



Titre: Conception d'une plateforme de développement rapide pour
évaluer la pertinence de la méthode algorithmique COSMOS en
imagerie IRM néonatale
Title:

Auteur: Antoine El Hachem
Author:

Date: 2024

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: El Hachem, A. (2024). Conception d'une plateforme de développement rapide
pour évaluer la pertinence de la méthode algorithmique COSMOS en imagerie
IRM néonatale [Master's thesis, Polytechnique Montréal]. PolyPublie.
Citation: <https://publications.polymtl.ca/57999/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/57999/>
PolyPublie URL:

Directeurs de
recherche: Benjamin De Leener
Advisors:

Programme: Génie biomédical
Program:

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

**Conception d'une plateforme de développement rapide pour évaluer la
pertinence de la méthode algorithmique COSMOS en imagerie IRM néonatale**

ANTOINE EL HACHEM

Institut de génie biomédical

Mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme de *Maîtrise ès sciences appliquées*

Génie biomédical

Mars 2024

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

Ce mémoire intitulé :

Conception d'une plateforme de développement rapide pour évaluer la pertinence de la méthode algorithmique COSMOS en imagerie IRM néonatale

présenté par **Antoine EL HACHEM**

en vue de l'obtention du diplôme de *Maîtrise ès sciences appliquées*

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

Sofiane ACHICHE, président

Benjamin DE LEENER, membre et directeur de recherche

Samuel KADOURY, membre

DÉDICACE

Je dédie ce travail à mes parents, ma sœur, mon frère et mon parrain.

REMERCIEMENTS

Ce travail a été réalisé au sein du laboratoire NeuroPoly de l'École Polytechnique Montréal en partenariat avec l'Institut TransMedtech, affilié au CHU Sainte-Justine. Je souhaite remercier particulièrement le Professeur Benjamin De Leener qui a accepté d'être mon directeur de maîtrise et a su m'épauler tout le long de mon projet. Merci de sa confiance.

Je souhaite de plus remercier l'ensemble de mes collègues du Magic-Lab, laboratoire qui regroupe l'ensemble des étudiants sous la supervision du professeur Benjamin De Leener. Une mention spéciale à Noée Ducros-Chabot et Louis-Joseph Laberge pour leur soutien technique et moral tout au long de ma recherche.

Je remercie l'ensemble de l'équipe du PolyFab pour leur accueil chaleureux et leurs conseils précieux lors de la construction de l'accessoire AMONI.

J'aimerais remercier mes parents, ma sœur, mon frère, ma famille et mes amis qui m'ont procuré toute la motivation nécessaire à la réalisation de ce projet.

Je remercie spécialement mon parrain Joe Iwaz pour ses conseils, son aide précieuse et son soutien lors de la réalisation de mon projet au cours de ces deux années.

Enfin, je remercie le Professeur Sofiane Achiche d'avoir accepté d'être le président du jury de ce mémoire ainsi que le Professeur Samuel Kadoury d'être membre du jury.

RÉSUMÉ

La susceptibilité magnétique est la propriété physique d'un matériau décrivant sa capacité à s'aimanter lorsque celui-ci est soumis à un champ magnétique externe. Dans le cas particulier des tissus biologiques et organes, la susceptibilité magnétique diffère en fonction de leur composition. C'est le cas du cerveau qui est constitué de différentes sources de susceptibilité magnétique telles que la myéline, l'eau ou le fer.

L'Imagerie Quantitative de la Susceptibilité magnétique (QSM) est une technique d'imagerie récemment développée dont le but est de cartographier la distribution de la susceptibilité magnétique lorsqu'un objet ou un échantillon est soumis à un examen d'imagerie par résonance magnétique (IRM). Ainsi, à partir du calcul des variations de susceptibilité magnétique, il est possible d'imager le cerveau d'un patient. La méthode de calcul de la susceptibilité magnétique à partir de plusieurs échantillons d'orientations différentes (COSMOS) est la technique QSM la plus précise actuellement. Au lieu d'utiliser des données IRM prises sous un seul angle, la qualité de la reconstruction d'une image cérébrale est nettement améliorée en capturant différentes positions angulaires de la tête du patient. Cet algorithme de calcul est actuellement utilisé dans le domaine médical pour des patients adultes. Cependant, son utilisation demeure limitée en raison de la longueur de l'examen IRM et l'inconfort qu'il entraîne pour le patient.

En revanche, ces limitations sont moins préoccupantes en néonatalogie, car l'examen IRM d'un nouveau-né peut être réalisé durant son sommeil. Toutefois, aucune méthode de positionnement d'un nourrisson dans un scanner n'existe présentement rendant l'acquisition de données IRM multiangulaires, et par extension l'utilisation de l'algorithme COSMOS pour la réalisation d'images QSM, impraticable en néonatalogie.

Dans ce contexte, l'objectif de ce mémoire est de concevoir une plateforme de développement rapide pour évaluer la pertinence de l'utilisation de l'algorithme COSMOS en néonatalogie. L'accent est notamment mis sur la conception d'un appareil compatible en milieu IRM, permettant de modifier l'orientation d'un nourrisson dans un scanner, et le développement d'une méthode d'évaluation des performances de l'algorithme COSMOS en néonatalogie.

En premier lieu, un cahier des charges a été établi afin de mettre en avant l'ensemble des contraintes et fonctions auxquelles l'appareil doit répondre. Ensuite, la modélisation 3D du prototype a été réalisée sur le logiciel CAO/CAD Fusion 360. Par la suite, le prototype a été construit à partir de

matériaux compatibles en milieu IRM, principalement des matières plastiques et du bois. Enfin, un système d'actuation pneumatique a été développé afin d'automatiser les changements d'orientations angulaires. Ainsi, un prototype à deux degrés de liberté, capable d'effectuer automatiquement des rotations indépendantes sur les plans frontaux et sagittaux de l'IRM, a été conçu. L'amplitude des rotations est de 30° pour la rotation frontale et de 8° pour la rotation sagittale. La précision angulaire de chaque rotation est respectivement de 0.44° et 0.88° . La durée du changement d'orientation du nouveau-né est de 3.20 secondes. Enfin, le prototype est capable de supporter un poids de 4 kg, soit le poids moyen maximal d'un nouveau-né.

En parallèle, un fantôme de cerveau de nouveau-né ayant pour objectif d'évaluer les performances de la technique COSMOS en néonatalogie ainsi que la compatibilité IRM du prototype a été conçu. Il s'agit d'une boîte cubique remplie d'eau saline dans laquelle sont placées cinq fioles de gadolinium à 0, 0.125, 0.25, 0.5 et 1%. Nous avons pu observer à partir de trois acquisitions IRM du fantôme sous différents angles un rapport de proportionnalité de 10.2 entre les valeurs de susceptibilité magnétique mesurée avec la méthode COSMOS et les valeurs réelles de susceptibilité magnétique du fantôme. Cette linéarité est intéressante et permet d'obtenir des valeurs plus stables que celles obtenues avec les méthodes QSM uniangulaires. Ces premiers résultats restent toutefois préliminaires et d'autres expériences et de nouvelles acquisitions sont nécessaires afin de mieux quantifier la performance de COSMOS.

La construction d'une plateforme de développement rapide, composée d'un appareil pour réaliser des Orientations Multiples en Neuro-Imagerie IRM néonatale (AMONI) et d'un fantôme cérébral de nourrisson, rend possible l'utilisation de l'algorithme COSMOS pour des patients jeunes. Par conséquent, il deviendrait possible de produire des images cérébrales néonatales plus précises et d'améliorer la détection et la prévention de maladies neurologiques.

ABSTRACT

Magnetic susceptibility quantifies the magnetization of a material when put under an external magnetic field. Biological tissues' magnetic susceptibility can differ depending on their compositions. For instance, the brain is mainly composed of myelin, water and iron which are components of different magnetic susceptibility.

Quantitative Susceptibility Mapping (QSM) is an imagery technique recently developed which maps the distribution of magnetic susceptibility when an object or sample is placed under an MRI magnetic field. Thus, calculating magnetic susceptibility variations from MRI data allows to precisely image a patient's brain. Different mathematical QSM methods are available, and this thesis focuses on one particularly: calculating magnetic susceptibility through multiple orientations sampling (COSMOS). It is the most precise QSM algorithm to date. Instead of using MRI data taken through a single orientation, the quality of QSM brain imaging is enhanced by combining multiple MRI scans of the patient taken with different head orientations. COSMOS has already been used in the medical field with adult patients, but applying this method tends to prolong the duration of an MRI scan session and discomfort patients, making it impractical.

These limitations are less worrying when dealing with neonates since they are usually napping/sleeping during an MRI session. However, no methods or tools have been developed for positioning and rotating a newborn patient inside an MRI machine yet. Consequently, acquiring multi-angular MRI data and using COSMOS to produce QSM images is currently unfeasible in neonatology.

This master thesis' main objective is to design a rapid development platform to assess the relevance of using COSMOS in neonatology. A major focus of the project is to conceptualize a motorized device capable of modifying securely and precisely the angular orientation of a newborn inside an MRI scanner as well as developing a method to evaluate the performance of COSMOS in neonatology.

Firstly, a requirement document was written to highlight constraints and characteristics that the prototype will have to incorporate. Then, 3D designs of the device were realized with the CAO/CAD software Fusion 360 to validate its functionality. The prototype was then built with MRI compatible materials, mainly plastics and wood. Finally, a pneumatic actuation system was developed and assembled to the prototype to automatize the patient's orientation changes. Thus, a

two degree of freedom prototype, capable of rotating a newborn independently on the MRI frontal and sagittal plane was built. The rotation width is of 30° for the frontal rotation and 8° for the sagittal one. The angular precision is respectively 0.44° and 0.88° . The duration of rotation is 3.20 seconds. Finally, the prototype can support a weight of 4 kg, which is the maximal weight of a newborn.

Simultaneously, a neonate brain phantom was designed to evaluate COSMOS performance in neonatology as well as the prototype's MRI compatibility. It consists of a cubic plastic box filled saline water. Five gadolinium flasks of different concentration (0, 0.125, 0.25, 0.5, 1%) were positioned inside. From three different MRI acquisitions of the phantom, a proportional relationship between COSMOS measured susceptibility values and real susceptibility values of the phantom has been found. The proportional factor is equal to 10.2. This linear relationship is interesting and confirms the efficiency of multiangular QSM method COSMOS compared to uniangular methods. However, these results must be confirmed through other experiments and with different acquisitions to better quantify COSMOS efficiency in QSM imagery.

The construction of a rapid development platform, composed of a device that realize Multiple Orientations in Neonate neuroImagery (AMONI) and a brain neonate phantom, allows the use of COSMOS on young patients. Consequently, it should be possible to produce more precise newborn MRI neuroimages and enhance the detection and prevention of neurological diseases in the pediatric field.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ.....	V
ABSTRACT	VII
LISTE DES TABLEAUX.....	XIII
LISTE DES FIGURES.....	XIV
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XIX
LISTE DES ANNEXES.....	XXI
CHAPITRE 1 INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE	3
2.1 Imagerie par résonance magnétique.....	3
2.1.1 Principe de fonctionnement physique de l'IRM	3
2.1.2 Déroulement d'un examen IRM.....	7
2.1.3 Inconvénients de l'IRM.....	8
2.1.4 IRM néonatale	10
2.2 Imagerie quantitative de la susceptibilité magnétique	11
2.2.1 Susceptibilité magnétique	11
2.2.2 Calcul théorique de la susceptibilité magnétique à partir des données IRM	12
2.2.3 Calcul de la susceptibilité magnétique à partir d'échantillons d'orientations multiples (COSMOS).....	13
2.3 Robotique médicale en milieu IRM	15
2.3.1 Association de la robotique médicale à l'IRM.....	15
2.3.2 Avancées récentes et applications cliniques.....	16

2.3.3	Défis de conception de technologies médicales assistées par IRM	22
2.3.4	Systèmes d'actuation compatibles avec l'IRM	24
2.3.5	Systèmes de détection compatibles avec l'IRM.....	33
2.3.6	Perspectives et opportunités futures	37
2.4	Conception de fantôme en imagerie médicale	38
2.4.1	Définition d'un fantôme d'IRM	39
2.4.2	Défis de conception de fantômes d'IRM dans le domaine du QSM.....	40
2.4.3	Quelques exemples de fantômes d'IRM	41
CHAPITRE 3	RATIONNELLE DU PROJET	44
3.1	Résumé de la problématique	44
3.2	Objectif général du projet.....	44
3.3	Objectifs spécifiques et méthodologie générale du projet	45
3.4	Méthodologie	45
CHAPITRE 4	CONCEPTION D'UN APPAREIL D'ACQUISITION D'IMAGES IRM MULTIANGULAIRES.....	46
4.1	Méthodologie de conception	46
4.1.1	Identification des besoins du client	47
4.1.2	Organisation hiérarchisée des besoins du client et attribution d'une importance relative	49
4.1.3	Spécifications techniques du produit.....	51
4.1.4	Génération de concepts	59
4.1.5	Élimination des concepts des sous-systèmes	64
4.1.6	Présentation du concept final	65
4.2	Développement d'un système d'actuation pneumatique, compatible en environnement IRM	65

4.2.1	Choix du système d'actuation	66
4.2.2	Cylindre pneumatique à double effet	66
4.2.3	Vanne à commande pneumatique « 5 chemins 3 positions ».....	67
4.2.4	Mesure du positionnement du piston	70
4.3	Vanne de contrôle de débit d'air et contrôle du positionnement de la tige	73
4.4	Conception d'un prototype à activation automatique	75
4.4.1	Vue d'ensemble du modèle du prototype AMONI	75
4.4.2	Système de double berceau	77
4.4.3	Support du prototype	78
4.4.4	Système de transmission du mouvement : rotation sur le plan frontal.....	79
4.4.5	Système de transmission du mouvement : rotation sur le plan sagittal.....	81
4.4.6	Autres pièces	83
4.5	Construction du prototype AMONI	84
4.5.1	Impression 3D à dépôt de fil fondue (FDM).....	84
4.5.2	Fabrication du support des berceaux.....	86
4.5.3	Autres pièces	87
4.5.4	Assemblage final du prototype AMONI	87
CHAPITRE 5	CONCEPTION D'UN FANTÔME DE CERVEAU DE NOUVEAU-NÉ	88
5.1	Conception d'un fantôme adapté à l'imagerie pédiatrique de nourrissons	88
5.1.1	Définition d'un fantôme	88
5.1.2	Morphologie du fantôme du cerveau de nourrisson.....	88
5.2	Remplissage du fantôme	89
5.2.1	Billes de gadolinium.....	89
CHAPITRE 6	RÉSULTATS	93

6.1	Qualité de la conception du fantôme et performance de COSMOS	93
6.2	Validation du cahier des charges.....	100
6.2.1	Compatibilité IRM et ratio SNR	100
6.2.2	Amplitude angulaire.....	102
6.2.3	Précision angulaire du prototype AMONI	103
6.2.4	Temps de positionnement du berceau	104
6.2.5	Prix du prototype AMONI	105
CHAPITRE 7	DISCUSSION GÉNÉRALE	108
7.1	Synthèse	108
7.2	Limites et perspectives	110
CHAPITRE 8	CONCLUSION	113
RÉFÉRENCES.....		115
ANNEXES		126

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 4.1 Collecte d'informations du client	47
Tableau 4.2 Hiérarchisation des besoins du client	50
Tableau 4.3 Listes de métriques pour le prototype AMONI.....	51
Tableau 4.4 Fonctions principales.....	54
Tableau 4.5 Fonctions complémentaires	54
Tableau 4.6 Contraintes de conception	57
Tableau 4.7 Hiérarchisation des besoins du client	58
Tableau 4.8 Codage des angles en binaire	71
Tableau 4.9 Nombre de dents de chaque engrenage	81
Tableau 6.1 Récapitulatif des matériaux utilisés pour la construction du prototype AMONI....	101
Tableau 6.2 Tableau récapitulatif des composants du prototype AMONI et leur prix	105

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 Magnétisation des protons avec l'application d'un champ magnétique. À gauche, aucun champ magnétique n'est appliqué. À droite, un champ magnétique est appliqué. [8]	4
Figure 2.2 Modification de l'aimantation globale lors de la phase d'excitation [8]	5
Figure 2.3 Processus de relaxation T_1 [9].....	6
Figure 2.4 Processus de relaxation T_2 [9].....	6
Figure 2.5 Schéma (a) et photographie (b) d'une machine IRM [10]	7
Figure 2.6 Images IRM du glioblastome avec les paramètres T_1 sans injection de gadolinium (a), T_1 avec injection de gadolinium (b) et T_2 sans injection de gadolinium (c) [12]	8
Figure 2.7 Photographie d'une IRM ouverte [14]	9
Figure 2.8 IRM pédiatrique 3T du CHoR [16].....	10
Figure 2.9 Préparation d'un nouveau-né pour un examen IRM [18].....	11
Figure 2.10 Configuration du coussinet robotique de détection de mouvement [23]	17
Figure 2.11 Photographie du coussinet robotique de détection de mouvement et du système expérimental [23]	18
Figure 2.12 Modèle CAD (a) et photographie (b) du robot chirurgical pour une chirurgie de la prostate de Lin et al. [25]	19
Figure 2.13 Modèle CAD (en haut) et photographies de profil (en bas) du robot chirurgical de Knull et al.	20
Figure 2.14 Design du robot chirurgical hydraulique pour la biopsie de Mahcicek et al. (à gauche) et photographie du système expérimental (à droite) [27].....	20
Figure 2.15 Modèle CAD (à gauche) et photographie (à droite) du robot d'insertion d'aiguilles chirurgicales de Baoliang Zao et al. [28]	21
Figure 2.16 Modèles CAO du système complet de rotation à l'intérieur de l'antenne de tête (a) et de la coque sphérique contenant les marqueurs MPT (c). Photographies du plateau de rotation dentée (b) et du système de rotation complet avec le marqueur MPT (d) [31]	22

Figure 2.17 Prototype du robot chirurgical pneumatique de Yang et al. [36] Photographies du système de contrôle placé dans la salle de contrôle (à gauche) et du système chirurgical (au centre) placé dans la salle IRM. Modèle CAO du robot (à droite).	25
Figure 2.18 Schéma bloc du contrôle du système pneumatique selon la méthode SMC [36]	25
Figure 2.19 Photographie (a) et modélisation (b) du robot pneumatique de Tokuda et al. [37] ...	26
Figure 2.20 Architecture du système téléopéré « master-slave » de Shang et al. dans lequel l'appareil maître haptique fournit un retour de force assisté par imagerie IRM (à gauche) et photographie du système (à droite) [38]	26
Figure 2.21 Dessins techniques (à gauche) et photographie de deux moteurs « PneuStep » de tailles différentes (à droite) [39]	27
Figure 2.22 Vue éclatée (a) et dessin du moteur assemblé (c). Photographie du moteur (b) [40]	28
Figure 2.23 Photographie d'un PAM [42]	28
Figure 2.24 Vues en coupe du moteur pas-à-pas montrant la tige inférieure (1) et la tige supérieure (2) qui convertissent le mouvement de translation du PAM en mouvement de rotation, et l'arbre de sortie rotatif (3). [41]	29
Figure 2.25 À gauche : Boîtier du moteur contenant les PAMs. À droite: Photographie du moteur pas-à-pas assemblé, sans la coque externe afin de visualiser les 3 PAMs [41]	29
Figure 2.26 (a) Modèle CAD du manipulateur du robot de Guo et al. [43] (b) Diagramme schématique du système d'actuation hydraulique pour 1 DDL	30
Figure 2.27 (a) Paire de cylindres hydrauliques réalisant la transmission de la puissance hydraulique de la salle de contrôle à la salle IRM via un long tube hydraulique (b) Modèle 3D de l'actuateur hydraulique dans lequel on retrouve les 3 pistons hydrauliques et l'arbre de sortie du moteur [44]	30
Figure 2.28 Robot piézoélectrique de Meinhold et al. [51]	32
Figure 2.29 Modèle du système robotique parallèle de Zhang et al. [52]	32
Figure 2.30 Schéma de l'aiguille chirurgicale flexible. Des capteurs FBGs sont placés le long de l'aiguille afin de reconstruire sa forme [54]	34

Figure 2.31 (a) Schéma bloc du contrôle du servomoteur (b) Photographies du servomoteur (c) et de l'encodeur incrémental [61]	35
Figure 2.32 Photographie de l'fibroscope de Fang et al. [62]	36
Figure 2.33 Effecteur du robot composé de capteurs piézoélectriques de force et de déplacement [65]	37
Figure 2.34 Photographie de l'actuateur à résonance magnétique de Vartholomeos et al. dans deux positions différentes [68]	38
Figure 2.35 Photographie de l'actuateur à résonance magnétique de Felfoul et al. [69]	38
Figure 2.36 Photographie (a) et image QSM (b,c) du fantôme de Hobson et al. [84]	42
Figure 2.37 Photographie (a) et dessin CAD (b) du fantôme de la prostate de Hungr et al. [85].	42
Figure 2.38 Image IRM du fantôme sur lequel se trouvent le cadre (1), le rectum (2), le matériel périprostatique (3), la prostate (4), les cibles (5) et l'urètre (6)	43
Figure 4.1 Système de référence en anatomie [87] : Rotation de la tête sur le plan sagittal (a), rotation de la tête sur le plan frontal (b) et identification des plan de rotations (c)	53
Figure 4.2 Antenne de tête à 32 canaux de Siemens (à gauche) [88] et sa modélisation sur le logiciel Fusion 360 (à droite)	55
Figure 4.3 Table IRM (à gauche) et sa modélisation sur le logiciel Fusion 360 (à droite) [89] ...	56
Figure 4.4 Photographie du matelas d'immobilisation MED-VAC de l'entreprise CFI Medical [90]	56
Figure 4.5 Schéma annoté d'un cylindre pneumatique [92]	66
Figure 4.6 Fiche technique du cylindre AC 13270-X de l'entreprise Airpot Inc	67
Figure 4.7 Schéma et photographie d'une valve sinusoïdale 5 chemins / 3 positions [93]	68
Figure 4.8 Photographie du circuit pneumatique	69
Figure 4.9 Photographie de la règle incrémentale réalisée spécifiquement pour la rotation frontale du berceau externe	72
Figure 4.10 Schéma du circuit électrique du capteur incrémental à fibre optique	72

Figure 4.11 Photographie du circuit électrique du capteur incrémental à fibres optiques	73
Figure 4.12 Schéma du circuit électronique de la commande par hystérésis.....	74
Figure 4.13 Photographie du système pneumatique.....	75
Figure 4.14 Modélisation du prototype AMONI sur le logiciel Fusion 360.....	76
Figure 4.15 Vue de dessous du support du prototype AMONI sur le logiciel de CAO Fusion 360	76
Figure 4.16 Modélisation du double berceau – Vue de dessus/avant/droite	77
Figure 4.17 Modélisation du double berceau – Vue arrière/gauche	78
Figure 4.18 Modélisation du support du prototype – Vue haut/droite/arrière	78
Figure 4.19 Système d'engrenages pour la rotation frontale – Vue avant/droite	80
Figure 4.20 Mouvement de rotation du prototype sur le plan frontal: angle de -15° (a), angle de 0° (b) et angle de 15° (c).....	80
Figure 4.21 Modélisation de la table élévatrice – Vue haut/gauche/avant.....	82
Figure 4.22 Positions extrêmes de la table élévatrice	82
Figure 4.23 Différentes positions angulaires du prototype: 8° S et 0° F (a), 5° S et -15° F (b), 3° S et 15° F (c), 0° S et 0° F (d).....	83
Figure 4.24 Modélisation sur le logiciel Fusion 360 des attaches de la table IRM de AMONI ...	83
Figure 4.25 Photographie du double berceau imprimé en PLA	85
Figure 4.26 Photographies des impressions des engrenages pour la rotation frontale.....	86
Figure 4.27 Photographies du support des berceaux.....	86
Figure 4.28 Photographie du prototype AMONI assemblé.....	87
Figure 5.1 Fioles de gadolinium.....	91
Figure 5.2 Filtrage de la solution saline saturée.....	92
Figure 5.3 Fantôme cérébral simplifié	92
Figure 6.1 Masques réalisés pour distinguer les différentes fioles de gadolinium	93

Figure 6.2 Images du premier écho de la magnitude du fantôme sous différentes orientations ...	95
Figure 6.3 Images du premier écho de la phase du fantôme sous différentes orientations	95
Figure 6.4 Images du champ magnétique local sous différentes orientations.....	96
Figure 6.5 Images QSM du fantôme obtenues avec les méthodes MEDI (uniangulaire) et COSMOS (multiangulaire).....	97
Figure 6.6 Courbes de la susceptibilité magnétique mesurées en fonction de la susceptibilité magnétique attendue : a) La méthode MEDI est appliquée sur l'acquisition du fantôme dans sa position neutre, b) La méthode MEDI est appliquée sur l'acquisition du fantôme avec rotation sagittale, c) La méthode MEDI est appliquée sur l'acquisition du fantôme avec rotation frontale, d) La méthode COSMOS est appliquée sur les trois acquisitions du fantôme.	98
Figure 6.7 Images du champ magnétique local sous différentes orientations, au niveau de la fiole de gadolinium la plus concentrée	99
Figure 6.8 Courbes de la susceptibilité magnétique mesurées en fonction de la susceptibilité magnétique attendue pour 4 fioles du fantôme : a) La méthode MEDI est appliquée sur l'acquisition du fantôme dans sa position neutre, b) La méthode MEDI est appliquée sur l'acquisition du fantôme avec rotation sagittale, c) La méthode MEDI est appliquée sur l'acquisition du fantôme avec rotation frontale, d) La méthode COSMOS est appliquée sur les trois acquisitions du fantôme.....	100
Figure 6.9 Photographie du double berceau positionné dans l'antenne 32 canaux	101
Figure 6.10 Distance d'élongation réelle moyenne du piston en fonction de la distance appliquée en entrée du contrôleur	103
Figure 6.11 Temps de positionnement moyen du piston en fonction de la distance d'élongation	105

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

ABS	Acrylonitrile butadiène styrène
AMONI	Accelerated MultiOrientation Neonatal neuroImagery – Neuroimagerie néonatale accélérée et multiangulaire
CAO	Conception Assistée par Ordinateur
CFAO	Conception et fabrication assistées par Ordinateur
CFO	Capteur à Fibres Optiques
COSMOS	Calculation Of Susceptibility through Multiple Orientation Sampling – Calcul de la susceptibilité magnétique à partir d'échantillons pris sous différentes orientations
DC	Direct Current – Courant Direct
DDL	Degré De Liberté
deg	Degrés
F	Frontale
FAO	Fabrication Assistée par Ordinateur
FBG	Fiber Bragg Grating – Fibre à réseau de Bragg
FDA	Food and Drug Administration – Agence fédérale des produits alimentaires et des médicaments
FDM	Impression 3D « à dépôt de matière fondue »
fMRI	Functional Magnetic Resonance Imaging – Imagerie par résonance magnétique fonctionnelle
IRM	Imagerie par résonance magnétique
m	Mètres
mm	Millimètres

MEDI	Morphology Enabled Dipole Inversion – Inversion du dipôle actionné par morphologie
MOS	Metal Oxyde Semiconductor
MPE	Moteurs Piézoélectriques
MPP	Moteur pas-à-pas
MPT	Moiré Phase Tracking
ms	Millisecondes
N	Newton
PAM	Pneumatic Artificial Muscle – Muscle pneumatique artificiel
PID	Proportionnel Intégral Dérivateur
PLA	Acide polylactique
PVC	Polychlorure de vinyle
QSM	Quantitative Susceptibility Mapping – Imagerie quantitative de la susceptibilité
RF	Radiofréquence
RMSE	Root Mean Square Error – Racine de l’erreur quadratique moyenne
RPM	Rotations Per Minute – Tours par Minutes
s	Secondes
S	Sagittale
SLA	Impression 3D par « stéréolithographie »
SMC	Sliding-mode controller – Contrôle par mode glissant
SNR	Signal/Noise Ratio – Rapport Signal sur Bruit
T	Tesla

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A Degré de compatibilité des matériaux pour une utilisation en IRM selon le critère de notation de la FDA	126
ANNEXE B Code Arduino de l'encodeur incrémental à fibres optiques	127
ANNEXE C CODE Arduino du système pneumatique à contrôle PID.....	128
ANNEXE D CALCUL de la précision RMSE sur le positionnement du piston	130
ANNEXE E CALCUL Du temps de positionnement moyen du piston	131

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

Lors d'une numérisation IRM de la tête d'un patient, des données de phase et de magnitude sont mesurées et cartographiées afin de produire une image de son cerveau. Utilisées telles quelles, ces données produisent une image qualitative à partir de laquelle il est possible de distinguer les différentes formes et constituants du cerveau. Toutefois, en effectuant des opérations mathématiques sur les données de magnitude et phase, il devient alors possible d'obtenir des images quantitatives, plus contrastées, à partir desquelles des mesures de concentrations d'un ou plusieurs composants peuvent être directement réalisées dans une zone spécifique du cerveau. [1]

L'Imagerie Quantitative de la Susceptibilité magnétique (QSM) est une technique qui produit des images quantitatives du cerveau à partir des données IRM. Elle utilise la susceptibilité magnétique comme variable quantitative. [2]

La susceptibilité magnétique est une propriété physique d'un matériau décrivant l'interaction entre les charges libres d'un atome ou d'une molécule au sein d'un échantillon avec le champ magnétique environnant. De manière plus spécifique, elle caractérise la capacité d'un matériau à s'aimanter lorsque celui-ci est soumis à un champ magnétique extérieur. Par exemple, le fer est un élément paramagnétique à très forte susceptibilité magnétique. Connaître sa concentration dans le cerveau aide au diagnostic de maladies dégénératives. De même, la myéline est un élément diamagnétique à faible susceptibilité magnétique et est directement liée au développement des neurones chez les nouveau-nés. En outre, la désoxyhémoglobine est une molécule à faible susceptibilité magnétique dont la concentration est liée au taux d'oxygène dans le sang. Ainsi, cartographier les variations de susceptibilité magnétique permet aux cliniciens d'établir un diagnostic sur la santé cérébrale du patient. [3]

Plusieurs méthodes de calculs existent aujourd'hui pour réaliser du QSM. [4] Le Calcul de la Susceptibilité magnétique à partir d'Échantillons de Multiples Orientations (COSMOS) est un algorithme capable de convertir les données IRM en données de susceptibilité magnétique. Actuellement, il s'agit de la méthode QSM permettant d'obtenir les images les plus précises. Comme son nom l'indique, COSMOS produit une image QSM à partir de plusieurs numérisations IRM de la tête du patient – au moins trois – pris sous différents angles. Le choix de ces angles de tête est assez intuitif pour un patient adulte : dans un premier temps, un scan du patient allongé, la tête droite, est réalisé, puis un second scan est fait au cours duquel la tête du patient repose sur son

épaule gauche et enfin un troisième scan lorsque la tête du patient repose sur son épaule droite. Cependant, il demeure actuellement impossible de modifier l'orientation d'un nouveau-né dans une machine IRM. [5]

C'est dans ce contexte que s'inscrit ce projet de mémoire dont le but est de concevoir une plateforme de développement rapide permettant d'évaluer les performances de l'algorithme COSMOS en néonatalogie. Il s'agit du projet AMONI (Neuro-Imagerie Néonatale Accélérée MultiOrientée). Plus spécifiquement, l'idée est de construire un appareil compatible avec l'environnement électromagnétique de l'IRM qui modifie automatiquement l'orientation angulaire d'un nouveau-né dans une IRM ainsi qu'un fantôme cérébral IRM de nourrisson permettant d'évaluer les performances de l'algorithme COSMOS en néonatalogie, c'est-à-dire lors d'une utilisation avec l'appareil défini précédemment.

Le chapitre 2 définit le cadre théorique du projet. Il inclut une introduction à l'IRM, l'IRM néonatale et le QSM, puis établit un état de l'art sur la robotique médicale en imagerie IRM, et sur l'utilisation d'objets fantômes pour la validation d'un appareil assisté par imagerie IRM. Le chapitre 3 détaille la problématique et les objectifs du projet. Le chapitre 4 spécifie la méthodologie de conception et de construction du prototype AMONI. Ensuite, le chapitre 5 décrit la méthodologie de conception et de construction d'un fantôme cérébral néonatal d'IRM. Enfin, le chapitre 6 présente les résultats préliminaires du projet, et une discussion sur ses limites et perspectives est faite au chapitre 7. Le mémoire est conclu au chapitre 8.

CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE

La présente revue de littérature a pour but de mettre en lumière les notions théoriques nécessaires au développement d'un appareil motorisé pour l'acquisition d'images IRM cérébrales multiorientées de nouveau-nés. Le chapitre débute ainsi sur une introduction à l'IRM, son fonctionnement, ses avantages et inconvénients ainsi que son utilisation en néonatalogie. L'intérêt de l'imagerie quantitative, telle que le QSM, dans le diagnostic de maladies dégénératives est ensuite mis en avant. Une analyse approfondie de l'algorithme de calcul COSMOS est entreprise, examinant à la fois ses performances en imagerie QSM ainsi que ses atouts et limites pour une application dans le domaine de la néonatalogie. Un lien étroit entre l'imagerie QSM pédiatrique et la robotique médicale en milieu IRM est alors établi. De ce fait, une troisième partie explore les différents axes de recherche en robotique médicale assistée par imagerie IRM, en illustrant quelques exemples de robots et d'appareils actuellement employés. Enfin, une dernière section se penche sur les méthodes de test et de validation de robots médicaux assistés par imagerie IRM. Une attention particulière est portée aux objets fantômes, exposant ainsi leur fonctionnement et la méthodologie détaillée de leur construction.

2.1 Imagerie par résonance magnétique

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une technique d'imagerie non invasive utilisant les propriétés magnétiques des différentes structures anatomiques dans le but de produire une image tridimensionnelle et détaillée de leur conformation. Elle est notamment employée pour la détection, le diagnostic et le suivi du traitement d'une maladie. Son fonctionnement est basé sur l'étude des changements de direction de l'axe de rotation des protons d'hydrogène des molécules d'eau présentes dans un tissu suite à leur aimantation et excitation. [6]

2.1.1 Principe de fonctionnement physique de l'IRM

Apparue dans les années 1980, l'IRM est une technique d'imagerie reposant sur l'exploitation du phénomène de résonance magnétique nucléaire. Un tissu biologique est en majorité composé de noyaux d'hydrogène issus des molécules d'eau et de triglycérides présentes en abondance. Un proton d'hydrogène possède une aimantation intrinsèque résultant de leur rotation autour d'eux-mêmes, appelée « spin ». En l'absence de champ magnétique, ces spins sont orientés aléatoirement, si bien que leur somme vectorielle est nulle. Une machine IRM est composée d'un aimant puissant

produisant un champ magnétique fort, noté B_0 , forçant les protons d'hydrogène présents dans le corps à s'aligner avec ce champ. Comme le montre la Figure 2.1, certains protons s'alignent dans le même sens que le champ magnétique tandis que d'autres s'alignent en formation antiparallèle. [7] En général, l'état parallèle est le plus peuplé, car il s'agit d'un état énergétiquement plus faible, et donne naissance à une aimantation magnétique alignée et dans le même sens que le champ de l'IRM notée M_z .

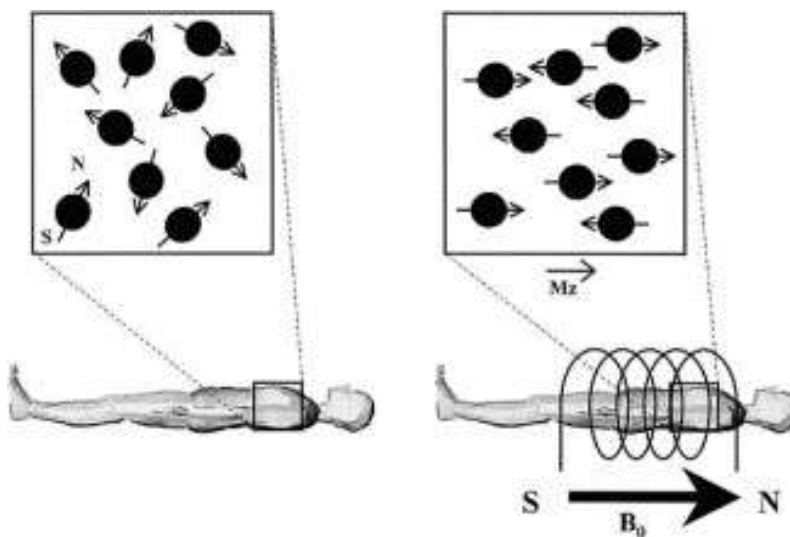


Figure 2.1 Magnétisation des protons avec l'application d'un champ magnétique. À gauche, aucun champ magnétique n'est appliqué. À droite, un champ magnétique est appliqué. [8]

Une onde de radiofréquence est ensuite émise à travers le patient. Celle-ci fait entrer en résonance les spins des protons des molécules d'eau et perturbe leur état d'équilibre. De manière simplifiée, une majorité de protons absorbe assez d'énergie pour passer de l'état parallèle à l'état antiparallèle et leurs spins sont « remués » de sorte que tous les protons tournent en phase (de la même manière et à la même vitesse). Cela se traduit par le basculement de l'aimantation globale, qui s'aligne alors sur le plan transversal, perpendiculairement au champ IRM, et tourne autour de sa position d'équilibre (Figure 2.2). Il s'agit de la phase d'excitation. La rotation de l'aimantation dans le plan transversal induit un courant électrique oscillant mesurable au niveau de la bobine (ou antenne) placée autour du patient. [8]

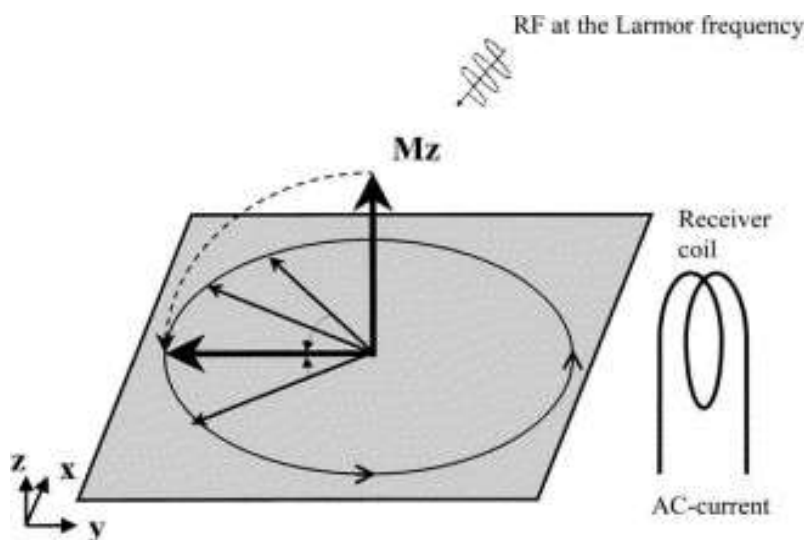


Figure 2.2 Modification de l'aimantation globale lors de la phase d'excitation [8]

À l'arrêt de l'onde de radiofréquence, les protons retournent à leur état stable (aligné au champ IRM B_0) et libèrent de l'énergie. L'aimantation dans le plan transversal décroît au cours du temps et, par extension, l'amplitude du courant alternatif induit mesurée au niveau de l'antenne décroît. Il s'agit de la phase de relaxation. [8]

Deux temps de relaxation sont définis et mesurés :

- Le temps de relaxation longitudinal caractérise le processus de réalignement de l'aimantation lors de la phase de relaxation. Il mesure ainsi le temps nécessaire pour que les spins reviennent à leur état d'équilibre c'est-à-dire aligné parallèlement au champ magnétique de l'IRM. Ainsi, le temps de relaxation T_1 est défini comme le temps nécessaire pour que le système retrouve 63% de sa valeur d'équilibre après avoir été exposé à une onde de radiofréquence (Figure 2.3). Le temps T_1 est mesuré en observant l'augmentation de l'amplitude de l'aimantation longitudinale (M_z) après une impulsion de radiofréquence. [9]

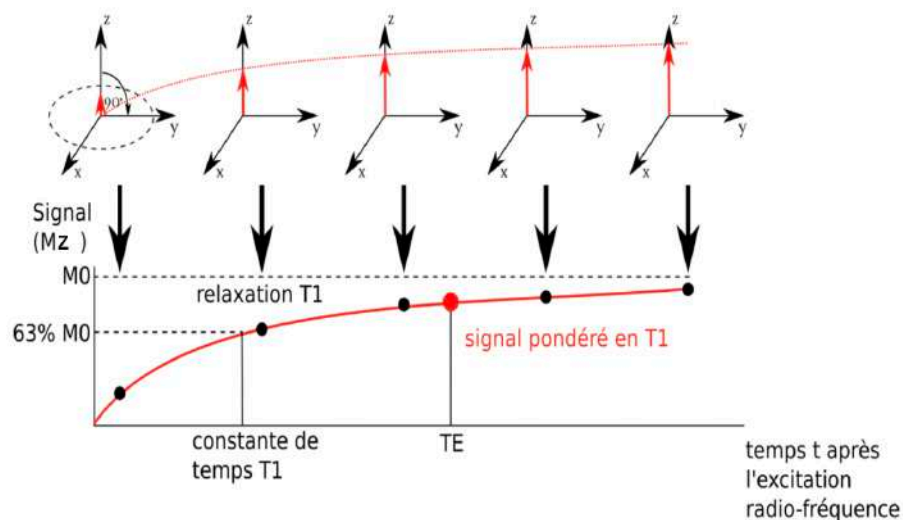


Figure 2.3 Processus de relaxation T_1 [9]

- Le temps de relaxation transversal, noté T_2 , caractérise la vitesse avec laquelle l'aimantation transversale décroît. Il mesure ainsi le temps nécessaire pour que les spins perdent leur cohérence dans le plan transversal, se déphasent, après une impulsion de radiofréquence. Ainsi, le temps de relaxation T_2 est défini comme le temps nécessaire pour que le système décroisse de 37% de sa valeur d'équilibre après avoir été exposé à une onde de radiofréquence (Figure 2.4). Le temps T_2 est donc mesuré en observant la diminution de l'amplitude de l'aimantation transversale (M_{xy}) après une impulsion de radiofréquence. [9]

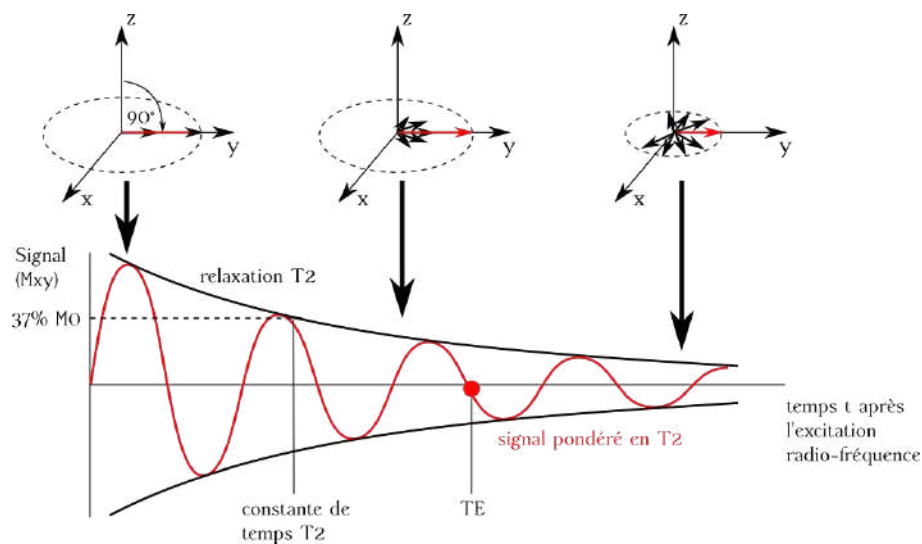


Figure 2.4 Processus de relaxation T_2 [9]

Or, l'amplitude et les temps de relaxation T_1 et T_2 de l'aimantation varient en fonction de l'environnement et de la nature chimique des molécules. Par conséquent, l'analyse de la magnitude (ou amplitude) et des temps de relaxation des signaux électriques récupérés permet de distinguer de nombreux tissus anatomiques et produire une image contrastée IRM. [8]

2.1.2 Déroulement d'un examen IRM

Afin d'obtenir une image IRM, un patient est allongé sur une table mobile, qui est déplacée à l'intérieur d'un aimant circulaire large. La Figure 2.5 présente une photographie de l'IRM ainsi que ses différents composants. Afin d'obtenir une image précise et non floutée, il est important que le patient reste bien immobile au cours de l'examen IRM. Il lui est même parfois demandé de retenir sa respiration pendant quelques minutes.

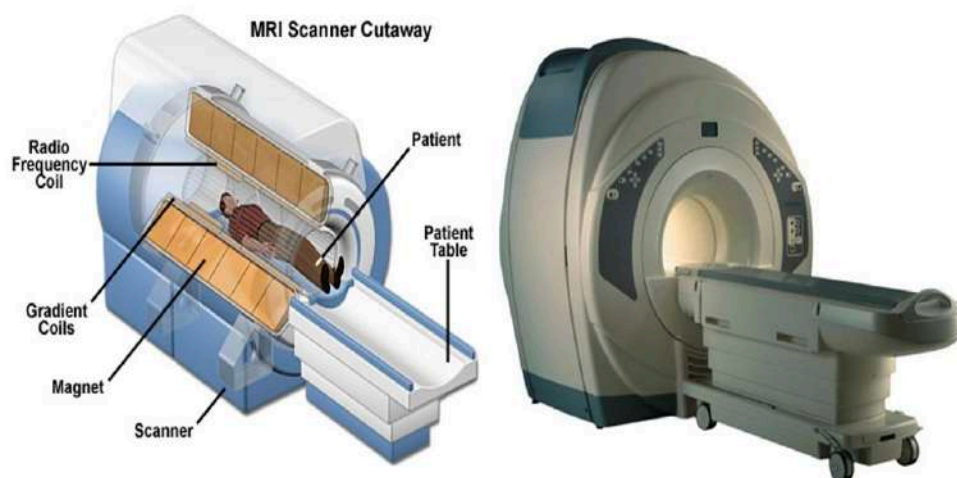


Figure 2.5 Schéma (a) et photographie (b) d'une machine IRM [10]

Le signal de radiofréquence est ensuite répétitivement activé puis désactivé. L'énergie libérée par les protons est mesurée sous la forme d'un signal. Les données de magnitude et de phase du signal sont récupérées et traitées par un ordinateur, placé dans la salle de contrôle, afin d'obtenir une image contrastée. [11]

Les cliniciens peuvent jouer sur différents paramètres de l'IRM, comme la fréquence et l'amplitude de l'onde radiofréquence ou le choix du temps de relaxation étudié, et ainsi adapter le contraste sur l'image au cas d'étude. De plus, il est possible d'injecter un agent de contraste magnétique, comme

le gadolinium, dans une veine ou une articulation, et ainsi améliorer son contraste. [11] la Figure 2.6 compare ainsi trois images IRM du même patient réalisées avec des paramètres différents.



Figure 2.6 Images IRM du glioblastome avec les paramètres T1 sans injection de gadolinium (a), T1 avec injection de gadolinium (b) et T2 sans injection de gadolinium (c) [12]

En général, le médecin choisit de réaliser plusieurs images du patient avec des paramètres différents pour améliorer son diagnostic. De ce fait, un examen IRM dure en général entre 20 et 60 minutes.

Au préalable, avant chaque examen IRM, il est demandé au patient de retirer l'ensemble de ses vêtements et de revêtir une blouse sans fermeture en métal. En effet, tous les objets métalliques (bijoux, clés ...) peuvent être affectés par le champ magnétique produit par l'aimant de l'IRM et doivent être laissés en dehors de la pièce. Étant donné que l'IRM réalise des bruits de cognements lors de l'activation et la désactivation du signal radiofréquence, des bouchons d'oreille sont fournis au patient. [11]

2.1.3 Inconvénients de l'IRM

Bien que l'IRM soit une technique d'imagerie non invasive et peu dangereuse pour le patient, elle présente certains inconvénients.

En effet, d'une part, l'IRM est contre-indiquée pour des patients ayant des implants métalliques, comme des agrafes chirurgicales, un clip d'anévrisme, une endoprothèse, des piercings ou un cardiostimulateur (pacemaker). En effet, le champ magnétique de l'IRM peut influencer leur bon fonctionnement et provoquer leur déplacement ou une surchauffe. De plus, ces dispositifs peuvent nuire à la qualité de l'image IRM et générer des artefacts. [13]

En outre, l'espace dans le scanner est un espace très étroit. Conjugué à l'exigence de rester immobile pendant de longues périodes de numérisation IRM, il arrive que le patient ressente de

l'anxiété. Ce comportement est notamment observé chez les patients claustrophobes, les patients en surpoids et les enfants. [11] Si un examen IRM est jugé nécessaire, le médecin peut décider d'endormir le patient par sédation, pratique souvent non recommandée par le corps médical.

Afin de pallier ce souci, des machines IRM de type « ouvertes » ont été développées (Figure 2.7).



Figure 2.7 Photographie d'une IRM ouverte [14]

Une IRM ouverte est composée de deux aimants plats entre lesquels le patient est allongé. L'espace disponible entre les deux aimants est assez large, dans le but de minimiser les crises de panique du patient. Cependant, comparativement à l'IRM fermée, les images produites à partir d'une IRM ouverte sont plus longues à obtenir et de plus basse résolution. [15]

De plus, des machines IRM ont été spécialement conçues pour les enfants. Elles présentent une esthétique souvent plus enfantine et accueillante. L'IRM pédiatrique du « Children Hospital of Richmond » (CHoR), présentée dans la Figure 2.8, offre même aux enfants la possibilité de regarder un film lors de l'acquisition. Cela permet entre autres de les calmer et d'éviter de les endormir par sédation durant la procédure. [16]



Figure 2.8 IRM pédiatrique 3T du CHoR [16]

2.1.4 IRM néonatale

En ce qui concerne le domaine de la néonatalogie, l'IRM est devenue le mode d'imagerie cérébrale favori en raison de sa sensibilité et de sa sécurité. En effet, comparativement à la tomographie ou l'échographie, l'IRM permet de fournir des images plus détaillées sans exposer le patient aux rayonnements ionisants. Il s'agit de la technique d'imagerie actuelle offrant la plus grande précision sur le diagnostic de l'état cérébral d'un nouveau-né. [17]

En néonatalogie, l'IRM présente particulièrement peu de contre-indications. En effet, il est très rare que les nourrissons soient porteurs de dispositifs médicaux métalliques. De plus, les médecins profitent des moments de sommeil du nourrisson pour réaliser un examen IRM et s'affranchissent ainsi de la sédation. Dans la même idée, les problèmes d'anxiété liés au manque d'espace dans la machine IRM sont peu courants. De plus, le développement de techniques d'emballage à l'aide de matelas d'immobilisation appelés « bean bags », en bleu sur la Figure 2.9, permet de bien immobiliser le patient et d'obtenir des images de qualité. [18]



Figure 2.9 Préparation d'un nouveau-né pour un examen IRM [18]

2.2 Imagerie quantitative de la susceptibilité magnétique

L'IRM est une technique d'imagerie puissante qui présente l'avantage de visualiser en détail les différentes structures anatomiques du corps humain. Cependant, ce type d'imagerie ne se limite pas à la création d'images qualitatives contrastées. En effet, il est possible, à partir des données de phase et de magnitude récupérées lors d'une numérisation IRM, de cartographier quantitativement les propriétés des tissus biologiques. On parle alors d'imagerie quantitative en IRM. Dans ce contexte, l'imagerie quantitative de la susceptibilité magnétique (QSM) est une technique innovante qui offre la possibilité de caractériser et mesurer la composition chimique des tissus biologiques imagés, dans le but de mettre en lumière de nouveaux marqueurs de pathologies. Cette partie de la revue de littérature approfondit la technique de QSM.

2.2.1 Susceptibilité magnétique

Lorsqu'un matériau est soumis à un champ magnétique H , celui-ci acquiert un moment magnétique (ou une aimantation) M . La susceptibilité magnétique est définie comme le rapport entre le moment magnétique M et le champ magnétique H :

$$\chi = \frac{M}{H} \quad (2.1)$$

Elle quantifie alors la capacité d'un matériau à s'aimanter lorsqu'il est soumis à un champ magnétique externe. Il s'agit d'une propriété intrinsèque du matériau et dénote de la perturbation

électronique créée par le champ magnétique au sein du matériau. Dans certains cas, la susceptibilité magnétique est positive ce qui signifie que le matériau s'aimante dans le même sens que le champ magnétique externe : il est qualifié de « paramagnétique ». Le fer et le gadolinium en sont des exemples. Inversement, la susceptibilité magnétique est négative c'est-à-dire que le matériau s'aimante dans le sens opposé au champ externe: il est qualifié de « diamagnétique ». Le calcium et la myéline (molécule présente en grande quantité dans la matière blanche cérébrale) en sont des exemples. [19]

2.2.2 Calcul théorique de la susceptibilité magnétique à partir des données IRM

Les calculs présentés dans cette section sont dérivés de l'article de Lin Li et al. [2]

Prenons un tissu de distribution magnétique $m(r)$ dans un scanner IRM, alors le champ magnétique macroscopique correspondant peut se calculer à partir des équations de Maxwell suivantes :

$$\begin{cases} \nabla b = 0 \\ \nabla \times b = \mu_0 \nabla \times m \end{cases} \quad (2.2)$$

D'autre part, le champ magnétique mesuré par l'IRM, noté $b_{IRM}(r)$, n'est pas exactement $b(r)$. En effet, l'IRM mesure le champ local des spins des molécules d'eau et celui-ci est sensiblement différent du champ $b(r)$, car les molécules d'eau sont entourées d'éléments ayant une susceptibilité magnétique non nulle. Ces deux champs sont reliés entre eux par la formule de correction de Lorentz :

$$b_{IRM} = b - \frac{2}{3}\mu_0 m \quad (2.3)$$

Nous cherchons alors à déterminer la relation entre la susceptibilité magnétique d'un tissu et le champ magnétique de l'IRM. Les deux équations de Maxwell sont combinées :

$$-\nabla^2 b = \mu_0 [\nabla(\nabla \cdot m) - \nabla^2 m] \quad (2.4)$$

Elles sont ensuite passées dans le domaine de Laplace :

$$k^2 B(k) = \mu_0 [k^2 M(k) - (k \cdot M(k))k] \quad (2.5)$$

La correction de Lorentz est appliquée:

$$B_{IRM}(k) = B_0\delta(k) + \mu_0 \left[\frac{M(k)}{3} - \frac{(k \cdot M(k))k}{k^2} \right] \quad (2.6)$$

Avec B_0 le champ magnétique lorsque $p = 0$.

D'autre part, la relation entre la susceptibilité magnétique d'un tissu et le champ magnétique est :

$$\chi(r) \equiv \frac{\mu_0 m(r)}{B_0} \quad (2.7)$$

Étant donné que la direction à l'équilibre de l'aimantation et du champ magnétique est selon l'axe z , seule la composante en z du champ détecté par l'IRM sera considérée. La différence relative de champ est introduite comme suit :

$$\delta_B(r) = \frac{b_z(r) - B_0}{B_0} \quad (2.8)$$

L'équation (2.8) a pour transformée de Fourier :

$$\Delta_B(k) = \left(\frac{1}{3} - \frac{k_z^2}{k^2} \right) X(k) = D(k) \cdot X(k) \quad (2.9)$$

Où $X(k)$ correspond à la transformée de Fourier de la susceptibilité. La transformée de Fourier inverse est utilisée pour obtenir l'expression dans l'espace image de $\delta_B(r)$:

$$\delta_B(r) = d(r) \otimes \chi(r) \quad (2.10)$$

Où $d(r) = F^{-1}[D(k)]$

2.2.3 Calcul de la susceptibilité magnétique à partir d'échantillons d'orientations multiples (COSMOS)

Les calculs présentés dans cette section sont dérivés de l'article de Tian Lu et al. [5]

La méthode COSMOS propose de résoudre l'équation (2.9) en réalisant plusieurs rotations de l'objet étudié. Dans le référentiel de l'objet:

$$\Delta_B(k) = \left(\frac{1}{3} - \frac{k_{zp}^2}{k^2} \right) X(k) \quad (2.11)$$

Où k_{zp} est la projection de la coordonnée du vecteur de l'objet $\vec{k}$ sur l'axe du champ magnétique principal fourni par l'IRM. Si nous nous limitons par exemple à des rotations autour de l'axe x, alors les équations dans l'espace de Fourier sont:

$$\begin{pmatrix} \frac{1}{3} - \frac{k_{zp_1}^2}{k^2} \\ \frac{1}{3} - \frac{k_{zp_2}^2}{k^2} \\ \dots \\ \frac{1}{3} - \frac{k_{zp_n}^2}{k^2} \end{pmatrix} X(k) = \begin{pmatrix} \Delta_{B_1} \\ \Delta_{B_2} \\ \dots \\ \Delta_{B_n} \end{pmatrix} \quad (2.12)$$

Ainsi, l'équation est solutionnable si et seulement s'il existe un terme $\frac{1}{3} - \frac{k_{zp_i}^2}{k^2}$ non nul. Cette propriété est vérifiée dès lors que $n \geq 3$, avec n le nombre de rotations effectuées.

Il a donc été démontré qu'il est possible d'obtenir des images IRM quantitatives de la susceptibilité magnétique à partir de l'algorithme COSMOS. Pour cela, il suffit de réaliser trois clichés ou plus de la tête du patient dans des orientations différentes.

En ce qui concerne le choix des orientations, l'équipe de Tian Lu et al. a démontré que celles-ci devaient être symétriques et les plus éloignées possible afin d'obtenir une meilleure précision au niveau des valeurs de susceptibilité. [5]

En pratique, un patient adulte est scanné sous trois orientations de tête :

- Le dos du patient est allongé sur la table de l'IRM, la tête droite;
- Le dos du patient est allongé sur la table IRM, la tête reposant sur son épaule droite;
- Le dos du patient est allongé sur la table IRM, la tête reposant sur son épaule gauche.

Cet examen, souvent long et inconfortable, permet d'obtenir des images QSM très précises et permet un meilleur diagnostic des maladies cérébrales dégénératives. [20]

Toutefois, actuellement, aucune technologie ou méthodologie n'a été développée pour utiliser la méthode COSMOS dans le domaine de la néonatalogie. L'imagerie IRM néonatale étant peu impactée par la durée d'un examen IRM, il serait en effet intéressant de mettre au point une technologie permettant de modifier l'orientation d'un nouveau-né dans un scanneur IRM dans le but de réaliser du QSM avec l'algorithme de calcul COSMOS.

2.3 Robotique médicale en milieu IRM

L'imagerie par résonance magnétique a révolutionné le monde de la médecine depuis son introduction en 1980. En effet, l'IRM permet d'obtenir des images précises et détaillées de l'anatomie humaine, notamment des tissus mous, de façon non invasive. Cependant, il apparaît évident que l'utilisation combinée de l'imagerie IRM et de la robotique médicale développe considérablement son potentiel diagnostique. En effet, la robotique médicale regroupe l'ensemble des technologies dont le but est d'assister ou de réaliser des tâches médicales. Son association à l'IRM crée de nouvelles opportunités dans le domaine thérapeutique et apporte de nombreux avantages en termes de précision, accessibilité et personnalisation des traitements. Dans cette partie, nous détaillerons le rôle complémentaire de la robotique médicale à l'imagerie IRM en présentant les avancées récentes et applications cliniques du domaine, les défis techniques liés à l'intégration de la robotique médicale au milieu IRM ainsi que les opportunités futures.

2.3.1 Association de la robotique médicale à l'IRM

Les chirurgies guidées par l'imagerie médicale fournissent la visibilité nécessaire aux chirurgiens pour opérer sans avoir à appliquer une chirurgie ouverte. Il y a ainsi une transition dans la pratique médicale vers des chirurgies minimalement invasives, assistées par imagerie médicale, caractérisée par une diminution des risques et une accélération du temps de récupération des patients post-chirurgie.

L'IRM est une technique d'imagerie capable de cartographier remarquablement des tissus mous. Elle se démarque d'autre part des rayons X et de la fluoroscopie, car il s'agit d'une méthode non invasive qui n'a pas recours aux radiations ionisantes et est donc relativement sécuritaire pour le patient. Elle offre de nombreux avantages comme un excellent contraste au niveau des tissus mous, une très bonne résolution spatiale, la possibilité de réaliser du suivi d'instrument en temps réel et la possibilité de réaliser des numérisations multiplanaires. [21]

Toutefois, les opérations assistées par IRM restent difficiles à entreprendre. En effet, l'espace chirurgical disponible au sein de la cavité de l'IRM est très restreint. De plus, l'IRM génère un champ magnétique puissant qui interdit toute utilisation de matériaux ferromagnétiques dans la salle. Enfin, l'obtention d'images est relativement lente et sensible au mouvement. Cela rend difficile l'acquisition d'images de qualité en temps réel lors d'une procédure chirurgicale. Cela

supposerait que le chirurgien puisse limiter ses mouvements entre deux acquisitions d'images. Ces contraintes justifient le développement de robots médicaux assistés par imagerie IRM. [22]

La robotique médicale est un domaine en expansion dont le but est de concevoir et développer des appareils automatisés qui facilitent le travail des cliniciens et minimisent les risques pour le patient. En effet, les robots réalisent des tâches minutieuses et précises dans le but de réduire le temps de récupération pour les patients.

Ainsi, il apparaît évident que l'utilisation combinée de la robotique médicale et de l'imagerie par résonance magnétique permet de diminuer la difficulté d'une opération ainsi que sa durée, et améliore le taux de réussite de celle-ci. [22]

2.3.2 Avancées récentes et applications cliniques

Au cours des dernières années, les avancées technologiques dans les domaines de la fabrication additive, l'électronique et les méthodes de détection ont permis un essor de l'intégration de la robotique médicale en milieu IRM. Une multitude de robots et appareils spécialement conçus pour une utilisation en environnement IRM a vu le jour. Ces différentes applications robotiques peuvent être classées en trois grandes catégories : les robots de navigation et de positionnement, les robots chirurgicaux et les robots de préparation et planification.

Les robots de navigation et de positionnement ont pour principal objectif d'offrir au chirurgien une acquisition d'images IRM précises. Ils répondent ainsi à plusieurs problématiques dans le domaine de l'imagerie IRM : est-il possible d'offrir au chirurgien une visualisation en temps réel du patient dans l'environnement IRM, comment limiter l'impact des mouvements du patient dans l'IRM, existe-t-il un moyen efficace de positionner de façon optimale un patient ou un outil chirurgical dans une IRM? Le but de cette catégorie d'appareils est donc d'optimiser la qualité des images IRM et de fournir au chirurgien des informations stables et détaillées de l'état du patient en temps réel.

C'est dans cette optique que Musa et al. ont conçu un coussinet robotique de détection de mouvement de la tête d'un patient dans une IRM. [23] En effet, les avancées technologiques ont permis le développement de machines IRM puissantes, avec des champs magnétiques dépassant les 3T, ayant la capacité de produire des images cérébrales haute-résolution (avec une précision inférieure au mm). Par conséquent, les mouvements involontaires du patient lors d'une

numérisation IRM, qui sont de l'ordre du millimètre, dégradent la qualité de l'image. Cette altération des données peut se présenter sous la forme de zones floues ou de diminution des contrastes et impacte directement l'estimation des valeurs quantitatives récupérées et le diagnostic. Ainsi, en ne considérant que les mouvements de rotation autour de l'axe des cervicales, Musa et al. ont développé une plateforme rectangulaire pneumatique composée de 16 poches d'air reliées à des capteurs de pression et à un processeur Arduino. Les Figure 2.10 et 2.11 présente respectivement un schéma de la configuration du coussinet robotique de détection de mouvement de Musa et al ainsi que sa photographie.

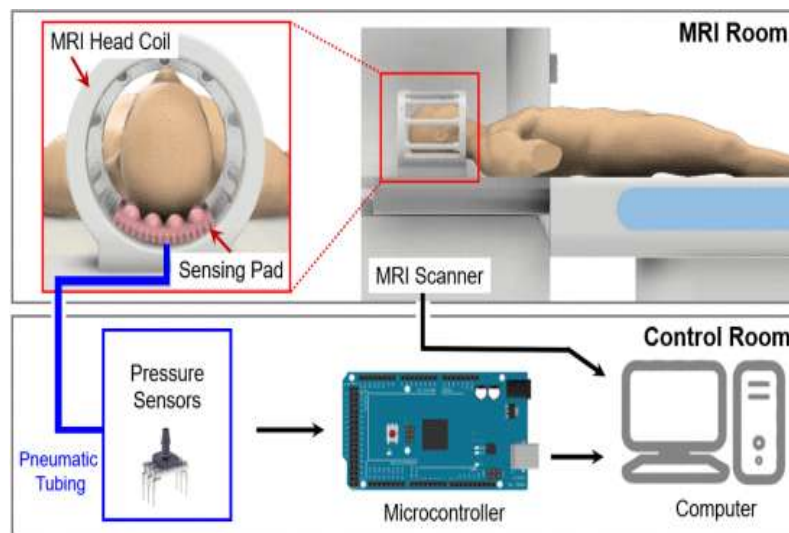


Figure 2.10 Configuration du coussinet robotique de détection de mouvement [23]

Dès que le patient bouge dans l'IRM, la variation de pression résultante dans les cellules d'air est mesurée et associée par la suite à un angle de rotation de la tête selon un modèle de régression par processus gaussien. Avec un tel prototype, il a été possible d'estimer l'angle de rotation de la tête avec une erreur RMSE de $0.88^\circ \pm 0.54^\circ$ sur une plage de mouvement de $\pm 10^\circ$.

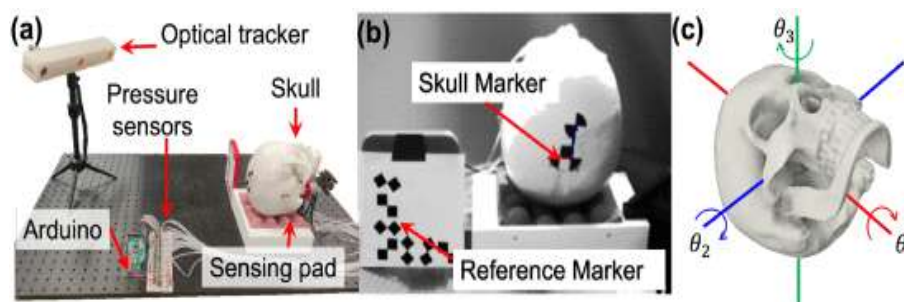


Figure 2.11 Photographie du coussinet robotique de détection de mouvement et du système expérimental [23]

À partir de cette prédiction angulaire, les données IRM récupérées sont corrigées et la qualité des images cérébrales est améliorée. En outre, un second prototype qui propose un système de détection de mouvement plus précis, composé d'un plus grand nombre de cellules d'air agencées de façon optimale, et un affinement du modèle d'estimation angulaire permettraient d'optimiser les corrections des images IRM.

En ce qui concerne les robots chirurgicaux, ils effectuent des procédures chirurgicales assistées par imagerie IRM. Ils sont conçus afin de réaliser des mouvements précis et fluides tout en limitant les vibrations. Par conséquent, les images contiennent moins d'artefacts, les risques encourus par le patient lors de la chirurgie sont plus limités et le temps de récupération des patients post-chirurgie est accéléré. [24]

Plusieurs opérations médicales utilisent des robots assistés par l'imagerie IRM comme par exemple la biopsie guidée par IRM, l'ablation d'une tumeur et la pose d'endoprothèse. Actuellement, une grande attention est portée sur la conception et le développement de robots chirurgicaux assistés par IRM pour la réalisation de chirurgie de la prostate. En effet, en comparaison à la tomographie assistée par ordinateur, l'IRM apparaît comme une technique de navigation plus adaptée grâce à ses capacités excellentes en termes de visualisation contrastée de tissus mous et de haute résolution spatiale. En outre, la robotique vient combler les déficiences d'une chirurgie manuelle et apporte de la précision et de la stabilité.

Dans cette optique, Y. Lin et al. ont développé un robot à 6 degrés de liberté (DDL), actionné par des moteurs à ultrasons, capable de positionner et orienter une aiguille très précisément par rapport aux cellules cancéreuses de la prostate (Figure 2.12). [25] Le contrôle du positionnement est réalisé

en continu à l'aide du système de navigation IRM. Les moteurs sont quant à eux contrôlés par des capteurs optiques incrémentaux adaptés à l'environnement IRM.

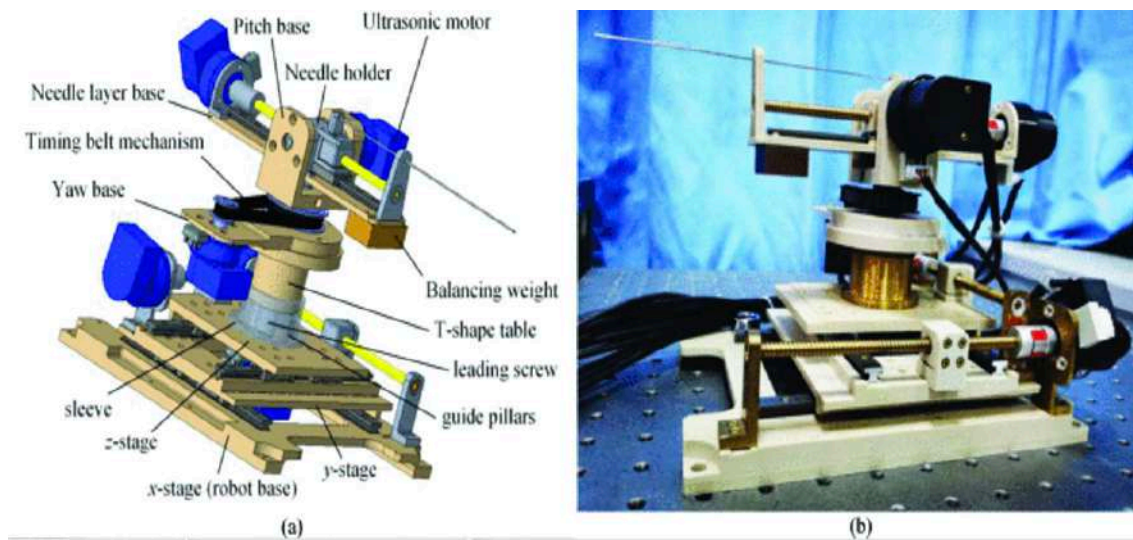


Figure 2.12 Modèle CAD (a) et photographie (b) du robot chirurgical pour une chirurgie de la prostate de Lin et al. [25]

La précision du positionnement de l'aiguille est de 1.899 mm .

Dans la même idée, Knull E. et al. développent un système robotique de placement d'aiguille à 5 DDL automatisé à l'aide de moteurs piézoélectriques. [26] Contrairement au précédent robot plus compact, Knull E. et al. conçoivent un robot composé de deux bras robotiques pour faciliter les changements d'orientation de l'aiguille et maximiser la portée du robot (Figure 2.13).

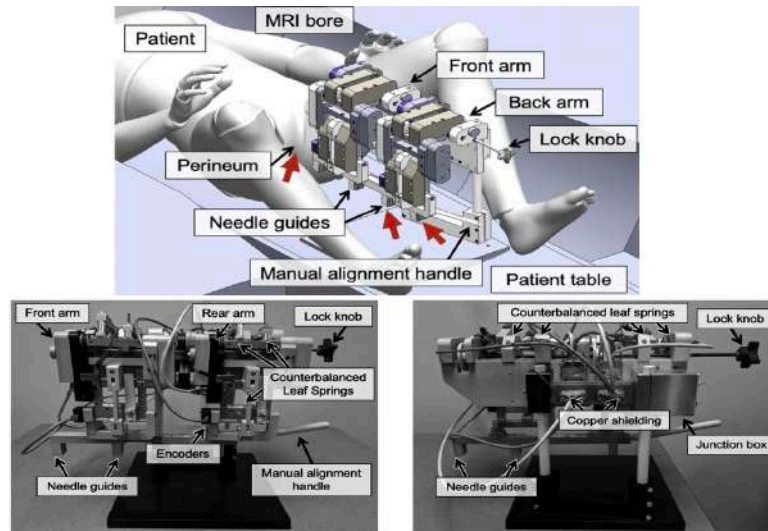


Figure 2.13 Modèle CAD (en haut) et photographies de profil (en bas) du robot chirurgical de Knull et al.

Ils estiment ainsi la précision de leur robot à une valeur de 1.40 mm .

D'autre part, Mahcicek D.I. et al. proposent un robot à 3 DDL contrôlé par des actionneurs hydrauliques (Figure 2.14). L'ensemble des systèmes de capteurs est placé à distance dans la salle de contrôle.

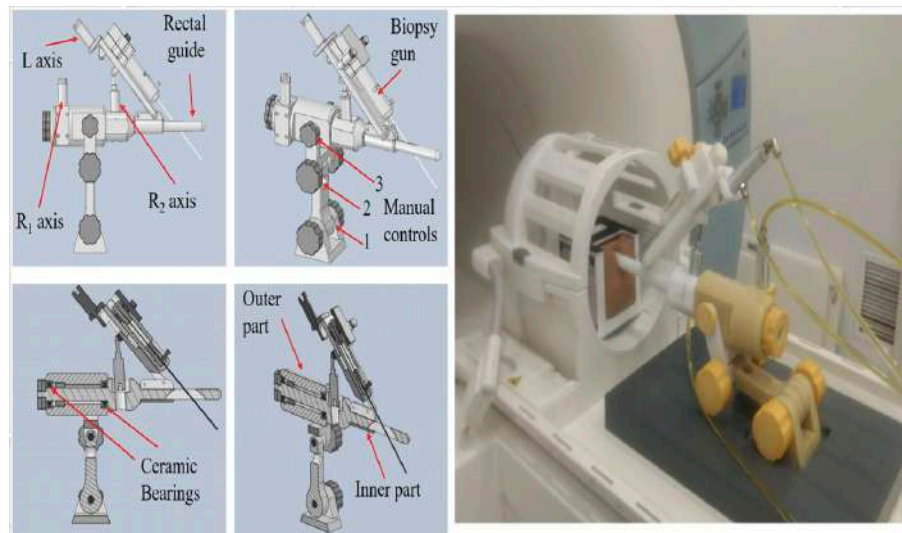


Figure 2.14 Design du robot chirurgical hydraulique pour la biopsie de Mahcicek et al. (à gauche) et photographie du système expérimental (à droite) [27]

Grâce à ce concept, ils arrivent à minimiser le rapport signal sur bruit (SNR) du robot et mesurent une précision sur le positionnement de l'aiguille de 2.05 mm . [27]

Enfin, Baoliang Z. et al. conceptualisent un robot à 5 DDL contrôlé par des vérins pneumatiques et des capteurs de distance laser. [28] Le modèle du robot est présenté dans la Figure 2.15. Afin de maximiser la précision du positionnement de l'aiguille, ils mettent au point un contrôle hybride proportionnel intégral dérivateur (PID) « flou » qui ajuste les paramètres du PID en temps réel afin d'améliorer la précision et la robustesse du contrôle de la position de l'aiguille.

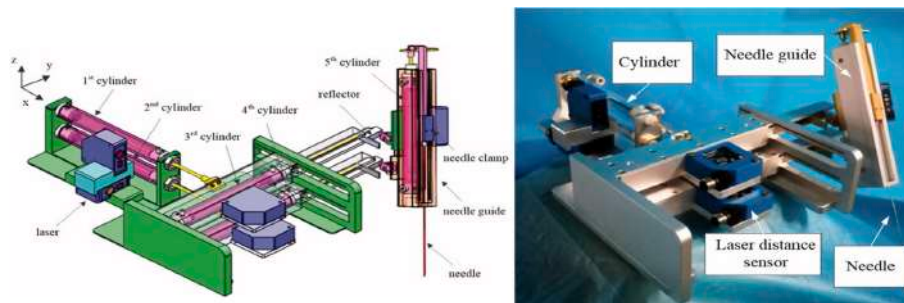


Figure 2.15 Modèle CAD (à gauche) et photographie (à droite) du robot d'insertion d'aiguilles chirurgicales de Baoliang Zao et al. [28]

Grâce à cette complexité du contrôle, ils mesurent une erreur de positionnement de l'aiguille de 1 mm .

En outre, les robots de préparation et planification permettent d'optimiser la phase préopératoire des procédures chirurgicales. Ils aident ainsi les chirurgiens à définir, à partir des images IRM, la meilleure stratégie d'opération. Ces robots peuvent ainsi se présenter sous la forme de logiciels capables de simuler une intervention médicale à partir de données IRM. [29], [30] Cette catégorie comprend aussi les robots capables d'effectuer des opérations de calibration préopératoire de l'IRM afin d'améliorer la qualité des images pendant l'intervention chirurgicale.

Par exemple, le dispositif de suivi « Moiré Phase Tracking » (MPT) utilise des marqueurs placés sur le patient et une caméra compatible avec l'environnement IRM pour détecter les mouvements du sujet dans l'IRM et corriger par la suite les erreurs résultantes sur l'image. Toutefois, le système MPT mesure en réalité la position du marqueur dans le référentiel de la caméra. Afin d'obtenir la position réelle du marqueur (dans le référentiel de l'IRM), il est nécessaire de calibrer la caméra avant l'intervention : on parle de « cross-calibration ». Odenbach R. et al. répondent à cette problématique et développent un robot de calibration sphérique à 2 DDL rotatifs dont le cliché IRM quantitatif est connu : on parle de vérité terrain ou « ground-truth ». [31] Des marqueurs MPT ont été placés sur le robot : leur position réelle est donc connue. Avant une intervention, ils

effectuent ainsi plusieurs clichés du robot sous différentes orientations définies et récupèrent les valeurs de position mesurées par la caméra. Ils comparent ensuite les mesures de la caméra aux valeurs de position des marqueurs dans le référentiel de l'IRM afin d'obtenir la fonction de transformation qui relie les deux référentiels et ainsi calibrer le système de détection. La Figure 2.16 présente le modèle CAO et la photographie du système d'Odenbach R. et al.

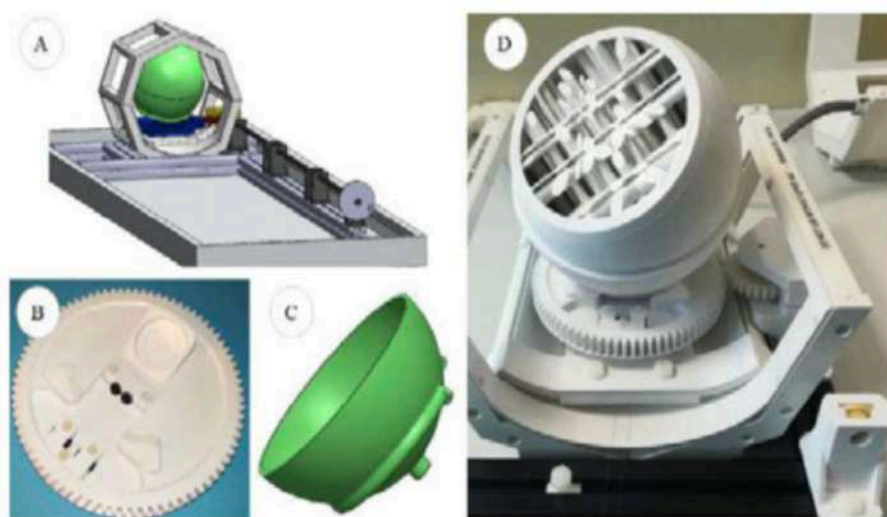


Figure 2.16 Modèles CAO du système complet de rotation à l'intérieur de l'antenne de tête (a) et de la coque sphérique contenant les marqueurs MPT (c). Photographies du plateau de rotation dentée (b) et du système de rotation complet avec le marqueur MPT (d) [31]

2.3.3 Défis de conception de technologies médicales assistées par IRM

L'utilisation combinée de la robotique médicale et de l'imagerie IRM met en avant une nouvelle façon d'opérer et traiter un patient, permettant des interventions plus précises et moins invasives. Toutefois, cette association présente des défis de conception significatifs, les principaux étant la compatibilité électromagnétique du robot à l'environnement IRM et les contraintes spatiales définies par le diamètre du tunnel de l'IRM.

En effet, le champ magnétique puissant utilisé par l'IRM peut générer une force magnétique significative sur des composants ferromagnétiques ou sur des composants conducteurs de courant qui sont mis en mouvement dans le scanneur dû à l'effet des courants de Foucault. D'autre part, la commutation des gradients magnétiques et les impulsions de radiofréquence (RF) du scanneur peuvent créer des interférences électromagnétiques au sein du robot et de la machine IRM, des effets thermiques et mécaniques dangereux, des artefacts sur l'image ou même des brûlures RF sur

le patient. C'est pourquoi il faut porter une attention particulière lors de la conception du robot aux matériaux utilisés, aux choix du système d'actuation et au choix du système de capteurs du robot. [32]

La compatibilité IRM bidirectionnelle implique que le robot n'affecte pas le fonctionnement du scanner IRM et réciproquement. C'est dans ce contexte que l'agence fédérale américaine des produits alimentaires et des médicaments (FDA) définit trois catégories d'appareils:

- Les appareils sans danger en milieu de résonance magnétique ou « MR Safe »,
- Les appareils dangereux en milieu de résonance magnétique ou « MR Unsafe »,
- Les appareils ne présentant pas de dangers en milieu de résonance magnétique dans le cadre de leur utilisation ou « MR Conditional ». [24]

Un robot est caractérisé comme « MR Safe » dès lors qu'il ne contient pas de composants électroniques, métalliques ou conductifs. Il est par définition sans danger en milieu magnétique et est donc compatible avec l'IRM. En outre, un robot est qualifié comme « MR Unsafe » s'il présente des risques pour le patient, le personnel médical ou toute autre personne présente dans la salle IRM. Enfin, la majorité des robots assistés par imagerie IRM est dite « MR Conditional » ce qui veut dire que les appareils sont sans danger lorsqu'ils sont utilisés comme prévu, de façon appropriée, en salle IRM. Ces robots sont compatibles avec l'IRM s'ils n'affectent pas significativement la qualité de l'image IRM, n'introduisent pas de risques et ne se détériorent pas sous l'effet du champ magnétique IRM. Bien qu'il existe des systèmes d'actuation et de détection « MR Safe », il reste possible de concevoir intelligemment un robot sans danger pour le patient à partir de composants électroniques et de matériaux conductifs. [33]

Toutefois, il apparaît nécessaire lors de la conception du robot d'éviter d'utiliser des matériaux ferromagnétiques à l'intérieur de la salle IRM, car ceux-ci créent d'une part du bruit dans les données, mais peuvent surtout affecter le patient et le personnel médical sous la forme de projectile sous l'effet du champ magnétique IRM. Les métaux non ferromagnétiques comme l'aluminium et le laiton, les plastiques d'impression 3D (ABS, PLA), la fibre de carbone, le verre ou encore les céramiques sont quant à eux compatibles avec l'IRM. Cependant, il faut rester vigilant dès lors que le matériau est conducteur et placé proche du scanner à cause des courants de Foucault induits, sources de bruit sur l'image et d'effets thermomécaniques. De ce fait, tout câble électrique qui peut potentiellement être en contact avec la peau du patient doit être blindé pour éviter des brûlures.

Enfin, tout outil qui entre en contact avec le corps du patient doit être composé à partir de matériaux biocompatibles. Un tableau dans l'annexe A associe les matériaux souvent utilisés en robotique à leur compatibilité IRM. [34]

En résumé, lors de la conception d'un robot médical assisté par IRM, la sélection des matériaux résulte d'un compromis entre compacité, rigidité et compatibilité IRM du robot.

2.3.4 Systèmes d'actuation compatibles avec l'IRM

Concernant le système d'actuation du robot, les moteurs conventionnels comme les moteurs à courant direct (DC) sont à éviter, car ils sont constitués d'aimants ou de bobines et d'armatures en fer. D'autres formes d'actuation sont donc privilégiées en robotique IRM comme le pneumatique, l'hydraulique et le piézoélectrique.

L'actuation pneumatique est utilisée par de nombreux groupes de recherche, car il est possible de manufacturer des vérins pneumatiques à l'aide de plastiques, verre, laiton et carbone. De plus, cette méthode d'actuation ne nécessite pas d'électricité afin d'être mise en mouvement, mais utilise simplement de l'air comprimé. Elle minimise ainsi les artefacts sur les images et les risques encourus par le patient. Enfin, elle reste très pratique, car l'hôpital et notamment les salles IRM sont équipées d'une source d'air comprimé pouvant faire fonctionner un système pneumatique. [35] Habituellement, la littérature présente des robots travaillant dans la salle IRM et reliés à la boîte de contrôle, placée dans la salle de contrôle de l'IRM, par de longs tubes à air (plus des 10 m en général). En revanche, il apparaît difficile de contrôler précisément le positionnement du piston pneumatique. En effet, la capacité d'un système pneumatique à produire un couple est limitée en raison de la compressibilité de l'air. En d'autres termes, les systèmes pneumatiques peuvent avoir des limitations en termes de puissance et de stabilité en raison de la compressibilité de l'air. Par conséquent, l'utilisation de tubes à air longs en IRM ainsi que l'apparition de forces de friction non uniforme entraînent une réponse lente et non linéaire du système qui influence grandement la précision du mouvement des vérins pneumatiques, typiquement de l'ordre du millimètre. [24]

Dans cette optique, Yang et al. tentent de construire un robot pneumatique à 1 DDL compatible avec l'IRM et capable de positionner très précisément une aiguille chirurgicale grâce à la méthode de contrôle en mode glissant ou « sliding-mode controller » (SMC). [36] Les photographies du robot et du système de contrôle sont présentées dans la Figure 2.17.

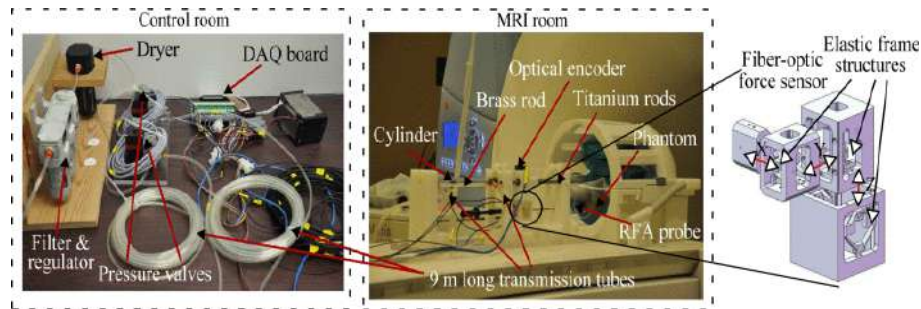


Figure 2.17 Prototype du robot chirurgical pneumatique de Yang et al. [36] Photographies du système de contrôle placé dans la salle de contrôle (à gauche) et du système chirurgical (au centre) placé dans la salle IRM. Modèle CAO du robot (à droite).

Il s'agit d'une technique de contrôle qui vise à amener le système à un état spécifique appelé « surface de glissement » où ses performances sont garanties, et cela même en présence d'incertitudes. Le contrôle SMC est conçu pour être robuste face aux perturbations, assurant une régulation efficace du système (Figure 2.18).

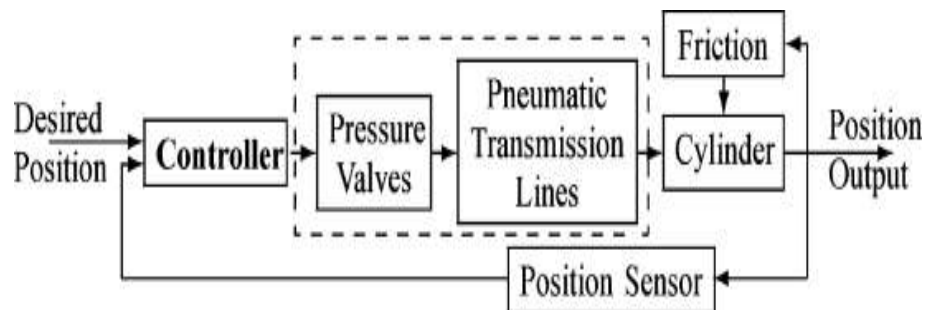


Figure 2.18 Schéma bloc du contrôle du système pneumatique selon la méthode SMC [36]

Grâce à cette configuration, ils arrivent à positionner une aiguille chirurgicale avec une précision variant entre 2.5 et 5 *mm*.

Cette approche a notamment été reprise par Tokuda et al. qui conçoivent un robot pneumatique à 4 DDL dont le but est de positionner précisément une aiguille chirurgicale afin de réaliser une chirurgie de la prostate (Figure 2.19). [37]

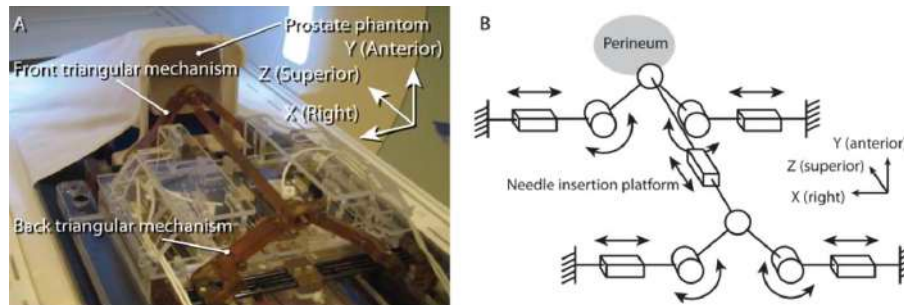


Figure 2.19 Photographie (a) et modélisation (b) du robot pneumatique de Tokuda et al. [37]

Ils ajoutent à leur robot un système de freins pneumatiques qui permet de bloquer la position de l'aiguille lorsque celle-ci atteint sa cible et éliminent ainsi les fluctuations de position de l'aiguille quand elle est alignée. Ils mesurent ainsi une précision de 1.4 mm.

En outre, Shang et al. cherchent à améliorer la précision de leur robot téléopéré à 6 DDL en mettant en place un dispositif haptique avec retour de force. [38] La Figure 2.20 présente l'architecture du système téléopéré de Shang et al.

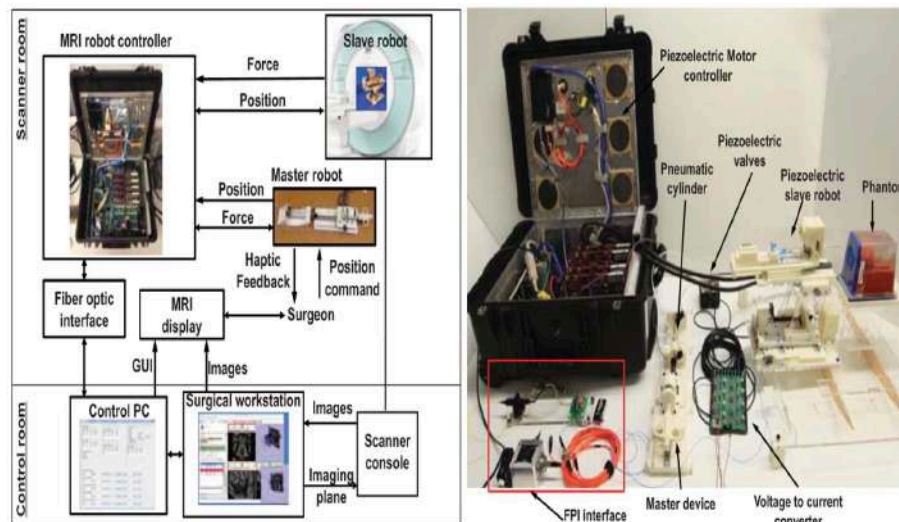


Figure 2.20 Architecture du système téléopéré « master-slave » de Shang et al. dans lequel l'appareil maître haptique fournit un retour de force assisté par imagerie IRM (à gauche) et photographie du système (à droite) [38]

Pour ce faire, ils utilisent une valve de régulation de pression plutôt qu'une valve de contrôle de flux, car la pression en sortie du vérin pneumatique est directement reliée au signal de contrôle de la force appliquée par le piston. Il mesure ainsi une erreur de suivi sur le positionnement de l'aiguille de 0.318 mm.

Cependant, l'actionnement par pistons dont la position est contrôlée par des servovalves reste évidemment beaucoup moins précis et plus complexe que l'utilisation de moteurs pas-à-pas retrouvée majoritairement en robotique générale. C'est pourquoi l'idée de concevoir un moteur pas-à-pas (MPP) pneumatique est étudiée. C'est Stoianovici et al. qui développent le premier MPP pneumatique (PneuStep), composé de 3 pistons activés séquentiellement, d'un réducteur et d'un encodeur incrémental en fibre optique (Figure 2.21). [39]

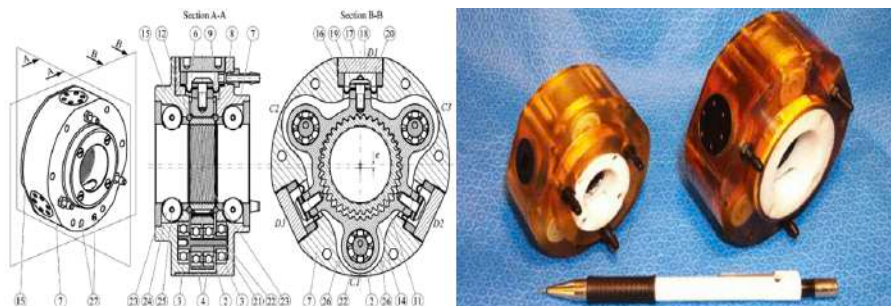


Figure 2.21 Dessins techniques (à gauche) et photographie de deux moteurs « PneuStep » de tailles différentes (à droite) [39]

Un contrôleur spécifique électronique est mis au point pour pouvoir contrôler le « PneuStep » de la même façon qu'un moteur pas-à-pas électromagnétique habituel. Cette technique est théoriquement plus précise, car les pistons sont activés bout à bout. En effet, il est plus simple de pressuriser un vérin pneumatique de sorte que le piston atteigne sa position maximale, qui est une distance connue et exacte, plutôt que de contrôler la distance d'élongation d'un piston à l'aide de servovalves. Ainsi, ils arrivent à concevoir un MPP avec un pas angulaire de 3.33° et une précision sur le positionnement de l'aiguille inférieure à 0.5 mm .

De nombreuses autres recherches sur le MPP pneumatique ont par la suite été publiées. Boland et al. se proposent de développer un MPP pneumatique compatible avec l'IRM et capable d'atteindre de grandes vitesses. [40] Pour ce faire, ils conçoivent un moteur composé de 4 vérins pneumatiques placés perpendiculairement l'un par rapport à l'autre et reliés entre eux par un vilebrequin central. La Figure 2.22 présente le design du moteur ainsi que sa photographie.

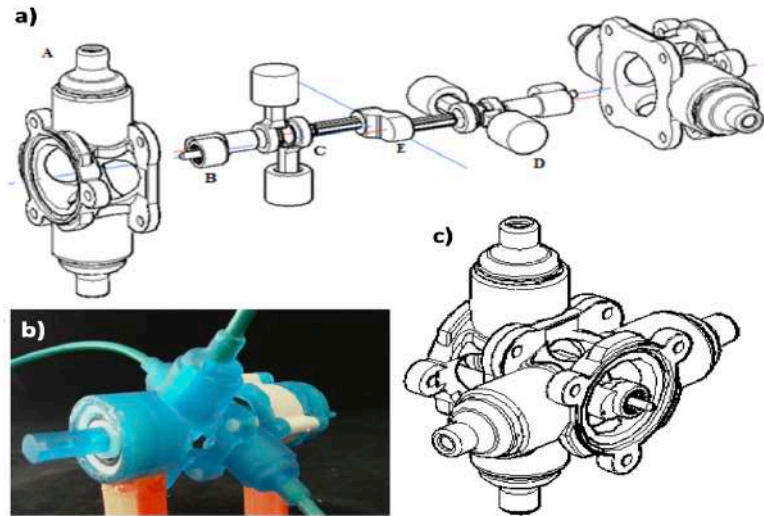


Figure 2.22 Vue éclatée (a) et dessin du moteur assemblé (c). Photographie du moteur (b) [40]

Cet agencement particulier des pistons permet de conserver un couple constant à n'importe quelle vitesse de rotation du moteur. Ainsi, ils arrivent à atteindre une vitesse de 2000 *RPM* et un couple de sortie maximal de 19 *N.mm*.

En outre, Guthrie et al. utilisent pour leur moteur des muscles à air pneumatiques (PAM) au lieu de vérins pneumatiques. [41] Un PAM correspond à une vessie élastique gonflable à l'intérieur d'une gaine externe et imite le mouvement d'un muscle (Figure 2.23). Lorsque de l'air comprimé est injecté dans la vessie gonflable, celle-ci se dilate et provoque la contraction du muscle artificiel. La gaine tressée est quant à elle une enveloppe extérieure qui sert à contenir la vessie gonflée et diriger le mouvement dans la direction souhaitée.

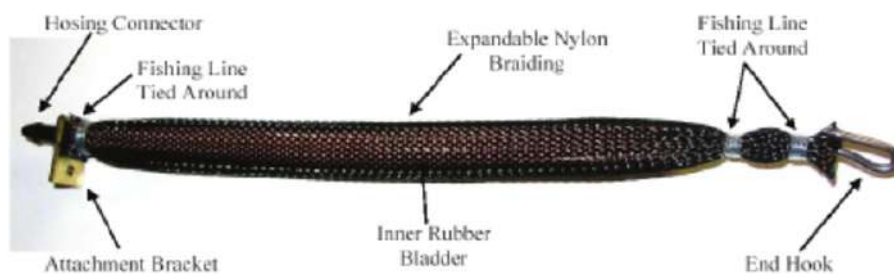


Figure 2.23 Photographie d'un PAM [42]

Un PAM a l'avantage de mieux sceller l'air comprimé comparativement au vérin pneumatique. Il a d'autre part une structure élastique et compacte. Toutefois, contrairement au vérin pneumatique,

il ne peut générer qu'une force de contraction : il est possible de tirer un objet, mais pas de le pousser. Ainsi, Guthrie et al. conçoivent un MPP composé de 3 PAMs gonflés séquentiellement et connectés à un jeu d'engrenages avec un pas de 7.5° et une précision angulaire de 1° . La photographie du moteur est présentée en Figure 2.25.

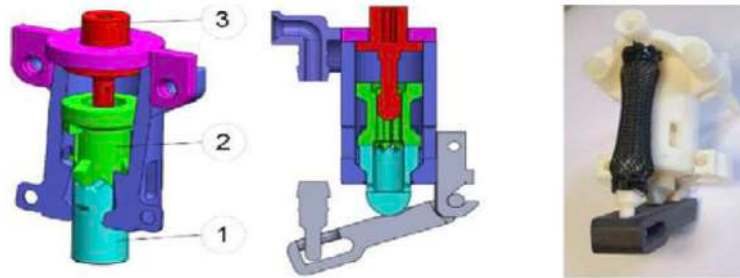


Figure 2.24 Vues en coupe du moteur pas-à-pas montrant la tige inférieure (1) et la tige supérieure (2) qui convertissent le mouvement de translation du PAM en mouvement de rotation, et l'arbre de sortie rotatif (3). [41]



Figure 2.25 À gauche : Boîtier du moteur contenant les PAMs. À droite: Photographie du moteur pas-à-pas assemblé, sans la coque externe afin de visualiser les 3 PAMs [41]

La vitesse de rotation est de 12.5 RPM . Ce moteur peut donc être utilisé pour des applications demandant une haute précision et une vitesse faible (comme le positionnement d'une aiguille pour la chirurgie de la prostate).

D'un autre côté, l'actuation hydraulique utilise l'eau ou tout autre type de liquides incompressibles pour mettre en mouvement des vérins. Ce système est notamment plus précis et plus rapide que le pneumatique. Toutefois, l'utilisation de liquide présente certains désavantages. En effet, il pourrait y avoir des fuites causées par le montage et le démontage régulier des tubes de transmission à la fin de chaque intervention.

Dans cette optique, Guo et al. développent un robot hydraulique à 8 DDL capable de réaliser des neurochirurgies stéréotaxiques (Figure 2.26). [43] La source de puissance hydraulique est transmise de la salle de contrôle au robot via des tubes en nylon semi-rigide. Ils utilisent d'autre part des diaphragmes roulants en caoutchouc renforcés par du tissu pour sceller les connexions entre le robot et les tubes de transmission de liquide.

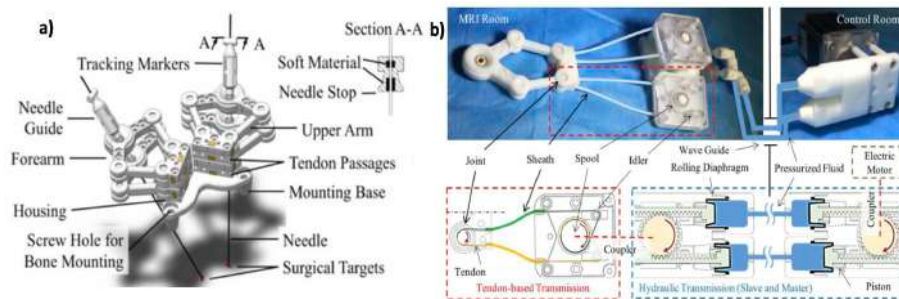


Figure 2.26 (a) Modèle CAD du manipulateur du robot de Guo et al. [43] (b) Diagramme schématique du système d'actuation hydraulique pour 1 DDL

Ils mesurent ainsi une précision sur le positionnement des instruments chirurgicaux inférieure à 1.73 mm .

De même, Dong Z. et al. conçoivent un actuateur à 3 vérins hydrauliques radialement agencés à intervalles de 120° l'un par rapport à l'autre, scellés par des diaphragmes roulants. [44] Le design de cet actuateur est présenté en Figure 2.27.

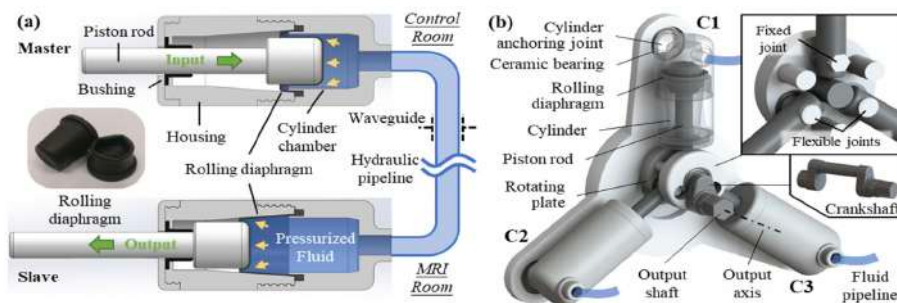


Figure 2.27 (a) Paire de cylindres hydrauliques réalisant la transmission de la puissance hydraulique de la salle de contrôle à la salle IRM via un long tube hydraulique (b) Modèle 3D de l'actuateur hydraulique dans lequel on retrouve les 3 pistons hydrauliques et l'arbre de sortie du moteur [44]

Ils développent une boucle de contrôle ouverte afin de pouvoir contrôler le couple de sortie des pistons. Ainsi, ils évaluent le temps de réponse de l'actuateur à 40 *ms*, une erreur de position angulaire de 0.64° et un couple de sortie du moteur de 0.49 *N.m*.

En outre, l'actuation piézoélectrique constitue une dernière solution au problème de compatibilité IRM. En effet, les moteurs piézoélectriques (MPE) sont précis, compacts et ont un temps de réponse rapide. D'autre part, les MPE fonctionnent grâce à l'effet piézoélectrique des matériaux qui le composent (les céramiques piézoélectriques par exemple) et ne génèrent pas de champ magnétique. Ils sont classifiés en deux catégories [45] :

- les moteurs à ultrasons sont composés d'éléments piézoélectriques qui vibrent à une fréquence de résonance spécifique lorsqu'une tension alternative est appliquée.
- les moteurs à fonctionnement quasi statique exploitent les déformations progressives et lentes d'un matériau piézoélectrique lorsque celui est soumis à un champ électrique.

Toutefois, dans les deux cas, ces moteurs sont opérés à l'aide d'éléments électriques et une perte du signal électrique est mesurée lorsque ceux-ci sont utilisés en environnement IRM. De plus, leur utilisation influence négativement le ratio SNR de l'image IRM. En effet, Carvalho et al. démontrent que le circuit de contrôle des moteurs piézoélectriques impacte grandement la réduction du SNR. [46] Ils mesurent ainsi une perte de signal sur l'image de 23% lorsque le moteur est éteint et de 40 – 80% lorsque le moteur fonctionne.

Toutefois, la littérature présente plusieurs techniques qui permettent d'améliorer l'efficacité d'une actuation piézoélectrique : protéger la boîte de contrôle des moteurs du champ magnétique [47], utiliser une source de tension peu bruitée [48], des filtres de signaux électriques [47], [48], de l'électronique adaptée à l'environnement IRM [49], mettre au point une communication par fibre optique [50] ...

Dans cette optique, Meinhold et al. ont conçu un robot piézoélectrique à 4 DDL capable de positionner une aiguille chirurgicale dans le but de réaliser une injection intrarachidienne (Figure 2.28). Pour améliorer le ratio SNR et la qualité de l'image, ils protègent l'actuateur avec une cage de Faraday.

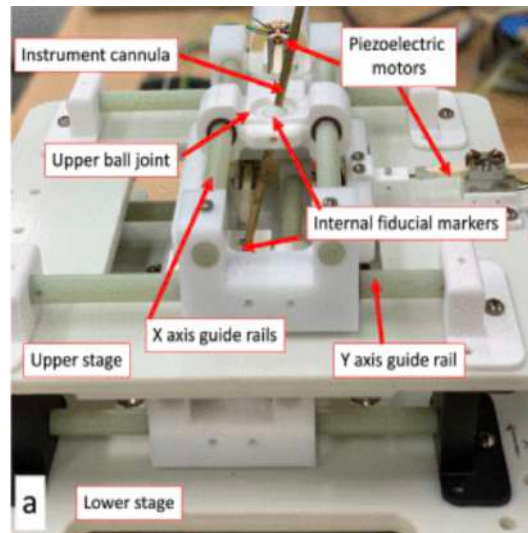


Figure 2.28 Robot piézoélectrique de Meinhold et al. [51]

Ainsi, ils mesurent une perte du ratio SNR de 5.7%. [51]

De même, Zhang et al. développent un robot piézoélectrique à 2 DDL pour réaliser des interventions chirurgicales au niveau de la poitrine (Figure 2.29). [52] Ils pensent un mécanisme parallèle dans lequel ils placent les moteurs piézoélectriques à une distance sécuritaire du scanneur et les relient au robot à l'aide de câbles mécaniques. Le câble permet donc de transmettre toute force ou mouvement au robot et d'éviter les interférences électromagnétiques entre le moteur et le scanneur IRM.

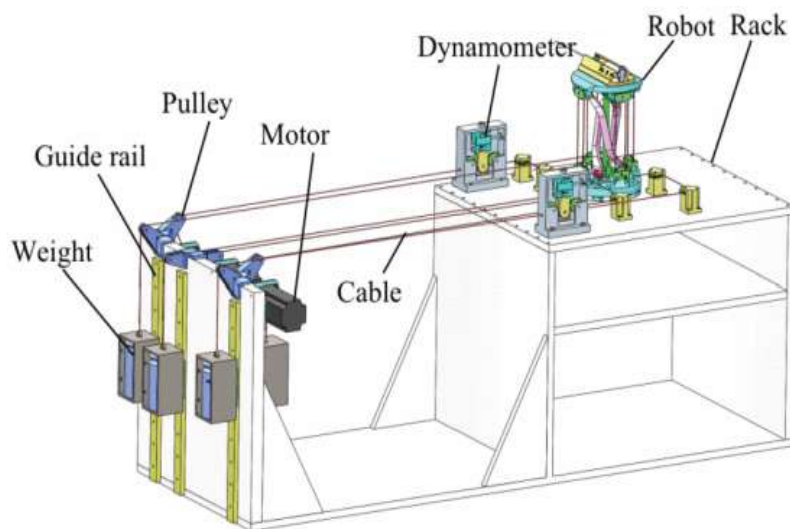


Figure 2.29 Modèle du système robotique parallèle de Zhang et al. [52]

2.3.5 Systèmes de détection compatibles avec l'IRM

Lors de la conception d'un robot assisté par IRM, il est indispensable de penser à intégrer un système de suivi de la position des éléments mobiles du robot (outils chirurgicaux, position des actuateurs ...). Toutefois, la majorité des capteurs couramment utilisés en robotique fonctionne sur des principes électromagnétiques. Sous l'effet d'un champ magnétique puissant comme le champ d'une machine IRM, la transmission de signaux électriques entre le capteur et la boîte de contrôle est bruitée et les éléments métalliques qui le composent peuvent vibrer. Par conséquent, la mesure du capteur est faussée ce qui contribue à une perte sur la précision moyenne du robot chirurgical. En outre, ils peuvent causer des artefacts sur l'image IRM. Plusieurs systèmes de détection adaptés et conçus pour fonctionner en salle IRM sont retrouvés dans la littérature: les capteurs à fibres optiques, les capteurs piézoélectriques, les capteurs à ultrasons...

Le capteur à fibres optiques (CFO) est actuellement le système de détection le plus utilisé en robotique médicale assistée par IRM. La fibre optique est un outil de transmission de données qui repose sur la transmission de signaux lumineux à travers des fils de verre ou de plastique très fins. Le champ électromagnétique externe n'affecte donc pas son bon fonctionnement et les données mesurées peuvent être transmises sur de longues distances sans qu'il y ait de pertes. De plus, les CFO ont l'avantage d'être compacts. [53]

Différentes utilisations de la fibre optique sont retrouvées dans la littérature. Par exemple, Abayazid et al. développent un robot chirurgical pour les procédures chirurgicales d'insertion d'aiguille flexible. [54] Afin de mesurer la contrainte appliquée sur l'aiguille lors de son insertion, ils placent douze capteurs à fibres optiques appelés « fibres à réseau de Bragg » (FBG) au niveau de la tige de l'aiguille. Le schéma de l'aiguille chirurgicale est présenté en Figure 2.30.

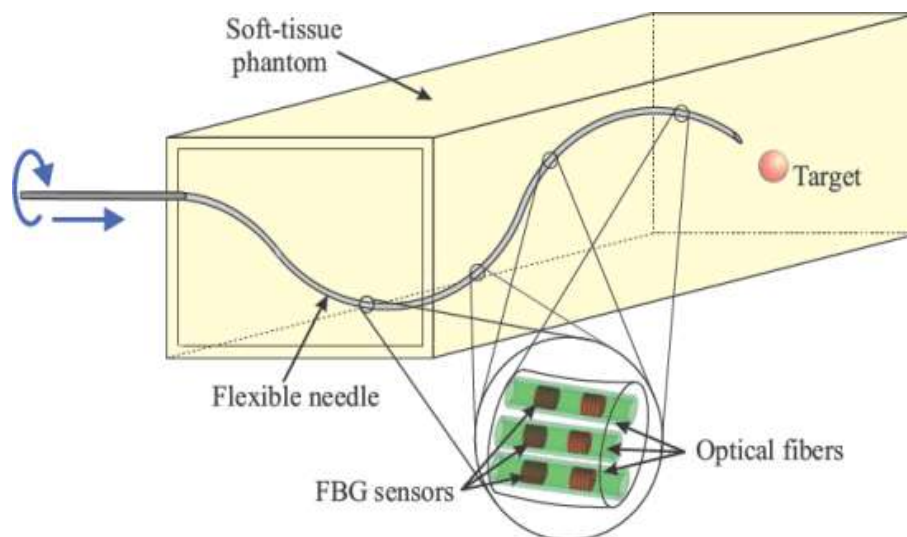


Figure 2.30 Schéma de l'aiguille chirurgicale flexible. Des capteurs FBGs sont placés le long de l'aiguille afin de reconstruire sa forme [54]

Ainsi, ils arrivent à reconstruire en 3D la forme de l'aiguille en temps réel avec une précision remarquable de 1.3 mm.

En effet, les capteurs FBGs sont majoritairement utilisés en robotique médicale, car ils réalisent des mesures très précises et sont multifonctionnels : ils peuvent être construits pour mesurer une déformation, des variations de température ou bien de force. [55], [56], [57], [58] Un FBG est en fait une fibre optique modifiée de manière périodique sur une petite distance en l'exposant à un motif de rayonnement UV ou par écriture laser. Ce motif crée ainsi une variation périodique de l'indice de réfraction de la fibre appelée « réseau de Bragg ». Lorsqu'une lumière incidente traverse la fibre, une partie de la lumière est réfléchiée sur le réseau de Bragg. Toutefois, la réflexion de Bragg ne se fait qu'à une longueur d'onde spécifique définie par la périodicité du réseau de Bragg : la lumière n'est donc pas réfléchiée de manière significative. Ainsi, si la fibre subit un changement (étirement, compression, variation de température ou de pression ...), la périodicité du réseau de Bragg et par conséquent la longueur d'onde de la réflexion de Bragg sont modifiées. En mesurant ce déplacement, la variation des caractéristiques de l'environnement peut être déterminée. [59]

Parmi les moyens de détection optique, il est aussi possible d'utiliser des capteurs photoélectriques. [60] Il s'agit d'un capteur de distance composé d'un émetteur. Celui-ci envoie un signal lumineux sur une paroi réfléchissante. Un récepteur reçoit alors ensuite le faisceau lumineux réfléchi, mesure le temps de trajet du faisceau lumineux et calcule la distance à laquelle se trouve la paroi. Dans

cette optique, Hofstetter et al. développent un servomoteur compatible en milieu IRM et contrôlé par un encodeur photoélectrique rotatif (Figure 2.31). [61]

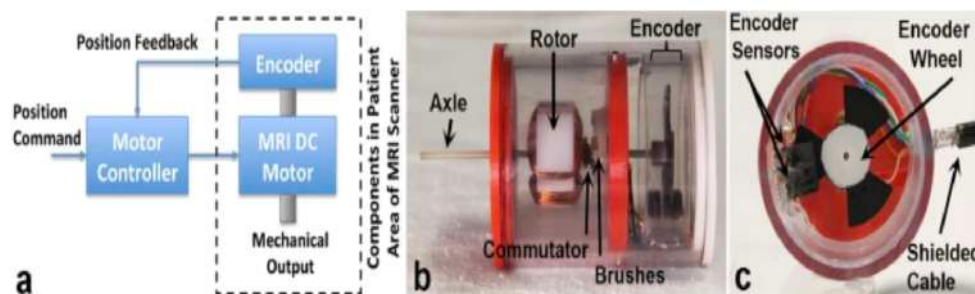


Figure 2.31 (a) Schéma bloc du contrôle du servomoteur (b) Photographies du servomoteur (c) et de l'encodeur incrémental [61]

Toutefois, un capteur photoélectrique fonctionne à l'aide de signaux électriques et peut de ce fait affecter la qualité de l'image IRM. Afin de limiter les pertes de signal SNR, Hofstetter et al. placent le moteur et le capteur dans une cage blindée en cuivre et les fils électriques sont protégés par des câbles Ethernet Cat7. Ils arrivent ainsi à limiter la perte SNR à 1.5%.

Les systèmes de vision constituent d'autre part une solution innovante aux capteurs compatibles en IRM. Pour ce faire, il est nécessaire de placer des caméras bien protégées du champ magnétique dans la salle IRM et des marqueurs placés sur le patient ou les instruments chirurgicaux. Ainsi, en récupérant la position des marqueurs optiques, il est possible de récupérer les mesures de positionnement voulues. Fang et al. utilisent par exemple un fibroscope, qui est une petite caméra compatible en IRM, pour contrôler le positionnement d'un laser en microchirurgie reconstructrice au laser par voie transorale. [62] Une photographie du fibroscope est présentée en Figure 2.32.

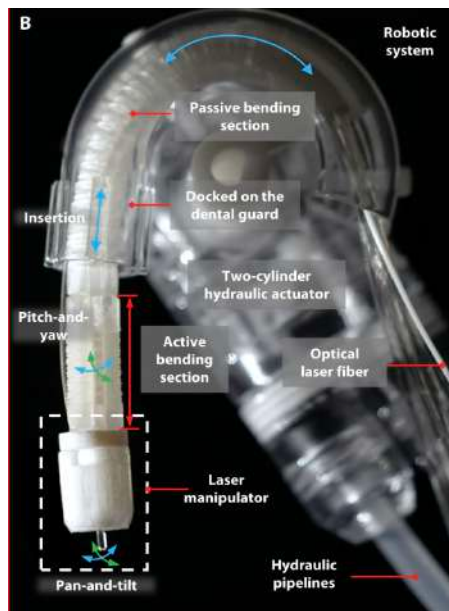


Figure 2.32 Photographie de l'fibroscope de Fang et al. [62]

En outre, afin de mesurer la distance de déplacement d'un objet, il est possible d'utiliser des capteurs à ultrasons. Ceux-ci sont composés d'un émetteur, qui envoie un signal ultrasonore vers un objet réfléchissant. Un receveur récupère ainsi le signal et calcule la distance entre l'objet réfléchissant et l'émetteur à partir du temps de trajet du signal sonore. [63] Il s'agit de capteurs peu chers, mais en général peu précis. De plus, ils fonctionnent à l'aide de signaux électriques ce qui peut dégrader la qualité de l'image IRM.

Enfin, des robots contrôlés avec des capteurs piézoélectriques peuvent être retrouvés dans la littérature. [64], [65], [66] Ces capteurs utilisent l'effet piézoélectrique des matériaux pour mesurer une variation de pression ou de force. En effet, le courant produit par un matériau piézoélectrique est proportionnel à la contrainte qu'il subit : plus le capteur subit une contrainte importante, plus le courant produit est élevé. [67] Ainsi, Kurita et al. développent un robot piézoélectrique qui manipule une pincette. [65] Sur celle-ci, ils placent cinq actionneurs piézoélectriques afin de mouvoir le robot et un actionneur piézoélectrique utilisé pour mesurer la force appliquée et le déplacement de l'effecteur du robot. La photographie du capteur est présentée en Figure 2.33.

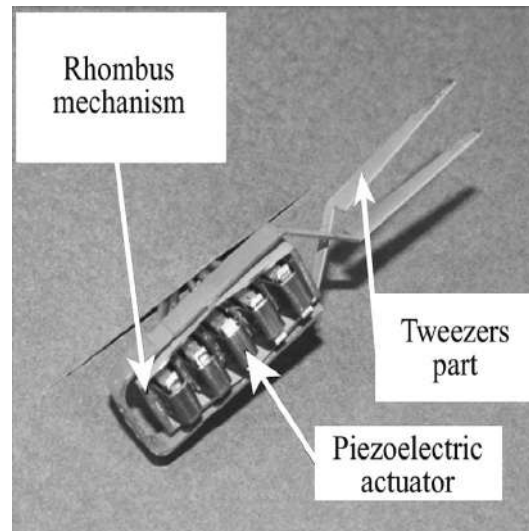


Figure 2.33 Effecteur du robot composé de capteurs piézoélectriques de force et de déplacement [65]

Ils mesurent alors une force de $1N$ et un déplacement de 8.8 mm avec une erreur de 11%.

2.3.6 Perspectives et opportunités futures

L'avenir de la robotique médicale assistée par imagerie IRM est prometteur et ouvre la voie vers de nouvelles perspectives pour l'amélioration des soins de santé. Les avancées technologiques en électronique, automatisation et physique des matériaux convergent pour offrir des opportunités significatives dans la création de robots sans fil, compacts, et « MRI safe ».

Dans cette optique, plusieurs groupes de recherche tentent de développer un système d'actuation à résonance magnétique. En effet, le champ magnétique créé par la machine IRM est par définition capable de mettre en mouvement des particules ferromagnétiques. Par analogie avec les moteurs électromagnétiques, il devient donc possible d'utiliser le scanner à résonance magnétique comme la source de puissance d'un moteur et de développer un rotor ferromagnétique pour actionner un robot. Vartholomeos et al. développent ainsi un moteur fonctionnant par résonance magnétique (Figure 2.34). [68] Le stator du moteur est composé du scanner IRM, d'un châssis non magnétique et d'un ensemble de composants stationnaires. Le rotor est, quant à lui, composé d'une cavité sphérique dans laquelle est placée une bille ferromagnétique. Un bras de levier est placé à une distance fixe de la cavité et relié à la bille ferromagnétique. Comme il a été mentionné précédemment, la rotation des gradients magnétiques génère une force sur la bille ferromagnétique et entraîne la rotation du bras de levier.

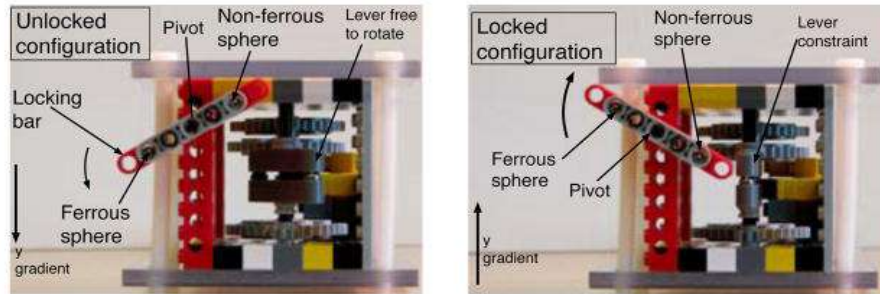


Figure 2.34 Photographie de l'actuateur à résonance magnétique de Vartholomeos et al. dans deux positions différentes [68]

L'actuateur est donc sans fil et est capable de générer une force de 0.76 N .

Felfoul et al. conçoivent un moteur similaire contrôlé en boucle fermée et sont capables de générer des vitesses de rotation plus grandes et un couple plus important (Figure 2.35). [69]

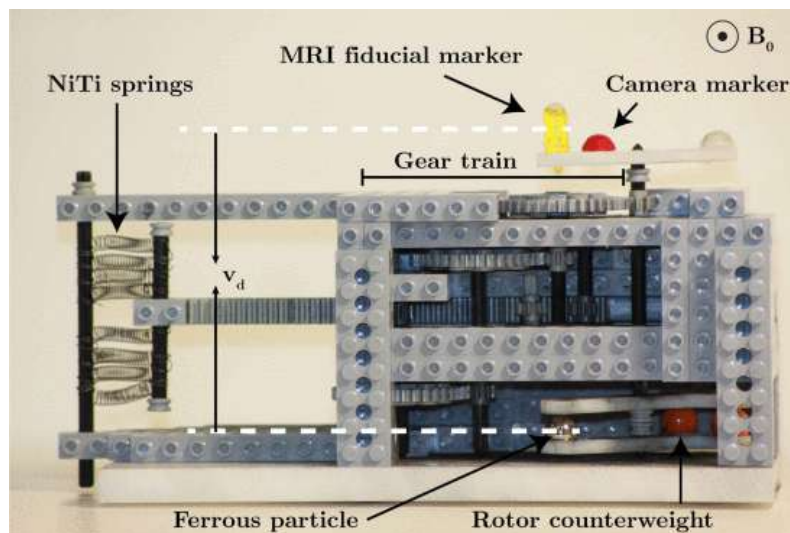


Figure 2.35 Photographie de l'actuateur à résonance magnétique de Felfoul et al. [69]

Ils mesurent ainsi une force en sortie du moteur de 9.4 N . Toutefois, ils se rendent compte que la communication entre les différents composants électroniques du contrôle du moteur et le moteur est lente ce qui entraîne des erreurs de positionnement du moteur de $\pm 2^\circ$.

2.4 Conception de fantôme en imagerie médicale

Avant de pouvoir réaliser des essais cliniques sur des patients et de commercialiser un produit, il est primordial de valider le bon fonctionnement du robot chirurgical assisté par imagerie de façon qualitative et quantitative. De ce fait, il faut évaluer plusieurs métriques prédéterminées lors de la

conception du robot comme la précision au niveau du positionnement des outils chirurgicaux ainsi que la qualité de l'image IRM lors de son utilisation.

Dans le cas du QSM, il est important de vérifier que le robot ne modifie pas significativement les valeurs de susceptibilité magnétique mesurées par le scanner IRM.

2.4.1 Définition d'un fantôme d'IRM

De nombreux groupes de recherche conçoivent des fantômes d'IRM. Un fantôme d'IRM est un objet artificiel qui imite les propriétés physiques d'un tissu humain et peut être utilisé pour calibrer, tester et optimiser toutes technologies médicales assistées par imagerie IRM (robotique médicale, techniques algorithmiques d'imagerie IRM ...). Il s'agit d'un objet compatible en environnement IRM dont la distribution du champ magnétique, la morphologie et la composition sont totalement connues : on parle de « ground-truth » ou « vérité terrain ». Il est nécessaire pour la validation préclinique d'une nouvelle technologie médicale. [70]

Ainsi, il devient possible de tester une nouvelle technologie médicale sur un fantôme, comparer les valeurs de champ magnétique mesurées en pratique aux valeurs théoriques attendues (vérité terrain) puis conclure sur la qualité de l'image, la précision du positionnement des outils chirurgicaux, le bruit apporté par le robot sur les données IRM ou bien d'évaluer la précision d'une technique algorithmique d'imagerie IRM. [71]

En pratique, il existe deux types de fantômes d'IRM :

- le fantôme d'IRM expérimental est un objet artificiel palpable dont la numérisation IRM peut être récupérée et utilisée afin de réaliser certaines actions. [71] Il permet par exemple de simuler le positionnement d'une aiguille chirurgicale sur une tumeur ou bien de calibrer une caméra. Bien qu'il soit très utilisé pour valider le bon fonctionnement d'un robot chirurgical, ce type de fantôme ne permet pas d'imiter de manière suffisamment complexe une structure anatomique et peut donc difficilement démontrer l'efficacité de nouvelles techniques algorithmiques d'imagerie.
- le fantôme numérique est un objet numérique qui représente quasi idéalement une structure anatomique donnée (morphologie, propriétés mécaniques, composition chimique ...). Il est notamment utilisé pour valider de nouvelles techniques algorithmiques d'imagerie IRM comme l'algorithme COSMOS en QSM ou bien des techniques de segmentations... Une

façon efficace de créer un fantôme numérique consiste à simuler les structures et contrastes d'une région anatomique particulière. Pour cela, différentes valeurs de paramètres sont attribuées en fonction des tissus organiques (paramètres acoustiques, optiques, électromagnétiques...) [72] D'autre part, une grande base de données réalisée à partir d'un grand nombre de patients peut être utilisée et couplée à des techniques puissantes de segmentation pour concevoir le fantôme numérique d'une structure anatomique. La qualité du fantôme numérique dépend donc de la précision de la technique de segmentation utilisée lors de sa conception et de la qualité de la base de données. [73]

2.4.2 Défis de conception de fantômes d'IRM dans le domaine du QSM

La conception d'un fantôme d'IRM pour évaluer des technologies QSM est une tâche complexe, car elle vise à créer un objet artificiel qui imite les propriétés chimiques, magnétiques et morphologiques des tissus humains.

En effet, un fantôme doit tout d'abord être capable de simuler les propriétés électromagnétiques d'un tissu biologique telles que la conductivité, la permittivité et la susceptibilité magnétique. Cela demande donc d'utiliser des matériaux spécifiques.

Ainsi, l'agar-agar est couramment utilisé lors de la réalisation de fantôme d'IRM, car il s'agit d'une gélatine aqueuse ayant une faible conductivité électrique et une permittivité diélectrique proche de l'eau. L'agar-agar ne perturbe donc pas le champ magnétique de l'IRM et ne crée pas d'artefacts sur l'image. Il est d'autre part transparent aux radiofréquences de l'IRM c'est-à-dire qu'il ne perturbe ni la génération ni la détection du signal IRM. [74] Enfin, il est possible d'optimiser la concentration d'agar-agar dans l'eau et d'ajouter une quantité spécifique de sel et de sucre pour ajuster les propriétés électromagnétiques du fantôme et les adapter en fonction de la structure anatomique étudiée. [75]

D'autre part, le gadolinium est aussi souvent utilisé lors de la conception de fantômes IRM pour le QSM en tant qu'agent de contraste paramagnétique. En effet, il s'agit d'un matériau ferromagnétique ayant une très forte susceptibilité magnétique. Ainsi, il est possible d'ajuster la concentration de gadolinium dans certaines zones précises du fantôme et par conséquent d'améliorer la correspondance électromagnétique entre le fantôme et le tissu biologique. [76], [77], [78] Toutefois, le gadolinium ne permet que de modéliser une source paramagnétique homogène et ne représente donc pas assez fidèlement la distribution inhomogène de fer in vivo. De ce fait,

des fantômes plus complexes ont été conçus à partir de carbonate de calcium et de carbure de tungstène afin de mieux modéliser les sources d'inhomogénéité locales de la distribution de la susceptibilité magnétique dans une structure anatomique. [79]

En outre, il est important que la forme et les dimensions du fantôme d'IRM soient similaires à la région anatomique d'intérêt pour garantir que les images IRM obtenues soient proches de la réalité biologique. L'utilisation d'un liquide gélifiant tel que l'agar-agar pour construire un fantôme est une bonne solution, car il s'agit d'une matière qui peut être facilement moulée. [75]

De plus, minimiser les artefacts rend la construction d'un fantôme délicate. Ainsi, il faut par exemple faire attention à la formation de bulles d'air dans le gel d'agar-agar lors de la conception du fantôme, aux matériaux utilisés, à l'imperméabilité de la structure ... [80]

Enfin, il est nécessaire que le fantôme maintienne ses propriétés sur une longue période prolongée pour garantir la cohérence des mesures pendant toute la durée de l'étude de recherche. En effet, des changements sur les propriétés du fantôme peuvent créer des résultats incohérents sur les données IRM. Pour cela, il est important de traiter l'agar-agar avec un liquide antibactérien pour éviter le développement de bactéries dans le fantôme. [81] De plus, l'utilisation d'eau dégazée est nécessaire pour préparer la solution d'agar-agar afin d'éviter des risques d'oxydation. [82]

2.4.3 Quelques exemples de fantômes d'IRM

Il a été suggéré que le QSM peut être utilisé comme biomarqueur pour diagnostiquer la progression de maladies neurovasculaires. [83] Hobson et al. développent ainsi un fantôme afin d'évaluer les performances de leur algorithme QSM (Figure 2.36). [84] Pour cela, ils placent dans une boîte cylindrique en plastique remplie de gel d'agarose cinq ballons en latex remplis de gadolinium à de concentrations différentes. Les concentrations sont telles que la susceptibilité magnétique de chaque ballon est respectivement 0, 0.1, 0.2, 0.4 et 0.8 *ppm*. Le choix des concentrations permet de couvrir une plage de valeurs de susceptibilité magnétique retrouvée cliniquement au niveau de lésions cérébrales. La boîte cylindrique est ensuite scellée. Ils ont ensuite étudié les performances de leur algorithme QSM selon les métriques suivantes : exactitude de l'algorithme (comparaison des valeurs de susceptibilité mesurées et des valeurs théoriques du fantôme), précision (comparaison des valeurs de susceptibilité mesurées avec plusieurs numérisations IRM) et répétabilité (comparaison des valeurs de susceptibilité mesurées avec plusieurs scanners IRM).

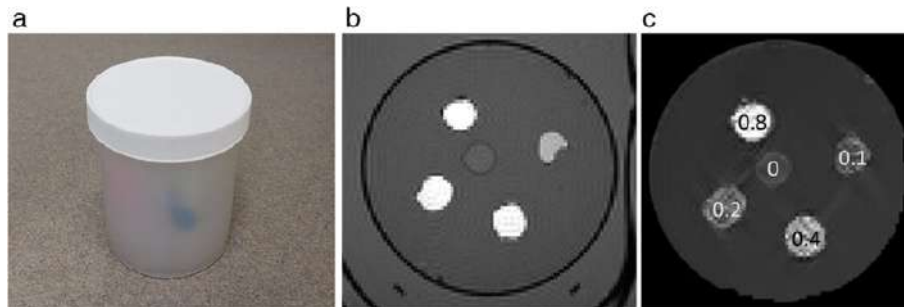


Figure 2.36 Photographie (a) et image QSM (b,c) du fantôme de Hobson et al. [84]

D'autre part, Hungr et al. conçoivent un fantôme imitant les caractéristiques de la prostate pour évaluer les performances de robots d'insertion d'aiguilles chirurgicales. [85] Plus particulièrement, l'objectif est d'insérer précisément des implants de capsules radioactives dans la prostate avec une assistance IRM. Le fantôme est composé de quatre régions distinctes en PVC flexible d'élasticités différentes. Ces quatre zones sont le périnée, le rectum, la prostate et les tissus périprostatiques qui entourent ces organes. Le périnée est la structure la plus dure que l'aiguille traverse au cours de l'opération et est modélisé par le cadre rectangulaire du fantôme. Le rectum est conçu à partir d'un PVC assez résistant pour supporter le placement de la sonde. Il est placé au niveau d'une face du cadre présentant une ouverture pour pouvoir placer la sonde. De plus, la prostate est composée d'une capsule colorée afin qu'elle soit visible à l'œil nu et sur les images. Elle est composée d'un PVC assez mou pour pouvoir être déformée lorsque l'aiguille est insérée. Enfin, le modèle du tissu périprostatique permet de retenir tous les composants en place (notamment le modèle de la prostate). Il est assez souple pour permettre le mouvement de la prostate lors de l'insertion de l'aiguille. L'ensemble des composants en PVC (mis à part le cadre) sont moulés à l'aide de moules en aluminium. La photographie du fantôme de la prostate est présentée en Figure 2.37.

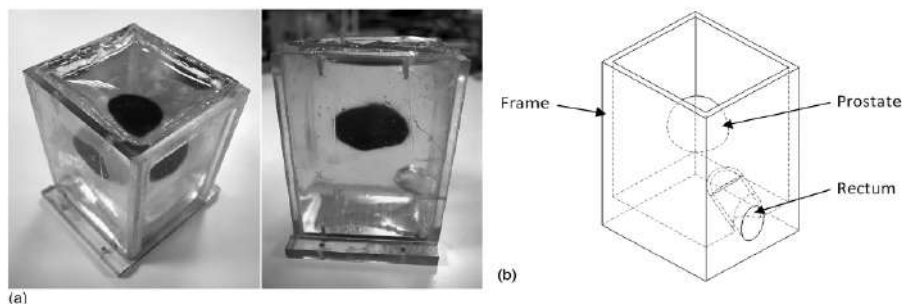


Figure 2.37 Photographie (a) et dessin CAD (b) du fantôme de la prostate de Hungr et al. [85]

Ils réalisent ensuite une numérisation IRM (Figure 2.38) et démontrent bien que l'ensemble des éléments du fantôme sont visibles et distinguables les uns par rapport aux autres. Il est ainsi possible d'évaluer la précision des robots au niveau du positionnement des capsules dans la prostate. Toutefois, ils ont démontré que le fantôme ne peut être utilisé que pour 15 à 20 essais. En effet, au-delà, les déformations subies par le fantôme dues à l'insertion d'aiguilles chirurgicales dégradent trop l'image. [85]

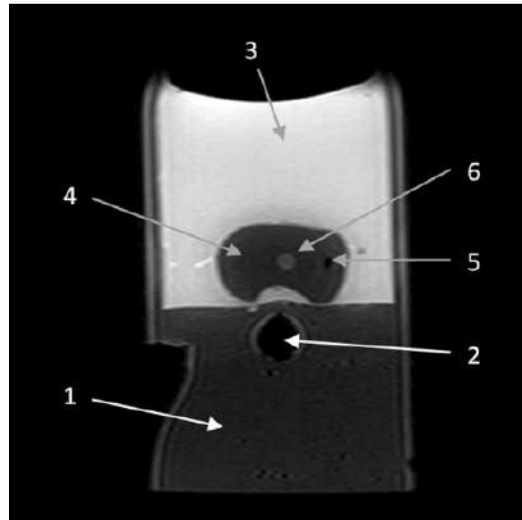


Figure 2.38 Image IRM du fantôme sur lequel se trouvent le cadre (1), le rectum (2), le matériel périprostatique (3), la prostate (4), les cibles (5) et l'urètre (6)

CHAPITRE 3 RATIONNELLE DU PROJET

3.1 Résumé de la problématique

L'Imagerie Quantitative de la Susceptibilité Magnétique est une technique d'imagerie dont le but est de cartographier les variations de susceptibilité magnétique lorsqu'un patient est soumis à un champ magnétique IRM. La susceptibilité magnétique caractérise la propriété physique d'un matériau à s'aimanter lorsque celui-ci est soumis à un champ magnétique externe. Dans le cas particulier du cerveau, il devient possible avec le QSM de quantifier les concentrations en myéline, calcium, fer et désoxyhémoglobine qui sont des éléments directement liés au diagnostic de maladies dégénératives. La méthode de calcul de la susceptibilité magnétique à l'aide d'échantillons à orientations différentes est la technique de QSM actuellement la plus précise. Elle est pratiquée pour des patients adultes. En effet, il suffit de numériser la tête du patient sous trois positions différentes : droite, reposée sur l'épaule gauche, reposée sur l'épaule droite. Toutefois, il est impossible pour le moment de pratiquer la méthode COSMOS sur des nouveau-nés et d'évaluer ses performances en néonatalogie. Afin d'étudier le potentiel clinique de COSMOS en néonatalogie, il est nécessaire de développer une plateforme de développement rapide d'évaluation de l'algorithme COSMOS. Celle-ci est composée d'un prototype mécanique permettant de modifier l'orientation d'un nouveau-né dans un scanner IRM, et d'un fantôme cérébral de nourrisson afin d'évaluer qualitativement et quantitativement les performances de COSMOS en néonatalogie. La combinaison de ces deux éléments permet :

- d'évaluer les changements d'orientation possibles du nourrisson dans le scanner IRM,
- de comparer les performances quantitatives de l'algorithme multiangulaire COSMOS par rapport aux algorithmes uniangulaires standards en néonatalogie,
- d'optimiser la précision de COSMOS en néonatalogie et de caractériser les paramètres d'entrée, notamment le nombre de rotation à fournir à l'algorithme et le choix de ces angles de rotation.

3.2 Objectif général du projet

L'étude présentée dans ce mémoire consiste à concevoir une plateforme de développement rapide pour évaluer les performances de COSMOS en néonatalogie.

3.3 Objectifs spécifiques et méthodologie générale du projet

Afin d'atteindre l'objectif général du projet, plusieurs sous-objectifs doivent être accomplis.

1. Développer un système d'actuation compatible avec l'environnement IRM
2. Développer un système mécanique permettant d'effectuer des rotations d'un nouveau-né dans une IRM
3. Développer un fantôme d'IRM cérébral de nourrisson pour évaluer les performances de COSMOS

3.4 Méthodologie

Au cours du projet, la méthodologie suivante est adoptée.

Nous commençons par penser la conception du système mécanique compatible en environnement IRM et permettant d'effectuer des rotations. Pour ce faire, le cahier des charges du robot est établi selon la méthode de de Karl T. Ulrich et Steven D. Eppinger dans leur ouvrage « Product Design and Development ». [86]

Nous développerons ensuite un système d'actuation compatible en IRM qui respecte les critères du cahier des charges. En parallèle, nous développerons le système de contrôle de l'actuation.

Ensuite, une modélisation d'un système mécanique répondant au cahier des charges sera effectuée sur Fusion 360 (logiciel de CAO). Après avoir validé la modélisation du prototype, celui-ci sera construit et testé hors IRM et dans l'IRM.

En parallèle, nous développerons un fantôme cérébral de nouveau-né. Les acquisitions IRM du fantôme nous permettront d'évaluer la qualité de sa fabrication. De plus, l'obtention de son image QSM nous permettra de conclure qualitativement et quantitativement quant aux performances de COSMOS en néonatalogie. Enfin, l'utilisation combinée du fantôme et du prototype nous permettra de définir la compatibilité du robot avec l'environnement magnétique de l'IRM.

Par conséquent, l'axe de conception principal du fantôme ne sera pas de reproduire fidèlement l'anatomie cérébrale d'un nouveau-né, mais plutôt de développer un objet dont nous pourrions extraire des estimations de quantification.

CHAPITRE 4 CONCEPTION D’UN APPAREIL D’ACQUISITION D’IMAGES IRM MULTIANGULAIRES

Ce chapitre traite du premier objectif soit la conception d’un appareil permettant de réaliser le changement d’orientation automatisé d’un nourrisson dans un scanner IRM, dans le but d’obtenir des images quantitatives de la susceptibilité magnétique par la méthode COSMOS. Il s’agit du premier outil de la plateforme de développement rapide d’évaluation de l’algorithme COSMOS.

La méthodologie de conception y est présentée.

4.1 Méthodologie de conception

Dans le cadre de notre étude, nous adoptons la méthode de Karl T. Ulrich et Steven D. Eppinger dans leur ouvrage « Product Design and Development ». [86]

Dans un premier temps, il est nécessaire de concevoir un prototype fonctionnel. Dans cette optique, les décisions techniques ont été prises dans le but de minimiser les coûts de production du prototype et de simplifier le fonctionnement de l’appareil. La performance du prototype est mise au troisième plan. La méthodologie de conception est la suivante :

- Identification des besoins du client
 - Identification du client et organisation des besoins selon un degré d’importance
- Spécifications techniques
 - Mise en lumière des fonctions principales, complémentaires et des contraintes de conception
 - Identification d’une métrique quantitative pour chacune des fonctions
- Génération de concepts
 - Division du produit en sous-systèmes
 - Présentation des différentes possibilités de conception des sous-systèmes
- Sélection du concept final
 - Élimination de concepts selon des critères de sélection

Nous commençons ainsi par identifier le client et ses besoins. Les demandes du client sont ensuite traduites par des spécifications techniques. Afin de répondre à celles-ci, différents concepts sont générés puis comparés dans le but de déterminer la solution finale.

4.1.1 Identification des besoins du client

Le client peut être divisée en deux entités distinctes : le directeur de recherche, Benjamin De Leener, qui connaît les besoins de l'industrie de neuroimagerie pédiatrique et qui cherche à rendre l'utilisation de l'algorithme COSMOS possible en clinique en néonatalogie, et l'opérateur.

Le client est bien le directeur de recherche, Benjamin De Leener, car il s'agit du principal utilisateur de la plateforme de développement rapide d'évaluation de COSMOS, outil lui permettant par la suite d'établir le potentiel clinique de COSMOS en néonatalogie.

L'opérateur peut être défini comme toute personne qui sera amenée à manipuler le prototype présentement ou dans le futur.

Les besoins de l'industrie ont été établis suite à des entrevues avec le directeur de recherche.

4.1.1.1 Collecte d'informations du client

Nous regroupons dans le Tableau 4.1 un ensemble de commentaires du client que nous traduisons en besoins techniques.

Tableau 4.1 Collecte d'informations du client

Informations du client	Besoins techniques
Le scan cérébral d'un nouveau-né nécessite d'utiliser une antenne de tête 32 canaux Siemens	Dimensionner l'appareil de sorte à pouvoir le positionner dans l'antenne de tête Siemens 32 canaux
Les objets ferromagnétiques sont interdits en salle de scanner	Construire l'appareil à partir de matériaux non-ferromagnétiques
Lors d'un scan, un nouveau-né est immobilisé à l'aide d'un matelas d'immobilisation pneumatique MED-VAC	L'appareil doit être dimensionné de sorte à pouvoir englober au minimum le matelas d'immobilisation MED-VAC
Un patient nouveau-né pèse en moyenne entre 2.5 et 4 kg	L'appareil doit supporter un poids minimal de 4 kg

Pour que l'algorithme de calcul COSMOS soit fonctionnel, il faut récupérer des scans cérébraux sur différents angles frontaux	Implémenter la rotation du patient sur le plan frontal
Pour que l'algorithme de calcul COSMOS soit fonctionnel, il faut récupérer des scans cérébraux sur différents angles sagittaux	Implémenter la rotation du patient sur le plan sagittal
Pour que l'algorithme de calcul COSMOS soit fonctionnel, il faut modifier l'orientation du patient sur des angles symétriques les plus grand possibles	Maximiser l'amplitude angulaire de l'appareil
Pour que l'algorithme de calcul COSMOS soit fonctionnel, il faudrait pouvoir choisir n'importe quelle combinaison angulaire	Rendre indépendantes les rotations du patient
La tête du patient est centrée dans l'antenne.	Placer le centre des rotations de l'appareil au centre de l'antenne
Il faut faciliter le changement d'orientation angulaire du patient pour réduire le temps de scan	Automatiser les rotations et limiter le temps de changement d'orientation angulaire du patient
Il serait pratique de pouvoir adapter la position du patient dans l'antenne de tête	Implémenter un système d'adaptation de la position du patient sur l'appareil
Le bruit affecte grandement la qualité de l'image IRM	Minimiser le bruit généré par l'appareil

4.1.1.2 Interprétation des commentaires du client

De ce tableau, nous distinguons différents besoins :

- Dimensionner l'appareil de sorte à pouvoir le positionner dans l'antenne de tête Siemens 32 canaux
- Construire l'appareil à partir de matériaux non-ferromagnétiques

- L'appareil doit être dimensionné de sorte à pouvoir englober au minimum le matelas d'immobilisation MED-VAC
- L'appareil doit supporter un poids minimal de 4 kg
- Implémenter la rotation du patient sur le plan frontal
- Implémenter la rotation du patient sur le plan sagittal
- Maximiser l'amplitude angulaire de l'appareil
- Rendre indépendantes les rotations du patient
- Placer le centre des rotations de l'appareil au centre de l'antenne
- Automatiser les rotations et limiter le temps de changement d'orientation angulaire du patient
- Implémenter un système d'adaptation de la position du patient sur l'appareil
- Minimiser le bruit sur les données IRM généré par l'appareil

4.1.2 Organisation hiérarchisée des besoins du client et attribution d'une importance relative

Les besoins du client ayant été mis en lumière, il est maintenant possible de les classifier et de leur affilier un degré d'importance. Nous quantifions le critère d'importance de la façon suivante :

- * : le besoin est peu important
- ** : le besoin est moyennement important
- *** : le besoin est très important
- 0 : le besoin n'est pas nécessaire

Le choix des degrés d'importance de chaque besoin a été réalisé suite à des entrevues avec le client. Il est important de noter que des besoins n'ayant pas été mentionnés lors des entrevues avec le

client ont été ajoutés. Chaque besoin sera référé à l'aide d'un numéro. Le Tableau 4.2 hiérarchise les différents besoins du client.

Tableau 4.2 Hiérarchisation des besoins du client

Catégorie	Numéro	Besoin	Importance
Géométrie et structure	1	Être utilisé avec un matelas d'immobilisation MED-VAC	***
	-		-
	2	Être attachable à la table IRM	***
	3	Être dimensionné de sorte à pouvoir être positionné dans l'antenne de tête Siemens 32 canaux	***
	-		-
	4	Supporter un poids minimum de 4kg	**
	5	Être facile à fabriquer	***
	6	Être peu dispendieux à prototyper	***
Contrôle des rotations	7	Être compact	0
	8	Être rigide	**
	9	Modifier l'orientation du patient sur le plan frontal	***
	10	Modifier l'orientation du patient sur le plan sagittal	**
	11	Atteindre la plus grande amplitude angulaire possible	***
	12		***
	13	Rendre indépendantes les rotations	***
	14	Automatiser les rotations	**
		Limiter le temps de rotation	

Fonctionnalité diverses	15	Implémenter un système d'adaptation à la taille du nouveau-né	*
	-		-
	16	Minimiser le bruit généré sur les données IRM par l'appareil	***
Maintenance et sécurité	17	Être construit à partir de matériaux compatibles en environnement IRM	***
	-		-
	18	Être capable d'effectuer des mouvements lents, sécuritaires pour le patient	0
	-		-
	19	Intervention rapide de l'opérateur en cas de problèmes	***
	-		-
	20	Manipuler en sécurité par l'opérateur	**
	21	Rapide à assembler et à désassembler	*
	22	Réagir de manière sécuritaire en cas de problèmes	*
	23	Doit être facile et intuitif à utiliser par un opérateur	0

4.1.3 Spécifications techniques du produit

Afin de quantifier les besoins du client, nous associons une métrique à chaque besoin identifié précédemment. Le Tableau 4.3 présente les différentes métriques retenues. Chaque métrique est numérotée et reliée à plusieurs besoins. Un degré d'importance variant entre 1 (peu important) et 5 (très important) ainsi qu'une unité de mesure leur sont attribués.

Tableau 4.3 Listes de métriques pour le prototype AMONI

No métrique	No besoin	Métrique	Importance	Unité
----------------	-----------	----------	------------	-------

1	1, 3	Largeur minimale de l'appareil	5	cm
2	2, 3	Largeur maximale de l'appareil	5	cm
3	1	Longueur minimale de l'appareil	5	cm
4	2, 3	Longueur maximale de l'appareil	1	cm
5	1, 3	Hauteur minimale de l'appareil	5	cm
6	3	Hauteur maximale de l'appareil	5	cm
7	6	Coût de fabrication	4	\$CA
8	7, 8, 21	Masse totale à vide	2	kg
9	21	Temps d'installation	3	min
10	1, 2, 3, 9, 11	Amplitude de la rotation frontale	4	°
11	1, 2, 3, 10, 11	Amplitude de la rotation sagittale	4	°
12	9,13	Précision angulaire de la rotation frontale	3	°
-	-		-	-
13	10, 13	Précision angulaire de la rotation sagittale	3	°
-	-		-	-
14	13, 14, 18	Temps d'exécution d'une rotation	3	sec
15	4	Masse maximale supportable	4	kg
16	16, 17	Ratio SNR	5	%

Nous pouvons ainsi déterminer les requis techniques pour le prototype. Ces requis sont divisés en trois catégories :

- Les fonctions principales (FO)
- Les fonctions complémentaires (FC)
- Les contraintes de conception (CO)

Ces requis sont établis en se servant des métriques identifiées précédemment. Dans le cadre de ce projet de recherche, certaines métriques ont été mises à part parce qu'elles n'ont pas été identifiées comme étant nécessaires pour la preuve de concept du prototype AMONI.

La FP1 indique que l'appareil doit être capable de modifier l'orientation du nourrisson sur le plan frontal de l'IRM. L'amplitude de 30° a été imposée par le client pour assurer de bonnes performances de l'algorithme de COSMOS.

La FP2 indique que l'appareil doit être capable de modifier l'orientation du nourrisson sur le plan sagittal de l'IRM. L'amplitude de 10° a été imposée par le client pour assurer de bonnes performances de l'algorithme de COSMOS.

La Figure 4.1 présente les différents plans de rotations du patient, en relation avec les fonctions principales FP1 et FP2.

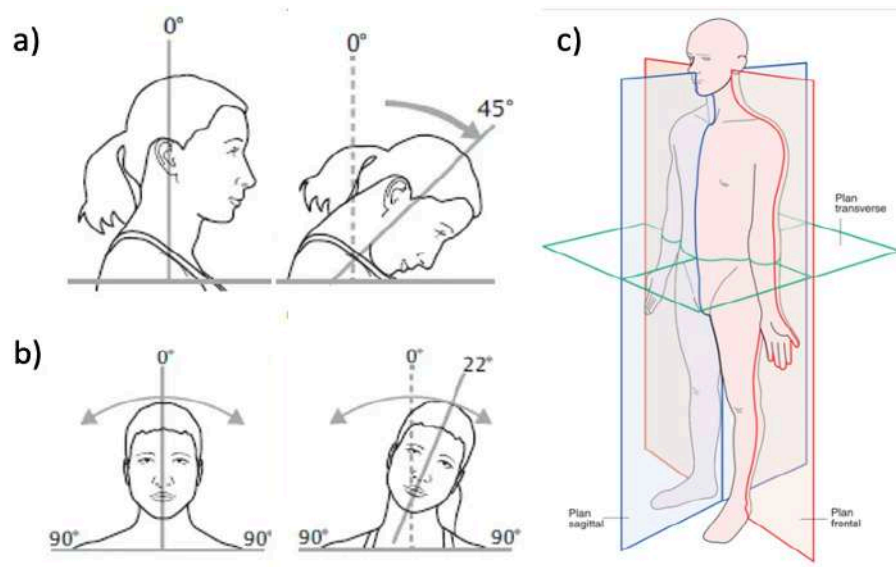


Figure 4.1 Système de référence en anatomie [87] : Rotation de la tête sur le plan sagittal (a), rotation de la tête sur le plan frontal (b) et identification des plan de rotations (c)

La FP3 indique que l'appareil ne doit pas créer du bruit significatif dans les données IRM. Le ratio SNR de 20% a été défini par la revue de littérature. En effet, notre étude de la revue de littérature des différents robots compatibles en environnement a montré que le ratio SNR maximal est atteint par le robot piézoélectrique de Carvalho et al. et est de 23%. [46]

Les fonctions principales du prototype sont répertoriées dans le Tableau 4.4.

Tableau 4.4 Fonctions principales

No	Fonctions	Niveau	Métrique	Valeur	Flexibilité
FP1	Modifier l'orientation d'un nourrisson sur le plan frontal	5	Amplitude de la rotation frontale	30°	10°
FP2	Modifier l'orientation d'un nourrisson sur le plan sagittal	5	Amplitude de la rotation sagittale	10°	5°
FP3	Ne doit pas dégrader la qualité de l'image	5	Ratio SNR	20%	5%

La FC1 indique que la durée d'exécution des changements d'orientation angulaire doit être rapide. La valeur de 5 secondes a été définie par le client.

La FC2 indique que la précision angulaire de l'appareil doit être de 0.5°. Cette borne maximale a été définie par le client pour assurer de bonnes performances de l'algorithme de COSMOS.

La FC3 indique que l'appareil doit être assemblable rapidement. La borne maximale de 10 min est imposée par le client pour faciliter la tâche des techniciens de l'IRM.

Les fonctions complémentaires du prototype sont répertoriées dans le Tableau 4.5.

Tableau 4.5 Fonctions complémentaires

No	Fonctions	Niveau	Métrique	Valeur	Flexibilité
----	-----------	--------	----------	--------	-------------

FC1	Contrôler le changement angulaire en temps réel	3	Temps d'exécution d'une rotation	10 sec	5 sec
FC2	Atteindre précisément les positions angulaires demandées par le clinicien	3	Précision angulaire frontale et sagittale	0.5°	0.5°
FC3	L'appareil doit être rapide à assembler et désassembler	3	Temps d'installation de l'appareil sur la table IRM	10 min	5 min

La CO1 indique que l'appareil doit être assez compact pour pouvoir être utilisé dans une antenne 32 canaux de Siemens. [88] Cette contrainte a été fixée par le client. La hauteur maximale de l'appareil est ainsi fixée à 40.2 cm. Une photographie de l'antenne de tête ainsi que sa modélisation sur le logiciel Fusion 360 sont présentées en Figure 4.2.

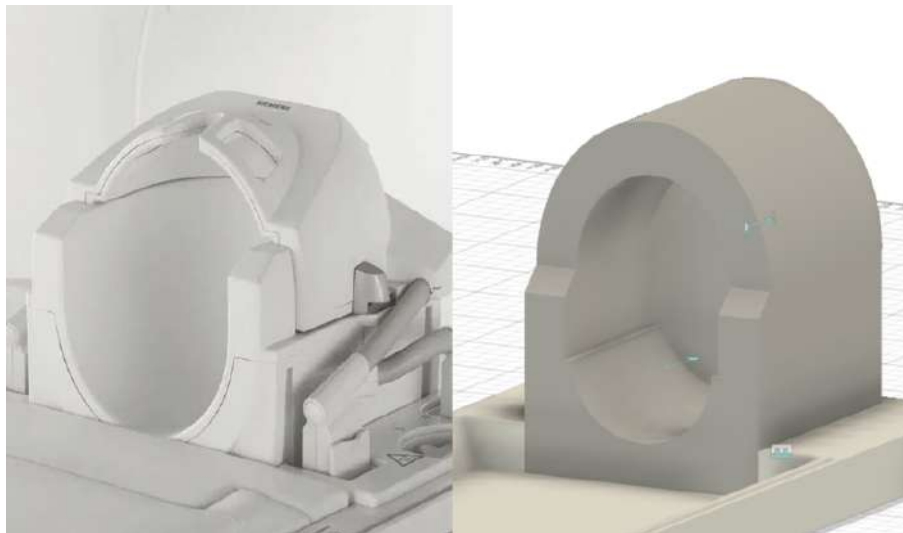


Figure 4.2 Antenne de tête à 32 canaux de Siemens (à gauche) [88] et sa modélisation sur le logiciel Fusion 360 (à droite)

La CO2 indique que l'appareil doit être assez compact pour pouvoir être utilisé dans une IRM Magnetom Prisma 3T de Siemens [89]. Cette contrainte a été fixée par le client. La longueur et la largeur maximale de l'appareil sont ainsi fixées respectivement à 131 cm et 49 cm. Une

photographie de la table IRM ainsi que sa modélisation sur le logiciel Fusion 360 sont présentées en Figure 4.3.



Figure 4.3 Table IRM (à gauche) et sa modélisation sur le logiciel Fusion 360 (à droite) [89]

La CO3 indique que le prototype doit être construit à partir de matériaux compatibles en milieu IRM. Cette contrainte est fixée par la FDA. [24]

La CO4 indique que l'appareil doit pouvoir être utilisé sur un patient immobilisé par un matelas d'immobilisation MED-VAC. [90] Cette contrainte est déterminée par le client. La longueur, la largeur et la hauteur minimale de l'appareil sont ainsi fixée respectivement à 55, 13 et 15 cm. De la sorte, l'appareil est adapté pour toutes tailles de nourrisson (largeur d'épaule et longueur du corps). Une photographie du matelas d'immobilisation est présentée en Figure 4.4.



Figure 4.4 Photographie du matelas d'immobilisation MED-VAC de l'entreprise CFI Medical [90]

La CO5 indique que les coûts de production du prototype doivent être optimisés et inférieurs à 2000\$CA. Cette contrainte est imposée par le client.

La CO6 indique que l'appareil doit être le plus léger possible avec une borne maximale de 10 kg fixée par le client.

La CO7 indique que le prototype doit pouvoir supporter au minimum le poids d'un nouveau-né soit 5kg selon l'Organisation mondiale de la santé. [91]

Le Tableau 4.6 répertorie les contraintes de conception.

Tableau 4.6 Contraintes de conception

No	Fonctions	Niveau	Métrique	Valeur	Flexibilité
CO1	Éviter les collisions dans l'antenne de tête et positionner la tête du patient au centre de l'antenne de tête	5	Hauteur maximale	40.2 cm	Aucune
CO2	Éviter les collisions avec les parois de l'IRM	5	Longueur et Largeur maximale	L = 131 cm l = 49 cm	Aucune
CO3	Respecter les exigences électromagnétiques de l'IRM	5	Critères de la FDA sur la compatibilité des matériaux	Compatible en environnement IRM	Aucune
CO4	L'appareil doit être capable de contenir un matelas d'immobilisation	5	Longueur et largeur et hauteur minimale	L = 55 cm l = 13 cm h = 15 cm	Aucune
CO5	Être le moins cher possible	4	Prix de fabrication	2000\$CA	500\$CA
CO6	Être le plus léger possible	2	Masse totale	10 kg	5 kg

CO7	Supporter le poids maximal d'un nouveau-né	4	Masse maximale supportable	5kg	1 kg
-----	--	---	----------------------------	-----	------

Dans le Tableau 4.7, nous regroupons les besoins identifiés dans la partie 4.1.2 et les associons aux fonctions principales, complémentaires et aux contraintes de conception.

Tableau 4.7 Hiérarchisation des besoins du client

No	Besoin	Importance	Fonction
1	Être utilisé avec un matelas d'immobilisation MED-VAC	***	CO4
2	Être attachable à la table IRM	***	CO2
3	Être dimensionné de sorte à pouvoir être positionné dans l'antenne de tête Siemens 32 canaux	***	CO1
4	Être capable de supporter un poids minimum de 4kg	***	CO7
5	Être facile à fabriquer	**	FC3
6	Être peu dispendieux à prototyper	***	CO5
7	Être compact	***	CO1, CO2, CO3, CO6
8	Être rigide	**	CO7
9	Modifier l'orientation du patient sur le plan frontal	***	FP1
10	Modifier l'orientation du patient sur le plan sagittal	***	FP2
11	Atteindre la plus grande amplitude angulaire	**	FP3
12	Rendre indépendantes les rotations	***	FP1, FP2
13	Automatiser les rotations	***	FC1, FC2
14	Limiter le temps de rotation	**	FC1
15	Implémenter un système d'adaptation à la taille du nouveau-né	*	CO4
16	Minimiser le bruit généré sur les données IRM par l'appareil	***	CO3, FP3
17	Construit à partir de matériaux compatibles en environnement IRM	***	CO3

18	Doit effectuer des mouvement doux, sécuritaire pour le patient	**	-
19	Intervention rapide de l'opérateur en cas de problèmes	0	FC3
20	Manipuler en sécurité par l'opérateur	**	FC3
21	Rapide à assembler et à désassembler	*	FC3
22	Réagir de manière sécuritaire en cas de problèmes	0	-
23	Doit être facile et intuitif à utiliser par un opérateur	0	-

4.1.4 Génération de concepts

Nous pouvons décomposer le système en plusieurs sous-systèmes :

- Un système d'actuation
- Un système de contrôle angulaire
- Un système de transmission de mouvement
- Un système de positionnement du patient
- Un système de support

Puisque chaque sous-système est indépendant l'un de l'autre, il est possible de rechercher des solutions techniques pour chaque sous-système, et par la suite de les combiner ensemble pour réaliser un concept. Dans cette sous-section, des solutions techniques seront identifiées pour chaque sous-système, de manière à satisfaire chacun des requis techniques.

Système d'actuation

1. Moteurs électromagnétiques

Le contrôle de ce type d'actuation est simple et précis. Les moteurs électromagnétiques sont de plus peu chers. Toutefois, ces moteurs sont composés de matériaux ferromagnétiques et nécessitent donc d'être placés à distance du scanneur dans une cage de Faraday, ce qui compliquerait le design du prototype de rotation du patient. De plus, il serait nécessaire d'intégrer des éléments électroniques dans la salle du scanneur, sources de bruit dans les données IRM.

2. Moteur piézoélectrique

Le contrôle de ce type d'actuateurs est simple et précis. De plus, les mouvements des moteurs piézoélectriques sont lents, ce qui permettraient un mouvement de rotation sécuritaire du patient. Ce type d'actuateur est d'autre part moyennement cher. En revanche, leur principal atout relève de leur composition. Ils ne génèrent pas de champ magnétique et ne sont pas composés de matériaux ferromagnétiques. Toutefois, les moteurs piézoélectriques fonctionnent à l'aide d'un champ électrique et doivent donc être placés à distance afin de ne pas dégrader la qualité de l'image IRM. De plus, il serait nécessaire d'intégrer des éléments électroniques dans la salle du scanner, source de bruits dans les données IRM.

3. Vérins pneumatiques

Les vérins pneumatiques fonctionnent avec de l'air comprimé. Ceci est pratique car les hôpitaux sont équipés de source d'air comprimé de haute qualité. De plus, ils peuvent être construits avec des matériaux sécuritaires en IRM et ne nécessitent pas d'électronique dans la salle de scanner. Cela demande donc de trouver un manufacturier qui vend des vérins pneumatiques non-magnétiques. Toutefois, le contrôle du positionnement des vérins pneumatiques est complexe.

4. Moteur pas à pas pneumatique

Ces moteurs s'inspirent des moteurs pas à pas électromagnétique mais utilisent des vérins pneumatiques et non des aimants comme source d'actuation. Ils sont donc précis et compatibles en environnement IRM. Toutefois, la conception de moteurs pas à pas est complexe et souvent chère.

Système de contrôle angulaire

1. Capteurs à ultrasons

Ces capteurs sont simples à utiliser, et peu chers. Cependant, ils fonctionnent à partir d'éléments électroniques placés en salle de scanner, ce qui peut dégrader l'image IRM. Ces capteurs sont d'autres part peu précis pour mesurer de courtes distances (de l'ordre du millimètre).

2. Capteurs piézoélectriques

Il s'agit de capteurs n'utilisant pas de matériels ferromagnétiques et sont donc compatibles en IRM. Ils peuvent être utilisés pour différents types de mesure : mesure de force, de mouvement ou de déplacement. En revanche, ces capteurs fonctionnent sous l'effet d'un champ électrique et peuvent à la fois dégrader la qualité de l'image IRM et être affectés par le champ magnétique de l'IRM. En effet, l'IRM modifie le signal électrique renvoyé par ces capteurs aux éléments de contrôle de l'appareil ce qui entraîne une perte d'information sur les mesures. De même, les capteurs devant être placés à distance pour minimiser le bruit sur les données IRM, il faudra trouver une solution pour limiter les pertes de signal électrique sur de longues distances.

3. Capteur optique laser

Ces capteurs sont très précis et simples d'utilisation. Ils sont souvent utilisés dans la littérature en robotique médicale assistée par imagerie IRM. Toutefois, ils utilisent des éléments électromagnétiques, qui peuvent dégrader l'image IRM. Il y aura donc un travail à réaliser quant à la propagation du signal électrique sur de longues distance et la perte en précision sur la mesure induite.

4. Capteur à fibres optiques

Ces capteurs sont souvent utilisés dans la littérature en robotique médicale assistée par imagerie IRM, car ils sont précis et ne nécessitent pas d'utiliser de l'électronique dans la salle du scanner. Dépendamment du système, ils sont simples à concevoir. Toutefois, il s'agit de capteurs très chers. Il sera donc nécessaire de les construire nous-mêmes pour optimiser les coûts de fabrication du prototype.

Système de transmission de mouvement

1. Transmission par câble et poulie

Il s'agit d'un système qui peut fonctionner avec des actionneurs rotatifs ou linéaires. Il permet de limiter la force à employer pour effectuer les rotations sagittales et frontales du patient. De plus, il est possible de construire ce système avec des matériaux non magnétiques. En revanche, un système de poulie et câbles est encombrant, cher et complexe à mettre au point en salle IRM.

2. Transmission par tubes rigides et engrenages de Bével

Il s'agit d'un système plutôt simple et peu cher. Il peut être utilisé avec un actuateur rotationnel. Toutefois, l'utilisation de longs tubes rigides rend le système encombrant et peu robuste. En effet, les tubes rigides sont très sensibles aux changements de température. Ainsi, si ceux-ci ne sont pas bien positionnés et/ou soutenus, ils peuvent facilement se tordre et rendre le prototype obsolète.

3. Transmission par pignon-crémaillère

C'est un système simple et peu cher. Il peut être utilisé avec un actuateur linéaire. Les engrenages peuvent être réalisés en plastiques. En revanche, plus le mouvement est précis et ample, plus la crémaillère sera longue et le système encombrant.

4. Transmission par table élévatrice

Il s'agit d'un système simple et flexible, permettant d'effectuer l'élévation d'un composant. De manière assez simple, une table élévatrice pourrait être utilisée pour réaliser la rotation sagittale du patient. La table élévatrice peut être mise en mouvement avec un actuateur linéaire ou rotationnel. En revanche, selon les dimensions de la table, celle-ci peut être encombrante et bloquer la vision que les cliniciens ont sur le patient. D'autre part, le mouvement de la table nécessite une grande force de poussée à appliquer initialement.

5. Transmission par table élévatrice avec un support en échelon

Il s'agit d'un système simple et flexible similaire au système de table élévatrice classique. La principale différence concerne la force à appliquer initialement pour mettre en mouvement la table. En effet, le support supérieur en échelon permet de diminuer la force de poussée à appliquer en entrée pour initier l'élévation de la table.

6. Transmission par vis sans fin

Il s'agit d'un système simple et précis fonctionnant avec un actuateur rotationnel. Les vis sans fin peuvent être réalisées en nylon et être donc compatibles en environnement IRM. Toutefois,

dépendamment de l'amplitude et la précision angulaire des rotations angulaires de l'appareil, le système peut devenir encombrant.

Système de support

1. Simple planche de bois aux dimensions du robot avec des attaches à la table IRM

Ce système est simple à fabriquer, peu coûteux et compatible en IRM. En revanche, ce système n'optimise pas l'utilisation de l'espace disponible dans l'antenne IRM et réduit l'amplitude angulaire du prototype.

2. Planche de bois aux dimensions du robot avec des attaches à la table IRM avec une partie surélevée au niveau de l'antenne

Ce système est peu coûteux et compatible en IRM. Il optimise l'utilisation de l'espace disponible dans l'antenne IRM et augmente l'amplitude angulaire du prototype. Il reste un peu plus complexe et nécessite une réflexion sur la construction de la partie surélevée.

Système de positionnement du patient

1. Système de double berceau relié l'un à l'autre avec une liaison pivot (au niveau de la tête) et une liaison glissière (au niveau des pieds). Le berceau interne réalise la rotation sagittale et le berceau externe, la rotation frontale.

Ce système permet de rendre indépendantes les deux rotations. La modélisation du système est simple : le berceau interne est fixé au berceau externe par une liaison pivot au niveau de la tête du patient et peut ainsi être mis en rotation sur le plan sagittal. Le berceau externe est quant à lui fixé sur le support par une liaison pivot et peut être mis en rotation sur le plan frontal.

Il s'agit d'un design permettant de positionner le bébé au centre de l'antenne en optimisant l'utilisation de l'espace disponible. En revanche, le double berceau doit être imprimé en plusieurs parties car les dimensions des berceaux sont grandes. En effet, étant donné les dimensions d'un nouveau-né et les dimensions minimales des berceaux, leur impression coûte assez cher.

Afin de bien contrôler la rotation du berceau interne, une liaison glissière peut être mise en place entre le berceau interne et le berceau externe, au niveau des pieds du patient. Toutefois, elle reste susceptible de laisser transparaître du jeu.

2. Système de double berceau relié l'un à l'autre avec une liaison pivot et une double liaison glissière. Le berceau interne réalise la rotation sagittale et le berceau externe, la rotation frontale.

Cette proposition est une simple amélioration du système précédent : au lieu d'utiliser une simple liaison glissière, nous utilisons une double liaison glissière. Cela permet d'éliminer le jeu sur le mouvement sagittal.

4.1.5 Élimination des concepts des sous-systèmes

Suite au classement des solutions techniques, il y a trois facteurs décisionnels qui ont été choisis avec le client pour éliminer les concepts : privilégier les solutions les moins coûteuses, rejeter les concepts qui dégradent la qualité de l'image ou nécessitent d'être placés à distance, privilégier les solutions les moins complexes (plus compact et proche du scanner), et finalement rejeter les concepts qui ne satisfont pas les performances requises.

Système d'actuation : Tout système utilisant des éléments magnétiques et/ou électriques nécessitant d'être placé à distance sont à rejeter. En effet, ces solutions dégradent beaucoup la qualité de l'image et nous cherchons à l'améliorer. Il nous reste donc les moteurs pas à pas pneumatiques et les vérins pneumatiques. Pour des contraintes de coût et de complexité de fabrication, on rejette le moteur pas à pas. Ainsi, on utilise des vérins pneumatiques, qui effectuent un mouvement de translation, et dont on doit contrôler la distance d'élongation.

Système de contrôle angulaire : Tout système utilisant des éléments magnétiques et/ou électriques nécessitant d'être placé à distance sont à rejeter. En effet, ces solutions dégradent beaucoup la qualité de l'image et nous cherchons à l'améliorer. Il nous reste donc les capteurs à fibres optiques qui peuvent être utilisés sous la forme d'encodeurs incrémentaux afin de mesurer la position du piston pneumatique.

Système de transmission de mouvement : Nous éliminons tout système ne fonctionnant pas avec les actionneurs linéaires (tubes rigides et engrenages de Bével, vis sans fin). Pour des raisons de complexité et d'encombrement, nous éliminons le système de câbles et poulies. Il nous reste alors la table élévatrice à support échelonné qui ne fonctionnerait que pour la rotation sagittale et le système de pignon crémaillère qui peut fonctionner pour la rotation frontale.

Système de positionnement du patient : Nous choisissons le système le plus performant soit le système de double berceau relié l'un à l'autre avec une liaison pivot et une double liaison glissière. Le berceau interne réalise la rotation sagittale et le berceau externe, la rotation frontale.

Système de support : Nous choisissons le système le plus performant soit la planche de bois aux dimensions du robot avec des attaches à la table IRM et un bec surélevé au niveau de l'antenne

4.1.6 Présentation du concept final

Le concept final est le suivant. Un système de double berceau, relié l'un à l'autre avec une liaison pivot et une double liaison glissière, est imprimé. Le berceau interne réalise la rotation sagittale et le berceau externe, la rotation frontale. Le double berceau est positionné sur un support de bois ayant des attaches à la table IRM et une plaque surélevée au niveau de l'antenne afin d'optimiser l'espace disponible dans l'antenne. La rotation frontale est réalisée à l'aide d'un vérin pneumatique et d'un engrenage pignon-crémaillère. La rotation sagittale est réalisée à l'aide d'un vérin pneumatique et d'une table élévatrice à support échelonné. La position des vérins pneumatiques est mesurée en tout temps par des encodeurs incrémentaux à fibres optiques.

4.2 Développement d'un système d'actionnement pneumatique, compatible en environnement IRM

La première partie du projet consiste à développer une méthode d'actionnement compatible en environnement IRM. Après une étude de la revue de littérature en robotique médicale assistée par imagerie IRM et du cahier des charges, la méthode d'actionnement optimale du prototype correspond à un système d'actionnement pneumatique composé de cylindres à air comprimé.

4.2.1 Choix du système d'actuation

En effet, une actuation pneumatique utilise comme source de mouvement de l'air comprimé et n'interfère pas avec le champ électromagnétique du scanner IRM. Il est ainsi possible de positionner des pistons non magnétiques à l'intérieur du scanner sans dégrader significativement la qualité de l'image IRM. Enfin, il s'agit d'une solution pratique, car les hôpitaux sont équipés d'air comprimé médical de haute qualité, disponible pour une utilisation en salle IRM. Notre choix se porte donc sur le développement d'un système d'actuation pneumatique. [24]

4.2.2 Cylindre pneumatique à double effet

Dans le cadre du projet AMONI, un robot à 2 DDL de rotation est développé. D'autre part, nous souhaitons contrôler le changement angulaire pour chaque rotation. Il est donc nécessaire d'utiliser deux cylindres pneumatiques dont on contrôle la position.

Un cylindre pneumatique utilise l'énergie générée par la compression de l'air au sein d'une chambre cylindrique afin de déplacer un piston. La force produite est relative à la pression au sein du piston et à la surface du cylindre, et génère un mouvement linéaire.

Un actionneur pneumatique, schématisée en Figure 4.5, est composé de deux orifices pour réguler l'entrée et la sortie de l'air dans la chambre du cylindre.

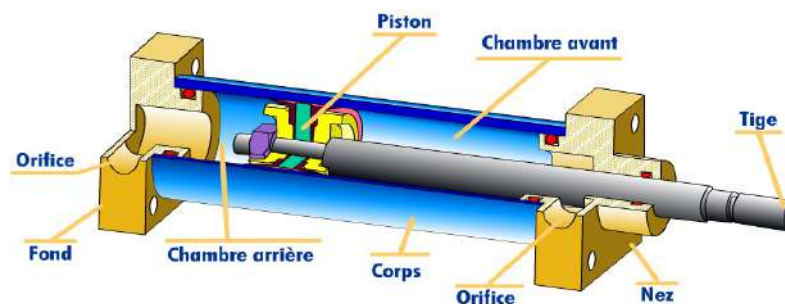


Figure 4.5 Schéma annoté d'un cylindre pneumatique [92]

Il existe deux types de cylindres pneumatiques :

- Les vérins pneumatiques à simple effet sont des cylindres pneumatiques dans lesquels l'air comprimé est fourni par l'intermédiaire d'un seul orifice vers un côté du piston, ce qui entraîne l'extension de la tige du piston dans une direction donnée.

- Les vérins pneumatiques à double effet possèdent deux ports de contrôle du flux d'air. En effet, l'air peut être fourni au niveau des deux orifices du cylindre ce qui permet l'extension ou la rétraction de la tige du piston. Ce type de cylindre est notamment utilisé lorsqu'il est nécessaire de contrôler le mouvement de la tige dans les deux directions.

Dans notre cas, nous portons notre choix vers un cylindre pneumatique à double effet. Nous cherchons en effet à contrôler son mouvement dans les deux directions afin de choisir dans un ordre aléatoire l'angle de rotation des berceaux et du nourrisson.

Notre choix se porte sur le cylindre pneumatique non magnétique AC 13270-X de l'entreprise Airpot Inc. Ces cylindres pneumatiques sont les seuls cylindres pneumatiques que nous avons trouvés sur le marché qui respectent la condition de compatibilité avec le champ magnétique IRM. En effet, ils sont composés de matériaux sécuritaires comme le verre, le silicone, le carbone, le laiton et plusieurs matières plastiques. De plus, l'entreprise Airpot propose différentes tailles de pistons ce qui peut nous accommoder lors du design du prototype. La fiche technique du cylindre est affichée dans la Figure 4.6.

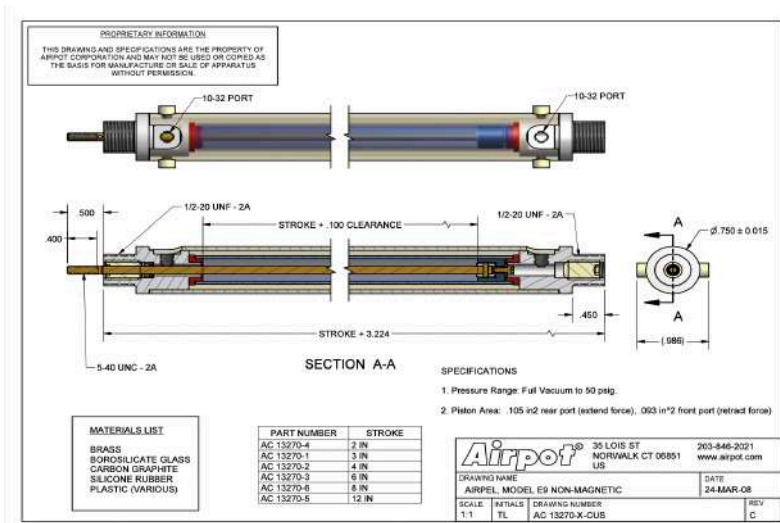


Figure 4.6 Fiche technique du cylindre AC 13270-X de l'entreprise Airpot Inc

4.2.3 Vanne à commande pneumatique « 5 chemins 3 positions »

Le positionnement de la tige des cylindres pneumatiques est contrôlé par des vannes à commande pneumatique. Elles déterminent la direction et le flux d'air envoyé au cylindre.

Dans notre cas, on souhaite contrôler non seulement la direction d'élongation de la tige du piston, mais aussi son positionnement afin d'atteindre différentes orientations angulaires. Pour ce faire, il est nécessaire d'utiliser une vanne pneumatique « 5 chemins / 3 positions ». Un schéma ainsi qu'une photographie de la vanne 5/3 sont présentées en Figure 4.7.



Figure 4.7 Schéma et photographie d'une valve sinusoïdale 5 chemins / 3 positions [93]

Ce type de vanne présente 5 ports :

- 1 port d'entrée d'air (noté P sur le schéma) qui est relié à la source d'air comprimé;
- 2 ports de sortie d'air (notés R et S) sur lesquels il est possible de visser des silencieux pneumatiques pour limiter le bruit;
- 2 ports reliés au cylindre pneumatique (notés A et B).

De plus, deux actuateurs sinusoïdaux (notés C et D) sont disposés sur les côtés de la vanne. Ainsi, trois cas apparaissent :

- Si l'actuateur C est chargé et l'actuateur D n'est pas chargé, alors l'air entre par le port P et est envoyé au port A. Il ressort ensuite par les ports B puis S, le port R étant bouché. Le piston recule.
- Si l'actuateur C n'est pas chargé et l'actuateur D est chargé, alors l'air entre par le port P et est envoyé au port B. Il ressort ensuite par les ports A puis R, le port S étant bouché. Le piston s'allonge.
- Si les actuateurs C et D ne sont pas chargés (ou réciproquement si les actuateurs C et D sont chargés), alors les ports A et B sont bouchés. L'air reste confiné dans la chambre du cylindre pneumatique et le piston est stoppé.

Il est donc possible d'allonger, rétracter ou stopper le piston au milieu de sa trajectoire et donc de réguler son positionnement. [94]

Dans notre cas, une vanne à commande pneumatique solénoïdale 5/3 de la marque CIC Pneumatic est utilisée afin de commander l'allongement ou la rétraction du cylindre pneumatique. Le circuit pneumatique est présenté en Figure 4.8.

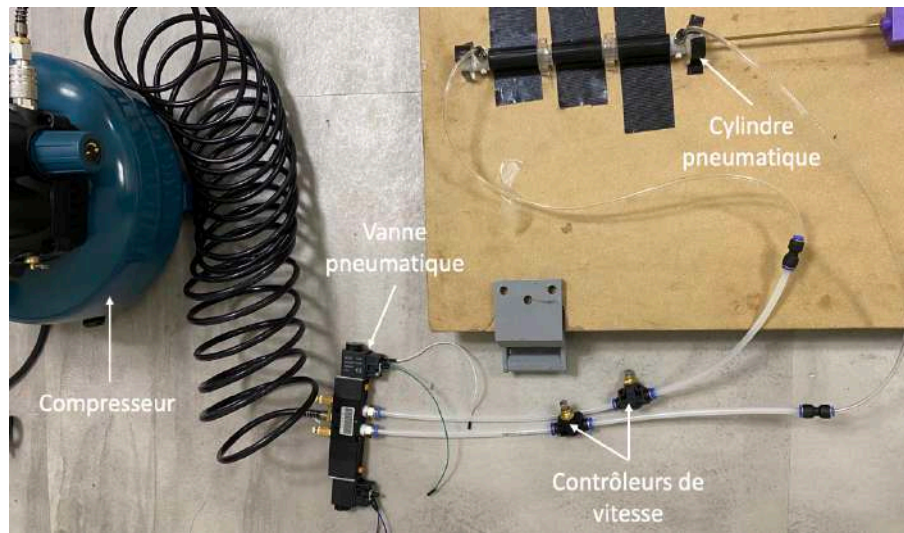


Figure 4.8 Photographie du circuit pneumatique

Le circuit pneumatique est construit à partir des éléments suivants :

- Une vanne pneumatique 5/3 de la marque CIC pneumatique
- Un cylindre pneumatique Airpot AC 13270-3
- Un compresseur à air de la marque Anvil de 100 *PSI* avec un réservoir de 7.57 L (ou 2 *GAL*)
- Deux contrôleurs de vitesse pneumatiques manuels de taille $\frac{1}{4}$
- Deux connecteurs pneumatiques de taille $\frac{1}{4}$ au niveau de la transmission d'air de la vanne pneumatique vers le cylindre pneumatique
- Deux silencieux pneumatiques de taille $\frac{1}{8}$ au niveau de la sortie d'air de la vanne pneumatique
- Deux connecteurs pneumatiques de taille *M5* (ou $\frac{10}{32}$ *UNF*) au niveau des entrées d'air du cylindre pneumatique
- Deux tubes à air de taille *M5* relié au cylindre pneumatique
- Deux tubes à air de taille $\frac{1}{4}$

- Deux adaptateurs pneumatiques de taille *M5* vers *M6* (ou $1/4$)

4.2.4 Mesure du positionnement du piston

Dès lors que nous souhaitons contrôler le positionnement du piston, il est important de réfléchir à un système de détection de la distance d'élongation de celui-ci. La robotique générale utilise fréquemment des capteurs potentiométriques ou des capteurs magnétiques à effet Hall afin de mesurer le déplacement linéaire ou rotationnel d'un objet. Toutefois, il s'agit de systèmes de détection à éviter dans notre cas, car ils ne respectent pas les conditions de compatibilité avec l'environnement IRM.

Nous nous penchons alors sur les encodeurs incrémentaux linéaires à fibres optiques pour pallier ce problème. Dans le but d'optimiser le prix de l'appareil, nous décidons de construire par nous-même le capteur de distance.

Un encodeur incrémental linéaire est un dispositif utilisé pour mesurer la position d'un objet en mouvement. En général, il est composé d'une source lumineuse et d'une réglette incrémentale montée sur l'axe de l'objet dont on souhaite mesurer la position. La réglette est composée de deux parties :

- Une partie mobile munie de marquages optiques sous la forme de fentes dans lesquelles un faisceau lumineux peut être transmis. La taille des fentes et l'écart entre chacune affectent la précision sur la mesure du capteur.
- Une partie fixe, à l'intérieur de laquelle la partie mobile est enfermée.

Enfin, un récepteur de lumière est placé derrière la réglette et détecte la présence ou non de lumière. Ainsi, en comptant le nombre d'impulsions lumineuses détectées, le capteur est capable de déterminer la distance d'élongation du piston.

Dans notre cas, l'électronique de commande du capteur doit être placée à l'extérieur de la salle IRM afin d'éviter d'interférer avec le champ électromagnétique. La fibre optique joue alors un rôle de relayeur d'information entre le prototype (la réglette incrémentale) à l'intérieur du scanneur et l'électronique de commande placée dans la salle de contrôle de l'IRM. En effet, la fibre optique est un tube de verre ou de plastique très fin qui utilise le principe de réflexion interne totale pour guider la lumière. Ainsi, il est possible de créer un système dans lequel une source laser et un récepteur

de lumière sont placés dans la salle de contrôle et sont reliés par deux tubes de fibres optiques à une règle incrémentale mise en mouvement par le piston du prototype.

Bien que ce système de détection soit capable de mesurer une distance d'élongation, il ne permet pas de déterminer la position réelle absolue de la tige du piston. Pour remédier à ce problème, il suffit de modifier la règle incrémentale. Dans le cas de notre prototype, nous cherchons à mesurer une plage angulaire de 30° avec une précision de $0,5^\circ$: cela implique que nous devons pouvoir mesurer 60 positions différentes du piston. La plage angulaire étant symétrique (de -15° à 15°), le problème est simplifié à la mesure de 32 positions (les positions de 0 à 15°) soit 2^5 positions. Chaque position peut donc être encodée par un nombre binaire à 5 chiffres. Le codage des différentes positions est présenté dans le Tableau 4.8.

Tableau 4.8 Codage des angles en binaire

Bit 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Bit 2	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1
Bit 3	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0	0	0	1	1	1	1
Bit 4	0	0	1	1	0	0	1	1	0	0	1	1	0	0	1	1
Bit 5	0	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	1
Angle (°)	0	0,5	1	1,5	02	02,5	03	03,5	04	04,5	05	05,5	06	06,5	07	07,5

Bit 1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Bit 2	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1
Bit 3	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0	0	0	1	1	1	1
Bit 4	0	0	1	1	0	0	1	1	0	0	1	1	0	0	1	1

Bit 5	0	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	1
Angle (°)	8	8,5	9	9,5	10	10,5	11	11,5	12	12,5	13	13,5	14	14,5	15	15,5

Une réglette incrémentale à 5 étages est ainsi construite comme montrée en Figure 4.9.



Figure 4.9 Photographie de la réglette incrémentale réalisée spécifiquement pour la rotation frontale du berceau externe

Les fentes permettent de coder le chiffre binaire 1 par opposition aux zones pleines qui codent le chiffre binaire 0. L'installation du système de détection est présentée sur les Figures 4.10 et 4.11.

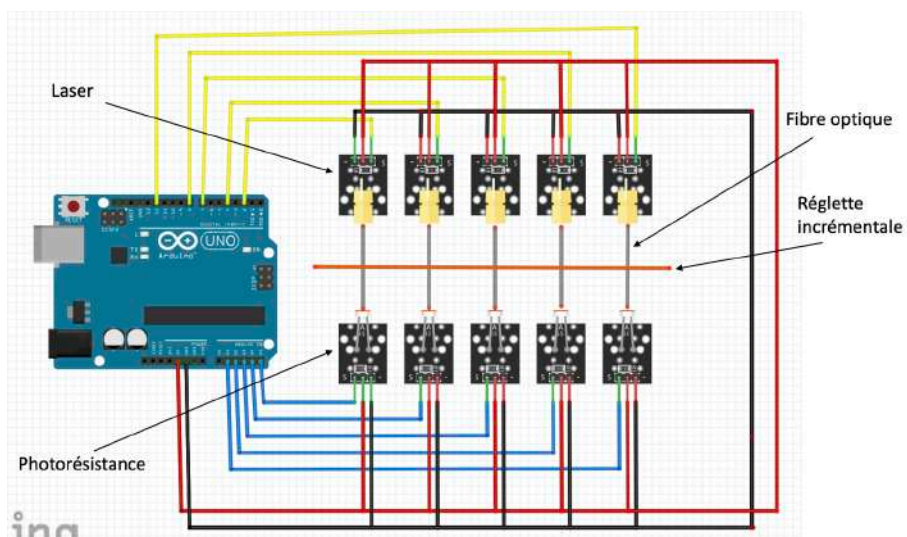


Figure 4.10 Schéma du circuit électrique du capteur incrémental à fibre optique

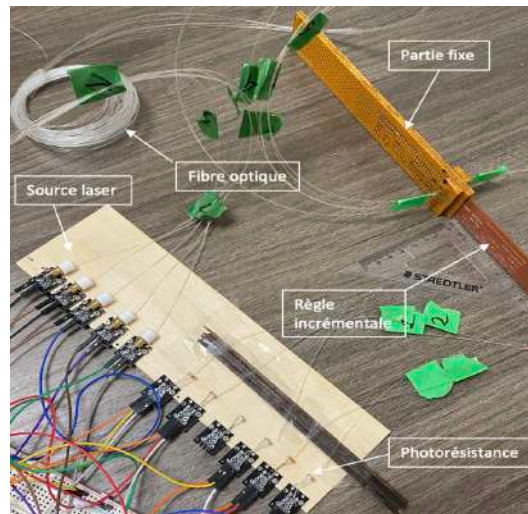


Figure 4.11 Photographie du circuit électrique du capteur incrémental à fibres optiques

Le circuit est composé de cinq sources laser et de cinq photorésistances reliées à cinq étages de fibres optiques, étiquetés respectivement de 1 à 5.

Le code Arduino de l'encodeur incrémental à fibres optiques est présenté dans l'annexe B.

4.3 Vanne de contrôle de débit d'air et contrôle du positionnement de la tige

L'association de la vanne à commande pneumatique sinusoïdale 5 chemins 3 positions et du capteur de position à fibre optique permet ainsi de contrôler le positionnement de la tige pneumatique. En effet, il suffit de définir un angle à atteindre, de mesurer constamment la position de la tige du cylindre (et par extension l'angle du robot) et de comparer les deux. Un système de transistors commande alors les actionneurs de la vanne afin d'atteindre l'angle voulu. En effet, deux semi-conducteurs de type MOSFET contrôlent simplement l'ouverture ou la fermeture de la vanne pneumatique en laissant ou non passer le courant : on parle de contrôle par hystérésis. [95] Le système électronique est présentée en Figure 4.12.

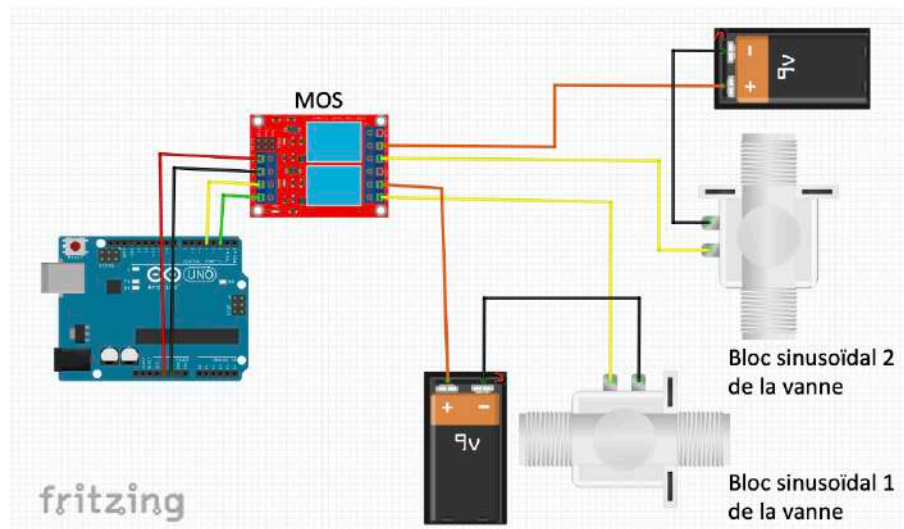


Figure 4.12 Schéma du circuit électronique de la commande par hystérésis

Toutefois, ce système reste très instable et ne permet pas de contrôler la vitesse de déplacement du piston. En effet, la vitesse de changement d'état des transistors n'est pas assez rapide comparée à la vitesse de déplacement des pistons, ce qui provoque l'instabilité du système et réduit sa précision. Pour pallier ce problème, la vanne pneumatique 5/3 est reliée à une vanne de contrôle du débit (ou vanne proportionnelle). En effet, contrôler le débit d'air revient à contrôler la vitesse de déplacement de la tige. Le positionnement du piston pourrait ainsi être affiné avec un contrôle numérique proportionnel intégral dérivateur (PID).

Un contrôle PID est un type de contrôle numérique qui régule un système automatique en boucle fermée. Considérons la variable de position comme la valeur mesurée sur le système réelle ainsi que la valeur en entrée. Ainsi, le régulateur PID nous permet de déterminer le débit d'air à envoyer au cylindre afin d'atteindre la position voulue en tout temps. Par exemple, le débit diminuerait dès lors que la tige s'approche de la valeur de position voulue. Ce type de régulation limite ainsi les dépassements, stabilise le système et améliore la précision sur le positionnement de la tige.

Cependant, le prix des vannes pneumatiques proportionnelles à activation électronique est trop élevé. De ce fait, un circuit simple et peu cher qui simule l'activité d'une vanne pneumatique est réalisé. [96] Un servomoteur est alors relié à une vanne proportionnelle manuelle. Il devient alors possible de commander le degré d'ouverture de la vanne avec la rotation du servomoteur. Le PID est appliqué dans ce cas sur la commande angulaire du servomoteur. [97]

Le système pneumatique est présenté en Figure 4.13.

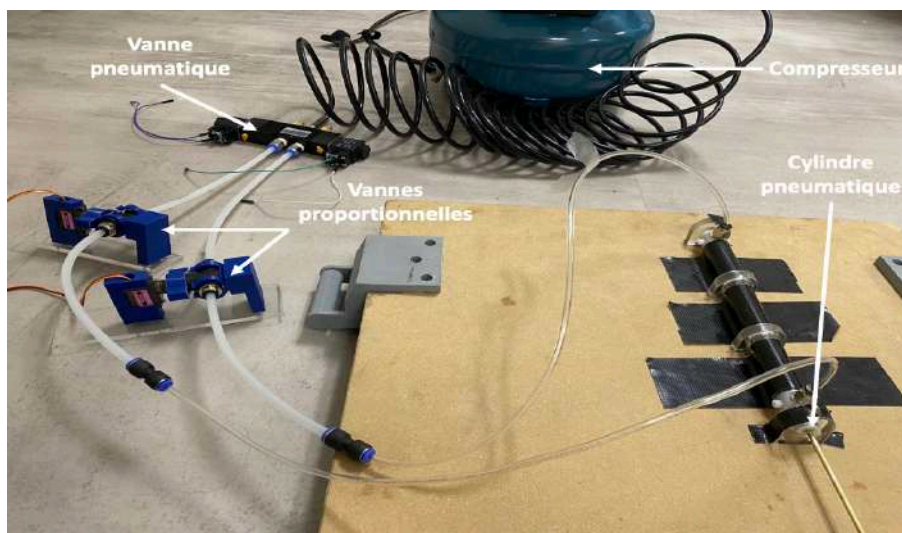


Figure 4.13 Photographie du système pneumatique

Le code Arduino est disponible en annexe C.

4.4 Conception d'un prototype à activation automatique

En parallèle de la conception du système d'actuation pneumatique, il est nécessaire de construire la structure du prototype AMONI. Il devrait être capable de modifier l'orientation d'un nouveau-né dans une IRM à partir de cylindres pneumatiques linéaires sur les plans frontaux et sagittaux.

4.4.1 Vue d'ensemble du modèle du prototype AMONI

La modélisation du prototype AMONI est réalisée sur le logiciel Fusion 360 (voir Figure 4.14 et 4.15). Il est composé d'un système de double berceau : le berceau interne (en rouge), sur lequel est placé le patient, permet de modifier l'orientation du nouveau-né sur le plan sagittal et le berceau interne (en bleu) permet de modifier l'orientation du patient sur le plan frontal. Le berceau interne est fixé au berceau externe par une liaison pivot, au niveau de la tête du patient, et son mouvement est restreint à une rotation sagittale grâce à une double liaison glissière. Le berceau externe est fixé sur un support en bois par une liaison pivot au niveau de la surélévation à l'intérieur de l'antenne de tête. Son mouvement rotatif est réalisé à l'aide d'un système d'engrenages composé d'un engrenage à dentures internes (en bleu), collés au berceau externe, d'un engrenage droit (en rouge) fixé sur le support en bois, et d'un système de pignon/crémaillère placé sur la partie inférieure du support. Ainsi, le berceau externe glisse sur le support en bois et réalise une rotation sur le plan frontal. Une table élévatrice à ciseaux est collée au support en bois : son élévation permet de

modifier la position du berceau interne et donc de réaliser la rotation sagittale du patient. Le support de bois est placé sur la table IRM à l'aide de quatre attaches (en jaune). Enfin, la table élévatrice à ciseaux est mise en mouvement grâce à un piston. De même, la crémaillère est mise en mouvement par un second piston.

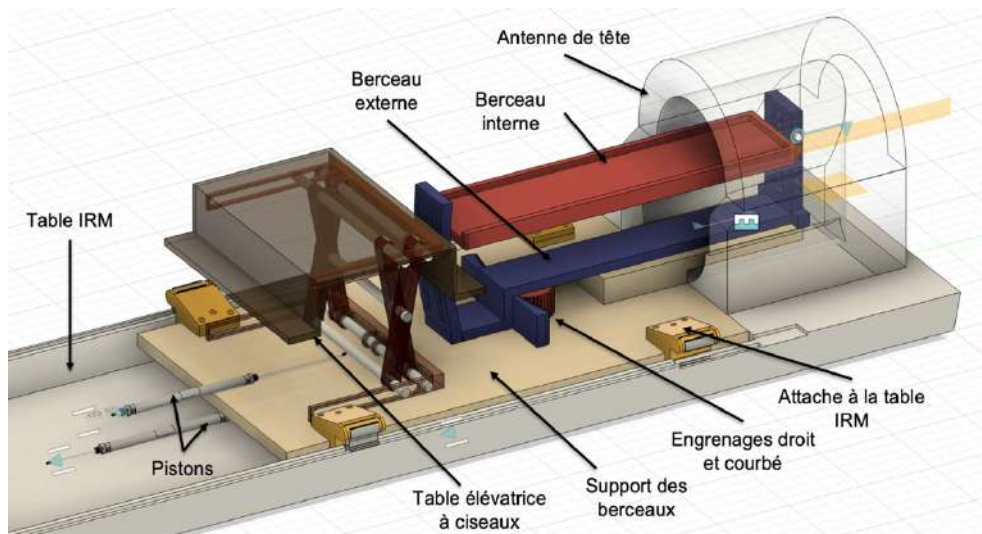


Figure 4.14 Modélisation du prototype AMONI sur le logiciel Fusion 360

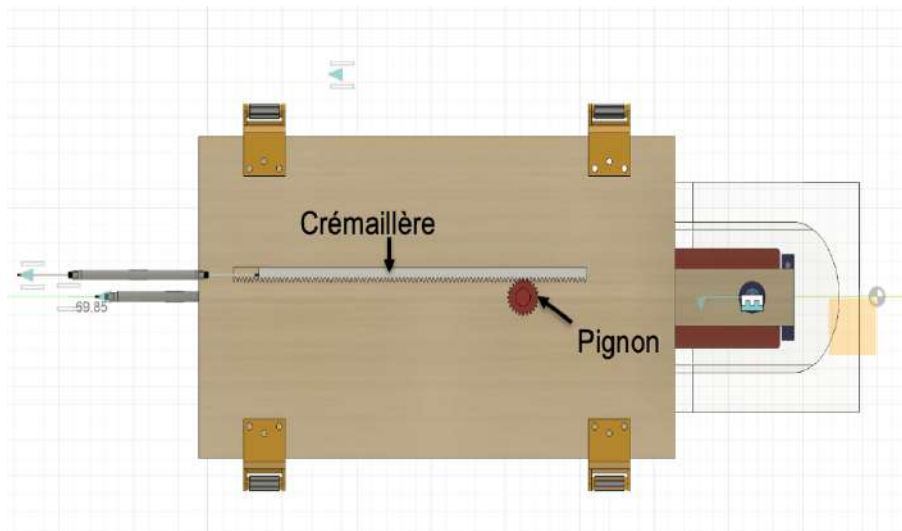


Figure 4.15 Vue de dessous du support du prototype AMONI sur le logiciel de CAO Fusion 360

Nous mesurons par simulation une amplitude angulaire de 30° (-15° à 15°) sur le plan frontal et de 10° sur le plan sagittal.

4.4.2 Système de double berceau

Un système de double berceau est pensé pour pouvoir positionner le patient dans l'IRM et modifier son orientation angulaire. Il est composé d'un berceau interne, capable d'effectuer une rotation sur le plan sagittal, et d'un berceau externe, capable d'effectuer une rotation sur le plan frontal. Les dimensions du berceau interne sont réfléchies pour accueillir un nourrisson allongé. En effet, le patient est immobilisé sur le berceau interne à l'aide d'un matelas d'immobilisation de nourrisson présenté au chapitre 4.3 et des attaches en velcro. Il est donc fixe par rapport au berceau. Sa modélisation est présentée en Figure 4.16.

Nous modélisons le berceau interne par une plaque de la taille du nourrisson (couvert du matelas d'immobilisation) reliée au berceau externe au niveau de la tête du patient à l'aide d'une liaison pivot. Cette liaison constitue ainsi le point de fixation du berceau interne sur le berceau externe et le centre du mouvement de rotation sagittale du patient.

Plusieurs points de liaison ont été percés sur le berceau externe afin de pouvoir ajuster la hauteur du berceau interne dans l'antenne en fonction de la taille de la tête du patient.

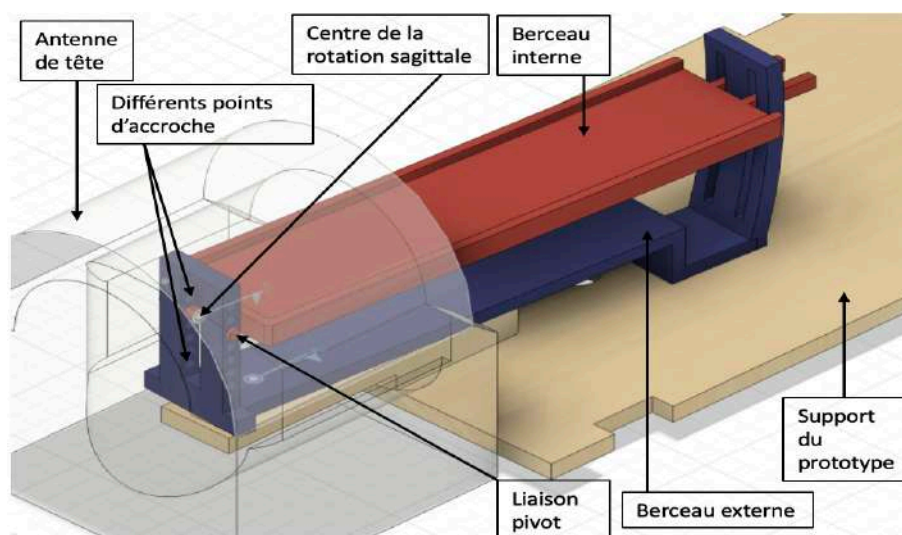


Figure 4.16 Modélisation du double berceau – Vue de dessus/avant/droite

Au niveau des pieds du patient (voir Figure 4.17), deux fentes sont percées sur le berceau externe sur lequel deux tiges collées au berceau interne pourront glisser (liaison glissière). Cela permet de restreindre le mouvement du berceau interne à un mouvement de rotation sagittale et de limiter le

jeu. Un point de liaison pivot est mis en place sur le berceau externe pour le relier au support en bois du prototype.

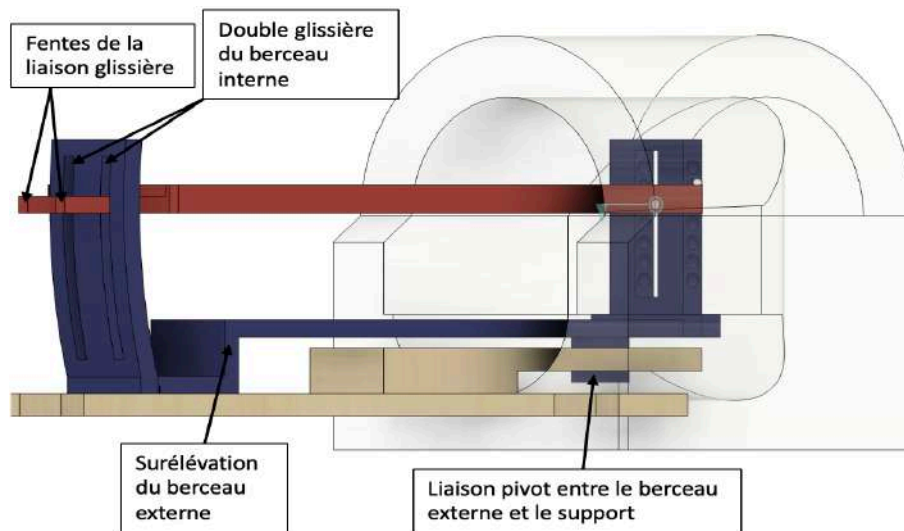


Figure 4.17 Modélisation du double berceau – Vue arrière/gauche

La forme en échelon du berceau externe est choisie afin d’optimiser l’encombrement spatial du système dans l’antenne de tête.

4.4.3 Support du prototype

Le support du prototype est modélisé sur la Figure 4.18.

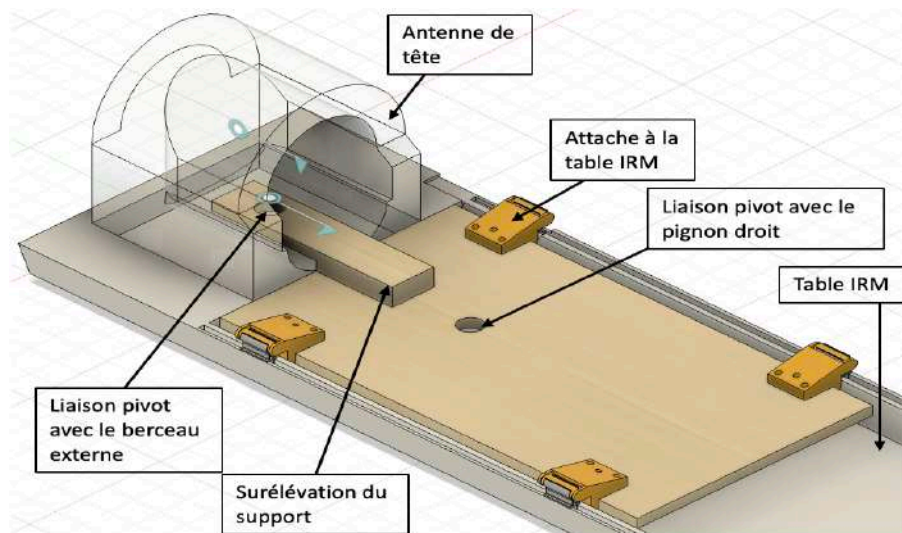


Figure 4.18 Modélisation du support du prototype – Vue haut/droite/arrière

Le support des berceaux est composé de deux parties :

- Une partie surélevée, montée à l'intérieur de l'antenne de tête, sur laquelle se trouve la liaison pivot avec le berceau externe;
- Une plaque inférieure, qui ne rentre pas dans l'antenne, sur laquelle seront disposés tous les composants du prototype AMONI et les points d'attaches à la table IRM.

Cette morphologie surélevée et l'abaissement de la plaque du support des berceaux permettent notamment d'augmenter la plage angulaire sur la rotation sagittale du berceau interne. En effet, nous profitons ainsi de l'ensemble de l'espace disponible dans l'antenne de tête.

4.4.4 Système de transmission du mouvement : rotation sur le plan frontal

Étant donné que nous utilisons des cylindres pneumatiques linéaires, il est nécessaire de concevoir un bloc de conversion d'un mouvement de translation en un mouvement de rotation.

En ce qui concerne la rotation du berceau externe sur le plan frontal, un système de pignon-crémaillère est mis au point. Le piston pousse linéairement une crémaillère dentée (en blanc) ce qui provoque la rotation d'un petit engrenage droit appelé « pignon » (en rouge). Pour des raisons d'encombrement, le piston et les engrenages pignons-crémaillère sont placés sur la partie inférieure du support des berceaux.

Un grand pignon droit (en rouge), placé sur la partie supérieure du support et directement relié au petit pignon droit, est conçu afin de pouvoir mettre en mouvement un engrenage à denture interne (en bleu), collé au berceau externe. Le mouvement de rotation de l'engrenage à denture interne sur le support du prototype entraîne donc la rotation du berceau externe sur le plan frontal. Le système de transmission est modélisé en Figure 4.19.

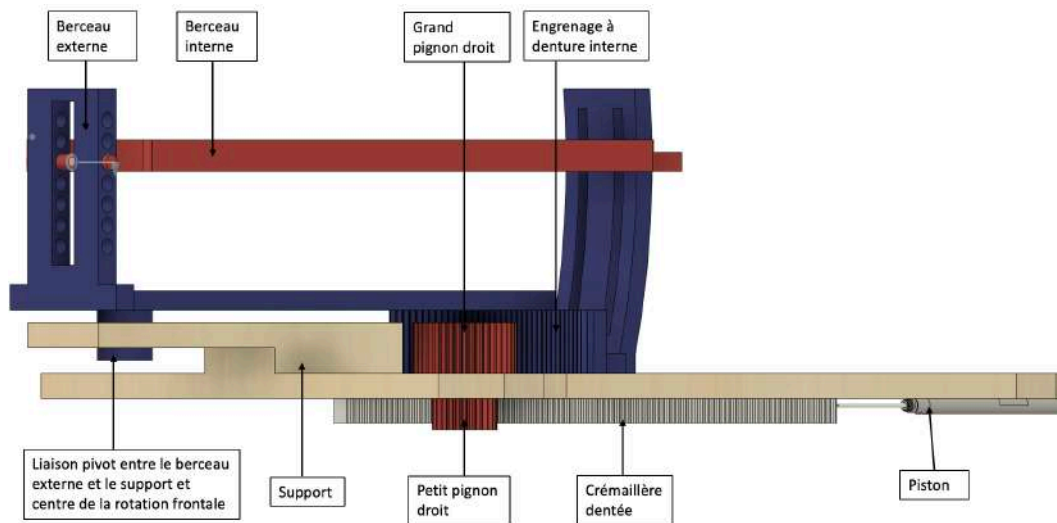


Figure 4.19 Système d'engrenages pour la rotation frontale – Vue avant/droite

Dans notre cas, le rapport de transmission entre les engranges droits (en rouge) est de 3: 5.

L'engrenage à denture interne peut être modélisé comme un arc de cercle de 30° d'un engrenage droit avec pour centre la tête du patient. Il est alors fixé au berceau externe afin de permettre son mouvement rotatif sur une plage angulaire de 30°. Une simulation de la rotation frontale du prototype est présentée en Figure 4.20.

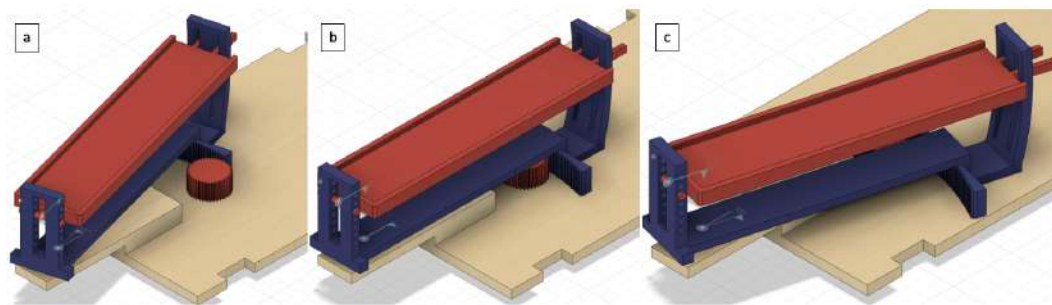


Figure 4.20 Mouvement de rotation du prototype sur le plan frontal: angle de -15° (a), angle de 0° (b) et angle de 15° (c)

Le tableau suivant énumère le nombre de dents de chaque engrenage :

Tableau 4.9 Nombre de dents de chaque engrenage

Engrenages	Nombre de dents
Engrenage à denture interne	30 degrés d'un engrenage droit de 425 dents
Grand pignon droit	40
Petit pignon droit	24
Crémaillère	39

Le rapport de conversion de la translation de la crémaillère à la rotation angulaire du berceau externe est donc de $0.78^\circ/\text{dents}$ ou $1.26^\circ/\text{cm}$ (une dent de la crémaillère correspond à 0.62 cm).

4.4.5 Système de transmission du mouvement : rotation sur le plan sagittal

Afin de réaliser la rotation sur le plan sagittal, nous utilisons une table élévatrice à ciseaux ou « scissor lifter ». Il s'agit d'un mécanisme d'élévation qui fonctionne bien avec des cylindres pneumatiques. En général, ces tables sont réalisées en métal. [98] Une table élévatrice adaptée au prototype AMONI et à l'environnement IRM est construite.

Tout d'abord, la table élévatrice est modélisée sur le logiciel Fusion 360 (voir Figure 4.21). Elle est conçue de sorte qu'un piston pousse horizontalement une tige roulante. Le mouvement de celle-ci actionne le mécanisme de ciseaux et élève la table.

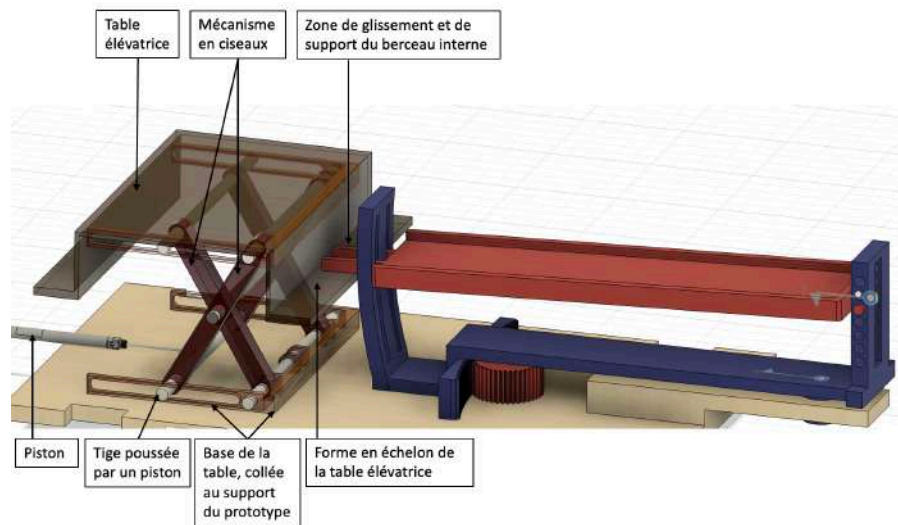


Figure 4.21 Modélisation de la table élévatrice – Vue haut/gauche/avant

La forme en échelon de la table élévatrice permet d'augmenter la plage angulaire de la rotation sagittale du berceau interne et de minimiser la force de poussée initiale que le piston doit fournir pour mettre en mouvement le mécanisme de ciseaux et donc le berceau interne. Une simulation du mouvement de la table élévatrice est présentée en Figure 4.22.

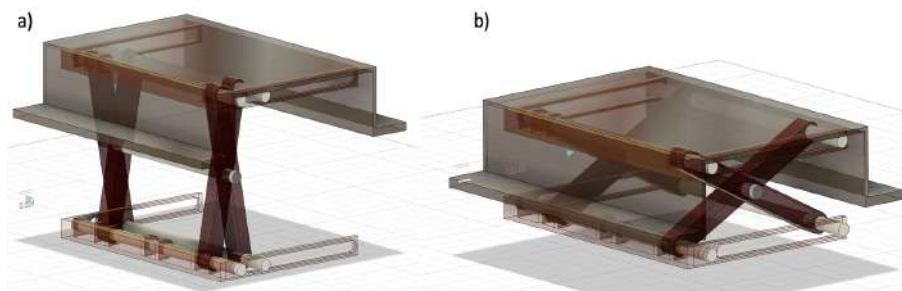


Figure 4.22 Positions extrêmes de la table élévatrice

En termes de dimensions, la table est capable d'atteindre des hauteurs allant de 5 à 16 *cm*, et mesure 38 *cm* de longueur et 34 *cm* de largeur. Cela se traduit en simulation par une plage angulaire de 0° à 10°. La table élévatrice est modélisée de sorte que le rapport de conversion de la translation de la table élévatrice en rotation du berceau interne est d'environ 0.62°/*cm*. Par conséquent, la longueur de la tige du piston doit être au minimum égale à 17 *cm*, trajet nécessaire de la tige glissante de la table élévatrice pour couvrir une amplitude angulaire de 10°. La Figure 4.24 présente différentes positions angulaires que le prototype est capable d'atteindre. Les

abréviations F et S définissent respectivement la rotation frontale et la rotation sagittale. Une simulation de la rotation sagittale du prototype est présentée en Figure 4.23.

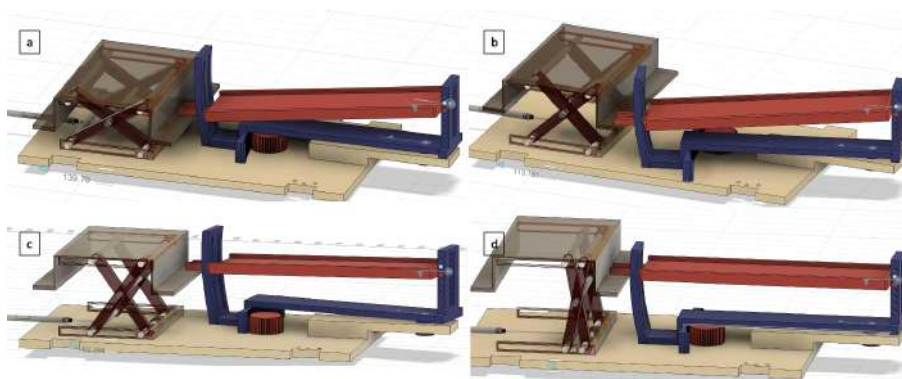


Figure 4.23 Différentes positions angulaires du prototype: 8° S et 0° F (a), 5° S et -15° F (b), 3° S et 15° F (c), 0° S et 0° F (d)

4.4.6 Autres pièces

En ce qui concerne les attaches de la table IRM, elles sont conçues dans le but de pouvoir se clipser à la table mobile IRM. Leur forme est adaptée à la forme du support des berceaux. La modélisation des attaches IRM est présentée en Figure 4.24.

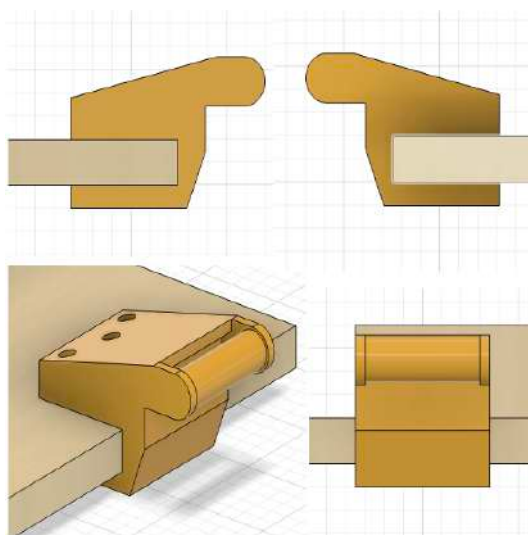


Figure 4.24 Modélisation sur le logiciel Fusion 360 des attaches de la table IRM de AMONI

4.5 Construction du prototype AMONI

4.5.1 Impression 3D à dépôt de fil fondue (FDM)

L'impression 3D à dépôt de fil fondu (FDM) est une technique de fabrication additive où un objet tridimensionnel est imprimé en ajoutant couche après couche un matériau particulier. [99] Nous l'utilisons majoritairement pour fabriquer les pièces de l'appareil AMONI, car elle permet de réaliser un prototypage rapide et à moindre coût. Il est ainsi possible de valider et vérifier facilement la géométrie de notre design.

L'atelier PolyFab de l'école Polytechnique Montréal est équipé d'imprimantes Ultimaker 3 et S5. Il est ainsi possible d'imprimer des pièces en matériaux plastiques (PLA, ABS, TPU ...) dont les dimensions maximales ne dépassent pas $330 \times 240 \times 300 \text{ mm}^3$.

Dans le cas du prototype AMONI, le double berceau, les engrenages et les attaches de la table IRM sont fabriqués par impression 3D FDM. Le paramétrage des impressions est réalisé sur le logiciel Ultimaker-Cura et permet d'adapter le profil d'impression à la nature de l'objet selon différents critères :

- Précision de l'impression : il est possible de jouer sur le profil de l'impression (extra-fin, fin, normal, rapide), diminuer l'épaisseur des murs et diminuer la vitesse d'impression pour améliorer la précision de l'impression d'un objet. Toutefois, nous perdons en rapidité d'impression.
- Rigidité : il est possible d'augmenter la densité d'impression et l'épaisseur des murs de la pièce afin d'améliorer sa rigidité.
- Rapidité de l'impression : il est possible de jouer sur le profil de l'impression, augmenter la vitesse d'impression et diminuer la densité de remplissage d'une pièce pour accélérer la durée d'impression de celle-ci. Toutefois, nous perdons en précision et rigidité.
- Génération de supports : générer des supports aide d'une part la pièce à mieux adhérer à la plaque d'impression et stabilise d'autre part son impression dès lors que son modèle est complexe et présente des structures en ponts, creuses ou en porte-à-faux.

Le double berceau est imprimé en trois parties afin de respecter les dimensions maximales de l'imprimante Ultimaker S5 (voir Figure 4.25). Chaque partie est ensuite assemblée et collée avec

de la colle à époxy. Le PLA est choisi comme matériau, car il s'agit d'un matériau compatible avec l'environnement IRM et peu coûteux.

Le paramétrage de l'impression est réalisé sur le logiciel Ultimaker-Cura comme suit:

- Profil de précision : Normal (0.15 *mm*)
- Épaisseur des murs : 0.8 *mm*
- Densité de remplissage : 35%
- Température d'impression : 230°C (température pour imprimer des pièces en PLA)
- Vitesse d'impression : 60 *mm/s*
- Génération de supports d'impression : Oui
- Génération de supports d'adhésion à la plaque : Oui

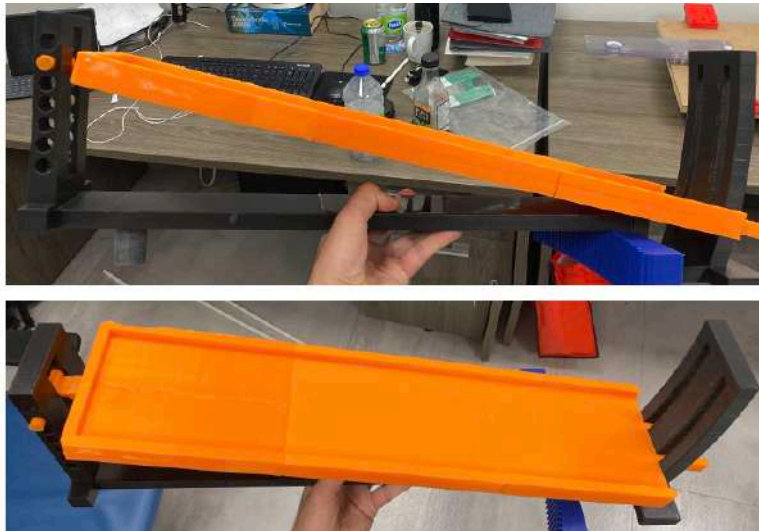


Figure 4.25 Photographie du double berceau imprimé en PLA

L'engrenage à denture interne est imprimé en ABS et collée au berceau externe avec de la colle époxy. Afin de maximiser la rigidité et la précision de l'engrenage, le profil d'impression « Extra Fin (0.06 *mm*) » et une densité de remplissage de 100% sont choisis. Le même paramétrage est appliqué pour les engrenages coniques et droits. Les différentes impressions des engrenages sont présentées en Figure 4.26.

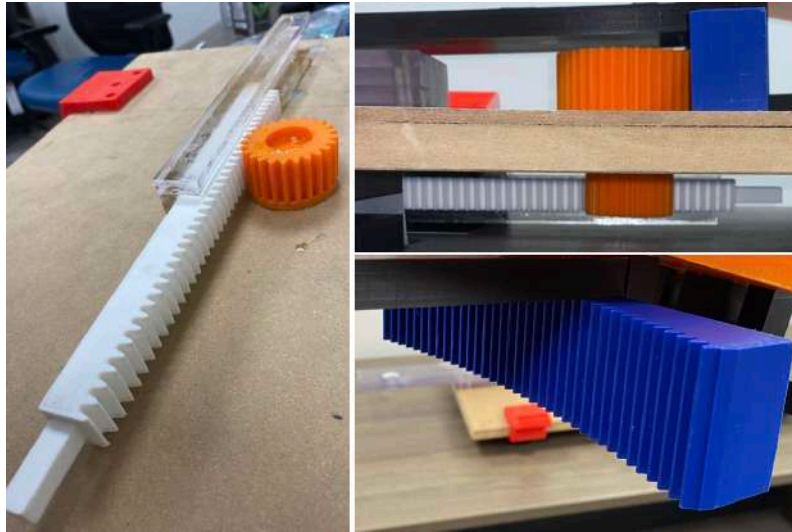


Figure 4.26 Photographies des impressions des engrenages pour la rotation frontale

Enfin, les attaches de la table IRM sont imprimées en PLA avec un profil d'impression « Normal (0.15 mm) » et une densité de remplissage de 100% pour maximiser leur rigidité.

4.5.2 Fabrication du support des berceaux

Le support des berceaux est fabriqué en bois à partir d'une plaque de bois de $800\text{ mm} \times 450\text{ mm}$ à l'aide d'une scie sur rail et d'une scie à ruban vertical.

En ce qui concerne le bec du support, il est réalisé en acrylique et fixé au support avec de la colle époxy et des vis en nylon.

Le support des berceaux est présenté en Figure 4.27.

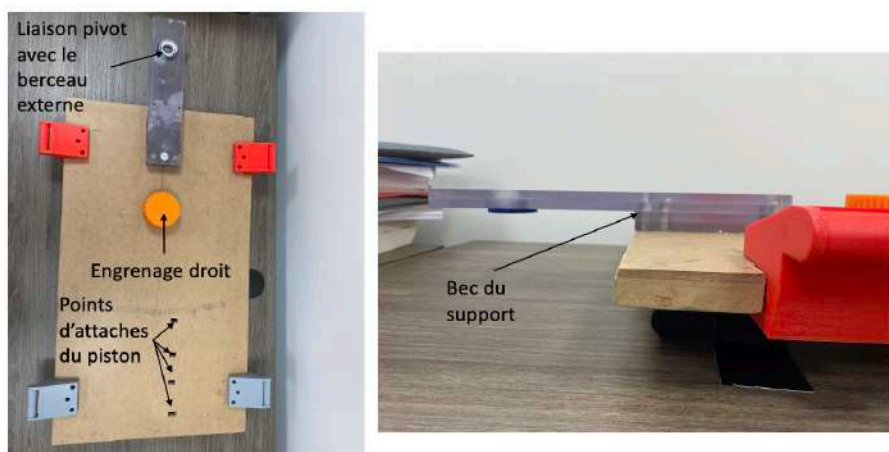


Figure 4.27 Photographies du support des berceaux

4.5.3 Autres pièces

Des roulements à billes ont été achetés sur McMaster et sont fabriqués en verre et en acétal. Nous les utilisons au niveau de la liaison pivot entre le berceau externe et le support du prototype ainsi qu'au niveau de la liaison pivot entre le support des prototypes et les pignons droits. Ils permettent notamment le bon positionnement des parties mobiles de l'appareil et une réduction des frottements.

4.5.4 Assemblage final du prototype AMONI

La Figure 4.28 présente le prototype complet assemblé.



Figure 4.28 Photographie du prototype AMONI assemblé

CHAPITRE 5 CONCEPTION D’UN FANTÔME DE CERVEAU DE NOUVEAU-NÉ

5.1 Conception d’un fantôme adapté à l’imagerie pédiatrique de nourrissons

Le projet consiste à développer une plateforme de développement rapide afin d’évaluer la performance de l’algorithme COSMOS en néonatalogie. Pour ce faire, nous avons construit un robot capable de modifier l’orientation du corps d’un nouveau-né dans un scanner IRM dans le but de pouvoir obtenir des images cérébrales QSM avec la méthode COSMOS. Il est donc maintenant important d’optimiser les paramètres d’utilisation de COSMOS en néonatalogie (nombre et choix des différents changements angulaires) et de s’assurer que le robot AMONI ne crée pas d’artefact ou de bruit dans les images IRM. Pour ce faire, nous évaluons la précision de l’algorithme COSMOS en néonatalogie et la dégradation de la qualité de l’image par le prototype AMONI avec un objet fantôme. Il s’agit du second outil de la plateforme de développement rapide d’évaluation de COSMOS.

5.1.1 Définition d’un fantôme

Comme présenté dans la revue de littérature, un fantôme d’IRM est un objet artificiel qui imite les propriétés physiques d’un tissu humain et peut, dans notre cas, être utilisé pour optimiser la précision de l’algorithme COSMOS, caractériser les changements angulaires du patient à effectuer et tester la compatibilité du robot AMONI à l’environnement IRM. Il s’agit d’un objet compatible en environnement IRM dont la distribution du champ magnétique, la morphologie et la composition sont totalement connues : on parle de « ground-truth » ou « vérité terrain ».

Ainsi, il est possible de tester le prototype AMONI et de comparer les valeurs quantitatives de champ magnétique mesurées en pratique aux valeurs théoriques attendues (vérité terrain) puis de conclure sur la précision de la méthode COSMOS, la qualité des images IRM et le bruit apporté par le robot sur les données IRM. [71]

5.1.2 Morphologie du fantôme du cerveau de nourrisson

Nous cherchons dans notre cas à concevoir un fantôme cérébral simple qui nous permette d’effectuer des estimations quantitatives de susceptibilité magnétique. Dans le contexte de notre étude, celui-ci doit se rapprocher du cerveau d’un nourrisson en termes de morphologie.

Pour ce faire, nous commençons par déterminer le cadre et la morphologie du fantôme. Pour cela, un cerveau de nourrisson est modélisé sur le logiciel Fusion 360. Ce modèle est basé sur un patron de cerveau de nourrisson. Ce patron est créé à partir de la base de données dHCP (nourrisson de 42 semaines). Un masque de cerveau est ensuite manuellement réalisé. Cette étape a été réalisée par l'étudiante Noée Ducros-Chabot du laboratoire du professeur Benjamin De Leener.

Le masque (format «.stl ») est ensuite téléchargé sur le logiciel de CFAO Fusion 360 sous la forme d'un maillage. Nous avons ainsi pu mesurer à partir du maillage une valeur moyenne du volume d'un cerveau de nourrisson de 346 cm^3 . Le cadre du fantôme devra donc avoir un volume et une morphologie comparable.

Bien que nous ayons conçu plusieurs cadres de fantômes ayant une morphologie quasi-similaire à celle d'un cerveau de nourrisson, le remplissage de ceux-ci étaient trop imprécis du fait de la complexité de la morphologie d'un cerveau de nourrisson. Par conséquent, nous avons simplifié le cadre du fantôme et choisi de réaliser un fantôme cubique. Pour ce faire, nous utilisons une boîte cubique en acrylique de 421 cm^3 . [100]

5.2 Remplissage du fantôme

Le remplissage du fantôme passe par deux aspects :

- la création de la matière intérieure du fantôme, qui imite les propriétés électromagnétiques et la morphologie du cerveau.
- le placement de zones à susceptibilité magnétique variable, nécessaires pour évaluer la précision de la méthode COSMOS

5.2.1 Billes de gadolinium

Afin de créer des zones de susceptibilité magnétique variable, on propose d'utiliser dans un premier temps des fioles en verre transparent de 4 mL . [101] Ces fioles sont remplies de solutions de gadolinium à 0.125, 0.25, 0.5, 1% et 2%, réalisées par dilution fractionnée. Nous utilisons pour cela du gadolinium à usage médical périmé à 1 mmol/L et de l'eau distillée. La susceptibilité magnétique de chaque solution de gadolinium est respectivement 0.00041875 ppm, 0.0008375 ppm, 0.001675 ppm, 0.00335 ppm et 0.0067 ppm. [102]

Le protocole pour réaliser les différentes solutions de gadolinium par dilution fractionnée est le suivant :

- Préparez 5 béchers de 500 mL, étiquetés avec les concentrations suivantes : 0.125, 0.25, 0.5, 1% et 2%.
- Dans le bécher 2%, versez 392 mL d'eau distillée.
- À l'aide d'une pipette électronique, versez 8 ml de gadolinium dans le bécher 2% et homogénéisez avec un agitateur magnétique. La solution de gadolinium de concentration 2% est ainsi prête.
- Versez 200 mL du bécher 2% dans le bécher 1% et ajoutez 200 mL d'eau au bécher 1%. Homogénéisez avec un agitateur magnétique. La solution de gadolinium de concentration 1% est ainsi prête.
- Versez 200 mL du bécher 1% dans le bécher 0.5% et ajoutez 200 mL d'eau au bécher 0.5%. Homogénéisez avec un agitateur magnétique. La solution de gadolinium de concentration 0.5% est ainsi prête.
- Versez 200 mL du bécher 0.5% dans le bécher 0.25% et ajoutez 200 mL d'eau au bécher 0.25%. Homogénéisez avec un agitateur magnétique. La solution de gadolinium de concentration 0.25% est ainsi prête.
- Versez 200 mL du bécher 0.25% dans le bécher 0.125% et ajoutez 200 mL d'eau au bécher 0.125%. Homogénéisez avec un agitateur magnétique. La solution de gadolinium de concentration 0.125% est ainsi prête.

Au cours du remplissage des fioles, nous avons dû faire attention à empêcher la formation de bulles d'air dans les fioles au moment de leur fermeture. En effet, une bulle d'air pourrait créer du bruit sur les données IRM et fausser les mesures du fantôme. Pour éviter la formation de bulles d'air, nous réalisons le protocole de remplissage des fioles suivant :

- Tremper complètement la fiole dans la solution de gadolinium désirée
- Refermer la fiole, toujours trempée dans la solution de gadolinium, avec un bouchon poussoir. Ainsi, l'air présent dans la fiole est évacué.
- Sceller ensuite la fiole, toujours trempée dans la solution de gadolinium, avec un bouchon à vis. Ainsi, on empêche l'infiltration de bulles d'air dans la fiole.
- Retirer la fiole de la solution de gadolinium et laisser sécher.

Les cinq fioles sont ensuite collées asymétriquement sur le couvercle de la boîte afin de pouvoir localiser en tout temps les différentes valeurs de concentration de gadolinium, comme présenté en Figure 5.1.

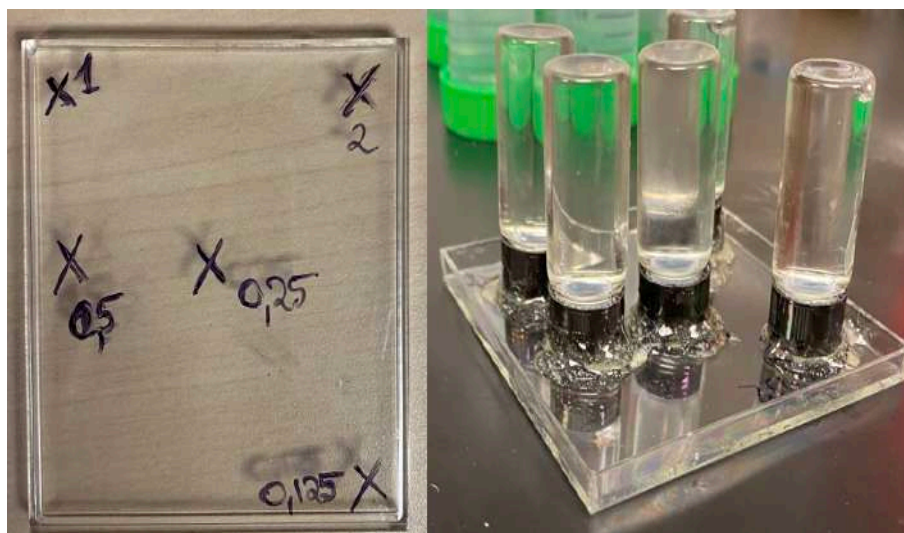


Figure 5.1 Fioles de gadolinium

La boîte cubique est quant à elle remplie d'une solution saline saturée. De cette manière, le fantôme produit assez de signal pour obtenir une image IRM de bonne qualité. [103] Le protocole de préparation d'une solution saline saturée est le suivant :

- Versez petit à petit 170 g de sel dans 500 mL d'eau déminéralisée et mélangez doucement la solution avec un agitateur magnétique.
- Dès lors que le sel ne se dissout plus, la solution saline est saturée. Utilisez alors un filtre à air pour filtrer le sel non dissout. (voir Figure 5.2)



Figure 5.2 Filtrage de la solution saline saturée

La boîte du fantôme est ensuite refermée avec le couvercle et scellée avec de la colle époxy.

Un trou sur le couvercle a été percé afin d'éliminer les bulles d'air dans le fantôme et rebouché avec de la colle époxy. Le produit final est présenté en Figure 5.3.



Figure 5.3 Fantôme cérébral simplifié

CHAPITRE 6 RÉSULTATS

6.1 Qualité de la conception du fantôme et performance de COSMOS

Cette première partie a pour but d'évaluer la qualité du fantôme que nous avons réalisé (voir Chapitre 5) et de quantifier les performances de l'algorithme COSMOS pour la réalisation d'images QSM néonatales.

De ce fait, nous avons réalisé trois acquisitions de données à partir du fantôme, prises sous trois orientations différentes :

- La position neutre, c'est-à-dire que le fantôme est posé sans angle de rotation dans l'antenne de tête IRM,
- La rotation frontale avec un angle de 45° ,
- La rotation sagittale avec un angle de 45° .

Pour chacune de ces orientations, des images à écho de gradient sont acquises, à partir de trois tranches recouvrant l'ensemble du fantôme, avec les paramètres suivants : une épaisseur par tranche de 5 mm , un champ de vue de $250 \times 250\text{ mm}^2$, un temps de répétition de 20 ms , un temps d'écho de 6 ms et un angle de bascule de 40° . Il s'agit de paramètres standards utilisés au CHU Sainte-Justine pour la réalisation d'images IRM en néonatalogie.

Suite à cela, pour chaque image, des masques sur les fioles de gadolinium ont été définis manuellement afin de pouvoir y extraire différentes mesures, notamment des valeurs de susceptibilité magnétique moyenne sur l'image QSM. La Figure 6.1 présente comment les masques ont été réalisés.

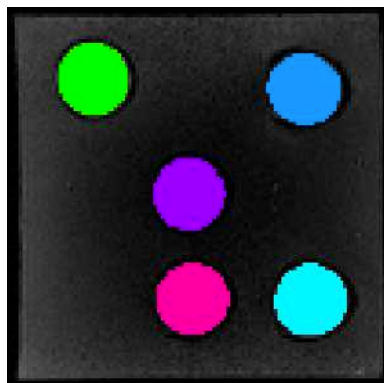


Figure 6.1 Masques réalisés pour distinguer les différentes fioles de gadolinium

Chaque image a été reculée à la position neutre et recalée à partir de transformations rigides. Ce recalage rigide a été possible du fait de la forme cubique du fantôme et de la disposition asymétrique des fioles de gadolinium dans celui-ci. Les masques ont ensuite été érodés afin de limiter l'impact des effets de bords des fioles de gadolinium et d'extraire une valeur moyenne de susceptibilité magnétique au niveau de leur région centrale.

Deux méthodes de calcul de la susceptibilité magnétique sont appliquées sur les jeux de données et comparées :

- La méthode uniangulaire d'inversion de dipôle activée par morphologie (MEDI). Il s'agit de la méthode de QSM la plus populaire actuellement. [104]
- La méthode multiangulaire COSMOS que nous cherchons à évaluer.

Plusieurs images sont ainsi analysées :

- Les images du premier écho de magnitude et de phase du fantôme sous chaque orientation permettent d'avoir un premier avis qualitatif de la qualité du fantôme et des trois acquisitions. Ces images sont présentées respectivement dans la Figure 6.2 et la Figure 6.3.
- Les images du champ local du fantôme, utilisées par la suite par les algorithmes MEDI et COSMOS pour produire une image QSM, permettent de donner un premier avis sur la qualité du jeu de données et du fantôme, et de distinguer des sources d'erreur propre au fantôme et au protocole d'acquisition des données IRM. Ces images sont présentées dans la Figure 6.4.
- Les images QSM du fantôme, dont trois obtenues par la méthode MEDI pour chacune des orientations et une obtenue par la méthode COSMOS combinant les trois orientations, permettent d'extraire des valeurs de susceptibilité magnétique et de les comparer aux valeurs théoriques attendues. Il est alors possible de quantifier l'erreur de calcul propre à chaque algorithme et de comparer la précision du calcul de la susceptibilité magnétique entre MEDI et COSMOS. Ces images sont présentées dans la Figure 6.5. Les courbes de la susceptibilité magnétique mesurée en fonction de la susceptibilité magnétique attendue sont tracées dans la Figure 6.6.

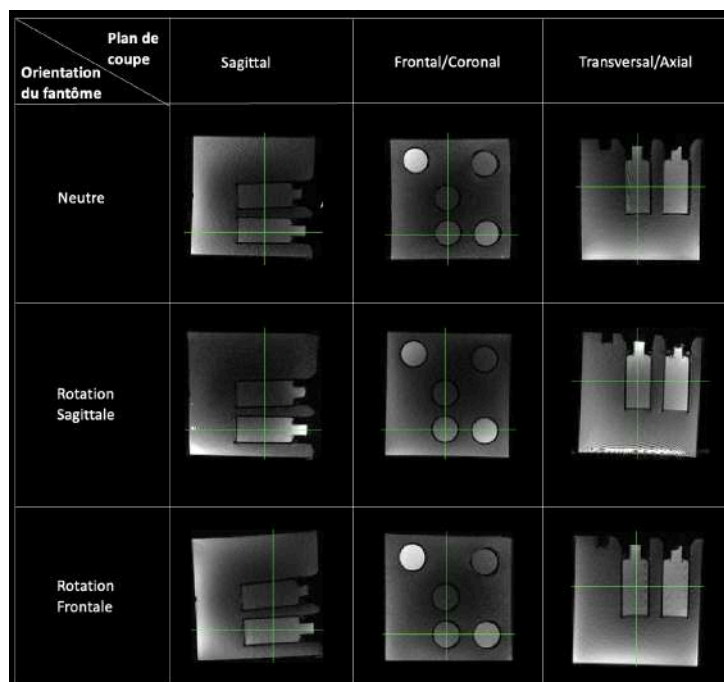


Figure 6.2 Images du premier écho de la magnitude du fantôme sous différentes orientations

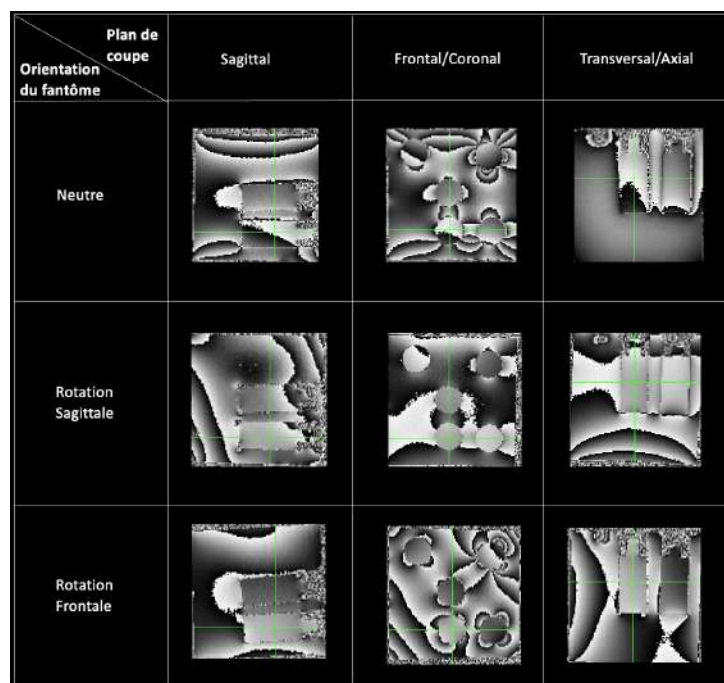


Figure 6.3 Images du premier écho de la phase du fantôme sous différentes orientations

Nous remarquons dans les images de magnitude et de phase (voir Figure 6.2 et Figure 6.3) d'une part que les tubes de gadolinium sont bien distinguables. Les différentes régions du fantôme

apparaissent homogènes sur l'image de magnitude et aucune bulle d'air n'est visible dans les tubes de gadolinium et dans le récipient cubique. Ces premiers résultats qualitatifs permettent donc de valider la qualité de la conception du fantôme.

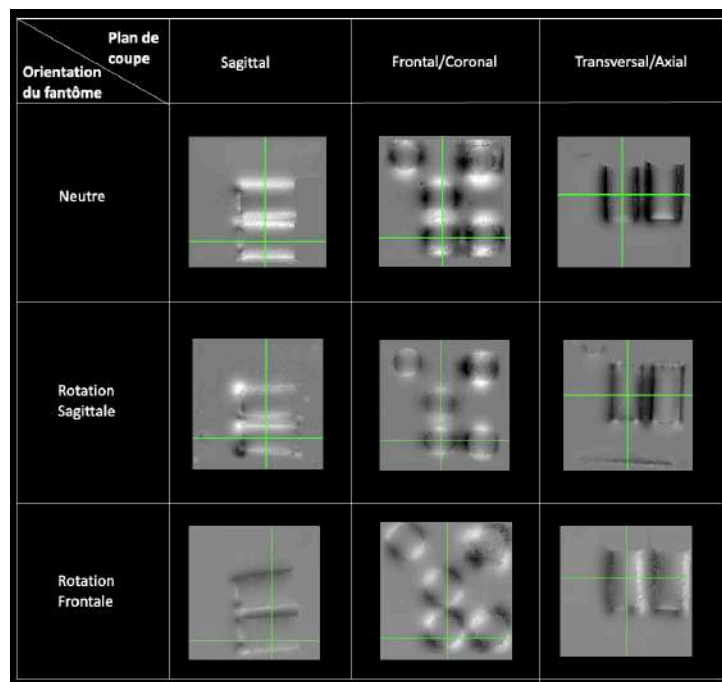


Figure 6.4 Images du champ magnétique local sous différentes orientations

Nous ne distinguons pas d'artefacts dans l'image de champ magnétique local du fantôme, présentée en Figure 6.4, ce qui nous pousse à penser que le fantôme est bien conçu. Ces résultats qualitatifs nous encouragent donc à penser que de potentielles erreurs et différences dans les métriques QSM par la suite ne seront pas principalement liées au fantôme en tant que tel mais bien à la méthode employée pour le calcul de la susceptibilité magnétique.

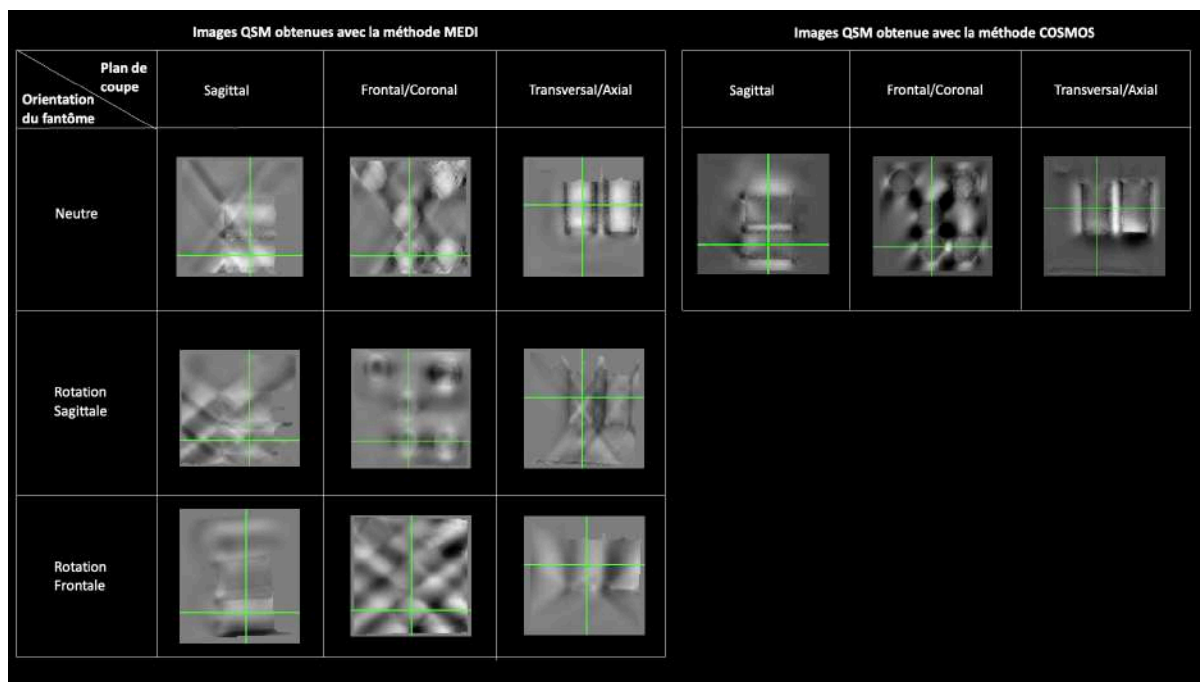


Figure 6.5 Images QSM du fantôme obtenues avec les méthodes MEDI (uniangulaire) et COSMOS (multiangulaire)

Nous remarquons sur la Figure 6.5 un grand nombre d'artefacts à l'intérieur des fioles de gadolinium sur les images QSM produites par la méthode uniangulaire MEDI. Étant donné que la qualité du fantôme apparaît bonne sur les images de champ magnétique local, nous pouvons conclure qualitativement que le calcul de la susceptibilité par la méthode MEDI est imparfait et est à l'origine de ces artefacts. En revanche, les artefacts sur l'image QSM produite avec la méthode COSMOS sont beaucoup moins présents notamment à l'intérieur des fioles de gadolinium et devrait permettre d'obtenir de meilleures valeurs de susceptibilité magnétique. Nous remarquons toutefois des artefacts au niveau des bords des fioles.

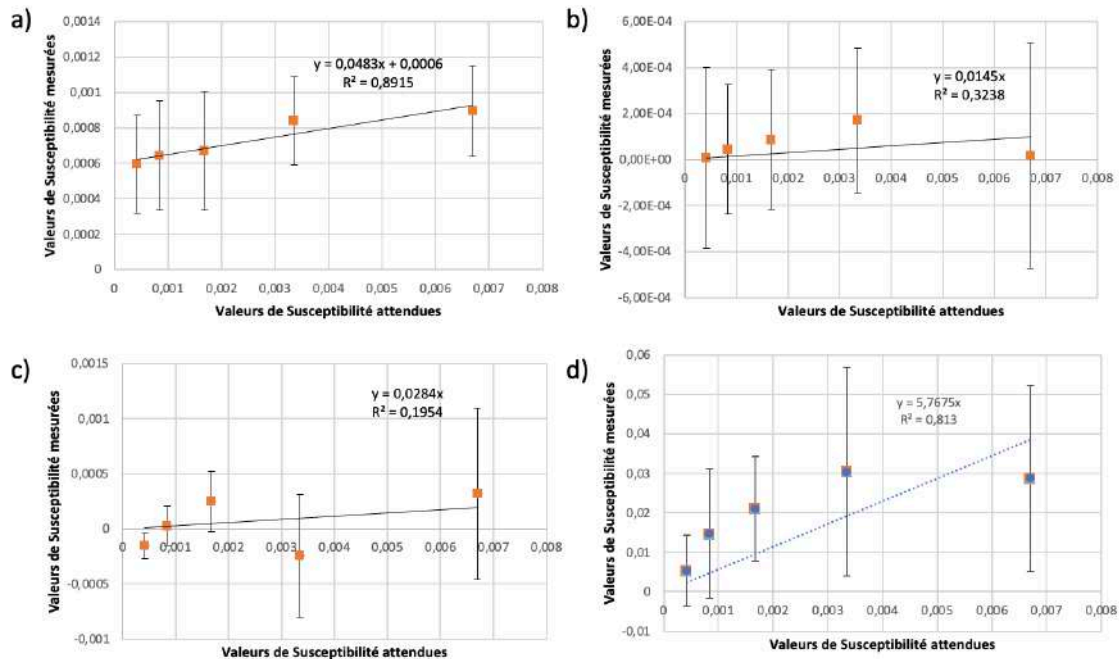


Figure 6.6 Courbes de la susceptibilité magnétique mesurées en fonction de la susceptibilité magnétique attendue : a) La méthode MEDI est appliquée sur l'acquisition du fantôme dans sa position neutre, b) La méthode MEDI est appliquée sur l'acquisition du fantôme avec rotation sagittale, c) La méthode MEDI est appliquée sur l'acquisition du fantôme avec rotation frontale, d) La méthode COSMOS est appliquée sur les trois acquisitions du fantôme.

Dans le cas idéal, nous aimerions trouver une relation linéaire entre la susceptibilité magnétique mesurée sur les images QSM et la susceptibilité magnétique attendue. Nous remarquons toutefois que la méthode MEDI peine à obtenir ce type de relation. De plus, nous remarquons notamment que la méthode MEDI mesure des valeurs de susceptibilité magnétique du gadolinium négative (courbe b et c) ce qui est physiquement impossible.

En revanche, la méthode COSMOS arrive à mieux représenter une relation linéaire entre la susceptibilité magnétique mesurée et la susceptibilité magnétique attendue. Cependant, nous mesurons des valeurs de susceptibilité différente d'un facteur proche de 6 ce qui ne devrait pas être le cas. D'autre part, nous mesurons une grande variabilité sur la mesure des données avec COSMOS, variabilité que nous aimerions réduire un maximum.

Dans un second temps, nous remarquons que pour chaque courbe, la valeur du cinquième point, c'est-à-dire la fiole ayant la plus haute concentration de gadolinium, apparaît erronée. Ce constat peut être notamment aperçu de manière qualitatif sur les images de champs local du fantôme. En

effet, on remarque beaucoup de bruit autour de la fiole de gadolinium la plus concentrée en comparaison aux autres fioles comme le montre la figure 6.7.

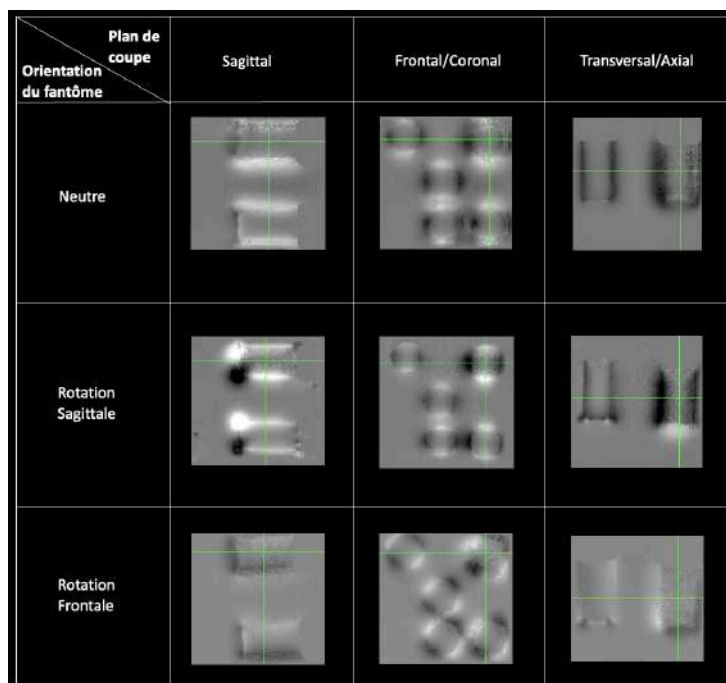


Figure 6.7 Images du champ magnétique local sous différentes orientations, au niveau de la fiole de gadolinium la plus concentrée

La valeur de susceptibilité mesurée est donc erronée. Si nous ne prenons pas en compte la cinquième fiole, nous obtenons alors les courbes présentées en Figure 6.8.

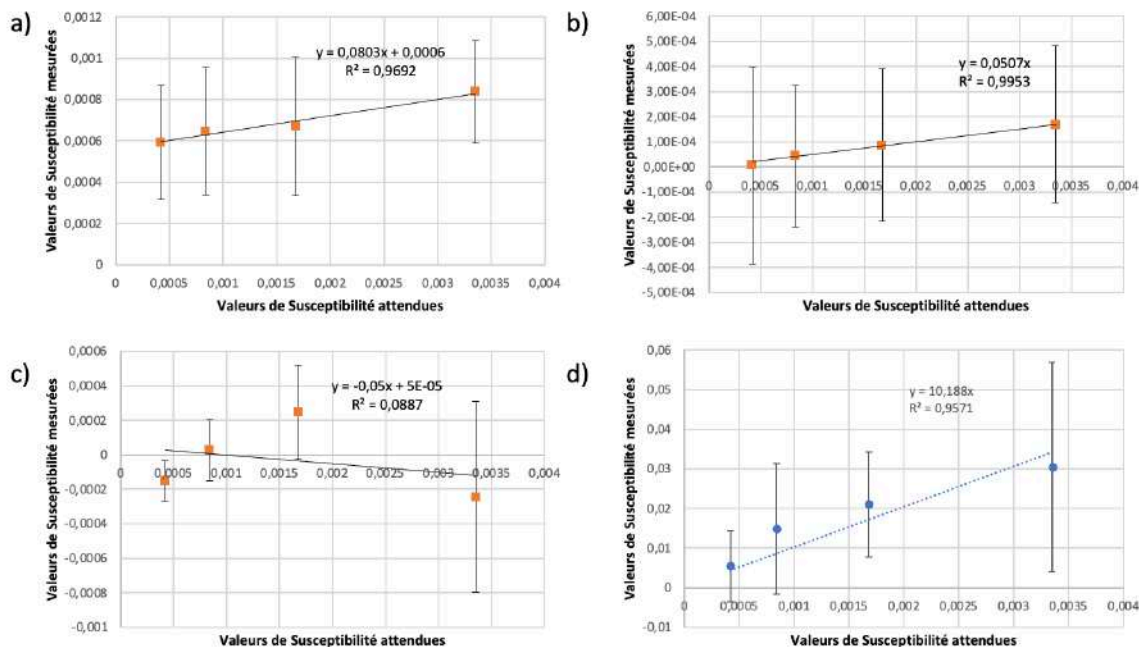


Figure 6.8 Courbes de la susceptibilité magnétique mesurées en fonction de la susceptibilité magnétique attendue pour 4 fioles du fantôme : a) La méthode MEDI est appliquée sur l'acquisition du fantôme dans sa position neutre, b) La méthode MEDI est appliquée sur l'acquisition du fantôme avec rotation sagittale, c) La méthode MEDI est appliquée sur l'acquisition du fantôme avec rotation frontale, d) La méthode COSMOS est appliquée sur les trois acquisitions du fantôme.

L'allure des courbes obtenues avec la méthode MEDI apparaît donc linéaire exceptée pour l'acquisition du fantôme soumis à une rotation frontale. Cependant, les valeurs de susceptibilité restent incorrectes et nous mesurons des valeurs négatives de la susceptibilité du gadolinium ce qui est impossible. De plus, ces résultats semblent indiquer que les valeurs de susceptibilité sont meilleures pour les orientations neutres et la rotation sagittale.

De même, la courbe obtenue avec la méthode COSMOS montre une meilleure droite linéaire. Les valeurs de susceptibilité sont toutefois faussées d'un rapport 10.

6.2 Validation du cahier des charges

Dans cette partie, nous cherchons à valider le cahier des charges du prototype.

6.2.1 Compatibilité IRM et ratio SNR

Nous avons cherché à tester le prototype AMONI en IRM.

Lors de la mise en place du prototype, nous avons observé que les attaches IRM fonctionnaient bien, ce qui indique que le prototype est compatible avec la table IRM. Toutefois, nous avons remarqué que la taille du berceau externe est trop grande par rapport à la taille de l'antenne 32 canaux. Il y a donc un problème de dimensionnement du berceau externe, comme le montre la Figure 6.9. De ce fait, le prototype AMONI n'a pas pu être testé avec le fantôme en environnement IRM et le rapport SNR n'a pas pu être calculé.



Figure 6.9 Photographie du double berceau positionné dans l'antenne 32 canaux

Toutefois, nous pouvons confirmer que l'ensemble des matériaux utilisés est sécuritaire pour une utilisation en IRM, selon les critères de compatibilité de la FDA, et ne devrait pas grandement affecter le signal. Le Tableau 6.1 énumère l'ensemble des matériaux utilisés pour la construction du prototype AMONI.

Tableau 6.1 Récapitulatif des matériaux utilisés pour la construction du prototype AMONI

Matériaux	Utilisation	Compatibilité IRM
-----------	-------------	-------------------

PLA	Double berceau, cadre des roulements à billes	Sécuritaire
ABS	Engrenages	Sécuritaire
Laiton	Cylindre pneumatique	Sécuritaire
Acétal	Roulements à billes	Sécuritaire
Acrylique	Table élévatrice	Sécuritaire
Verre	Cylindre pneumatique, roulements à billes	Sécuritaire
Bois	Support	Sécuritaire
Graphite de carbone	Cylindre pneumatique	Sécuritaire
Silicone	Cylindre pneumatique	Sécuritaire
Époxy	Liaison plastique-plastique et plastique-bois	Sécuritaire
Colle à bois	Liaison bois-bois	Sécuritaire
Colle à acrylique	Liaison acrylique-acrylique	Sécuritaire

6.2.2 Amplitude angulaire

L'amplitude angulaire du prototype est limitée par l'espace disponible au sein de l'antenne de tête IRM et la largeur de la table IRM. Afin de mesurer l'amplitude angulaire du prototype, nous plaçons le prototype dans l'IRM et évaluons les amplitudes maximales atteignables par le prototype.

Pour la rotation frontale, AMONI est capable d'atteindre les angles variants entre -17° et 16° . L'amplitude angulaire frontale est donc de 32° .

En ce qui concerne la rotation sagittale, AMONI est capable d'atteindre les angles variants entre 0° et 6° . L'amplitude angulaire sagittale est donc de 6° .

6.2.3 Précision angulaire du prototype AMONI

La précision angulaire du prototype AMONI dépend de la précision du contrôle du cylindre pneumatique.

Afin de mesurer la précision angulaire moyenne du prototype, nous effectuons la méthode suivante :

1. Définition sur le code Arduino, en entrée, de la distance d'élongation du piston, notée d_e
2. Mesure de la position atteinte par le piston, notée d_m , avec un capteur ultrasons

Ce protocole est réalisé pour des distances d'élongation du piston allant de 5 cm à 19 cm et est répété cinq fois. Le piston est contrôlé à vide avec une pression de 25 PSI . Les résultats chiffrés sont affichés en annexe C et présentée en Figure 6.10.

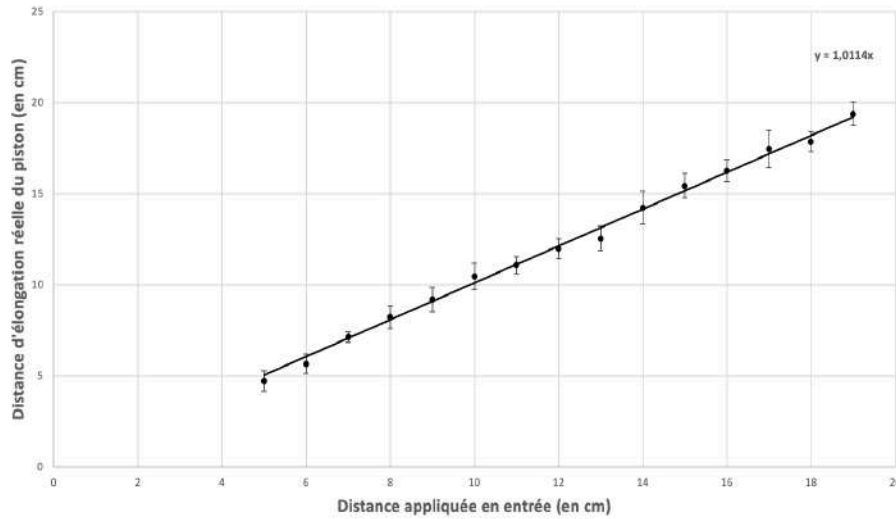


Figure 6.10 Distance d'élongation réelle moyenne du piston en fonction de la distance appliquée en entrée du contrôleur

La précision quadratique moyenne du contrôle du piston est égale à :

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum (d_m - d_e)^2}, \text{ avec } n \text{ le nombre de mesures effectuées}$$

Le positionnement du piston a donc une précision moyenne RMSE de $0.700 \pm 0.025\text{ cm}$.

Afin de convertir la précision du positionnement du piston en une précision angulaire sur la rotation des berceaux interne et externe, nous utilisons le rapport de conversion de la translation en rotation.

Pour le berceau externe, le rapport de conversion de la translation en rotation dépend des tailles des engrenages (pignons et crémaillères) et vaut $0.126^\circ/mm$ (voir section 4.5.3). La précision angulaire quadratique de la rotation du berceau externe vaut donc 0.89° .

Pour le berceau interne, le rapport de conversion de la translation en rotation dépend de la taille de la table élévatrice et vaut $0.062^\circ/mm$ (voir section 4.5.4). La précision angulaire quadratique de la rotation du berceau interne est donc de 0.44° .

Il est toutefois important de noter que ce calcul de précision angulaire de l'appareil AMONI est limité. En effet, dès lors que les rapports de conversion théoriques de translation en rotation sont utilisés, le calcul suppose que les pièces du prototype, notamment les engrenages, sont complètement rigides. Il ne considère donc pas l'usure des pièces et la propagation de l'erreur lors du mouvement des berceaux.

6.2.4 Temps de positionnement du berceau

Le temps de positionnement du prototype AMONI dépend de la précision du contrôle du cylindre pneumatique et de la vitesse de déplacement du piston.

Afin de mesurer le temps de positionnement moyen du prototype, nous effectuons la méthode suivante :

1. Définition sur le code Arduino, en entrée, de la distance d'élongation du piston, notée d_e
2. Positionnement aléatoirement le piston.
3. Mesure de la durée nécessaire pour que le positionnement du piston se stabilise

Ce protocole est réalisé pour des distances d'élongation du piston allant de 5 *cm* à 19 *cm*, avec une précision fixe sur le positionnement de 1 *cm*, et est répété cinq fois. Le piston est contrôlé à vide avec une pression de 25 *PSI*. Les résultats chiffrés sont affichés en annexe D et présentée dans la Figure 6.11.

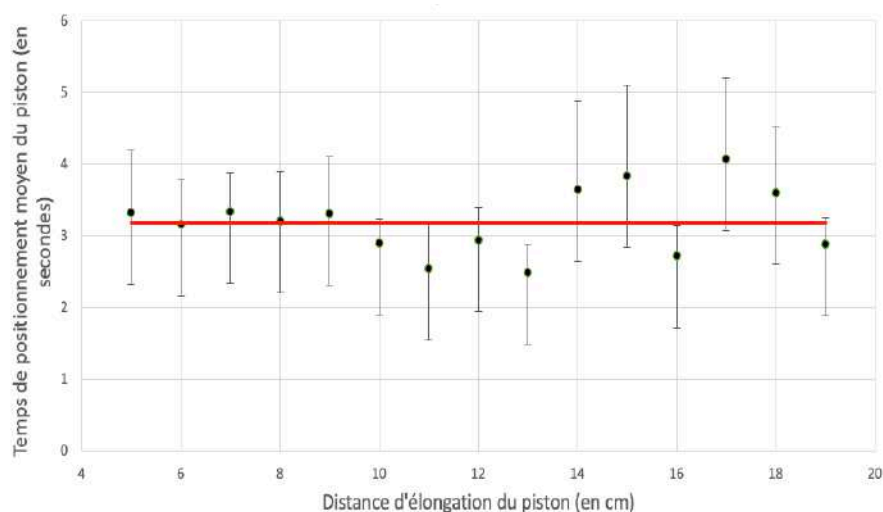


Figure 6.11 Temps de positionnement moyen du piston en fonction de la distance d'élongation

Nous mesurons ainsi un temps de positionnement moyen de $3.20 \pm 0.15 \text{ sec}$.

6.2.5 Prix du prototype AMONI

Le prix des composants du prototype AMONI est énuméré dans le Tableau 6.2.

Tableau 6.2 Tableau récapitulatif des composants du prototype AMONI et leur prix

Composants	Nombre	Prix par unité (\$CA)	Prix total (\$CA)
Berceau interne	1	112.90	112.90
Berceau externe	1	111.80	111.80
Roulement à billes	2	19.67	39.34
Support en bois	1	44.25	44.25
Crémaillère courbée	1	19.10	19.10
Grand engrenage droit	1	13.20	13.20
Pignon-crémaillère	1	10.00	10.00

Table élévatrice	1	74.25	74.25
Adaptateur piston/table élévatrice	1	4.80	4.80
Adaptateur piston/crémaillère	1	3.00	3.00
Attache à la table IRM	4	17.05	68.20
Cylindre pneumatique AC 13270-6	1	317.55	317.55
Cylindre pneumatique AC 13270-6	1	385.55	385.55
Vanne pneumatique 5/3	2	59.99	119.98
Tube à air	8 m	14.99	14.99
Raccord pneumatique	8	4.99	39.92
Contrôleur de vitesse pneumatique et silencieux	4	4.1	16.4
Capteurs à fibres optiques	2	43.48	86.96
Capteurs à ultrasons	2	4.95	9.90
Carte Arduino	2	32.95	65.9
Fils pour circuits électroniques	3 packs	6.54	19.62
Servomoteurs	2	7.54	15.09

Adaptateur servomoteurs/contrôleurs de vitesse	2	3.10	6.20
--	---	------	------

Nous obtenons donc un prix total de $1598,9 \pm 200$ \$CA

CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE

7.1 Synthèse

L'objectif général du projet est de concevoir une plateforme de développement rapide afin d'évaluer les performances de COSMOS en néonatalogie. Pour ce faire, deux outils étaient à développer :

- un appareil mécanique adapté aux dimensions moyennes d'un nourrisson et capable de modifier automatiquement l'orientation de celui-ci dans une IRM sur les plans frontaux et sagittaux,
- un fantôme cérébral de nouveau-né permettant de quantifier les performances de COSMOS et de déterminer les paramètres optimaux lors de son utilisation en néonatalogie.

Le premier outil à concevoir est donc un appareil capable de modifier automatiquement et en toute sécurité l'orientation d'un nouveau-né dans une machine IRM selon les plans frontaux et sagittaux. Le prototype AMONI répond à cette problématique. Celui-ci est spécifiquement dimensionné et conçu dans le but d'être compatible avec l'environnement électromagnétique IRM.

AMONI est constitué d'un double berceau intégré à un système d'engrenages mécaniques et accompagné d'une table élévatrice, le tout construit principalement à partir de bois, de matériaux plastiques et de verre. Il respecte ainsi les critères sécuritaires de compatibilité définis par la FDA.

En outre, un système d'actuation pneumatique est développé afin de réaliser les changements d'orientation du double berceau et du patient. Il est composé de deux cylindres pneumatiques contrôlés par position avec des capteurs de position à fibres optiques et un système de contrôle numérique PID. Une vanne pneumatique 5 chemins 3 positions contrôle l'extension, la rétraction et l'arrêt d'un piston. De plus, deux vannes pneumatiques proportionnelles « faites maison » permettent de contrôler la vitesse de mouvement d'un piston.

La qualité du système d'actuation pneumatique et du contrôle PID du positionnement des pistons a été analysée à vide, à 25 *PSI*. Le contrôle PID stabilise le mouvement du piston et supprime les oscillations fortes du mouvement. Le système atteint d'autre part la position cible en moins de 3.20 ± 0.15 *secondes* avec une précision sur le positionnement RMSE de 0.700 ± 0.025 *cm*. Nous validons alors 87.5% des exigences du cahier des charges concernant le système d'actuation.

Dans un second temps, nous avons réussi à limiter le coût de conception et développement du prototype à moins de 2000\$CA. En effet, les méthodes de prototypage telles que l'impression 3D FDM, l'impression 3D SLA et la découpe laser ont permis de réduire grandement les coûts de production. De plus, nous avons nous-mêmes conceptualisé et construit un encodeur incrémental à fibres optiques adapté à nos besoins, dont la gamme de prix est actuellement dans les milliers de dollars canadiens (prix des encodeurs incrémentaux à fibres optiques de l'entreprise Micronor Sensors). De même, nous avons réalisé deux vannes proportionnelles à partir de contrôleurs de vitesse pneumatiques manuels et de servomoteurs plutôt que d'opter pour l'achat d'une électrovanne pneumatique proportionnelle dont le prix varie entre 400\$CA et 1500\$CA selon les fabricants. En somme, 31% du prix total de conception du prototype AMONI est utilisé pour l'impression et l'achat des pièces mécaniques (double berceau, roulements à billes, attaches IRM...), 9% pour la construction du système de capteurs (fibres optiques, carte Arduino, modules de lasers et de photorésistances ...) et 60% pour la conception du circuit pneumatique (vanne 5/3, contrôleurs de vitesse, servomoteurs ...), dont 73% est lié à l'achat des cylindres pneumatiques non magnétiques.

Enfin, un fantôme cérébral de nourrissons a été développé dans l'idée de répondre au second objectif de développement d'une plateforme d'évaluation de COSMOS en néonatalogie. Ce fantôme a pour but d'évaluer les performances quantitatives de COSMOS, de déterminer les paramètres optimaux de l'algorithme COSMOS en néonatalogie pour une utilisation combinée au prototype AMONI et de quantifier le rapport SNR du prototype afin de valider sa compatibilité au champ électromagnétique IRM. De ce fait, nous avons réalisé un fantôme cubique simple rempli avec de l'eau saline saturée et cinq fioles de gadolinium à concentrations différentes. Trois acquisitions du fantômes prises à des orientations différentes de celui-ci ont été réalisées. D'une part, nous avons pu confirmer qualitativement que le fantôme apparaissait bien construit. Aucun artefacts n'est présent au niveau des images de magnitude et des images du champ local du fantôme, les fioles de gadolinium sont distinguables et les différentes régions du fantôme apparaissent homogènes. En revanche, du bruit a pu être distingué sur la fiole de gadolinium la plus concentrée ce qui indique peut-être la présence de bulles d'air. D'autre part, nous avons pu comparer grâce à ce fantôme les méthodes de calcul de susceptibilité uniangulaire (MEDI) et multiangulaire (COSMOS). Nous avons ainsi au travers de résultats qualitatifs et quantitatifs pu confirmer un meilleur calcul QSM avec l'algorithme multiangulaire COSMOS dans la production d'images

QSM exacte. En effet, on retrouve une relation linéaire entre les valeurs de susceptibilité mesurée et les valeurs attendues. Toutefois, les valeurs de susceptibilité mesurée avec COSMOS reste tout de même erronée d'un facteur 10. Nous ne savons actuellement pas de manière sûre d'où provient ce facteur. En revanche, les résultats quantitatifs obtenues à partir de la méthode MEDI montrent que les valeurs de susceptibilité obtenue sur l'acquisition du fantôme en rotation frontale sont moins bonnes, en comparaison aux position neutre et à la rotation sagittale. Une possibilité de la baisse de performance de COSMOS pourrait donc être cette acquisition du fantôme en rotation frontale, étant donné que COSMOS calcule des valeurs de susceptibilité en combinant les trois acquisitions du fantôme.

7.2 Limites et perspectives

Certaines limites du prototype AMONI sont observables.

D'une part, nous nous sommes aperçus que les dimensions du berceau externe du prototype AMONI, notamment sa hauteur, sont bien trop grandes comparées à l'espace disponible dans l'antenne 32 canaux. La modélisation CAO de l'antenne 32 canaux dont nous disposons est donc erronée et nécessite d'être mise à jour. Par conséquent, la dégradation de la qualité de l'image IRM due au prototype AMONI n'a pas pu être calculée. Toutefois, nous pensons que celle-ci reste très faible étant donné que les matériaux utilisés pour construire le prototype influencent peu le champ électromagnétique IRM.

En revanche, réduire la hauteur du berceau externe diminue considérablement la plage angulaire de la rotation sagittale du berceau interne. Actuellement, la plage angulaire sagittale est de 6° . Si nous diminuons de 1 cm la hauteur du berceau externe avec le modèle actuel, la plage angulaire sagittale serait de 4° . Il devient alors légitime de mettre en doute l'intérêt de la rotation sagittale pour une si petite plage angulaire au niveau algorithmique. Dans le cas où la rotation sagittale est nécessaire au niveau algorithmique, nous pourrions conserver une plage angulaire de $6 - 8^\circ$ en allongeant le berceau interne. Toutefois, cela diminuerait l'amplitude angulaire de la rotation frontale et un compromis entre les deux rotations devra être établi.

Dans un second temps, le contrôle de l'actuation pneumatique a été réalisé et validé à vide avec une pression de 25 PSI. Une position cible et une position initiale aléatoire du cylindre ont été choisies. Toutefois, il serait intéressant de quantifier la précision du positionnement du piston vers une position cible en fonction de la distance parcourue par celui-ci. En effet, le contrôleur n'arrive

pas à stabiliser la position du piston et celui-ci oscille indéfiniment dès lors que la distance qui sépare la position cible de la position actuelle du piston est faible (inférieure à 2 cm).

D'autre part, au cours des différents tests effectués, le cylindre pneumatique ne poussait aucune charge et n'était pas assemblé au prototype AMONI. De ce fait, seule la précision sur le mouvement du piston a été mesurée. L'utilisation du rapport de proportionnalité théorique entre la translation du piston et la rotation du prototype a permis d'établir une valeur théorique de la précision angulaire du prototype. Cette valeur de précision angulaire du prototype suppose donc que l'ensemble des pièces du prototype est totalement rigide. Or, le modèle de compensation de l'erreur et les valeurs du contrôleur dépendent fortement de la rigidité réelle des pièces. À l'avenir, il sera donc nécessaire d'affiner les valeurs du contrôleur PID en évaluant directement la précision angulaire réelle plutôt que la précision du mouvement du cylindre pneumatique.

En revanche, lors de l'assemblage de l'actuation pneumatique au prototype, nous avons observé des défauts sur le contrôle de la position du piston. La mise en mouvement initiale du piston demandait de fournir au cylindre de l'air à une pression de plus de 55 *PSI*. Le piston se mettait alors en mouvement lentement jusqu'à atteindre un point où sa vitesse augmentait considérablement. Nous observions donc de fortes oscillations du piston autour de la position cible malgré l'utilisation d'un contrôle PID. Cette observation caractérise la présence de frottements initiaux importants et la nécessité d'appliquer une force initialement grande pour mettre en mouvement le piston. Plusieurs astuces ont été entreprises afin de limiter les frottements initiaux comme utiliser du papier vinyle au niveau de la zone de glissement du berceau externe ou encore lubrifier les engrenages avec du PL-100. Toutefois, le problème persistait. Plusieurs autres techniques peuvent être testées pour corriger ce souci. D'une part, il est possible de limiter les frottements initiaux des pistons en affinant le profil d'impression des engrenages et du double berceau. Il est, de plus, possible d'investir dans une électrovanne proportionnelle afin d'améliorer la précision du contrôle PID du flux d'air et diminuer un maximum la vitesse de déplacement des cylindres pneumatiques. Enfin, une meilleure solution serait de mettre en place un contrôle proportionnel de la pression de l'air fourni au cylindre pneumatique avec un régulateur de pression.

Enfin, en ce qui concerne les fantômes cérébraux IRM, comme nous l'avons dit précédemment, nous avons pu confirmer un meilleur calcul de la susceptibilité magnétique avec la méthode COSMOS. Toutefois, le facteur 10 différenciant les valeurs mesurées et les valeurs attendues n'a

pas été justifiée et d'autres expériences sont nécessaires afin de pouvoir l'expliquer. Il serait en effet intéressant de réaliser de nouvelles acquisitions avec le fantôme sous différents angles afin de vérifier si ce facteur persiste. Dans ce cas, il serait un facteur de correction à implanter dans l'algorithme COSMOS. De plus, le protocole de pré-traitement des données IRM est à raffiner. D'autre part, nous remarquons une certaine variabilité dans les valeurs de susceptibilité magnétique du fantôme mesurée avec COSMOS lorsque nous utilisons trois acquisitions IRM du fantôme sous différentes orientations. Cette variabilité est un souci dans le domaine clinique car elle peut entraîner des erreurs dans les mesures de susceptibilité magnétique et donc des erreurs de diagnostic. Afin d'éliminer la variabilité dans nos valeurs, nous devrions tester l'algorithme avec plus d'acquisitions IRM du fantôme sous différentes orientations. Nous pourrions ainsi connaître le nombre d'orientations nécessaire ainsi que les combinaisons angulaires optimales pour que l'algorithme COSMOS soit plus efficace dans le calcul de la susceptibilité.

CHAPITRE 8 CONCLUSION

Le présent mémoire s'inscrit dans une étude générale de l'évaluation de la pertinence et de la faisabilité de l'utilisation de COSMOS en néonatalogie. L'objectif principal du projet était donc de concevoir une plateforme de développement rapide d'évaluation de l'algorithme COSMOS en néonatalogie. Deux outils sont donc nécessaires : un appareil capable de modifier l'orientation de nouveau-nés dans une machine IRM de façon sécuritaire et automatique sur les plans de rotation frontaux et sagittaux, ainsi qu'un fantôme d'IRM de cerveau de nourrisson nous permettant de réaliser du QSM quantitatif.

Actuellement, le projet est au stade de prototypage. Dans un premier temps, la modélisation du robot sous le logiciel de CAO Fusion 360 a permis de mettre au point la structure du robot AMONI et de simuler son bon fonctionnement. Il consiste ainsi en un système de double berceau :

- un berceau externe, associé à un système d'engrenages, capable de pivoter sur le plan frontal;
- un berceau interne, sur lequel le patient est placé et immobilisé, capable de pivoter sur le plan sagittal grâce à une table élévatrice.

Le tout est placé sur un support compatible avec les accroches de la table IRM. La modélisation du système mécanique a permis de valider les dimensions de l'appareil AMONI en fonction des dimensions de l'antenne IRM de tête 32 canaux et de la table IRM. Suite à cela, le prototype AMONI a pu être construit à partir de matériaux compatibles et sécuritaires pour une utilisation en environnement IRM, majoritairement des matières plastiques, du bois et du verre. Afin de réduire les coûts de production, les techniques d'impressions 3D (FDM, SLA) et de découpe laser ont été privilégiées.

En parallèle, un système d'actuation pneumatique composé de deux cylindres pneumatiques est mis au point dans le but d'automatiser les changements d'orientation du patient. Le contrôle du système pneumatique est un contrôle de position réalisé à l'aide de vannes pneumatiques proportionnelles « faites maison », d'un encodeur incrémental linéaire à fibres optiques et d'un contrôleur PID numérique. Ce contrôle pneumatique est alors fonctionnel lorsque le piston est mis en mouvement à vide. La précision sur le positionnement du piston est inférieure au degré et le temps de positionnement moyen est inférieur à 5 *secondes*. Toutefois, l'existence de frottements au niveau des engrenages et du double berceau et le manque de régulation de la pression de l'air

envoyé aux cylindres pneumatiques ne nous permet pas de valider le bon fonctionnement du système pneumatique lorsque celui-ci est assemblé au prototype AMONI.

Enfin, un fantôme cérébral d'IRM a été développé afin de quantifier les performances de COSMOS, de déterminer le paramétrage optimal de COSMOS en néonatalogie et d'évaluer le degré de compatibilité du prototype AMONI à l'environnement IRM. Pour ce faire, un modèle simplifié cubique de cerveau de nourrisson est rempli d'eau saline saturée et de fioles de gadolinium à différentes concentrations dans le but de simuler différentes zones de susceptibilité magnétique. À partir de trois acquisitions, nous avons pu observer une meilleure performance de l'algorithme COSMOS dans le calcul de la susceptibilité magnétique, en comparaison à l'algorithme uniangulaire MEDI. Toutefois, ces résultats préliminaires restent à confirmer au travers d'autres acquisitions et le protocole de traitement de données doit être affiné.

Actuellement, une soumission d'une déclaration d'invention de ce projet de mémoire, notamment de l'appareil AMONI, est en cours de réalisation afin d'évaluer son potentiel commercial pour le diagnostic de maladies dégénératives en néonatalogie. Dans le futur, il sera donc nécessaire de valider le fonctionnement de l'appareil AMONI et de le tester sur un fantôme cérébral fonctionnel pour ensuite passer à des tests sur animaux. Il sera alors à ce moment-là nécessaire de revoir et d'assurer les composantes de sécurité de l'appareil AMONI qui jusqu'à maintenant ont été négligées. La finalité serait de pouvoir tester l'appareil sur des patients et d'entreprendre une démarche de commercialisation de la machine.

Enfin, nous pensons qu'il peut être intéressant d'agrandir le référentiel de cette étude avec l'élaboration d'une antenne de tête IRM personnalisée au prototype. Ce nouvel outil nous permettrait notamment de nous affranchir des contraintes d'encombrement reliées à l'antenne de tête Siemens 32 canaux utilisée actuellement, et d'agrandir la plage angulaire du prototype.

RÉFÉRENCES

- [1] V. Gulani et N. Seiberlich, « Quantitative MRI: Rationale and Challenges », in *Advances in Magnetic Resonance Technology and Applications*, vol. 1, Elsevier, 2020, p. xxxvii-li. doi: 10.1016/B978-0-12-817057-1.00001-9.
- [2] L. Li et J. S. Leigh, « Quantifying arbitrary magnetic susceptibility distributions with MR », *Magn. Reson. Med.*, vol. 51, n° 5, p. 1077-1082, mai 2004, doi: 10.1002/mrm.20054.
- [3] F. Schweser, A. Deistung, et J. R. Reichenbach, « Foundations of MRI phase imaging and processing for Quantitative Susceptibility Mapping (QSM) », *Z. Für Med. Phys.*, vol. 26, n° 1, p. 6-34, mars 2016, doi: 10.1016/j.zemedi.2015.10.002.
- [4] P. P. R. Ruetten, J. H. Gillard, et M. J. Graves, « Introduction to Quantitative Susceptibility Mapping and Susceptibility Weighted Imaging », *Br. J. Radiol.*, vol. 92, n° 1101, p. 20181016, sept. 2019, doi: 10.1259/bjr.20181016.
- [5] T. Liu, P. Spincemaille, L. De Rochefort, B. Kressler, et Y. Wang, « Calculation of susceptibility through multiple orientation sampling (COSMOS): A method for conditioning the inverse problem from measured magnetic field map to susceptibility source image in MRI: COSMOS Susceptibility Imaging », *Magn. Reson. Med.*, vol. 61, n° 1, p. 196-204, janv. 2009, doi: 10.1002/mrm.21828.
- [6] A. Berger, « How does it work?: Magnetic resonance imaging », *BMJ*, vol. 324, n° 7328, p. 35-35, janv. 2002, doi: 10.1136/bmj.324.7328.35.
- [7] S. Grand, I. Tropres, A. Krainik, O. Casez, A. Attie, et J. F. Le Bas, « Principes fondamentaux de l'imagerie par résonance magnétique. Principes de l'IRM multimodalité », *Prat. Neurol. - FMC*, vol. 3, n° 3, p. 253-269, sept. 2012, doi: 10.1016/j.praneu.2012.07.010.
- [8] R.-J. M. Van Geuns *et al.*, « Basic principles of magnetic resonance imaging☆ », *Prog. Cardiovasc. Dis.*, vol. 42, n° 2, p. 149-156, sept. 1999, doi: 10.1016/S0033-0620(99)70014-9.
- [9] Marie-Eve Picard et Pierre Bellec, « Imagerie par résonance magnétique ». [En ligne]. Disponible sur: <https://psy3018.github.io/irm.html>
- [10] Omega PDS MRI & CT Scan, « What is MRI Machine? How Does It Work? » [En ligne]. Disponible sur: <https://www.omegapds.com/what-is-mri-machine-how-does-it-work/>

- [11] M. Kocak, « Imagerie par résonance magnétique (IRM) », Le manuel MERCK. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.merckmanuals.com/fr-ca/accueil/sujets-particuliers/examens-d-imagerie-courants/imagerie-par-resonance-magnetique-irm>
- [12] P.-Y. Bondiau, « Processing and evaluation of image matching tools in radiotherapy », Univ. Sophia Antipolis., Nice, 2004. [En ligne]. Disponible sur: https://www.researchgate.net/publication/278633244_Implementation_and_evaluation_of_image_matching_tools_in_radiotherapy
- [13] <https://www.chumontreal.qc.ca/sites/default/files/2021-07/830-1-passer-une-irm-imagerie-par-resonance-magnetique.pdf>, « Passer une IRM ». [En ligne]. Disponible sur: <https://www.chumontreal.qc.ca/sites/default/files/2021-07/830-1-passer-une-irm-imagerie-par-resonance-magnetique.pdf>
- [14] Iowa Ortho, « Open MRI at Iowa Ortho ». [En ligne]. Disponible sur: <https://www.iowaortho.com/open-mri-at-iowa-ortho/>
- [15] Cleveland Clinic, « MRI (magnetic resonance imaging) ». [En ligne]. Disponible sur: <https://my.clevelandclinic.org/health/diagnostics/4876-magnetic-resonance-imaging-mri>
- [16] Children's hospital of Richmond at VCU, « Pediatric MRI: CHoR is home to Central Virginia's only dedicated pediatric 3 tesla (3T) MRI ». [En ligne]. Disponible sur: <https://www.chrichmond.org/services/radiology/what-to-expect-during-an-mri-scan>
- [17] S. T. Sorokan, A. L. Jefferies, et S. P. Miller, « L'imagerie du cerveau du nouveau-né à terme », *Paediatr. Child Health*, vol. 23, n° 5, p. 329-335, juill. 2018, doi: 10.1093/pch/pxy002.
- [18] M. J. Barkovich, D. Xu, R. S. Desikan, C. Williams, et A. J. Barkovich, « Pediatric neuro MRI: tricks to minimize sedation », *Pediatr. Radiol.*, vol. 48, n° 1, p. 50-55, janv. 2018, doi: 10.1007/s00247-017-3785-1.
- [19] A. Deistung, F. Schweser, et J. R. Reichenbach, « Overview of quantitative susceptibility mapping », *NMR Biomed.*, vol. 30, n° 4, p. e3569, avr. 2017, doi: 10.1002/nbm.3569.
- [20] T. Liu *et al.*, « Morphology enabled dipole inversion (MEDI) from a single-angle acquisition: Comparison with COSMOS in human brain imaging », *Magn. Reson. Med.*, vol. 66, n° 3, p. 777-783, sept. 2011, doi: 10.1002/mrm.22816.

- [21] VIARD Romain, « L'Imagerie Interventionnelle par Résonance Magnétique: Application en thérapie laser interstitielle pour le traitement des tumeurs hépatiques », Université des Sciences et Technologie de Lille-Lille I, 2007. [En ligne]. Disponible sur: <https://theses.hal.science/tel-00192916/>
- [22] F. Nageotte et S. Abdelaziz, « Robotique médicale - Contraintes, spécificités et défis », *Robotique*, janv. 2022, doi: 10.51257/a-v1-s7789.
- [23] M. Musa, S. Sengupta, et Y. Chen, « MRI-Compatible Soft Robotic Sensing Pad for Head Motion Detection », *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 7, n° 2, p. 3632-3639, avr. 2022, doi: 10.1109/LRA.2022.3147892.
- [24] H. Su *et al.*, « State of the Art and Future Opportunities in MRI-Guided Robot-Assisted Surgery and Interventions », *Proc. IEEE*, vol. 110, n° 7, p. 968-992, juill. 2022, doi: 10.1109/JPROC.2022.3169146.
- [25] Y. Lin, Y. Shi, J. Zhang, F. Wang, W. Wu, et H. Sun, « Design and Control of a Piezoelectric Actuated Prostate Intervention Robotic System », in *2020 17th International Conference on Ubiquitous Robots (UR)*, Kyoto, Japan: IEEE, juin 2020, p. 175-180. doi: 10.1109/UR49135.2020.9144768.
- [26] E. Knull, J. S. Bax, C. K. S. Park, D. Tessier, et A. Fenster, « Design and validation of an MRI-compatible mechatronic system for needle delivery to localized prostate cancer », *Med. Phys.*, vol. 48, n° 9, p. 5283-5299, sept. 2021, doi: 10.1002/mp.15050.
- [27] D. I. Mahcicek, K. D. Yildirim, G. Kasaci, et O. Kocaturk, « Preliminary Evaluation of Hydraulic Needle Delivery System for Magnetic Resonance Imaging-Guided Prostate Biopsy Procedures », *J. Med. Devices*, vol. 15, n° 4, p. 041002, déc. 2021, doi: 10.1115/1.4051610.
- [28] B. Zhao, Y. Fu, Y. Yang, P. Zhang, et Y. Hu, « Design and control of a MRI-compatible pneumatic needle puncture robot », *Comput. Assist. Surg.*, vol. 24, n° sup2, p. 87-93, oct. 2019, doi: 10.1080/24699322.2019.1649067.
- [29] W. Chu, K. Tran, et N. V. Tsekos, « Simulations of MRI Guided and Powered Ferric Applicators for Tetherless Delivery of Therapeutic Interventions », in *2022 12th International Conference on Bioscience, Biochemistry and Bioinformatics*, Tokyo Japan: ACM, janv. 2022, p. 29-37. doi: 10.1145/3510427.3510432.

- [30] M. Alqaoud *et al.*, « Multi-Modality Breast MRI Segmentation Using NNU-NET For Preoperative Planning Of Robotic Surgery Navigation », in *2022 Annual Modeling and Simulation Conference (ANNSIM)*, San Diego, CA, USA: IEEE, juill. 2022, p. 317-328. doi: 10.23919/ANNSIM55834.2022.9859361.
- [31] R. Odenbach, N. Thoma, H. Mattern, et M. Friebe, « Remotely controllable phantom rotation system for ultra-high field MRI to improve Cross Calibration », *Curr. Dir. Biomed. Eng.*, vol. 5, n° 1, p. 429-431, sept. 2019, doi: 10.1515/cdbme-2019-1570538325.
- [32] J. F. Schenck, « The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds », *Med. Phys.*, vol. 23, n° 6, p. 815-850, juin 1996, doi: 10.1118/1.597854.
- [33] Michael C. Steckner, « Current issues in MRI safety », in *In Advances in medical physics*, vol. 4, Cleveland, Ohio, USA: Medical Physics Publishing, 2012, p. 195-203. [En ligne]. Disponible sur: <https://medicalphysics.org/documents/2012AdvancesChapter11.pdf>
- [34] A. D. Elster, « “Safe” Metals ». [En ligne]. Disponible sur: <https://mriquestions.com/safe-metals.html>
- [35] M. U. Farooq et S. Y. Ko, « A Decade of MRI Compatible Robots: Systematic Review », *IEEE Trans. Robot.*, vol. 39, n° 2, p. 862-884, avr. 2023, doi: 10.1109/TRO.2022.3212626.
- [36] B. Yang, U.-X. Tan, A. B. McMillan, R. Gullapalli, et J. P. Desai, « Design and Control of a 1-DOF MRI-Compatible Pneumatically Actuated Robot With Long Transmission Lines », *IEEE/ASME Trans. Mechatron.*, vol. 16, n° 6, p. 1040-1048, déc. 2011, doi: 10.1109/TMECH.2010.2071393.
- [37] J. Tokuda *et al.*, « Preclinical evaluation of an MRI-compatible pneumatic robot for angulated needle placement in transperineal prostate interventions », *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.*, vol. 7, n° 6, p. 949-957, nov. 2012, doi: 10.1007/s11548-012-0750-1.
- [38] Weijian Shang, Hao Su, Gang Li, et G. S. Fischer, « Teleoperation system with hybrid pneumatic-piezoelectric actuation for MRI-guided needle insertion with haptic feedback », in *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Tokyo: IEEE, nov. 2013, p. 4092-4098. doi: 10.1109/IROS.2013.6696942.
- [39] D. Stoianovici, A. Patriciu, D. Petrisor, D. Mazilu, et L. Kavoussi, « A New Type of Motor:

Pneumatic Step Motor », *IEEEASME Trans. Mechatron.*, vol. 12, n° 1, p. 98-106, févr. 2007, doi: 10.1109/TMECH.2006.886258.

[40] B. L. Boland, S. Xu, B. Wood, et Z. T. H. Tse, « High Speed Pneumatic Stepper Motor for MRI Applications », *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 47, n° 3, p. 826-835, mars 2019, doi: 10.1007/s10439-018-02174-0.

[41] R. Odenbach, A. Guthrie, et M. Friebe, « Evaluation of MRI-compatible pneumatic muscle stepper motors », *Curr. Dir. Biomed. Eng.*, vol. 5, n° 1, p. 339-341, sept. 2019, doi: 10.1515/cdbme-2019-1570538319.

[42] P. Scarfe et E. Lindsay, « Air Muscle Actuated Low Cost Humanoid Hand », *Int. J. Adv. Robot. Syst.*, vol. 3, n° 2, p. 22, juin 2006, doi: 10.5772/5745.

[43] Z. Guo *et al.*, « Compact Design of a Hydraulic Driving Robot for Intraoperative MRI-Guided Bilateral Stereotactic Neurosurgery », *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 3, n° 3, p. 2515-2522, juill. 2018, doi: 10.1109/LRA.2018.2814637.

[44] Z. Dong *et al.*, « High-Performance Continuous Hydraulic Motor for MR Safe Robotic Teleoperation », *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 4, n° 2, p. 1964-1971, avr. 2019, doi: 10.1109/LRA.2019.2899189.

[45] P. Lambert, J. Szewczyk, et P. Renaud, « Actionneurs non conventionnels pour la robotique », *Robotique*, mai 2016, doi: 10.51257/a-v1-s7769.

[46] P. A. W. G. Carvalho, C. J. Nycz, K. Y. Gandomi, et G. S. Fischer, « Demonstration and Experimental Validation of Plastic-Encased Resonant Ultrasonic Piezoelectric Actuator for Magnetic Resonance Imaging-Guided Surgical Robots », *J. Eng. Sci. Med. Diagn. Ther.*, vol. 3, n° 1, p. 011002, févr. 2020, doi: 10.1115/1.4044609.

[47] N. A. Patel *et al.*, « An Integrated Robotic System for MRI-Guided Neuroablation: Preclinical Evaluation », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 67, n° 10, p. 2990-2999, oct. 2020, doi: 10.1109/TBME.2020.2974583.

[48] H. Su, G. Li, D. C. Rucker, R. J. Webster Iii, et G. S. Fischer, « A Concentric Tube Continuum Robot with Piezoelectric Actuation for MRI-Guided Closed-Loop Targeting », *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 44, n° 10, p. 2863-2873, oct. 2016, doi: 10.1007/s10439-016-1585-7.

- [49] H. Su *et al.*, « A MRI-guided concentric tube continuum robot with piezoelectric actuation: A feasibility study », in *2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, St Paul, MN, USA: IEEE, mai 2012, p. 1939-1945. doi: 10.1109/ICRA.2012.6224550.
- [50] N. A. Patel *et al.*, « System Integration and Preliminary Clinical Evaluation of a Robotic System for MRI-Guided Transperineal Prostate Biopsy », *J. Med. Robot. Res.*, vol. 04, n° 02, p. 1950001, juin 2019, doi: 10.1142/S2424905X19500016.
- [51] W. Meinhold, D. E. Martinez, J. Oshinski, A.-P. Hu, et J. Ueda, « A Direct Drive Parallel Plane Piezoelectric Needle Positioning Robot for MRI Guided Intraspinal Injection », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 68, n° 3, p. 807-814, mars 2021, doi: 10.1109/TBME.2020.3020926.
- [52] T. Zhang, Y. Wen, et Y.-H. Liu, « Developing a Parallel Robot for MRI-Guided Breast Intervention », *IEEE Trans. Med. Robot. Bionics*, vol. 2, n° 1, p. 17-27, févr. 2020, doi: 10.1109/TMRB.2019.2957566.
- [53] A. Issatayeva, A. Amantayeva, W. Blanc, D. Tosi, et C. Molardi, « Design and analysis of a fiber-optic sensing system for shape reconstruction of a minimally invasive surgical needle », *Sci. Rep.*, vol. 11, n° 1, p. 8609, avr. 2021, doi: 10.1038/s41598-021-88117-7.
- [54] M. Abayazid, M. Kemp, et S. Misra, « 3D flexible needle steering in soft-tissue phantoms using Fiber Bragg Grating sensors », in *2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Karlsruhe, Germany: IEEE, mai 2013, p. 5843-5849. doi: 10.1109/ICRA.2013.6631418.
- [55] P. Saccomandi *et al.*, « An MR-compatible force sensor based on FBG technology for biomedical application », in *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Chicago, IL: IEEE, août 2014, p. 5731-5734. doi: 10.1109/EMBC.2014.6944929.
- [56] S. Elayaperumal, J. H. Bae, B. L. Daniel, et M. R. Cutkosky, « Detection of membrane puncture with haptic feedback using a tip-force sensing needle », in *2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Chicago, IL, USA: IEEE, sept. 2014, p. 3975-3981. doi: 10.1109/IROS.2014.6943121.
- [57] Y.-L. Park *et al.*, « Real-Time Estimation of 3-D Needle Shape and Deflection for MRI-Guided Interventions », *IEEEASME Trans. Mechatron.*, p. 5607309, déc. 2010, doi:

10.1109/TMECH.2010.2080360.

- [58] R. Seifabadi, E. E. Gomez, F. Aalamifar, G. Fichtinger, et I. Iordachita, « Real-time tracking of a bevel-tip needle with varying insertion depth: Toward teleoperated MRI-guided needle steering », in *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Tokyo: IEEE, nov. 2013, p. 469-476. doi: 10.1109/IROS.2013.6696393.
- [59] R. J. Roesthuis, M. Kemp, J. J. Van Den Dobbelsteen, et S. Misra, « Three-Dimensional Needle Shape Reconstruction Using an Array of Fiber Bragg Grating Sensors », *IEEEASME Trans. Mechatron.*, vol. 19, n° 4, p. 1115-1126, août 2014, doi: 10.1109/TMECH.2013.2269836.
- [60] S. Huang *et al.*, « MRI-guided robot intervention—current state-of-the-art and new challenges », *Med-X*, vol. 1, n° 1, p. 4, juill. 2023, doi: 10.1007/s44258-023-00003-1.
- [61] 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 », *Commun. Eng.*, vol. 1, n° 1, p. 4, mai 2022, doi: 10.1038/s44172-022-00001-y.
- [62] G. Fang *et al.*, « Soft robotic manipulator for intraoperative MRI-guided transoral laser microsurgery », *Sci. Robot.*, vol. 6, n° 57, p. eabg5575, août 2021, doi: 10.1126/scirobotics.abg5575.
- [63] PEPPERL+FUCHS, « Détecteurs ultrasoniques pour mesurer la position du piston sur les machines et les équipements mobiles ». [En ligne]. Disponible sur: <https://www.pepperl-fuchs.com/france/fr/33067.htm>
- [64] A. Hamed, K. Masamune, Z. T. H. Tse, M. Lamperth, et T. Dohi, « Magnetic resonance imaging-compatible tactile sensing device based on a piezoelectric array », *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, vol. 226, n° 7, p. 565-575, juill. 2012, doi: 10.1177/0954411912444213.
- [65] Y. Kurita, F. Sugihara, J. Ueda, et T. Ogasawara, « Piezoelectric Tweezer-Type End Effector With Force- and Displacement-Sensing Capability », *IEEEASME Trans. Mechatron.*, vol. 17, n° 6, p. 1039-1048, déc. 2012, doi: 10.1109/TMECH.2011.2157830.
- [66] T. McPherson et J. Ueda, « A Force and Displacement Self-Sensing Piezoelectric MRI-Compatible Tweezer End Effector With an On-Site Calibration Procedure », *IEEEASME Trans. Mechatron.*, vol. 19, n° 2, p. 755-764, avr. 2014, doi: 10.1109/TMECH.2013.2257827.

- [67] T. Kleckers, « Comment fonctionne un capteur de force piézoélectrique ? » [En ligne]. Disponible sur: <https://www.hbm.com/fr/7318/comment-fonctionne-un-capteur-de-force-piezoelectrique/>
- [68] P. Vartholomeos, L. Qin, et P. E. Dupont, « MRI-powered actuators for robotic interventions », in *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, San Francisco, CA: IEEE, sept. 2011, p. 4508-4515. doi: 10.1109/IROS.2011.6094962.
- [69] O. Felfoul, A. Becker, C. Bergeles, et P. E. Dupont, « Achieving Commutation Control of an MRI-Powered Robot Actuator », *IEEE Trans. Robot.*, vol. 31, n° 2, p. 387-399, avr. 2015, doi: 10.1109/TRO.2015.2407795.
- [70] K. F. Stupic *et al.*, « A standard system phantom for magnetic resonance imaging », *Magn. Reson. Med.*, vol. 86, n° 3, p. 1194-1211, sept. 2021, doi: 10.1002/mrm.28779.
- [71] I. Drobnjak, P. Neher, C. Poupon, et T. Sarwar, « Physical and digital phantoms for validating tractography and assessing artifacts », *NeuroImage*, vol. 245, p. 118704, déc. 2021, doi: 10.1016/j.neuroimage.2021.118704.
- [72] Y. Lou, W. Zhou, T. P. Matthews, C. M. Appleton, et M. A. Anastasio, « Generation of anatomically realistic numerical phantoms for photoacoustic and ultrasonic breast imaging », *J. Biomed. Opt.*, vol. 22, n° 4, p. 041015, janv. 2017, doi: 10.1117/1.JBO.22.4.041015.
- [73] B. Alfano *et al.*, « An MRI digital brain phantom for validation of segmentation methods », *Med. Image Anal.*, vol. 15, n° 3, p. 329-339, juin 2011, doi: 10.1016/j.media.2011.01.004.
- [74] W. X. Er, W. J. Lim, Y. Dwihapsari, M. N. A. Awang, et A. N. Yusoff, « Signal-to-noise ratio uniformity and stability of agar gel phantom with iron (III) oxide as relaxation modifier », *Beni-Suef Univ. J. Basic Appl. Sci.*, vol. 10, n° 1, p. 84, déc. 2021, doi: 10.1186/s43088-021-00173-0.
- [75] G. McIlvain, E. Ganji, C. Cooper, M. L. Killian, B. A. Ogunnaïke, et C. L. Johnson, « Reliable preparation of agarose phantoms for use in quantitative magnetic resonance elastography », *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 97, p. 65-73, sept. 2019, doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.05.001.
- [76] E. Olsson, R. Wirestam, et E. Lind, « MRI-Based Quantification of Magnetic Susceptibility in Gel Phantoms: Assessment of Measurement and Calculation Accuracy », *Radiol. Res. Pract.*,

vol. 2018, p. 1-13, juill. 2018, doi: 10.1155/2018/6709525.

[77] K. Deh *et al.*, « Multicenter reproducibility of quantitative susceptibility mapping in a gadolinium phantom using MEDI+0 automatic zero referencing », *Magn. Reson. Med.*, vol. 81, n° 2, p. 1229-1236, févr. 2019, doi: 10.1002/mrm.27410.

[78] S. Oshima *et al.*, « Brain MRI with Quantitative Susceptibility Mapping: Relationship to CT Attenuation Values », *Radiology*, vol. 294, n° 3, p. 600-609, mars 2020, doi: 10.1148/radiol.2019182934.

[79] E. Gustavo Cuña *et al.*, « Simulated and experimental phantom data for multi-center quality assurance of quantitative susceptibility maps at 3 T, 7 T and 9.4 T », *Phys. Med.*, vol. 110, p. 102590, juin 2023, doi: 10.1016/j.ejmp.2023.102590.

[80] K. E. Keenan *et al.*, « Quantitative magnetic resonance imaging phantoms: A review and the need for a system phantom », *Magn. Reson. Med.*, vol. 79, n° 1, p. 48-61, janv. 2018, doi: 10.1002/mrm.26982.

[81] C. Ianniello *et al.*, « Synthesized tissue-equivalent dielectric phantoms using salt and polyvinylpyrrolidone solutions », *Magn. Reson. Med.*, vol. 80, n° 1, p. 413-419, juill. 2018, doi: 10.1002/mrm.27005.

[82] G. Menikou et C. Damianou, « Acoustic and thermal characterization of agar based phantoms used for evaluating focused ultrasound exposures », *J. Ther. Ultrasound*, vol. 5, n° 1, p. 14, déc. 2017, doi: 10.1186/s40349-017-0093-z.

[83] Y. Uchida, H. Kan, K. Sakurai, K. Oishi, et N. Matsukawa, « Quantitative susceptibility mapping as an imaging biomarker for Alzheimer's disease: The expectations and limitations », *Front. Neurosci.*, vol. 16, p. 938092, août 2022, doi: 10.3389/fnins.2022.938092.

[84] N. Hobson *et al.*, « Phantom validation of quantitative susceptibility and dynamic contrast-enhanced permeability MR sequences across instruments and sites », *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 51, n° 4, p. 1192-1199, avr. 2020, doi: 10.1002/jmri.26927.

[85] N. Hungr, J. Long, V. Beix, et J. Troccaz, « A realistic deformable prostate phantom for multimodal imaging and needle-insertion procedures », *Med. Phys.*, vol. 39, n° 4, p. 2031-2041, avr. 2012, doi: 10.1118/1.3692179.

- [86] K. T. Ulrich et S. D. Eppinger, *Product design and development*, 6e éd. McGraw-Hill Education, 2016.
- [87] G. Pocock, C. D. Richards, D. A. Richards, J.-P. Richalet, et H. Vandewalle, *Physiologie humaine et physiopathologie: les fondements de la médecine*. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson, 2019.
- [88] Siemens Healthineers, « 32-Channel Head Coil ». Consulté le: 12 octobre 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.siemens-healthineers.com/magnetic-resonance-imaging/options-and-upgrades/coils/32-channel-head-coil>
- [89] Siemens Healthineers, « MAGNETOM Prisma ». [En ligne]. Disponible sur: <https://www.siemens-healthineers.com/fr/magnetic-resonance-imaging/3t-mri-scanner/magnetom-prisma>
- [90] The imaging solutions company, « MEDVAC Infant Immobilizer ». [En ligne]. Disponible sur: <https://shop.mxr imaging.com/med-vac-medvac-infant-immobilizer.html>
- [91] World Health Organisation, « Weight-for-age BOYS ». [En ligne]. Disponible sur: https://cdn.who.int/media/docs/default-source/child-growth/child-growth-standards/indicators/weight-for-age/wfa-boys-0-13-zscores.pdf?sfvrsn=9522e0d2_11
- [92] Charles Renouvier PRADES, « Chaîne d'action pneumatique ». [En ligne]. Disponible sur: <https://bpmei-prades.com/cours/pneumatique/lessons/le-verin-pneumatique/>
- [93] Heschen, « Heschen Electrovanne pneumatique électrique 4V230-08C 12VDC PT1/4 5 voies 3 positions CE ». [En ligne]. Disponible sur: <https://www.amazon.fr/Heschen-électrique-pneumatique-Électrovanne-V230-08/dp/B0731BN355>
- [94] *How 5/3 Double Solenoid Valve Works | what is the difference between PHN, PAN & PRN*, (2 août 2020). [En ligne Vidéo]. Disponible sur: https://www.youtube.com/watch?v=4bLahdTUS_8
- [95] *Experiments with Position Control of Pneumatic Actuators*, (28 janvier 2019). [Vidéo Youtube]. Disponible sur: <https://www.youtube.com/watch?v=d7ErG5ecO2s>
- [96] *PID position control of pneumatic double acting cylinder | PID | Control systems*, (23 mai 2020). [En ligne Vidéo]. Disponible sur: https://www.youtube.com/watch?v=whpnL_nQ8MU

- [97] K. Aravind, R. B. Subramanian, V. S. S. Subramanian, V. Srivyassram, Y. Hayakawa, et S. R. Pandian, « An affordable build-your-own computer control system for electropneumatics education », in *2017 Conference on Information and Communication Technology (CICT)*, Gwalior, India: IEEE, nov. 2017, p. 1-6. doi: 10.1109/INFOCOMTECH.2017.8340618.
- [98] Vestil, « Pneumatic Scissor Lift Table ». [En ligne]. Disponible sur: <https://www.vestil.com/product.php?FID=300>
- [99] T. Rayna et L. Striukova, « From rapid prototyping to home fabrication: How 3D printing is changing business model innovation », *Technol. Forecast. Soc. Change*, vol. 102, p. 214-224, janv. 2016, doi: 10.1016/j.techfore.2015.07.023.
- [100] Dayaanee, « Dayaanee Lot de 4 petits cubes carrés en plastique acrylique transparent avec couvercle pour bonbons et petits bijoux 45 x 45 x 45 mm ». [En ligne]. Disponible sur: https://www.amazon.ca/dp/B09HNR1P27?ref=ppx_yo2ov_dt_b_product_details&th=1
- [101] Cadbibe, « Lot de 50 fioles en verre transparent de 4 ml avec bouchons à vis et bouchons en plastique, 1 petit flacon d'échantillon de liquide, fiole anti-fuite ». [En ligne]. Disponible sur: https://www.amazon.ca/dp/B0BKFQ85BL?ref=ppx_yo2ov_dt_b_product_details&th=1
- [102] S. Hwang et S.-K. Lee, « Efficient Experimental Design for Measuring Magnetic Susceptibility of Arbitrarily Shaped Materials by MRI », *Investig. Magn. Reson. Imaging*, vol. 22, n° 3, p. 141, 2018, doi: 10.13104/imri.2018.22.3.141.
- [103] Q. Duan *et al.*, « Characterization of a dielectric phantom for high-field magnetic resonance imaging applications », *Med. Phys.*, vol. 41, n° 10, p. 102303, oct. 2014, doi: 10.1118/1.4895823.
- [104] Tian Liu, Weiyu Xu, P. Spincemaille, A. S. Avestimehr, et Yi Wang, « Accuracy of the Morphology Enabled Dipole Inversion (MEDI) Algorithm for Quantitative Susceptibility Mapping in MRI », *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 31, n° 3, p. 816-824, mars 2012, doi: 10.1109/TMI.2011.2182523.

**ANNEXE A DEGRÉ DE COMPATIBILITÉ DES MATÉRIAUX POUR UNE UTILISATION EN IRM
SELON LE CRITÈRE DE NOTATION DE LA FDA**

Matériaux sécuritaires	Matériaux sécuritaires sous conditions	Matériaux non sécuritaires
PLA	Acier inoxydable	Fer
ABS	Laiton	Cobalt
Nylon	Titane	Nickel
Carbone	Alliage de cobalt et de chrome	Gadolinium
Verre	Cuivre	Acier
Bois	Or	Céramiques ferromagnétiques
Époxy	Argent	Néodymium
Acrylique	Aluminium	Acier inoxydable martensitique
Plexiglas	Platine	Aimants permanents
Silicone	Plomb	

ANNEXE B CODE ARDUINO DE L'ENCODEUR INCRÉMENTAL À FIBRES OPTIQUES

```
//Initialisation des variables

int laserPin1 = 2; // LASER1
int laserPin2 = 4; // LASER2
int laserPin3 = 7; // LASER3
int laserPin4 = 8; // LASER4
int laserPin5 = 12; // LASER5
int sensorPin1 = 1; //SENSOR1
int sensorPin2 = 2; //SENSOR2
int sensorPin3 = 3; //SENSOR3
int sensorPin4 = 4; //SENSOR4
int sensorPin5 = 5; //SENSOR5
int value1; //Valeur du sensor1
int value2; //Valeur du sensor2
int value3; //Valeur du sensor3
int value4; //Valeur du sensor4
int value5; //Valeur du sensor5
int v1; //Chiffre binaire du sensor 1
int v2; //Chiffre binaire du sensor 2
int v3; //Chiffre binaire du sensor 3
int v4; //Chiffre binaire du sensor 4
int v5; //Chiffre binaire du sensor 5

void setup() {
  // Mise en route des lasers
  pinMode(laserPin1, OUTPUT);
  pinMode(laserPin2, OUTPUT);
  pinMode(laserPin3, OUTPUT);
  pinMode(laserPin4, OUTPUT);
  pinMode(laserPin5, OUTPUT);
  // Communication Arduino/Ordinateur
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {
  // Laser ON
  digitalWrite(laserPin1, HIGH);
  digitalWrite(laserPin2, HIGH);
  digitalWrite(laserPin3, HIGH);
  digitalWrite(laserPin4, HIGH);
  digitalWrite(laserPin5, HIGH);
  // Récupérations des valeurs
  //des photorésistances
  value1 = analogRead(sensorPin1);
  value2 = analogRead(sensorPin2);
  value3 = analogRead(sensorPin3);
  value4 = analogRead(sensorPin4);
  value5 = analogRead(sensorPin5);
  // Conversion de la mesure
  //de luminosité en chiffre
  //binaire
  v1 = ConversionLuminositeBit(value1);
  v2 = ConversionLuminositeBit(value2);
  v3 = ConversionLuminositeBit(value3);
  v4 = ConversionLuminositeBit(value4);
  v5 = ConversionLuminositeBit(value5);

  // Affichage du chiffre binaire
  Serial.print(v5);
  Serial.print(v4);
  Serial.print(v3);
  Serial.print(v2);
  Serial.println(v1);
  delay(10);
}

int ConversionLuminositeBit(int valeur){
  int v;
  if (valeur < 900){
    v = 1; // on donne la valeur de 1 au digit si
           // le photoresistor capte de la lumière
  }
  else {
    v = 0; // on donne la valeur de 0 au digit si
           // le photoresistor ne capte pas de la
           // lumière
  }
}
```

ANNEXE C CODE ARDUINO DU SYSTÈME PNEUMATIQUE À CONTRÔLE PID

```
// Initialisation du capteur
#include <NewPing.h>
#define TRIGGER_PIN 9
#define ECHO_PIN 10
#define MAX_DISTANCE 20
NewPing sonar(TRIGGER_PIN, ECHO_PIN, MAX_DISTANCE);

// Initialisation des moteurs
#include <Servo.h>
Servo myservo1;
Servo myservo2;

// Variables pour la position
double crnt_pos = 0.0;
double trgt_pos = 0.0;
int i;
float pos = 0.0;
double init_pos = 0;

// Variables du PID
double error = 0.0;
double error_dt = 0.0;
double error_idt = 0.0;
float pid = 0.0;
float kp = 2.7;
float kd = 0.7;
float ki = 0.008;
double error_prv = 0.0;

// Variable du temps
float t_m1 = 0.0;
float t_0 = 0.0;
float time_mes;
float time;
float start_time;
int reach = 1;
float temp_prev = 0.0;
```

```
// Variables du servomoteur
int r_t = 20;

void setup() {
  Serial.begin(9600); // Communication
  myservo1.attach(3);
  myservo2.attach(11);
  myservo1.write(20);
  myservo2.write(20);
  pinMode(4, OUTPUT); // Relais 1
  pinMode(2, OUTPUT); // Relais 2
  digitalWrite(2, LOW);
  digitalWrite(4, LOW);
}

void reset()
{
  myservo1.write(20); // Vanne fermée
  myservo2.write(20); // Vanne fermée
  Serial.println(" INTERRRUPT ");
}

double cal_crnt_pos()
{
  time_mes = sonar.ping();
  crnt_pos = time_mes*0.5*0.0343;
  return (crnt_pos);
}

float crnt_time()
{
  time=float(millis()-start_time)/1000;
  return (time);
}

void loop(){
  // Vanne fermée
  myservo1.write(20);
  myservo2.write(20);
```

```

// Position désirée
trgt_pos = 10;
// position actuelle
crnt_pos = cal_crnt_pos();
// Position initiale
init_pos = crnt_pos;
// Erreur initiale
error = trgt_pos - crnt_pos;
// Temps initial
start_time = millis();
reach = 0;
while (reach == 0)
{
    for (i = abs(error); i >= 0; i = abs(error))
    {
        t_0 = crnt_time(); // temps actuel
        crnt_pos = cal_crnt_pos();
        // Boucle while qui prend compte les fausses
        mesures
        while (crnt_pos < 3)
        {
            delay(50);
            crnt_pos = sonar.ping_cm();
        }
        // Erreur actuelle
        error = trgt_pos - crnt_pos;
        // Calcul du paramètre dérivateur lié à
        l'erreur
        error_dt = (error - error_prv) / (t_0 - t_m1);
        // Initialisation de l'erreur précédente
        error_prv = error;
        // Calcul du paramètre intégrateur liée à
        l'erreur
        error_idt += error * (t_0 - t_m1);
        // Intialisation du temps précédent
        t_m1 = t_0;
        // Calcul du pid
        pid = (kp*error) + (ki*error_idt) + (kd*error_dt);
        // Erreur > 2 -> Piston recule
        if (error > 2)
        {

```

```

            digitalWrite(2, LOW);
            digitalWrite(4, HIGH);
        }
        // Erreur < -2 -> Piston avance
        else if (error < -2)
        {
            digitalWrite(2, HIGH);
            digitalWrite(4, LOW);
        }
        // -2 < Erreur < 2 -> Piston stoppe

        if (error = (abs(error) <= 1))
        {
            r_t = 20;
            digitalWrite(2, LOW);
            digitalWrite(4, LOW);
            reach = 0;
        }
        // Sinon
        else
        {
            // Actualisation de l'angle d'ouverture des
            vannes
            r_t = 80 - abs(pid);
        }
        if (r_t >= 80)
        {
            r_t = 80; // Vanne ouverte complètement
        }
        if (r_t <= 20)
        {
            r_t = 20; // Vanne fermée
        }
        myservo1.write(abs(r_t));
        myservo2.write(abs(r_t));
        delay(500);
        myservo1.write(20);
        myservo2.write(20);
    }
}
}

```

ANNEXE D CALCUL DE LA PRÉCISION RMSE SUR LE POSITIONNEMENT DU PISTON

Target (en cm)	Test 1	Test 2	Test 3	Test 4	Test 5	Moyenne par distance	Écart à la moyenne par distance 1	ECART 2	ECART 3	ECART 4	ECART 5	Écart mis au carré 1	ECART CARRE 2	ECART CARRE 3	ECART CARRE 4	ECART CARRE 5	Moyenne des écarts par distance		
5	4,03	5,03	4,64	5,64	4,24	4,716	0,97	0,03	0,36	0,64	0,76	0,9409	0,0009	0,1296	0,4096	0,5776	0,552		
6	5,75	5,23	5,15	5,67	6,45	5,65	0,25	0,77	0,85	0,33	0,45	0,0625	0,5929	0,7225	0,1089	0,2025	0,53		
7	6,71	7,37	6,89	7,38	7,32	7,134	0,29	0,37	0,11	0,38	0,32	0,0841	0,1369	0,0121	0,1444	0,1024	0,294		
8	8,97	8,72	8,42	7,03	7,97	8,222	0,97	0,72	0,42	0,97	0,03	0,9409	0,5184	0,1764	0,9409	0,0009	0,622		
9	9,72	9,89	9,55	8,67	8,13	9,192	0,72	0,89	0,55	0,33	0,87	0,5184	0,7921	0,3025	0,1089	0,7569	0,672		
10	10,89	10,73	10,82	10,53	9,39	10,472	0,89	0,73	0,82	0,53	0,61	0,7921	0,5329	0,6724	0,2809	0,3721	0,716		
11	10,96	11,54	10,57	11,87	10,53	11,094	0,04	0,54	0,43	0,87	0,47	0,0016	0,2916	0,1849	0,7569	0,2209	0,47		
12	11,16	12,32	12,43	12,59	11,46	11,992	0,84	0,32	0,43	0,59	0,54	0,7056	0,1024	0,1849	0,3481	0,2916	0,544		
13	12,4	12,67	13,51	12,08	12,01	12,534	0,6	0,33	0,51	0,92	0,99	0,36	0,1089	0,2601	0,8464	0,9801	0,67		
14	13,22	14,76	14,88	15,23	13,08	14,234	0,78	0,76	0,88	1,23	0,92	0,6084	0,5776	0,7744	1,5129	0,8464	0,914		
15	14,46	15,39	15,69	15,76	15,94	15,448	0,54	0,39	0,69	0,76	0,94	0,2916	0,1521	0,4761	0,5776	0,8836	0,664		
16	15,35	17,01	16,43	15,86	16,73	16,276	0,65	1,01	0,43	0,14	0,73	0,4225	1,0201	0,1849	0,0196	0,5329	0,592		
17	16,24	16,41	18,16	18,02	18,49	17,464	0,76	0,59	1,16	1,02	1,49	0,5776	0,3481	1,3456	1,0404	2,2201	1,004		
18	18,02	18,76	17,05	17,24	18,21	17,856	0,02	0,76	0,95	0,76	0,21	0,0004	0,5776	0,9025	0,5776	0,0441	0,54		
19	20,08	20,05	19,46	18,59	18,81	19,398	1,08	1,05	0,46	0,41	0,19	1,1664	1,1025	0,2116	0,1681	0,0361	0,638		
												Somme des écarts	7,473	6,855	6,5405	7,8412	8,0682		
												Diviser par 15	0,4982	0,457	0,436033333	0,522746667	0,53788		
												Mis à la racine	0,705832841	0,676017751	0,660328201	0,723012218	0,733403027		
												Écart type	0,006114034	0,023701056	0,039390606	0,02329341	0,033684219		
												Moyenne position RMSE	0,699718808						
												Moyenne des écarts types	0,025236665						

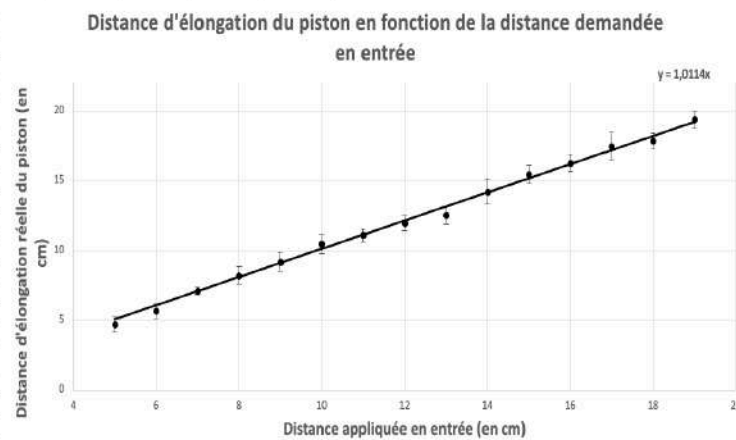
Distance d'élongation du piston en fonction de la distance demandée en entrée

Distance d'élongation réelle du piston (en cm)

Distance appliquée en entrée (en cm)

$y = 1,0114x$

Somme des écarts	7,473	6,855	6,5405	7,8412	8,0682
Diviser par 15	0,4982	0,457	0,436033333	0,522746667	0,53788
Mis à la racine	0,705832841	0,676017751	0,660328201	0,723012218	0,733403027
Écart type	0,006114034	0,023701056	0,039390606	0,02329341	0,033684219
Moyenne position RMSE	0,699718808				
Moyenne des écarts types	0,025236665				



ANNEXE E CALCUL DU TEMPS DE POSITIONNEMENT MOYEN DU PISTON

Distance (en cm)	TEST 1 (en sec)	TEST 2 (en sec)	TEST 3 (en sec)	TEST 4 (en sec)	TEST 5 (en sec)	Moyenne par distance	Ecart à la moyenne 1 par distance 1	ECART 2	ECART 3	ECART 4	ECART 5	Moyenne des écarts par distance
5	4,42	2,97	1,64	4,41	3,15	3,318	1,102	0,348	1,678	1,092	0,168	0,8776
6	2,3	4,34	2,49	3,54	3,17	3,168	0,868	1,172	0,678	0,372	0,002	0,6184
7	3,25	2,56	3,25	4,72	2,9	3,336	0,086	0,776	0,086	1,384	0,436	0,5536
8	3,44	4,67	3,23	2,28	2,43	3,21	0,23	1,46	0,02	0,93	0,78	0,684
9	4,1	1,97	4,52	2,86	3,07	3,304	0,796	1,334	1,216	0,444	0,234	0,8048
10	3,15	2,64	2,81	3,51	2,35	2,892	0,258	0,252	0,082	0,618	0,542	0,3504
11	1,57	3,05	2,87	3,32	1,92	2,546	0,976	0,504	0,324	0,774	0,626	0,6408
12	2,37	3,53	2,59	2,75	3,48	2,944	0,574	0,586	0,354	0,194	0,536	0,4488
13	2,55	2,91	2,97	1,56	2,42	2,482	0,068	0,428	0,488	0,922	0,062	0,3936
14	2,11	5,72	3,16	2,59	4,67	3,65	1,54	2,07	0,49	1,06	1,02	1,236
15	5,79	3,13	2,25	2,93	5,06	3,832	1,958	0,702	1,582	0,902	1,228	1,2744
16	2,02	2,86	3,34	3,04	2,31	2,714	0,694	0,146	0,626	0,326	0,404	0,4392
17	5,5	5,49	2,53	3,18	3,7	4,08	1,42	1,41	1,55	0,9	0,38	1,132
18	5,86	2,44	3,64	2,79	3,27	3,6	2,26	1,16	0,04	0,81	0,33	0,92
19	2,61	2,23	2,86	3,09	3,59	2,876	0,266	0,646	0,016	0,214	0,714	0,3712
Temps moyen par tests	3,40266667	3,36733333	2,94333333	3,10466667	3,166							
Moyenne globale	3,1968											
Écart à la moyenne	0,20586667	0,17053333	0,25346667	0,09213333	0,0308							
Écart global	0,15056											

Temps de positionnement moyen en fonction de la distance d'élongation du piston

Distance d'élongation du piston (en cm)	Temps de positionnement moyen (en secondes)
5	3.318
6	3.168
7	3.336
8	3.21
9	3.304
10	2.892
11	2.546
12	2.944
13	2.482
14	3.65
15	3.832
16	2.714
17	4.08
18	3.6
19	2.876

