.org/10.1108/COMPEL-11-2021-0436

[40] Rahima Sidi-Boulenouar. Dynamic monitoring of water status of plants in the fields under environmental stress : Design of a portable NMR and applied to sorghum. Physics [physics]. Université de Montpellier, 2018. English. ⟨NNT : 2018MONTS081⟩. ⟨tel-02139254⟩

[41] S. J. Farlow, Partial Differential Equations for Scientists and Engineers. in Dover books on advanced mathematics. Dover Publications, 1993. [En ligne]. Disponible sur: https://books.google.fr/books?id=uRjhDAAAQBAJ

[42] J. E. Everett et J. E. Osemeikhian, « Spherical coils for uniform magnetic fields », J. Sci. Instrum., vol. 43, n° 7, p. 470-474, juill. 1966, doi: 10.1088/0950-7671/43/7/311.

[43] Clinton T.LAWLER, « spherical-motor-MIT.pdf ». juin 2007.

[44] Haus, Hermann A., and James R. Melcher, Electromagnetic Fields and Energy. (Massachusetts Institute of Technology: MIT OpenCourseWare). http://ocw.mit.edu (accessed MM DD, YYYY). Also available from Prentice-Hall: Englewood Cliffs, NJ, 1989. ISBN: 9780132490207. License: Creative Commons AttributionNoncommercial-Share Alike.

[45] P. F. Byrd et M. D. Friedman, Handbook of Elliptic Integrals for Engineers and Scientists, 2e éd., Berlin, Allemagne : Springer, 1971, doi:10.1007/978-3-642-65138-0.

[46] F. Oemry, B. Hermanto, P. Prawito, et A. Oemry, “Evaluation of analytical model for magnetic field distribution in magnetizing fixture study,” J. Phys.: Conf. Ser., vol. 1442, 012001, 2020.

[47] J. C. Simpson, J. E. Lane, C. Immer, et R. Youngquist, Simple Analytic Expressions for the Magnetic Field of a Circular Current Loop, NASA Tech. Rep. 20010038494, 2001.

[48] P. H. Mellor, D. Roberts, and D. R. Turner, 1991, "Lumped parameter thermal model for electrical machines of TEFC design," IEE Proceedings-B, vol. 138, no. 5, pp. 205-218.

[49] MEZANI Smail,« MODELISATION ELECTROMAGNETIQUE ET THERMIQUE DES MOTEURS A INDUCTION, EN TENANT COMPTE DES HARMONIQUES D'ESPACE ».

[50] G. Grandi et J. Loncarski, « Evaluation of current ripple amplitude in threephase PWM voltage source inverters, » in 2013 International Conference-Workshop Compatibility And Power Electronics, IEEE, 2013, p. 156-161.

[51] K. Muangthong et C. Charumit, « Comparative analysis of switching losses and current ripple of continuous and discontinuous SVPWM strategies for unbalanced two-phase four-leg VSI Fed unsymmetrical two-phase induction motor », IET Power Electronics, vol. 14, no 3, p. 531-547, févr. 2021, doi: 10.1049/pel2.12019.

[52] J. Loncarski, M. Leijon, M. Srndovic, C. Rossi, et G. Grandi, « Comparison of Output Current Ripple in Single and Dual Three-Phase Inverters for Electric Vehicle Motor Drives », Energies, vol. 8, no 5, p. 3832 3848, avr. 2015, doi: 10.3390/en8053832.

[53] Åström & Hägglund, PID Controllers: Theory, Design, and Tuning, 2e éd., ISA, 1995

[54] GMB Battery Manufacturer. GMB 404298 Non-magnetic LiPo Battery.www.gmbatterymanufacturer.com/polymer-battery/.

[55] RadiAnt DICOM Viewer, www.radiantviewer.com.

[56] O. Dietrich, J. G. Raya, S. B. Reeder, M. F. Reiser et S. O. Schoenberg, « Measurement of signal-to-noise ratios in MR images: influence of multichannel coils, parallel imaging, and reconstruction filters, » Journal of Magnetic Resonance Imaging : An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, t. 26, no 2, p. 375-385, 2007.

[57] Gudbjartsson, H., & Patz, S. (1995). The Rician distribution of noisy MRI data. Magnetic Resonance in Medicine, 34(6), 910–914.

[58] Constantinides, C. D., Atalar, E., & McVeigh, E. R. (1997). Signal-to-noise measurements in magnitude images from NMR phased arrays. Magnetic Resonance in Medicine, 38(5), 852–857.

[59] National Electrical Manufacturers Association (NEMA). (2008). Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging. NEMA Standards Publication MS 1-2008.

[60] https://www.chenyang-gmbh.com/en/linear-hall-effect-sensors-elements-cysj362a-max.-sensitivity-3.1-4.1-mv-mt-measuring-range-3t.html?number=CYSJ362A

[61] https://www.rotarx.com/en/produkt/slip-ring-without-housing-rx-sep015-qs1-00012s/

[62] https://fr.rs-online.com/web/p/cables-de-controle/2369242?gb=s

[63] https://www.metrolab.com/products/hall-magnetic-field-camera-hallinsight/