



HAL
open science

Conception et réalisation d'un manipulateur robotique pour le guidage d'une sonde magnétique dédiée à l'administration de médicaments dans la cochlée

Manel Abbas

► **To cite this version:**

Manel Abbas. Conception et réalisation d'un manipulateur robotique pour le guidage d'une sonde magnétique dédiée à l'administration de médicaments dans la cochlée. Micro et nanotechnologies/Microélectronique. Université d'Orléans; Université de Sousse (Tunisie), 2022. Français. NNT : 2022ORLE1065 . tel-04472730

HAL Id: tel-04472730

<https://theses.hal.science/tel-04472730>

Submitted on 22 Feb 2024

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

ÉCOLE DOCTORALE
MATHÉMATIQUES, INFORMATIQUE, PHYSIQUE THÉORIQUE ET
INGÉNIERIE DES SYSTÈMES
LABORATOIRE PRISME / LABORATOIRE NOCCS

THÈSE EN COTUTELLE INTERNATIONALE présentée par :

Manel ABBES

soutenue le : **16 décembre 2022**

pour obtenir le grade de : **Docteur des Universités d'Orléans et de Sousse**

Discipline/Spécialité : **Sciences et Technologies Industrielles**

**Conception et réalisation d'un manipulateur robotique
pour le guidage d'une sonde magnétique dédiée à
l'administration de médicaments dans la cochlée**

THÈSE dirigée par :

M. Gérard POISSON
M. Hassen MEKKI

Professeur des universités, Université d'Orléans
Professeur des universités, Université de Sousse

RAPPORTEURS :

M. Damien CHABLAT
M. Kais BOUZRARA

Directeur de recherche CNRS, LS2N Nantes
Professeur des universités, Université de Monastir

JURY :

M. Abderraouf BENALI

Président, Professeur des universités,
Université de Versailles-Saint Quentin

M. Gérard POISSON
M. Hassen MEKKI

Co-directeur, Professeur des universités, Université d'Orléans
Co-directeur, Professeur des universités, Université de Sousse

M. Karim BELHARET
M. Kais BOUZRARA

Co-encadrant, Enseignant-Chercheur HDR, Junia Châteauroux
Professeur des universités, Université de Monastir

M. Damien CHABLAT
M. Ali DOUIK

Directeur de recherche CNRS, LS2N Nantes
Professeur des universités, Université de Sousse

M. Khaled NOURI

Professeur des universités, Université de Carthage

M. Pierre VIEYRES

Professeur des universités, Université d'Orléans

Remerciements

Mes remerciements vont aux membres du jury, et en premier lieu aux rapporteurs. Merci à Damien CHABLAT, Directeur de Recherche CNRS, pour son expertise et ses conseils avisés et au Professeur Kais BOUZRARA pour ses remarques pertinentes.

Je tiens à remercier sincèrement le Professeur Abderraouf BENALI pour avoir présidé ce Jury. Merci également aux Professeurs Khaled NOURI et Ali DOUIK pour leurs remarques pertinentes et pour avoir fait le déplacement depuis la Tunisie. Un immense merci au Professeur Pierre VIEYRES, directeur de l'IUT de Bourges, d'avoir participé à mon jury mais aussi pour son implication pour me permettre de finir ma thèse dans les meilleurs délais.

Il est maintenant temps d'adresser mes sincères remerciements à Gérard POISSON, Professeur, directeur de ma thèse, sans qui ce travail n'aurait pas vu le jour. Merci pour tes judicieux conseils aussi bien dans le cadre de nos activités de recherche que d'enseignement. Merci également de m'avoir fait confiance, de m'avoir accompagnée tout au long de ce travail afin que tout se passe au mieux. J'exprime également mon immense gratitude au Professeur Hassen MEKKI, co-directeur de ma thèse. Merci pour ta disponibilité, tes conseils et tes avis. Merci à vous de m'avoir permis de pouvoir présenter mes travaux dans de nombreuses conférences tout autour du monde.

Je tiens également à sincèrement remercier Karim BELHARET, et aussi sans oublier Mouna SOUISSI, enseignants-chercheurs, co-encadrants de ma thèse, pour leurs efforts appréciés, leurs conseils et leurs propositions de corrections et d'amélioration de mon travail.

Une partie de ce travail s'étant déroulée à l'IUT de Bourges, je tiens à remercier Dominique COURILLEAU, chef du Département GMP, pour avoir permis que cette fin de thèse se déroule dans de bonnes conditions. Je tiens également à remercier tous les collègues, pour leurs précieuses aides et l'intérêt qu'ils ont porté à mon travail. J'en profite aussi pour remercier Martial pour prêt ordi J-1.

Je tiens également à remercier tous les doctorants ou post-doctorants que j'ai pu côtoyer durant ma thèse, aussi bien à Châteauroux qu'à Orléans. Merci en particulier à Walid, Azaddien, Ahmed, Meziane et Hussein. Merci à Sébastien pour ses nombreux conseils. Sans oublier Pauline, à qui j'adresse ici ma profonde reconnaissance. Merci pour tes messages et ton aide.

Merci à Léo pour ses conseils, ses relectures mais aussi pour les fous rires avec Soufiane. Merci pour les discussions sans début ni fin, Soufiane. Merci aussi à Nadia pour ses encouragements et pour avoir fait le déplacement.

Je souhaite enfin remercier mes parents (Kaouther et Lotfi) pour leur soutien, leur amour inconditionnel, leurs précieux conseils et leur présence indispensable durant mes années de thèse. Je remercie également mes deux sœurs (Nour et Nada), mon frère (Sousou) pour leurs encouragements. Une pensée toute particulière à mes adorables neveux Jed et Iyes, vos sourires me comblent de joie. Merci Mariela pour son accompagnement durant mon doctorat (through blood, sweat and tears). Merci de m'avoir supportée (Gracias).

Table des matières

Table des matières	iii
Liste des figures	vii
Liste des tableaux	1
Contexte et objectifs	3
1 État de l’art	7
1.1 Introduction	8
1.2 Anatomie de la cochlée	10
1.3 Les traitements de la cochlée	13
1.3.1 Techniques d’administration ciblée de médicaments	13
1.3.2 De l’utilisation des nanoparticules	16
1.4 Architectures cinématiques de robots pour porter l’effecteur magnétique	20
1.4.1 Cinématiques à structure sérielle à 6 DDL	21
1.4.2 Cinématiques à centre de rotation déporté	24
1.4.2.1 Les RCM par parallélogramme	24
1.4.2.2 Pour les robots d’échographie : un RCM par rotation d’axes concourants	25
1.4.2.3 Les RCM par guidage sur arc circulaire	27
1.4.3 Cinématiques à structure parallèle	29
1.5 Conclusion	32
2 L’effecteur magnétique à quatre aimants permanents	35
2.1 Introduction	36
2.2 L’actionnement magnétique de particules	36
2.2.1 Les systèmes d’actionnement électromagnétique	37
2.2.2 Les systèmes d’actionnement à aimants permanents	38
2.2.3 Synthèse concernant l’actionnement magnétique	39
2.3 Dynamique d’une particule magnétique	40
2.3.1 Modélisation de la dynamique d’une particule magnétique	40
2.3.1.1 L’expression du champ magnétique	41
2.3.1.2 La force magnétique appliquée à la particule	42

2.3.1.3	La force hydrodynamique appliquée à la particule	43
2.3.1.4	La force gravitationnelle	45
2.3.1.5	Le modèle dynamique de la particule	46
2.3.2	Modélisation analytique du champ magnétique créé par un ensemble d'aimants	46
2.4	L'effecteur à deux aimants permanents	51
2.5	L'effecteur à quatre aimants permanents	55
2.6	Expérimentations pour la validation du principe de fonctionnement de l'effecteur à quatre aimants permanents	59
2.6.1	Montage expérimental et matériels utilisés	60
2.6.2	Déroulé des expérimentations avec l'effecteur magnétique	63
2.6.2.1	Opérations de tirer/pousser dans des canaux rectilignes	63
2.6.2.2	Opérations de tirer/pousser dans la cochlée hélicoïdale en verre	64
2.6.3	Résultats et analyses des résultats	66
2.6.3.1	Analyse 1 : tirer/pousser dans le canal en position centrale	66
2.6.3.2	Analyse 2 : tirer/pousser dans le canal en position décalée	67
2.6.3.3	Analyse 3 : tirer/pousser dans la cochlée hélicoïdale en verre	69
2.7	Conclusion	72
3	Analyse de deux approches robotiques pour le positionnement de l'effecteur magnétique	75
3.1	Introduction	76
3.2	Contraintes anatomiques et cliniques dues à l'intervention sur la cochlée	77
3.3	Contraintes cinématiques imposées par le fonctionnement de l'effecteur magnétique	78
3.4	Faisabilité de la solution utilisant un robot industriel	81
3.4.1	La cellule robotique sur Roboguide	81
3.4.1.1	Le logiciel Roboguide	81
3.4.1.2	Le robot LR Mate 200iD de Fanuc	82
3.4.1.3	Le patient virtuel	83
3.4.2	Simulation de la procédure de guidage de particules dans la cochlée sous Roboguide	83
3.4.3	Résultats et limitations quant à l'utilisation d'un robot industriel	85
3.5	Conception et réalisation d'un premier prototype dédié à la validation du concept de robot porte-effecteur magnétique	88
3.5.1	Conception mécanique du premier prototype de robot porte-effecteur magnétique	89
3.5.2	Modélisation géométrique du premier prototype de robot porte-effecteur magnétique	92
3.5.3	Intégration mécatronique et réalisation du premier prototype de robot porte-effecteur magnétique	95
3.6	Conclusion	102
4	Prototype de robot porte-effecteur magnétique à 5 DDL à structure hybride : conception, réalisation, validation	105
4.1	Introduction	106
4.2	Conception du second prototype de robot porte-effecteur magnétique	107
4.2.1	Des besoins médicaux aux spécifications fonctionnelles du robot	107

4.2.2	Architecture cinématique du robot porte-effecteur	110
4.2.2.1	Architecture cinématique du porteur	111
4.2.2.2	Architecture cinématique du positionneur fin	112
4.3	Modélisation géométrique du porte-effecteur à 5 DDL	113
4.3.1	Écriture du MGD du robot à 5 DDL :	114
4.3.2	Écriture du MGI du robot à 5 DDL :	118
4.3.2.1	Obtention des paramètres articulaires de la partie sérielle	118
4.3.2.2	Obtention des paramètres articulaires de la partie parallèle	119
4.4	Intégration mécatronique du porte-effecteur à 5 DDL	120
4.4.1	Solutions technologiques retenues pour les différentes articulations	120
4.4.1.1	Technologie du porteur à 2 DDL	120
4.4.1.2	Technologie du positionneur à 3 DDL à structure parallèle	122
4.4.1.3	Espace de travail accessible du positionneur à 3 DDL à structure parallèle	123
4.4.2	De conception à fabrication des éléments du robot	124
4.4.2.1	Fabrication du porteur à 2 DDL	125
4.4.2.2	Fabrication du positionneur à structure Delta	125
4.4.3	Motorisation et commande du prototype à 5 DDL	128
4.4.3.1	La motorisation	128
4.4.3.2	L'architecture de commande	131
4.5	Simulations et tests sur le prototype réel	133
4.5.1	Simulations dynamiques sur <i>SimscapeMultibody</i>	133
4.5.2	Utilisation du prototype réel et capture de mouvement	135
4.5.2.1	Les deux mouvements du porteur	136
4.5.2.2	Les mouvements du positionneur à structure parallèle	141
4.6	Conclusion	142
Conclusions et perspectives		145
Liste des publications de l'auteure		153
Bibliographie		155
A Modèle géométrique direct du porte-effecteur à 5 DDL		163
A.1	Rappels sur les modèles géométriques direct et inverse	163
A.2	Obtention du modèle géométrique direct de la structure Delta par une approche analytique	165
A.3	Obtention du modèle géométrique direct du Delta par une approche géométrique	171
A.3.1	Expression du modèle géométrique direct de la structure Delta	171
A.3.2	Les coordonnées du point de Lagrange L_2 dans R_1	174
A.3.3	Transformation de R_1 vers R_0	175
A.3.4	Écriture du MGD du robot à 5 DDL :	176
B Modèle géométrique inverse du porte-effecteur à 5 DDL		177
B.1	Obtention du modèle géométrique inverse par une approche analytique du robot à 5 DDL	178
B.1.1	Obtention des paramètres articulaires de la partie sérielle	178

B.1.2	Obtention des paramètres articulaires de la partie parallèle	178
B.1.3	Le modèle géométrique inverse de la structure parallèle	179
B.2	Obtention du modèle géométrique inverse par une approche géométrique du robot Delta	180
C	Modèles cinématiques du robot porte-effecteur à 5 DDL	185
C.1	Modélisation cinématique directe (MCD)	185
C.2	Modélisation cinématique inverse (MCI)	189
D	Modélisation quasi-statique du robot porte-effecteur à 5 DDL	193
D.1	Le modèle statique de la structure Delta	194
D.2	Le modèle dynamique de la structure sérielle	197

Liste des figures

1.1	Le processus d'administration ciblée de médicaments dans la cochlée via guidage de nanoparticules magnétiques	9
1.2	L'oreille humaine : oreille externe, oreille moyenne et oreille interne	10
1.3	L'enroulement du canal spiral d'une cochlée droite	11
1.4	Labyrinthe osseux : orientation des deux cochlée chez l'humain	11
1.5	Labyrinthe membraneux : RV : Rampe Vestibulaire (fenêtre ovale), CC : Canal Cochléaire et RT : Rampe Typanique (fenêtre ronde)	12
1.6	Communication des liquides lymphatique et céphalo-rachidien dans l'aqueduc . .	12
1.7	L'accès à l'oreille interne à partir de la paroi médiale : fenêtres (oreille moyenne)	13
1.8	Administration intratympanique d'agents thérapeutiques dans l'oreille interne . .	14
1.9	Administration intracochléaire d'agents thérapeutiques dans l'oreille interne . . .	15
1.10	Administration avec un hydrogel d'agents thérapeutiques dans l'oreille interne . .	16
1.11	Le prototype OctoMag à huit électroaimants. Chaque électroaimant mesure 210 mm de long et 62 mm de diamètre [Kummer <i>et al.</i> , 2010]	17
1.12	L'aimant de l'actionneur magnétisé axialement (a) est utilisé pour contrôler sans fil un endoscope à capsule (b), qui est montré en lévitation dans un réservoir rempli d'eau (c) à l'aide d'un robot manipulateur à 6 DDL et d'un système de localisation par vision [Mahoney et Abbott, 2014]	18
1.13	L'actionneur magnétique à deux aimants permanents de Shapiro [Shapiro <i>et al.</i> , 2010]	19
1.14	Prototype de l'actionneur/effecteur magnétique à deux aimants permanents développé à Prisme [Amokrane <i>et al.</i> , 2017a].	19
1.15	Système robotique pour la SMT proposé par Lancaster et al. [Lancaster <i>et al.</i> , 2004]	21
1.16	Robot Kuka porte sonde pour la stimulation transcrânienne [Ruohonen, 1998] . .	22
1.17	Robot KineMedic utilisé pour des applications médicales, <i>Institute of Robotics and Mechatronics (DLR)</i>	23
1.18	Robot Capsar utilisé en chirurgie osseuse et articulaire, <i>Ortomaquet</i>	23
1.19	Le robot Da Vinci	24
1.20	Système robotique à RCM pour le guidage du placement des électrodes de stimulation cérébrale profonde sous IRM	25
1.21	Le robot porte-sonde Otelo2 pour la télé-échographie	26
1.22	Robot de Vitrectomie Oculaire avec mécanisme de guidage sur demi-arc de cercle [Guerrouad et Vidal, 1989]	27

1.23	Prototype pour la SMT assistée par ordinateur au laboratoire BioMag [Ruohonen, 1998]	28
1.24	Robot de neurochirurgie stéréotaxique sous IRM [Masamune <i>et al.</i> , 1995]	29
1.25	Robot de diagnostic échographique téléopéré à distance [Mitsubishi <i>et al.</i> , 2001]	29
1.26	Robot dédié à la stimulation magnétique transcrânienne [Lebossé <i>et al.</i> , 2008]	30
1.27	La plateforme parallèle de Gough-Stewart [Provost <i>et al.</i> , 2018]	31
1.28	Le micromanipulateur de Jensen, utilisé en chirurgie ophtalmologique [Jensen <i>et al.</i> , 1997]	31
1.29	Le robot parallèle de type Delta [Clavel, 1987]	32
1.30	Le robot parallèle de type Delta SurgiScope, en salle d'opération	33
2.1	Image d'aimants permanents, ici de forme cylindrique et parallélépipédique	39
2.2	Image de bobines magnétiques, ici de forme cylindrique	40
2.3	Déplacement d'une particule dans un canal : a) suivant le sens de l'écoulement, b) suivant le sens inverse de l'écoulement.	43
2.4	Représentation paramétrique d'un aimant parallélépipédique	47
2.5	Configuration de l'effecteur à deux aimants permanents	52
2.6	Le prototype de l'effecteur à deux aimants permanents	53
2.7	Les vecteurs de forces magnétiques générées par l'effecteur à deux aimants permanents dont les dimensions sont 60 cm, 30 cm et 15 cm : (a) plan xz, (b) plan yz	54
2.8	Champ magnétique généré par l'effecteur magnétique à 2 aimants permanents	55
2.9	Représentation CAO de l'effecteur magnétique à quatre aimants permanents	56
2.10	Configuration de l'effecteur à quatre aimants permanents	57
2.11	L'effecteur à quatre aimants permanents réalisé par fabrication additive	58
2.12	Les vecteurs de forces magnétiques générées par l'effecteur à 4 aimants permanents dont les dimensions sont 60 cm, 30 cm et 15 cm : (a) plan xz, (b) plan yz	59
2.13	Isolignes de l'intensité de la force magnétique autour du point de convergence avec la direction de la force magnétique : (a) plan xz du système à deux aimants permanents, (b) plan yz du système à deux aimants permanents, (c) plan xz du système à quatre aimants permanents, (d) plan yz du système à quatre aimants permanents.	60
2.14	Trajectoire segmentée de la particule dans le canal cochléaire	61
2.15	Le robot <i>Fanuc LR Mate 200iD</i>	61
2.16	Les microscopes TIMM, de chez <i>SPIGmbh</i>	63
2.17	Le montage expérimental de guidage des particules magnétiques dans des puces microfluidiques	64
2.18	Puce microfluidique à 3 canaux rectilignes	65
2.19	Cochlée fac-similé en verre	66
2.20	Validation de l'opération de pousser une particule magnétique dans le canal central. a) La position de la particule à l'extrémité haute du canal, b) Une position intermédiaire de la particule lors de son mouvement dans le canal, c) La position finale de la particule poussée jusqu'à l'extrémité basse du canal central. Les vecteurs des forces magnétiques ont été superposés sur les photos pour faire paraître la position du point d'équilibre L_2	67

2.21	Validation de l'opération de tirer une particule magnétique dans le canal central. a) La position de la particule à l'extrémité basse du canal, b) Une position intermédiaire de la particule lors de son mouvement dans le canal, c) La position finale de la particule tirée jusqu'à l'extrémité haute du canal central. Les vecteurs des forces magnétiques ont été superposés sur les photos pour faire paraître la position du point d'équilibre L_2	68
2.22	Validation de l'opération Pousser une particule magnétique dans le canal de droite, tout en maintenant l'axe de l'effecteur suivant le canal central. a) La position de la particule à l'extrémité haute du canal, b) Une position intermédiaire de la particule lors de son mouvement dans le canal, c) La position finale de la particule poussée jusqu'à l'extrémité basse du canal de droite. Les vecteurs des forces magnétiques ont été superposés sur les photos pour faire paraître la position du point d'équilibre L_2	69
2.23	Validation de l'opération de tirer une particule magnétique dans le canal de droite, tout en maintenant l'axe de l'effecteur suivant le canal central. a) La position de la particule à l'extrémité basse du canal, b) Une position intermédiaire de la particule lors de son mouvement dans le canal, c) La position finale de la particule tirée jusqu'à l'extrémité haute du canal de droite. Les vecteurs des forces magnétiques ont été superposés sur les photos pour faire paraître la position du point d'équilibre L_2	70
2.24	Validation de l'opération de guidage d'une microparticule dans une cochlée artificielle remplie d'un fluide visqueux (mélange de glycérine et d'eau). Les huit positions P_i ($i \in [1; 8]$) illustrent le déplacement de la microparticule lors de son guidage depuis l'enroulement basal de la cochlée jusqu'à son apex En vert : l'effecteur pousse la particule ; en rouge : l'effecteur tire la particule	71
3.1	Dimensions et positionnement de la cochlée dans la tête - cas de la cochlée gauche	77
3.2	Position de la cochlée dans la tête chez l'humain	78
3.3	L'effecteur magnétique et le gradient magnétique généré.	79
3.4	Trajectoire des particules magnétiques dans la cochlée composée de segments . .	80
3.5	Actions sur la particule le long d'un segment élémentaire de trajectoire selon son positionnement par rapport aux points de Lagrange : un "Tirer" pour le segment vertical (en rouge), un "Pousser" pour le segment oblique (en vert)	80
3.6	Cellule robotisée créée sous le logiciel Roboguide pour la simulation du guidage de particules magnétiques dans la cochlée	82
3.7	Le LR Mate 200iD, robot 6 axes de chez Fanuc	83
3.8	Schéma cinématique du robot Fanuc LR Mate 200iD à 6 DDL et positionnements des repères attachés aux segments du robot via le formalisme de Denavit et Hartenberg modifié	84
3.9	Coupe par un plan vertical de l'espace de travail du robot Fanuc LR Mate 200iD et position de la tête du patient dans cet espace lors de l'intervention sur la cochlée	85
3.10	Tête d'un patient virtuelle réalisée par fabrication additive avec imprimante 3D. Le système auditif est un bloc rectangulaire amovible qui permet d'accéder à l'intérieur de la tête pour y placer une cochlée fac-similé	86
3.11	Positionnement du robot Fanuc LR Mate 200iD en proximité du patient lors de la phase d'approche de l'effecteur magnétique	87

3.12	Positionnement du robot Fanuc LR Mate 200iD en proximité du patient, par rapport à la cochlée gauche	88
3.13	Le Centre d’outil à contrôler correspondant au point de Lagrange L_2 est situé sur l’axe de l’effecteur, à 8 cm de cet effecteur	89
3.14	Organigramme des différentes phases de guidage d’une particule dans la cochlée .	90
3.15	Trajectoire de la particule dans la cochlée, poussée/tirée selon les segments. Segments verts : l’effecteur pousse la particule; segments rouges : l’effecteur tire la particule	91
3.16	Premier prototype à 3 DDL de robot porte-effecteur magnétique.	92
3.17	Cinématique du premier robot porte-effecteur magnétique	93
3.18	Angles d’Euler avec le formalisme “ZXZ”	94
3.19	Expression des couples dans les trois articulations du robot pour le suivi de la trajectoire de référence	96
3.20	Rotations et déplacements de l’effecteur magnétique pour le suivi de la trajectoire de référence	97
3.21	Enveloppe du mouvement de l’effecteur du robot autour de la tête du patient . .	99
3.22	Analyse des risques de collision du manipulateur avec la tête du patient	100
3.23	Positionnement du premier prototype par rapport à une tête d’un patient virtuel. Le point rouge est la trace du pointeur Laser sur cette tête plastique	101
3.24	Les cinq configurations du robot porte-effecteur pour atteindre les cinq positions désirées dans la cochlée	102
4.1	L’effecteur magnétique : l’instrument que doit positionner le robot	107
4.2	La stratégie de guidage des particules magnétiques dans la cochlée induit les mouvement du robot porte-effecteur : une succession de translations le long de segments passant par le centre d’outil et de rotations autour de ce centre d’outil	110
4.3	Cinématique du porteur du second robot porte-effecteur magnétique	111
4.4	Synoptique du MGD du robot à 5 DDL	115
4.5	Passage du repère R_0 au repère R_1	115
4.6	Positionnements des repères R_0 et R_1 attachés au bâti et à la base du Delta . . .	118
4.7	Synoptique du MGI du robot à 5 DDL	118
4.8	Première articulation motorisée du porteur avec guidage sur roulements à billes .	121
4.9	À gauche, vue CAO du guidage de la structure parallèle sur l’arc en demi-cercle. À droite, vue en zoom de l’engrènement poulie-courroie	122
4.10	Positions limites de l’arc en demi-cercle porté par l’articulation 1 (angle ψ) . . .	123
4.11	Vue CAO d’un bras de la structure parallèle. En jaune : l’avant-bras motorisé. En bleu : liaisons du parallélogramme avec le bras motorisé (à droite), avec la nacelle (à gauche)	124
4.12	Vue CAO du robot porte-effecteur magnétique à 5 DDL	126
4.13	Arc en demi-cercle réalisé par fabrication additive	127
4.14	Second prototype du robot porte-effecteur magnétique réalisé par fabrication additive. On distingue le coulisseau portant la partie Delta et guidé sur l’arc en demi-cercle	128
4.15	Le coulisseau : vue CAO (gauche); pièce réalisée par fabrication additive (droite)	129
4.16	La nacelle : vue CAO (gauche); la pièce réalisée par fabrication additive (droite). Le support des quatre aimants permanents est fixé sur cette nacelle	129
4.17	Moteur Maxon à courant continu	131

4.18	Carte de commande moteur Epos 4	132
4.19	Synoptique de la commande Bas-niveau utilisant les cartes Epos 4	133
4.20	Synoptique de la commande multi-axes	133
4.21	Diagramme de simulation du comportement dynamique du robot porte-effecteur sur Matlab Simscape Multibody	134
4.22	Comparaison des consignes et mesures lors des simulations dynamiques du robot porte-effecteur sur Matlab Simscape Multibody face à une trajectoire prédéfinie	135
4.23	Le “trackeur optique” <i>Polaris Vicra</i> (Northern Digital Inc.); à droite : les instruments à marqueurs passifs utilisés	136
4.24	Disposition du “trackeur optique” <i>Polaris Vicra</i> (en haut de l’image), pour la prise des mesures sur le robot porte-effecteur	137
4.25	Positions des marqueurs pour l’évaluation du mouvement de l’arc en demi-cercle	138
4.26	Positions des marqueurs pour l’évaluation du mouvement du coulisseau	140
4.27	Positions des marqueurs pour l’évaluation du mouvement du positionneur	142
P.1	Analyse par Éléments Finis sur les deux arcs du prototype 1 : champs des déplacements sous le poids propre de l’effecteur	148
P.2	Déplacement continu d’une particule magnétique dans la cochlée	149
P.3	Intervention dans la cochlée sous contrôle du praticien en Réalité Augmentée	150
P.4	Le robot collaboratif (cobot) Fanuc CRX-5iA de Fanuc	151
A.1	Représentations CAO et filaire de la structure Delta	165
A.2	Représentation filaire de la structure Delta simplifiée (à gauche), Représentation filaire de la structure Delta particulière (à droite)	166
A.3	Positionnements des repères R_0 et R_1 attachés au bâti et à la base du Delta	167
A.4	Transformations de repères	167
A.5	Synoptique du MGD du robot à 5 DDL	168
A.6	Les trois repères R_i attachés aux trois bras du Delta	168
A.7	Pyramide isocèle $C_1C_2C_3P$	171
A.8	Représentation des objets utilisés dans le MGD	171
A.9	Direction du vecteur unitaire ω	173
A.10	Position du point de Lagrange L_2 relativement à la nacelle du Delta	174
B.1	Synoptique du MGI du robot à 5 DDL	178
B.2	Projection de P sur le plan $(Ox_i z_i)$	180
B.3	Intersection du K_i avec K'_i	181
B.4	L’orientation de l’angle β_i	182
B.5	A_i comme une projection de P , quand c’est un point de singularité.	183
B.6	Points de singularité.	184
C.1	Triangle $A_i B_i C_i$	190
D.1	La gravité par rapport à la structure Delta	194
D.2	Masses équivalentes	195
D.3	Les 3 composantes de Z sur la base des vecteurs directeurs des bras du Delta	196
D.4	Les forces substantielles qui génèrent T_{4g}	198
D.5	Roulement de la poulie sur le demi-arc	198
D.6	Relation entre la rotation de la poulie et le paramètre articulaire θ	199

Liste des tableaux

2.1	Caractéristiques du thermoplastique Acrylonitrile Styrène Acrylate	62
3.1	Les caractéristiques dimensionnelles de la cochlée	77
3.2	Étude comparative des mécanismes RCM pour le robot porte-effecteur	91
3.3	Paramètres dimensionnels et massiques du premier prototype de robot porte-effecteur magnétique	95
3.4	Caractéristiques des trois moteurs du premier robot porte-effecteur	98
3.5	Positions et orientations de l'effecteur magnétique	100
4.1	Les spécifications technologiques du robot porte-effecteur magnétique	109
4.2	Paramètres dimensionnels du robot porte-effecteur	127
4.3	Paramètres mécaniques et électriques des moteurs	132
4.4	Éléments caractéristiques de la consigne EPOS 4, lors des essais sur l'axe 1	137
4.5	Comparaison entre la consigne $\psi_d^{réf}$ et la valeur ψ^{mes} mesurée à l'aide du "Trackeur optique" <i>Polaris Vicra</i>	138
4.6	Comparaison entre la consigne en vitesse $\dot{\psi}_d^{réf}$ et la valeur mesurée $\dot{\psi}^{mes}$ à l'aide du "Trackeur optique" <i>Polaris Vicra</i>	138
4.7	Éléments caractéristiques de la consigne lors d'un essai sur l'articulation 2	139
4.8	Comparaison entre la consigne $\theta_d^{réf}$ et la valeur θ^{mes} mesurée à l'aide du "Trackeur optique" <i>Polaris Vicra</i>	140

Contexte et objectifs

La déficience auditive est le principal défaut de naissance dans les sociétés occidentales. Elle touche entre 2 et 3 enfants sur 1 000 à la naissance. Au total, on estime à près de 60 millions dans le monde le nombre de personnes atteintes d'une déficience auditive partielle ou totale.

Comme tout organe du corps humain, la cochlée est sujette à maladie. Parmi les pathologies les plus couramment rencontrées, on peut citer la "maladie de Ménière" qui engendre un trouble de l'équilibre dû à un mauvais traitement des signaux sonores par la cochlée. On rencontre également l'otite interne qui représente une inflammation du vestibule.

Les solutions proposées, pour traiter ces troubles de la cochlée, consistent à coupler des agents thérapeutiques à des nanoparticules magnétiques, le tout encapsulé dans un hydrogel que l'on applique sur la membrane d'entrée de cette cochlée (la "fenêtre ronde"). Ces nanoparticules, du fait de leur faible dynamique, sont alors en capacité d'intégrer des zones anatomiques difficiles d'accès, sans pour autant provoquer d'effets secondaires indésirables.

La micro manipulation à distance des particules, par des champs magnétiques, rend ainsi possible l'opération de guidage de ces agents thérapeutiques dans le conduit intérieur de la cochlée (le canal cochléaire). En effet, il est possible d'appliquer aux particules magnétiques une force magnétique, générée par la combinaison de plusieurs aimants, de manière à propulser ces particules, depuis (et à travers) la membrane de la fenêtre ronde et de les piloter, le long du canal cochléaire, jusque vers les zones affectées, en général l'extrémité de la cochlée (l'apex).

Les avancées de la recherche dans les domaines de la médecine, de la technologie, de l'informatique et plus récemment de l'Intelligence Artificielle... ont permis un progrès significatif des procédures de diagnostic ainsi que de nouvelles voies de traitement prometteuses.

Plus particulièrement, l'entrée du robot au bloc opératoire, a révolutionné les modes d'assistance médicale.

A la fin des années 80, les premières interventions assistées par robot voyaient le jour dans les secteurs de la chirurgie orthopédique et de la neurochirurgie. Les premières applications robotisées utilisaient des robots industriels, adaptés aux besoins particuliers de ce secteur médical. A titre d'exemple, en 1985, une équipe américaine a développé le projet "Caspar" et utilisé dans ce cadre un robot industriel, le "PUMA 200" (héritier direct du premier robot industriel "Unimate 01", de 25 ans son aîné) pour pratiquer des biopsies cérébrales sous contrôle scannographique. Le nombre d'applications médicales assistées par robots industriels se sont alors multipliées et les robots utilisés pour cela sont maintenant extrêmement variés : en architecture cinématique (Scara, 6R, Delta, redondants...) et en fournisseurs.

Parallèlement, on a vu arriver des architectures cinématiques dédiées aux besoins et aux contraintes particulières du monde médical, répondant à des tâches précises, avec un champ d'application grandissant. Notre laboratoire s'est positionné dès 1995 sur cette thématique : un robot de télé-échographie à structure dédiée a été prototypé puis utilisé, en 1998, dans une Première téléopérée à 7 000 km de distance.

En trois décennies, les robots ont gagné en sûreté, en précision et en "compétence". Il est à ce jour possible d'insérer des instruments en des points précis du corps humain, encore inaccessibles il y a 5 ans et par des voies d'accès excessivement contraintes (nous pensons ici à la chirurgie ORL sous l'intervention du robot Da Vinci).

Bien que l'avancée technologique dans le domaine de la robotique médicale ne cesse d'évoluer, il existe toujours de nouvelles voies qu'il sera possible d'explorer.

L'utilisation de la nanotechnologie pour l'administration des médicaments en est une. Elle permet d'offrir un niveau de soins de haute qualité et peu invasive. Ces progrès, enregistrés sur les thématiques des nanotechnologies, ont rendu possible l'atteinte de zones délicates ou difficiles d'accès pour diverses raisons. L'oreille interne en fait partie, tout comme la cochlée dont l'accès est difficile et susceptible d'engendrer une surdité irréversible.

Malgré un potentiel intéressant, l'utilisation des nanoparticules pour traiter des troubles de l'oreille interne n'est pas extrêmement répandue à ce jour. Ceci est dû à la délicatesse de l'acte médical qui doit être précis et non invasif. La robotisation de cet acte, couplée à un actionnement magnétique à distance, devrait permettre un meilleur traitement des troubles affectant l'oreille interne. La robotique permet en effet de faciliter le déplacement de l'effecteur magnétique (outil composé d'une combinaison appropriée de plusieurs aimants) dans l'espace 3D autour de la tête d'un patient.

C'est dans ce contexte que le projet "CochléRob" a été initié, en 2014, au laboratoire Prisme. L'objectif étant l'administration ciblée de nanoparticules magnétiques dans l'oreille interne, plus précisément dans la cochlée.

Cette thèse, qui s’inscrit dans le prolongement de ce projet, a pour but central la conception et le développement d’un dispositif robotique/magnétique capable de guider des particules magnétiques dans la cochlée.

L’enjeu principal de nos travaux est ainsi la validation du concept de la robotisation d’une intervention non-invasive dans la cochlée. Deux enjeux importants en découlent : d’une part celui de développer un effecteur en mesure d’actionner des particules magnétiques à distance et celui, d’autre part, de prouver la capacité d’une structure robotique, qu’elle soit industrielle ou dédiée, à porter cet effecteur autour de la tête d’un patient.

Pour prouver cette faisabilité, nous nous sommes positionnés sur la champ de la conception mécatronique, avec l’idée de développer, en allant jusqu’à la réalisation de prototypes opérationnels, les deux dispositifs clés de l’application : un effecteur magnétique d’une part, pour guider des nanoparticules dans l’espace 3D contraint d’une cochlée et un robot polyarticulé d’autre part, pour porter cet effecteur dans un milieu clinique où les questions de sécurité sont primordiales.

Notre voie s’est placée dans la continuité de travaux déjà réalisés dans notre laboratoire Prisme sur les thèmes de la micro-manipulation. Parmi ceux-ci nous citerons ceux concernant le guidage et le contrôle d’agents thérapeutiques dans un implant cochléaire (Amokrane et al. 2019). Ils ont été suivis par d’autres travaux proposant notamment une stratégie multimodale de guidage de microrobot magnétiques basée vision dans un environnement fluide (Zarrouk et al. 2021). D’autres ont concerné la modélisation et le contrôle de microrobots magnétiques pour la chirurgie cérébrale mini-invasive (Chen et al. 2021).

Notre voie s’est aussi placée dans la continuité des thématiques de conception mécanique et mécatronique de robots dédiés, telle qu’elle existe à Prisme depuis maintenant trois décennies.

Nous nous proposons, à partir de là, en clôture de cette mise en situation, de décrire la structure et le contenu de notre manuscrit.

Notre premier chapitre est une analyse de l’état de l’art, concernant la cochlée (son anatomie, les techniques d’administration de médicaments et notamment l’approche robotique utilisant des nanoparticules). Différentes formes de robots médicaux sont ensuite présentées (à structures sérielles, à centre de rotation déporté ou parallèles), qui peuvent constituer des solutions candidates pour la conception du porte-effecteur magnétique.

Dans le deuxième chapitre, nous présentons l'effecteur magnétique destiné au guidage de particules magnétiques dans la cochlée que nous avons développé. Il s'agit d'un dispositif comportant quatre aimants permanents. De par leurs positionnements relatifs, ceux-ci génèrent un champ de forces magnétiques contrôlables, en mesure de tirer ou pousser une particule magnétique située dans le champ proche de cet effecteur. Les différentes phases du développement sont détaillées : la modélisation comportementale de l'effecteur, les étapes allant de sa conception à sa réalisation puis sa validation via des expérimentations menées sur des puces microfluidiques et sur une cochlée fac-similé en verre.

Dans le troisième chapitre, nous présentons deux approches robotiques distinctes pour porter l'effecteur magnétique précédemment évoqué et guider les particules magnétiques dans la cochlée.

La première approche est d'utiliser un robot industriel à 6 degrés de liberté. Nous avons étudié cette solution en simulation en utilisant le logiciel Roboguide du constructeur Fanuc.

La seconde approche est de développer un dispositif dédié à l'application médicale visée. Un robot à 3 DDL a été conçu et réalisé, cela comprenant : fabrication, motorisation et commande puis expérimentation sur patient virtuel. Les faisabilités des deux approches sont montrées, phases préalables nécessaires à une intégration et/ou conception mécatronique détaillée d'une solution robotique complète.

Dans le quatrième chapitre, nous présentons une seconde version d'un robot-porte effecteur magnétique. Ce robot, dont un prototype matériel a été réalisé, possède une structure hybride à 5 DDL comportant un porteur sériel à 2 DDL en rotation et un partie parallèle à structure "Delta" apportant trois mobilités en translation. La structure du porteur est décrite, en particulier la seconde mobilité, élaborée par une technique du guidage circulaire. Les modèles géométriques direct et inverse du robot complet à 5 DDL sont donnés. Nous décrivons aussi les différentes étapes allant de la conception à la réalisation du prototype ainsi que les simulations et tests effectués ayant pour objet de valider son principe de fonctionnement.

En complément de ce chapitre, en Annexe, sont fournis les détails calculatoires des modèles géométriques ici utilisés. Nous y avons également fait figurer les modèles cinématiques direct et inverse, ainsi qu'un modèle quasi-statique de ce même robot.

Enfin, dans un chapitre de conclusions générales et perspectives, nous rappelons les principales contributions de cette thèse et dressons de futures orientations pour nos travaux : d'une part concernant les améliorations à apporter à la structure à 5 DDL décrite au quatrième chapitre, et d'autre part concernant la possibilité d'utiliser un cobot industriel, tout cela en vue d'une utilisation clinique d'un robot d'assistance au traitement de la cochlée.

Chapitre 1

État de l'art

Dans ce chapitre, nous présentons pour commencer l'anatomie du système auditif, dont en particulier celle de la cochlée. Nous évoquons par la suite les techniques d'administration ciblée de médicaments et l'approche utilisant des nanoparticules magnétiques, notamment avec l'utilisation de robots.

Dans une seconde partie, nous présentons différentes solutions robotiques, à vocation d'utilisation médicale et qui peuvent constituer des solutions candidates pour la conception du porte-effecteur magnétique. Sont alors citées des structures sérielles, à centre de rotation déporté ou parallèles, toutes potentiellement proches de nos besoins cinématiques.

1.1 Introduction

Le traitement des troubles de l'oreille interne, chez l'humain, reste une opération difficile à pratiquer en raison des barrières anatomiques qui s'opposent de façon naturelle à l'accès aux organes à traiter. L'assistance robotique semble être une approche prometteuse pour améliorer les traitements de l'oreille interne et, plus particulièrement, conduire à une administration ciblée efficace de médicaments dans la cochlée.

A l'instar des nouveaux robots collaboratifs (cobots) dont la présence s'accroît de façon importante dans l'industrie, les robots médicaux sont de plus en plus conçus pour offrir un haut niveau d'interaction entre eux-mêmes et les humains qui doivent les utiliser (les médecins, les chirurgiens...) ou les accepter (les patients). Il existe, en conséquence, de nombreuses préoccupations concernant par exemple la sécurité, la stérilisation, les qualité et fiabilité de l'intervention... auxquelles il faut répondre avant d'envisager la robotisation d'un acte médical. Une préoccupation supplémentaire, qui n'a rien de technologique mais qui n'en est cependant pas moins importante à prendre en considération, est celle du coût de l'intervention.

Concernant plus particulièrement cette intervention dans la cochlée, si l'application n'est pas invasive, il n'est alors pas nécessaire de traiter les questions de stérilisation.

Par contre, la sécurité est une préoccupation essentielle car le manipulateur est conçu pour agir en mode entièrement autonome, en toute proximité du patient. La tête du patient doit être fixée dans une position précise et l'espace de travail du robot doit permettre d'y accéder. Il doit être garanti qu'aucune collision entre le robot et le patient ne puisse arriver. Une distance minimale de sécurité de 2 cm entre l'effecteur magnétique et la tête du patient doit pour cela être considérée. De plus, il faut privilégier des mécanismes pourvus de butées mécaniques en plus des sécurités logicielles qui contribuent à limiter l'espace de travail du robot.

Il est bien sûr prévu que le patient puisse être anesthésié pendant le processus d'administration ciblée du médicament. Le positionnement de la tête doit évidemment être pris en compte. On peut penser pour cela que l'intervention soit guidée par un processus de localisation, tel par exemple le système Polaris qui nous a servi pour mesurer les mouvements d'un robot, et que nous présentons au Chapitre 4. Cependant, dans le cadre de nos travaux de thèse, dont l'enjeu est de prouver un concept en utilisant un fantôme de la tête, sachant que ce fantôme est pour le moment immobilisé, nous n'avons pas à intégrer un dispositif de capture de mouvement dans la/les plateformes prototypes à développer.

Comme pour toute conception robotique, la première étape est d'exprimer les besoins médicaux (donc de connaître anatomie et pathologies de l'organe traiter). L'étape suivante consiste à traduire ces besoins en spécifications technologiques et à partir de là, chercher des solutions technologiques candidates : en commençant par la cinématique, puis la motorisation, la commande, la fabrication et l'intégration mécatronique.

Tout cela suivi par des tests et expérimentations de validation : en réel et en simulation.

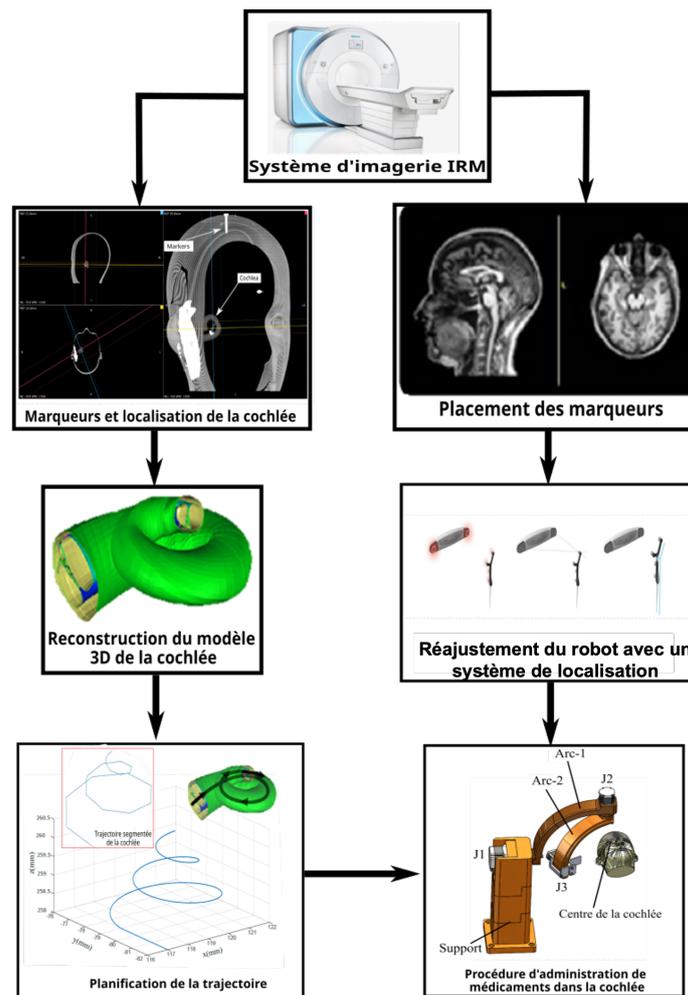


FIGURE 1.1 – Le processus d'administration ciblée de médicaments dans la cochlée via guidage de nanoparticules magnétiques

Au fil de ce chapitre, nous présentons donc les anatomies de l'oreille interne et plus particulièrement celles de la cochlée. Nous présentons ensuite les limites des modes d'administration systémiques. Les voies d'administration classiques de médicaments dans l'oreille interne, comme les voies orales ou parentérales sont largement inefficaces principalement à cause de la barrière

sang-pérylympe qui isole cet organe du sang. Nous présentons l'utilisation des nanoparticules pour l'administration ciblée de médicament. Nous présentons les techniques d'actionnement magnétique. Nous présentons enfin différentes architectures cinématiques développées pour une assistance médicale chirurgicale ou de diagnostic. Principalement les solutions pour des interventions autour de la tête ou pour des interventions mettant en œuvre un guidage de particules magnétiques.

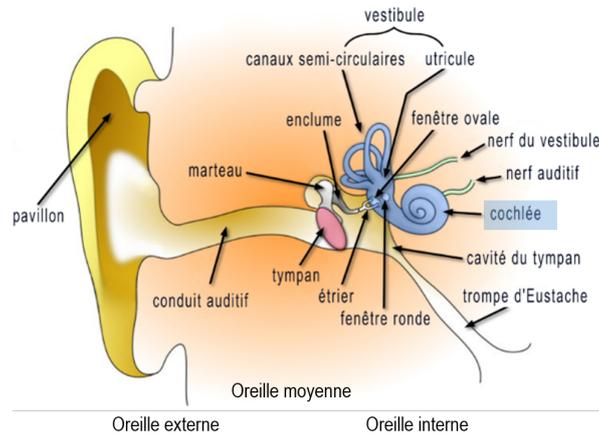


FIGURE 1.2 – L'oreille humaine : oreille externe, oreille moyenne et oreille interne

1.2 Anatomie de la cochlée

La déficience auditive prend effet dès qu'une perturbation affecte une des parties de l'oreille. En effet, l'oreille humaine est composée de trois parties qui coopèrent afin d'en garantir ses différentes fonctionnalités, telles que l'ouïe et le "sens" de l'équilibre. Chaque partie joue un rôle particulier dans la chaîne d'analyse des ondes sonores et des transmissions des messages nerveux au cerveau [Dallos, 1992]. Les trois parties de l'oreille sont : l'oreille externe (oreillette), l'oreille moyenne (tympanique) et l'oreille interne (labyrinthique), voir Fig. 1.2.

L'oreille interne comporte les récepteurs sensoriels responsables de l'ouïe et de l'équilibre. À partir de la fenêtré ovale, l'oreille interne comporte deux parties principales, qui sont la cochlée et le système vestibulaire. Ce dernier comprend le vestibule et les canaux semi-circulaires, il est indispensable pour l'équilibre.

Quant à la cochlée, elle est responsable de l'ouïe. C'est l'organe où les signaux acoustiques sont transformés en impulsions électriques, grâce à ses cellules ciliées et qui sont transmises ensuite aux neurones du système auditif, puis signalés au cerveau. Les fréquences perçues par la cochlée varient approximativement entre 20 Hz et 20 k Hz, de la fréquence la plus grave à la fréquence la plus aiguë [Aranyosi et Freeman, 2004] [Cheatham et Dallos, 2001].

La cochlée peut être observée comme un ensemble de tubes membraneux, de 31 à 33 mm de long chez l'humain [Hardy, 1938]. Ce tube est enroulé un peu à la façon d'une coquille d'escargot pour former deux tours et 3/4 autour de son axe [Schuknecht et Gacek, 1993] (dans le sens antihoraire pour la cochlée à droite). La hauteur de la cochlée osseuse est de 4 mm et la largeur de sa bobine basale, qui est la plus grande, est de 7 mm, voir Fig. 1.3. L'orientation spatiale de la cochlée, dans le crâne, est définie dans [Xu *et al.*, 2000].

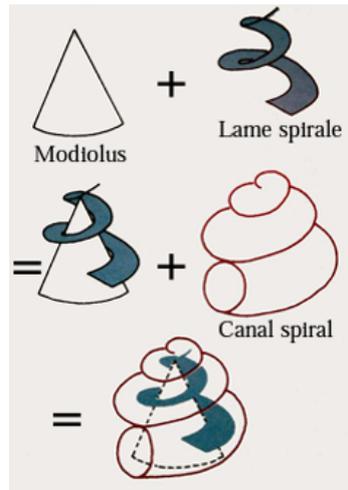


FIGURE 1.3 – L'enroulement du canal spiral d'une cochlée droite

On note la présence d'une légère inclinaison entre les virages : environ 9 degrés entre le virage basal et le virage médian et environ 2,4 degrés entre le milieu et le virage spatial [Shin *et al.*, 2013]. L'axe modiolaire de la cochlée fait un angle moyen (A) d'environ 40 degrés avec le plan sagittal médian. De plus, l'axe de la cochlée est presque horizontal lorsque l'humain est en position debout, puisque le canal latéral Semi-Circulaire (LSC) forme 30 degrés vers l'avant et vers le haut jusqu'au plan horizontal du crâne [Leon *et al.*, 2014].

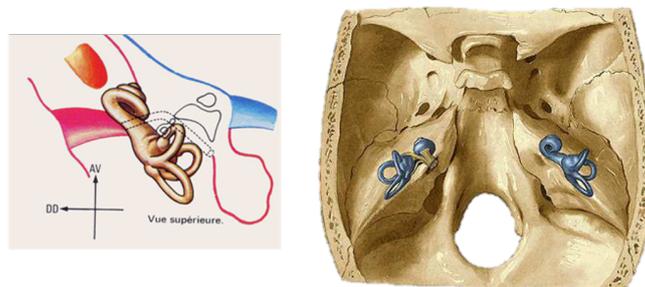


FIGURE 1.4 – Labyrinthe osseux : orientation des deux cochlée chez l'humain

Précisons que l'oreille interne est constituée de deux labyrinthes : un osseux et un membraneux. Le labyrinthe osseux est composé de deux parties : *i*) Partie antérieure : l'organe de

l'audition, soit la cochlée. *ii*) Partie postérieure : l'organe de l'équilibre formé par les canaux semi-circulaires et le vestibule. Quant au labyrinthe membraneux, il épouse les contours du labyrinthe osseux et est constitué du canal cochléaire et des canaux semi-circulaires (en plus de l'utricule et du saccule). On trouve ainsi la rampe vestibulaire qui débouche sur la fenêtré ovale (étrier), qui se poursuit par la rampe tympanique débouchant sur la fenêtré ronde et entre les deux le canal cochléaire qui contient le liquide endolympatique, voir Fig. 1.5.

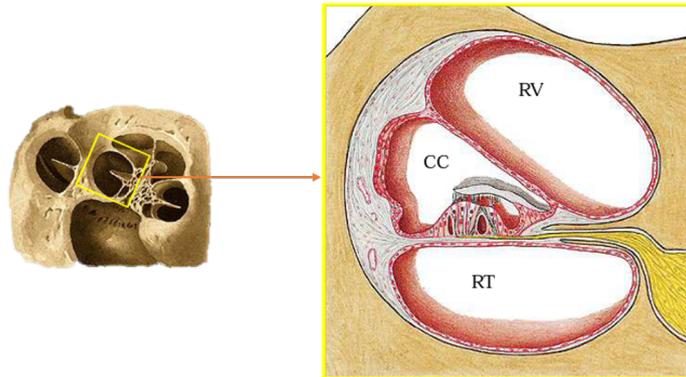


FIGURE 1.5 – Labyrinthe membraneux : RV : Rampe Vestibulaire (fenêtré ovale), CC : Canal Cochléaire et RT : Rampe Tympanique (fenêtré ronde)

Les deux cochlées humaines sont symétriques, voir Fig. 1.4. Elles sont situées dans les pyramides pétreuses de l'os temporal et contiennent un liquide lymphatique appelé, la périlymphe, dont le volume dans une cochlée humaine est d'environ $70 \mu L$. Le liquide contenu à l'intérieur des *scalae vestibuli* et du tympan communique avec le liquide céphalo-rachidien (LCR) via l'aqueduc de la cochlée [Rask-Andersen *et al.*, 2011], voir Fig. 1.6.

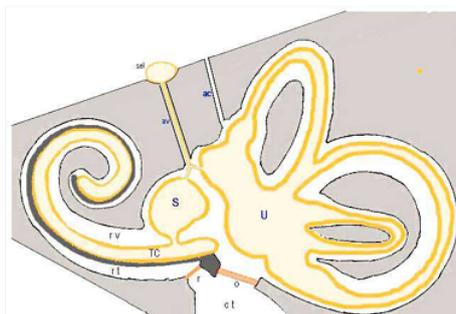


FIGURE 1.6 – Communication des liquides lymphatique et céphalo-rachidien dans l'aqueduc

Cette voie de communication de liquide peut permettre la propagation d'infections entre ces compartiments fluides tels que la névrite vestibulaire, la labyrinthite, la maladie de Ménière, la migraine vestibulaire ou encore la surdité de transmission.

L'accès à l'oreille interne a toujours été compliqué à atteindre (voir Fig. 1.7) car celle-ci est bien protégée par la présence de la barrière hémato-cochléaire. De plus, le volume très petit de la cochlée la rend extrêmement inaccessible, raison pour laquelle, les recherches n'ont cessé d'évoluer pour aboutir à de nouvelles stratégies non invasives pour traiter et restaurer la perte auditive causée par un trouble de l'oreille interne.

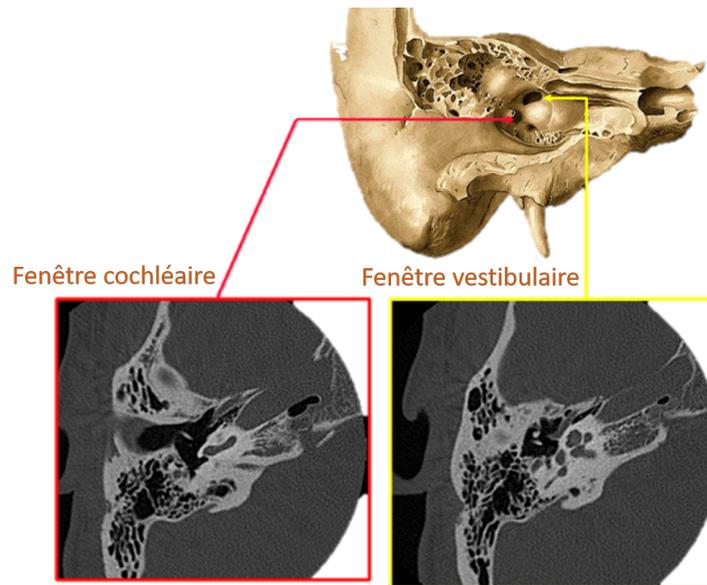


FIGURE 1.7 – L'accès à l'oreille interne à partir de la paroi médiale : fenêtres (oreille moyenne)

1.3 Les traitements de la cochlée

1.3.1 Techniques d'administration ciblée de médicaments

L'administration ciblée de médicaments semble être une solution très prometteuse. De plus, l'inaccessibilité de l'oreille interne fait de la cochlée un des organes les plus ciblés par ce type de traitement ([Salt et Plontke, 2005][Swan *et al.*, 2008][McCall *et al.*, 2010][Pararas *et al.*, 2012]). Des progrès récents en thérapie moléculaire et nanotechnologies ont permis le développement d'une variété de méthodologies telles la voie systémique et intratympanique ou même intracochléaire à travers une injection directe dans l'oreille interne [Gao *et al.*, 2010].

Le traitement de l'oreille interne est limité par la faible concentration obtenue avec l'administration systémique à cause de la barrière hémato-cochléaire. En effet, cette barrière est anatomiquement et fonctionnellement similaire à la barrière hémato-encéphalique [Juhn, 1988]. Ceci induit ainsi à la nécessité d'administrer des doses systémiques importantes afin d'obtenir les concentrations thérapeutiques désirées dans l'oreille interne [Sterkers *et al.*, 1988]. Des effets indésirables

signifiants peuvent ainsi être envisagés avec ce type de traitement. De plus, il faut effectuer un traitement à long terme. Par conséquent, le recours à l'administration systémique est limité pour le traitement de l'oreille interne [Han *et al.*, 2009].

Il est ainsi nécessaire de développer des traitements sûrs et fiables pour l'administration ciblée des médicaments dans l'oreille interne. On peut distinguer deux approches principales d'administration locale de médicaments : l'approche intratympanique et l'approche intracochléaire.

L'approche intratympanique est une ancienne technique mais couramment utilisée pour le traitement des maladies de l'oreille interne. Elle consiste à injecter les agents thérapeutiques dans la fente de l'oreille moyenne, soit à travers la membrane tympanique, le tout sous anesthésie locale, voir Fig. 1.8. Le médicament accède ainsi à l'oreille interne à travers la membrane de la fenêtre ronde, qui est perméable à de nombreux médicaments. Ce médicament se diffuse ensuite à travers la membrane dans la rampe tympanique.

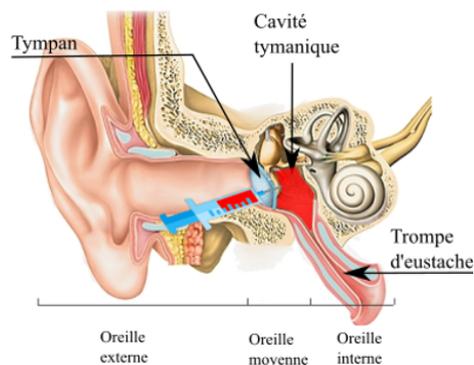


FIGURE 1.8 – Administration intratympanique d'agents thérapeutiques dans l'oreille interne

Cette méthode présente néanmoins un certain nombre d'inconvénients, notamment celui de la fuite massive des médicaments à travers la trompe d'eustache [Alzamil et Linthicum Jr, 2000]. De plus, l'absence de la périlymphe, qui aurait permis la diffusion du médicament vers les régions supérieures de la cochlée (l'apex) ainsi que la présence de la fenêtre ronde, limitent significativement l'efficacité de cette méthode. En effet, contrairement à la circulation systémique, le flux de la périlymphe et de l'endolymphe est extrêmement faible. Une diffusion passive de médicaments vers l'apex de la cochlée est donc compliquée du fait de sa longueur, résultant en un grand gradient de la base à la cochlée [Salt, 2008]. Les effets indésirables sont vraisemblablement plus faibles comparés à l'administration systémique. Il est de même nécessaire d'administrer des doses importantes pour atteindre la concentration thérapeutique intracochléaire désirée. De plus, la quantité de médicaments traversant la fenêtre ronde, varie largement selon l'anatomie de chaque patient [Alzamil et Linthicum Jr, 2000][Swan *et al.*, 2008].

L'administration intracochléaire consiste à injecter les médicaments directement dans la co-

chlée, voir Fig. 1.9. Cette méthode offre ainsi un grand potentiel de contrôle de la quantité introduite sans dépendance à la perméabilité de la membrane de la fenêtre ronde. Elle permet aux agents thérapeutiques d'atteindre directement les cellules de l'oreille interne en évitant les barrières de l'oreille moyenne. Cependant cette approche est beaucoup moins accessible et présente des risques importants. En effet, l'accès à la cochlée est créé via une cochléostomie à travers la fenêtre ronde. Une fuite de la périlymphe est ainsi inévitable, ce qui permet de dire que la quantité de médicament appliquée est difficile à contrôler puisque des médicaments s'échappent de la cochlée durant le traitement [Salt et Ma, 2001]. De plus, l'injection des médicaments directement dans la cochlée risque d'engendrer une pression hydrostatique importante qui est susceptible de provoquer des dégâts auditifs irréversibles.

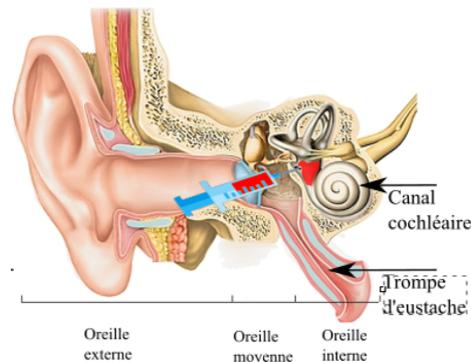


FIGURE 1.9 – Administration intracochléaire d'agents thérapeutiques dans l'oreille interne

L'administration locale à base d'hydrogel consiste à charger une quantité suffisante d'agents thérapeutiques dans une matrice d'hydrogel grâce à la structure extrêmement poreuse de l'hydrogel. En effet, les hydrogels sont des matériaux à haute teneur en eau préparés à partir de polymères réticulés. Cette matrice est appliquée sur la membrane de la fenêtre ronde [Paulson *et al.*, 2008], voir Fig. 1.10. Une fois instillé dans l'oreille moyenne, l'hydrogel libère le médicament de façon contrôlée. Cette méthode permet ainsi de préserver la structure du canal cochléaire. Cependant, c'est une technique de longue durée. De plus, l'extraction des agents thérapeutiques du gel est difficile ce qui entraîne une mauvaise diffusion des médicaments dans les régions supérieures de la cochlée.

Ces méthodes quoiqu'elles aient montré beaucoup d'intérêt, ne permettent pas de garantir une diffusion contrôlée des agents thérapeutiques dans les régions supérieures de la cochlée.

1.3.2 De l'utilisation des nanoparticules

L'administration des médicaments médiée par les nanoparticules super para-magnétiques représente une nouvelle voie très prometteuse qui pourrait permettre une pharmacothérapie efficace de l'oreille interne et lutter contre la perte auditive [Pritz *et al.*, 2013a][Staecker et Rodgers, 2013]. En effet, en raison de leur polyvalence biochimique, les nanoparticules sont devenues l'un des futurs transporteurs de médicaments les plus importants. Elles ont une capacité considérable à traverser facilement la membrane de la fenêtre ronde avec une force hydrostatique minimale. C'est une technique qui s'effectue en une courte durée. En outre, pour faciliter l'extraction des agents thérapeutiques du gel, il est possible de les actionner à distance. Déplacer les nanoparticules sous l'effet d'un champ magnétique appliqué de l'extérieur semble être une solution envisageable et prometteuse [Nguyen *et al.*, 2010]. Ceci permet une diffusion ciblée et contrôlée de médicaments dans toutes les régions de la cochlée, sans causer de dommages à la membrane de la fenêtre ronde. En effet, l'administration de médicaments à l'aide de particules magnétiques a été signalé à la fin des années 1970 [Senyei *et al.*, 1978] [Widder *et al.*, 1978] [Mosbach et Schröder, 1979].

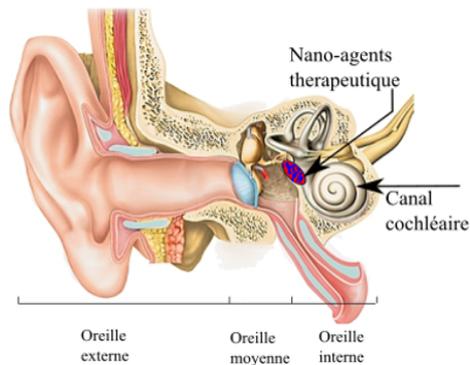


FIGURE 1.10 – Administration avec un hydrogel d'agents thérapeutiques dans l'oreille interne

Dans la littérature, deux types principaux d'actionneurs ont le plus souvent été utilisés pour le guidage de nanoparticules magnétiques : les électroaimants et les aimants permanents. Le champ magnétique d'un électroaimant étant produit par un courant électrique. Citons l'exemple du système Octomag introduit dans [Kummer *et al.*, 2010], c'est un système d'actionnement électromagnétique à 5 DDL développé pour le contrôle sans fil des microrobots (voir Fig. 1.11).

Cependant, ces systèmes nécessitent une source d'alimentation qui se traduit par la libération d'une intense quantité de chaleur dans l'espace de travail. Ce qui nécessite ainsi l'intégration de dispositifs de refroidissement au système. En revanche, pour l'utilisation des aimants permanents, aucune alimentation n'est à fournir. Ce qui permet de réduire le volume et l'encombrement de la



FIGURE 1.11 – Le prototype OctoMag à huit électroaimants. Chaque électroaimant mesure 210 mm de long et 62 mm de diamètre [Kummer *et al.*, 2010]

plateforme, et rendre le système plus compact. De plus, les aimants permanents permettent de générer des champs magnétiques et des gradients de champ magnétique plus importants, soit par un facteur de 10-20 et 2-3 respectivement, selon la taille de l'espace de travail [Erni *et al.*, 2013].

Vu la sensibilité de la zone à traiter, soit l'oreille interne, nous considérons que l'utilisation d'un système d'actionnement électromagnétique est nocif pour le patient et pas parfaitement adapté à l'application d'administration de médicaments dans l'oreille interne. En conséquence, la conception d'actionneurs magnétiques portable et légers à base d'aimants permanents, qui peuvent être montés sur l'organe terminal d'un robot manipulateur quelconque (Sérial ou parallèle) est une alternative plus prometteuse.

Citons l'exemple de [Mahoney et Abbott, 2014], où les auteurs ont réalisé le contrôle d'un endoscope à capsule magnétique naviguant dans un fluide en utilisant un seul aimant permanent couplé à un manipulateur robotique (Fig. 1.12). Dans des travaux similaires [Mahoney et Abbott, 2013], ils ont démontré la capacité à contrôler un microrobot magnétique chez un humain en utilisant un seul aimant permanent en rotation. Cependant, ces systèmes ne sont pas capable de contrôler la direction d'une particule magnétique pour la guider vers une cible définie. Ils ne sont ainsi pas propices pour une utilisation pour la délivrance ciblée des médicaments dans l'oreille interne.

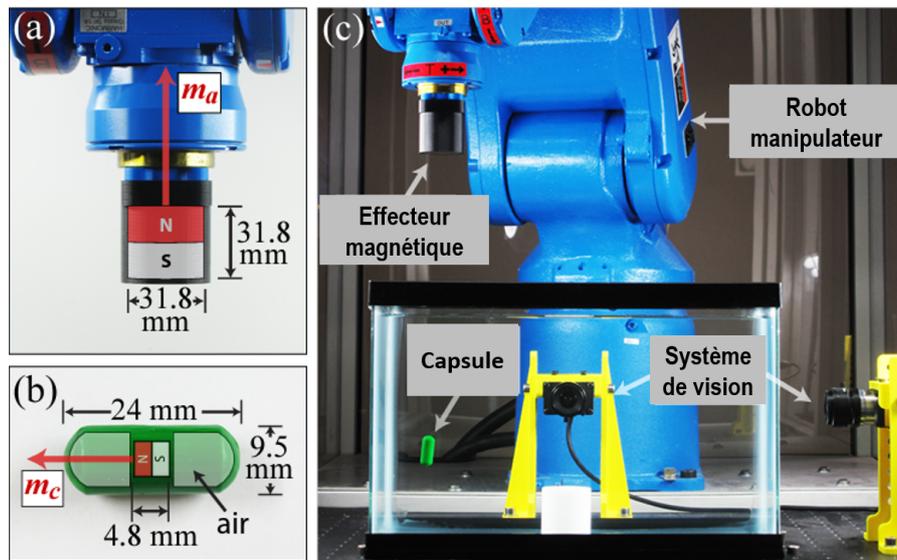


FIGURE 1.12 – L’aimant de l’actionneur magnétisé axialement (a) est utilisé pour contrôler sans fil un endoscope à capsule (b), qui est montré en lévitation dans un réservoir rempli d’eau (c) à l’aide d’un robot manipulateur à 6 DDL et d’un système de localisation par vision [Mahoney et Abbott, 2014]

Vu la complexité et l’accessibilité très difficile de l’oreille interne, en plus des contraintes anatomiques telle la présence de la tête, l’utilisation d’un seul aimant permanent pour contrôler (tirer ou pousser) des particules magnétiques dans l’oreille interne n’est pas un choix optimal, voire impossible parfois. En effet pour tirer une particule à l’intérieur de l’oreille gauche, il faut positionner l’aimant du côté de l’oreille droite, soit le côté opposé de l’oreille à traiter. Ce qui se traduit par une distance importante séparant l’aimant et la cible (la particule) qui rend l’actionnement de la particule magnétique compliquée mais aussi résulte en un espace de travail important.

Contrairement aux systèmes n’utilisant qu’un seul aimant permanent, dans [Shapiro *et al.*, 2010], les auteurs ont démontré la capacité d’un dispositif, combinant deux aimants permanents, à créer à la fois des forces de poussée et de traction (voir Fig. 1.13).

D’autres travaux ont suivis dans cette même voie, citons l’actionneur à deux aimants permanents et à 1 DDL développé à Prisme ([Amokrane *et al.*, 2017a]), pour le contrôle de particules magnétiques dans l’oreille interne (voir Fig. 1.14). Le système consiste en deux aimants permanents assemblés dans une structure mécanique conçue à cet effet. Elle est utilisée pour positionner les aimants permanents. De plus, la motorisation permet de modifier l’angle entre les deux aimants.

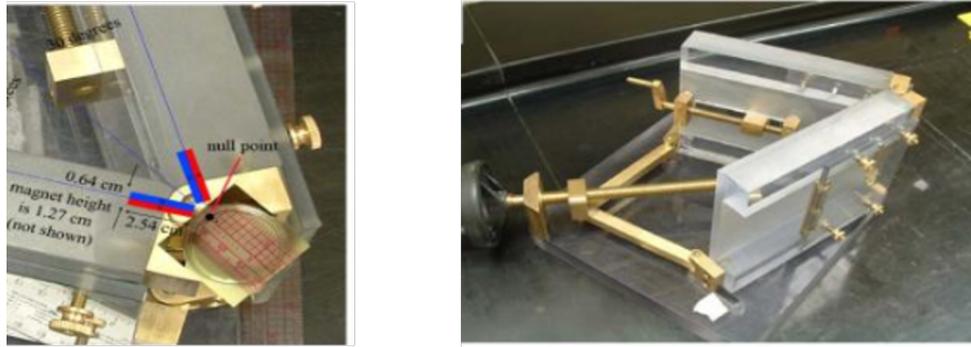


FIGURE 1.13 – L'actionneur magnétique à deux aimants permanents de Shapiro [Shapiro *et al.*, 2010]

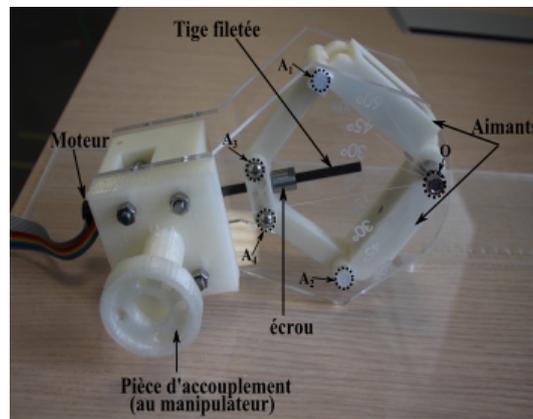


FIGURE 1.14 – Prototype de l'actionneur/effecteur magnétique à deux aimants permanents développé à Prisme [Amokrane *et al.*, 2017a]

Cet actionneur permet également de générer des forces de poussée ou de traction pour contrôler le mouvement d'une particule magnétique suivant une unique direction. Les auteurs ont utilisé un robot à 6 DDL pour déplacer l'actionneur magnétique dans l'espace de travail requis.

En conclusion et au vu de ce qui a été mentionné auparavant, il est souvent utile, voire inévitable d'utiliser un robot, sur lequel le dispositif à aimants permanents sera fixé en tant qu'outil. Ceci permet d'ajouter des degrés de mobilité supplémentaires au dispositif magnétique afin de permettre son déplacement, en translation et en orientation, dans l'environnement 3D.

Le recours aux robots manipulateurs, qu'ils soient industriels ou dédiés à une application particulière, est nécessaire de ce fait, pour garantir des mouvements précis et fiables.

De plus, comme les systèmes magnétiques sont conçus pour servir dans des interventions

médicales assistées, il est indispensable de prendre en compte toutes les mesures de sécurité nécessaires lors des choix/ou conceptions des matériels utilisés.

1.4 Architectures cinématiques de robots pour porter l’effecteur magnétique

Cette section est consacrée, à une présentation des structures cinématiques utilisées pour une assistance médicale, en intervention chirurgicale ou pour la réalisation de diagnostics. Ceci afin de nous permettre de mieux comprendre les diverses évolutions qui ont pu avoir lieu dans le domaine, et saisir les différents enjeux.

À la fin du XX siècle, les premières interventions assistées par robot voyaient le jour dans les secteurs de la chirurgie orthopédique et de la neurochirurgie. Au tout début, des robots industriels ont été adaptés aux contraintes et besoins médicaux, ensuite des robots à architectures cinématiques particulières, dédiés à des besoins médicaux spécifiques n’ont pas tardé à arriver au bloc opératoire. Nombreux et divers sont les exemples d’applications sur lesquelles il est possible de s’inspirer pour concevoir une nouvelle structure robotique [Poisson et Nouaille, 2019].

Une étude statistique, montrant cette diversité d’architectures cinématiques, a été publiée dans [Nouaille *et al.*, 2017]. Les auteurs ont choisi d’analyser, au travers divers exemples, quelle a été l’évolution des structures mécaniques qui ont été retenues pour élaborer les robots médicaux depuis que la robotique a investi le secteur médical, au tout début des années 1980. L’article montre la diversité des architectures cinématiques qui ont été utilisées et il permet de guider le concepteur face à un besoin nouveau en robotique médicale. Il renseigne sur le choix des structures cinématiques pour les applications médicales de chirurgie mini-invasive et d’échographie servant ainsi pour la conception de futurs robots médicaux.

Considérant le cas de notre application “autour de la cochlée”, nous proposons, dans cette section, l’analyse de quelques solutions robotiques particulières, développées pour des applications médicales, qui de par leur architecture cinématique, présentent un potentiel intérêt pour la fonction porte-effecteur magnétique.

C’est ainsi que nous allons évoquer : des application utilisant des robots à 6 DDL à structure sérielle, des robots à centre de rotation déporté (dits RCM) et des robots parallèles.

En termes de mobilité, les structures sérielles à 6 DDL, (typiquement celles des robots industriels) sont les plus à même de répondre à une majorité des spécifications cinématiques.

Les exemples portant sur ces structures font ainsi l'objet du premier paragraphe proposé.



FIGURE 1.15 – Système robotique pour la SMT proposé par Lancaster et al. [Lancaster *et al.*, 2004]

1.4.1 Cinématiques à structure sérielle à 6 DDL

Le robot Neuromate développé par la société *Integrated Surgical Systems* a été développé pour les interventions chirurgicales minimalement invasives du cerveau. Il évolue donc naturellement autour de la tête du patient. Ce robot a été utilisé par Lancaster et al. [Lancaster *et al.*, 2004] à l'université de San Antonio pour tenir et déplacer la sonde de stimulation, voir Fig. 1.15.

Cependant, les mouvements de tête du patient au cours du traitement n'étaient pas pris en compte par ce système et il est de plus incapable de contrôler l'effort de contact entre la sonde et la tête du patient.

Quant à une équipe de l'université de Lübeck en Allemagne, les chercheurs qui y sont intégrés ont utilisé le robot sériel Kuka R3 à 6 DDL pour solutionner le besoin de précision lié au positionnement manuel de la sonde, voir Fig. 1.16. Ce système est capable de compenser les mouvements de la tête du patient grâce à un localisateur optique 3D (de marque Polaris).

En neurochirurgie, des robots sériels ont été amplement utilisés pour automatiser les interventions et apporter plus de précision en positionnement d'instruments et permettre le suivi d'une trajectoire prédéfinie.

C'est le cas du robot PathFinder développé par la société *ProSurgics*, utilisé par Morgan et al. [Morgan *et al.*, 2003]. Les auteurs ont développé une stratégie de mesure, basée vision, de la



FIGURE 1.16 – Robot Kuka porte sonde pour la stimulation transcrânienne [Ruohonen, 1998]

précision du positionnement d’un cadre stéréotaxique pour une intervention en neurochirurgie. Cela a été réalisé avec un robot industriel.

Le robot antropomorphe Neuromate à 6 DDL, cité précédemment, a également été utilisé par Lavallée et al. [Lavallee *et al.*, 1992] combiné à un système d’imagerie médicale pour une utilisation en intervention neurochirurgicale nécessitant une grande précision de positionnement par rapport au cerveau du patient sans visibilité directe de la cible.

Le poids de ces robots industriels/médicaux s’avère parfois très important et ne s’adapte pas à certaines applications. Par exemple, dans le domaine de l’aérospatial, le poids des dispositifs de santé est limité par plusieurs contraintes.

Un bras robotique léger KineMedic, a été développé par l’agence aérospatiale allemande pour des applications chirurgicales, voir Fig. 1.17. C’est un robot redondant à 6 degrés de mobilité et à 7 articulations actionnées. Il est équipé de capteurs de couple dans ses articulations et capteurs extéroceptif de position absolue pour limiter les risques de collision. Ce robot ainsi que son successeur MIRO, ont une masse de 10 kg et peuvent supporter jusqu’à 30 N.

Le robot “Hypocrate” développé par la société *Sinters* possède 6 DDL, il a été utilisé pour le diagnostic par échographie de pathologies vasculaires. Il est capable de garantir un effort constant lors du déplacement de la sonde à la surface de la peau grâce à un capteur d’effort [Pierrot *et al.*, 1999].

Le premier robot européen utilisé pour la chirurgie osseuse et articulaire, “Capsar”, a été développé par la société *Ortomaquet* en Allemagne (Fig. 1.18). Ce robot est de type

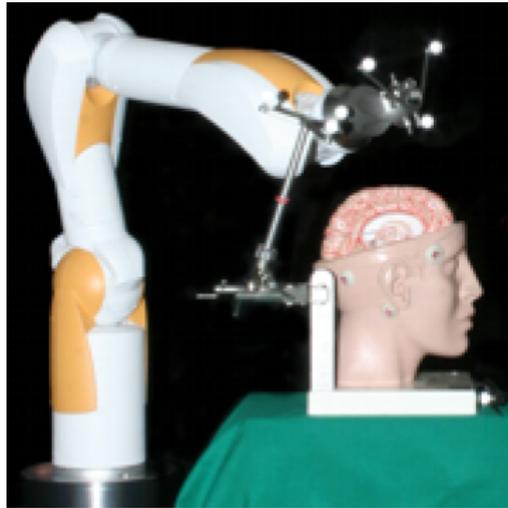


FIGURE 1.17 – Robot KineMedic utilisé pour des applications médicales, *Institute of Robotics and Mechatronics (DLR)*

anthropomorphe à 6 DDL (6 liaisons pivots). Il a été conçu pour réaliser des interventions telle que la pose d'une prothèse de hanche, de genou... Il était capable de détecter tout mouvement de l'os en question grâce à un capteur de mouvement, ce qui garantit la sécurité opératoire.



FIGURE 1.18 – Robot Capsar utilisé en chirurgie osseuse et articulaire, *Ortomaquet*

Le système Robodoc a également été utilisé en chirurgie orthopédique. Il a été créé par l'équipe de l'américain Russ Taylor et est maintenant commercialisé par la société *Robodoc*. C'est un robot à 5 DDL de structure (RRRPR), capable de pratiquer une ouverture dans un os avec une précision de l'ordre du dixième de millimètre.

1.4.2 Cinématiques à centre de rotation déporté

De nombreux robots chirurgicaux qui manipulent des outils laparoscopiques, aiguilles ou autres tiges à travers un seul point d’entrée emploient un centre de rotation déporté (RCM, pour Remote Center of Motion). C’est un point cible où tous les axes de rotation se coupent, sa vitesse est nulle. Pour des interventions nécessitant un haut niveau de précision, l’utilisation de ce type mécanisme permet un placement sûr et fiable de l’outil. En effet, tout changement important d’orientation lors d’une intervention chirurgicale présente un danger, et est de ce fait cliniquement déconseillé. Notons que le point RCM est généralement fixé à la cible plutôt que sur le point d’insertion.

1.4.2.1 Les RCM par parallélogramme

L’exemple le plus symbolique de robot à RCM à structure par parallélogramme est certainement le robot Da Vinci. Il est, dans sa version actuelle, équipé de 4 bras (porte-outils, porte-endoscope) possédant chacun une structure à parallélogramme (voir Fig. 1.19). Cette cinématique génère un RCM en extrémité de bras qui correspond au point où l’outil va passer au travers du trocart (point de déplacement nul). Pour apporter plus que les deux mobilités du RCM, les bras sont fixés sur des porteurs à 3 pivots motorisés (plus des mobilités passives) permettant de positionner le bras en situation d’intervention (une fois le RCM choisi).



FIGURE 1.19 – Le robot Da Vinci

Donc avec Da Vinci, la procédure consiste à positionner le bras, puis tourner autour du RCM. Dans l’intervention sur la cochlée, la procédure consiste plutôt à orienter l’effecteur magnétique, puis déplacer le centre outil le long d’un segment de droite, ainsi donc c’est une procédure complémentaire. Si rien ne permet d’écarter l’usage d’un Da Vinci pour l’opération sur la cochlée, il n’en demeure pas moins, que compte tenu du coût qu’il représente, il n’est a priori pas le meilleur candidat pour l’application.

Dans [Cole *et al.*, 2009], les auteurs, présentent la conception d'un système d'assistance robotique pour des interventions neurochirurgicales guidées par Imagerie par résonance magnétique (IRM). Le système proposé consiste en un mécanisme RCM conçu pour fonctionner dans un très petit volume en présence de champs magnétiques et électriques puissants. Ils ont ainsi choisi d'utiliser une liaison par parallélogramme pour réduire les risques d'usure mais aussi pour offrir plus d'espace de travail au chirurgien pour opérer (voir Fig. 1.20). Le système proposé promet un placement sûr et fiable des électrodes dans le cerveau, de manière précise, simple et économique. Il effectue l'insertion sous guidage d'image par résonance magnétique en temps réel.

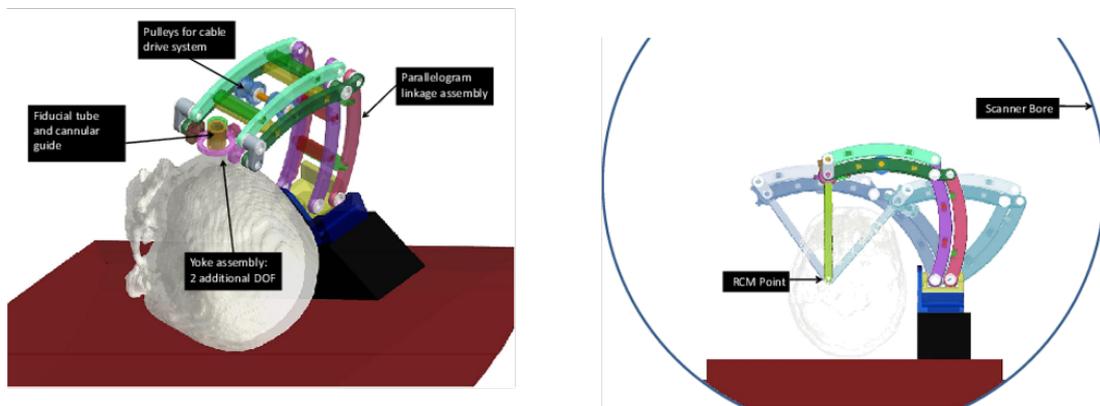


FIGURE 1.20 – Système robotique à RCM pour le guidage du placement des électrodes de stimulation cérébrale profonde sous IRM

1.4.2.2 Pour les robots d'échographie : un RCM par rotation d'axes concourants

Parmi les applications qui imposent un mouvement robotique avec RCM, il y a naturellement les robots d'échographie/télé-échographie. En effet, les mouvements qu'applique un médecin à une sonde ultrasonore placée en contact sur le corps du patient au cours d'un examen échographique sont, pour une majorité de la durée de l'examen, des mouvements à trois rotations concourantes autour du point extrémité de la sonde.

Notre laboratoire étant impliqué dans la conception de différents robots de télé-échographie depuis 25 ans, il s'avère indispensable de les évoquer ici. C'est ainsi que différents robots ont été conçus, fabriqués, testés en téléopération, sur des distances allant de quelques centaines de km entre hôpitaux français mais aussi entre continents, avec des distances de 7 000 à 10 000 km (France-Népal, France-Pérou par exemple).

Le gène commun de ces robots est la manière d'apporter la fonction RCM par trois liaisons pivot d'axes concourants. La figure 1.21 illustre l'un d'entre eux : il s'agit du robot Otelo (version

Otelo-2 sur la photo) développé dans le cadre du projet européen de même nom. Ce robot est à 6 DDL : 3 DDL en translation (2 glissières linéaires et 1 glissière sur vis à billes comme on les rencontre sur les structures Scara) et 3 DDL en rotation d'axes concourants. L'extrémité de la sonde étant placée au RCM du dispositif.

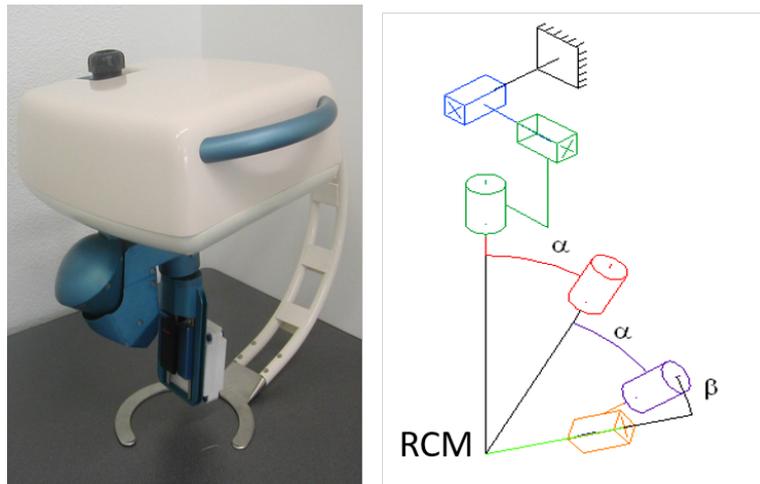


FIGURE 1.21 – Le robot porte-sonde Otelo2 pour la télé-échographie

La procédure employée par le médecin est en général de commencer par positionner sa sonde sur le corps du patient, de rechercher l'organe à diagnostiquer, puis de la tourner en exploitant le RCM. Toutefois, certains médecins agissent à l'opposé : ils orientent la sonde puis la déplacent sur le corps sans changer son incidence. Les deux pratiques font qu'au final le praticien obtient l'image pertinente qui lui permet de poser son diagnostic.

Le robot, quand il remplace le geste du médecin, en téléopération par exemple, devra donc rejouer les mêmes types de mouvements, indépendamment de la démarche que pourrait avoir ce médecin.

Ce couplage des mouvements de translation et d'orientation est donc commun avec celui qu'il faut apporter à l'effecteur magnétique agissant sur la cochlée. La manière simple et efficace de réaliser une orientation sur trois pivots sera assurément à retenir dans la recherche de solutions pour notre robot. Si Otelo a été conçu avec des ouvertures maximales de 60° pour la sonde (le paramètre noté α sur la figure 1.21 vaut donc 30°), il n'est pas exclu d'imaginer le même mécanisme avec $\alpha = 90^\circ$.

NB : Le prototype qui sera détaillé au Chapitre 3 exploite de façon proche cette cinématique.

1.4.2.3 Les RCM par guidage sur arc circulaire

Un robot d'assistance chirurgicale pour effectuer une vitrectomie oculaire (ablation du gel transparent à l'arrière du cristallin) a été développé en 1982 par Pierre Vidal au Laboratoire d'Automatique et Systèmes Homme-Machine de Lille, avec une équipe de médecins lillois.

Ce robot, au nom de MSVO (Micromanipulateur Stéréotaxique pour Vitrectomie Oculaire) était constitué de deux parties : un porteur translateur à 3 DDL en translation piloté par trois moteurs pas à pas et un porte-instrument équipé de micromoteurs à courant-continu comportant 2 DDL en rotation et une translation, pour la pénétration de l'aiguille dans l'orbite oculaire sous contrôle, à distance, d'un expert médical [Guerrouad et Vidal, 1989]. Les deux mobilités en translation sont réalisées par un guidage sur roulement pour la première et un guidage sur arc de cercle pour la seconde.

La forme typique de la pièce en arc est donc particulièrement adaptée à la forme d'une tête de patient (Fig. 1.22).

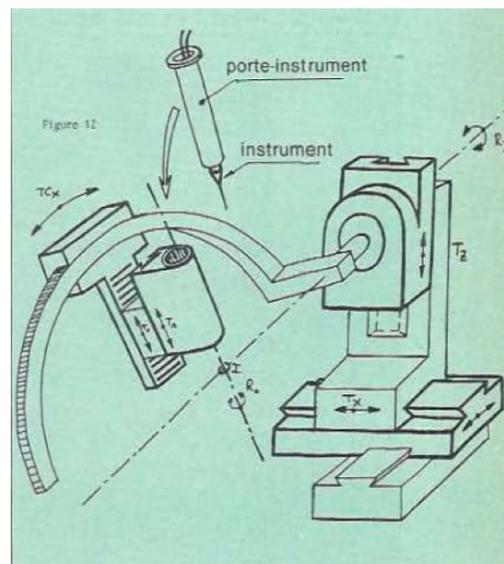


FIGURE 1.22 – Robot de Vitrectomie Oculaire avec mécanisme de guidage sur demi-arc de cercle [Guerrouad et Vidal, 1989]

Nous n'avons pas d'informations sur ce projet, qui date de 40 années, ni du mécanisme qui avait alors été imaginé. Toutefois, la combinaison des fonctions translation 3D et Rotation RCM correspond assez bien aux spécifications qui concernent l'intervention sur la cochlée (avec une remarque cependant - à l'identique de celle formulée plus haut pour Da Vinci : ici l'ordre de mouvements (dans la chaîne cinématique de bâti vers effecteur) est également opposé à celui que nous attendons pour la cochlée).

NB : Les deux prototypes qui seront détaillés au Chapitre 3 et 4 exploitent cette cinématique.

Un système robotique dédié pour la stimulation magnétique transcrânienne (SMT) a été développé au laboratoire Bio-Mag du Centre Hospitalier Universitaire de Helsinki [Ruohonen, 1998]. C’est un système à 2 DDL dont l’espace de travail balayé est une sphère. Il est composé d’un demi-arc pivotant sur lequel se déplace un porte-sonde, voir Fig. 1.23.

Ce système a été abandonné puisqu’il n’était pas capable de gérer le mouvement de la tête du patient durant la stimulation et en plus les travaux de recherche réalisés après par Komssi et al. [Komssi *et al.*, 2004] relèvent bien qu’un déplacement manuel du porte-sonde est plus adapté.



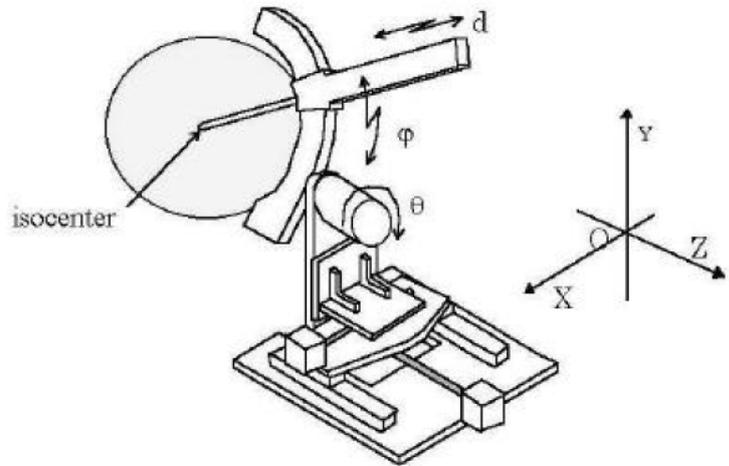
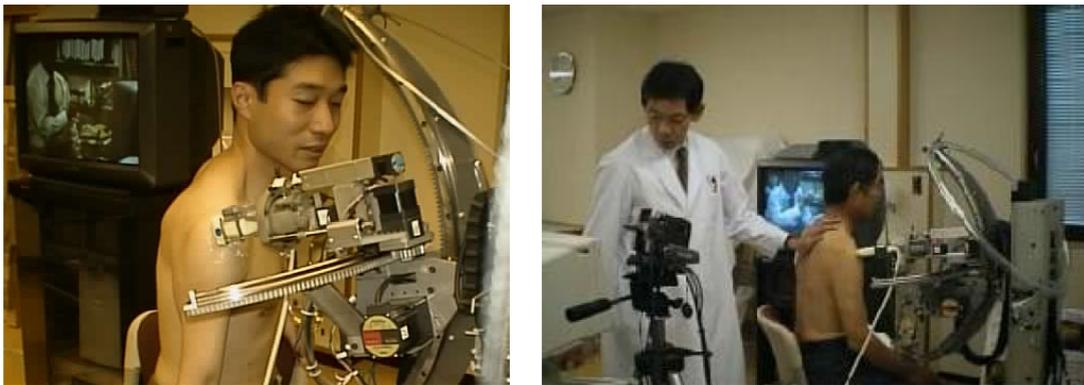
FIGURE 1.23 – Prototype pour la SMT assistée par ordinateur au laboratoire BioMag [Ruohonen, 1998]

Dans le laboratoire de mécatronique de l’université de Tokyo, au Japon, un système robotique d’insertion d’aiguille a été développé par l’équipe du Pr Masamune (Fig. 1.24).

Ce robot de taille très suffisamment petite peut être utilisé sous IRM pour les interventions de neurochirurgie stéréotaxique [Masamune *et al.*, 1995]. Ce système possède 3 DDL. Sa conception sphérique a été adoptée en raison de sa sécurité et sa simplicité.

Un système robotique conçu pour réaliser des diagnostics échographiques à distance de manière téléopérée a été développé par l’équipe du Pr Mitsubishi, au sein du même laboratoire [Mitsubishi *et al.*, 2001]. Le porte sonde possède 7 DDL : 3 DDL de translation selon des directions orthogonales pour le positionnement de la sonde, 3 DDL de rotation pour son orientation et 1 DDL de translation suivant l’axe radial (Fig. 1.25).

Un autre exemple que nous pouvons citer, est le système robotique développé par [Lebossé *et al.*, 2008] afin d’automatiser la stimulation magnétique transcrânienne guidée par

FIGURE 1.24 – Robot de neurochirurgie stéréotaxique sous IRM [Masamune *et al.*, 1995]FIGURE 1.25 – Robot de diagnostic échographique téléopéré à distance [Mitsubishi *et al.*, 2001]

IRM. Le système proposé possède 7 DDL, et est composé de 3 sous-systèmes, voir Fig. 1.26. Le premier est un mécanisme sériel sphérique à 3 DDL qui tourne autour du RCM. Il est centré sur la tête du patient. La structure RCM est réalisée par un arrangement de guidages circulaires. Le deuxième est une liaison glissière servant à rapprocher la sonde de la tête. Et enfin, un poignet sphérique de type de sériel pour orienter la sonde sans modifier sa position, soit donc tourner autour du second RCM qui n'est autre que le point de contact entre la sonde et la tête du patient. Ce système est commercialisé aujourd'hui par l'entreprise *Axilum Robotics*.

1.4.3 Cinématiques à structure parallèle

Comparés aux manipulateurs sériels, les robots parallèles possèdent plusieurs caractéristiques intéressantes telles que : la robustesse, une haute précision, une bonne répétabilité en position... Ils sont capables de déplacer des corps de masses et dimensions considérables avec des vitesses

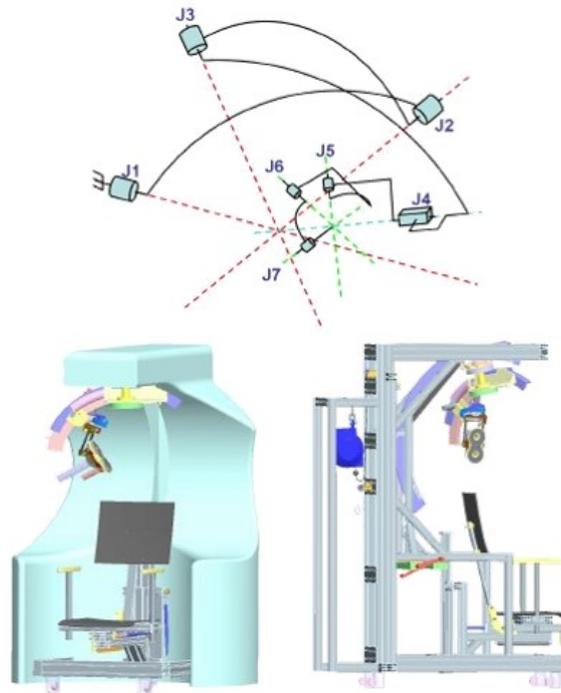


FIGURE 1.26 – Robot dédié à la stimulation magnétique transcrânienne [Lebossé *et al.*, 2008]

très élevées. C’est pourquoi les robots qui servent à mouvoir une plateforme sont généralement basés sur des cinématiques parallèles.

Notons que les robots parallèles sont généralement composés de deux plateformes, une liée à un référentiel fixe et une mobile pouvant se déplacer dans l’espace de travail requis.

Parmi les plateformes robotiques parallèles les plus usitées, citons l’exemple de la plateforme Gough-Stewart [Stewart, 1965]. C’est un mécanisme à 6 DDL dont la disposition très particulière permet de simuler les conditions de vol dans l’entraînement des pilotes avec des vitesses et accélérations atteintes considérables. C’est une plateforme qui a été aussi largement utilisée pour la conception d’exosquelettes robotisés par exemple.

Dans le secteur médical, pour du positionnement fin comme nous devons le faire sur la cochlée, J. Provost a utilisé une “petite” plateforme de Gough-Stewart pour apporter des petits mouvements (quelques mm) à une sonde UUI (Ultrafast Ultrasound Imaging) à l’intérieur d’un Gantry de Tomographie par Émission de Positons (TEP). [Provost *et al.*, 2018], voir Fig. 1.27.

Les déplacements sont petits du fait des dimensions de la structure, ce même robot suffirait éventuellement pour assurer des petits déplacements d’un centre d’outil (d’un outil léger) le long du canal cochléaire de la cochlée. Toutefois, la capacité de ce petit robot semble insuffisante pour porter un effecteur et plusieurs aimants permanents. Une solution pourrait être alors

d'utiliser une plateforme de Stewart un peu plus grande et plus rigide.

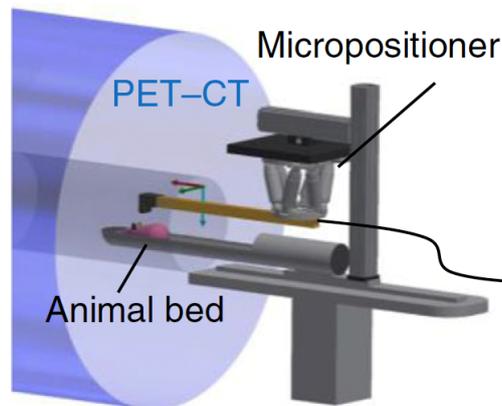


FIGURE 1.27 – La plateforme parallèle de Gough-Stewart [Provost *et al.*, 2018]

Jensen et Grace ont développé un micromanipulateur destiné à la microchirurgie de la rétine [Jensen *et al.*, 1997]. Le robot a une architecture parallèle, en utilisant une plateforme de Gough-Stewart, à 7 DDL (voir Fig. 1.28). Il mesure 12 cm de diamètre pour 24 cm de long, utilisé pour le traitement des occlusions veineuses de la rétine en positionnant une micropipette dans les vaisseaux rétiniens pour l'injection de médicament. Notons que les veines mesurent entre 13 et 25 μm . Malgré sa taille plus grande, la charge admissible de ce robot demeure insuffisante pour porter l'effecteur. De plus, pour une application dans la cochlée, un minima de 5 DDL suffit pour orienter et déplacer l'effecteur.

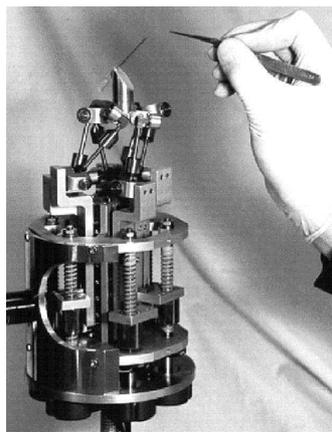


FIGURE 1.28 – Le micromanipulateur de Jensen, utilisé en chirurgie ophtalmologique [Jensen *et al.*, 1997]

On ne peut traiter la robotique parallèle sans évoquer l'exemple de la structure parallèle

Delta. C'est une architecture parallèle offrant 3 DDL en translation (voir Fig. 1.29). elle a été brevetée en 1985 par Reymond Clavel [Clavel, 1987].

Elle est composé de 3 chaînes cinématiques qui relient la base fixe à celle mobile. Chaque chaîne est constituée d'un bras et d'un avant bras (un parallélogramme). La combinaison particulière des trois chaînes permet à la base mobile à rester parallèle à la base fixe pendant tout déplacement, quelles que soient les valeurs des paramètres articulaires appliquées. Notons aussi que la structure Delta a constamment été améliorée depuis 1985. Elle est d'ailleurs parmi les plus utilisées en industrie pour des application de Pick and Place.



FIGURE 1.29 – Le robot parallèle de type Delta [Clavel, 1987]

Le robot SurgiScope, développé par l'entreprise ISIS-Robotics, a été utilisé comme porte outil pour des applications en neurochirurgie nécessitant l'utilisation d'un microscope. C'est un robot parallèle de type Delta, dont la base a été suspendue au plafond dans la salle d'opération (voir Fig. 1.30). Il possède 6 DDL, 3DDL en translation auquel s'ajoute un poignet à 3 DDL en rotation, pour orienter le microscope pendant l'intervention.

1.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons souligné les enjeux robotiques liés aux singularités anatomiques de la cochlée pour une intervention clinique dans l'oreille interne dont l'objectif principal est l'administration ciblée de médicaments pour traiter des troubles de la cochlée.

Nos analyses, en s'appuyant sur l'état de l'art réalisé, nous confirment l'efficacité de l'utilisation de nanoparticules magnétiques comme vecteur d'agents thérapeutiques. De plus, nous avons montré que l'actionnement magnétique de ces particules, par le biais d'un champ magnétique externe, permet à la fois de guider les agents thérapeutiques vers des cibles définies, et aussi d'éviter toute intervention invasive dans la cochlée qui pourrait bien évidemment provoquer divers effets indésirables.



FIGURE 1.30 – Le robot parallèle de type Delta SurgiScope, en salle d'opération

Pour ce faire, l'actionnement magnétique utilisant des aimants permanents semble alors être une solution parmi les plus utilisées dans le domaine médical pour cet effet.

Compte tenu des complexités anatomiques et cliniques de l'exercice, il s'avère indispensable de robotiser le mouvement de l'effecteur magnétique afin de garantir des déplacements précis, sûrs et fiables.

Nous nous sommes intéressés à comparer les différentes architectures cinématiques les plus couramment utilisées dans le domaine médical et principalement pour des dispositifs agissant autour de la tête. Même si celles-ci présentent des points en commun, comme la création d'un centre de rotation déporté par exemple, ces architectures demeurent toutefois différentes. En effet, dès lors que chaque architecture a été conçue pour une application particulière, son utilisation pour d'éventuelles autres applications est fort contraignante. Il est difficilement envisageable d'utiliser une structure déjà existante pour notre besoin, au vu de toutes les spécifications décrites auparavant. Ainsi, dans les chapitre suivants, nous proposons de nouvelles conceptions dédiées à l'application de guidage de particules magnétiques dans la cochlée.

L'effecteur magnétique à quatre aimants permanents

Dans ce chapitre, nous présentons l'effecteur magnétique qui a été conçu et développé pour le guidage des microparticules dans l'oreille interne. Il s'agit d'un dispositif composé de quatre aimants permanents de type parallélépipède-rectangle, dont le support a été réalisé par impression 3D. Leur disposition dans l'espace, en position et orientation, produit un champ magnétique modulable, générant en conséquence, un champ de forces magnétiques contrôlables. Ces forces permettent de guider les microparticules dans les différents étages de la cochlée. Le dispositif a été validé par différentes expérimentations sur des puces microfluidiques et sur une cochlée fac-similé.

2.1 Introduction

Outre les limites de l'injection intra-cochléaire de médicaments, des dispositifs intra-cochléaires qui tirent parti des progrès récents de la technologie des microsystèmes sont en cours de développement pour appliquer des médicaments directement dans l'oreille interne. L'utilisation de nanoparticules magnétiques comme vecteur de médicament vers l'oreille interne représente alors une solution non-invasive prometteuse [Mittal *et al.*, 2019], [Pritz *et al.*, 2013b] et [Staecker et Rodgers, 2013].

Cette méthode offre plusieurs avantages, notamment celui de la stabilisation des médicaments pour une libération contrôlée afin d'assurer un ciblage spécifique. Lors du déplacement dans la cochlée, avec une force hydrostatique minimale sous l'effet d'un champ magnétique externe, les nanoparticules magnétiques permettent une administration ciblée du médicament dans l'oreille interne. Face à cela, le choix du mode d'actionnement est donc d'une importance primordiale pour le guidage des nanoparticules dans le canal cochléaire.

En vue du contrôle des déplacements de nanoparticules dans l'oreille interne, ce chapitre porte sur le développement d'un effecteur magnétique à quatre aimants permanents, capable de piloter à distance des particules magnétiques.

L'étude ici détaillée commence par le choix du mode d'actionnement, en tenant compte des contraintes anatomiques et géométriques de la cochlée. La deuxième étape de ce chapitre consiste en la modélisation du comportement d'un aimant permanent parallélépipède rectangle dans le but de simuler les forces magnétiques générées par plusieurs configurations possibles d'aimants permanents, et ceci afin de choisir une configuration optimale. Par la suite, nous avons étudié un effecteur magnétique à deux aimants permanents [Amokrane *et al.*, 2017b] en vue d'analyser son fonctionnement mais aussi ses limites.

En fin de ce chapitre, une des contributions principales de cette thèse est présentée : le développement de l'effecteur à quatre aimants permanents. L'étude associée à cet effecteur inclut l'analyse de son principe de fonctionnement, sa modélisation et les expérimentations qui ont été réalisées pour la validation de son fonctionnement, notamment avec une cochlée fac-similé en verre.

2.2 L'actionnement magnétique de particules

L'administration intra-cochléaire permet de cibler la zone atteinte de la cochlée avec précision, ce qui assure un meilleur contrôle de la dose de médicaments nécessaires au traitement et minimise les risques liés à la toxicité de ces derniers. L'intérêt des nanoparticules réside alors dans le fait qu'elles pénètrent la membrane de la fenêtre ronde sans l'endommager et sans

risque de toxicité pour l'oreille interne. Puis, ces nanoparticules se déplacent avec une faible force hydrostatique ce qui prévient de provoquer une pression hydrostatique très élevée dans la cochlée, qui pourrait causer une surdité irréversible du patient traité. De plus, le fait qu'elles soient contrôlables à distance rend possible le guidage d'un maximum de nanoparticules tout au long du canal cochléaire et ce, jusqu'à l'apex.

La propulsion sans fil semble donc être la technique la mieux adaptée pour la conception de dispositifs de guidage de nanoparticules biomédicales destinées à atteindre des espaces clos dans le corps humain. C'est ainsi que différents modes d'actionnement sans fil ont été développés pour propulser les nanoparticules : citons les approches électrostatiques [Donald *et al.*, 2006], thermiques [Ohmichi *et al.*, 1997], par exploitation des vibrations [Yasuda *et al.*, 1994] ou des champs magnétiques [Yesin *et al.*, 2006]. L'utilisation des champs magnétiques générés à distance se montre comme étant la méthode la plus avantageuse, de propulsion sans contact des particules magnétiques pour des applications biomédicales. En effet, les champs magnétiques sont en mesure d'exercer des forces et des couples magnétiques de grande intensité à des distances relativement importantes. De plus, ce mode d'actionnement permet, à l'aide du champ magnétique et de son gradient spatial, d'exercer indépendamment des forces et des couples magnétiques sur une particule. Ceci offre davantage de possibilités pour la conception des effecteurs et le choix du mode d'actionnement des particules.

Plusieurs recherches ont été menées sur la thématique du contrôle de l'administration ciblée de médicaments dans le corps humain via l'utilisation d'une source magnétique. Principalement, deux approches se sont avérées être les plus intéressantes : celle exploitant les systèmes d'actionnement électromagnétique (EMA) et celle utilisant les systèmes d'actionnement à aimants permanents.

2.2.1 Les systèmes d'actionnement électromagnétique

Les systèmes d'actionnement électromagnétique sont généralement obtenus avec des bobines dites de Helmholtz et/ou de Maxwell. La combinaison de ces bobines permet alors la manipulation de nanoparticules magnétiques. Dans, [Yesin *et al.*, 2006], [Choi *et al.*, 2009], [Jeon *et al.*, 2010], les auteurs ont utilisé une combinaison de bobines de Helmholtz et de Maxwell pour le contrôle 2D de nanoparticules magnétiques dans des fluides visqueux.

Dans [Tehrani *et al.*, 2014], un système d'actionnement électromagnétique utilisant l'approche de bobine de courant différentiel a été développé pour diriger des nanoparticules magnétiques dans des vaisseaux sanguins. Un système EMA, avec des bobines, a été utilisé dans [Choi *et al.*, 2010] pour la locomotion 3D de nanoparticules. OctoMag, un système EMA à 5 degrés de liberté (DDL) utilisé pour le contrôle sans fil des nanoparticules a été introduit dans [Kummer *et al.*, 2010]. Cependant, pour le contrôle des nanoparticules dans le cas d'ap-

plications biomédicales, l'utilisation des systèmes EMA génère une importante consommation d'énergie électrique qui se traduit par la libération d'une chaleur intense dans l'espace de travail et impose de ce fait la nécessité d'intégrer un système de refroidissement en proximité des bobines. Ceci conduit à un volume trop important du système actionneur et à un espace de travail accessible beaucoup plus encombré. L'utilisation d'aimants permanents, au lieu d'appareils EMA, permet de générer des champs magnétiques et des gradients de champ magnétique plus importants par des facteurs de 10 à 20 et 2 à 3 respectivement, selon le volume de l'espace de travail [Erni *et al.*, 2013], sans alimentation fournie et sans aucune augmentation de température dans cet espace de travail. L'augmentation de l'amplitude du champ magnétique assure des mouvements plus rapides pour les microrobots dits nageurs [Fountain *et al.*, 2010] et les rampes magnétiques [Frutiger *et al.*, 2010], [Pawashe *et al.*, 2009]. L'augmentation de l'amplitude du gradient de champ magnétique se traduit par l'augmentation de l'intensité des forces pour l'attraction magnétique des nanoparticules.

2.2.2 Les systèmes d'actionnement à aimants permanents

Plusieurs systèmes utilisant un ou plusieurs aimants permanents ont été développés pour la manipulation micro-robotique. Dans [Mahoney et Abbott, 2014], les auteurs ont utilisé un seul aimant permanent couplé à un manipulateur robotique pour contrôler la position (avec 3 DDL) et l'orientation (avec 2 DDL) d'un endoscope à capsule magnétique dans un fluide.

Un petit aimant permanent a été manipulé pour générer en trois dimensions le mouvement de lévitation d'une nanoparticule [Nakamura et Khamesee, 1997].

Les dispositifs à aimants permanents ont montré leur capacité à créer un actionnement robotique [Ciuti *et al.*, 2010]. Cependant, dans de nombreuses applications médicales, la capacité de "repousser" les microparticules thérapeutiques est nécessaire, alors que les aimants simples ne peuvent que les "tirer", en raison même de la physique des champs magnétiques et des forces qui sont générées.

De nouvelles configurations utilisant plusieurs aimants permanents ont été proposées pour guider les nanoparticules magnétiques dans des fluides biologiques. Le professeur Shapiro a étudié avec son équipe la possibilité d'injecter des particules magnétiques dans l'oreille interne grâce à une combinaison de deux aimants permanents [Shapiro *et al.*, 2010]. Le travail présenté en [Tukmachev *et al.*, 2015] a utilisé un système équivalent pour accumuler des cellules couplées à des nanoparticules d'oxyde de fer superparamagnétiques injectées dans le liquide céphalorachidien. Un effecteur, basé sur deux aimants permanents, a été proposé pour contrôler la navigation d'une nanoparticule dans la cochlée [Amokrane *et al.*, 2018]. Bien que cette configuration, qui repose sur deux aimants permanents, ait pu démontrer ses performances dans le plan, donc en 2D, le dispositif en question n'assure pas un mouvement symétrique de la parti-



FIGURE 2.1 – Image d’aimants permanents, ici de forme cylindrique et parallélépipédique

cule magnétique dans l’espace 3D. Cela peut avoir des conséquences néfastes sur la précision du contrôle magnétique des particules, en particulier dans le cas de navigation en boucle ouverte comme présenté dans [Amokrane *et al.*, 2018].

Pour assurer cette symétrie, nous proposons dans ce travail un nouvel effecteur à aimants permanents, utilisable pour un contrôle sans fil de nanoparticules thérapeutiques. Monté sur un manipulateur robotique, cet effecteur est capable de générer des forces de type pousser ou tirer et ainsi donc de guider des particules magnétiques dans un fluide.

2.2.3 Synthèse concernant l’actionnement magnétique

La source du champ magnétique, pour le contrôle des particules magnétiques, peut être considérée comme un aimant permanent (Fig.2.1) ou une bobine magnétique (Fig.2.2).

L’avantage d’utiliser des bobines magnétiques, pour guider des nanoparticules, est qu’il est possible d’annuler le champ magnétique à tout moment en coupant le courant électrique, contrairement à la situation où le champ magnétique est créé par des aimants permanents : il n’est alors pas possible d’annuler le champ magnétique sans trop éloigner l’aimant de l’espace de travail de guidage. De plus, des champs magnétiques variés peuvent être générés par des bobines fixes. Dans des dispositions bien déterminées, ces bobines permettent aussi de générer des champs et des gradients magnétiques uniformes dans l’espace.

Néanmoins, il reste plus avantageux d’utiliser des aimants permanents pour des applications de guidage de particules magnétiques dans l’oreille interne. En effet, les systèmes à aimants permanents permettent d’avoir un espace de travail moins encombré, vu que les aimants ne chauffent pas contrairement aux bobines magnétiques pour lesquelles il faut rajouter un système de refroidissement. De plus les aimants permanents permettent de générer des champs magnétiques importants avec des composants qui restent de taille relativement petite. Ces champs magnétiques demeurent modulables en faisant translater ou pivoter l’aimant permanent.



FIGURE 2.2 – Image de bobines magnétiques, ici de forme cylindrique

2.3 Dynamique d'une particule magnétique

Cette section se focalise sur le calcul analytique du champ produit par des aimants permanents rectangulaires. Nombreuses sont les théories développées pour le calcul du champ magnétique généré par des aimants cylindriques ou circulaires. Plusieurs travaux ont également été concernés par l'étude des champs magnétiques générés par des aimants de différentes géométries. Notamment, dans [Ravaud et Lemarquand, 2009], R. Ravaud a proposé un modèle, basé sur le modèle coulombien, du champ magnétique généré par des aimants droits.

Pour établir le modèle de comportement magnétique d'un aimant permanent rectangulaire, nous utilisons l'approche coulombienne. Par la suite, Nous étendons cette étude au calcul du champ magnétique généré par plusieurs aimants permanents rectangulaires.

2.3.1 Modélisation de la dynamique d'une particule magnétique

La navigation en boucle ouverte d'une particule magnétique s'appuie sur la connaissance de son modèle dynamique. Ce modèle permet de prédire le temps nécessaire à une particule magnétique pour se déplacer d'un point de la trajectoire prévue au suivant. Dans notre contexte, la particule magnétique se trouve dans un environnement visqueux et soumis à plusieurs types de forces. Nous pouvons citer :

- La force magnétique,
- La force de traînée visqueuse de Stokes,
- La force d'inertie,
- Les forces de Van der Waals,
- La gravité,
- La force due à la flottabilité,

- La force liée à la cinétique thermique (mouvement brownien),
- Les interactions électriques à double couche.

Parmi ces forces, il a été montré que la force magnétique, la trainée visqueuse ainsi que la force de gravité sont les plus importantes en intensité, tandis que les autres peuvent être négligées [Pankhurst *et al.*, 2003].

2.3.1.1 L'expression du champ magnétique

L'actionnement magnétique consiste à entraîner une particule magnétique par des forces magnétiques motrices, générées à l'aide de gradients du champ magnétique.

Les champs magnétiques peuvent être représentés par des vecteurs qui ont une direction ainsi qu'une amplitude que l'on aura précisées. Deux vecteurs différents sont utilisés pour représenter un champ magnétique : l'un appelé densité du flux magnétique, ou induction magnétique, est symbolisé par \vec{B} . L'autre, appelée intensité du champ magnétique, ou excitation magnétique, est symbolisée par \vec{H} . L'excitation magnétique \vec{H} pourrait être considérée comme le champ magnétique produit par le flux de courant dans les fils et le champ magnétique \vec{B} comme le champ magnétique total comprenant aussi les effets apportés par les propriétés magnétiques des matériaux.

Le moment du pôle magnétique par unité de volume est défini comme l'aimantation \vec{M} .

Ce paramètre peut être développé comme suit :

$$\vec{M} = \lim_{\Delta V \rightarrow 0} \frac{\sum_i \vec{m}_i}{\Delta V} \quad (2.1)$$

où $\sum_i \vec{m}_i$ est la somme des vecteurs moments dipolaires résidants dans le volume élémentaire ΔV .

La relation entre le champ magnétique \vec{B} et l'excitation magnétique peut s'écrire comme suit :

$$\vec{B} = \mu_0 \cdot (\vec{H} + \vec{M}) \quad (2.2)$$

où $\mu_0 = 4\pi * 10^{-7} \text{kg.m.A}^{-2}.\text{s}^{-2}$ est la perméabilité (ou perméabilité magnétique) du vide.

Cette relation peut aussi s'écrire comme suit :

$$\vec{B} = \mu_0 \vec{H} + \vec{J} \quad (2.3)$$

où \vec{J} est le vecteur de polarisation magnétique dont l'unité est le Tesla (T).

On peut aussi noter que :

$$\vec{J} = \mu_0 \cdot \vec{M} \quad (2.4)$$

Dans le cas des matériaux linéaires, homogènes et isotropes, \vec{B} et \vec{M} sont proportionnels à \vec{H} , comme illustré dans les équations suivantes :

$$\vec{B} = \mu \cdot \vec{H} \quad (2.5)$$

$$\vec{M} = \chi_m \cdot \vec{H} \quad (2.6)$$

La constante μ est la perméabilité et χ_m est la susceptibilité du matériau.

À partir des équations précédentes, on peut écrire :

$$\mu = \mu_0 \cdot (\chi_m + 1) \quad (2.7)$$

ou

$$\chi_m = \frac{\mu}{\mu_0} - 1 \quad (2.8)$$

Ainsi le champ magnétique peut s'écrire comme suit :

$$\vec{B} = \mu_0(1 + \chi_m)\vec{H} \quad (2.9)$$

2.3.1.2 La force magnétique appliquée à la particule

Sous l'effet d'un champ magnétique \vec{B} , la force magnétique f_m ainsi que le couple magnétique τ_m que subit une particule magnétique sont donnés par :

$$\vec{f}_m = V_m(\vec{M} \cdot \nabla)\vec{B} = V_m \frac{\mu\chi}{1 + \frac{\chi}{3}} \vec{H} \nabla \|\vec{H}\| \quad (2.10)$$

$$\vec{\tau}_m = V_m \vec{M} \wedge \vec{B} \quad (2.11)$$

Où ∇ représente l'opérateur gradient, V_m le volume de l'objet magnétisé et \vec{B} la densité de flux du champ magnétique. f_m et τ_m dépendent de l'aimantation M de la particule magnétique. Cette aimantation correspond à la densité volumique, des moments dipolaires magnétiques, permanente ou induite dans le matériau.

La force magnétique motrice exercée sur une particule magnétique peut donc s'exprimer dans un repère orthonormé direct (O, x, y, z) comme suit :

$$\begin{pmatrix} f_{m_x} \\ f_{m_y} \\ f_{m_z} \end{pmatrix} = V_m \begin{pmatrix} M_x \frac{\partial B_x}{\partial x} + M_y \frac{\partial B_x}{\partial y} + M_z \frac{\partial B_x}{\partial z} \\ M_x \frac{\partial B_y}{\partial x} + M_y \frac{\partial B_y}{\partial y} + M_z \frac{\partial B_y}{\partial z} \\ M_x \frac{\partial B_z}{\partial x} + M_y \frac{\partial B_z}{\partial y} + M_z \frac{\partial B_z}{\partial z} \end{pmatrix} \quad (2.12)$$

Cependant, lors de l'utilisation de particules sphériques, ce qui est le cas dans notre étude, un cas particulier important apparaît. En effet, en raison de la forme de la particule, le champ magnétique \vec{B} et le vecteur d'aimantation \vec{M} sont toujours colinéaires. Ainsi, la particule ne subit aucun couple magnétique et la force magnétique ne dépend donc que de l'amplitude du champ magnétique [Abbott *et al.*, 2007]. Ceci permet de simplifier l'expression de la force magnétique qui peut s'écrire comme :

$$\vec{f}_m = V_m \|\vec{M}\| \cdot (\nabla \|\vec{B}\|) \quad (2.13)$$

2.3.1.3 La force hydrodynamique appliquée à la particule

L'expression de la force de traînée dérive d'une analyse dimensionnelle et non pas des lois issues de l'hydrodynamique. En effet, l'analyse dimensionnelle du produit d'une vitesse au carré par une masse volumique, une surface et un coefficient, permet de conclure que ce dernier exprime une force. De nombreuses expériences, particulièrement menées dans les domaines de l'aéronautique ou de l'automobile, ont démontré que cette analyse rend bien compte de la réalité. Dans un fluide au repos, tout corps en mouvement dans le fluide (un gaz ou un liquide) subit une force qui s'oppose à son mouvement, appelée la force de traînée. Ceci reste valide si le fluide est aussi en mouvement. Il s'agit alors de prendre en compte la vitesse relative de la particule, de même que sa direction, par rapport au fluide.

La Fig.2.3 illustre le cas d'une particule qui se déplace dans le sens inverse de l'écoulement

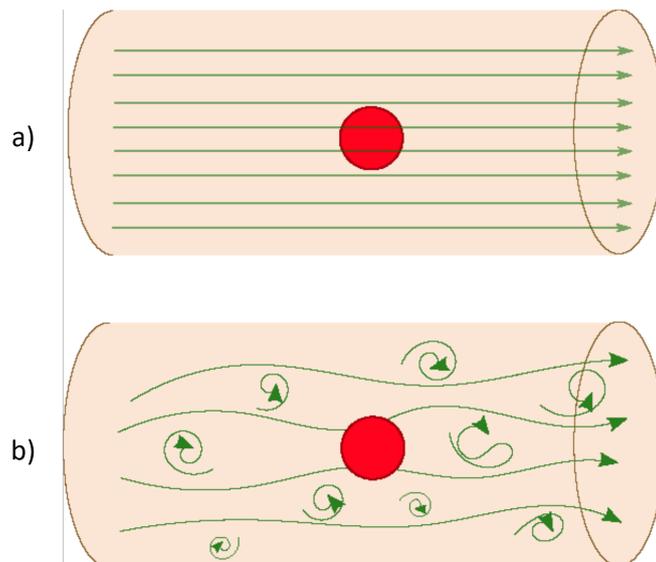


FIGURE 2.3 – Déplacement d'une particule dans un canal : a) suivant le sens de l'écoulement, b) suivant le sens inverse de l'écoulement.

du fluide sous l'effet d'une force motrice. La force de traînée est donc une force résistive.

On peut exprimer la force de traînée dans le cas d'une particule naviguant dans un milieu fluide comme suit :

$$\vec{f}_t = -\frac{1}{2}\rho_f \|\vec{v}_r\|^2 AC_d \frac{\vec{v}_r}{\|\vec{v}_r\|} \quad (2.14)$$

où ρ_f est la masse volumique du fluide, \vec{v}_r représente la vitesse relative de la particule par rapport au fluide ($\vec{v}_r = \vec{v} - \vec{v}_f$), A est l'aire de la particule et C_d est le coefficient de traînée.

La valeur de la force de traînée dépend donc de la nature de l'écoulement du fluide ainsi que de la géométrie de la particule naviguant dans le fluide. En effet, l'écoulement est caractérisé par un paramètre adimensionnel appelé nombre de Reynolds Re , exprimé par le ratio entre les forces d'inerties et les forces visqueuses :

$$Re = \frac{\rho_f L_c \|\vec{v} - \vec{v}_f\|}{\eta_f} \quad (2.15)$$

où ρ_f et η_f représentent respectivement la densité et la viscosité dynamique du fluide. $(\vec{v} - \vec{v}_f)$ est la vitesse relative entre la particule magnétique et le fluide en mouvement et L est la dimension caractéristique de la conduite (son diamètre).

Pour un fluide en mouvement, on distingue différents types d'écoulements selon la valeur du nombre de Reynolds :

- Si $Re \ll 1$, l'écoulement est dit rampant, il est gouverné par la viscosité. On parle aussi d'écoulement de Stokes.
- Si $Re \gg 1$, l'écoulement est gouverné par l'inertie :
 - Si $Re < 2000$, l'écoulement est laminaire.
 - Si $2000 \leq Re \leq 3000$, l'écoulement est transitoire.
 - Si $Re > 3000$, l'écoulement est turbulent.

Le nombre de Reynolds caractérisant l'écoulement de la périlymphe dans la cochlée est de l'ordre de 0,001. En effet, dans le système vasculaire, le nombre de Reynolds est de l'ordre de 0,001 dans les capillaires et atteint 3000 dans la veine cave. Ainsi, l'écoulement de la périlymphe dans la cochlée est considéré comme laminaire tout en vérifiant la loi de Stokes, appelé l'écoulement de Stokes.

Le deuxième paramètre dont dépend la force de traînée est le coefficient de traînée. C'est un paramètre adimensionnel qui caractérise la traînée ou la résistance de la particule dans un milieu fluide. Son expression dépend de la géométrie de la particule. Pour une particule sphérique, le coefficient de traînée s'écrit en fonction du nombre de Reynolds comme suit :

$$C_d = \frac{24}{Re} \quad (2.16)$$

Cette expression n'est valable que si le nombre de Reynolds est très inférieur à 1 [Loth, 2008], c'est le cas de notre étude.

Si on considère maintenant une particule sphérique de rayon r naviguant dans un milieu fluide, la force de traînée exercée sur cette particule peut s'écrire en remplaçant le coefficient de traînée par son expression ci-dessus. On retrouve alors l'expression de la force de traînée donnée par la loi de Stokes [STOKES,].

$$\vec{f}_t = -6\pi\eta_f r \vec{v}_r \quad (2.17)$$

Notons que η_f est la viscosité dynamique du fluide et \vec{v} est la vitesse relative de la particule par rapport au fluide.

2.3.1.4 La force gravitationnelle

Tout objet est soumis à la loi universelle gravitationnelle. De ce fait, une particule magnétique, possédant une masse m_p , immergée dans un milieu fluide est soumise à la force de pesanteur qui s'écrit :

$$\vec{f}_p = -m_p \vec{g} = -V_p \rho_p \vec{g} \quad (2.18)$$

avec m_p , V_p , ρ_p sont respectivement la masse, le volume et la masse volumique de la particule et \vec{g} est le vecteur accélération de la pesanteur. Pour une particule sphérique, tel est notre cas, $m_p = \frac{4}{3}\pi\rho_p r^3$.

De plus, tout corps placé dans un fluide, subit une force appelée poussée d'Archimède. En effet, le fluide exerce une force ascendante, appelée aussi force de flottabilité. La force de flottabilité provient de la pression exercée sur l'objet par le fluide. Parce que la pression dans une colonne liquide augmente à mesure que la profondeur augmente, la pression sur le dessous d'un objet est toujours plus grande que la pression sur le dessus, d'où le fait que la force d'Archimède soit dirigée vers le haut. Cette force est la résultante des forces de pression hydrostatique exercées par le fluide sur l'objet.

L'expression de cette force, pour une particule sphérique complètement immergée dans un fluide est équivalente au poids du volume de fluide déplacé. Elle s'exprime par :

$$\vec{f}_A = V_p \rho_f \vec{g} = \frac{4}{3}\pi r^3 \rho_f \vec{g} \quad (2.19)$$

avec ρ_f la masse volumique du fluide.

Ainsi la force résultante globale que subit la particule naviguant dans un fluide est la somme de la force de gravitation et de la poussée d'Archimède. Elle s'exprime comme suit :

$$\vec{f}_g = V_p (\rho_p - \rho_f) \vec{g} = \frac{4}{3}\pi r^3 (\rho_p - \rho_f) \vec{g} \quad (2.20)$$

2.3.1.5 Le modèle dynamique de la particule

Une particule magnétique naviguant dans un fluide est soumise à une force résultante qui est la somme de trois forces prépondérantes : la force magnétique, la force de traînée et la force gravitationnelle.

$$\vec{R} = \vec{f}_m + \vec{f}_t + \vec{f}_g \quad (2.21)$$

Ainsi, en utilisant la deuxième loi de Newton, le modèle dynamique d'une particule peut s'écrire sous la forme suivante :

$$m_p \vec{a}_p = \vec{f}_m + \vec{f}_t + \vec{f}_g \quad (2.22)$$

où m_p et a_p sont respectivement la masse et l'accélération de la particule magnétique, $a_p = \frac{dv_p}{dt}$.

Quant à f_m , f_t et f_g , elles représentent respectivement la force magnétique, la force de traînée et la force gravitationnelle appliquées à la particule.

Ainsi, le mouvement d'une particule magnétique sphérique immergée dans un fluide et actionnée par un champ magnétique extérieur, peut être décrit par le système d'équations différentielles ordinaires suivantes :

$$\begin{cases} \dot{x} = v_p \\ \ddot{x} = \frac{V_m}{m_p} \|\vec{M}\| \cdot (\nabla \|\vec{B}\|) - \frac{6\pi\eta r}{m_p} \dot{x} + \frac{4\pi g r^3}{3m_p} (\rho_p - \rho_f) \end{cases} \quad (2.23)$$

En utilisant cette équation, il est désormais possible d'estimer le temps nécessaire à une particule magnétique pour atteindre une position désirée. Ce modèle nous permet également d'estimer la force magnétique nécessaire pour actionner la particule magnétique.

2.3.2 Modélisation analytique du champ magnétique créé par un ensemble d'aimants

L'étude est étendue par la suite pour exprimer le champ magnétique créé par plusieurs aimants permanents parallélépipédiques. Les premières études analytiques portant sur la modélisation des aimants parallélépipédiques ont été réalisées par [Akoun et Yonnet, 1984] et [Yonnet, 1996]. Ensuite, plusieurs autres études ont été réalisées en s'appuyant sur le modèle coulombien d'un aimant ([Ravaud *et al.*, 2009], [Furlani, 1997]).

L'intérêt d'utiliser les approches analytiques réside dans le fait que celles-ci ont généralement un "coût" de calcul plus faible que les méthodes par éléments finis ([Furlani, 2001], [Jian et Chau, 2009]). De plus, les approches analytiques sont adaptées aux optimisations paramétriques utilisant des aimants permanents [Jian et Chau, 2009].

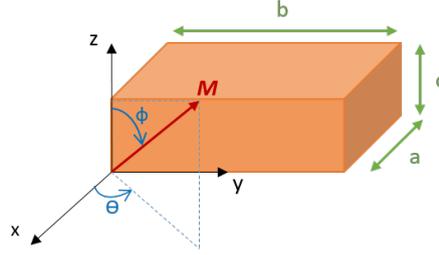


FIGURE 2.4 – Représentation paramétrique d'un aimant parallélépipédique

Contrairement au champ magnétique produit par des aimants permanents en forme d'arc, le champ magnétique créé par des aimants parallélépipédiques peut être exprimé de façon entièrement analytique.

Cette section présente les expressions analytiques 3D du champ magnétique créé par un aimant permanent parallélépipédique pour divers sens de polarisation.

Typiquement, le champ magnétique d'un aimant permanent peut être calculé à partir du potentiel vectoriel :

$$\vec{B} = -\mu_0 \vec{\nabla}(\Phi(\vec{x})) \quad (2.24)$$

Pour un corps dont l'aimantation est constante à l'intérieur de son volume et chute brusquement à zéro à l'extérieur dudit volume, comme c'est le cas pour un aimant, l'expression analytique du potentiel magnétique créé au point \vec{x} est donnée par l'intégrale de surface suivante :

$$\Phi(\vec{x}) = \frac{1}{4\pi\mu_0} \oint \frac{\vec{M} \cdot \vec{n}}{|\vec{r} - \vec{r}'_i|} dS \quad (2.25)$$

où \vec{M} est l'aimantation de l'aimant, \vec{n} est le vecteur unitaire normal à l'élément de surface dS au point \vec{x} , et μ_0 est la perméabilité magnétique du vide. L'intégrale est effectuée sur toute la surface de l'aimant.

Considérons la représentation de l'aimant parallélépipédique illustrée dans la Fig. 2.4. L'aimant utilisé pour cette étude est de forme parallélépipédique dont les dimensions sont : $[a; b; c]^T$. \vec{M} est l'aimantation de l'aimant et dS est un élément de surface.

Le vecteur d'aimantation \vec{M} peut s'exprimer comme suit :

$$\vec{M} = M \cos(\theta) \sin(\psi) \vec{i} + M \sin(\theta) \sin(\psi) \vec{j} + M \cos(\psi) \vec{k} \quad (2.26)$$

où θ est l'orientation de l'aimantation sur le plan xz , et ψ sur le plan xy .

En se basant sur l'approche coulombienne, le potentiel magnétique créé par un aimant parallélépipédique au point $\vec{x} = [x; y; z]^T$ est égal à la somme des potentiels créés par chaque

surface de l'aimant et donné par l'équation suivante :

$$\Phi(\vec{x}) = \frac{1}{4\pi\mu_0} \sum_{i=1}^6 \oint_{S_i} \frac{\vec{M} \cdot \vec{n}}{|\vec{r} - \vec{r}_i|} dS_i \quad (2.27)$$

Sachant que :

$$\begin{aligned} d\vec{S}_1 &= +dydz\vec{i} \\ d\vec{S}_2 &= -dxdz\vec{j} \\ d\vec{S}_3 &= -dydz\vec{i} \\ d\vec{S}_4 &= +dxdz\vec{j} \\ d\vec{S}_5 &= -dxdy\vec{k} \\ d\vec{S}_6 &= +dxdy\vec{k} \end{aligned} \quad (2.28)$$

L'expression analytique du potentiel magnétique créé par un aimant parallélépipédique de différentes directions de polarisation au point $\vec{x} = [x; y; z]^T$, peut s'écrire en fonction de l'aimantation M , définie dans l'équation (2.26), comme suit :

$$\Phi(\vec{x}) = \frac{\vec{M}}{4\pi\mu_0} \vartheta^{(ijk)} (\cos(\theta)\sin(\psi)\Phi_1 + \sin(\theta)\sin(\psi)\Phi_2 + \cos(\psi)\Phi_3) \quad (2.29)$$

Notons que :

$$\vartheta^{(ijk)}(\bullet) = \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^2 \sum_{k=1}^2 (-1)^{(i+j+k)}(\bullet) \quad (2.30)$$

et :

$$\begin{aligned} \Phi_1 = z_k + (x - x_i) \cdot \arctan \left[\frac{z - z_k}{x - x_i} \right] + (y - y_j) \cdot \log(z - z_k + R) - (x - x_i) \cdot \arctan \left[\frac{(y - y_j)(z - z_k)}{(x - x_i)R} \right] \\ + (z - z_k) \log(y - y_j + R) \end{aligned} \quad (2.31)$$

$$\begin{aligned} \Phi_2 = z_k + (y - y_j) \arctan \left[\frac{z - z_k}{y - y_j} \right] + (x - x_i) \log(z - z_k + R) - (y - y_j) \arctan \left[\frac{(x - x_i)(z - z_k)}{(y - y_j)R} \right] \\ + (z - z_k) \log(x - x_i + R) \end{aligned} \quad (2.32)$$

$$\begin{aligned} \Phi_3 = y_j + (z - z_k) \arctan \left[\frac{y - y_j}{z - z_k} \right] + (x - x_i) \log(y - y_j + R) - (z - z_k) \arctan \left[\frac{(x - x_i)(y - y_j)}{(z - z_k)R} \right] \\ + (y - y_j) \log(x - x_i + R) \end{aligned} \quad (2.33)$$

En utilisant la notation :

$$R = \sqrt{(x - x_i)^2 + (y - y_j)^2 + (z - z_k)^2} \quad (2.34)$$

Comme indiqué précédemment, le potentiel scalaire magnétique $\Phi(x)$ est pleinement analytique et sa valeur numérique peut être obtenue de façon directe. Son expression convient pour représenter ses isopotentiels à l'intérieur comme à l'extérieur de l'aimant.

Les trois composantes du champ magnétique créé par un aimant parallélépipédique de différentes directions de polarisation peuvent être déterminées en utilisant l'expression suivante :

$$\begin{cases} \vec{B}_x = -\mu_0 \vec{\nabla}(\Phi(\vec{x})) \cdot \vec{i} \\ \vec{B}_y = -\mu_0 \vec{\nabla}(\Phi(\vec{x})) \cdot \vec{j} \\ \vec{B}_z = -\mu_0 \vec{\nabla}(\Phi(\vec{x})) \cdot \vec{k} \end{cases} \quad (2.35)$$

Le champ magnétique total ainsi créé par un aimant parallélépipédique peut s'écrire comme suit :

$$\vec{B} = B_x \vec{i} + B_y \vec{j} + B_z \vec{k} \quad (2.36)$$

En dérivant, on obtient :

$$\begin{aligned} \vec{B}_x(\vec{x}) &= \frac{\vec{M} \cos(\theta) \sin(\psi)}{4\pi} \vartheta^{(ijk)} \arctan\left(\frac{(y - y_j)(z - z_k)}{(x - x_i)R}\right) \\ &+ \frac{M \sin(\theta) \sin(\psi)}{4\pi} \vartheta^{(ijk)} (-\log(z - z_k + R)) \\ &+ \frac{M \cos(\psi)}{4\pi} \vartheta^{(ijk)} (-\log(y - y_j + R)) \end{aligned} \quad (2.37)$$

$$\begin{aligned} \vec{B}_y(\vec{x}) &= \frac{\vec{M} \cos(\theta) \sin(\psi)}{4\pi} \vartheta^{(ijk)} (-\log(z - z_k + R)) \\ &+ \frac{M \sin(\theta) \sin(\psi)}{4\pi} \vartheta^{(ijk)} \arctan\left(\frac{(x - x_i)(z - z_k)}{(y - y_j)R}\right) \\ &+ \frac{M \cos(\psi)}{4\pi} \vartheta^{(ijk)} (-\log(x - x_i + R)) \end{aligned} \quad (2.38)$$

$$\begin{aligned} \vec{B}_z(\vec{x}) &= \frac{\vec{M} \cos(\theta) \sin(\psi)}{4\pi} \vartheta^{(ijk)} (-\log(y - y_j + R)) \\ &+ \frac{M \sin(\theta) \sin(\psi)}{4\pi} \vartheta^{(ijk)} (-\log(x - x_i + R)) \\ &+ \frac{M \cos(\psi)}{4\pi} \vartheta^{(ijk)} \arctan\left(\frac{(x - x_i)(y - y_j)}{(z - z_k)R}\right) \end{aligned} \quad (2.39)$$

Adaptons ces résultats au cas d'une aimantation magnétique \vec{M} considérée comme homogène et dirigée le long de l'axe \vec{z} uniquement (fig), dans cette configuration $\theta = \psi = 0$, on obtient ainsi :

$$\Phi(\vec{x}) = \frac{\vec{M}}{4\pi\mu_0} \vartheta^{(ijk)}(\Phi_3) \quad (2.40)$$

avec :

$$\Phi_3 = y_j + (z - z_k) \arctan \left[\frac{y - y_j}{z - z_k} \right] + (x - x_i) \log(y - y_j + R) - (z - z_k) \arctan \left[\frac{(x - x_i)(y - y_j)}{(z - z_k)R} \right] + (y - y_j) \log(x - x_i + R) \quad (2.41)$$

Nous pouvons maintenant calculer le champ magnétique créé par un aimant parallélépipédique dont l'aimantation magnétique \vec{M} est dirigée suivant l'axe \vec{z} . Les trois composantes du champ magnétique généré par cet aimant sont déterminées par :

$$\begin{cases} \vec{B}_x(\vec{x}) = \frac{\vec{M}}{4\pi} \vartheta^{(ijk)} (-\log(y - y_j + R)) \\ \vec{B}_y(\vec{x}) = \frac{\vec{M}}{4\pi} \vartheta^{(ijk)} (-\log(x - x_i + R)) \\ \vec{B}_z(\vec{x}) = \frac{\vec{M}}{4\pi} \vartheta^{(ijk)} \arctan \left(\frac{(x - x_i)(z - z_k)}{(y - y_j)R} \right) \end{cases} \quad (2.42)$$

Il est alors possible de vérifier que les composantes dans les directions x et y du champ magnétique disparaissent sur l'axe \vec{z} , tandis que la composante suivant z est réduite à l'expression donnée dans (2.42).

Cependant, dans le cas où deux ou plusieurs aimants sont utilisés, le calcul du gradient total de champ magnétique en un point quelconque de l'espace nécessite une transformation entre le repère de référence attaché à l'aimant permanent, où sont calculées les équations du modèle analytique du champ magnétique, et le repère global du système total.

Par conséquent, nous exprimons le champ magnétique généré par chaque aimant dans son propre repère puis nous calculons le gradient total du champ magnétique dans un repère global.

On exprime le champ magnétique de chaque aimant permanent dans le repère global en utilisant la matrice de rotation, comme dans l'équation suivante :

$$\begin{bmatrix} x_n \\ y_n \\ z_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_n) & \sin(\theta_n) & 0 \\ -\sin(\theta_n) & \cos(\theta_n) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (2.43)$$

Le champ magnétique créé par l'aimant permanent est tel que :

$$\vec{B}(\vec{x}_n) = B_{x_n}(\vec{x}_n) \vec{i}_n + B_{y_n}(\vec{x}_n) \vec{j}_n + B_{z_n}(\vec{x}_n) \vec{k}_n \quad (2.44)$$

Où $\vec{x}_n = [x_n; y_n; z_n]^T$, n est le numéro de l'aimant permanent et θ est l'angle d'inclinaison de l'aimant (voir Fig. 2.4).

Nous obtenons ainsi :

$$\vec{B}_{tot}(\vec{x}) = B_{tot_x}(\vec{x}) \vec{i} + B_{tot_y}(\vec{x}) \vec{j} + B_{tot_z}(\vec{x}) \vec{k} \quad (2.45)$$

avec $\vec{x} = [x; y; z]^T$.

Ainsi, et en raison de la propriété d'additivité des champs magnétiques, les trois composantes selon les directions x, y et z du champ magnétique total créé par plusieurs aimants permanents, s'expriment comme suit :

$$\begin{cases} B_{tot_x}(x, y, z) = \sum_{n=1}^N B_{x_n}(x, y, z) \\ B_{tot_y}(x, y, z) = \sum_{n=1}^N B_{y_n}(x, y, z) \\ B_{tot_z}(x, y, z) = \sum_{n=1}^N B_{z_n}(x, y, z) \end{cases} \quad (2.46)$$

NB : on note N le nombre total des aimants permanents, en un point X(x,y,z) de l'espace.

Ensuite, nous pouvons exprimer le gradient du champ magnétique comme suit :

$$(\nabla) \left\| B_{tot} \right\| = \begin{cases} \frac{\partial \left\| B_{tot} \right\|}{\partial x} \\ \frac{\partial \left\| B_{tot} \right\|}{\partial y} \\ \frac{\partial \left\| B_{tot} \right\|}{\partial z} \end{cases} \quad (2.47)$$

2.4 L'effecteur à deux aimants permanents

En utilisant un seul aimant permanent, le gradient magnétique généré par le champ magnétique appliqué est orienté vers ce dernier. Ainsi, toute particule positionnée dans l'espace de travail sera attirée par l'aimant permanent. En effet, les forces magnétiques sont proportionnelles au gradient du champ magnétique. Cela signifie que la force magnétique dépend de l'intensité du champ magnétique et qu'elle est dirigée de la région ayant la plus faible intensité vers la région ayant l'intensité la plus élevée.

En conséquence, pour créer une force de poussée, nous devons générer un minimum local de champ magnétique. Ce lieu est appelé "point de Lagrange", c'est là que les forces magnétiques sont mutuellement neutralisées : leur résultante est nulle. En effet, l'intensité du champ magnétique diminue jusqu'à s'annuler à ce nœud d'équilibre, elle augmente ensuite de nouveau à partir du même point.

Dans [Amokrane *et al.*, 2017b], les auteurs démontrent la capacité de créer ce minimum de champ magnétique à l'aide de deux aimants permanents. Ainsi, toute particule positionnée autour de ce minimum sera repoussée vers la zone de force de champ magnétique la plus élevée.

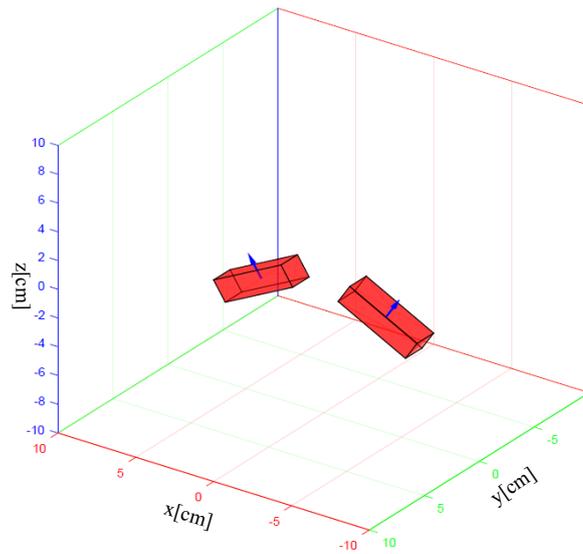


FIGURE 2.5 – Configuration de l'effecteur à deux aimants permanents

Malgré la capacité de pousser et de tirer des particules en utilisant cette structure à deux aimants permanents, le contrôle des particules est seulement possible le long de l'axe de l'effecteur. En effet, cette capacité de pousser ou tirer des particules magnétiques n'est valide qu'au niveau de l'axe de l'effecteur, ce qui signifie que pour pousser une particule, il faut se positionner parfaitement et afin d'aligner l'axe de l'effecteur avec la particule magnétique.

L'effecteur à deux aimants permanents cité précédemment a été développé pour le guidage des médicaments, encapsulés dans des particules magnétiques, dans l'oreille interne (Fig. 2.6), plus précisément dans la cochlée. Le système possède 1 degré de liberté et est composé de deux aimants permanents disposés selon une configuration spécifique, inspirée de [Shapiro *et al.*, 2010]. L'angle entre les deux aimants permanent est variable (1 DDL) et actionné par un moteur.

La configuration de ce système permet de générer à la fois des forces de poussée et d'attraction le long de l'axe de l'effecteur. En effet, le passage d'une force attractive à une force répulsive a lieu en une zone de minimum local de champ magnétique où toutes les forces magnétiques sont nulles. Ces zones sont assimilées à des points appelés points de Lagrange. Sur l'axe de l'effecteur, nous avons deux points de Lagrange exploitables : le point de Lagrange L_1 et le point de Lagrange L_2 (voir plus loin la Fig 2.8). Le point L_1 est appelé point d'équilibre instable en raison de la divergence des forces magnétiques à partir de cette position, alors que le point L_2 est appelé point d'équilibre stable. Ce second point représente un lieu de convergence des forces magnétiques, ce qui permet de ramener toutes les particules magnétiques jusqu'à cet endroit. Ainsi, piéger les particules dans un lieu défini de l'espace de travail permet leur contrôle pour atteindre une cible.

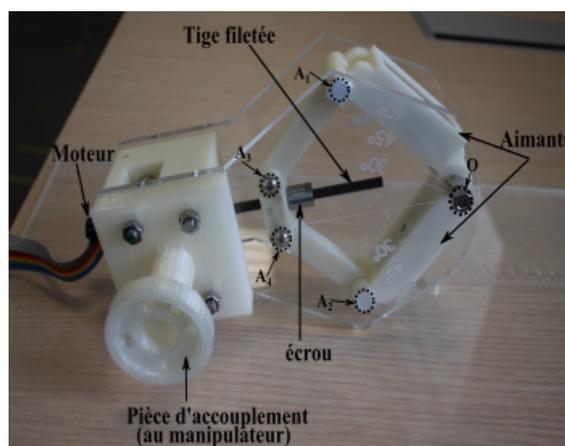


FIGURE 2.6 – Le prototype de l'effecteur à deux aimants permanents

La variation de l'angle entre les deux aimants permanents permet de déplacer ce point de convergence L_2 sur l'axe de l'effecteur. Ce dernier est donc capable de contrôler la position de ce point de convergence dans l'espace de travail ce qui permet par conséquent de diriger les particules magnétiques vers la cible en exploitant la transition entre la force de poussée et la force de traction.

Nous avons étudié le fonctionnement du système à deux aimants permanents, en utilisant une application de simulation développée dans le laboratoire. Cette application permet de simuler le fonctionnement des effecteurs magnétiques composés d'un ou plusieurs aimants permanents. L'interface graphique développée permet de simuler et afficher le gradient du champ magnétique ainsi que la force magnétique générés par un effecteur magnétique à aimants permanents, ce qui permet d'analyser ces grandeurs et déterminer la capacité de cette configuration d'aimants à contrôler le positionnement de particules magnétiques.

Quant à l'utilisation de cette application, il est nécessaire de rajouter tout d'abord tous les aimants en définissant leurs dimensions, positions et polarités. Il est ainsi possible de visualiser les lignes du champ magnétique générées par le ou les aimants permanents. Sachant que la force magnétique, générée par les aimants permanents, dépend du gradient de la norme du champ magnétique, il est ainsi possible de qualifier la force magnétique générée et déduire sa capacité à tirer ou pousser des particules magnétiques à une distance définie. De plus, la trajectoire des particules magnétiques ainsi que sa vitesse peuvent être évaluées à partir des lignes de la force magnétique générée.

Nous avons utilisé cette application pour simuler et analyser le fonctionnement de l'effecteur magnétique à deux aimants permanents. En reprenant la même configuration des deux aimants permanents, nous obtenons dans la Fig 2.7 la norme du gradient du champ magnétique et les vecteurs de la force magnétique générés suivant l'axe \vec{z} de l'effecteur à deux aimants permanents.

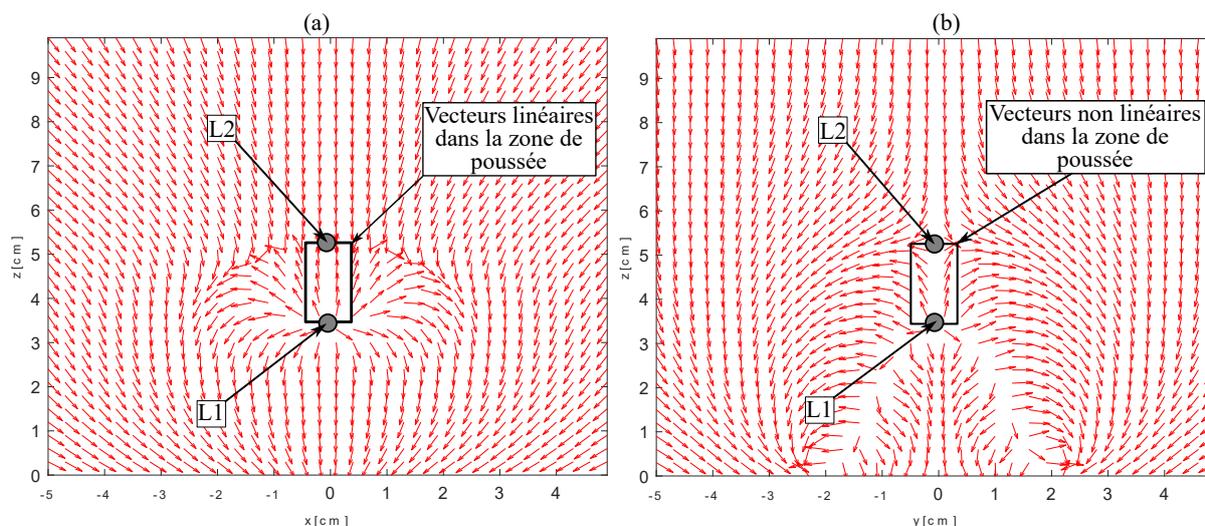


FIGURE 2.7 – Les vecteurs de forces magnétiques générées par l'effecteur à deux aimants permanents dont les dimensions sont 60 cm, 30 cm et 15 cm : (a) plan xz, (b) plan yz

Dans cette configuration, le point de Lagrange L_2 est situé à une distance de 5,2 cm de la structure. Les lignes de la force magnétique convergent vers ce point sur l'axe \bar{z} , l'axe de symétrie de l'effecteur. Néanmoins, les lignes de la force magnétique divergent de ce point stable horizontalement. Ceci nous permet de conclure sur l'efficacité limitée de cet effecteur, qui permet un contrôle des particules magnétiques uniquement sur son axe de symétrie.

D'autres zones de minimums locaux de champ magnétique existent sur l'axe de l'effecteur à des distances plus éloignées de la structure, ce qui est plus intéressant pour les manipulations de contrôle. Il est en revanche nécessaire de vérifier que la valeur de la force magnétique est suffisante pour ramener les particules magnétiques jusqu'à ce point.

En effet, l'amplitude de la force magnétique diminue rapidement en s'éloignant des aimants. Nous remarquons que le point de Lagrange, celui qui est exploitable, le plus loin possible de la structure de l'effecteur, est situé à 5,2 cm selon \bar{z} . Au delà, autour des points de Lagrange stables suivants, la force magnétique n'est pas suffisante pour compenser les effets de la gravité.

Sachant que la valeur de la force magnétique minimale en mesure de contrôler une particule magnétique sphérique de rayon $R = 0,25 \cdot 10^{-3}$ m et de masse volumique $\rho = 7\,200$ kg/m³ est : $f_{m_{min}} = 5 \cdot 10^{-6}$ N.

Cependant, ce système à deux aimants permanents présente certaines limites pour le guidage des particules magnétiques dans l'oreille interne. En effet, les forces magnétiques convergent vers un point fixe dans un seul plan, ce qui signifie que nous pouvons seulement contrôler les particules dans ce plan (voir Fig. 2.8). Il est donc obligatoire de positionner l'axe de l'effecteur sur la direction souhaitée avec une grande précision. Ainsi, si la particule est légèrement déviée

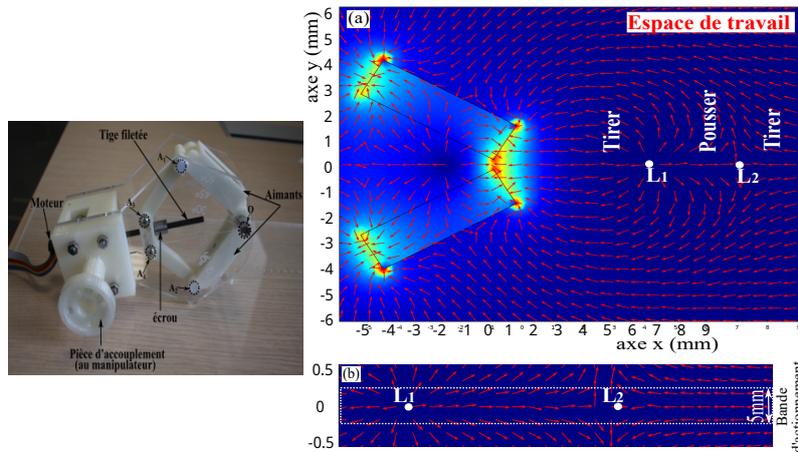


FIGURE 2.8 – Champ magnétique généré par l'effecteur magnétique à 2 aimants permanents

de l'axe de l'effecteur, celui-ci n'est pas en mesure de pousser ni de tirer cette particule.

L'effecteur doit par conséquent être couplé à un système de positionnement avec une très haute précision pour être efficace. Une erreur, si faible soit elle, dans la planification ou dans le positionnement de l'effecteur, peut compromettre la procédure de guidage.

Il est également nécessaire de générer un point de Lagrange stable L_2 éloigné au maximum de la structure de l'effecteur, tout en veillant que la force magnétique autour de ce point reste suffisante pour compenser les effets de la gravité afin de pouvoir contrôler les particules magnétiques autour de ce point.

2.5 L'effecteur à quatre aimants permanents

S'appuyant sur les propriétés du système à deux aimants permanents, nous supposons que lors du positionnement des quatre aimants permanents, comme indiqué sur la Fig. 2.9, à une distance définie, chacun des deux aimants opposés génère un champ magnétique résultant qui s'annule à partir d'une certaine distance. Cette annulation de l'intensité du champ magnétique permet de créer des forces opposées autour du point du minimum local de champ magnétique. Puis, puisque la structure à quatre aimants est l'assemblage de deux systèmes identiques composés de deux aimants chacun, nous obtenons le même comportement sur les plans xz et yz .

La particularité de l'actionneur à quatre aimants permanents est aussi la possibilité de créer des forces d'attraction et de répulsion autour de l'axe de l'effecteur avec moins de mouvements qui sont aussi moins complexes, ce qui permet de réduire l'espace de travail et rend le système complet (porteur & effecteur) plus compact. Le porteur est un manipulateur robotique dont le développement est traité dans le chapitre suivant.

Un seul aimant permanent rectangulaire génère un champ magnétique dans l'espace en un

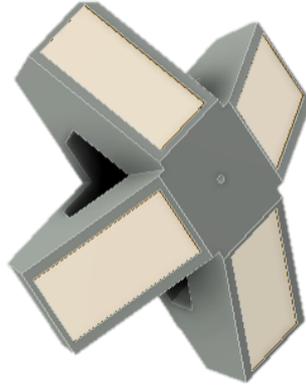


FIGURE 2.9 – Représentation CAO de l'effecteur magnétique à quatre aimants permanents

point (x,y,z) tel que :

$$B(x, y, z) = f(x, y, z, p_x, p_y, p_z, \theta, \Phi, \Psi, \mu_0, M) \quad (2.48)$$

Où les vecteurs de position et d'orientation de l'aimant permanent sont respectivement donnés par $[p_x, p_y, p_z]$ et $[\theta, \Phi, \Psi]$, μ_0 dénote la perméabilité magnétique du vide et M est l'aimantation de l'aimant.

Les directions des forces magnétiques résultantes peuvent être déterminées à partir de l'expression de l'intensité du champ magnétique généré résultant, comme nous l'avons mentionné précédemment. La force magnétique est dirigée de l'intensité du champ magnétique faible à élevée. Cependant, le calcul du gradient total de champ magnétique en un point de l'espace nécessite une transformation entre le repère de référence attaché à l'aimant permanent et le repère global du système. Par conséquent, l'expression du champ magnétique total, exprimée dans un repère global est la suivante :

$$B_{tot}(x, y, z) = B_{tot_x}(x, y, z)\vec{i} + B_{tot_y}(x, y, z)\vec{j} + B_{tot_z}(x, y, z)\vec{k} \quad (2.49)$$

et :

$$\begin{cases} B_{tot_x}(x, y, z) = \sum_{n=1}^4 B_{x_n}(x, y, z) \\ B_{tot_y}(x, y, z) = \sum_{n=1}^4 B_{y_n}(x, y, z) \\ B_{tot_z}(x, y, z) = \sum_{n=1}^4 B_{z_n}(x, y, z) \end{cases} \quad (2.50)$$

avec $B_{x_n}(x, y, z)$, $B_{y_n}(x, y, z)$ et $B_{z_n}(x, y, z)$ les trois composantes du champ magnétique généré par chaque aimant permanent et exprimé dans le repère global.

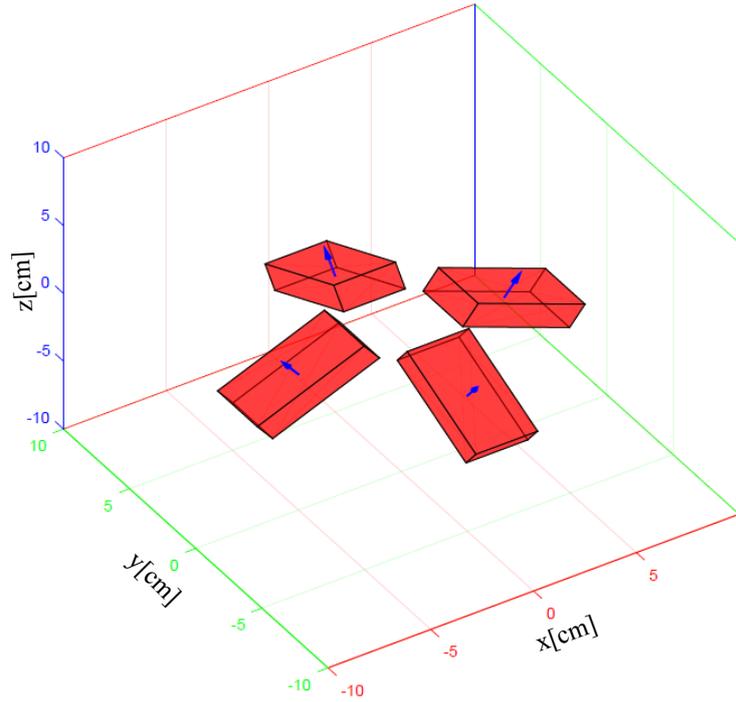


FIGURE 2.10 – Configuration de l'effecteur à quatre aimants permanents

Le gradient du champ magnétique total s'écrit :

$$(\nabla) \left\| B_{tot} \right\| = \begin{cases} \frac{\partial \left\| B_{tot} \right\|}{\partial x} \\ \frac{\partial \left\| B_{tot} \right\|}{\partial y} \\ \frac{\partial \left\| B_{tot} \right\|}{\partial z} \end{cases} \quad (2.51)$$

Rappelons que la force magnétique est définie comme suit :

$$f_m = V_m \|M\| \cdot (\nabla \|B\|) \quad (2.52)$$

avec : V_m le volume de l'objet magnétique et M l'aimantation magnétique.

Le système proposé est un effecteur à quatre aimants permanents pour contrôler à distance les particules dans un environnement fluide. Comparé à l'effecteur à deux aimants permanents, cet effecteur assure un comportement symétrique dans les deux plans xz et yz . Cela permet de générer des forces magnétiques dont les directions convergent vers un point fixe dans les deux plans, ce qui facilite le contrôle des particules. En outre, cette configuration génère une marge d'environ 2 cm autour de l'axe où les forces magnétiques convergent toujours vers la zone

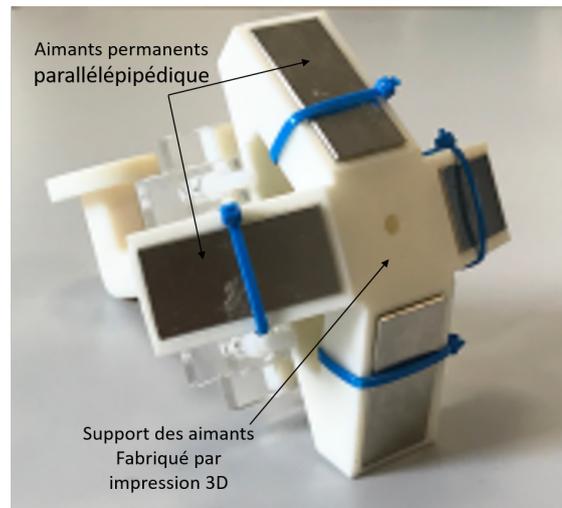


FIGURE 2.11 – L'effecteur à quatre aimants permanents réalisé par fabrication additive

d'équilibre. Cette marge rend possible le contrôle du mouvement d'une particule, y compris dans le cas où il y a une erreur de positionnement de l'effecteur.

L'augmentation du nombre d'aimants permanents permet également d'éloigner la position du point de convergence (point de Lagrange stable L_2), du centre du bâti des aimants comme indiqué dans la Fig 2.12. Ici le point L_2 est situé à 8 cm du centre de la structure alors que dans la configuration à deux aimants, le point stable L_2 est situé à une distance de 5,2 cm des aimants.

Cependant, en maximisant cette distance, nous devons nous assurer que l'intensité du champ magnétique généré par les aimants reste suffisamment importante pour déplacer une particule. Ainsi, les forces magnétiques générées par le nouvel effecteur sont plus importantes que celles générées par l'effecteur à base de deux aimants, tout en s'assurant que la force magnétique est suffisante pour diriger la particule au point de convergence. La Fig. 2.13 montre la différence de comportements entre l'effecteur à deux aimants permanents et celui à quatre aimants permanents, par analyse de la distribution des vecteurs du champ magnétique autour du point d'équilibre stable L_2 qui représente un minimum local de la force magnétique.

Le point d'équilibre stable est situé à une distance de 8 cm du centre de la structure des aimants. En analysant la force du champ magnétique, nous avons remarqué que la zone d'influence de l'effecteur est située dans un rectangle tel que z soit compris entre 7 cm et 8,8 cm et x entre -1 cm et + 1cm).

La stratégie choisie pour guider les microparticules en suivant la courbe de l'oreille interne consiste à approcher cette courbe par une suite de petits segments de droite (8 segments pour un tour complet). Après avoir découpé la trajectoire à suivre dans la cochlée en segments, on

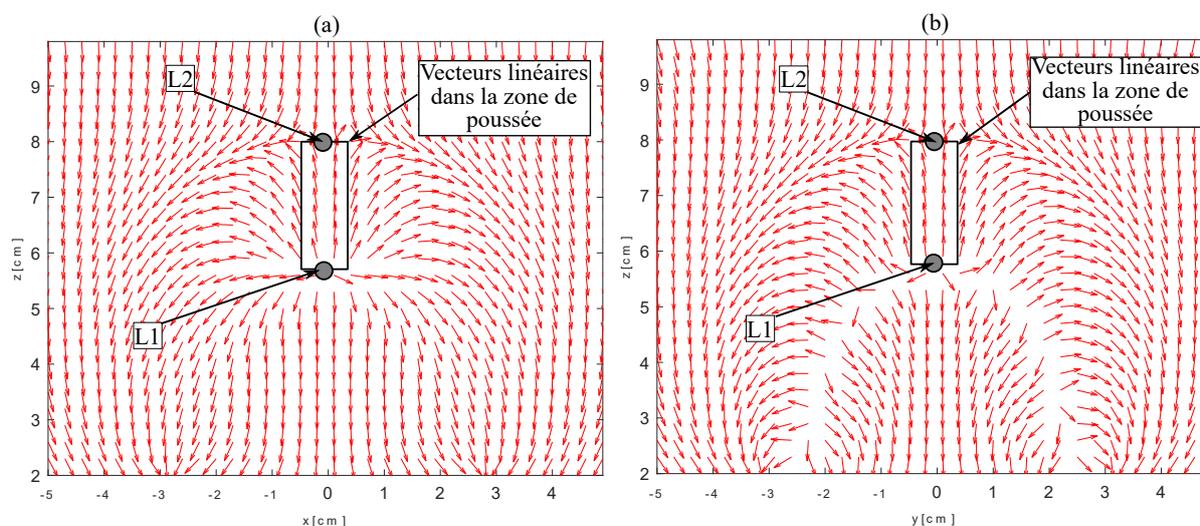


FIGURE 2.12 – Les vecteurs de forces magnétiques générées par l’effecteur à 4 aimants permanents dont les dimensions sont 60 cm, 30 cm et 15 cm : (a) plan xz, (b) plan yz

procède à la détermination de la position du point stable L_2 sur l’axe de l’effecteur. Il s’agit alors de positionner l’axe central de l’effecteur magnétique suivant le premier segment de trajectoire désiré et pousser les particules magnétiques ou les tirer vers le point L_2 , et ainsi de suite pour la totalité des segments, afin de parcourir tous ces segments.

Il est néanmoins nécessaire de déplacer l’effecteur magnétique entre chaque changement de segments pour s’assurer de l’alignement de l’axe de l’effecteur avec l’axe de la cochlée où se trouvent les particules magnétiques. Ce déplacement doit être réalisé avec précision car en s’éloignant de l’axe de l’effecteur magnétique, les forces magnétiques divergent. Il est ainsi recommandé d’utiliser un manipulateur robotique pour assurer le déplacement de l’effecteur magnétique autour de la tête avec précision tout en assurant une distance de sécurité fixe autour de la tête du patient.

2.6 Expérimentations pour la validation du principe de fonctionnement de l’effecteur à quatre aimants permanents

Différentes expérimentations ont été réalisées dans l’objectif de valider le principe de fonctionnement de l’effecteur proposé à quatre aimants permanents et surtout de montrer sa capacité à pousser ou tirer une particule vers, ou respectivement depuis, le minimum local de l’intensité du champ magnétique. Nous avons aussi évalué le comportement du système lorsque la microparticule n’est pas parfaitement placée dans l’axe central de l’effecteur. Nous avons finalement évalué la faisabilité de la stratégie de guidage le long d’une courbe en hélicoïde,

2.6. EXPÉRIMENTATIONS POUR LA VALIDATION DU PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DE L'EFFECTEUR À QUATRE AIMANTS PERMANENTS

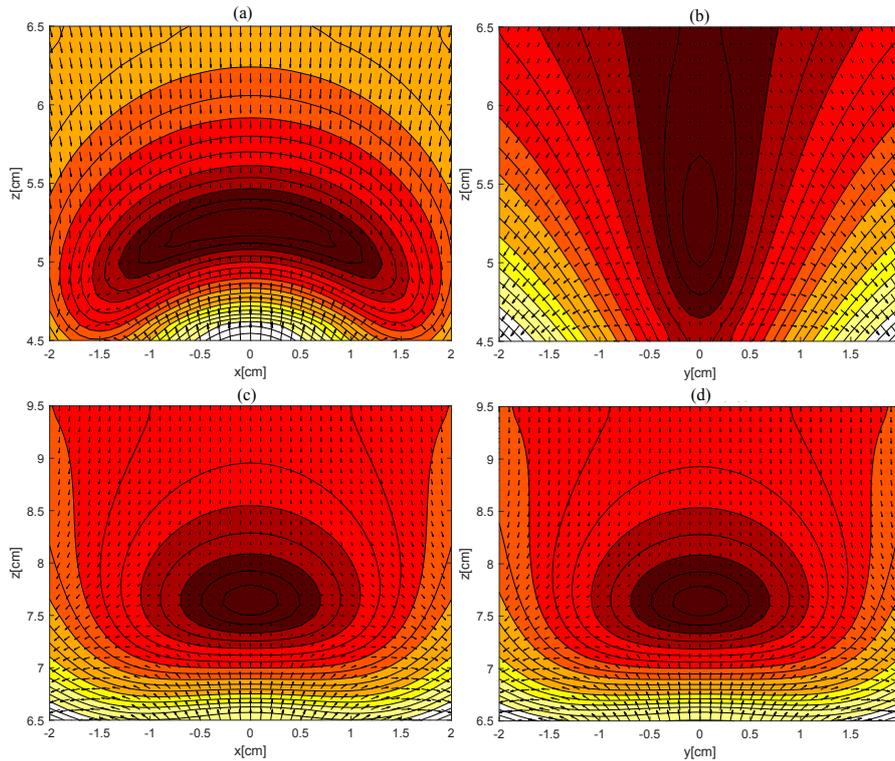


FIGURE 2.13 – Isolignes de l'intensité de la force magnétique autour du point de convergence avec la direction de la force magnétique : (a) plan xz du système à deux aimants permanents, (b) plan yz du système à deux aimants permanents, (c) plan xz du système à quatre aimants permanents, (d) plan yz du système à quatre aimants permanents.

comme présentée ci-dessus Fig. 2.14.

Dans un premier temps, nous avons validé la capacité du tirer/pousser une particule magnétique le long de l'axe central de l'effecteur. Il s'est ainsi agit de montrer l'existence de la zone de convergence suivant l'axe de cet effecteur, appelée zone de Lagrange L_2 .

Dans un deuxième temps, nous avons étudié le comportement du système au regard d'une particule magnétique située, non pas précisément sur l'axe de l'effecteur, mais dans un proche voisinage de celui-ci.

Dans un troisième temps, nous avons réalisé un guidage d'une particule dans une cochlée fac-similé en verre.

2.6.1 Montage expérimental et matériels utilisés

Pour la réalisation des essais expérimentaux, nous avons exploité une plateforme robotique composée d'un effecteur magnétique, d'un bras robotique, de deux microscopes et de puces

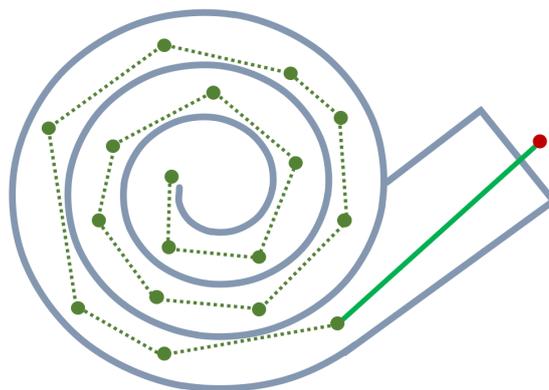


FIGURE 2.14 – Trajectoire segmentée de la particule dans le canal cochléaire



FIGURE 2.15 – Le robot *Fanuc LR Mate 200iD*

micro-fluidiques.

L'effecteur magnétique que nous avons utilisé est une première version de l'effecteur à quatre aimants permanents. Nous avons réalisé un prototype de cet actionneur sur lequel sont placés quatre aimants permanents du commerce de chez *Supermagnete*. Le support quant à lui, a été conçu et fabriqué en utilisant une imprimante 3D, voir Fig. 2.11 . Le matériau du support est du Acrylonitrile Styrène Acrylate (ASA) pour son excellente résistance mécanique et dont les différentes caractéristiques sont présentées dans le tableau suivant, Table. 2.1. L'effecteur est monté comme organe terminal d'un robot manipulateur à 6 DDL, ce qui permet d'assurer un contrôle des particules magnétiques avec la précision que permet le robot.

Le LR Mate 200iD de la marque *Fanuc*, disponible au laboratoire, a été retenu pour le

2.6. EXPÉRIMENTATIONS POUR LA VALIDATION DU PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DE L'EFFECTEUR À QUATRE AIMANTS PERMANENTS

Caractéristique	Valeur
Densité	1,05 g/cm ³
Module de traction	2059 MPa
Résistance à la traction	47,6 MPa
Module de flexion	2,19 GPa
Résistance à la flexion	74,5 MPa
Température de fusion	245-260°C

TABLEAU 2.1 – Caractéristiques du thermoplastique Acrylonitrile Styrène Acrylate

déplacement de cet effecteur en phase validation, voir Fig. 2.15. C'est un matériel industriel de charge 7 kg et de portée 911 mm. C'est un robot qui présente de grande capacités dynamiques et qui ne peut pas, de ce fait, être utilisé tel quel en proximité d'un humain (le LR Mate 200iD n'est pas un cobot!). Il convient dans une phase expérimentale où l'on valide un principe sur un fantôme, mais pas dans une phase clinique sans l'intégration d'impératives conditions de sécurité. Sa précision n'est pas une caractéristique que l'on peut facilement connaître de la part du constructeur, toutefois ce dernier donnant une répétabilité de 0,01 mm, nous retiendrons une valeur 10 fois plus grande, soit de l'ordre de 0,1 mm pour la précision de positionnement de la bride de fixation de l'effecteur. Cette valeur est satisfaisante pour notre application.

Deux microscopes TIMM400 de l'entreprise *SPIGmbh* ont été utilisés pour visualiser le déplacement de la particule sous l'effet du champ magnétique, voir Fig. 2.16.

La particule magnétique utilisée est sphérique de rayon $r = 0,25$ mm et dont la densité volumique est égale à $7\,200$ kg.m⁻³. Afin d'imiter le comportement du fluide, de faible viscosité, à l'intérieur de la cochlée, un mélange de 20% de glycérine et 80% d'eau a été réalisé.

Pour faire naviguer la particule magnétiques dans un environnement visqueux, des "puces microfluidiques" ont été réalisées en plexiglas transparent, permettant de visualiser le mouvement de la particule. Une puce microfluidique est une plaque en plexiglas découpée suivant différentes formes géométriques et dont l'intérieur est rempli d'un fluide visqueux.

Le montage expérimental composé des éléments cités auparavant est présenté à la Fig. 2.17.



FIGURE 2.16 – Les microscopes TIMM, de chez *SPIGmbH*

2.6.2 Déroulé des expérimentations avec l'effecteur magnétique

2.6.2.1 Opérations de tirer/pousser dans des canaux rectilignes

Les deux premières expérimentations visent à démontrer : *i*) la capacité de tirer ou pousser une particule placée dans un canal rectiligne positionné suivant l'axe central de l'effecteur (son axe z) et *ii*) la robustesse du procédé quant à sa capacité à tirer ou pousser une particule placée dans un canal qui est en position légèrement décalée par rapport à cet axe.

Ces deux observations ont été menées en utilisant un fantôme comportant 3 canaux rectilignes parallèles et coplanaires, distants les uns des autres de 2 mm (voir Fig. 2.18).

Dans cette expérience, des particules ont été positionnées dans les trois canaux parallèles. L'effecteur magnétique a été positionné manuellement de façon que son axe central (axe z) coïncide avec la direction du canal central. Dans le premier essai, le but était de démontrer la capacité de l'effecteur à pousser une particule magnétique puis la tirer dans ce canal central à partir d'une position initiale i_0 . Le déplacement de l'effecteur magnétique permet ainsi de déplacer le point L_2 sur l'axe de l'effecteur qui n'est autre que l'axe de révolution du canal central. L'effecteur magnétique est ainsi déplacé dans la même direction que celle du mouvement de la particule :

- i*) en le rapprochant du canal, pour éloigner le point L_2 , poussant ainsi la particule à avancer.
- ii*) en l'éloignant du canal, pour déplacer le point L_2 dans le sens inverse, afin de tirer la particule vers la position initiale.

L'enjeu est ensuite de visualiser le mouvement des particules positionnées dans les deux canaux placés au voisinage du canal central. Cette notion de voisinage se traduisant par un

2.6. EXPÉRIMENTATIONS POUR LA VALIDATION DU PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DE L'EFFECTEUR À QUATRE AIMANTS PERMANENTS

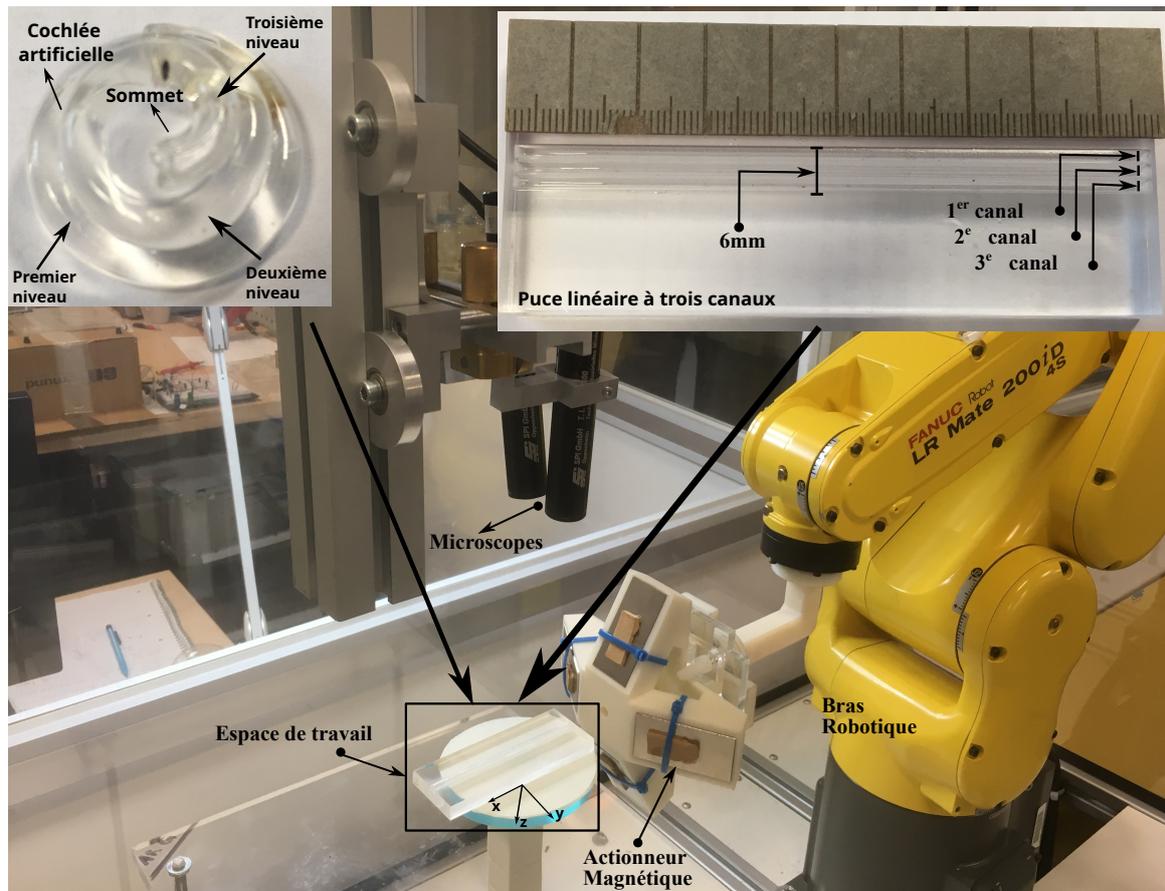


FIGURE 2.17 – Le montage expérimental de guidage des particules magnétiques dans des puces microfluidiques

écart entre particule et axe de 2 mm, autorisant donc le fait que celle-ci ne soit pas parfaitement positionnée suivant l'axe de l'effecteur.

En effet, l'effecteur magnétique a été positionné manuellement par rapport au canal central. Puis nous l'avons légèrement déplacé, latéralement, uniquement le long de son axe x , jusqu'à obtenir une force suffisante capable de pousser la particule magnétique, $P(x,y,z)$. Nous avons par la suite répété la même expérience dans les trois canaux tout en gardant la même position de l'effecteur dans le plan perpendiculaire aux canaux, soit $P'(x', y, z)$.

2.6.2.2 Opérations de tirer/pousser dans la cochlée hélicoïdale en verre

Dans cette expérimentation, nous avons utilisé une cochlée fac-similé. Celle-ci a été réalisée en verre extrudé d'un diamètre de 3 mm. Elle est composée de trois étages, sa hauteur est de 9 mm (voir Fig. 2.19).

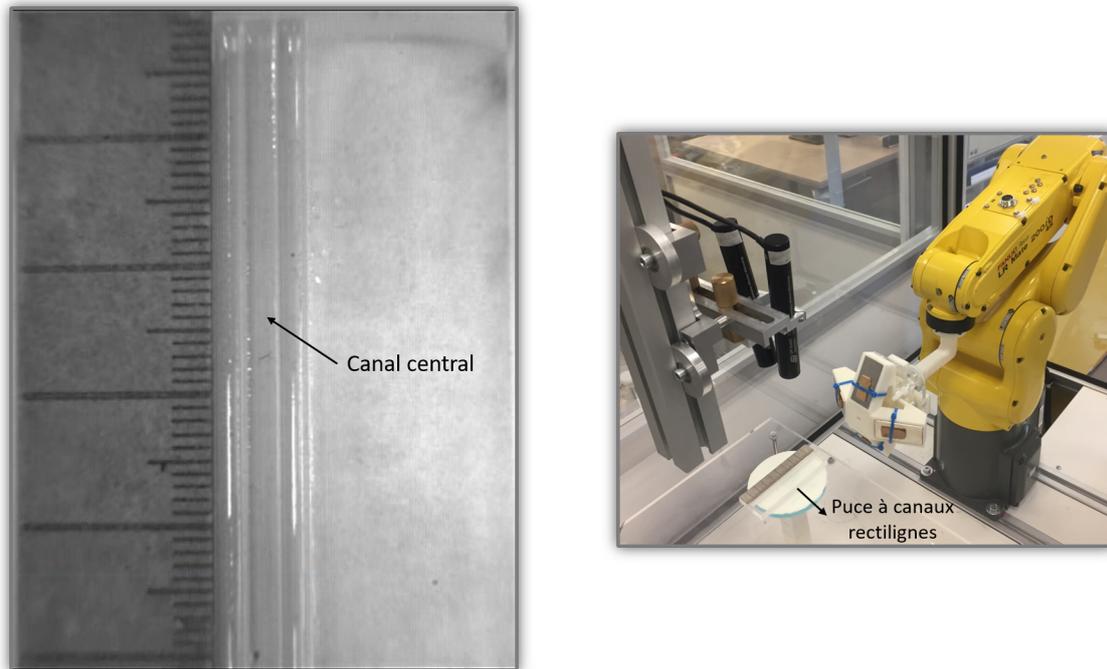


FIGURE 2.18 – Puce microfluidique à 3 canaux rectilignes

Le but étant de guider les particules magnétiques depuis la fenêtre ronde jusqu'au sommet de la cochlée, l'apex. L'objectif médical est de ramener le maximum de particules magnétiques, dans lesquelles sont encapsulés les médicaments visant à traiter des troubles de l'oreille interne.

Nous avons mis à l'intérieur de la cochlée en verre, un mélange d'eau et de glycérine puis déposé à son entrée une particule magnétique (point rouge sur la Fig. 2.14).

La trajectoire de la particule dans la cochlée est partitionnée en segments, il s'agit ainsi de déplacer le point de Lagrange L_2 le long de chaque segment, afin de la piloter jusqu'à l'apex.

L'effecteur magnétique a tout d'abord été orienté de manière que son axe central soit dans la direction du "tout début du canal spiral" de la cochlée. Cet effecteur a ensuite été translaté de façon que le point L_2 se déplace dans le plan de la base de la cochlée et suive un premier segment (segment vert sur la Fig. 2.14) jusqu'à ce que la particule arrive à l'extrémité de ce segment vert.

A partir de là, a été effectuée une suite de procédures identiques, consistant à orienter l'effecteur magnétique puis le translater dans le même plan de base de la cochlée, en suivant la succession des segments composant la trajectoire qui va de la fenêtre ronde jusqu'à l'apex.

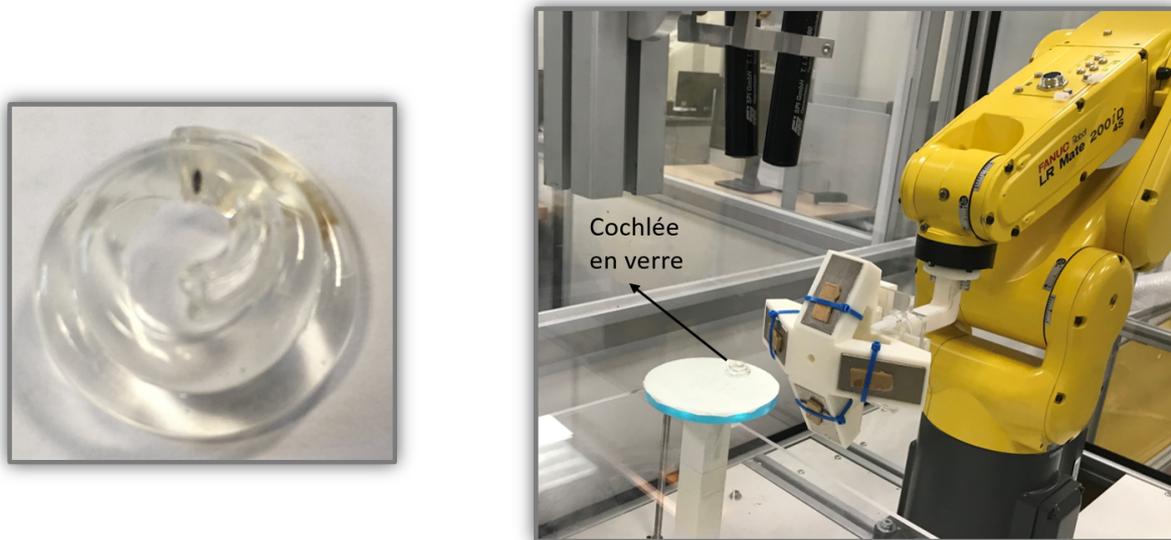


FIGURE 2.19 – Cochlée fac-similé en verre

2.6.3 Résultats et analyses des résultats

2.6.3.1 Analyse 1 : tirer/pousser dans le canal en position centrale

Dans cette expérience, la particule magnétique a été placée à une position initiale P_i à l'entrée du canal. Par la suite, l'effecteur magnétique a été positionné de telle sorte que son axe coïncide avec l'axe de révolution du canal central. De plus, ce positionnement a été réalisé convenablement de façon à placer le point de convergence, soit le point de Lagrange L_2 , à l'extrémité du canal. Cette position est déterminée à partir des simulations, présentées précédemment, qui montrent que le point L_2 le plus éloigné est à environ 8 cm de l'extrémité de l'effecteur. Ainsi, l'effecteur magnétique a été repositionné à chaque fois en respectant cette distance afin de pousser la particule magnétique jusqu'à 5 cm dans le canal. Les résultats de cette expérience sont présentés dans la Fig. 2.20. En effet, la particule se déplace vers l'extrémité du canal en subissant quelques ralentissements dûs aux frottements sur la paroi. Cela n'empêche pas néanmoins la particule d'atteindre le point de convergence.

Nous avons, par la suite, déplacé l'effecteur magnétique dans la direction opposée à celle du mouvement préalable afin de repositionner le point de Lagrange L_2 et tirer la particule jusqu'à l'entrée haute du canal central. Les résultats sont illustrés dans la Fig. 2.21.

Ces résultats démontrent ainsi la capacité de l'effecteur magnétique à déplacer une particule magnétique en exploitant la présence du point de convergence. Le repositionnement de ce point dans l'espace permet de guider la particule dans le canal sous l'effet des forces magnétiques de

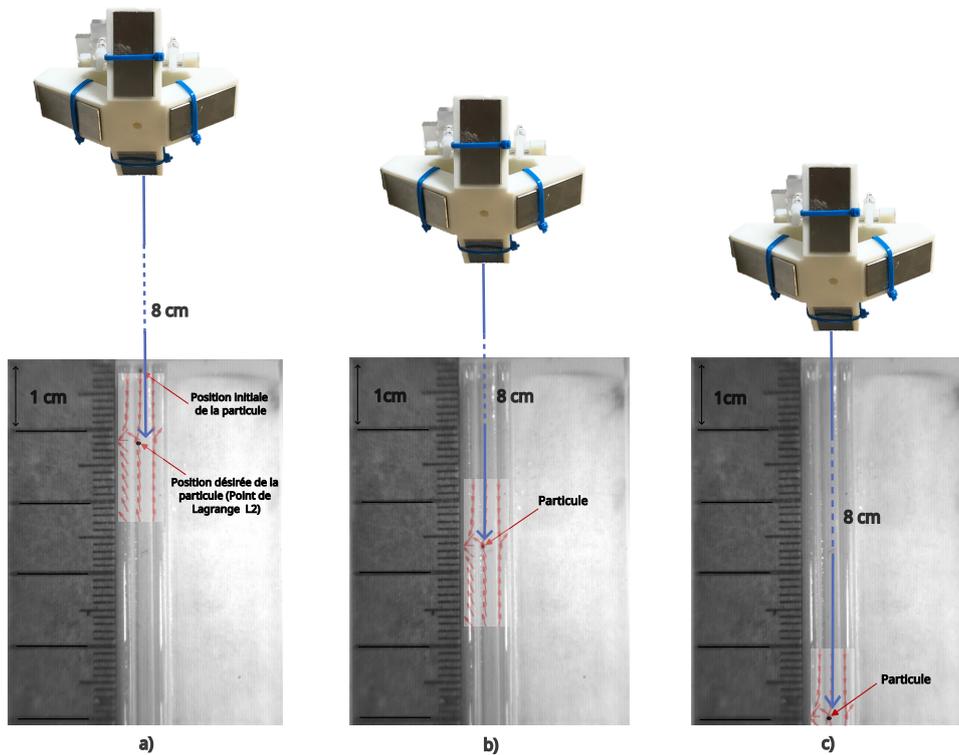


FIGURE 2.20 – Validation de l'opération de pousser une particule magnétique dans le canal central. a) La position de la particule à l'extrémité haute du canal, b) Une position intermédiaire de la particule lors de son mouvement dans le canal, c) La position finale de la particule poussée jusqu'à l'extrémité basse du canal central.

Les vecteurs des forces magnétiques ont été superposés sur les photos pour faire paraître la position du point d'équilibre L_2

pousser/tirer.

2.6.3.2 Analyse 2 : tirer/pousser dans le canal en position décalée

Dans cette série d'expériences, une particule magnétique a d'abord été placée à l'entrée haute du canal de droite et par la suite à l'entrée haute du canal gauche. La position de l'effecteur magnétique est fixe suivant les axes \vec{y} et \vec{z} mais pas suivant \vec{x} .

Puis l'effecteur magnétique a été déplacé afin de positionner le point de convergence, ceci pour piloter la particule jusqu'à ce point, tout en respectant toujours la distance minimale qui permet une force magnétique suffisante pour pousser ou tirer une particule. Dans les Fig. 2.22 et 2.23, différentes positions de la particule lors de son mouvement dans le canal de droite ont été illustrées. Les mêmes résultats ont été constatés lors du contrôle de la particule dans le

2.6. EXPÉRIMENTATIONS POUR LA VALIDATION DU PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DE L'EFFECTEUR À QUATRE AIMANTS PERMANENTS

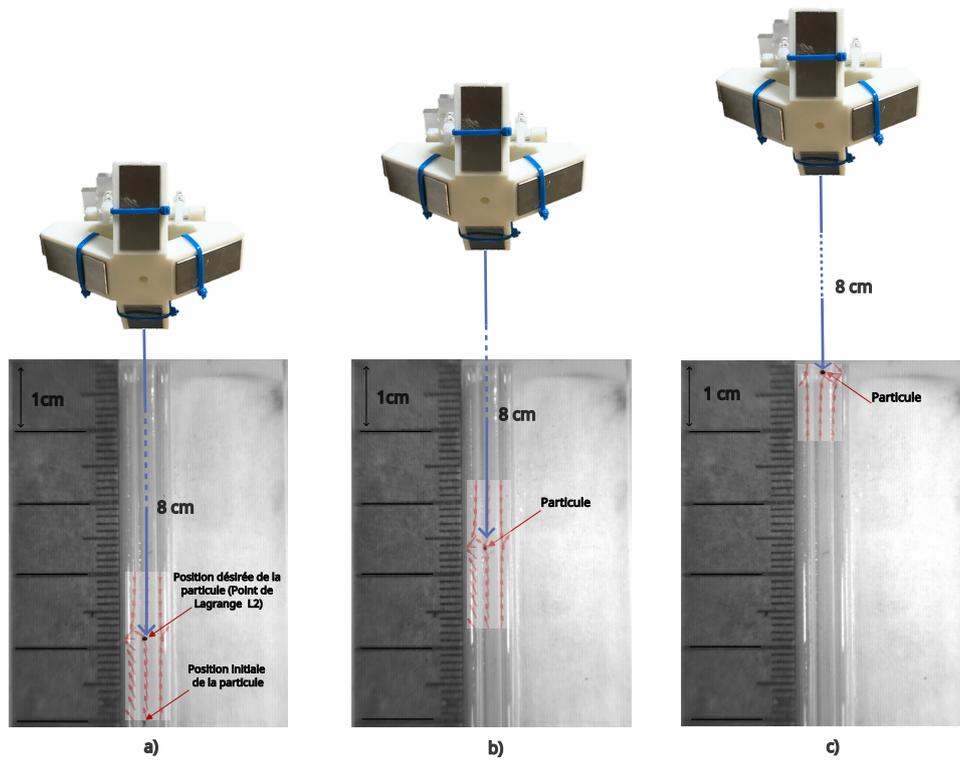


FIGURE 2.21 – Validation de l’opération de tirer une particule magnétique dans le canal central. a) La position de la particule à l’extrémité basse du canal, b) Une position intermédiaire de la particule lors de son mouvement dans le canal, c) La position finale de la particule tirée jusqu’à l’extrémité haute du canal central.

Les vecteurs des forces magnétiques ont été superposés sur les photos pour faire paraître la position du point d’équilibre L_2

canal de gauche en se servant des forces magnétiques de pousser/tirer.

Nous pouvons remarquer que la particule se colle à la paroi, ce qui ralentit son mouvement. En réalité, elle suit dans son mouvement les vecteurs de forces magnétiques. Le champ des forces magnétiques n’est pas un champ de vecteurs parallèles. Si on s’écarte de quelques millimètres de l’axe de l’effecteur, les directions des forces changent légèrement bien qu’elles convergent toutefois vers la zone d’équilibre. La valeur de ces forces magnétiques demeure toutefois suffisante pour piloter la particule. Cela explique la légère déviation du mouvement de la particule sans pour autant faire obstacle à son avancement jusqu’au point de convergence.

Comme il avait été prévu, l’effecteur magnétique s’est montré capable, dans cette série d’expériences, de pousser ou tirer des particules non forcément situées sur son axe d’actionne-

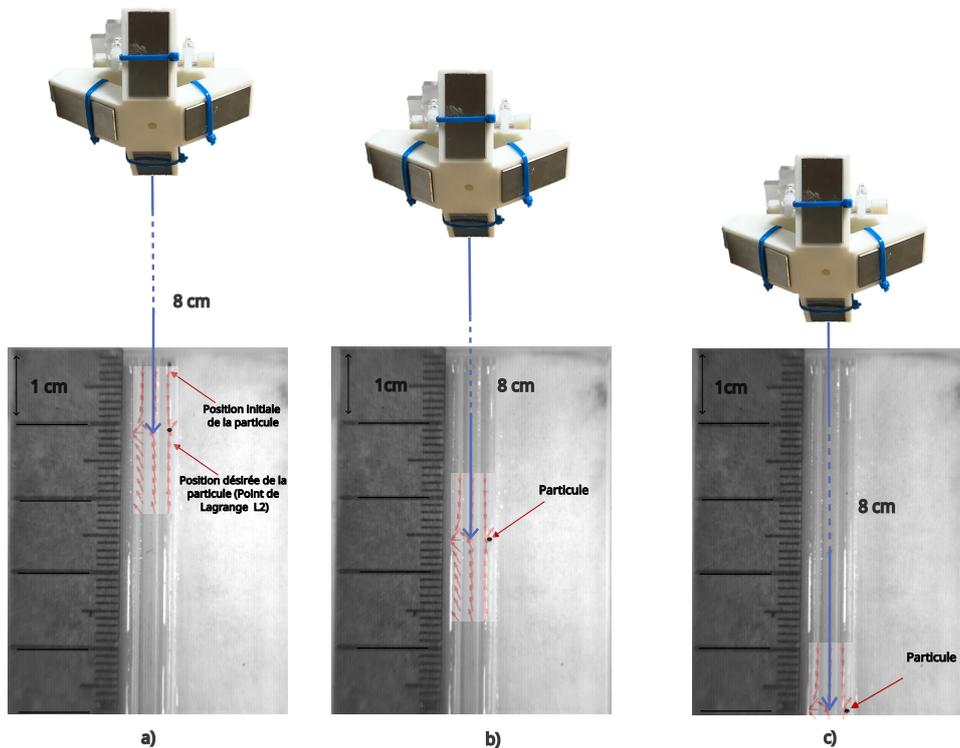


FIGURE 2.22 – Validation de l'opération Pousser une particule magnétique dans le canal de droite, tout en maintenant l'axe de l'effecteur suivant le canal central. a) La position de la particule à l'extrémité haute du canal, b) Une position intermédiaire de la particule lors de son mouvement dans le canal, c) La position finale de la particule poussée jusqu'à l'extrémité basse du canal de droite.

Les vecteurs des forces magnétiques ont été superposés sur les photos pour faire paraître la position du point d'équilibre L_2

ment, confirmant les résultats obtenus à l'aide des simulations des vecteurs de forces magnétiques.

2.6.3.3 Analyse 3 : tirer/pousser dans la cochlée hélicoïdale en verre

Un des principaux objectifs de la thèse étant le guidage de particules magnétiques dans la cochlée. Les expériences précédentes ont permis de confirmer la capacité de l'effecteur magnétique d'actionner des particules qui ne sont pas nécessairement situées sur son axe principal (axe z).

Cependant, ceci n'est validé que pour des particules situées latéralement de part et d'autre de l'axe principal de l'effecteur, c'est à dire suivant l'axe y du repère effecteur.

Dans cette dernière expérience, la particule magnétique a été placée au niveau de la fenêtre ronde, à l'entrée de la cochlée et l'effecteur magnétique a été orienté dans la direction du début

2.6. EXPÉRIMENTATIONS POUR LA VALIDATION DU PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DE L'EFFECTEUR À QUATRE AIMANTS PERMANENTS

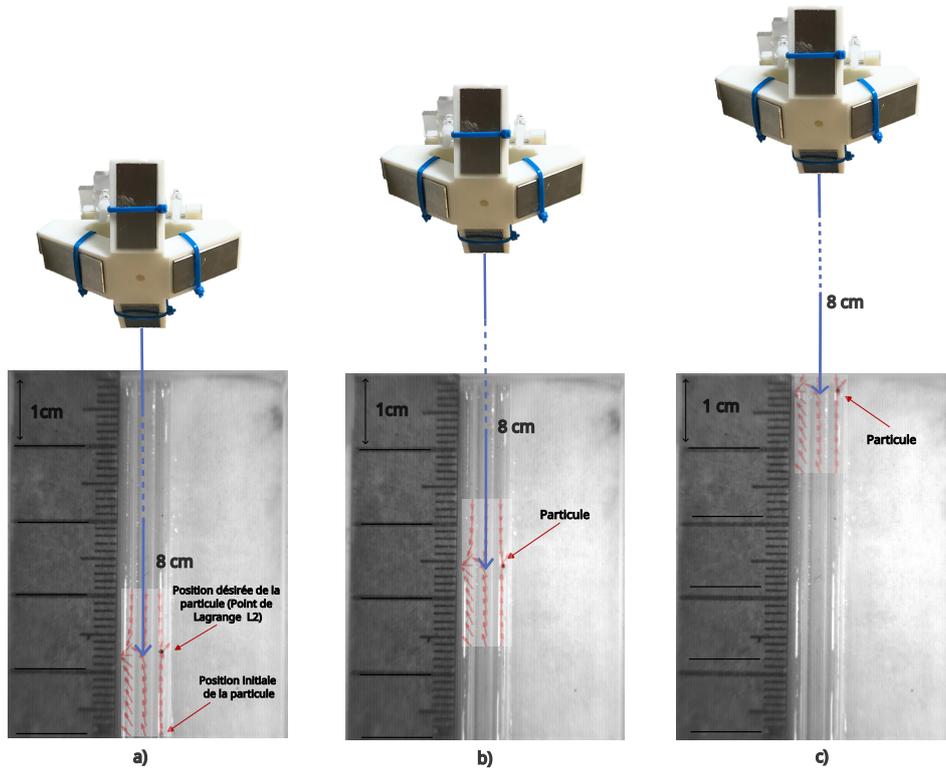


FIGURE 2.23 – Validation de l'opération de tirer une particule magnétique dans le canal de droite, tout en maintenant l'axe de l'effecteur suivant le canal central. a) La position de la particule à l'extrémité basse du canal, b) Une position intermédiaire de la particule lors de son mouvement dans le canal, c) La position finale de la particule tirée jusqu'à l'extrémité haute du canal de droite.

Les vecteurs des forces magnétiques ont été superposés sur les photos pour faire paraître la position du point d'équilibre L_2

(de l'ordre de 5 mm) du canal spiral de la cochlée. Le déplacement de cet effecteur permet de repositionner à chaque fois le point d'équilibre dans la cochlée, conformément aux distances de contrôle validées précédemment, piégeant ainsi la particule à cette position.

Un des avantages de cet effecteur magnétique à quatre aimants permanents, comparé à celui à deux aimants permanents, est la création d'un phénomène de symétrie. Nous pouvons ainsi prévoir un comportement symétrique dans les deux plans (xz) et (yz). D'après les résultats des simulations, l'effecteur est capable de contrôler des particules situées dans une marge de 1 cm de son axe. La hauteur de la cochlée fac-similé est de 9 mm. Placé suivant le début du canal de la cochlée, l'effecteur magnétique a été déplacé uniquement dans le plan (xy), plan de base de la cochlée. Ceci a permis de guider la particule jusqu'au sommet de la cochlée. Ainsi sans se

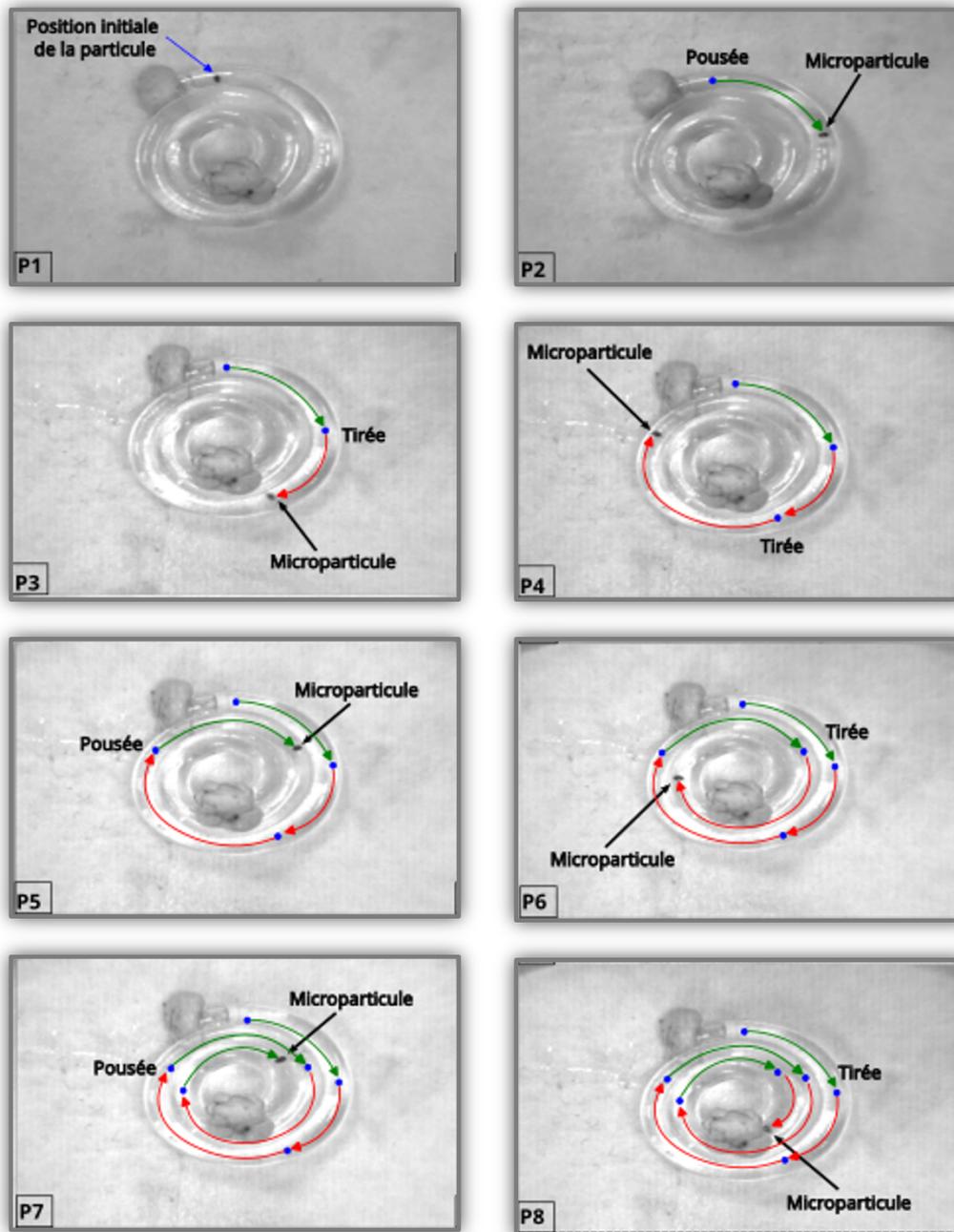


FIGURE 2.24 – Validation de l'opération de guidage d'une microparticule dans une cochlée artificielle remplie d'un fluide visqueux (mélange de glycérine et d'eau). Les huit positions P_i ($i \in [1; 8]$) illustrent le déplacement de la microparticule lors de son guidage depuis l'enroulement basal de la cochlée jusqu'à son apex

En vert : l'effecteur pousse la particule ; en rouge : l'effecteur tire la particule

déplacer suivant \vec{z} , l'effecteur est capable de contrôler le déplacement de la particule dans les trois étages de la cochlée.

Les différentes positions de la particule lors de son guidage vers l'apex de la cochlée sont présentées dans la Fig. 2.24. Ces résultats confirment les simulations du comportement symétrique du champ magnétique dans les deux plans. L'effecteur magnétique permet effectivement de contrôler des particules positionnées de part et d'autre de son axe que ce soit dans les plans (xz) ou (yz) .

2.7 Conclusion

Dans ce chapitre, a été présentée la solution-effecteur que nous avons retenue pour assurer le guidage de microparticules dans une cochlée.

Une étude comparative des différentes solutions possibles en matière de guidage magnétique a tout d'abord été réalisée, puis nous avons détaillé la solution retenue, qui consiste en l'utilisation couplée de quatre aimants permanents.

Nous avons montré que l'emploi d'aimants permanents rend possible le guidage, à distance, des microparticules et qu'il conduit à une solution suffisamment compacte. En effet, le champ magnétique que génère un aimant permanent est comparable, en intensité, à celui que l'on peut obtenir par un électroaimant.

Par ailleurs, en choisissant un dispositif à aimants permanents, il n'est pas nécessaire d'ajouter un système de refroidissement, car avec cette technique il n'y a aucun dégagement de chaleur autour de la tête du patient *a contrario* des dispositifs à base d'électroaimants qui imposent, quant à eux, l'utilisation d'une source de refroidissement. L'approche avec aimants permanents est ainsi bien moins encombrante que celle par électroaimants.

Les limites de l'effecteur magnétique à deux aimants permanents existant ayant été observées, un effecteur magnétique à quatre aimants permanents a été développé. La modélisation du champ magnétique généré par les quatre aimants permanents a été menée. Elle nous a permis d'identifier les lignes de champ magnétique ainsi que caractériser les forces magnétiques générées par l'effecteur. En étudiant le comportement spatial de ces forces magnétiques, nous avons pu établir qu'elles créent une zone de convergence, zone fixe de l'espace 3D. Cette zone est appelée "point de Lagrange L_2 ". En exploitant cette propriété, il est ainsi possible de guider les particules magnétiques vers ce point L_2 , soit en les tirant, soit en les poussant.

Différentes expériences permettant de valider ce fonctionnement de l'effecteur magnétique à quatre aimants permanents ont été réalisées.

Une première validation a été effectuée dans un ensemble de trois canaux latéraux en verre où l'on peut guider des particules sans la nécessité de parfaitement se positionner dans la direction du canal dans lequel évolue la particule. Par la suite, nous avons procédé au guidage d'une particule magnétique dans une cochlée fac-similé en verre en exploitant les forces de tirer ou de pousser. Le même commentaire qu'au-dessus peut être formulé, à savoir qu'il n'est pas absolument nécessaire que l'axe central de l'effecteur coïncide avec le segment de droite que doit suivre la particule magnétique. Cette particularité est d'une très grande importance : elle confère à l'effecteur une propriété de robustesse aux imprécisions de positionnement de l'effecteur par rapport à la cochlée.

Afin de piloter précisément l'effecteur magnétique à quatre aimants permanents autour de la tête du patient, opération nécessaire afin de placer le point de Lagrange L_2 dans la cochlée du patient, il s'avère que l'approche robotique est possible. L'effecteur magnétique est alors un outil particulier qu'il convient de positionner et orienter. Le point de Lagrange L_2 est alors le point de contrôle de l'outil (ou TCP / Tool Center Point). Plusieurs approches robotiques peuvent alors être envisagées : celle d'utiliser un robot de type industriel et celle de développer un dispositif polyarticulé dédié.

Dans la suite de ce manuscrit, nous présentons, puis discutons, différentes solutions robotiques qui répondent à ce besoin. La première solution, exposée au chapitre 3, consiste à utiliser un robot industriel à 6 DDL, le LR Mate 200iD du fournisseur *Fanuc*. Les solutions suivantes, qui sont présentées aux chapitres 3 et 4, concernent la conception de deux architectures cinématiques dédiées, respectivement à 3 DDL puis 5 DDL.

Analyse de deux approches robotiques pour le positionnement de l'effecteur magnétique

Dans ce chapitre, nous présentons deux approches robotiques distinctes pour porter l'effecteur magnétique à quatre aimants permanents et guider (tirer ou pousser selon le cas) des particules magnétiques encapsulant les médicaments à l'intérieur de la cochlée.

La première approche est d'utiliser un robot du commerce, le LR Mate 200iD de Fanuc. Elle a été élaborée en simulation en utilisant le logiciel Roboguide. La seconde approche est de développer un dispositif dédié à l'application. Un robot à 3 DDL a été conçu et réalisé, incluant : fabrication des segments, motorisation et commande. Pour les deux approches, il a été montré les faisabilités des solutions robotiques, démarches préalables, soit à une intégration de robot (approche robot industriel), soit à une conception mécatronique détaillée (approche robot dédié).

3.1 Introduction

La cochlée est un petit organe osseux creux, dévolu à l'audition et situé au niveau de l'oreille interne. Cette cochlée est constituée d'un canal enroulé en spirale autour d'un axe osseux. Elle est protégée par la membrane de la fenêtre ronde et uniquement accessible par le biais de cette dernière. La diffusion de médicaments, à l'intérieur de la cochlée, impose à ces médicaments le fait de suivre une trajectoire quasi-hélicoïdale depuis l'entrée de la fenêtre ronde jusqu'à l'apex.

Pour assurer le guidage des particules magnétiques encapsulant les médicaments, à l'intérieur de la cochlée, l'effecteur magnétique à quatre aimants permanents que nous avons présenté dans le chapitre précédent sera utilisé pour pousser ou tirer lesdites particules le long de l'axe actif de cet effecteur. Afin que la direction de cet axe actif coïncide, localement, avec la tangente à la trajectoire désirée des particules, cet effecteur doit pouvoir se déplacer autour de la tête du patient. Ce déplacement sera alors assuré par un robot. Le fait que l'effecteur à quatre aimants permanents, que nous proposons d'utiliser pour l'application, soit capable de tirer mais aussi de repousser les particules magnétiques, permet de le positionner toujours du même côté de la tête du patient. Ainsi, les mouvements de l'effecteur autour du patient se verront réduits. Le robot porte-effecteur aura en conséquence des dimensions globales elles aussi réduites. Un effecteur magnétique classique, limité à la stricte capacité d'attirer une particule, ne permettrait pas cette approche robotique particulière puisqu'il lui faudrait pouvoir tourner tout autour de la tête du patient.

Dans ce chapitre, nous envisageons deux approches distinctes quant au choix du robot porte-effecteur. La première est d'utiliser un robot du commerce - dit robot industriel -, la seconde est de développer un robot dédié à l'application médicale cible. Pour les deux approches, notre objectif a été de montrer la faisabilité des solutions robotiques. C'est une démarche préalable, soit à une intégration de robot (approche robot industriel), soit à une conception appropriée (approche robot dédié). Cette seconde voie sera abordée en seconde partie de ce chapitre, conduisant au développement du prototype 1, et sera l'objet principal du Chapitre 4 et du prototype 2.

L'intégration d'un robot, qu'il soit industriel ou dédié, commence par la caractérisation des besoins cinématiques : en termes de mobilité et en termes d'espace de travail accessible. En considérant que la tête d'un humain a une forme proche d'une sphère et que l'effecteur magnétique doit se mouvoir autour de la tête, on en déduit simplement que le volume accessible par l'effecteur doit lui aussi avoir une forme sphérique, ou tout du moins une partie d'une sphère, compte tenu des caractéristiques soulignées au paragraphe précédent.

3.2 Contraintes anatomiques et cliniques dues à l'intervention sur la cochlée

Nous avons vu, dans le chapitre 1, que l'administration de médicaments dans l'oreille interne constitue un défi dans le traitement de la perte auditive neurosensorielle. Les progrès de la thérapie moléculaire et des nanotechnologies, observés au cours de la dernière décennie, ont favorisé le développement de diverses méthodes pour l'administration de médicaments. On évoque notamment maintenant des voies systémiques et intratympaniques et même des voies intracochléaires directes par injection directe dans l'oreille interne.

Nous rappelons ainsi les caractéristiques dimensionnelles de la cochlée (voir Fig.3.1) dans le tableau suivant Tab. 3.1.

Caractéristique	Valeur
Hauteur	4 mm
Largeur de la spirale basale	7 mm
Diamètre du canal (entrée)	2 mm
Diamètre à l'Apex	1 mm
Nombre de tours	2,75
Longueur déroulée	31 à 33 mm
Volume du liquide cochléaire	70 μ L
Angle entre le tour basal et le tour moyen	9°
Angle entre le tour moyen et le tour apical	2,4°

TABLEAU 3.1 – Les caractéristiques dimensionnelles de la cochlée

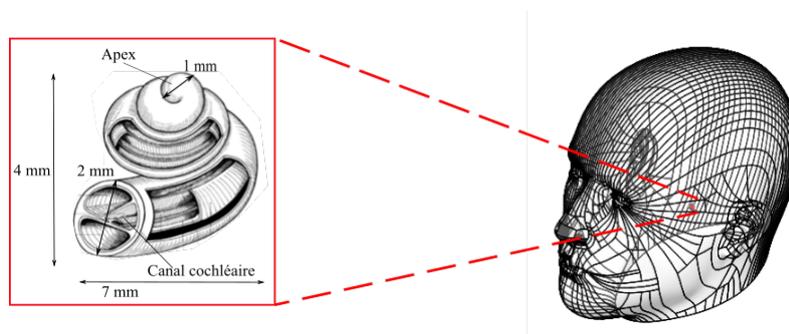


FIGURE 3.1 – Dimensions et positionnement de la cochlée dans la tête - cas de la cochlée gauche

Notons que l'axe modiolaire de la cochlée fait un angle moyen d'environ 40° avec le

3.3. CONTRAINTES CINÉMATIQUES IMPOSÉES PAR LE FONCTIONNEMENT DE L'EFFECTEUR MAGNÉTIQUE

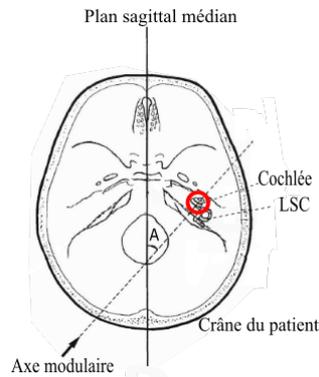


FIGURE 3.2 – Position de la cochlée dans la tête chez l'humain

plan sagittal médian comme présentée dans la Fig. 3.2. De plus, étant donné que le canal semi-circulaire latéral (ou lateral semicircular canal - LSC) forme un angle de 30° vers le haut par rapport au plan infra-orbitoméatal, nous pouvons considérer que l'axe modiolaire est approximativement parallèle à ce plan [Leon *et al.*, 2014].

NB : Les très petites dimensions de la cochlée vont définir les spécifications de conception du dispositif à concevoir pour l'administration ciblée des médicaments directement dans l'oreille interne.

Par ailleurs, cette intervention clinique s'effectue à distance, mais tout en étant à proximité de la cochlée, soit de la tête du patient. Il est ainsi important, de prendre en compte toutes les mesures de sécurité nécessaires à la garantie d'une intervention sûre et fiable, autant pour le patient que pour l'équipe médicale.

3.3 Contraintes cinématiques imposées par le fonctionnement de l'effecteur magnétique

L'emplacement de l'oreille interne et les obstacles anatomiques tels que la tête du patient, rendent l'attraction des particules magnétiques par un aimant externe extrêmement difficile, voire impossible du fait des positions, par rapport à la tête, que devrait prendre cet aimant. En effet, pour attirer une particule dans l'oreille interne, un aimant de traction, nécessairement mobile autour de la tête du patient, devrait parfois se situer du côté opposé à la cochlée traitée (ex. : être placé à droite de la tête pour traiter la cochlée gauche).

Il serait, dans ce cas, à une distance très importante de la cochlée. Ceci imposerait au robot d'avoir un espace de travail plus large. Ceci imposerait aussi des aimants permanents de taille plus grande pour générer la force suffisante à l'actionnement des particules magnétiques à une

telle distance. Ces problèmes sont résolus à partir du moment que l'effecteur peut pousser : il peut alors se positionner en proximité de l'oreille à traiter.

La capacité de l'effecteur à quatre aimants permanents de créer des forces de poussée ou de traction permet de surmonter cette limite (voir Fig.3.3).

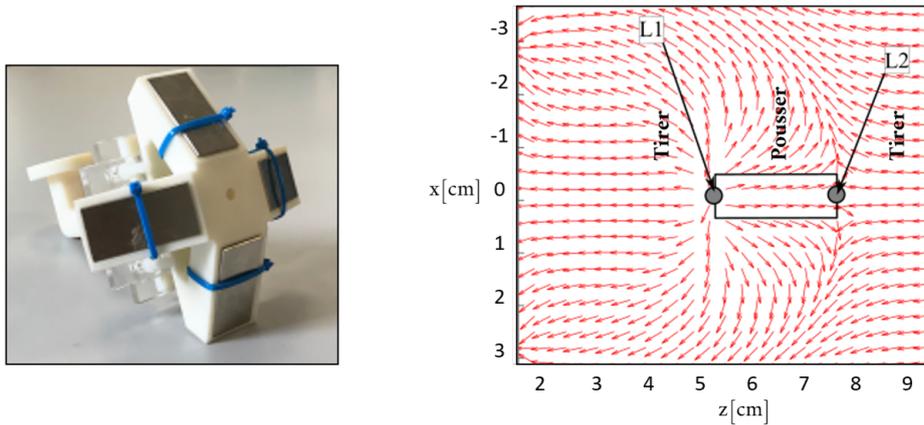


FIGURE 3.3 – L'effecteur magnétique et le gradient magnétique généré.

Nous avons vu qu'il existe une zone où la combinaison des différentes forces magnétiques s'annule. L'effecteur à quatre aimants permanents crée cinq points de Lagrange mais un seul d'entre eux est stable et permet de fixer la particule magnétique dans une position ciblée. Celui-là est appelée point de Lagrange L_2 .

Le point L_2 permet d'atteindre le sommet de la tête du patient, comprenant les deux cochlées, celle de droite et celle de gauche, ainsi que d'autres organes importants comme le cerveau et les yeux.

Si l'on modifie l'inclinaison entre les deux aimants permanents, la configuration des champs magnétiques ainsi que les positions des points de Lagrange sont elles aussi modifiées. Les forces de poussée (et de traction) sont générées sur un intervalle d'environ 20 mm appelé *bande d'actionnement*. Toute particule positionnée dans cette bande peut alors être soit poussée soit tirée selon sa position par rapport au point de Lagrange L_2 , voir Fig.3.3.

Pour guider une particule magnétique sur le trajet quasi-hélicoïdal, à l'intérieur de la cochlée, l'effecteur doit se positionner de façon déterminée par rapport à cette dernière. La solution que nous avons adoptée, pour guider les particules jusqu'à l'apex de la cochlée, consiste à décomposer la trajectoire courbe souhaitée de ces particules en petits segments de droite voir Fig.3.4. Pour guider la particule le long d'un segment élémentaire de trajectoire, le robot doit positionner l'effecteur de façon à ce que "l'axe actif" Z_6 de ce dernier coïncide avec la direction de ce segment. L'effecteur est alors en mesure de guider la particule, par des "pousser" ou "tirer",

3.3. CONTRAINTES CINÉMATIQUES IMPOSÉES PAR LE FONCTIONNEMENT DE L'EFFECTEUR MAGNÉTIQUE

jusqu'à l'extrémité dudit segment. Cette extrémité n'est autre, par ailleurs, que l'origine d'un second segment élémentaire de trajectoire. Le robot a alors pour mission de positionner l'effecteur dans une nouvelle position/orientation, compatible avec la direction du second segment...

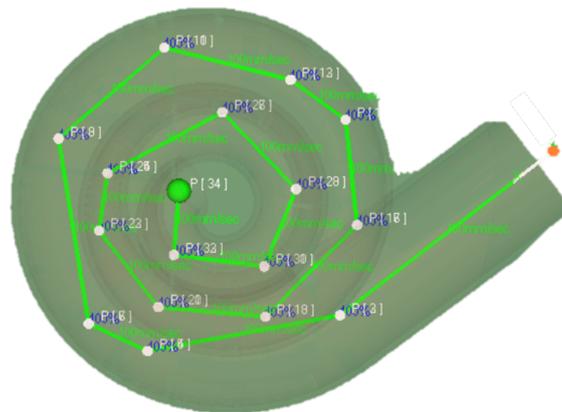


FIGURE 3.4 – Trajectoire des particules magnétiques dans la cochlée composée de segments

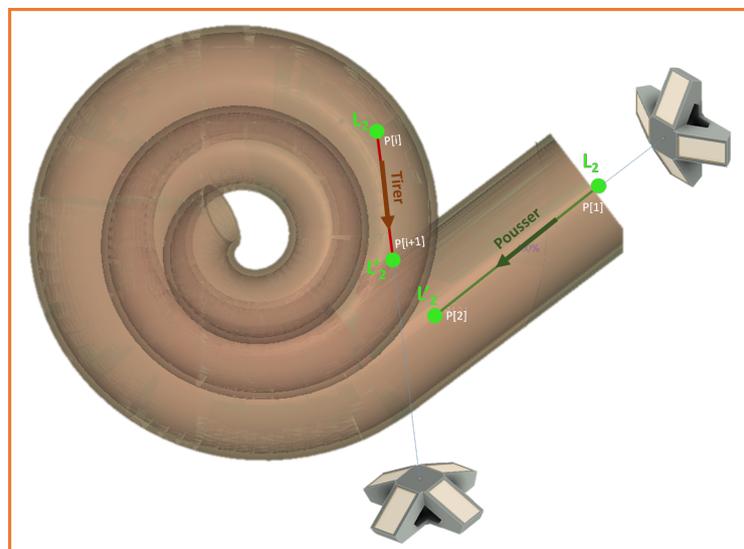


FIGURE 3.5 – Actions sur la particule le long d'un segment élémentaire de trajectoire selon son positionnement par rapport aux points de Lagrange : un "Tirer" pour le segment vertical (en rouge), un "Pousser" pour le segment oblique (en vert)

3.4 Faisabilité de la solution utilisant un robot industriel

Des expérimentations préliminaires ont été réalisées à l'aide d'un manipulateur sériel à 6 degrés de liberté dans l'objectif de valider la faisabilité de la procédure de guidage de particules utilisant l'effecteur magnétique présenté au chapitre précédent. Nous avons pour cela utilisé un outil de simulation permettant la virtualisation de la procédure robotisée afin de vérifier que la solution proposée répond au besoin médical et présenter ensuite, au médecin, une représentation fidèle à la réalité, ce qui lui permet de comprendre cette solution proposée et échanger ainsi sur les éventuelles personnalisations de la cellule. Cette modélisation nous permet aussi de vérifier, non seulement la stratégie de guidage pour assurer l'absence de collisions, mais aussi l'ergonomie globale du système à proposer.

Le choix du robot a été fait parmi ceux qui étaient disponibles au laboratoire. C'est ainsi que nous avons retenu le LR Mate 200iD, robot industriel du constructeur *Fanuc*. En l'occurrence l'outil de simulation utilisé est le logiciel "Roboguide", également proposé par *Fanuc*.

3.4.1 La cellule robotique sur Roboguide

3.4.1.1 Le logiciel Roboguide

Roboguide est un logiciel de simulation et programmation des robots Fanuc. Il permet la création et l'optimisation de cellules robotisées et rend ainsi possible de vérifier et valider la faisabilité d'une application robotique. Il est possible d'importer des cellules ou des préhenseurs standards et des outils personnalisés créés en CAO (sous Catia ou Solidworks par exemple, comme nous l'avons fait), offrant la possibilité d'utiliser la plupart des options logicielles des robots réels. Ceci permet ainsi de créer, programmer et simuler une cellule robotisée en 3D. La solution proposée peut dispenser de recourir à une installation matérielle, ceci grâce à une modélisation et une intégration réalistes de l'environnement dans lequel évoluent les robots et fidèles au comportement dynamique que peut avoir le robot réel intégré dans la cellule. En effet, la solution est bâtie sur des contrôleurs virtuels de robot ce qui assure la précision des résultats de simulation (estimation du temps de cycle à 2 % environ, vérification de trajectoires sans collisions, éloignement des singularités ou des limites articulaires...).

La cellule Roboguide que nous avons créée est présentée à la Fig.3.15. Elle est composée du robot Fanuc LR Mate 200iD, d'un patient virtuel créé sous Solidworks et importé dans Roboguide et d'un outil qui n'est autre que l'effecteur magnétique présenté au chapitre 2.

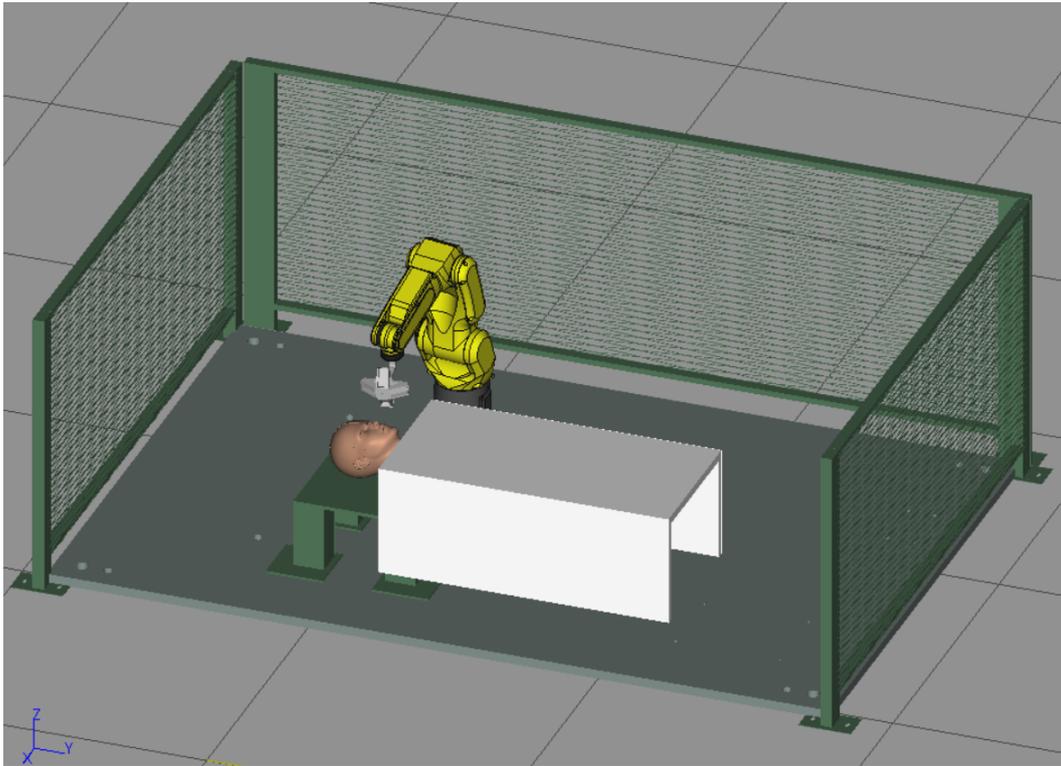


FIGURE 3.6 – Cellule robotisée créée sous le logiciel Roboguide pour la simulation du guidage de particules magnétiques dans la cochlée

3.4.1.2 Le robot LR Mate 200iD de Fanuc

En raison de sa disponibilité au laboratoire, nous avons choisi d'utiliser le robot LR Mate 200iD de Fanuc, illustré ci-après (Fig.3.7) pour tester la faisabilité de la procédure de guidage de particules magnétiques dans la cochlée en utilisant des aimants permanents.

C'est ce robot qui a été intégré dans la cellule Roboguide.

Ce robot présente 6 DDL, soit 6 liaisons pivots assurant des mouvements de rotation du mécanisme articulé fluides et précis. Le schéma cinématique du robot est présenté à la Fig.3.8. Sur cette même figure, ont été disposés les 7 repères attachés au bâti et aux 6 segments du robots en respectant le formalisme de Denavit-Hartenberg modifié. La configuration de cette figure correspond à la position "Zéro" du robot ; les directions des axes Z_i sont compatibles avec les sens de rotation des 6 articulations du robot, directions usuelles telles qu'appliquées par Fanuc. Ce robot présente une charge admissible de 7 daN, permettant ainsi l'ajout de l'effecteur magnétique présenté précédemment. L'enveloppe de travail du robot est une sphère de rayon 717 mm, voir Fig.3.9. La valeur de sa répétabilité en position, donnée par le constructeur, est de 0,01 mm, ce qui correspond à un très bon niveau de performance.



FIGURE 3.7 – Le LR Mate 200iD, robot 6 axes de chez Fanuc

3.4.1.3 Le patient virtuel

Pour simuler au mieux l'environnement réel, un patient virtuel a été dessiné avec le logiciel Solidworks. Une cochlée aux dimensions réelles a été positionnée dans l'oreille gauche.

Un prototype de la tête modélisée en 3D a été réalisé par fabrication additive avec une imprimante 3D. Le matériau utilisé est l'Acrylonitrile Styrène Acrylate (ASA). Des emplacements précis pour les deux cochlées (taille réelle) ont été prévus ainsi que des percages pour insérer les microscopes. La tête a été fabriquée en plusieurs parties afin de respecter les limites de l'espace de travail de l'imprimante 3D. Certaines parties sont amovibles (ex. : le bloc auditif), permettant notamment le placement de cochlée fac-similé à l'intérieur de la tête. La Fig.3.10 illustre le prototype réalisé.

Le modèle CAO de ce patient a été intégré dans la cellule Roboguide.

3.4.2 Simulation de la procédure de guidage de particules dans la cochlée sous Roboguide

La cellule créée sous Roboguide, Fig.3.6, pour simuler le guidage de particules magnétiques dans la cochlée, est composée du robot LR Mate 200iD équipé de son effecteur magnétique et du patient virtuel. Le robot a été positionné de façon que la tête du patient soit située dans l'espace de travail du robot et le plus loin possible des frontières de cet espace. Cela fait

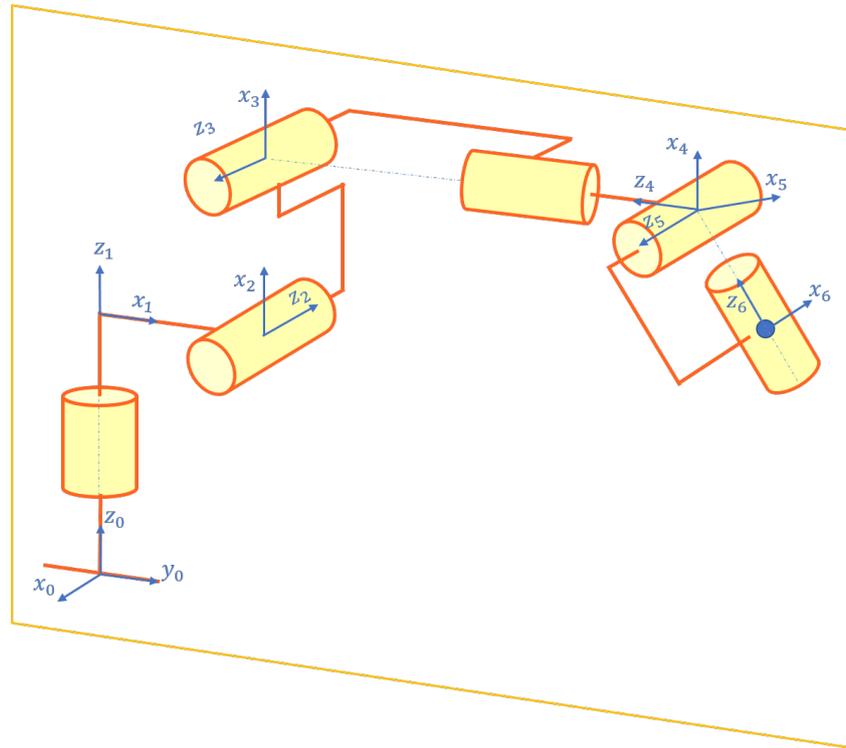


FIGURE 3.8 – Schéma cinématique du robot Fanuc LR Mate 200iD à 6 DDL et positionnements des repères attachés aux segments du robot via le formalisme de Denavit et Hartenberg modifié

que les mouvements du robots seront dans les lieux de meilleure dextérité et *a priori* loin des singularités. S’agissant d’un robot industriel, des barrières ont été posées autour du LR Mate afin de sécuriser les alentours de la cellule. Conscients du fait qu’un robot industriel ne peut être utilisé en l’état dans un environnement médical, nous rappelons que la présente analyse reste au stade d’étude de faisabilité de la procédure robotique. Ainsi, les mesures de sécurité strictes n’ont pas été prises en compte à ce stade du développement.

La stratégie de pilotage du robot consiste en une suite répétitive d’étapes élémentaires permettant de guider une particule magnétique jusqu’à l’apex de la cochlée. Chaque étape comporte *i*) une phase de positionnement du robot, voir Fig.3.11 puis *ii*) une phase d’actionnement de la particule, voir Fig.3.12.

On rappelle que la particule sera conduite (donc étape par étape) le long de petits segments de droite élémentaires. On précise que le Centre d’outil à contrôler (TCP selon Fanuc) n’est autre que le point de Lagrange L_2 de l’assemblage magnétique, voir Fig.3.13.

La première phase consiste à placer le point de Lagrange L_2 sur une des extrémités du segment et faire que l’axe principal de l’effecteur coïncide avec le segment en question (déplacement articulaire selon Fanuc). La deuxième phase consiste à mener (en poussant ou tirant selon le cas)

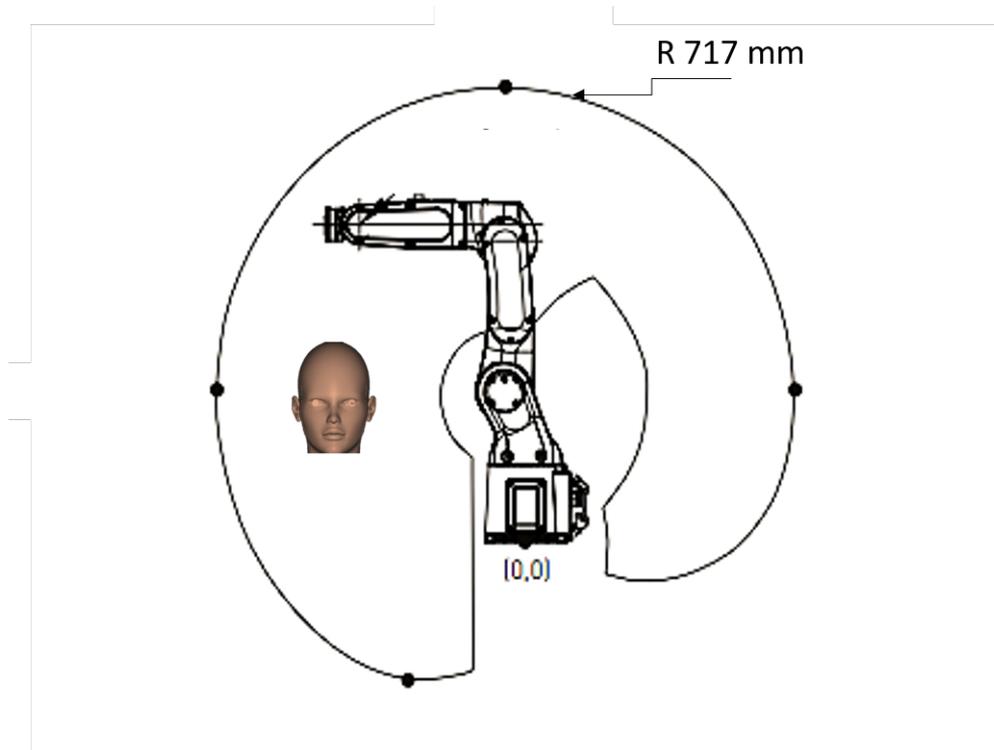


FIGURE 3.9 – Coupe par un plan vertical de l'espace de travail du robot Fanuc LR Mate 200iD et position de la tête du patient dans cet espace lors de l'intervention sur la cochlée

la particule vers l'autre extrémité du segment en déplaçant le point L_2 (aussi TCP du robot) vers cette autre extrémité en suivant une ligne droite (déplacement Linéaire selon Fanuc). La troisième phase consiste à tourner autour du point L_2 . Le point stable L_2 reste fixe, mais la direction de l'effecteur magnétique est modifiée de manière que son axe coïncide avec le segment suivant. Ces trois phases sont exécutés autant de fois que nécessaire pour faire le tour complet de la cochlée, soit parcourir tous les segments. Le sens de rotation autour du point L_2 dépend du type d'actionnement de la particule (pousser ou tirer). Les étapes de guidage sont illustrées dans l'organigramme représenté à la Fig.3.14.

3.4.3 Résultats et limitations quant à l'utilisation d'un robot industriel

Avec la stratégie présentée précédemment (Fig.3.14), la simulation d'un guidage d'une particule dans la cochlée sur Roboguide consiste à placer le centre outil, qui n'est autre que le point de Lagrange L_2 , à l'entrée de la cochlée et le faire naviguer jusqu'à l'apex.

Nous avons pour cela enchaîné des déplacements en translation et en rotation du robot afin de parcourir tous les segments de la cochlée.

Le centre outil du robot a été paramétré sur l'axe de l'effecteur magnétique, soit à une dis-

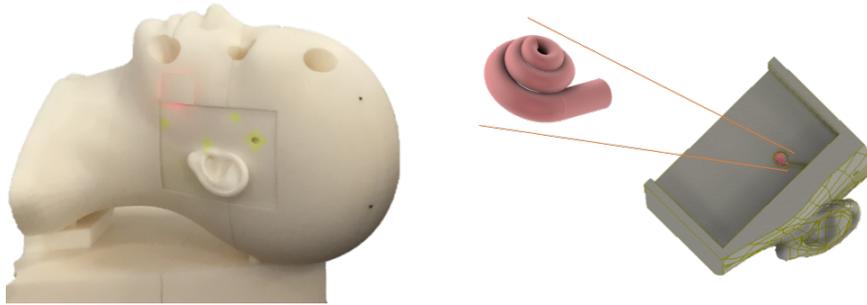


FIGURE 3.10 – Tête d’un patient virtuel réalisée par fabrication additive avec imprimante 3D. Le système auditif est un bloc rectangulaire amovible qui permet d’accéder à l’intérieur de la tête pour y placer une cochlée fac-similé

tance de 8 cm de la partie distale de l’effecteur, il s’agit en effet du point de Lagrange L_2 (voir Fig.3.13). Pour tirer (ou pousser) une particule le long d’un segment, jusqu’à son extrémité, il suffit de déplacer le centre outil afin de faire translater le point de Lagrange jusqu’à l’extrémité de ce segment. Le centre d’outil avance ainsi pour pousser la particule ou recule s’il s’agit de la tirer.

Le robot effectue ensuite un mouvement de rotation autour de ce même point afin de ne pas déplacer le point L_2 , et jusqu’à s’orienter dans la direction du segment suivant de la trajectoire. Ces étapes ont été exécutées en continu jusqu’à arriver au sommet de la cochlée. La Fig.3.15 illustre la trajectoire de la particule dans la cochlée. Nous avons représenté en vert, les segments pour lesquels la particule a été poussée et en rouge ceux pour lesquels elle a été tirée jusqu’à l’extrémité du segment. La commutation entre l’utilisation des forces magnétiques de pousser ou de tirer est définie selon la direction du segment afin d’optimiser les mouvements du robot mais aussi en fonction des positions inaccessibles par ce dernier.

Cette simulation sur Roboguide nous a permis de valider la faisabilité de la solution basée LR Mate 200iD pour déplacer l’effecteur à aimants permanents autour de la tête d’un patient. Bien que le robot en question n’ait pas été choisi de façon optimale au regard du besoin médical, mais en raison de sa disponibilité immédiate, nous considérons que la simulation réalisée montre qu’il est possible d’utiliser un robot industriel pour notre application.

Nous avons cependant constaté qu’il est complexe d’atteindre certaines configurations robotiques imposées par la trajectoire en spirale dans la cochlée. L’alternative de pouvoir pousser ou tirer pour guider la particule est un atout indéniable pour réduire les mouvements (et le robot se prête assurément à cet exercice). Toutefois, lors des commutations de mode entre pousser et

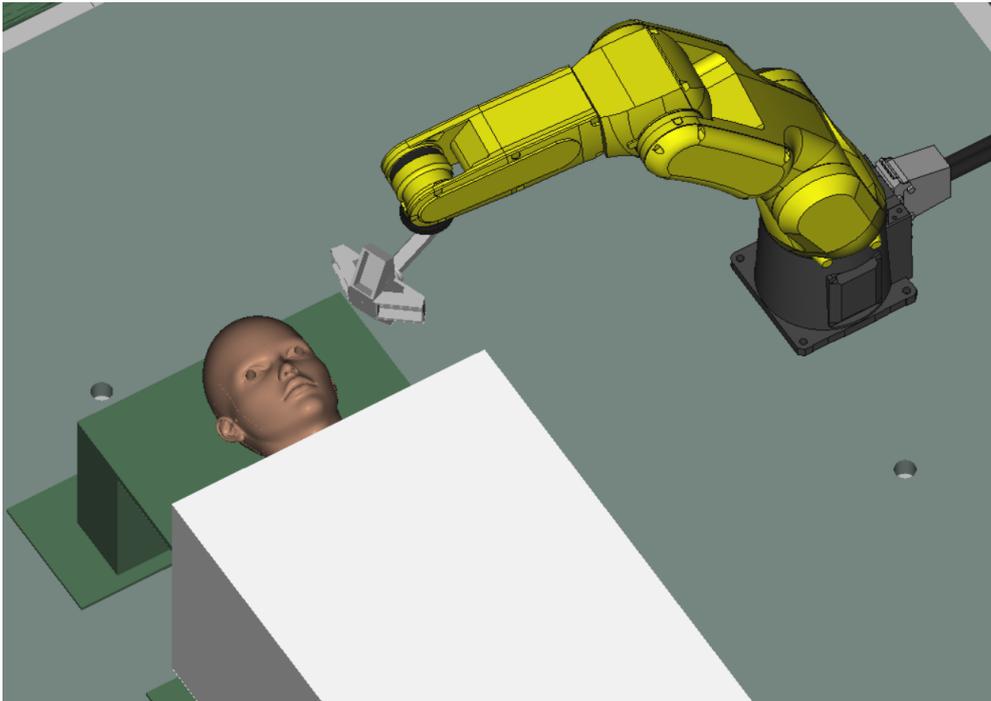


FIGURE 3.11 – Positionnement du robot Fanuc LR Mate 200iD en proximité du patient lors de la phase d'approche de l'effecteur magnétique

tirer, les mouvements du robot sont de plus grande amplitude, ce qui constitue (ou pourrait constituer) une gêne pour l'équipe médicale impliquée dans l'opération.

Par ailleurs, bien qu'une majorité des points situés le long de la trajectoire soient atteignables avec un robot suffisamment éloigné du patient, nous avons aussi constaté que la distance de sécurité entre l'outil et la tête du patient est parfois de seulement quelques cm. Le risque potentiel de collision ne peut pas être négligé. De plus, la capacité d'un robot industriel de se déplacer à des vitesses importantes constitue un danger supplémentaire.

Dans cette approche avec robot industriel, la prise en compte des sécurités, celle du patient ainsi que celle de l'équipe médicale, revêt alors une nécessité absolue. Pour une utilisation d'un robot de type industriel, il faudrait s'assurer de la réduction des vitesses, limiter l'espace du travail du robot et respecter en permanence une distance de sécurité fixe entre le patient et le robot.

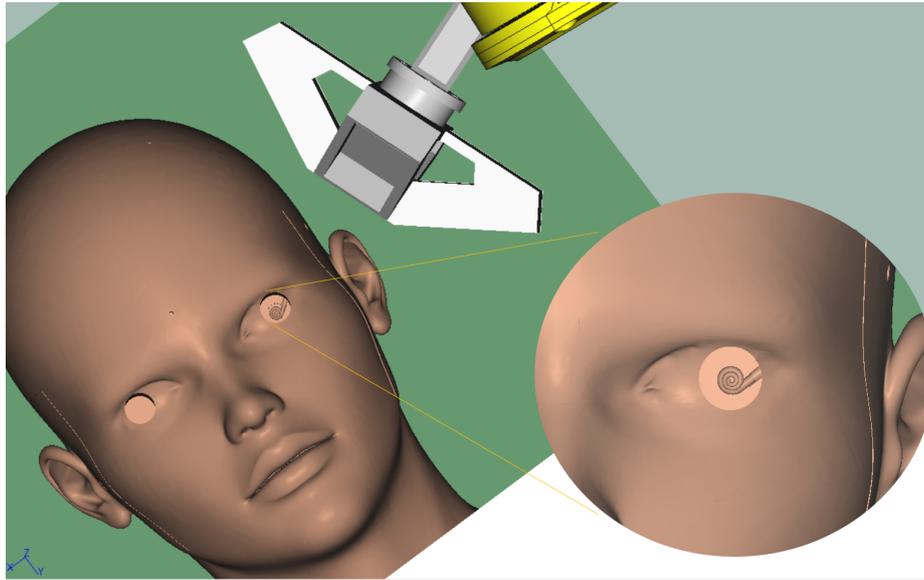


FIGURE 3.12 – Positionnement du robot Fanuc LR Mate 200iD en proximité du patient, par rapport à la cochlée gauche

3.5 Conception et réalisation d'un premier prototype dédié à la validation du concept de robot porte-effecteur magnétique

Afin de valider la stratégie d'administration de médicaments dans la tête du patient à l'aide de particules, par une approche "robot dédié", puis la comparer avec la stratégie précédente consistant à utiliser un robot commercialisé, nous avons conçu et développé une plateforme robotique particulière.

Cette plateforme est composée de trois sous-systèmes. Celle-ci intègre l'effecteur à aimants permanents qui permet la navigation des particules le long d'un segment de trajectoire, un système de suivi par vision artificielle qui mesure et permet de prendre en compte les mouvements éventuels de la tête du patient lors du guidage des particules le long de la cochlée et un manipulateur robotique dédié qui permet de positionner l'effecteur magnétique dans les positions et orientations désirées autour de la tête. Une contribution de cette thèse a consisté à concevoir et prototyper un robot manipulateur adapté, pouvant répondre aux spécifications médicales exprimées.

Pour atteindre cet objectif, il a été important d'adapter la structure cinématique du robot en question (nombre, types et positions relatives des articulations), la technologie de ses liaisons et ses actionneurs (natures et positions). À l'heure actuelle, les enjeux en termes de conception en

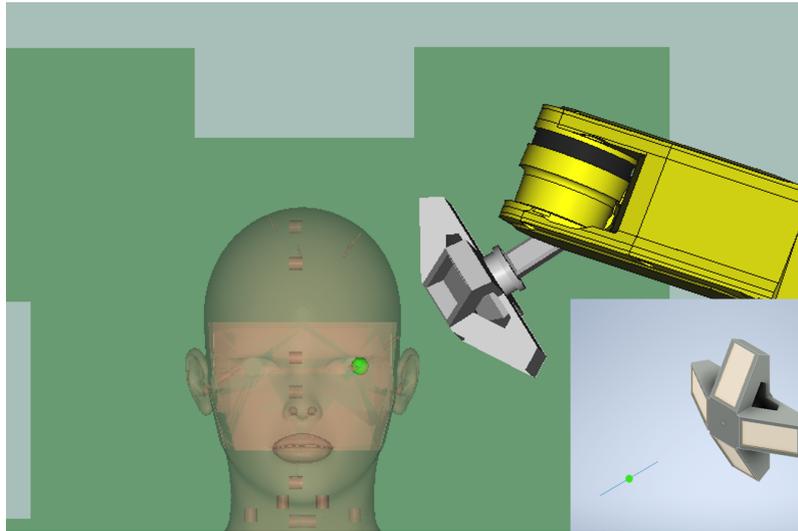


FIGURE 3.13 – Le Centre d’outil à contrôler correspondant au point de Lagrange L_2 est situé sur l’axe de l’effecteur, à 8 cm de cet effecteur

robotique médicale sont très orientés vers la miniaturisation des instruments à haute dextérité, la maximisation de la précision et la minimisation des masses et de la consommation énergétique. Il est donc également important de définir les paramètres caractéristiques du robot qui apporteront les performances robotiques attendues, tout en assurant la sécurité du patient et de l’équipe médicale qui utilisera ce robot.

3.5.1 Conception mécanique du premier prototype de robot porte-effecteur magnétique

Plusieurs architectures cinématiques peuvent être envisagées pour répondre au besoin médical préalablement exprimé : architectures sérielles, parallèles ou hybrides. Parmi les mécanismes les plus appropriés, nous retiendrons les mécanismes à centre de rotation déporté (classiquement désignés par RCM pour Remote Center of Motion) et classés dans [Aksungur, 2015]. Plusieurs robots médicaux utilisant des mécanismes RCM ont été développés et ont montré un haut niveau de précision et d’efficacité. C’est pourquoi les mécanismes RCM sont largement utilisés pour des applications de robotique médicale, non seulement pour des questions de sécurité, mais aussi pour leur fiabilité, leur rigidité et leurs systèmes de contrôle faciles d’utilisation.

Pour choisir le mécanisme approprié pour le manipulateur, nous avons évalué trois types de mécanismes distincts qui satisfont à la contrainte RCM : les structures en parallélogramme (SP), les articulations sphériques (AS) et les arcs de guidage circulaires (AGC).

3.5. CONCEPTION ET RÉALISATION D'UN PREMIER PROTOTYPE DÉDIÉ À LA VALIDATION DU CONCEPT DE ROBOT PORTE-EFFECTEUR MAGNÉTIQUE

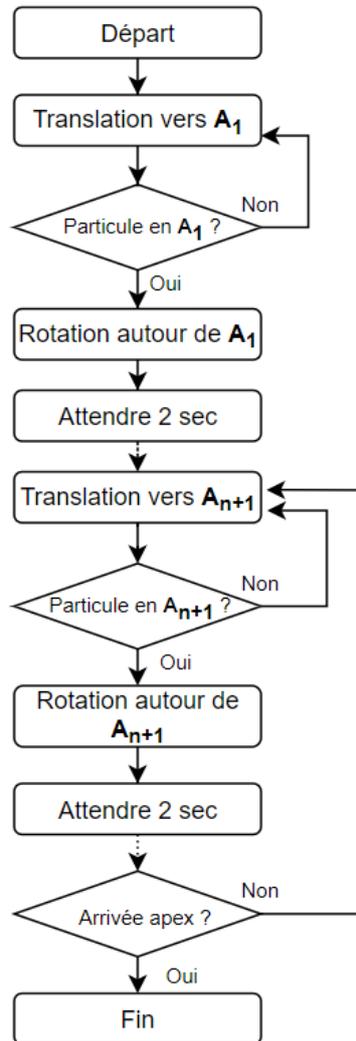


FIGURE 3.14 – Organigramme des différentes phases de guidage d’une particule dans la cochlée

C’est pourquoi nous avons réalisé une comparaison entre les différentes structures, et ce, selon plusieurs critères (voir Table. 3.2). Une note de 1 ou 2 a été attribuée à chaque critère (2 signifiant le mieux approprié à notre besoin) puis la somme des notes a été déterminée.

Sur la base de cette évaluation, un mécanisme RCM à guidage circulaire (AGC) a été choisi car il présente de nombreux avantages. En effet, il permet d’atteindre l’espace de travail requis avec peu d’articulations (trois) et présente très peu de positions de singularité (deux). Le fait de n’avoir que trois articulations rend la structure plus compacte et plus rigide. Comparé à une structure sérielle classique à 6 DDL en rotation, ce mécanisme limite les risques de collision avec le patient.

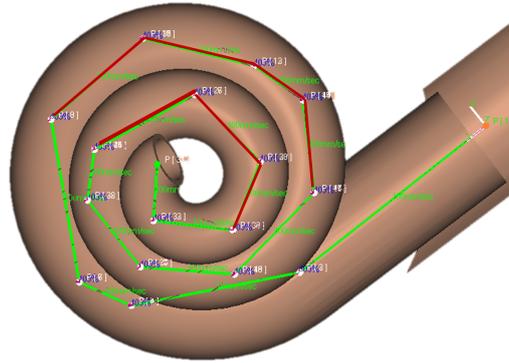


FIGURE 3.15 – Trajectoire de la particule dans la cochlée, poussée/tirée selon les segments. Segments verts : l'effecteur pousse la particule ; segments rouges : l'effecteur tire la particule

Critère	SP	AS	AGC
Nombre d'articulations	1	2	2
Indépendance	2	1	2
Facilité d'installation	2	2	2
Compacité	1	1	2
Singularité	1	2	2
Portée redondante du mouvement	1	1	1
Problèmes liés à la gravité	1	2	1
Somme	9	11	12

TABLEAU 3.2 – Étude comparative des mécanismes RCM pour le robot porte-effecteur

Ainsi, l'architecture retenue pour le système sériel est constituée de deux segments dont la forme de chacun d'eux consiste en un arc d'un quart de cercle (voir Fig.3.16). Le premier arc relie les articulations J_1 et J_2 du mécanisme articulé et le second porte l'effecteur magnétique (voir Fig.3.17).

De ce fait, ce mécanisme est équivalent à un système sphérique sériel. Il est schématisé par les trois articulations de type pivot d'axes concourants J_1 , J_2 et J_3 (voir Fig.3.17).

Les axes de ces trois articulations s'intersectent au point O. Pour l'utilisation clinique qui sera faite de ce robot, ce point O devra être positionné au centre de la cochlée. Les trois paramètres articulaires correspondent alors aux trois angles d'Euler du formalisme classique "ZXZ". Trois degrés de liberté suffisent pour réaliser les mouvements nécessaires, autour de la tête du patient, tout en respectant les contraintes évoquées précédemment. De plus, comparativement à une

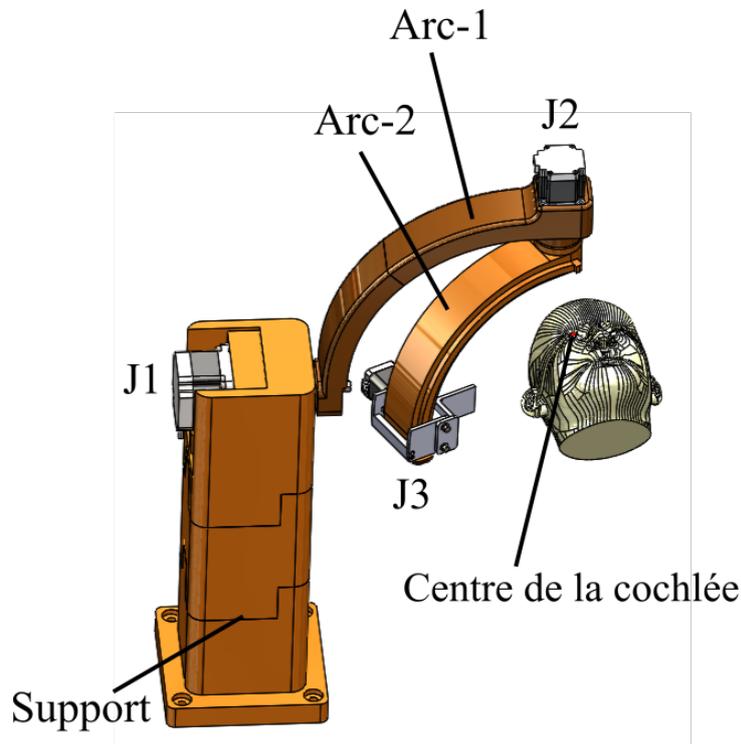


FIGURE 3.16 – Premier prototype à 3 DDL de robot porte-effecteur magnétique.

structure sérielle classique à 6 DDL, l'architecture sphérique offre une meilleure précision et une bien plus grande légèreté.

3.5.2 Modélisation géométrique du premier prototype de robot porte-effecteur magnétique

Le contrôle d'un robot impose le calcul de certains modèles mathématiques tels les modèles géométriques direct et inverse (MGD et MGI), cinématiques (MCD et MCI) et dynamiques. Les modèles géométriques et cinématiques permettent d'établir les transformations entre l'espace articulaire (dans lequel la configuration du robot est définie) et l'espace de travail (dans lequel l'emplacement de l'effecteur est précisé). Le modèle dynamique met en relation les couples ou forces des effecteurs et les positions, vitesses et accélérations des articulations. Ces modèles de transformation sont très importants puisque les robots sont contrôlés dans l'espace articulaire, alors que les tâches sont définies dans l'espace opérationnel.

Pour ce type de modèles, deux classes sont considérées :

- les modèles géométriques direct et inverse, qui donnent la localisation de l'effecteur en

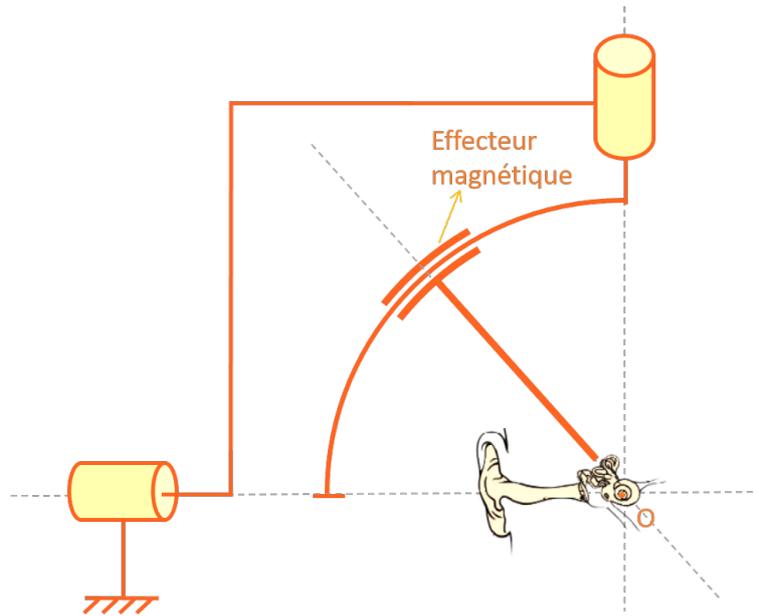


FIGURE 3.17 – Cinématique du premier robot porte-effecteur magnétique

fonction des variables articulaires du mécanisme et vice versa.

- les modèles cinématiques direct et inverse, qui donnent la vitesse de l'effecteur en fonction des vitesses articulaires et vice versa.

Le mouvement du mécanisme est exprimé en utilisant les angles d'Euler pour caractériser les rotations. Le déplacement de l'effecteur par rapport au bâti du robot est spécifié comme suit : d'abord la rotation autour de l'axe Z d'un angle ψ (précession) telle que le repère (X, Y, Z) est transformé en (u, v, Z) , puis la rotation autour de l'axe u d'un angle θ (nutation) telle que le repère (u, v, Z) est transformé en (u, w, z) et enfin la rotation autour de l'axe z d'un angle ϕ (rotation propre) telle que le repère (u, w, z) est transformé en (x, y, z) . Pour le mécanisme, ψ correspond à l'articulation J_1 , θ correspond à l'articulation J_2 et ϕ à l'articulation J_3 (voir Fig.3.18).

La matrice Rotation R_T est définie comme le produit de trois matrices rotation :

$$R_T = R(Z, \psi) \cdot R(X, \theta) \cdot R(Z, \phi) \quad (3.1)$$

Le résultat de cette multiplication donne :

$$R_T = \begin{pmatrix} X_x & Y_x & Z_x \\ X_y & Y_y & Z_y \\ X_z & Y_z & Z_z \end{pmatrix}$$

D'autre part, les angles d'Euler peuvent être identifiés à partir des termes de la matrice de

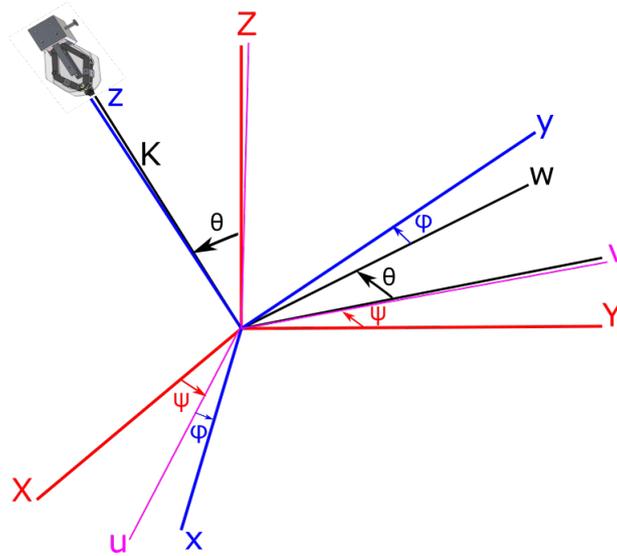


FIGURE 3.18 – Angles d'Euler avec le formalisme "ZZZ"

transformation, connus dans le formalisme d'Euler.

$$\psi = \text{atan2}(-Z_y, Z_x) \quad (3.2)$$

$$\theta = \arcsin(\sqrt{X_z^2 + Y_z^2}) \quad (3.3)$$

$$\phi = \text{atan2}(Y_z, X_z) \quad (3.4)$$

La position de l'effecteur est définie par la position de son axe actif K et par son orientation d'un angle α autour de K .

L'angle α est donné par :

$$\alpha = \arccos\left(\frac{X_x + Y_y + Z_z - 1}{2}\right) \quad (3.5)$$

Et l'axe K est donné par :

$$K = \frac{1}{2 \sin \alpha} \begin{pmatrix} X_x - Y_x \\ X_y - Y_y \\ X_z - Y_z \end{pmatrix} \quad (3.6)$$

Ce mode de représentation rencontre une configuration singulière pour $\alpha = 0$ et $\alpha = \pi$.

Pour $\alpha = 0$, il peut avoir n'importe quelle direction.

Pour $\alpha = \pi$, il peut pointer dans deux directions opposées.

Les configurations singulières d'un tel mécanisme sont obtenues lorsqu'il est complètement plié ou complètement étiré.

Le vecteur des vitesses articulaires peut être exprimé comme la dérivée temporelle du vecteur constitué des trois paramètres d'Euler.

3.5.3 Intégration mécatronique et réalisation du premier prototype de robot porte-effecteur magnétique

Un prototype du manipulateur a été réalisé. Celui-ci nous a permis d'identifier les caractéristiques principales et les limites potentielles de l'architecture proposée.

Ce prototype a été conçu sous le logiciel Solidworks puis réalisé par technologie additive.

Le matériau utilisé pour sa fabrication est un PC-ABS thermoplastique industriel. L'adaptation de ce matériau au modèle du robot permet d'obtenir les paramètres dimensionnels et massiques (positions des centres de gravité, constantes d'inertie) de façon précise. Ces paramètres sont présentés dans le tableau 3.3 ci-dessous.

Corps	Masse (kg)	Paramètres dimensionnels
Arc 1	1,55	Amplitude angulaire du déplacement : 90° Rayon : 45 cm
Arc 2	1,25	Amplitude angulaire du déplacement : 90° Rayon : 40 cm
Effecteur magnétique	1	Longueur : 6 cm
Support	4,8	Longueur : 51 cm

TABLEAU 3.3 – Paramètres dimensionnels et massiques du premier prototype de robot porte-effecteur magnétique

Concernant le choix de la solution technologique pour la réalisation du guidage circulaire, nous avons choisi d'utiliser un système poulie-courroie. Ce mécanisme est facile à réaliser et permet de couvrir toute la plage de rotation souhaitée. La solution choisie consiste à introduire une poulie et une courroie souple sur laquelle la poulie va rouler. La poulie est liée au rotor du moteur et la courroie est solidaire de l'arc.

Concernant le choix des actionneurs, pour des raisons de facilité d'intégration et de

3.5. CONCEPTION ET RÉALISATION D'UN PREMIER PROTOTYPE DÉDIÉ À LA VALIDATION DU CONCEPT DE ROBOT PORTE-EFFECTEUR MAGNÉTIQUE

commande, notre choix s'est porté sur des moteurs électriques. Pour dimensionner ces moteurs, nous avons utilisé le logiciel ADAMS (Automatic Dynamic Analysis of Mechanical System), ce qui nous a permis de calculer les trois couples articulaires correspondant à une trajectoire de référence qui est définie par les cinq positions d'intervention soit par les différentes coordonnées opérationnelles des points à atteindre autour de la tête du patient.

Les valeurs de ces couples en fonction du temps, pour les trois articulations et correspondant à la trajectoire test en question, sont illustrées à la Figure 3.19. L'articulation présentant le couple le plus important est la première (J_1), ce qui est tout à fait logique compte tenu des dimensions du robot et des effets prévisibles de la pesanteur. Sa valeur est de 7,5 N.m. Pour les articulations J_2 et J_3 , l'amplitude du couple, beaucoup plus faible, reste inférieure à 2 N.m. La connaissance de ces valeurs est intéressante, dans une phase de conception, où il s'agit de privilégier la légèreté du mécanisme et une moindre consommation d'énergie.

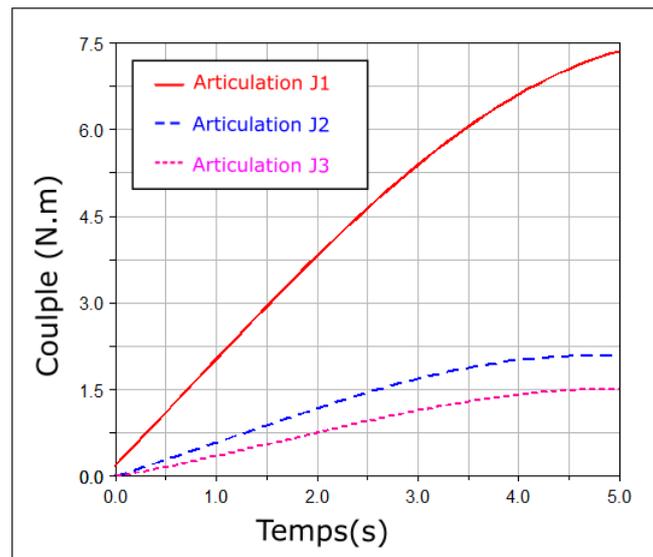


FIGURE 3.19 – Expression des couples dans les trois articulations du robot pour le suivi de la trajectoire de référence

Les butées articulaires ont volontairement été imposées à $\pm 90^\circ$, afin d'éviter les collisions avec le patient et le personnel médical, permettant toutefois d'atteindre tous les endroits de la zone de travail désirée. La première articulation J_1 est limitée à $\pm 90^\circ$. La deuxième articulation J_2 évolue entre -57° et $+12^\circ$. La troisième articulation, ou déplacement de l'effecteur magnétique, peut prendre trois valeurs : -80° , -68° et -50° . En respectant ces différentes contraintes, le manipulateur

peut atteindre toutes les positions souhaitées.

Les vitesses angulaires appliquées aux moteurs sont les entrées du système, utilisées afin de vérifier le comportement dynamique du manipulateur et calculer l'amplitude des couples-moteurs. La Figure 3.20 montre les trajectoires des trois articulations et le déplacement correspondant de l'effecteur magnétique.

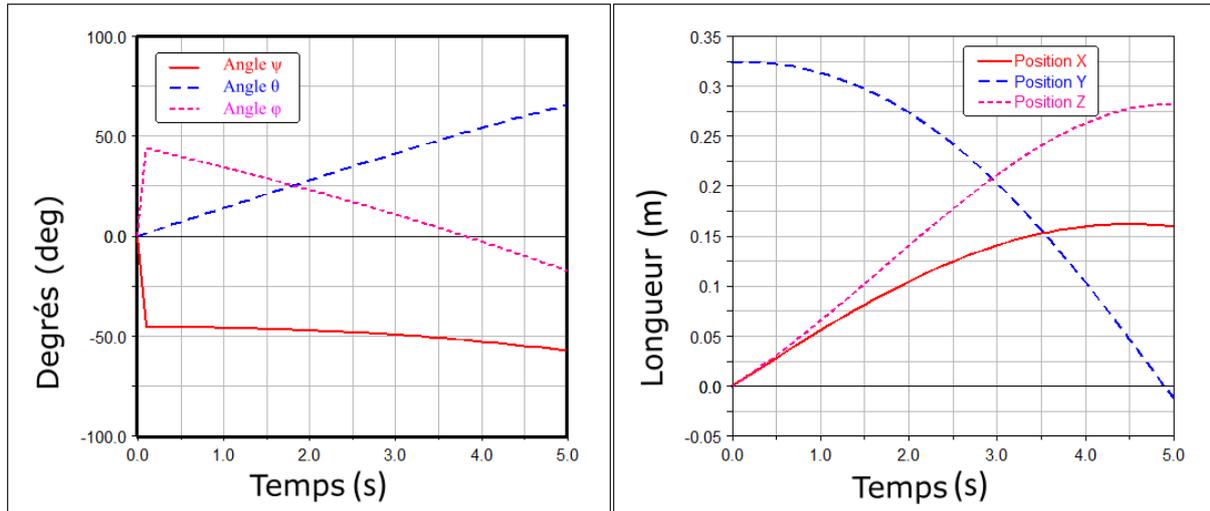


FIGURE 3.20 – Rotations et déplacements de l'effecteur magnétique pour le suivi de la trajectoire de référence

Dans le cas où toutes les articulations sont coudées d'un angle variant de 0° à 50° , l'effecteur magnétique se déplace d'une longueur de 325 mm dans les trois plans, toujours du même côté de l'oreille à traiter. On peut conclure qu'avec des petites rotations au niveau de l'articulation, nous pouvons atteindre un grand espace de travail.

Sur la base de ces valeurs, obtenues à partir de simulations dynamiques à l'aide du logiciel ADAMS, nous avons choisi les moteurs électriques pour notre système.

Le processus de positionnement étant pas à pas, les moteurs doivent démarrer et s'arrêter fréquemment. C'est pourquoi, les moteurs pas à pas sont justement bien adaptés à notre application car ils combinent un couple élevé et une conception compacte, ce qui leur confère une excellente performance dynamique. De plus, les moteurs pas à pas sont faciles à utiliser pour une commande en position grâce à leur excellente réponse au démarrage, arrêt et inversion. Ils sont faciles à intégrer car contrôlables en boucle ouverte.

Ces moteurs ont une durée de vie élevée du fait qu'ils n'ont pas de balais. Celle-ci dépend alors essentiellement de la durée de vie des roulements. Par ailleurs, une large gamme de vitesses de rotation peut être réalisée grâce au fait que la vitesse est proportionnelle à la fréquence des impulsions de commande.

3.5. CONCEPTION ET RÉALISATION D'UN PREMIER PROTOTYPE DÉDIÉ À LA VALIDATION DU CONCEPT DE ROBOT PORTE-EFFECTEUR MAGNÉTIQUE

Notre choix s'est porté sur les moteurs pas à pas de la société MOONS. Un moteur pas à pas hybride standard Nema 34 (ML34HD2L4X00) est monté sur la première articulation J_1 . Un moteur pas à pas hybride de haute précision NEMA 23 (MS23HAAP4300-E) est choisi pour la deuxième articulation J_2 . Pour la troisième articulation J_3 , nous avons choisi un autre moteur pas à pas hybride à grand nombre de pas par tour, donc de très bonne précision : le NEMA 23 (MS23HAAP4200).

Caractéristiques	Moteur J_1	Moteur J_2	Moteur J_3
Courant nominal (A)	10	3	2
Couple de maintien (N.m)	9,8	2,4	2,3
Angle de pas (degrés)	1,8	0,9	0,9
Longueur (mm)	126	77	77
Masse (kg)	3,8	1	1

TABLEAU 3.4 – Caractéristiques des trois moteurs du premier robot porte-effecteur

Dans la stratégie de commande, nous commençons par fixer une orientation spécifique de l'effecteur magnétique et, via le modèle géométrique inverse, nous calculons les angles d'Euler suivants pour les moteurs. Cela est fait à l'aide de Matlab Simulink.

Pour cela, nous avons importé, sous Matlab, la CAO du prototype réalisée sous Solidworks, en y intégrant tout les paramètres dimensionnels et massiques utiles. Nous avons alors procédé à la simulation du mouvement du manipulateur autour de la tête du patient en s'appuyant sur le modèle cinématique décrit auparavant.

Cette simulation a également eu pour objectif de vérifier si le robot ne rentre pas en collision avec la tête. L'enveloppe du mouvement de la trajectoire de l'effecteur est présentée à la Fig. 3.21. Comme on peut le voir sur la Fig. 3.22, la partie distale de l'effecteur (représentée par les points rouges) n'entre jamais en contact avec la tête. Cette condition de sécurité est garantie avec le positionnement correct de la tête par rapport au robot et aussi au moyen de la structure sphérique du robot.

Pour tester expérimentalement le processus de positionnement de l'effecteur magnétique, le prototype a été réalisé en ABS-PC à l'aide d'une imprimante 3D.

Nous avons également utilisé la tête à échelle humaine en ABS-PC dont il a été question plus haut concernant la cellule Roboguide. Dans cette "tête" ont été réservés des emplacements pour placer microscopes et marqueurs, voir Fig.3.23.

Nous avons utilisé un Arduino Mega pour contrôler les mouvements du manipulateur. Cette carte est idéale pour des développements robotiques. Elle est basée sur un microcontrôleur AVR

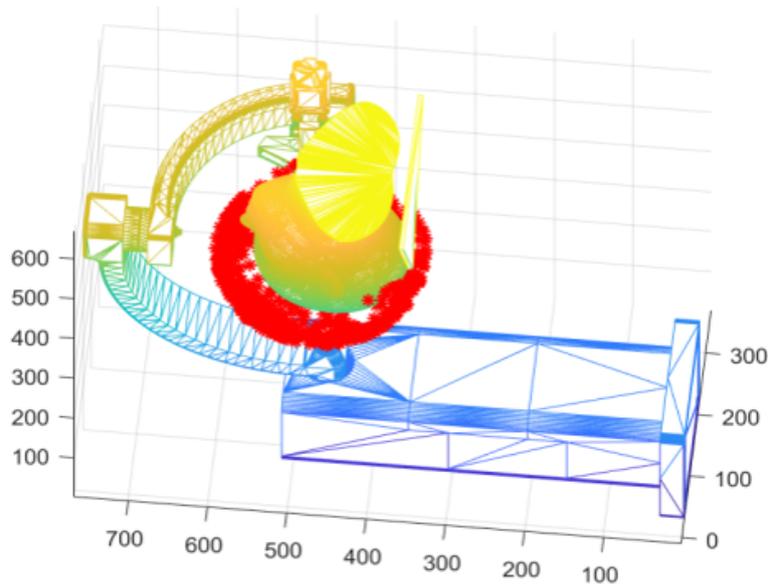


FIGURE 3.21 – Enveloppe du mouvement de l'effecteur du robot autour de la tête du patient

ATMega2560, disposant de 54 E/S numériques, dont 15 sorties PWM (Modulation de largeur d'impulsions), 16 entrées analogiques et 4 UARTs (émetteur-récepteur asynchrone universel). Le langage de programmation Arduino est très similaires au C ++. En utilisant les résultats de simulation Matlab, il est possible de récupérer les angles de rotation moteurs (coordonnées articulaires) pour chaque position. La commande Arduino utilisée consiste ainsi à contrôler ces paramètres ainsi que la vitesse et le sens de déplacement des moteurs afin d'atteindre les différentes positions d'action autour de la tête du patient.

Un pointeur Laser a été attaché à l'effecteur magnétique de telle façon que son rayon coïncide avec l'axe principal de l'effecteur magnétique. Lors des mouvements du robot autour de la tête, ce pointeur génère un point lumineux émetteur rouge vif sur la surface de la tête en plastique, voir Fig.3.23. Ce point montre la direction de l'axe actif de l'effecteur magnétique. Il n'est pas le point de Lagrange L_2 , il en est cependant proche et apporte, en fonctionnement, une "bonne illusion" du procédé de guidage magnétique. Cet artifice nous a permis de vérifier que toutes les positions souhaitées sont atteignables.

Pour tester la capacité du robot à atteindre les positions souhaitées, calculées à partir de son modèle géométrique inverse, nous avons imposé comme grandeurs d'entrées les différentes coordonnées opérationnelles de cinq points à atteindre à l'intérieur de la cochlée, voir tableau 3.5. Nous avons alors vérifié que tous ces points sont atteignables. Les résultats de cette expérience sont présentées dans la Fig.3.24.

3.5. CONCEPTION ET RÉALISATION D'UN PREMIER PROTOTYPE DÉDIÉ À LA VALIDATION DU CONCEPT DE ROBOT PORTE-EFFECTEUR MAGNÉTIQUE

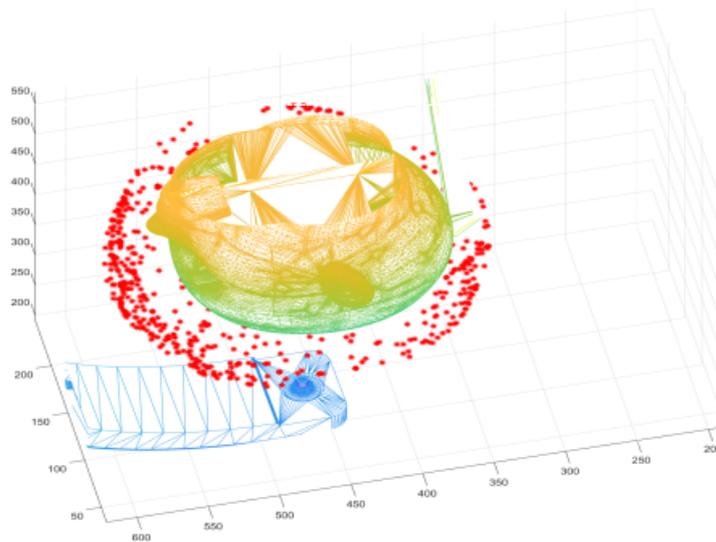


FIGURE 3.22 – Analyse des risques de collision du manipulateur avec la tête du patient

Axe	Orientation (J_1, J_2, J_3) en degrés	Coordonnées articulaires (x, y, z) en mm
1	(12 ; 20 ; 18)	(241,86 ; 205,77 ; -46,67)
2	(28 ; 12 ; 12)	(242,62 ; 207,82 ; 53,2)
3	(34 ; 68 ; 12)	(292,62 ; 130,17 ; 56,43)
4	(26 ; -24 ; 21)	(147,3 ; 268,17 ; 56,8)
5	(20 ; -32 ; 10)	(193,8 ; 231,2 ; 121,7)

TABLEAU 3.5 – Positions et orientations de l'effecteur magnétique

Les résultats observés lors de l'utilisation du prototype matériel sont conformes à ceux que nous avons obtenus préalablement, en simulation, avec Matlab/SimMechanics. Il a ainsi été montré la capacité du robot à 3 DDL développé d'atteindre toutes les orientations nécessaires afin de répondre aux spécifications cinématiques qu'impose l'intervention sur la cochlée.

Une remarque importante concernant le nombre de degrés de liberté de nos différentes solutions robotiques s'impose.

Dans l'approche utilisant un robot industriel à 6 DDL, les six mobilités sont exploitées pour *i*) positionner le centre d'outil (point le Lagrange L_2) à l'endroit désiré et *ii*) orienter l'effecteur

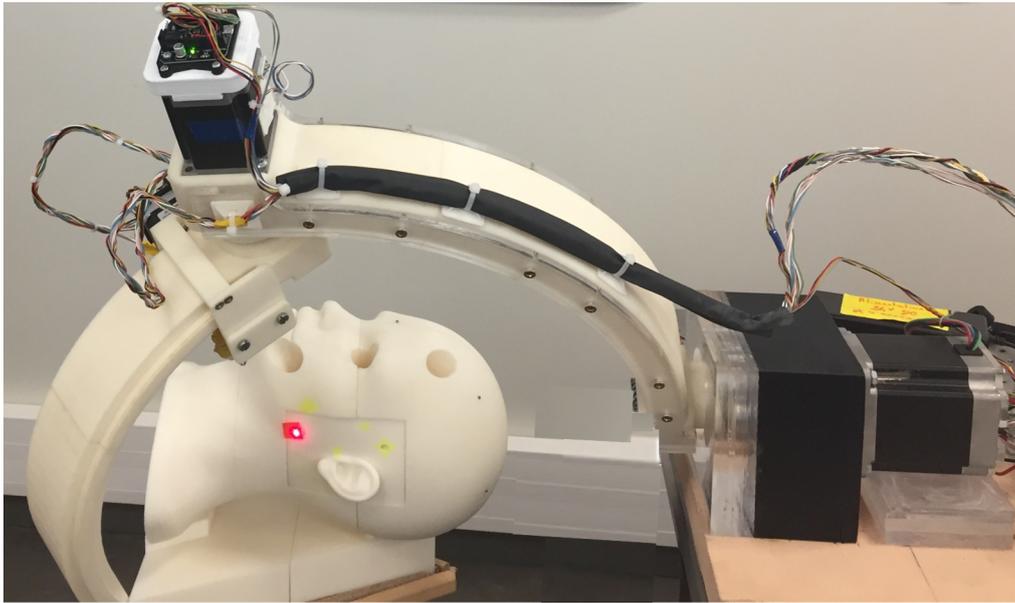


FIGURE 3.23 – Positionnement du premier prototype par rapport à une tête d'un patient virtuel. Le point rouge est la trace du pointeur Laser sur cette tête plastique

dans la bonne direction.

La commande est redondante puisque cinq mobilités suffisent pour accomplir ce type de tâche. La redondance pourrait alors être exploitée, par exemple, pour se placer dans les configurations des meilleures dextérité (soit loin des singularités) ou bien pour s'écarter au mieux de l'environnement et réduire le risque de collisions.

Dans l'approche utilisant un robot à 3 DDL, puisqu'il s'agit là d'orienter l'axe principal de l'effecteur, alors deux mobilités suffisent. Cela vient du fait qu'il n'est pas nécessaire que la particule à pousser (ou tirer) soit absolument positionnée dans l'axe actif de l'effecteur pour que cette particule soit mise en mouvement (voir résultat du § 2.7.3.2, Chap. 2). Il suffit que le point L_2 soit très proche (quelques mm) du point extrémité du segment de trajectoire pour que le déplacement ait lieu. Autrement dit, il suffit que ce point L_2 soit très proche de la cochlée.

Si cette particularité de n'avoir besoin que de deux mobilités est assurément intéressante, elle impose toutefois une mise en position du robot différente pour chaque patient puisqu'il faut mettre le centre O du mécanisme sur la cochlée.

C'est ainsi que pour ne pas imposer *i*) une mise en position du robot adaptée à chaque patient et *ii*) permettre de mieux positionner le point de Lagrange L_2 (soit sur la trajectoire et non pas à côté), il serait intéressant de disposer d'une capacité de déplacement en translation selon les 3 directions de l'espace.

C'est par l'utilisation, comme au-dessus, d'un robot à 6 DDL que la solution peut être

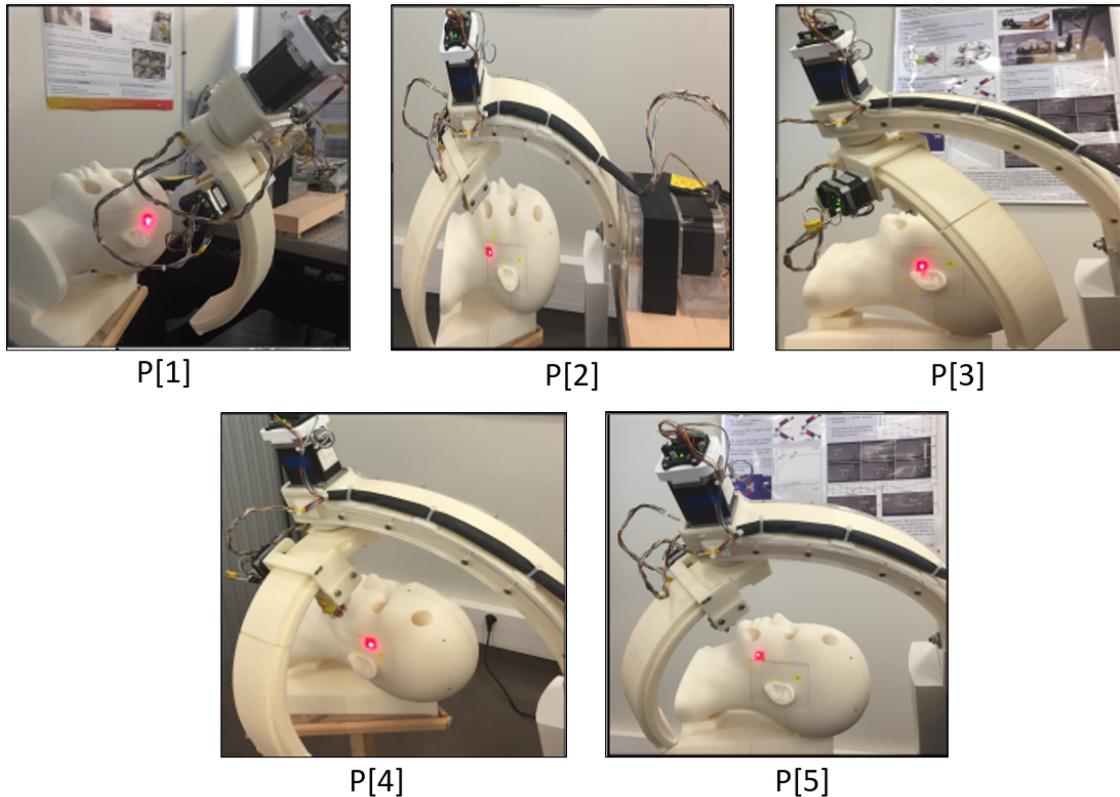


FIGURE 3.24 – Les cinq configurations du robot porte-effecteur pour atteindre les cinq positions désirées dans la cochlée

trouvée. C'est par ailleurs, en rajoutant un dispositif à 3 mobilités en translation à la structure à 3 DDL en rotation qu'une autre voie peut être trouvée. Le chapitre suivant présentera cette seconde approche. Le dispositif à 3 translations en question est une structure parallèle de type Delta.

3.6 Conclusion

Dans le précédent chapitre nous avons présenté le concept d'effecteur magnétique et avons montré l'intérêt d'utiliser un effecteur à quatre aimants. Nous avons validé le principe de guidage d'une particule magnétique dans une cochlée en déplaçant, comme il convient, cet effecteur par un robot manipulateur.

Deux approches robotiques distinctes ont été étudiées dans ce chapitre, avec notamment l'idée de définir laquelle est la mieux appropriée pour une intervention en proximité de la tête d'un humain.

La première approche étudiée a été d'utiliser un robot du commerce. Parce que c'est un matériel disponible au laboratoire, nous avons alors retenu le LR Mate 200iD du constructeur

Fanuc. L'étude de faisabilité de cette solution a été élaborée en simulation en utilisant le logiciel Roboguide que propose également Fanuc. Le LR Mate 200iD n'est certainement pas le plus adapté à notre besoin mais nous pouvons considérer que "cinématiquement" il répond au problème posé. Toutefois, nous avons mis en évidence les questions de sécurité que pose une solution de type industriel. S'il fallait mener plus en avant une solution autour d'un robot industriel, il conviendrait (ou conviendra) de choisir un robot (ce serait vraisemblablement un cobot) correspondant mieux à nos spécifications médicales. Cela signifierait : choix d'un constructeur (Fanuc ou autre), choix d'une architecture, choix d'un modèle particulier... Concernant la question de sécurité, nous avons souligné que la proximité robot-médecin, surtout celle entre patient et robot, et la question des vitesses et des efforts déployés par les robots industriels sont des points qu'il faudra maîtriser pour installer un robot dans une salle d'imagerie ou un bloc opératoire.

La seconde approche que nous avons étudiée dans ce chapitre est celle de concevoir et développer un robot polyarticulé, dédié à l'application. Nous avons montré qu'une structure à 3 degrés de liberté répond aussi au problème du guidage de l'effecteur magnétique. Une structure dédiée est bien adaptée au besoin (dimensions d'une tête de patient, contraintes magnétiques de l'effecteur, contraintes environnementales...), elle peut conduire à une solution légère car la dynamique imposée au robot est faible et donc de ce fait les aspects sécurité sont assez faciles à prendre en compte. A contrario, développer une solution prototype dédiée conduira, dans une phase recherche, à un coût supérieur à l'achat d'un robot du commerce. Dans une phase exploitation, l'idée prend alors tout son intérêt.

En définitive les deux approches robotiques que nous avons envisagées conviennent, cependant, compte tenu des contraintes de sécurité imposées par le domaine médical, nous nous sommes orientés prioritairement vers le développement d'une solution particulière. C'est ce qui fait l'objet du chapitre suivant.

Prototype de robot porte-effecteur magnétique à 5 DDL à structure hybride : conception, réalisation, validation

Dans ce chapitre, nous présentons une seconde version de robot porte-effecteur magnétique dédié au guidage des microparticules dans l'oreille interne.

Ce robot, dont nous avons réalisé un prototype matériel, possède une structure hybride comportant un porteur sériel à deux degrés de liberté en rotation et un module parallèle à structure "Delta" apportant trois mobilités en translation.

Les structures du porteur et du positionneur parallèle sont explicitées, en particulier la seconde mobilité qui a été élaborée par une technique de guidage sur arc circulaire.

La modélisation géométrique du robot complet à 5 DDL est donnée, nous décrivons aussi sa conception et sa réalisation ainsi que les tests effectués ayant pour objet de valider son principe de fonctionnement.

En complément de ce chapitre, en Annexe, sont fournis les détails des modèles géométriques et cinématiques, directs et inverses, ainsi qu'un modèle quasi-statique de ce robot hybride à 5 DDL.

4.1 Introduction

Dans le Chapitre 3, nous avons montré la faisabilité de deux approches robotiques pour porter l'effecteur magnétique et assurer de ce fait le guidage de particules dans l'oreille interne. La question restait ouverte entre le fait d'utiliser pour cela un robot industriel -ou du commerce- ou développer un robot strictement dédié à notre application. L'enjeu étant de définir laquelle, parmi les deux solutions en question, serait la mieux adaptée à une intervention médicale en toute proximité de la tête d'un humain.

Faire choix de la solution utilisant un robot industriel nous a semblé, au commencement de cette thèse, une voie moins sûre (pour des questions de vitesses et énergies déployées) que celle de développer un robot particulier. De plus, l'approche consistant à développer un nouveau robot constituait un enjeu mécatronique attrayant et prospectif. Par conséquent, pour répondre à cette impérative nécessité de sécurité, il s'agissait de concevoir un robot qui disposerait de capacités appropriées à l'application, donc assurément moins rapide et moins puissant qu'un robot industriel ; un robot qui présenterait également un espace de travail plus réduit que celui d'un robot industriel (même parmi les plus petits robots du marché) ; un robot qui disposerait du nombre de degrés de liberté nécessaires à l'exécution de la tâche à accomplir mais sans plus ; un robot léger et dont les formes de ses segments et son enveloppe de travail seraient pleinement compatibles avec le fait de se mouvoir en proximité d'un humain et notamment de sa tête.

Après avoir validé le principe du guidage magnétique par un robot porteur en utilisant une version prototype à 3 DDL, notre objectif a donc été de proposer une nouvelle architecture robotique, totalement dédiée à l'application médicale sur la cochlée, qui corrige les insuffisances de principe du premier prototype à 3 DDL, les imperfections liées à ses choix de matériaux et de modes de fabrication, à ses choix de composants. . . autrement dit un robot plus abouti et qui respecte assurément les contraintes liées à la sécurité du patient et des équipes médicales.

Dans ce chapitre nous présentons donc une seconde version de robot porte-effecteur magnétique. Celui-ci possède 5 DDL, dont 2 pour un porteur et 3 qui sont apportés par une structure parallèle de type "Delta". La seconde mobilité du porteur est élaborée avec des guides circulaires comme sur le premier prototype. Nous décrivons la cinématique de ce robot et en donnons ses modèles géométriques direct et inverse.

NB : Les éléments calculatoires ayant permis d'élaborer ces modèles sont détaillés dans les Annexes A et B. De plus, nous proposons également l'écriture des modèles cinématiques (direct et inverse) puis d'un modèle quasi-statique, ceci dans les Annexes C et D.

Ce robot a été fabriqué, des composants mécatroniques y ont été intégrés. Nous décrivons aussi les principales phases de sa réalisation allant de fabrication à commande, puis les tests de contrôle en position ayant pour objet de valider son principe de fonctionnement.

4.2 Conception du second prototype de robot porte-effecteur magnétique

4.2.1 Des besoins médicaux aux spécifications fonctionnelles du robot

Nous avons vu que le besoin, en termes de mobilités, consiste à orienter un effecteur dans une direction demandée vers la cochlée et que, par conséquent, 2 DDL suffiraient (en réponse au fait que 2 paramètres sont nécessaires mais suffisants pour préciser l'orientation d'un axe dans l'espace). Cependant, nous avons souligné la nécessité de devoir, dans un tel cas, déplacer le robot avant toute intervention clinique et le placer, de façon individualisée à chaque patient, de sorte que son centre d'outil (aussi point de Lagrange L_2 de l'effecteur magnétique) coïncide, à quelques millimètres près, avec le centre de la cochlée.

Ainsi donc, pour ne pas imposer une mise en position du robot individualisée avec chacun des patients, il s'avère nécessaire de disposer d'une capacité de déplacement en translation du centre d'outil selon les trois directions de l'espace. De plus, cette possibilité pourra être exploitée pour placer exactement ce centre d'outil sur la trajectoire désirée pour la particule, même si nous avons vu au Chapitre 2 que cela n'est pas une contrainte magnétique obligatoire puisque les opérations de "tirer/pousser" des particules fonctionnent en position décalée.

Par conséquent, la spécification en termes de mobilités, est de 5 DDL au minimum.

Une solution à 6 DDL (ou plus) serait donc une solution redondante.

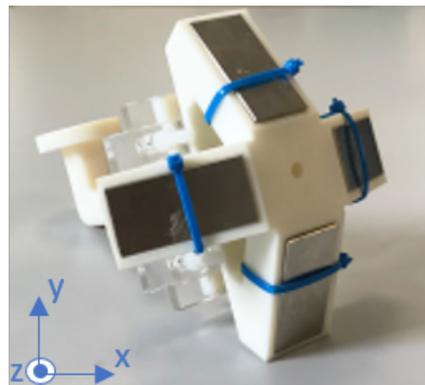


FIGURE 4.1 – L'effecteur magnétique : l'instrument que doit positionner le robot

Concernant l'espace de travail : le geste médical consiste à déplacer l'effecteur magnétique autour de la tête d'un patient. Du fait de la capacité de ce dispositif à pousser ou tirer les particules dans la cochlée, l'amplitude des rotations de l'effecteur autour de la tête est donc à minima de 180° et non pas nécessairement d'un tour complet.

Quant à l'amplitude des déplacements en translation du centre d'outil, étant donné la taille de la cochlée, il n'est pas nécessaire d'effectuer de grands déplacements pour suivre le canal de cette cochlée : 10 mm suffiraient. Par contre, sachant que ces déplacements sont créés pour s'adapter à différents patients, une valeur plus grande doit être considérée : en définitive, 100 mm est largement convenable pour cette question d'adaptation à la tête du patient.

Concernant les vitesses : le déplacement en translation d'une particule le long de sa trajectoire étant de l'ordre de 20 mm/s, il est ainsi approprié d'adapter la vitesse de déplacement du centre d'outil du robot de façon que ce robot n'ait pas une sur-capacité en vitesse, qui serait non seulement inutile mais dangereuse. Considérant une marge telle que la vitesse du centre d'outil possible soit le double de la vitesse désirée, nous avons fixé la vitesse à atteindre à 40 mm/s.

Concernant la vitesse de rotation de l'effecteur, les plus grands déplacements angulaires ont lieu lors des commutations de mode tirer/pousser. L'avantage de concevoir un prototype, comparé à l'utilisation d'un robot industriel, est de limiter les vitesses des articulations. Ainsi, il est raisonnable d'accepter qu'une rotation d'un demi-tour de l'effecteur puisse se faire en 4 s lors des repositionnements de changement de mode ; ce qui correspond à une vitesse angulaire maximale de l'effecteur de 0,125 tr/s, soit une vitesse de l'effecteur d'environ 0,25 m/s.

Concernant la charge : le robot devra porter l'effecteur magnétique dont le poids, dans la version prototype présentée au Chapitre 2, est un peu en dessous de 10 N.

Concernant la précision : les déformations des bras, les jeux, les vibrations... et tous autres phénomènes susceptibles de perturber la précision globale du robot ne doivent pas entraver le fonctionnement attendu de l'effecteur magnétique : celui-ci doit pouvoir tirer ou pousser la particule même si son centre d'outil n'est pas parfaitement positionné sur la trajectoire désirée de cette particule.

Nous avons vu au Chapitre 2 qu'un écart latéral de 2 mm entre le point L_2 et la ligne de déplacement de la particule ne déstabilise pas le fonctionnement de l'effecteur magnétique. Nous retenons ainsi une valeur de 2 mm pour la précision globale de positionnement du centre d'outil.

NB : Cette valeur de 2 mm pourrait sembler particulièrement facile à respecter si on la compare aux caractéristiques des robots industriels les plus courants. Toutefois, *i*) les performances des robots industriels sont données en répétabilité et non pas en précision, et ici nous parlons bien de précision (caractéristique largement plus contraignante que la répétabilité) ; *ii*) cette précision globale combine des phénomènes mécaniques (jeux, déformations...) et de commande, faisant qu'en définitive, 2 mm de précision globale n'est pas une contrainte si souple que cela.

Ainsi, afin de respecter cette valeur de précision, les deux volets mécanique et commande de la conception devront, dans une version pré-clinique du robot (hors du travail de cette thèse), prendre en compte cette spécification concernant la précision : des études des déformations devront être réalisées (nécessitant des analyses par éléments finis), des choix de matériaux mais aussi des choix de moteurs et de capteurs de position ou la synthèse des correcteurs... devront être menés afin de tenir cette contrainte.

Spécification	Paramètre caractéristique
Mobilité	5 DDL
Amplitude des orientations de l'effecteur	180°
Amplitude des déplacements en translation	100 mm dans les 3 directions
Vitesse de déplacement du centre d'outil	40 mm/s
Vitesse de rotation angulaire max. de l'effecteur	0,125 tr/s
Capacité de charge	10 N
Précision de positionnement du centre d'outil	2 mm
Formes des pièces	Grandes courbures - Pas d'arêtes tranchantes ni d'angles vifs
Masse des parties mobiles (dans une version pré-clinique)	Moins de 5 kg

TABLEAU 4.1 – Les spécifications technologiques du robot porte-effecteur magnétique

L'aspect sécurité : le manipulateur étant destiné à un usage médical, les contraintes de sécurité sont ainsi d'une importance primordiale. Les mouvements rapides doivent être évités, critère compatible avec les spécifications de vitesse données ci-dessus.

L'espace de travail doit non seulement s'adapter à la sphéricité de la tête pour rendre possible l'atteignabilité de tous points objectifs mais aussi assurer la sécurité du patient. Une solution possible est de créer des limitations logicielles (volumes de l'espace inaccessibles : la tête du patient en premier lieu) et des butées mécaniques qui éviteront tous risques de collisions avec un patient ou le cadre médical.

De plus, des architectures en forme d'arcs de cercle seront privilégiées afin d'éviter des angles vifs susceptibles de provoquer des blessures.

La masse du robot doit être la plus basse possible dans une solution pré-clinique afin d’avoir peu d’effets dynamiques et peu d’énergie transmise en cas de collision. Au stade de nos travaux de thèse, et pour la réalisation d’un prototype de laboratoire, nous n’avons pas retenu cette spécification “masse” pour ce second prototype à développer.

Toutefois, *a posteriori* du dispositif qui a été réalisé, il nous semble possible d’imaginer que la masse de l’ensemble des parties mobiles du robot puisse être inférieure à 5 kg : moins de 1 pour l’effecteur, moins de 2 pour la partie parallèle et 2 pour le pivot par guide circulaire.

4.2.2 Architecture cinématique du robot porte-effecteur

Le robot porte-effecteur magnétique doit donc positionner et orienter cet effecteur (voir Fig.4.1) autour de la tête du patient. On rappelle qu’il s’agit de faire coïncider l’axe principal z de cet effecteur avec les segments élémentaires de la trajectoire de guidage puis translater le centre d’outil du robot (point de Lagrange L_2) le long de ces segments (voir Fig.4.2).

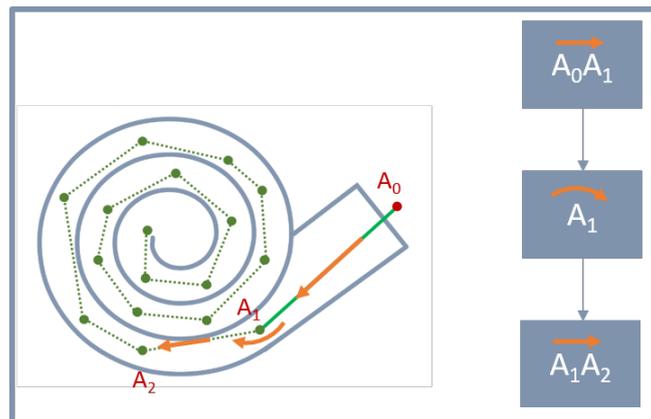


FIGURE 4.2 – La stratégie de guidage des particules magnétiques dans la cochlée induit le mouvement du robot porte-effecteur : une succession de translations le long de segments passant par le centre d’outil et de rotations autour de ce centre d’outil

Au vu des spécifications fonctionnelles présentées précédemment, l’architecture retenue pour le second prototype comporte 5 DDL.

Cette solution consiste en une architecture hybride, composée de deux sous-systèmes : un porteur sériel à 2 DDL et un positionneur fin à architecture parallèle à 3 DDL.

- Le premier sous-système (S_1) assure l’orientation de l’effecteur magnétique, présentant ainsi 2 DDL en rotation.
- Le second sous-système (S_2) assure le positionnement fin de l’effecteur magnétique, présentant ainsi 3 DDL en translation.

4.2.2.1 Architecture cinématique du porteur

Pour orienter l'effecteur magnétique dans l'espace, 2 DDL en rotation suffisent.

En conséquence, comparé à un porteur 3R standard, cela permet non seulement de réduire les risques de collision avec le patient mais aussi d'alléger la structure et la rendre plus compacte.

L'architecture du prototype 1, présentée dans le Chapitre 3, a été validée expérimentalement. Et nous avons vu que le choix d'une structure avec guidage sur arcs de cercle permet de déplacer le robot autour de la tête du patient en maintenant une distance fixe entre l'effecteur et ce patient. Ceci réduit les risques de collision et répond donc de ce fait à la contrainte de sécurité. D'autre part, l'espace de travail créé est une sphère, qui s'adapte parfaitement à la sphéricité de la tête et permet ainsi d'atteindre toutes les positions autour de la tête d'un patient. Il a par conséquent été jugé opportun de maintenir la même structure pour le prototype 2.

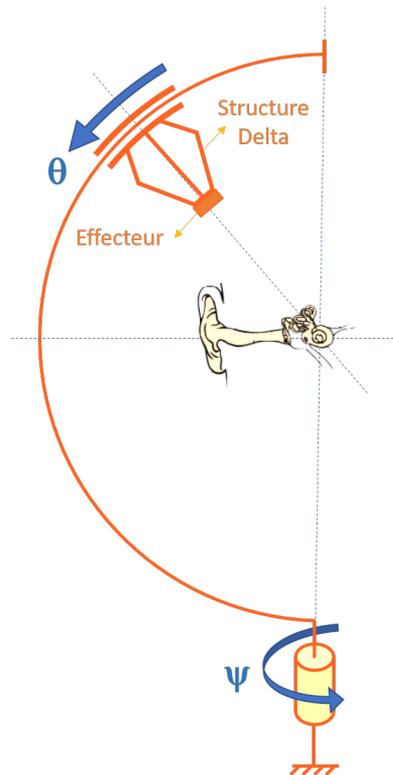


FIGURE 4.3 – Cinématique du porteur du second robot porte-effecteur magnétique

Le porteur 2R est ainsi composé d'un arc en demi-cercle, sur lequel glisse l'effecteur ("glisse" au sens cinématique du terme mais roule sans glisser au sens de la solution technologique retenue, voir § 4.4.1.1). Ses deux mobilités sont une rotation de l'arc d'un angle ψ autour d'un axe vertical puis une rotation d'un angle θ correspondant au glissement de cet effecteur sur l'arc. L'axe vertical de la première rotation passe dans (ou au voisinage) de la cochlée du patient.

L'axe de la seconde rotation est un axe horizontal, passant également par la cochlée (ou en son voisinage). Ces deux axes sont concourants. Le premier mouvement (rotation d'angle ψ) est un mouvement de précession autour de la tête, le second (rotation d'angle θ) est un mouvement de nutation. Notons que la cinématique de ce porteur correspond à un mouvement d'Euler, avec le formalisme standard dit "ZXZ", pour lequel il n'y a pas de rotation propre (la 3^e mobilité en rotation propre de l'effecteur magnétique autour d'un axe passant par son centre d'outil, le TCP, n'étant pas une exigence de fonctionnement de cet effecteur).

Il existe différents types de robots en mesure d'être utilisés pour des applications de chirurgie mini-invasive avec des structures sphériques et qui offrent une large plage d'orientation. Cependant, ces types de robots ne sont pas adaptés à notre besoin de générer un mouvement de translation sans mettre en danger la sécurité du patient.

La première liaison pivot (concernant la précession d'angle ψ) est réalisée par une articulation en rotation classique sur roulements à billes. La seconde (concernant la nutation d'angle θ) est réalisée via un guidage circulaire de l'effecteur en suivant un arc de cercle. Avec cette solution, il y a une réduction des risques de collision du robot avec le patient.

Le choix du mécanisme pour la réalisation de la seconde liaison pivot du sous-système S_1 s'est donc porté sur l'introduction d'un ensemble poulie et courroie souple. La courroie est solidaire de l'arc de cercle constituant le premier bras mobile et prend donc de ce fait une forme circulaire. La poulie roule sans glisser sur cette courroie. Le moteur de la seconde articulation, fixé à la poulie, contribue à actionner cette seconde mobilité.

4.2.2.2 Architecture cinématique du positionneur fin

Afin de positionner le point de Lagrange L_2 sur le segment de trajectoire désiré (et non plus en son voisinage), il est nécessaire d'avoir un dispositif assurant les mouvements de translation (le sous-système S_2). Nous avons fait choix d'utiliser une structure parallèle standard associée en série au dispositif S_1 . Ce choix d'une structure parallèle nous conduit à avoir une solution compacte, précise et rigide permettant de supporter le poids de l'effecteur magnétique.

Le sous-système S_2 assure ainsi le déplacement du point de Lagrange L_2 le long des segments de trajectoires dans la cochlée, qui font de l'ordre d'un cm de long. L'espace de travail -ou espace d'évolution- du point L_2 est assez réduit (du fait des dimensions de la cochlée de l'ordre de quelques millimètres). L'erreur de positionnement de ce point doit être inférieure à 2 mm pour que l'effecteur joue correctement son rôle. La structure doit être rigide et capable de supporter le poids de l'effecteur magnétique qui est de moins de 10 N.

Nous avons alors choisi une structure parallèle de type Delta. Cette dernière, qui a constitué une véritable innovation technologique en termes de mobilité robotique, a été introduite par Reymond Clavel en 1985 [Clavel, 1987]. La structure Delta est capable, grâce à ses trois DDL, de déplacer un objet avec trois composantes de translation, sans en modifier l’orientation (propriété fort appréciable pour déplacer le point L_2 sur son segment sans modifier l’orientation de l’effecteur). Dans un espace réduit, le robot Delta permet de déplacer un objet léger avec une très bonne précision et une vitesse importante. Toutefois notre application n’impose pas un critère de vitesse sévère, faisant que cette performance a ici peu d’importance.

Le robot Delta possède d’autres avantages par rapport aux bras sériels, dont en particulier celui de pouvoir fixer les moteurs sur la base. Ceci permet de réduire de façon considérable la masse mobile de la structure.

En plus de cette caractéristique, le robot Delta se compose de trois chaînes cinématiques identiques (ou trois bras) reliant la base à la nacelle (partie sur laquelle est fixé l’effecteur). Chacune d’elles est composée de deux segments (plutôt que trois segments dans le cas d’un robot sériel). Ces deux caractéristiques rendent la structure plus compacte. Chaque chaîne est constituée d’un bras relié à une extrémité à la base par une liaison pivot (motorisée) et à l’autre extrémité à deux biellettes parallèles par deux liaisons rotules. Ces deux biellettes sont également reliées à la nacelle par deux liaisons rotules. Un autre avantage des robots parallèles est leur grande rigidité. Ce sont ces particularités qui permettent des manipulations précises et rapides.

On notera par la suite α_1 , α_2 et α_3 , les 3 paramètres articulaires de ce mécanisme.

Avoir trois chaînes connectées sur un même effecteur permet de saisir et placer des objets légers à haute dynamique (opérations typique dites de “Pick and Place”). Cependant, dans notre cas, il est destiné à augmenter la rigidité contre la gravité : la masse de l’effecteur est d’environ 1 kg et la vitesse qui lui sera imposée est très faible (quelques cm/s).

Le robot Delta souffre d’un espace de travail limité. Toutefois, cela ne représente pas un inconvénient pour notre cas d’application dès lors que l’espace de travail que l’on cherche à atteindre (le volume de la cochlée) est relativement réduit.

Le schéma cinématique du porteur du second prototype est présenté dans la figure 4.3. La partie Delta coulissant sur le demi arc de cercle y est ici symbolisée.

4.3 Modélisation géométrique du porte-effecteur à 5 DDL

Nous donnons, dans cette section, les expressions des modèles géométriques direct (MGD) et inverse (MGI) du robot porte-effecteur complet à 5 DDL.

Les démarches calculatoires détaillées qui nous ont permis d’établir ces deux modèles sont respectivement proposées dans les Annexes A et B de ce mémoire.

Par ailleurs, nous avons également développé les modèles cinématiques direct (MCD) et inverse (MCI) de ce dispositif à 5 DDL. Ceux-ci se trouvent à l'Annexe C.

Enfin, nous avons aussi développé un modèle quasi-statique, il se trouve à l'Annexe D. Compte tenu des très faibles vitesses et accélérations auxquelles sera soumis le robot, un modèle dynamique n'aurait que peu d'intérêt.

La modélisation des robots à architectures parallèles est particulière et il n'existe pas de technique simple et systématique pour le faire. Il faut donc choisir des méthodes adaptées à chaque structure pour exprimer ces modèles de la manière la plus simple qui soit.

Toutefois, quelle soit la méthode choisie, elle conduit toujours à des développements un peu longs, c'est pourquoi nous avons choisi de les proposer dans les Annexes.

Pour revenir aux modèles géométriques, basés sur des algorithmes analytiques, ils permettent d'obtenir l'ensemble des variables articulaires en fonction des coordonnées opérationnelles dans le cas du modèle géométrique inverse. Ils permettent aussi d'obtenir, en plus de la position et de l'orientation de l'effecteur, les expressions des différentes variables de toute la structure, en fonction des coordonnées articulaires dites de commande.

L'exploitation de ces deux modèles et l'étude des bornes de variations des différentes variables permettent d'identifier les espaces articulaire et opérationnel.

Sachant que le robot porte-effecteur complet à 5 DDL est composé de deux parties réunies en une chaîne sérielle (la partie en série, avec les articulations ψ et θ et la structure parallèle avec les articulations α_1 , α_2 et α_3), les coordonnées de position et orientation de l'organe terminal sont exprimées en fonction des 5 variables articulaires du robot complet (ψ , θ , α_1 , α_2 et α_3).

NB : *i*) Dans la mesure où la partie Delta ne modifie pas l'orientation de l'organe terminal, cela signifie que cette orientation n'est fonction que des deux paramètres articulaires ψ et θ .

ii) Par contre, concernant la position du point P , centre de la nacelle, il y a couplage entre les deux sous-partie du robot : cette position est donc fonction des 5 paramètres articulaires .

4.3.1 Écriture du MGD du robot à 5 DDL :

Pour établir le modèle géométrique direct du robot porte-effecteur à 5 DDL, il s'agit de déterminer $P_{/R_0}$, la position du centre P de la nacelle (partie mobile du robot Delta sur laquelle est fixé l'effecteur) dans le repère R_0 et l'orientation de cet effecteur dans ce même repère R_0 (voir Fig.A.5) où R_0 est le repère fixe attaché au bâti du robot.

La position de P s'écrit $P_{/R_0} = (X, Y, Z)$, l'orientation de l'effecteur est définie par ψ et θ .

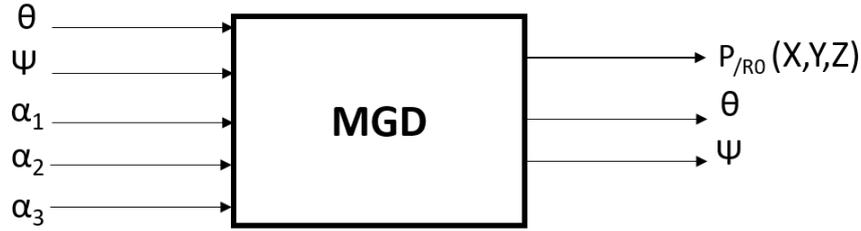


FIGURE 4.4 – Synoptique du MGD du robot à 5 DDL

Considérant $P_{/R_1} = (x, y, z)$, la position du centre P de la nacelle dans le repère R_1 attaché à la base du robot Delta, nous utilisons la transformation homogène suivante 0T_1 , établie en fonction des 2 variables articulaires du porteur, ψ et θ :

$$P_{/R_0} = {}^0T_1.P_{/R_1} \quad (4.1)$$

Le passage du repère R_0 au repère R_1 (translation et orientation) peut être défini par la matrice de passage 0T_1 comme suit :

$${}^0T_1 = \begin{pmatrix} {}^0A_1 & {}^0O_1 \\ 0 & 1 \end{pmatrix}$$

0A_1 est la matrice rotation de R_0 à R_1 et 0O_1 la position de l'origine de R_1 exprimée dans R_0 . 0T_1 peut être calculé comme composée de trois transformations successives en utilisant une méthode analytique comme celles de Denavit-Hartenberg ou Khalil.

Ces transformations composées sont (voir Fig.A.4) :

- Rotation du repère R_0 au repère R' autour de l'axe z d'un angle ψ .
- Rotation du repère R' au repère R'' autour de l'axe x' d'un angle θ .
- Translation du repère R'' au repère R_1 suivant l'axe z'' d'une distance R .

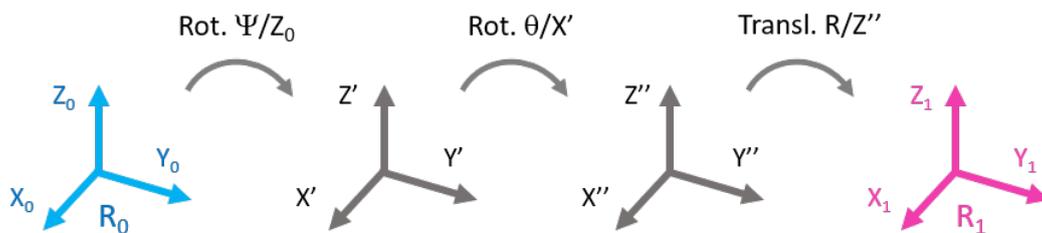


FIGURE 4.5 – Passage du repère R_0 au repère R_1

La translation du repère R'' au repère R_1 est représentée par le vecteur $\overrightarrow{O_0O_1}$ qui représente les coordonnées cartésiennes de l'origine O_1 du repère R_1 exprimées dans le repère R'' :

$$\overrightarrow{O_0O_1} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ R \end{pmatrix} \quad (4.2)$$

L'orientation du repère R_0 au repère R'' est représentée par la matrice 0A_1 :

$${}^0A_1 = \begin{pmatrix} \cos(\psi) & -\cos(\theta).\sin(\psi) & \sin(\theta).\sin(\psi) \\ \sin(\psi) & \cos(\theta).\cos(\psi) & -\sin(\theta).\cos(\psi) \\ 0 & \sin(\theta) & \cos(\theta) \end{pmatrix} \quad (4.3)$$

Soit pour expression du MGD :

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\psi) & -\cos(\theta).\sin(\psi) & \sin(\theta).\sin(\psi) & 0 \\ \sin(\psi) & \cos(\theta).\cos(\psi) & -\sin(\theta).\cos(\psi) & 0 \\ 0 & \sin(\theta) & \cos(\theta) & R \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4.4)$$

Où $P_{/R_1}$, la position de la nacelle dans le repère R_1 (fixé sur la base du robot Delta, voir Fig.A.3) est obtenue par les trois expressions (x, y, z) ci-dessous traduisant la transformation géométrique apportée par la partie parallèle (voir démonstration à l'Annexe A, équation A.6).

$$\begin{aligned} z &= \frac{B - \sqrt{(B^2 - 4.A.C)}}{2.A} \\ x &= \frac{H_5.z + H_4}{H_2} \\ y &= \frac{H_1.z + H_3}{H_2} \end{aligned} \quad (4.5)$$

Les 3 coordonnées (x, y, z) étant elles-mêmes issues des 20 expressions intermédiaires suivantes, obtenues en fonction des trois variables articulaires $(\alpha_1, \alpha_2$ et $\alpha_3)$ de la structure Delta.

$$D_1 = -l_2^2 + l_1^2 + r^2 + 2.r.l_1.\cos(\alpha_1)$$

$$D_2 = -l_2^2 + l_1^2 + r^2 + 2.r.l_1.\cos(\alpha_2)$$

$$D_3 = -l_2^2 + l_1^2 + r^2 + 2.r.l_1.\cos(\alpha_3)$$

$$E_1 = 2.(r + l_1.\cos(\alpha_1)).\cos(\phi_1)$$

$$E_2 = 2.(r + l_1.\cos(\alpha_2)).\cos(\phi_2)$$

$$E_3 = 2.(r + l_1.\cos(\alpha_3)).\cos(\phi_3)$$

$$F_1 = 2.(r + l_1.\cos(\alpha_1)).\sin(\phi_1)$$

$$F_2 = 2.(r + l_1.\cos(\alpha_2)).\sin(\phi_2)$$

$$F_3 = 2.(r + l_1.\cos(\alpha_3)).\sin(\phi_3)$$

$$G_1 = -2.l_1.\sin(\alpha_1)$$

$$G_2 = -2.l_1.\sin(\alpha_2)$$

$$G_3 = -2.l_1.\sin(\alpha_3)$$

$$H_1 = -(E_3 - E_1).(G_2 - G_1) + (G_3 - G_1).(E_2 - E_1)$$

$$H_2 = -(F_3 - F_1).(E_2 - E_1) + (E_3 - E_1).(F_2 - F_1)$$

$$H_3 = -(D_3 - D_1).(E_2 - E_1) + (E_3 - E_1).(D_2 - D_1)$$

$$H_4 = (D_3 - D_1).(F_2 - F_1) + (F_3 - F_1).(D_1 - D_2)$$

$$H_5 = -(G_3 - G_1).(F_2 - F_1) - (F_3 - F_1).(G_1 - G_2)$$

$$A = 1 + (H_5^2 + H_1^2)/H_2^2$$

$$B = -2.(H_5.H_4 + H_1.H_3)/H_2^2 + (E_1.H_5 + F_1.H_1)/H_2 + G_1$$

$$C = D_1 + (H_4^2 + H_3^2)/H_2^2 - (E_1.H_4 + F_1.H_3)/H_2$$

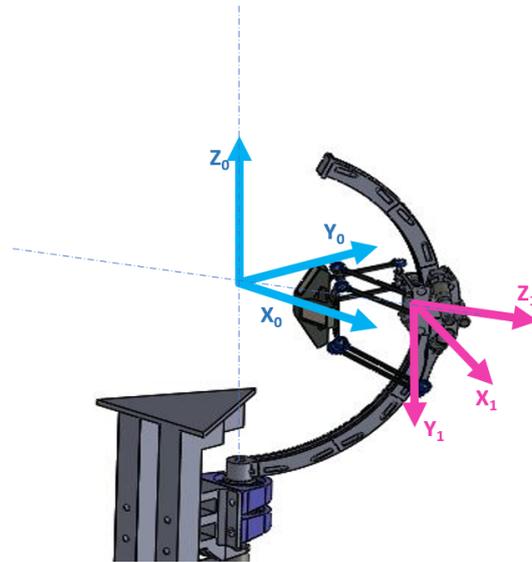


FIGURE 4.6 – Positionnements des repères R_0 et R_1 attachés au bâti et à la base du Delta

4.3.2 Écriture du MGI du robot à 5 DDL :

Pour établir le modèle géométrique inverse du robot porte-effecteur à 5 DDL, il s'agit de déterminer les 5 variables articulaires de commande (ψ , θ , α_1 , α_2 et α_3), correspondant à une orientation désirée de l'effecteur (θ_d et ψ_d) et une position désirée (X_d , Y_d et Z_d) du point P , centre de la nacelle, dans le repère fixe R_0 (voir Fig.B.1).

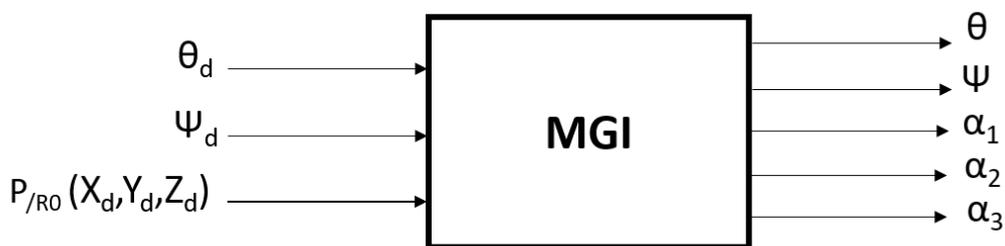


FIGURE 4.7 – Synoptique du MGI du robot à 5 DDL

4.3.2.1 Obtention des paramètres articulaires de la partie sérielle

Compte tenu du fait que la partie Delta ne modifie pas l'orientation et que le porteur est à deux rotations perpendiculaires et concourantes, les paramètres de commande θ et ψ sont

directement liés à θ_d et ψ_d de façon triviale telle que :

$$\theta = \theta_d$$

$$\psi = \psi_d$$

4.3.2.2 Obtention des paramètres articulaires de la partie parallèle

Une fois que θ et ψ sont connus, on peut alors calculer la position du point $P_{/R_1}$, centre de la nacelle, dans le repère R_1 , soit les 3 coordonnées (x, y, z) , à l'aide de la matrice de transformation homogène 1T_0 telle que :

$$P_{/R_1} = {}^1T_0.P_{/R_0} \quad (4.6)$$

Avec :

$${}^1T_0 = ({}^0T_1)^{-1} = \begin{pmatrix} \cos(\psi) & -\cos(\theta).\sin(\psi) & \sin(\theta).\sin(\psi) & 0 \\ \sin(\psi) & \cos(\theta).\cos(\psi) & -\sin(\theta).\cos(\psi) & 0 \\ 0 & \sin(\theta) & \cos(\theta) & R \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}^{-1} \quad (4.7)$$

$${}^1T_0 = \begin{pmatrix} \cos(\psi) & \sin(\psi) & 0 & 0 \\ -\cos(\theta).\sin(\psi) & \cos(\theta).\cos(\psi) & \sin(\theta) & -R.\sin(\theta) \\ \sin(\theta).\cos(\psi) & -\sin(\theta).\cos(\psi) & \cos(\theta) & -R.\cos(\theta) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.8)$$

Pour atteindre une position désirée de l'effecteur dans le repère R_1 , après avoir déterminé θ et ψ , il faut calculer les paramètres articulaires $(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3)$.

Ces trois angles sont déterminés par l'équation suivante, en fonction de x, y, z, S et Q_i , pour i valant respectivement 1, 2 et 3.

Avec S et Q_i eux même fonctions de x, y, z et ϕ_i , pour i valant respectivement 1, 2 et 3.

$$\alpha_i = 2.\text{atan} \left(\frac{-2z \pm \sqrt{4z^2 + 4r^2 - S^2 + Q_i^2(1 - \frac{r^2}{l_1^2}) + Q_i(-2\frac{r.S}{l_1} - 4r)}}{-2r - S - Q_i(\frac{r}{l_1} - 1)} \right) \quad (4.9)$$

NB : La présence de l'opérateur (\pm) dans l'équation ci-dessus laisse apparaître deux solutions pour chaque α_i , ce qui donnerait 2^3 solutions au MGI (soit 8 solutions). Toutefois, pour chaque α_i , nous ne considérons que la solution avec un signe $(-)$, soit la plus petite des deux. L'autre valeur correspond à une position où la somme $\alpha_i + \beta_i$ est supérieure à 180° , générant des collisions des bras du Delta entre eux. Ce serait une position physiquement inaccessible (où les

bras seraient repliés vers l'intérieur de l'espace de travail).

Où :

$$Q_i = 2.x.\cos(\phi_i) + 2.y.\sin(\phi_i) \quad (4.10)$$

$$S = \frac{1}{l_1} (-x^2 - y^2 - z^2 + l_2^2 - l_1^2 - r^2) \quad (4.11)$$

Notons que deux autres systèmes de coordonnées ont été utilisés (*c.f.* Annexe A).

Les repères R_2 et R_3 attachés aux bras 2 et 3 du Delta sont décalés respectivement du repère R_1 par les rotations d'angles $\phi_2 = \frac{2\pi}{3}$ et $\phi_3 = \frac{4\pi}{3}$, autour de l'axe Oz_1 .

Pour une homogénéité d'écriture lorsque i vaut 1 (cas du repère R_1), il suffit de considérer une rotation, comme pour R_2 et R_3 , mais d'un angle nul ($\phi_1 = 0$).

4.4 Intégration mécatronique du porte-effecteur à 5 DDL

Un prototype de ce robot à 5 DDL a été réalisé, avec lequel différentes expérimentations ont été réalisées, dans l'objectif de valider les principes cinématiques et technologiques choisis pour cette seconde architecture.

4.4.1 Solutions technologiques retenues pour les différentes articulations

4.4.1.1 Technologie du porteur à 2 DDL

La solution retenue pour ce porteur à 2 DDL consiste à orienter une première partie mobile en forme de demi-cercle autour de la tête du patient. Ce demi-cercle reste toujours dans un plan vertical et peut tourner autour d'un axe vertical (voir Fig. 4.8) de précession (angle ψ). Son amplitude de mouvement est de 180° , ce qui lui permet de se positionner en direction du crâne et surtout des tempes (qui sont les positions privilégiées pour accéder à la cochlée).

Ses limites articulaires (-90° et $+90^\circ$) l'empêchent, par construction, de venir heurter les épaules, les bras et le torse du patient.

Une seconde mobilité en pivot est apportée au positionneur qui est articulé à ce demi-cercle.

Ce positionneur est pour cela solidaire d'un coulisseau (voir Fig. 4.9) qui glisse le long de l'arc de cercle dans un mouvement de nutation (angle θ) autour d'un axe horizontal.

L'amplitude de ce second déplacement le long de l'arc est également proche de 180° puisque cet arc est un demi-cercle.

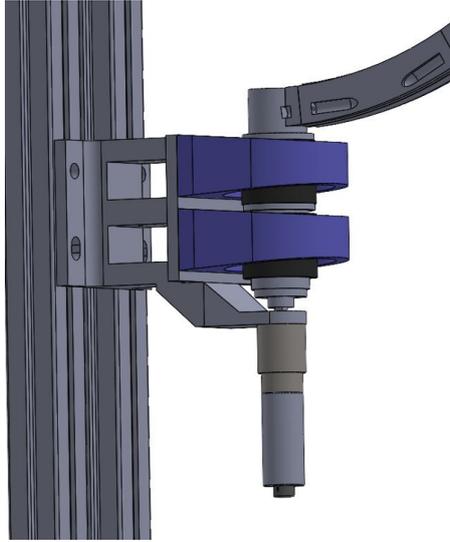


FIGURE 4.8 – Première articulation motorisée du porteur avec guidage sur roulements à billes

Lorsqu’il est en position médiane sur l’arc de cercle, ce qui correspond à la position la plus courante de l’effecteur alors dirigé vers la cochlée, le paramètre θ a pour valeur -90° . Cet angle varie entre les deux bornes (-170° et -10°).

Un ensemble de 12 galets de roulement, disposés sur le coulisseau, impose à ce dernier de rester en contact avec l’arc de cercle, donc contraint le mouvement le long de cette partie circulaire : c’est la fonction “guidage circulaire” qui est ainsi assurée.

Le positionneur est alors l’objet d’un mouvement composé de deux rotations à axes perpendiculaires et concourants, ce qui permet de l’orienter à la demande vers la cochlée, dans toutes les directions possibles du demi-espace situé entre robot et patient (voir Fig. 4.10).

Si la première articulation est une liaison pivot motorisée classique sur roulements à billes (voir Fig. 4.8), pour la seconde, nous avons utilisé le même mécanisme que sur le prototype 1 pour le guidage circulaire du chariot porte-positionneur dès lors que ce principe de fonctionnement a été validé lors du développement de ce premier prototype. Il s’agit d’un système poulie-courroie : la courroie crantée étant solidaire de l’arc (elle est collée sur cet arc) et la poulie dentée étant reliée au moteur (voir cet engrenement sur la partie droite de la figure 4.9).

Si le mouvement réel poulie/courroie est un roulement sans glissement, le chariot porte-positionneur a un mouvement équivalent à un glissement sur le demi-cercle.

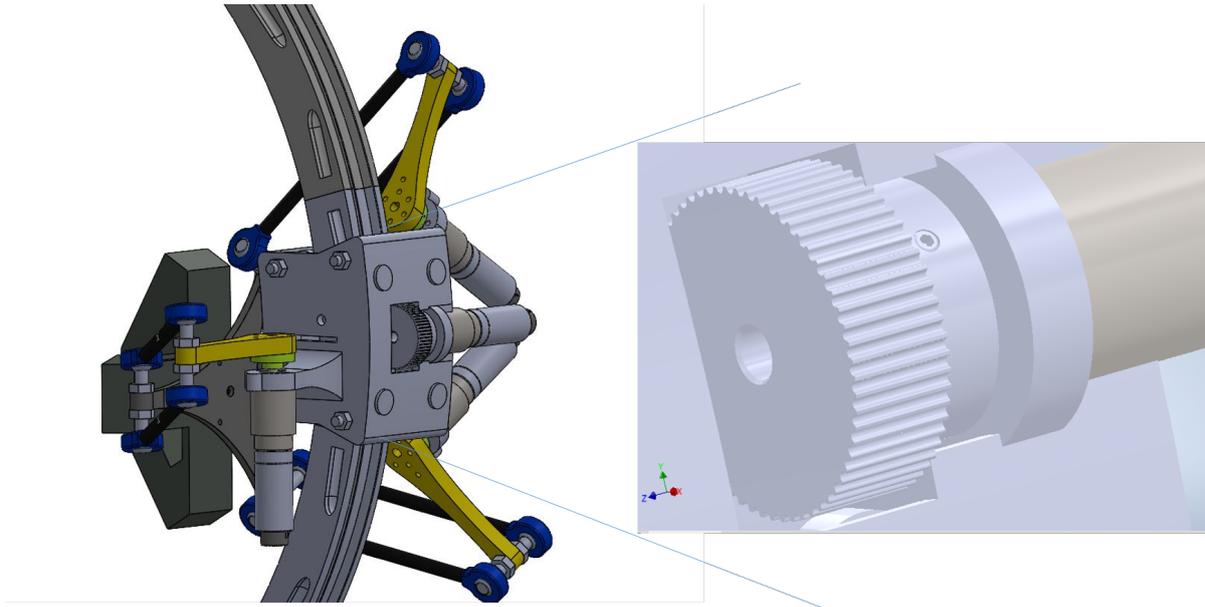


FIGURE 4.9 – À gauche, vue CAO du guidage de la structure parallèle sur l’arc en demi-cercle. À droite, vue en zoom de l’engrènement poulie-courroie

4.4.1.2 Technologie du positionneur à 3 DDL à structure parallèle

Pour le positionnement 3D de l’effecteur magnétique, donc le pilotage de la position de son centre d’outil (le point magnétique L_2), il a donc été retenu d’utiliser la structure parallèle Delta à 3 DDL. Ce type de mécanisme impose que le mouvement de son organe terminal, par rapport à sa base, soit de translation pure dans les 3 directions de l’espace. C’est la présence de trois parallélogrammes dans le mécanisme (un sur chaque bras de la structure parallèle) qui lui confère cette propriété.

Le coulisseau sur lequel est fixé le positionneur fin glisse sur l’arc en demi-cercle et fait le lien entre le porteur et la structure parallèle Delta. Ce coulisseau intègre une roue dentée qui roule sur l’arc (sur la courroie) et induit son glissement par rapport à l’arc.

Le coulisseau constitue la base fixe de la structure parallèle servant de support aux trois actionneurs du Delta. À partir de cette base, s’étendent les trois bras articulés formant trois chaînes cinématiques dont les extrémités sont reliées à une plateforme triangulaire mobile : la “nacelle”. Chaque bras de la structure est articulé par rapport à sa base grâce à une liaison pivot motorisée : les trois paramètres articulaires de cette partie parallèle sont les angles α_1 , α_2 et α_3 qui ont été introduits dans le paragraphe précédent concernant les modèles.

Enfin, l’effecteur magnétique est solidaire de la nacelle, fixé à celle-ci par un assemblage vissé.

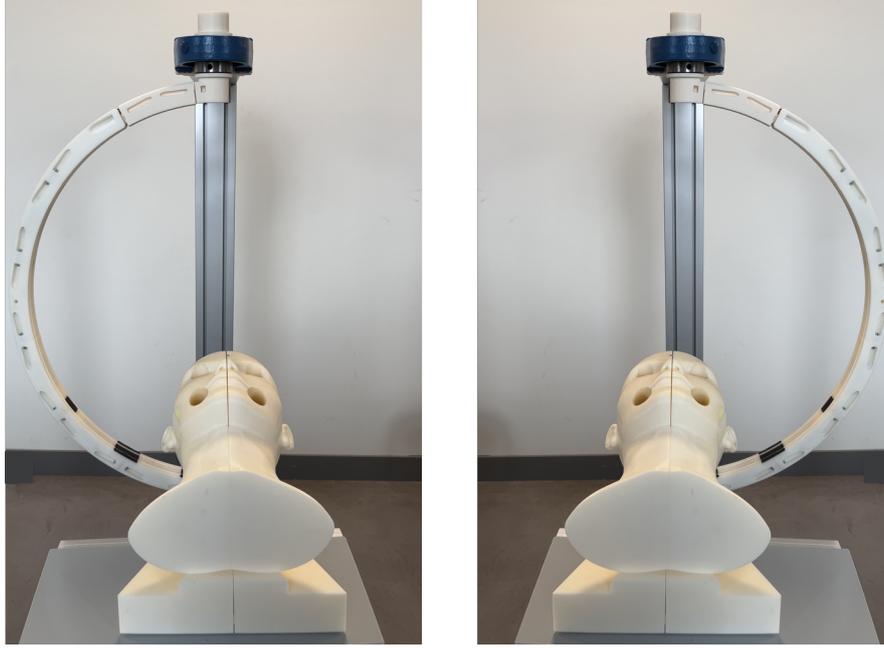


FIGURE 4.10 – Positions limites de l’arc en demi-cercle porté par l’articulation 1 (angle ψ)

4.4.1.3 Espace de travail accessible du positionneur à 3 DDL à structure parallèle

Nous avons mentionné, au 4.2.1 de ce chapitre, le besoin d’une translation de l’effecteur dont l’amplitude est de l’ordre de 100 mm dans les 3 directions de l’espace afin de répondre à la problématique de l’adaptation du robot au patient.

Nous reportons dans cette section les caractéristiques du volume de travail, établies à partir des paramètres dimensionnels de la partie Delta, données au tableau 4.2.

La forme approchée du volume de travail d’un robot Delta est un cylindre dont le diamètre D et la hauteur H sont définis par les équations suivantes [Clavel, 1991] :

$$\begin{aligned} D &= 2.l_1.\sin(\gamma_{max}) \\ H &= l_1(Z_h - Z_b) \end{aligned} \tag{4.12}$$

avec :

$$\begin{aligned} Z_h &= -\sqrt{1 + b^2} - b.\sqrt{3} \\ Z_b &= \max(Z_T, Z_T') \\ Z_T &= -\sqrt{(1 + b)^2 - \left(r + 2\frac{b.\sin(\gamma_{max})}{\sqrt{3}}\right)^2} \\ Z_T' &= -\sqrt{(1 + b.\cos(\gamma_{max}))^2 - \left(r + \frac{b.\sin(\gamma_{max})}{\sqrt{3}}\right)^2} \end{aligned}$$

où $b = \frac{l_2}{l_1}$

et dans notre cas $r = 0$ (voir Annexe B, paragraphe 3)

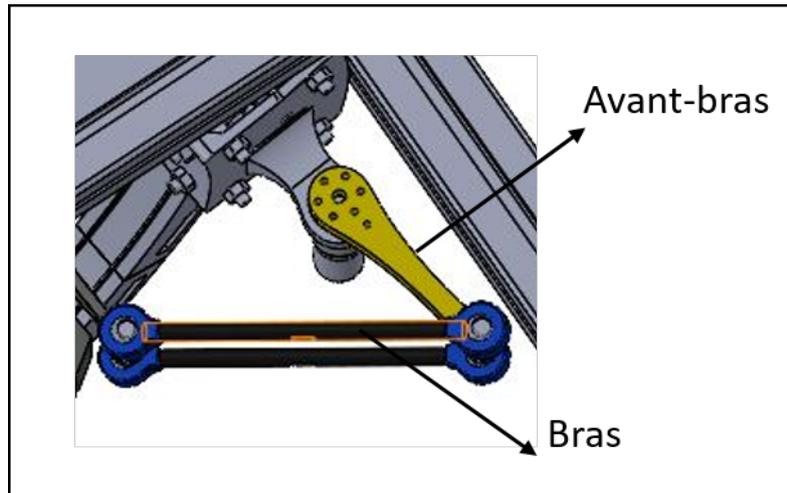


FIGURE 4.11 – Vue CAO d'un bras de la structure parallèle. En jaune : l'avant-bras motorisé. En bleu : liaisons du parallélogramme avec le bras motorisé (à droite), avec la nacelle (à gauche)

Par ailleurs, l'angle γ_{max} caractérise l'inclinaison maximale que peuvent prendre les barres du parallélogramme du bras, par rapport à un plan passant par l'axe z du repère de la base du Delta (voir Annexe B).

De façon courante avec la structure Delta, le paramètre γ_{max} peut atteindre 40° sans risque de dysfonctionnement du bras. Nous avons ici choisi $\gamma_{max} = 30^\circ$ car cette valeur suffit largement à générer un espace de travail supérieur à celui qui est souhaité et réduit le mouvement du parallélogramme.

On a alors, pour dimensions du cylindre de travail :

$$D = 160 \text{ mm et } H = 231 \text{ mm}$$

Ces valeurs, conformes aux spécifications technologiques, confirment donc la capacité du positionneur à s'adapter aux particularités en taille et position d'un patient.

Remarque : le passage de γ_{max} de 30° à 40° permettrait, si nécessaire, d'augmenter le diamètre en question à une valeur de 206 mm.

4.4.2 De conception à fabrication des éléments du robot

Le robot prototype est placé dans une cellule expérimentale où est aussi disposée la tête plastique évoquée au Chapitre 3 (voir Fig. 4.10). L'avantage de cette architecture, comparée à celle du prototype 1, est d'intégrer un système de positionnement (la partie Delta) qui permet de régler la position de l'effecteur magnétique relativement à chaque patient. Ceci facilite

également, lors de la phase préopératoire, la compensation du décalage de la position de l'effecteur magnétique dans le repère lié à la cochlée.

Le patient est placé sur une table sur l'avant du système articulé et l'ensemble de la structure mécanique ainsi que l'armoire de commande se situent derrière.

Le dispositif complet a une emprise au sol de 1,5 m x 1 m et une hauteur de 1,5 m. Ceci lui confère un caractère compact et permet son installation facile dans une salle d'intervention. Le châssis a été réalisé à partir de profilés métalliques du commerce afin d'alléger au maximum le mécanisme tout en assurant sa rigidité. De plus des roues ont été rajoutées à ce châssis pour faciliter le déplacement du robot.

Les différentes parties du mécanisme ont été conçues sous le logiciel Solidworks. La Fig. 4.12 illustre le modèle CAO du prototype complet.

4.4.2.1 Fabrication du porteur à 2 DDL

Le porteur est composé d'un arc en demi-cercle sur lequel se déplace le coulisseau qui porte la structure de l'effecteur magnétique. La première articulation est réalisée par le biais de deux paliers à roulement à billes, voir Fig. 4.8.

La seconde articulation est réalisée par un guidage circulaire sur l'arc, voir figure 4.9. La courroie crantée a été collée sur l'arc, le pignon-moteur étant articulé sur le coulisseau.

Le déplacement du coulisseau sur l'arc est assuré par des galets (des roulements à billes). Les dimensions du porteur ont été définies comme suit :

— Rayon de l'arc : $R = 315$ mm

La valeur de ce rayon a été réduite au maximum pour des fins de compacité du système global.

— Longueur du coulisseau : $l_0 = 80$ mm

Ses dimensions doivent assurer que les actionneurs ne risquent pas de se toucher.

4.4.2.2 Fabrication du positionneur à structure Delta

La structure de type Delta est composée d'une base fixe (le coulisseau), les avant-bras, les barres composant les bras et la nacelle. Le coulisseau est lié aux bras par le biais des avant-bras. Les barres sont attachées à des embouts à rotule en leurs extrémités pour permettre le mouvement de l'effecteur dans les trois directions. Chaque double-barre forme un bras.

Ces barres sont reliées entre elles par un joint universel (ou cardan) qui permet de relier la nacelle aux trois bras. L'effecteur magnétique, quant à lui, est vissé au centre de la nacelle.

Les paramètres dimensionnels de la structure Delta ont été définis comme suit afin de couvrir l'espace de travail requis :

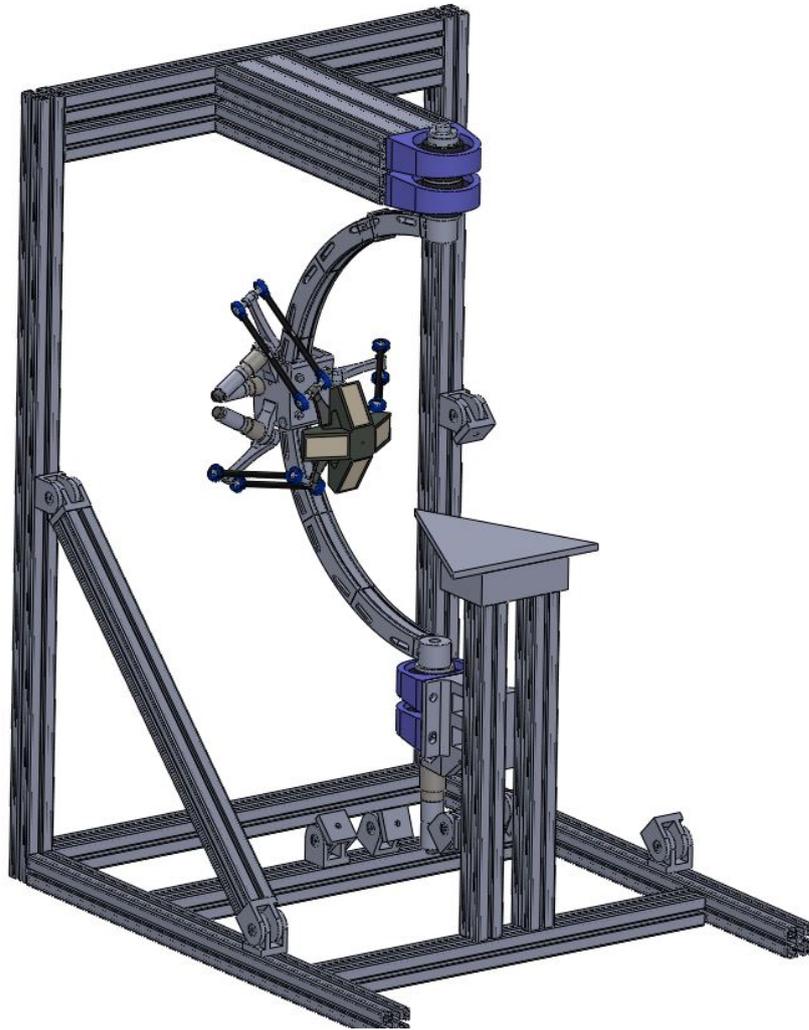


FIGURE 4.12 – Vue CAO du robot porte-effecteur magnétique à 5 DDL

— Avant-bras : $l_1 = 90$ mm

La distance entre la base fixe et l'axe de rotation du bras.

— Bras : $l_2 = 160$ mm

La distance entre les centres des embouts à rotule, soit les extrémités des barres parallèles.

— Nacelle : son rayon a été choisi à 80 mm.

Il est important de mentionner que les longueurs paramétriques de la structure Delta dépendent les unes des autres. Il est ainsi indispensable d'adapter toutes les longueurs après une modification d'un élément de la structure.

Le tableau suivant (Tab. 4.2) résume les paramètres géométriques du robot porte effecteur.

Une fois les conceptions des différentes parties validées, nous avons réalisé un prototype permettant d'effectuer des tests et valider l'architecture cinématique complète proposée.

Corps	Paramètres dimensionnels
Arc	Amplitude angulaire du déplacement : 180° Rayon : 315 mm
Coulisseau	Amplitude angulaire du déplacement : 180° Longueur : 80 mm
Avant bras	Longueur : 90 mm
Bras	Longueur : 160 mm
Nacelle	Rayon : 80 mm

TABLEAU 4.2 – Paramètres dimensionnels du robot porte-effecteur

Comme pour le premier prototype, nous avons opté pour la solution de fabrication additive. Ceci nous a permis de réaliser les pièces au laboratoire, qui, du fait de leurs formes parfois complexes, auraient pu s'avérer coûteuses si elles avaient été usinées en sous-traitance.

Pour s'adapter à l'espace de travail qu'offre l'imprimante 3D disponible au laboratoire, nous avons décomposé l'arc demi-cercle, en plusieurs pièces afin de pouvoir le fabriquer (voir Fig. 4.13).

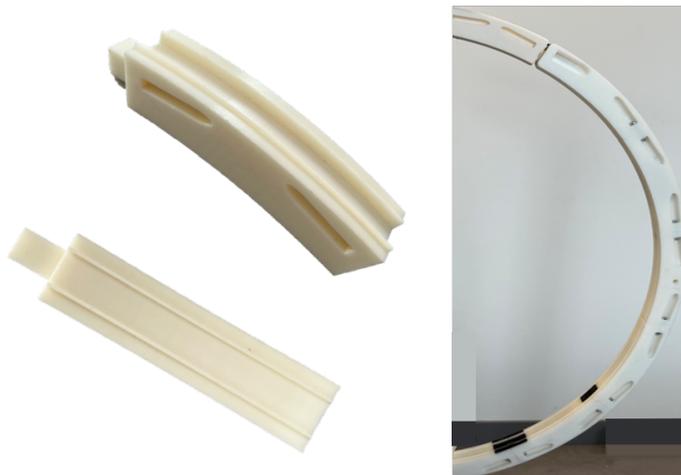


FIGURE 4.13 – Arc en demi-cercle réalisé par fabrication additive

Le matériau utilisé pour l'impression 3D est le même qu'utilisé précédemment pour la fabrication du premier prototype, soit de l'Acrylonitrile Styrène Acrylate (ASA) dont les caractéristiques sont présentées dans le Chapitre 2.



FIGURE 4.14 – Second prototype du robot porte-effecteur magnétique réalisé par fabrication additive. On distingue le coulisseau portant la partie Delta et guidé sur l'arc en demi-cercle

Les figures 4.15 (le coulisseau) et 4.16 (la nacelle) illustrent différents composants du second prototype réalisés par fabrication additive.

4.4.3 Motorisation et commande du prototype à 5 DDL

4.4.3.1 La motorisation

Dans cette section, les choix des moteurs pour les différents axes sont présentés.

Les masses des segments prises en compte pour le dimensionnement des moteurs ont été estimées sur le logiciel Solidworks. En effet, l'adaptation du matériau (ASA) au modèle CAO du manipulateur nous a permis de récupérer les masses des différents composants fabriqués par nos soins. Les masses des composants de motorisation sont données par les constructeurs.

Les couples des moteurs choisis doivent compenser les effets de la gravité et assurer les mouvements des robots. Notons que l'effecteur magnétique doit se déplacer autour du patient à une faible vitesse, à la fois pour assurer la sécurité du patient et aussi pour laisser le temps nécessaire à la particule magnétique de suivre le point L_2 .

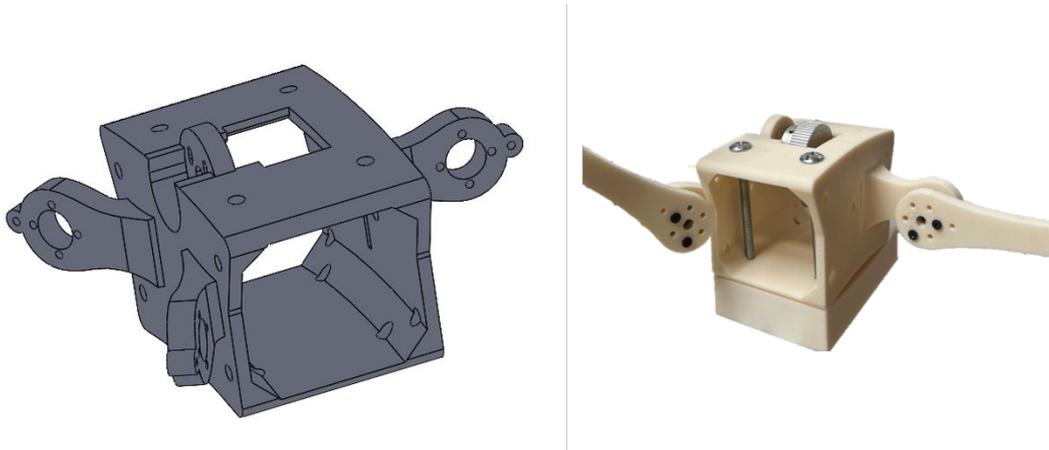


FIGURE 4.15 – Le coulisseau : vue CAO (gauche) ; pièce réalisée par fabrication additive (droite)

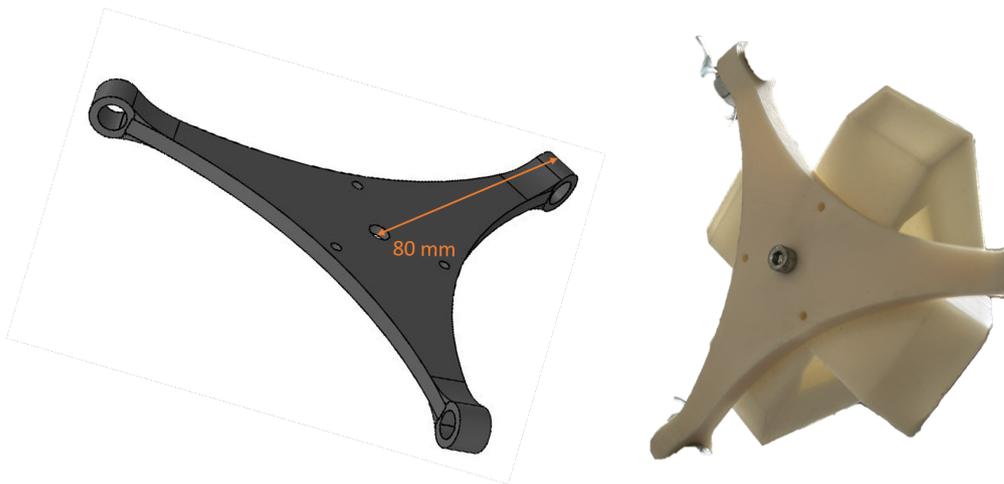


FIGURE 4.16 – La nacelle : vue CAO (gauche) ; la pièce réalisée par fabrication additive (droite).
Le support des quatre aimants permanents est fixé sur cette nacelle

Au paragraphe 2 de ce chapitre, nous avons évoqué les vitesses du dispositif et notamment mentionné que celle de l'effecteur n'a pas lieu de dépasser 0,25 m/s. Cette valeur correspond à l'idée que pour les plus grandes rotations (180° au maximum), un délai de 4 s n'aurait rien de pénalisant ; elle correspond de plus, et c'est plutôt cohérent, à la valeur maximale tolérée pour l'organe terminal d'un cobot.

Considérant que la phase accélérée du déplacement correspond approximativement au 1/4 du temps total de déplacement, soit donc 1s (avec une loi classique de “vitesse en trapèze” où on aurait 1s d'accélération, 2s de croisière et 1 s de décélération), il s'ensuit que l'ordre de grandeur des accélérations maximales de l'effecteur est de 0,25 m/s², soit 40 fois moins que l'accélération de la pesanteur.

Ainsi, il devient évident que les couples dits d'accélération peuvent être négligés, comparés aux couples de compensation de la gravité.

D'autre part, en l'absence d'informations précises concernant les frottements dans les articulations (et concernant les pertes dans les réducteurs de vitesses), leurs effets sont aussi considérés comme faibles devant les forces de compensation de gravité.

Face à ces incertitudes et compte-tenu de l'aspect prototype de notre conception, il convient d'y intégrer un fort coefficient de sécurité afin d'avoir une bonne réserve de couple au niveau de l'articulation. Une valeur de 4 pour ce coefficient a été retenue pour la détermination des couples moteurs.

Ces hypothèses nous permettent d'avoir un modèle quasi-statique de la structure hybride relativement simplifié mais sûr.

La motorisation du positionneur Delta

Concernant la structure Delta, le mouvement des bras peut être réalisé par des actionneurs rotatifs ou linéaires. Il est aussi possible d'ajouter des réducteurs ou se contenter d'un mécanisme d'entraînement direct. Dans notre cas, nous avons opté pour des actionneurs avec réducteurs.

Pour les choisir précisément, nous avons procédé comme suit. L'effecteur magnétique est porté par la structure parallèle, fixe sur la nacelle. Sa masse est ainsi partagée entre les trois moteurs des bras, se comportant comme une masse équivalente $M_{\text{équi}}$, soit 1/3 kg par bras (les justifications concernant cette hypothèse sont données à l'Annexe D). Les masses des bras du robot parallèle sont négligeables devant celle de l'effecteur. Si de plus on néglige les couples d'accélération devant les couples de compensation de la gravité comme précisé au dessus, le couple articulaire à fournir à chaque avant-bras de la structure parallèle est égal à :

$$M_{\text{équi}} \cdot g \cdot l_1 = 0,33 \cdot 9,81 \cdot 0,09 = 0,3 \text{ N.m} \quad (4.13)$$

Notre choix s'est porté sur le moteur Maxon "DCX22L GB KL" de chez *Maxon Group* qui respecte les contraintes géométriques et mécaniques imposées et offre une précision accrue dès lors qu'il est utilisé dans une boucle fermée. Ce moteur est équipé d'un réducteur "GPX26 C *Planetary gearhead*" dont le rapport de réduction est 231.

Avec un couple nominal de 32,2 mNm et un rapport de réducteur de 231 (voir tableau 4.3), le couple théorique en sortie de réducteur est de 7 Nm, soit très largement supérieur au couple souhaité. Les frottements seront donc très amplement compensés.

Afin d'avoir une commande en boucle fermée, nous avons ajouté un encodeur "Sensor-ENX16 EASY Absolute SSI" disposé sur le moteur coté rotor. C'est un encodeur absolu à 4096 points

par tours. Ceci nous mène à une résolution angulaire, mesurée en sortie d’articulation, de :

$$2\pi/(4096 * 231) = 6,64.10^{-6} \text{ rad}, \quad \text{soit environ } 1,4 \text{ secondes d'arc.}$$

Toutefois, cette valeur excessivement faible de la résolution angulaire, ne doit en aucun cas être associée à une valeur de répétabilité du robot, encore moins à sa précision.



FIGURE 4.17 – Moteur Maxon à courant continu

Motorisation du porteur à 2 DDL

Concernant la seconde rotation du porteur, soit pour le guidage circulaire du coulisseau sur l’arc en demi-cercle, nous avons choisi d’utiliser le même moteur que pour la structure Delta.

Quant à la première rotation, soit la précession de l’arc, le moteur choisi est aussi de chez *Maxon* et dont la référence est “DCX32L GB KL”. Avec un réducteur “Planetary gearhead-GPX37 LZ” et le même encodeur “Sensor-ENX16 EASY Absolute SSI” (voir tableau 4.3).

4.4.3.2 L’architecture de commande

Pour faciliter l’intégration de la partie commande, dont notamment la compatibilité des matériels, nous avons choisi d’utiliser des cartes “EPOS 4” que propose la même entreprise Maxon Group (voir Fig. 4.18).

Nous avons développé une commande associée au dispositif mécanique motorisé afin que celui-ci puisse effectuer les mouvements désirés correspondant à une intervention dans la cochlée.

Nous avons alors utilisé le logiciel Matlab Simulink pour développer la commande Haut-niveau du système (un générateur de consigne qui s’interface avec la commande Bas-niveau). Une commande en position a été implémentée, qui traduit le modèle géométrique inverse du robot à 5 DDL, tel que détaillé en Annexe B et synthétisé plus haut dans ce chapitre.

Les signaux établis par la partie Haut-Niveau, à savoir les paramètres articulaires, sont transmis à la carte de commande qui assure l’asservissement en position de l’axe (le Bas-niveau), permettant ainsi au composant d’effectuer le mouvement désiré, voir la Fig. 4.19 illustrant la

Paramètres	Moteur DCX22L GB KL	Moteur DCX32L GB KL
	$(\theta, \alpha_1, \alpha_2 \text{ et } \alpha_3)$	(ψ)
Vitesse nominale (tr.min^{-1})	10 800	8 070
Couple nominal (mNm)	32,2	101
Résistance (Ω)	0,68	0,165
Inductance (mH)	0,0779	0,0525
Constante de couple (mNm/A)	14,6	19,5
Inertie du rotor (g.cm^2)	9,82	75,9
Max. charge axiale (N)	2,5	7
Réduction	231 : 1	231 : 1
Codeur (points par tour)	4096	4096

TABLEAU 4.3 – Paramètres mécaniques et électriques des moteurs



FIGURE 4.18 – Carte de commande moteur Epos 4

commande d'un quelconque paramètre articulaire q_i .

Pour la modélisation du manipulateur hybride, nous avons choisi de modéliser séparément le porteur à 2 DDL et le positionneur à 3 DDL de type Delta. Cependant, du fait du couplage entre les 2 sous-parties du robot, lorsqu'il s'agit des mouvements de rotation autour du centre d'outil (le point L_2), il est indispensable de développer une commande permettant de gérer les

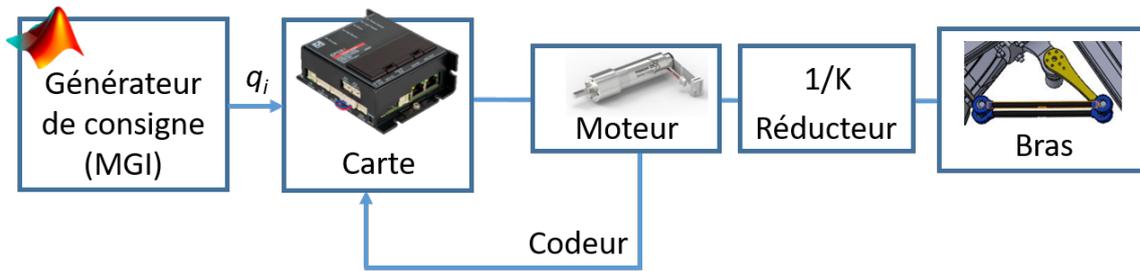


FIGURE 4.19 – Synoptique de la commande Bas-niveau utilisant les cartes Epos 4

5 axes simultanément. Les mouvements des 5 moteurs sont donc couplés et synchronisés.

Le schéma synoptique illustrant le principe de notre commande multi-axes est présenté à la Fig. 4.20 avec, dans la partie gauche, le bloc générateur de trajectoire.

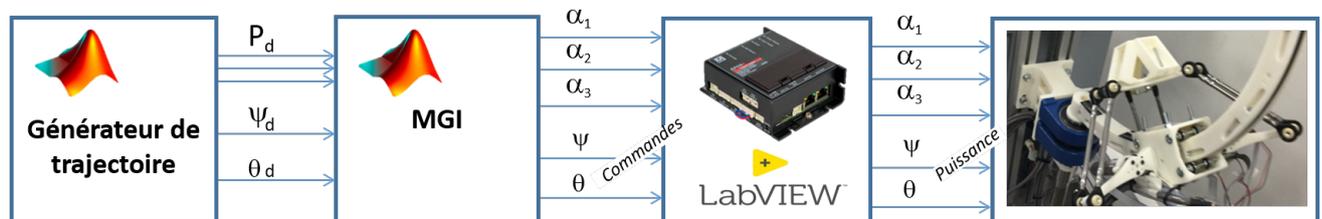


FIGURE 4.20 – Synoptique de la commande multi-axes

4.5 Simulations et tests sur le prototype réel

Dans cette section, nous allons tout d’abord simuler le comportement du robot porte-effecteur sous Matlab Simscape Multibody. Le modèle dynamique du robot est calculé à partir du modèle CAO importé depuis Solidworks. Nous réalisons ensuite des tests sur le prototype réel pour confirmer les résultats de simulation et valider expérimentalement son fonctionnement.

4.5.1 Simulations dynamiques sur *SimscapeMultibody*

Afin de mieux appréhender les mouvements du robot et sa dynamique (le suivi de trajectoire du point L_2 dans la cochlée) et en se référant aux positions complexes et difficiles à atteindre présentées au Chapitre 3, il est opportun de simuler le fonctionnement du robot porte-effecteur avant de passer à différents tests sur le prototype réel. Ceci permet aussi de prédire le comportement du mécanisme et éviter ainsi les positions de singularités ou délicates pour le robot.

Pour ce faire, nous avons implémenté les modèles géométriques (établis Annexes A et B) sous Matlab Simulink pour le calcul des positions opérationnelles et des paramètres articulaires

de référence qui sont transmis comme consignes au simulateur.

Le module Simscape Multibody de Matlab offre la possibilité de simuler des systèmes mécaniques 3D multicorps. Il permet de formuler et résoudre les équations de mouvement du mécanisme et simuler la dynamique du système, offrant de ce fait une animation 3D réaliste du mouvement. Cet outil est appréciable pour l'ingénieur développeur, il le serait plus encore pour le médecin utilisateur. Ce dernier pourrait exploiter un *Jumeau Numérique* dans une phase préopératoire pour anticiper les futurs mouvements du robot mais pourrait tout aussi bien l'exploiter en phase clinique.

Nous avons ainsi importé le modèle CAO complet du robot porte-effecteur dans Matlab Simscape, incluant les types de liaisons, les masses et inerties, les efforts extérieurs... et avons procédé par la suite à la simulation de la dynamique du manipulateur suivant le diagramme suivant, Fig. 4.21.

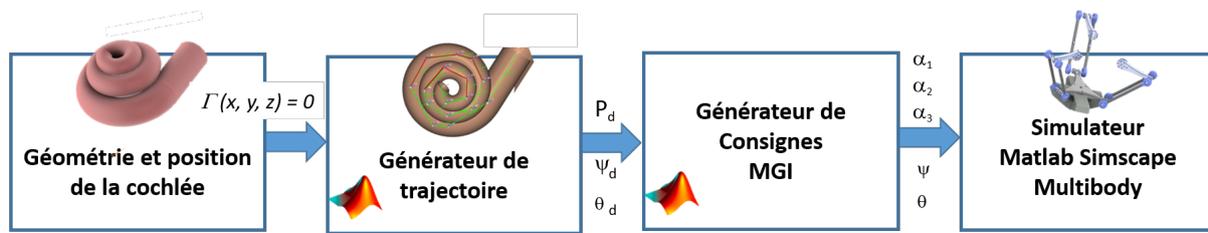


FIGURE 4.21 – Diagramme de simulation du comportement dynamique du robot porte-effecteur sur Matlab Simscape Multibody

Le simulateur se positionne dans la boucle de simulation en lieu et place du robot réel (partie mécanique et motorisation). Sur cette figure 4.21, le bloc le plus à gauche traduit la forme et la position de la cochlée, telle une équation $\Gamma(x, y, z) = 0$ dans le repère R_0 de la courbe 3D correspondant au canal cochléaire.

Les contraintes de forme de la cochlée et l'algorithme de pilotage du robot via les mouvements de tirer, pousser ou tourner autour d'un centre d'outil (voir Chapitre 3, Fig. 3.14) sont traduites en consignes opérationnelles désirées (P_d , ψ_d , θ_d) par le Générateur de trajectoire. Le Générateur de consigne transforme les consignes opérationnelles en consignes articulaires via le MGI.

Pour éprouver le modèle dynamique, nous avons appliqué deux types de signaux de position :

- i*) des signaux brusques de type échelon,
- ii*) des signaux sans discontinuité et à variation lente.

Les paramètres articulaires mesurés ont été relevés et analysés afin de les comparer à ceux de référence sur deux "oscilloscopes virtuels", voir Fig. 4.22.

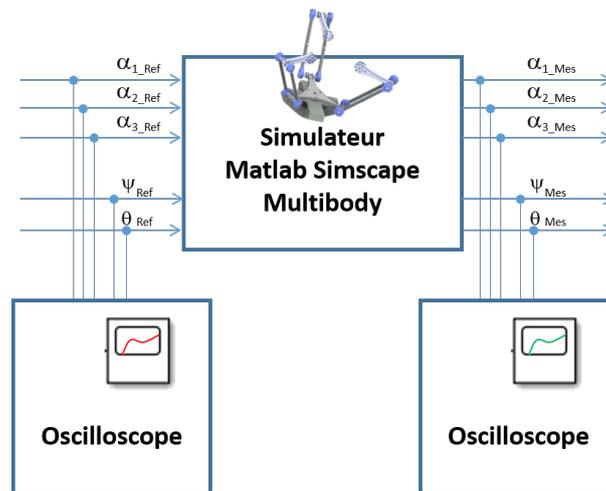


FIGURE 4.22 – Comparaison des consignes et mesures lors des simulations dynamiques du robot porte-effecteur sur Matlab Simscape Multibody face à une trajectoire prédéfinie

Interprétation

Pour des signaux brusques de type échelon, nous avons constaté de légers écarts, sur un court délai transitoire, entre la mesure et la consigne. Ces écarts sont la traduction du comportement dynamique (aussi faible soit-il) du dispositif, qui peut contribuer à très légèrement ralentir la réponse à un mouvement demandé ou générer des dépassements.

Pour des signaux sans discontinuité, on observe que les paramètres articulaires mesurés suivent la consigne de position : sans erreur statique, sans traînée et sans vibrations. Cela montre ainsi la robustesse du système aux effets dynamiques à vitesses lentes, et nous permet, à ce stade, de valider le principe de commande, en position, du robot porte-effecteur.

Remarque : La simulation de la réponse du robot à des variations brusques a été réalisée pour évaluer le comportement dynamique de celui-ci. De tels signaux ne seront en aucun cas appliqués au robot réel.

Dans la section suivante, nous allons procéder à une validation expérimentale du robot en testant le fonctionnement des différentes articulations, pilotées axe par axe ou ensemble.

4.5.2 Utilisation du prototype réel et capture de mouvement

Les tests que nous avons réalisés ont consisté à envoyer une consigne de déplacement au robot, puis mesurer, avec un dispositif de perception externe, les mouvements réels qu'il a effectués .

Ceci afin de s'assurer : *i*) que le déplacement réalisé correspond effectivement au déplacement désiré (amplitude, sens, durée...) et *ii*) identifier les conditions limites d'utilisation et/ou les éventuels défauts mécaniques qu'il conviendrait de corriger sur le prototype.

Pour cela, nous avons utilisé le “trackeur optique” *Polaris Vicra*, un dispositif de capture de mouvement 3D de chez Northern Digital Inc., voir Fig. 4.23. Ce dispositif permet de suivre la position 3D d’un instrument en mouvement avec une précision de mesure inférieure au millimètre.

Pour la prise des mesures, le robot porte-effecteur et le dispositif de capture du mouvement 3D sont disposés comme illustré à la Fig. 4.24.



FIGURE 4.23 – Le “trackeur optique” *Polaris Vicra* (Northern Digital Inc.); à droite : les instruments à marqueurs passifs utilisés

4.5.2.1 Les deux mouvements du porteur

Test du premier axe

Dans un premier temps, pour évaluer le mouvement de rotation du premier axe, nous avons placé l’instrument à quatre marqueurs définissant le repère mobile, sur l’arc en demi-cercle. Le repère fixe étant défini par le second instrument, possédant quatre marqueurs également, placé quant à lui sur le bâti du robot (voir Fig. 4.25).

Le dispositif de capture de mouvement nous a fourni, à une fréquence de 40 Hz, la position du repère mobile par rapport au repère fixe, soit : les positions cartésiennes des 4 points de l’instrument mobile et les 3 angles caractérisant le mouvement relatif de rotation des deux repères.

L’objectif de cette première expérience a été de suivre le mouvement de l’arc et de comparer la position réelle qu’il a atteinte avec la consigne qui a été transmise à la carte de commande EPOS 4 pilotant les moteurs.

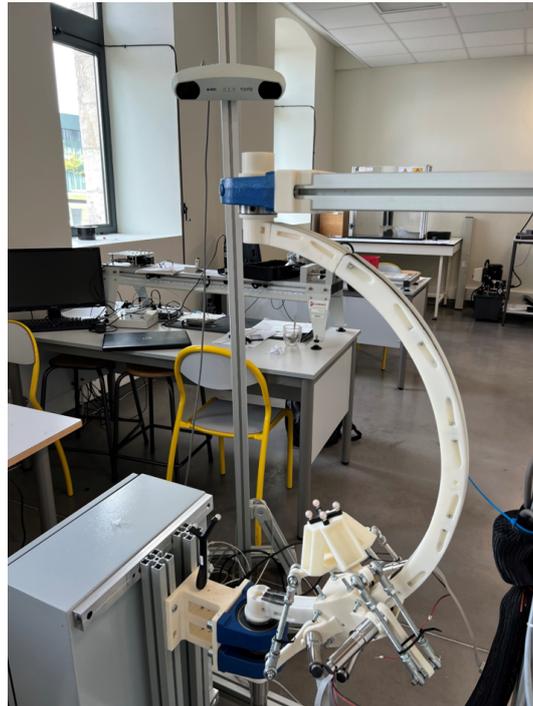


FIGURE 4.24 – Disposition du “trackeur optique” *Polaris Vicra* (en haut de l’image), pour la prise des mesures sur le robot porte-effecteur

Consigne	Loi de vitesse en trapèze
Amplitude du déplacement	-150 000 points codeurs
Vitesse de croisière	100 rpm (rotations par minute), coté rotor
Accélération et décélération	100 rpm/s (rotations par minute par seconde)

TABLEAU 4.4 – Éléments caractéristiques de la consigne EPOS 4, lors des essais sur l’axe 1

NB : *i*) Sachant que le codeur est à 4096 points et que la réduction est de 231,
alors, -150 000 points correspondent à 0,158 tours, soit $-57,072^\circ$.

ii) Avec les conditions ci-dessus, la durée théorique du déplacement est de 22,973 s,

iii) Avec une vitesse de croisière théorique de $2,5974^\circ/s$ sur une durée de 20,973 s.

Dans le tableau suivant, Tab. 4.5, nous pouvons distinguer l’écart entre l’orientation désirée (commande moteur) et l’orientation réelle mesurée par le *Polaris Vicra*.

Cette orientation globale Polaris, nous l’avons estimée à partir des trois angles émis par le

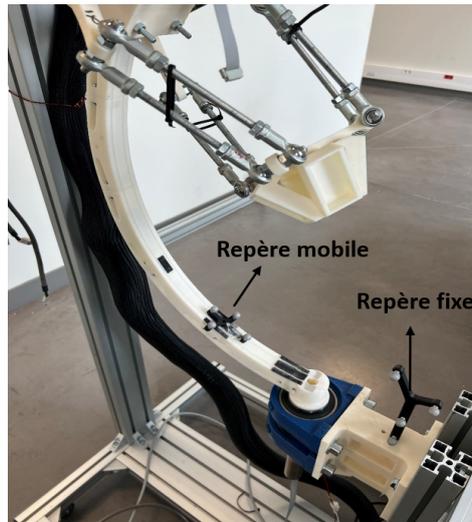


FIGURE 4.25 – Positions des marqueurs pour l'évaluation du mouvement de l'arc en demi-cercle

Polaris et caractérisant le mouvement de rotation du repère mobile autour des 3 axes du repère fixe, autrement défini par la matrice 0R_1 construite avec le formalisme de Cardan.

L'angle estimé de la rotation ψ^{mes} s'écrit à partir des 3 éléments diagonaux r_{ii} de 0R_1 :

$$\psi^{mes} = \arccos((r_{11} + r_{22} + r_{33} - 1)/2)$$

La vitesse estimée a été obtenue en calculant la pente de la fonction $\psi^{mes}(t)$.

Paramètre	Orientation initiale	Orientation finale	Écart $\Delta\psi$
$\psi_d^{réf}$	0	-57,072°	0,564°
ψ^{mes}	-	-56,507°	

TABLEAU 4.5 – Comparaison entre la consigne $\psi_d^{réf}$ et la valeur ψ^{mes} mesurée à l'aide du "Trackeur optique" *Polaris Vicra*

Vitesse	Valeur	Écart $\Delta\dot{\psi}$
$\dot{\psi}_d^{réf}$	2,5974°/s	0,0534°/s
$\dot{\psi}^{mes}$	2,544°/s	

TABLEAU 4.6 – Comparaison entre la consigne en vitesse $\dot{\psi}_d^{réf}$ et la valeur mesurée $\dot{\psi}^{mes}$ à l'aide du "Trackeur optique" *Polaris Vicra*

NB : Une différence de 1/2 degré environ a été détectée entre la consigne et la mesure. Toutefois, cette valeur ne représente aucunement une erreur angulaire dans le déplacement du robot. Plusieurs essais ont été réalisés pour vérifier l'exactitude de cette hypothèse et ont permis d'observer le même phénomène.

Nous pouvons admettre que cette erreur est principalement la combinaison des défauts de mesure que génère le Polaris et des déformations du premier segment en arc de cercle du robot.

Interprétation des tests sur l'axe 1

Cette série de tests nous a permis :

- de valider les choix matériels concernant le moteur, le codeur et la carte de commande.
- de montrer que la vitesse réelle atteinte correspond à la vitesse de consigne (voir Tab. 4.6),
- de montrer, aux erreurs près du Polaris, que l'orientation atteinte correspond à l'orientation de consigne.

En conséquence, nous pouvons valider nos choix technologiques pour cette première articulation.

Test du second axe

Dans un second temps, pour évaluer la seconde rotation du porteur du robot à 2 DDL, soit le guidage du coulisseau sur l'arc, nous avons gardé la même position de l'instrument de référence sur le repère fixe et placé l'instrument associé au repère mobile sur l'effecteur magnétique porté par le coulisseau (Fig. 4.26).

L'objectif de cette expérience étant le même que celui de la première, à savoir comparer la position réelle du coulisseau à la consigne transmise à la carte de commande EPOS 4.

Consigne	Loi de vitesse en trapèze
Amplitude du déplacement	-70 000 points codeurs
Vitesse de croisière	100 rpm (coté rotor)
Accélération et décélération	100 rpm/s

TABLEAU 4.7 – Éléments caractéristiques de la consigne lors d'un essai sur l'articulation 2

NB : *i*) Sachant que le codeur est à 4096 points et que la réduction est de 231,

alors, -70 000 points correspondent à 0,074 tours, soit -26,634°,

ii) Avec les conditions ci-dessus, la durée théorique du déplacement est de 11,254 s.

iii) Avec une vitesse théorique de croisière de 2,5974°/s sur une durée de 9,254 s.

Le tableau suivant, Tab. 4.8 présente l'écart entre la consigne (commande moteur) et la

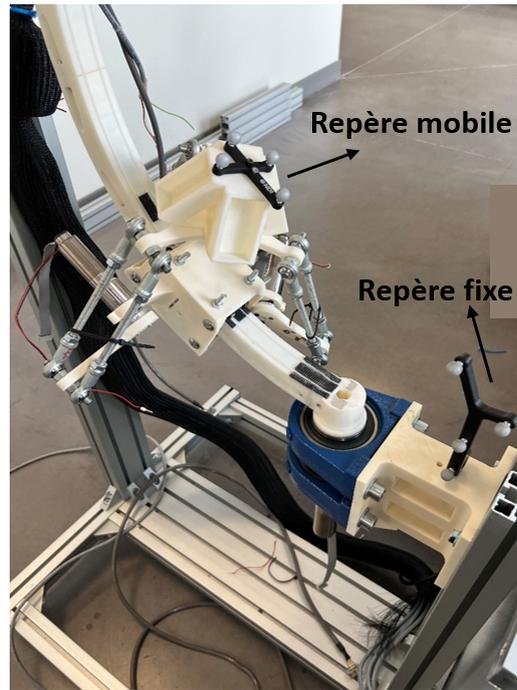


FIGURE 4.26 – Positions des marqueurs pour l'évaluation du mouvement du coulisseau

valeur mesurée par le "Trackeur optique".

Paramètre	Position initiale	Position finale	Écart $\Delta\theta$
$\theta_d^{réf}$	0	-26,64°	0,24°
θ^{mes}	-	-26,88°	

TABLEAU 4.8 – Comparaison entre la consigne $\theta_d^{réf}$ et la valeur θ^{mes} mesurée à l'aide du "Trackeur optique" *Polaris Vicra*

Interprétation des tests sur l'axe 2

Cette seconde série de tests nous a permis de :

- valider les choix matériels concernant le moteur, le codeur et la carte de commande.
 - montrer que la motorisation est en mesure de vaincre la gravité,
 - montrer, aux erreurs près du Polaris, que l'orientation atteinte correspond à celle de consigne,
 - montrer que la vitesse atteinte, soit 2,604°/s correspond à la vitesse de consigne de 2,5974°/s.
- En conséquence, nous pouvons également valider notre choix technologique pour ce second axe,

soit le principe d'un guidage circulaire pour orienter l'effecteur magnétique autour de la tête.

Remarque : Nous avons observé, à l'utilisation répétée du dispositif, une usure localisée de la courroie. Ce point sera à prendre en compte dans des améliorations futures du robot.

4.5.2.2 Les mouvements du positionneur à structure parallèle

Pour focaliser l'analyse uniquement sur la structure Delta, le positionneur a été découplé du porteur. Nous avons ainsi fixé la structure parallèle Delta sur une structure métallique (élaborée à partir d'éléments profilés *Norcan*) faisant office de bâti.

Des marqueurs ont été placés sur l'effecteur magnétique (le repère mobile) et d'autres sur le bâti (le repère fixe), voir Fig. 4.27. À la différence des précédents essais, le "trackeur optique" a été disposé face au mécanisme pour un meilleur fonctionnement du Polaris.

Le robot Delta a été piloté par une commande en position en utilisant le MGI de la structure parallèle (sans le porteur). Nous avons alors pu procéder à différents essais de translation dans les trois directions de l'espace.

Interprétation des tests sur la structure parallèle

Cette série de tests nous a permis de :

- observer que le déplacement de la nacelle est conforme à celui qui est demandé,
 - vérifier l'exactitude du MGI du Delta implémenté,
 - valider les choix matériels concernant le moteur, le codeur et la carte de commande,
 - montrer que la motorisation est capable de vaincre la gravité,
 - montrer la capacité du dispositif à effectuer des translations pures de l'effecteur magnétique.
- Pour illustrer cette capacité, nous avons calculé, lors des différents essais réalisés, un écart type de $0,075^\circ$ sur la rotation de la nacelle.

En conséquence, nous pouvons, à ce stade, valider notre choix technologique d'une structure Delta pour la fonction du positionneur.

Remarque : nous avons néanmoins constaté, à l'utilisation répétée du robot, *i*) la fragilité de certaines pièces mécaniques (en plastique) composant le dispositif. *ii*) Le dérèglement avec le temps au niveau des liaisons du bras et *iii*) l'accroissement des jeux fonctionnels, également sur les liaisons du bras.

À l'identique à ce qui a été mentionné auparavant, ces points seront à considérer pour des améliorations futures du robot.

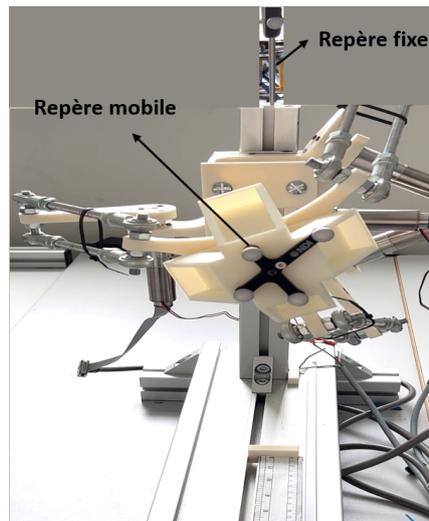


FIGURE 4.27 – Positions des marqueurs pour l'évaluation du mouvement du positionneur

4.6 Conclusion

Au précédent chapitre nous avons validé le principe d'utiliser un robot pour porter et orienter un effecteur magnétique chargé de guider des particules magnétiques dans des canaux millimétriques rectilignes ou hélicoïdaux comme une cochlée. Cette validation s'est faite sans modifier la position du point de Lagrange magnétique L_2 puisque le robot prototype utilisé ne disposait que de 3 degrés de liberté en rotation.

Dans ce chapitre, nous avons tout d'abord montré la nécessité de développer une structure robotique possédant à minima 5 DDL pour répondre à une réalité des besoins cliniques : l'adaptation du robot au patient. Puis nous avons détaillé les différentes étapes du développement, allant de la conception à la réalisation d'un prototype complet de robot à 5 DDL.

S'appuyant sur les besoins médicaux d'une intervention dans la cochlée, nous avons défini les spécifications fonctionnelles d'un futur robot porte-effecteur magnétique à 5 DDL et exprimé ses performances désirées, dont en particulier : l'espace de travail, la charge portée, les amplitudes articulaires, les vitesses, la précision... Ces caractéristiques sont orientées par une contrainte fondamentale en robotique médicale : la sécurité du patient et des équipes médicales.

Une architecture cinématique appropriée à l'application a été proposée, qui combine les solutions technologiques comme le guidage sur arc circulaire et l'utilisation d'une structure parallèle de type Delta pour assurer les petits mouvements de translation 3D de l'effecteur.

Les modèles géométriques direct et inverse du système complet à 5 DDL ont été détaillés. Ils sont exploités pour contrôler le robot prototype en position, ils sont également exploités dans un simulateur dynamique développé avec les outils Matlab et Simscape Multibody pour élaborer ce qui pourra constituer la base d'un futur Jumeau Numérique du robot à 5 DDL.

Enfin, un prototype complet à 5 DDL a donc été réalisé. Nous avons pour cela fabriqué toutes les pièces mécaniques avec les imprimantes 3D du laboratoire, nous avons intégré moteurs, capteurs et organes de commande pour faire de ce prototype un robot opérationnel en mesure de mouvoir, de par les choix cinématiques et technologiques effectués, de façon adaptée à chaque patient comme souhaité, un effecteur en mesure de guider des particules magnétiques.

Dans sa version actuelle, le prototype en question nous permet de valider les choix cinématiques (un porteur et un positionneur Delta), les choix dimensionnels, les choix mécatroniques (motorisation, commande) que nous avons pu faire le concernant.

Ce prototype constitue ainsi une base, une forme de "Cahier des Charges", pour la réalisation d'une future version pré-industrielle et pré-clinique, d'un robot porte-effecteur magnétique utilisable pour la délivrance de médicaments dans la cochlée.

Conclusions et perspectives

L'enjeu de cette thèse, dont la thématique majeure est la robotique médicale, était de montrer la capacité d'une structure robotique, a priori à concevoir, a priori dédiée application, à porter un effecteur, lui-même destiné à guider des particules magnétiques chargées de médicaments, dans le canal cochléaire d'une cochlée humaine, depuis la fenêtre ronde jusqu'à l'apex.

Un enjeu qui était donc celui de valider le concept d'intervention clinique assistée par robot dans la cochlée.

Derrière cet enjeu central, nous pouvons mentionner différents défis importants qui restent à relever, et qui expriment des besoins technologiques assez variés. Ces principaux besoins sont le défi de transporter un médicament sur une particule magnétique, celui de faire une image 3D préopératoire de la cochlée et d'être en capacité de relocaliser cette cochlée lors de l'intervention clinique, le défi de développer un dispositif (magnétique assurément) en mesure de guider une particule à distance et qui surtout puisse être contrôlé en position et en orientation, le défi de concevoir un robot approprié aux besoins de l'application, capable de déplacer comme il se doit l'effecteur en question autour de la cochlée, c'est à dire en proximité de la tête d'un humain.

C'est sur ces deux derniers défis que nos contributions ont porté : développer un effecteur magnétique et développer un robot. Et puis surtout, combiner leur utilisation couplée.

Concernant la question du développement de l'effecteur magnétique, nous appuyant sur les travaux précédemment effectués au laboratoire Prisme, nous avons proposé la solution d'un effecteur à quatre aimants permanents. Nous avons montré que pour cela, l'emploi d'aimants permanents est une solution préférable à celle qui consiste à utiliser des électroaimants. En effet, cette solution avec aimants permanents est plus compacte que celle avec électroaimants, elle génère un gradient de champ suffisamment important pour attirer une particule, elle ne dégage pas de chaleur donc elle n'impose pas d'ajouter un système de refroidissement. De plus, elle est sûre, puisque l'effecteur n'est connecté à aucune source de courant.

Nous avons donc proposé d'intégrer quatre aimants à cet effecteur et avons montré que cette nouvelle approche apporte un contrôle spatial des forces magnétiques applicables sur la particule, ce qui n'était pas le cas avec une solution à deux aimants.

En étudiant le comportement spatial de ces forces magnétiques, nous avons montré que celles-ci créent une zone 3D de convergence fixe de l'espace. Cette zone est appelée Point de Lagrange L_2 . Et, phénomène extrêmement important pour le couplage avec le robot, donc l'utilisation médicale que l'on veut en faire, nous avons aussi montré qu'il est possible de guider une particule magnétique vers ce point L_2 , soit en la tirant, soit en la poussant.

Nous avons détaillé les différentes expérimentations qui ont permis de valider le principe de fonctionnement de l'effecteur magnétique à quatre aimants permanents. Nous l'avons pour cela porté et déplacé en utilisant un robot industriel à 6 DDL, le LR Mate 200iD de chez Fanuc.

Une première validation a été effectuée dans un ensemble de trois canaux rectilignes et parallèles en plexiglass. Cela nous a permis de montrer que l'effecteur magnétique est en mesure de tirer ou de pousser une particule qui est disposée quelques cm devant cet effecteur, au voisinage de l'axe principal de ce dernier. Nous avons aussi montré que cet axe principal ne doit pas nécessairement être dirigé exactement vers la particule pour la tirer (ou pour la pousser) et donc qu'une tolérance de position de l'effecteur peut être admise au cours de l'intervention. Nous avons estimé la valeur de cette tolérance à 2 mm.

Dans une seconde validation, nous avons effectué le guidage d'une particule magnétique dans une cochlée fac-similé en verre, en exploitant les forces de tirer ou de pousser. Utilisant le même robot, par une combinaison de mouvements de l'effecteur de type "tirer", "pousser", "tourner autour d'un point fixe" ou "se repositionner", nous avons pu piloter une particule et lui faisant effectuer 2 tours 3/4 dans la cochlée en verre comme il sera nécessaire de le faire sur une cochlée humaine.

Concernant notre seconde contribution dans ce travail, à savoir la question du développement du robot porte-effecteur magnétique, nous avons envisagé et éprouvé différentes approches.

La première approche a été celle d'utiliser un robot du commerce.

Nous avons retenu pour cette étude, le LR Mate 200iD puisqu'il était disponible au laboratoire. L'étude de faisabilité de cette solution a été élaborée en simulation en utilisant le logiciel Roboguide de chez Fanuc. Bien que le LR Mate 200iD, qui n'est pas un cobot, ne soit pas le plus adapté à notre besoin, nous avons montré que "cinématiquement" il répond au problème posé et que donc la solution du robot industriel (ou du commerce) est possible, à l'image de nombreuses applications de robotique médicales à ce jour en orthopédie, neurologie...

Toutefois, pour des questions de sécurité (la vitesse importante de l'organe terminal du LR Mate 200iD, sa grande énergie déployée, donc les risques pour le patient et les opérateurs), nous n'avons pas, dans le cadre de cette thèse, poursuivi plus en avant cette utilisation d'un robot industriel.

Nous avons ainsi considéré, que l'approche consistant à concevoir un robot dédié était la mieux appropriée pour une intervention en proximité de la tête d'un humain.

Si la première solution dédiée développée, qui a été celle d'utiliser un robot à 3 DDL, a donné satisfaction sur la question cinématique (la capacité à orienter l'effecteur magnétique) et sur les questions environnementales (les dimensions du robot versus les dimensions de la tête d'un patient, les contraintes magnétiques, les sécurités générales), il s'est avéré nécessaire de concevoir un robot ayant 5 DDL et en mesure de s'adapter, en positionnement, à chaque patient.

Nous avons ainsi conçu et fabriqué un (second) prototype, un robot à 5 DDL qui nous a permis de valider nos choix cinématiques et technologiques pour une solution efficiente de porte-effecteur magnétique.

Ce développement nous a amené à préciser, en partant des besoins médicaux, quelles étaient les spécifications fonctionnelles de conception pour ce robot. Ceci en termes d'espace de travail, de charge admissible, de vitesse, de précision... soit un ensemble d'éléments caractéristiques qui sont classiques en robotique, mais indispensables pour mener à bien une conception mécatronique complète.

Pour que cette phase de conception soit effectivement complète, nous avons proposé des cinématiques (le guidage sur arc circulaire, la structure parallèle de type Delta), nous avons écrit des modèles (MGD, MGI...), dessiné et fabriqué des pièces, intégré et contrôlé des actionneurs, nous avons élaboré une plateforme de simulation sur Matlab et Simscape Multibody, nous avons enfin développé un environnement d'évaluation des mouvements du robot réel via l'utilisation d'un dispositif de capture de mouvement, le Polaris Victra de chez NDI.

Si les deux axes de développement dans lesquels nous avons été impliqués sont, il est vrai, indépendants (celui d'un outil magnétique / celui d'un robot polyarticulé), nous n'avons pas développé de façons indépendantes : l'effecteur a été pensé pour être porté par un robot, le robot a été pensé pour porter cet effecteur et pour s'intégrer dans un environnement clinique en prenant en compte à tous niveaux les problématiques de sécurité.

Et c'est bien l'assemblage des deux systèmes et le fait qu'il puissent fonctionner de façon couplée qui apporte une solution à l'enjeu qui était nôtre : prouver la capacité d'intervenir dans la cochlée humaine de façon assistée par un robot.

A l'issue de ce travail, un certain nombre de voies nous apparaissent nécessaires ou utiles à aborder afin de préciser, poursuivre et exploiter au mieux les propositions que nous avons formulées.

Si le prototype à 5 DDL que nous avons développé constitue, par sa cinématique et par ses choix technologiques, une version de base que nous avons plus tôt désignée comme étant un "Cahier des Charges", il n'en n'est pas pour autant une version pré-industrielle utilisable en tant que telle dans un environnement hospitalier. Ainsi, outre les nécessaires autorisations et certifications qu'il faudra recueillir pour rentrer dans l'hôpital et pratiquer une intervention *in vivo*, différentes améliorations devront préalablement être apportées à notre dispositif.

En premier lieu, afin d'améliorer la précision globale du robot porte-effecteur, il sera nécessaire de revoir certaines formes de pièces et certaines liaisons.

En effet, si nos moyens de production d'un laboratoire en fabrication additive ont été appréciés pour réaliser le prototype, nous avons constaté la fragilité de certaines pièces, qu'il conviendrait de refaire (vraisemblablement dans un alliage d'aluminium) afin qu'elles soient plus robustes et totalement fiables à une utilisation médicale.

Pour une raison également liée au principe de fabrication qui a été le nôtre, et qui ne permet pas d'obtenir une précision Machine-Outil, les liaisons prennent du jeu, et ce jeu s'accroît avec l'utilisation. Avec ses nombreuses pièces et liaisons, la partie Delta cumule ces effets. Cela pénalise la précision de positionnement de l'effecteur. Il faudra revoir certaines liaisons et faire fabriquer certaines pièces, en usinage, avec des tolérances/ajustements compatibles-robotiques.

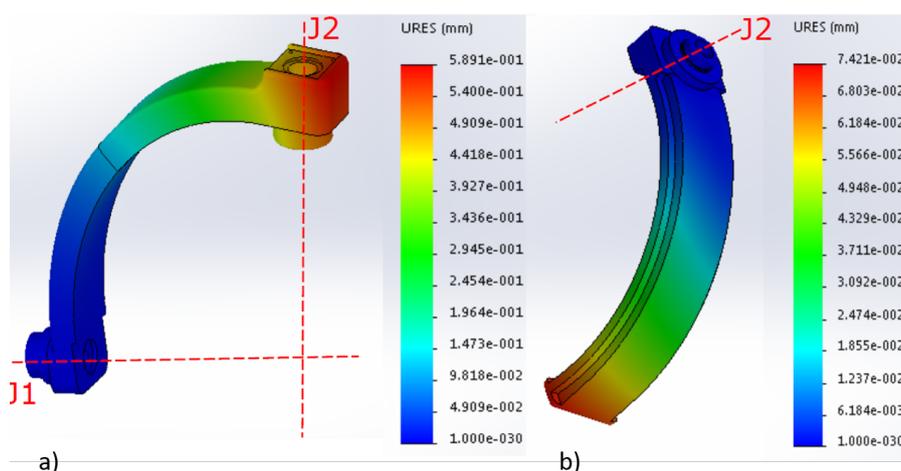


FIGURE P.1 – Analyse par Éléments Finis sur les deux arcs du prototype 1 : champs des déplacements sous le poids propre de l'effecteur

Il faudra aussi s'assurer de la résistance de certaines parties fondamentales (le bloc support de la première articulation par exemple) et clairement identifier les flexibilités de certaines pièces (le guide circulaire en premier lieu). Pour cela, des analyses par Éléments-Finis (EF) pourront permettre d'apporter des réponses précises à ces deux questions. Nous avons mené une analyse EF pour certaines pièces du prototype 1, voir Fig. P.1 (cela n'a pas été reporté dans ce mémoire dès lors que ce prototype n'était qu'une preuve de concept, sans vocation à être longuement utilisé). Il faudra donc refaire des analyses EF pour les pièces clés du prototype 2, et le cas échéant, revoir les matériaux et les formes des pièces les plus sensibles.

La précision n'étant pas liée qu'aux organes mécaniques, mais aussi à la commande, nous envisageons de modifier la stratégie de commande : cette suite de "pousser/tirer/tourner" décrits dans l'organigramme de la Fig. 3.14 au Chapitre 3. L'idée est de combiner l'avancement du point L_2 , en continu avec la rotation de l'effecteur. Le robot imposerait alors au point L_2 de suivre la courbe du canal cochléal et à l'axe principal de l'effecteur de rester tangent à cette courbe. La trajectoire de la particule ne serait plus une suite de segments mais une courbe (enfin en termes de réponse théorique) voir Fig. P.2.

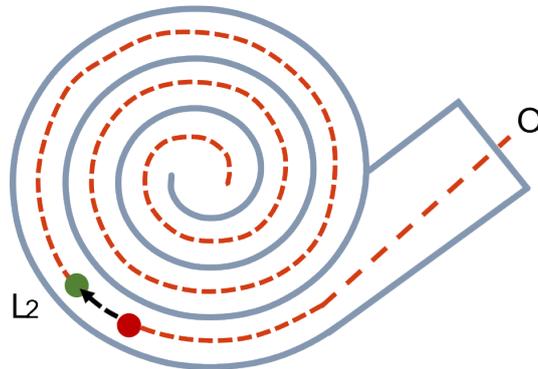


FIGURE P.2 – Déplacement continu d'une particule magnétique dans la cochlée

NB : *i*) Cette approche impose de bien connaître le mode de navigation de la particule dans le fluide cochléaire : si le robot va trop vite, le lien magnétique entre L_2 et la particule se perd et le mouvement risque de ne plus être correctement assuré. Pire, puisque le canal cochléaire est hélicoïdal, la particule pourrait reculer !

ii) Il faut souligner que pour jouer son rôle de point attractif, L_2 n'a pas obligation à suivre la courbure centrale du canal.

Cette perspective permettrait de raccourcir le temps d'intervention sur la cochlée puisqu'il n'y aurait plus d'attente en extrémité de segment. Elle représente par ailleurs un enjeu

intéressant mêlant des problématiques de navigation en fluide visqueux, de commande robotique, de géométrie 3D et d'optimisation.

Au Chapitre 4, concernant la partie simulation, nous avons évoqué l'idée de développer un Jumeau Numérique, naturellement utile au concepteur mais plus encore au praticien. Notre objectif n'est pas seulement de générer une représentation 3D du robot, mais de développer un environnement de Réalité Augmentée (RA), enrichi de la situation du robot réel, où le praticien aurait le contrôle de son robot depuis un poste de commande avec retour d'efforts et qu'il serait maître des trajectoires à suivre dans la cochlée, en naviguant dans une cochlée virtuelle mais paramétrée aux spécificités de celles du patient, acquises en préopératoire, voir Fig. P.3. Sur cette figure, complémentaire de la Fig. 4.21 illustrant la technique de simulation décrite au Chapitre 4, on imagine le praticien, à son poste de contrôle, qui génère le geste à partir d'une représentation virtuelle de la cochlée du patient. Nous avons comme objectif de développer ce type d'environnement, utilisant notre robot à 5 DDL virtuel (ou un autre) et le dispositif à retour d'effort Lambda7 de Force Dimension disponible au laboratoire.

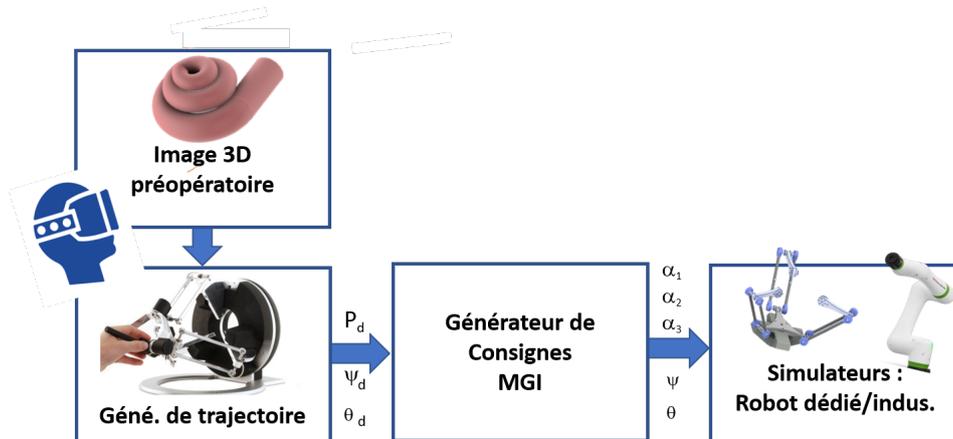


FIGURE P.3 – Intervention dans la cochlée sous contrôle du praticien en Réalité Augmentée

Nos travaux en conception robotique ont principalement porté sur le développement d'architectures dédiées et nous en avons justifié les raisons pour des questions de sécurité (notamment le fait que les vitesses des robots industriels sont trop grandes pour une utilisation en proximité d'un patient).

À l'heure où nous écrivons ces lignes, l'offre du marché en cobotique s'est amplifiée : des machines comme le CRX5-*iA* de Fanuc offrent des modalités cobotiques fort prometteuses pour l'application médicale que nous ciblons.

La vitesse du CRX5-*iA* est de 0,25 m/s maximum en mode cobot, sa sensibilité aux collisions peut être paramétrée à quelques newtons seulement, et ses lignes, comme nous le voyons sur

l'image de la Fig. P.4 sont douces, dépourvues d'angle vifs, d'organes susceptibles de blesser.

De par son espace de travail, sa capacité de charge et ses performances cobotiques, il semble tout à fait en mesure de rivaliser avec une solution dédiée que nous avons pourtant défendue au long de ce mémoire.

Ainsi donc, nous avons comme objectif, de reprendre dans un premier temps l'étude menée en simulation avec Roboguide sur le LR Mate 200iD (Chapitre 3) et de l'appliquer à un CRX5-iA. Puis dans un second temps, de l'implémenter sur un robot réel de la gamme CRX disponible au laboratoire.



FIGURE P.4 – Le robot collaboratif (cobot) Fanuc CRX-5iA de Fanuc

Liste des publications de l'auteure

Manel Abbes, Mouna Souissi, Karim Belharet, Hassen Mekki and Gérard Poisson. “**A novel remote-center-of-motion serial manipulator for inner ear drug delivery.**” IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), Auckland, New Zealand, July 9-12 2018. (**Publié**), DOI : 10.1109/AIM.2018.8452258

Manel Abbes, Mouna Souissi, Karim Belharet, Hassen Mekki and Gérard Poisson. “**Robotic Manipulator for Positioning a Magnetic Actuator Dedicated to Drug Delivery in the Cochlea.**” Journées d'Etude sur la Télésanté, Sorbonne Universités, Paris, 23-24 mai 2019. (**Publié**), Prix de la meilleure présentation orale

Manel Abbes, Karim Belharet, Hassen Mekki and Gérard Poisson. “**Permanent Magnets based Actuator for Microrobots Navigation.**” IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), Macau, China, Nov. 04-08 2019. (**Publié**), DOI : 10.1109/IROS40897.2019.8968558

Manel Abbes, Karim Belharet, Mouna Souissi, Hassen Mekki and Gérard Poisson. “**Design of a Robotized Magnetic Platform for Targeted Drug Delivery in the Cochlea.**” Innovation and Research in BioMedical engineering (IRBM), July 2022. (**Publié**), <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2022.06.003>

Bibliographie

- [Abbott *et al.*, 2007] ABBOTT, J. J., ERGENEMAN, O., KUMMER, M. P., HIRT, A. M. et NELSON, B. J. (2007). Modeling magnetic torque and force for controlled manipulation of soft-magnetic bodies. *IEEE Transactions on Robotics*, 23(6):1247–1252.
- [Akoun et Yonnet, 1984] AKOUN, G. et YONNET, J.-P. (1984). 3d analytical calculation of the forces exerted between two cuboidal magnets. *IEEE Transactions on magnetics*, 20(5):1962–1964.
- [Aksungur, 2015] AKSUNGUR, S. (2015). Remote center of motion (rcm) mechanisms for surgical operations. *International Journal of Applied Mathematics Electronics and Computers*, 3(2): 119–126.
- [Alzamil et Linthicum Jr, 2000] ALZAMIL, K. S. et LINTHICUM JR, F. H. (2000). Extraneous round window membranes and plugs : possible effect on intratympanic therapy. *Annals of Otolology, Rhinology & Laryngology*, 109(1):30–32.
- [Amokrane *et al.*, 2017a] AMOKRANE, W., BELHARET, K., SOUISSI, M. et FERREIRA, A. (2017a). Forward kinematics of serial manipulator based on permanent magnets for micro-bead propulsion. In *2017 IEEE International Conference on Autonomous Robot Systems and Competitions (ICARSC)*, pages 30–35. IEEE.
- [Amokrane *et al.*, 2017b] AMOKRANE, W., BELHARET, K., SOUISSI, M. et FERREIRA, A. (2017b). Modeling and validation of a magnetic actuator based rectangular permanent magnets. In *2017 International Conference on Manipulation, Automation and Robotics at Small Scales (MARSS)*, pages 1–6. IEEE.
- [Amokrane *et al.*, 2018] AMOKRANE, W., BELHARET, K., SOUISSI, M., GRAYELI, A. B. et FERREIRA, A. (2018). Macro–micromanipulation platform for inner ear drug delivery. *Robotics and Autonomous Systems*, 107:10–19.
- [Aranyosi et Freeman, 2004] ARANYOSI, A. et FREEMAN, D. M. (2004). Sound-induced motions of individual cochlear hair bundles. *Biophysical journal*, 87(5):3536–3546.

- [Cheatham et Dallos, 2001] CHEATHAM, M. et DALLOS, P. (2001). Inner hair cell response patterns : implications for low-frequency hearing. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 110(4):2034–2044.
- [Choi et al., 2010] CHOI, H., CHA, K., CHOI, J., JEONG, S., JEON, S., JANG, G., PARK, J.-o. et PARK, S. (2010). Ema system with gradient and uniform saddle coils for 3d locomotion of microrobot. *Sensors and Actuators A : Physical*, 163(1):410–417.
- [Choi et al., 2009] CHOI, H., CHOI, J., JANG, G., PARK, J.-o. et PARK, S. (2009). Two-dimensional actuation of a microrobot with a stationary two-pair coil system. *Smart Materials and Structures*, 18(5):055007.
- [Ciuti et al., 2010] CIUTI, G., VALDASTRI, P., MENCIASSI, A. et DARIO, P. (2010). Robotic magnetic steering and locomotion of capsule endoscope for diagnostic and surgical endoluminal procedures. *Robotica*, 28(2):199–207.
- [Clavel, 1987] CLAVEL, R. (1987). Dispositif pour le déplacement et le positionnement d'un élément dans l'espace.
- [Clavel, 1991] CLAVEL, R. (1991). Conception d'un robot parallèle rapide à 4 degrés de liberté. Rapport technique, EPFL.
- [Codourey, 1991] CODOUREY, A. (1991). Contribution à la commande des robots rapides et précis. Rapport technique, EPFL.
- [Cole et al., 2009] COLE, G., PILITSIS, J. et FISCHER, G. S. (2009). Design of a robotic system for mri-guided deep brain stimulation electrode placement. In *2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 4450–4456. IEEE.
- [Dallos, 1992] DALLOS, P. (1992). The active cochlea. *Journal of Neuroscience*, 12(12):4575–4585.
- [Donald et al., 2006] DONALD, B. R., LEVEY, C. G., MCGRAY, C. D., PAPROTNY, I. et RUS, D. (2006). An untethered, electrostatic, globally controllable mems micro-robot. *Journal of microelectromechanical systems*, 15(1):1–15.
- [Erni et al., 2013] ERNI, S., SCHÜRLE, S., FAKHRAEE, A., KRATOCHVIL, B. E. et NELSON, B. J. (2013). Comparison, optimization, and limitations of magnetic manipulation systems. *Journal of Micro-Bio Robotics*, 8(3-4):107–120.
- [Fountain et al., 2010] FOUNTAIN, T. W., KAILAT, P. V. et ABBOTT, J. J. (2010). Wireless control of magnetic helical microrobots using a rotating-permanent-magnet manipulator. In *2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 576–581. IEEE.
- [Frutiger et al., 2010] FRUTIGER, D. R., VOLLMERS, K., KRATOCHVIL, B. E. et NELSON, B. J. (2010). Small, fast, and under control : wireless resonant magnetic micro-agents. *The International Journal of Robotics Research*, 29(5):613–636.

- [Furlani, 1997] FURLANI, E. (1997). Field analysis and optimization of ndfeb axial field permanent magnet motors. *IEEE Transactions on Magnetics*, 33(5):3883–3885.
- [Furlani, 2001] FURLANI, E. P. (2001). *Permanent magnet and electromechanical devices : materials, analysis, and applications*. Academic press.
- [Gao et al., 2010] GAO, X., WANG, Y., CHEN, K., GRADY, B. P., DORMER, K. J. et KOPKE, R. D. (2010). Magnetic assisted transport of plga nanoparticles through a human round window membrane model. *Journal of Nanotechnology in Engineering and Medicine*, 1(3).
- [Guerrouad et Vidal, 1989] GUERROUAD, A. et VIDAL, P. (1989). Smos : stereotaxical microtelemanipulator for ocular surgery. In *Images of the Twenty-First Century. Proceedings of the Annual International Engineering in Medicine and Biology Society*,, pages 879–880. IEEE.
- [Han et al., 2009] HAN, C.-S., PARK, J.-R., BOO, S.-H., JO, J.-M., PARK, K.-W., LEE, W.-Y., AHN, J.-G., KANG, M.-K., PARK, B.-G. et LEE, H. (2009). Clinical efficacy of initial intratympanic steroid treatment on sudden sensorineural hearing loss with diabetes. *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*, 141(5):572–578.
- [Hardy, 1938] HARDY, M. (1938). The length of the organ of corti in man. *American Journal of Anatomy*, 62(2):291–311.
- [Jensen et al., 1997] JENSEN, P. S., GRACE, K. W., ATTARIWALA, R., COLGATE, J. E. et GLUCKSBERG, M. R. (1997). Toward robot-assisted vascular microsurgery in the retina. *Graefe’s archive for clinical and experimental ophthalmology*, 235(11):696–701.
- [Jeon et al., 2010] JEON, S., JANG, G., CHOI, H. et PARK, S. (2010). Magnetic navigation system with gradient and uniform saddle coils for the wireless manipulation of micro-robots in human blood vessels. *IEEE transactions on magnetics*, 46(6):1943–1946.
- [Jian et Chau, 2009] JIAN, L. et CHAU, K.-T. (2009). Analytical calculation of magnetic field distribution in coaxial magnetic gears. *Progress In Electromagnetics Research*, 92:1–16.
- [Juhn, 1988] JUHN, S. (1988). Barrier systems in the inner ear. *Acta Oto-Laryngologica*, 105(sup458):79–83.
- [Komssi et al., 2004] KOMSSI, S., KÄHKÖNEN, S. et ILMONIEMI, R. J. (2004). The effect of stimulus intensity on brain responses evoked by transcranial magnetic stimulation. *Human brain mapping*, 21(3):154–164.
- [Kummer et al., 2010] KUMMER, M. P., ABBOTT, J. J., KRATOCHVIL, B. E., BORER, R., SENGUL, A. et NELSON, B. J. (2010). Octomag : An electromagnetic system for 5-dof wireless micromanipulation. *IEEE Transactions on Robotics*, 26(6):1006–1017.
- [Lancaster et al., 2004] LANCASTER, J. L., NARAYANA, S., WENZEL, D., LUCKEMEYER, J., ROBY, J. et FOX, P. (2004). Evaluation of an image-guided, robotically positioned transcranial magnetic stimulation system. *Human brain mapping*, 22(4):329–340.

- [Lavallee *et al.*, 1992] LAVALLEE, S., TROCCAZ, J., GABORIT, L., CINQUIN, P., BENABID, A.-L. et HOFFMANN, D. (1992). Image guided operating robot : a clinical application in stereotactic neurosurgery. *In Proceedings 1992 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 618–619. IEEE Computer Society.
- [Lebossé *et al.*, 2008] LEBOSSE, C., RENAUD, P., BAYLE, B., PICCIN, O., FOUCHER, J. et de MATHÉLIN, M. (2008). Stimulation magnétique transcrânienne robotisée guidée par imagerie médicale. *Université Louis Pasteur-Strasbourg I*.
- [Leon *et al.*, 2014] LEON, L., CAVILLA, M. S., DORAN, M. B., WARREN, F. M. et ABBOTT, J. J. (2014). Scala-tympani phantom with cochleostomy and round-window openings for cochlear-implant insertion experiments. *Journal of Medical Devices*, 8(4).
- [Loth, 2008] LOTH, E. (2008). Drag of non-spherical solid particles of regular and irregular shape. *Powder Technology*, 182(3):342–353.
- [Mahoney et Abbott, 2013] MAHONEY, A. W. et ABBOTT, J. J. (2013). Generating rotating magnetic fields with a single permanent magnet for propulsion of untethered magnetic devices in a lumen. *IEEE Transactions on Robotics*, 30(2):411–420.
- [Mahoney et Abbott, 2014] MAHONEY, A. W. et ABBOTT, J. J. (2014). 5-dof manipulation of an untethered magnetic device in fluid using a single permanent magnet. *In Robotics : Science and Systems*. Citeseer.
- [Masamune *et al.*, 1995] MASAMUNE, K., KOBAYASHI, E., MASUTANI, Y., SUZUKI, M., DOHI, T., ISEKI, H. et TAKAKURA, K. (1995). Development of an mri-compatible needle insertion manipulator for stereotactic neurosurgery. *Journal of image guided surgery*, 1(4):242–248.
- [McCall *et al.*, 2010] MCCALL, A. A., SWAN, E. E. L., BORENSTEIN, J. T., SEWELL, W. F., KUJAWA, S. G. et MCKENNA, M. J. (2010). Drug delivery for treatment of inner ear disease : current state of knowledge. *Ear and hearing*, 31(2):156.
- [Mitsubishi *et al.*, 2001] MITSUISHI, M., WARISAWA, S., TSUDA, T., HIGUCHI, T., KOIZUMI, N., HASHIZUME, H. et FUJIWARA, K. (2001). Remote ultrasound diagnostic system. *In Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No. 01CH37164)*, volume 2, pages 1567–1574. IEEE.
- [Mittal *et al.*, 2019] MITTAL, R., PENA, S. A., ZHU, A., ESHRAGHI, N., FESHARAKI, A., HORSH, E. J., MITTAL, J. et ESHRAGHI, A. A. (2019). Nanoparticle-based drug delivery in the inner ear : current challenges, limitations and opportunities. *Artificial cells, nanomedicine, and biotechnology*, 47(1):1312–1320.
- [Morgan *et al.*, 2003] MORGAN, P. S., CARTER, T., DAVIS, S., SEPEHRI, A., PUNT, J., BYRNE, P., MOODY, A. et FINLAY, P. (2003). The application accuracy of the pathfinder neurosurgical robot. *In International congress series*, volume 1256, pages 561–567. Elsevier.

- [Mosbach et Schröder, 1979] MOSBACH, K. et SCHRÖDER, U. (1979). Preparation and application of magnetic polymers for targeting of drugs. *FEBS letters*, 102(1):112–116.
- [Nakamura et Khamesee, 1997] NAKAMURA, T. et KHAMESEE, M. B. (1997). A prototype mechanism for three-dimensional levitated movement of a small magnet. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2(1):41–50.
- [Nguyen *et al.*, 2010] NGUYEN, Y., MIROIR, M., KAZMITCHEFF, G., FERRARY, E., STERKERS, O. et GRAYELI, A. B. (2010). Super paramagnetic nanoparticles delivery through a micro-catheter by solenoids. In *2010 IEEE International Conference on Nano/Molecular Medicine and Engineering*, pages 153–157. IEEE.
- [Nouaille *et al.*, 2017] NOUAILLE, L., LARIBI, M. A., NELSON, C. A., ZEGHLOUL, S. et POISSON, G. (2017). Review of kinematics for minimally invasive surgery and tele-echography robots. *Journal of Medical Devices*, 11(4).
- [Ohmichi *et al.*, 1997] OHMICHII, O., YAMAGATA, Y. et HIGUCHI, T. (1997). Micro impact drive mechanisms using optically excited thermal expansion. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 6(3):200–207.
- [Pankhurst *et al.*, 2003] PANKHURST, Q. A., CONNOLLY, J., JONES, S. K. et DOBSON (2003). Applications of magnetic nanoparticles in biomedicine. *Journal of physics D : Applied physics*, 36(13):R167.
- [Pararas *et al.*, 2012] PARARAS, E. E. L., BORKHOLDER, D. A. et BORENSTEIN, J. T. (2012). Microsystems technologies for drug delivery to the inner ear. *Advanced drug delivery reviews*, 64(14):1650–1660.
- [Paulson *et al.*, 2008] PAULSON, D. P., ABUZEID, W., JIANG, H., OE, T., O'MALLEY, B. W. et LI, D. (2008). A novel controlled local drug delivery system for inner ear disease. *The Laryngoscope*, 118(4):706–711.
- [Pawashe *et al.*, 2009] PAWASHE, C., FLOYD, S. et SITTI, M. (2009). Modeling and experimental characterization of an untethered magnetic micro-robot. *The International Journal of Robotics Research*, 28(8):1077–1094.
- [Pierrot *et al.*, 1999] PIERROT, F., DOMBRE, E., DÉGOULANGE, E., URBAIN, L., CARON, P., BOUDET, S., GARIÉPY, J. et MÉGNIEN, J.-L. (1999). Hippocrate : A safe robot arm for medical applications with force feedback. *Medical Image Analysis*, 3(3):285–300.
- [Poisson et Nouaille, 2019] POISSON, G. et NOUAILLE, L. (2019). Évolution des architectures mécaniques des robots médicaux. In *Congrès Français de Mécanique 2019*.
- [Pritz *et al.*, 2013a] PRITZ, C. O., BITSCHKE, M., SALVENMOSER, W., DUDÁS, J., SCHROTT-FISCHER, A. et GLUECKERT, R. (2013a). Endocytic trafficking of silica nanoparticles in a cell line derived from the organ of corti. *Nanomedicine*, 8(2):239–252.

- [Pritz *et al.*, 2013b] PRITZ, C. O., DUDAS, J., RASK-ANDERSEN, H., SCHROTT-FISCHER, A. et GLUECKERT, R. (2013b). Nanomedicine strategies for drug delivery to the ear. *Nanomedicine*, 8(7):1155–1172.
- [Provost *et al.*, 2018] PROVOST, J., GAROFALAKIS, A., SOURDON, J., BOUDA, D., BERTHON, B., VIEL, T., PEREZ-LIVA, M., LUSSEY-LEPOUTRE, C., FAVIER, J., CORREIA, M. *et al.* (2018). Simultaneous positron emission tomography and ultrafast ultrasound for hybrid molecular, anatomical and functional imaging. *Nature biomedical engineering*, 2(2):85–94.
- [Rask-Andersen *et al.*, 2011] RASK-ANDERSEN, H., ERIXON, E., KINNEFORS, A., LÖWENHEIM, H., SCHROTT-FISCHER, A. et LIU, W. (2011). Anatomy of the human cochlea—implications for cochlear implantation. *Cochlear Implants International*, 12(sup1):S13–S8.
- [Ravaud et Lemarquand, 2009] RAVAUD, R. et LEMARQUAND, G. (2009). Magnetic field produced by a parallelepipedic magnet of various and uniform polarization. *Progress In Electromagnetics Research*, 98:207–219.
- [Ravaud *et al.*, 2009] RAVAUD, R., LEMARQUAND, G., LEMARQUAND, V. et DEPOLLIER, C. (2009). Discussion about the analytical calculation of the magnetic field created by permanent magnets. *Progress In Electromagnetics Research B*, 11:281–297.
- [Romdhane *et al.*, 2002] ROMDHANE, L., AFFI, Z. et FAYET, M. (2002). Design and singularity analysis of a 3-translational-dof in-parallel manipulator. *J. Mech. Des.*, 124(3):419–426.
- [Ruohonen, 1998] RUOHONEN, J. (1998). *Transcranial magnetic stimulation : modelling and new techniques*. Thèse de doctorat, J. Ruohonen.
- [Salt, 2008] SALT, A. N. (2008). Dexamethasone concentration gradients along scala tympani after application to the round window membrane. *Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, 29(3):401.
- [Salt et Ma, 2001] SALT, A. N. et MA, Y. (2001). Quantification of solute entry into cochlear perilymph through the round window membrane. *Hearing research*, 154(1-2):88–97.
- [Salt et Plontke, 2005] SALT, A. N. et PLONTKE, S. K. (2005). Local inner-ear drug delivery and pharmacokinetics. *Drug discovery today*, 10(19):1299–1306.
- [Schuknecht et Gacek, 1993] SCHUKNECHT, H. F. et GACEK, M. R. (1993). Cochlear pathology in presbycusis. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*, 102(1-suppl):1–16.
- [Senyei *et al.*, 1978] SENYEI, A., WIDDER, K. et CZERLINSKI, G. (1978). Magnetic guidance of drug-carrying microspheres. *Journal of Applied Physics*, 49(6):3578–3583.
- [Shapiro *et al.*, 2010] SHAPIRO, B., DORMER, K. et RUTEL, I. B. (2010). A two-magnet system to push therapeutic nanoparticles. *In AIP conference proceedings*, volume 1311, page 77. NIH Public Access.

- [Shin *et al.*, 2013] SHIN, K.-J., LEE, J.-Y., KIM, J.-N., YOO, J.-Y., SHIN, C., SONG, W.-C. et KOH, K.-S. (2013). Quantitative analysis of the cochlea using three-dimensional reconstruction based on microcomputed tomographic images. *The Anatomical Record*, 296(7):1083–1088.
- [Staecker et Rodgers, 2013] STAECKER, H. et RODGERS, B. (2013). Developments in delivery of medications for inner ear disease. *Expert opinion on drug delivery*, 10(5):639–650.
- [Sterkers *et al.*, 1988] STERKERS, O., FERRARY, E. et AMIEL, C. (1988). Production of inner ear fluids. *Physiological reviews*, 68(4):1083–1128.
- [Stewart, 1965] STEWART, D. (1965). A platform with six degrees of freedom. *Proceedings of the institution of mechanical engineers*, 180(1):371–386.
- [STOKES,] STOKES, G. On the effect of the inertial friction of fluids on the motions of pendulums. *Trans. Cambridge Phil. Soc.*, 9:1851.
- [Swan *et al.*, 2008] SWAN, E. E. L., MESCHER, M. J., SEWELL, W. F., TAO, S. L. et BORENSTEIN, J. T. (2008). Inner ear drug delivery for auditory applications. *Advanced drug delivery reviews*, 60(15):1583–1599.
- [Tehrani *et al.*, 2014] TEHRANI, M. D., KIM, M. O. et YOON, J. (2014). A novel electromagnetic actuation system for magnetic nanoparticle guidance in blood vessels. *IEEE transactions on magnetics*, 50(7):1–12.
- [Tukmachev *et al.*, 2015] TUKMACHEV, D., LUNOV, O., ZABLOTSKII, V., DEJNEKA, A., BABIC, M., SYKOVÁ, E. et KUBINOVÁ, Š. (2015). An effective strategy of magnetic stem cell delivery for spinal cord injury therapy. *Nanoscale*, 7(9):3954–3958.
- [Wenger et Chablat, 2000] WENGER, P. et CHABLAT, D. (2000). Kinematic analysis of a new parallel machine tool : the orthoglide. *In Advances in Robot Kinematics*, pages 305–314. Springer.
- [Widder *et al.*, 1978] WIDDER, K. J., SENYEI, A. E. et SCARPELLI, D. G. (1978). Magnetic microspheres : a model system for site specific drug delivery in vivo. *Proceedings of the Society for Experimental Biology and Medicine*, 158(2):141–146.
- [Xu *et al.*, 2000] XU, J., XU, S.-A., COHEN, L. T. et CLARK, G. M. (2000). Cochlear view : postoperative radiography for cochlear implantation. *Otology & Neurotology*, 21(1):49–56.
- [Yasuda *et al.*, 1994] YASUDA, T., SHIMOYAMA, I. et MIURA, H. (1994). Microrobot actuated by a vibration energy field. *Sensors and Actuators A : Physical*, 43(1-3):366–370.
- [Yesin *et al.*, 2006] YESIN, K. B., VOLLMERS, K. et NELSON, B. J. (2006). Modeling and control of untethered biomicrobots in a fluidic environment using electromagnetic fields. *The International Journal of Robotics Research*, 25(5-6):527–536.

[Yonnet, 1996] YONNET, J. (1996). Rare-earth iron permanent magnets, ch. magne-255 tome-
chanical devices.

Modèle géométrique direct du porte-effecteur à 5 DDL

A.1 Rappels sur les modèles géométriques direct et inverse

Pour connaître la situation de l'organe terminal d'un robot dans l'espace opérationnel, connaissant ses variables articulaires, nous utiliserons le modèle géométrique direct (MGD).

Pour l'opération inverse, nous utiliserons le modèle géométrique inverse (MGI).

On distingue deux types de variables articulaires :

q_a : variables articulaires actives ou de commande $q_a \in Q_a$ (espace articulaire actif)

q_p : variables articulaires passives $q_p \in Q_P$ (espace articulaire passif).

Le MGD s'écrit alors :

$$q = f(q_a, q_p) \tag{A.1}$$

Calculable $\forall q_a \in Q_a$ où x est le vecteur des coordonnées opérationnelles.

Pour un robot parallèle le modèle géométrique s'écrit :

— Modèle géométrique complet :

$$f(x, q_a, q_p) = 0 \Leftrightarrow f(x, q) = 0$$

— Modèle géométrique de commande :

$$f(x, q_a) = 0$$

Le modèle géométrique direct permet de calculer x et q_p en fonction de q_a :

$$x = g(q_a)$$

$$q_p = h(q_a), \text{ existe pour } q_a \in Q_a \text{ et } q_p \in Q_p$$

Le modèle géométrique inverse complet permet de calculer q_a et q_p en fonction de x :

$$q_a = g^{-1}(x)$$

$$q_p = h^{-1}(x)$$

A.2 Obtention du modèle géométrique direct de la structure Delta par une approche analytique

Des travaux approfondis sur les questions de modélisation géométrique directe et inverse des manipulateurs parallèles ont été publiés par [Romdhane *et al.*, 2002], [Wenger et Chablat, 2000]. De manière générale, la modélisation géométrique inverse des manipulateurs parallèles est plus simple à résoudre que la modélisation géométrique directe. Contrairement aux structures sérielles, pour lesquelles la modélisation est systématique et aisée grâce aux méthodes de calcul connues (notamment celles de Denavit-Hartenberg / Denavit-Hartenberg modifiée).

Dans la mesure où le mouvement de la nacelle est de translation pure (tous ses points ont même vitesse), nous pouvons raisonner sur une structure cinématique simplifiée du robot Delta où les points 3 de liaison entre nacelle et bras sont ramenés à un même point P . Prendre pour point P le centre de la nacelle est l'approche la plus logique qu'il convient de retenir. De ce fait, la structure géométrique de notre système peut être simplifiée en translatant d'une distance r chaque chaîne cinématique (indiquées comme l_1 et l_2) vers l'axe central O_{z_1} (voir Fig.A.1).

De plus, dans notre situation, compte tenu des paramètres dimensionnels particuliers de la structure parallèle que nous avons conçue, $l_0 = l_3$. Nous retrouvons alors $r = 0$ (Figure A.2).

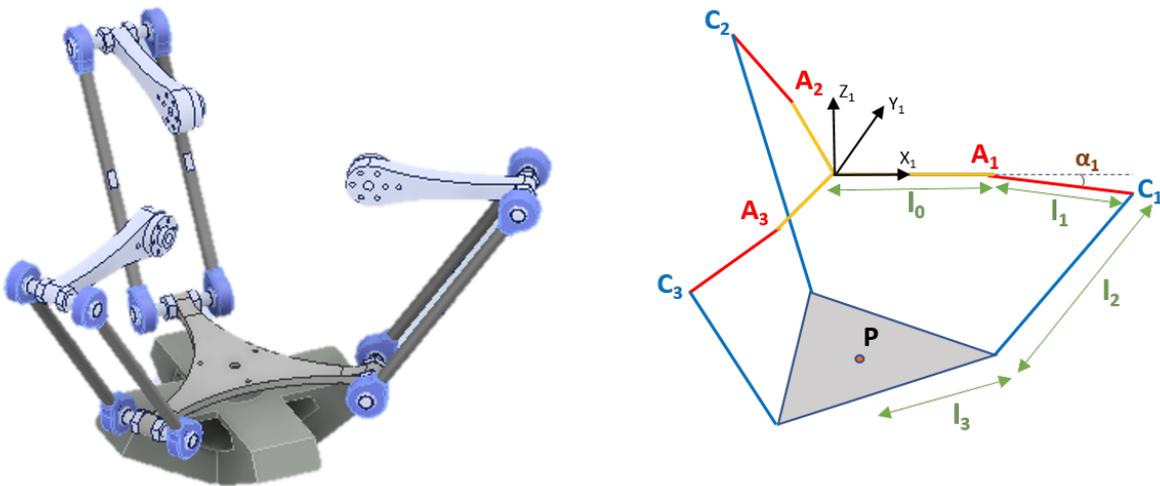


FIGURE A.1 – Représentations CAO et filaire de la structure Delta

Nous devons établir les coordonnées cartésiennes du point P appartenant à la nacelle dans le repère mobile R_1 (repère attaché à la base de la structure Delta, voir Fig. A.3), en fonction de $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$, paramètres articulaires du Delta.

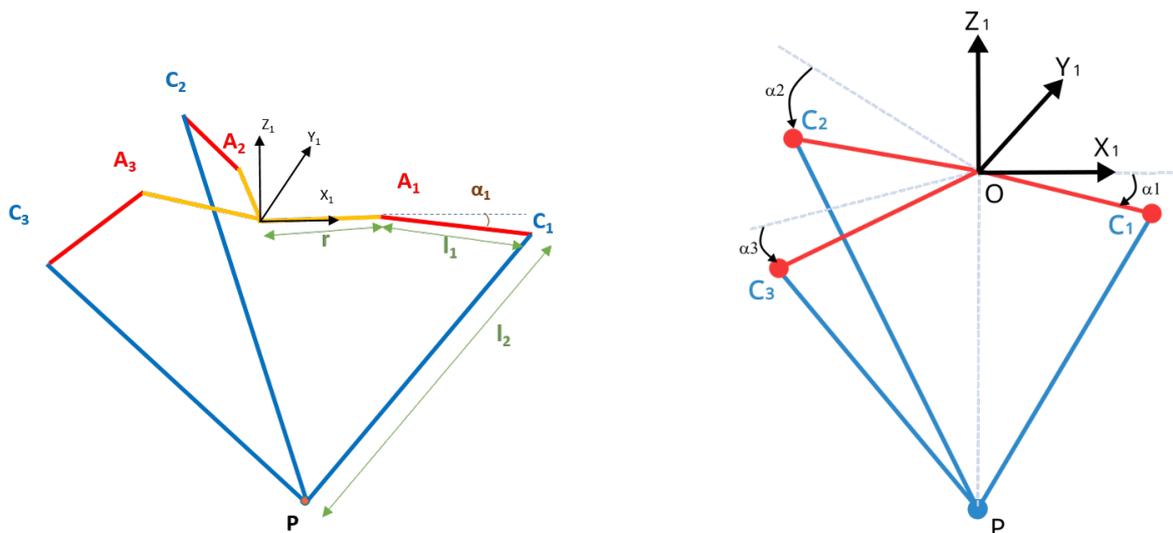


FIGURE A.2 – Représentation filaire de la structure Delta simplifiée (à gauche), Représentation filaire de la structure Delta particulière (à droite)

Soient $P_{/R_1} = (x, y, z)$ ces coordonnées, également parfois notées 1P .

Par la suite, afin d'établir les coordonnées cartésiennes de ce même point P appartenant à la nacelle dans le repère d'origine R_0 , il faudra prendre en compte les paramètres articulaires ψ et θ du porteur (voir Fig. A.5).

Soient $P_{/R_0} = (X, Y, Z)$ ces coordonnées, également parfois notées 0P .

On définit deux autres systèmes de coordonnées : les repères R_2 et R_3 attachés au bras 1 et 2, décalés respectivement du repère R_1 par les rotations d'angles $\phi_2 = \frac{2\pi}{3}$ et $\phi_3 = \frac{4\pi}{3}$, autour de l'axe Oz_1 .

La matrice de rotation de R_i à R_1 est définie par :

$${}^1A_i = \begin{pmatrix} \cos(\phi_i) & -\sin(\phi_i) & 0 \\ \sin(\phi_i) & \cos(\phi_i) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{A.2})$$

Avec la position du point C_i telle représentée dans la Fig. A.6. C'est ainsi que le point C_i (dans R_i) est connu par le vecteur :

$$\vec{OC}_{i/R_i} = \begin{pmatrix} r+l_1 * \cos(\alpha_i) \\ 0 \\ -l_1 * \sin(\alpha_i) \end{pmatrix}$$

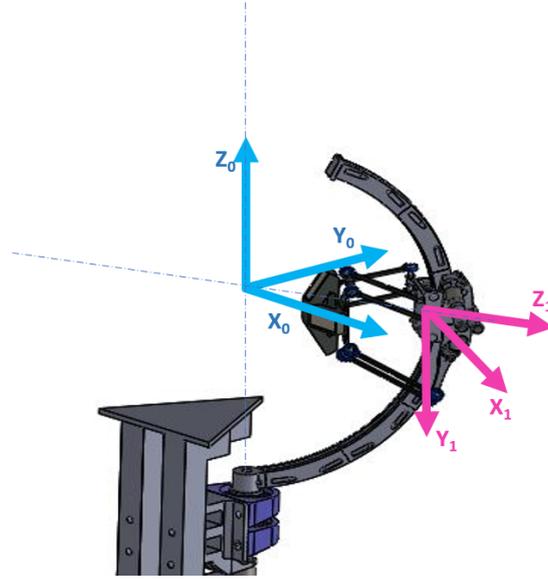
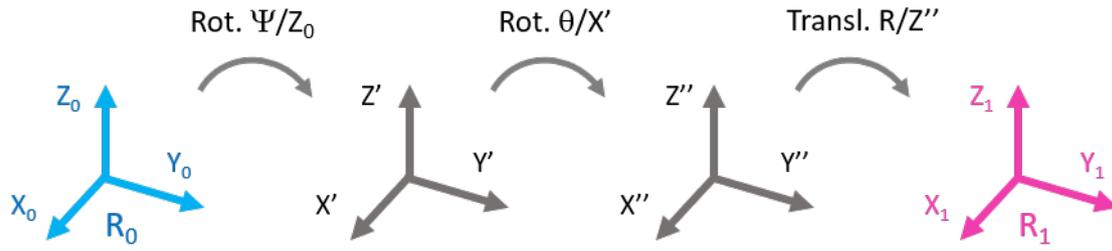

 FIGURE A.3 – Positionnements des repères R_0 et R_1 attachés au bâti et à la base du Delta


FIGURE A.4 – Transformations de repères

Pour trouver les coordonnées de C_i dans le repère R_1 , il suffit de multiplier le vecteur \vec{OC}_{i/R_1} par la matrice de rotation 1A_i :

$$\vec{OC}_{i/R_1} = \begin{pmatrix} (r + l_1 * \cos(\alpha_i)) \cos(\phi_i) \\ (r + l_1 * \cos(\alpha_i)) \sin(\phi_i) \\ -l_1 * \sin(\alpha_i) \end{pmatrix} \quad (\text{A.3})$$

En prenant de référence la méthode développée par Clavel pour les structures Delta, nous avons établi que les trois coudes C_1 , C_2 et C_3 appartiennent à la même surface de la sphère S , dont le centre est P et le rayon l_2 .

Avec l'équation qui définit la surface de la sphère S :

$$(X_{C_i} - x)^2 + (Y_{C_i} - y)^2 + (Z_{C_i} - z)^2 = l_2^2 \quad (\text{A.4})$$

Où :

A.2. OBTENTION DU MODÈLE GÉOMÉTRIQUE DIRECT DE LA STRUCTURE DELTA PAR UNE APPROCHE ANALYTIQUE

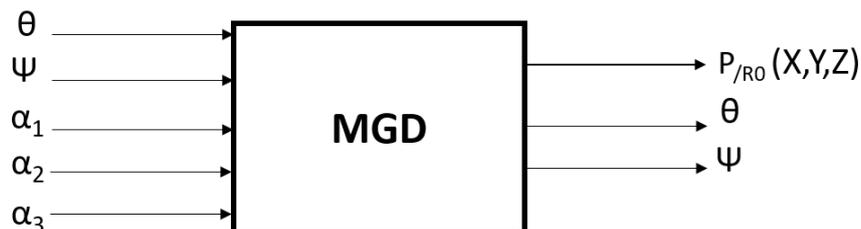


FIGURE A.5 – Synoptique du MGD du robot à 5 DDL

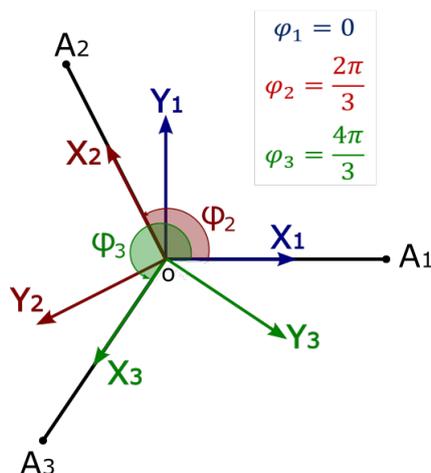


FIGURE A.6 – Les trois repères R_i attachés aux trois bras du Delta

- (x, y, z) : représentent les coordonnées du point P dans R_1 .
- $(X_{c_i}, Y_{c_i}, Z_{c_i})$: représentent les coordonnées d'un point C_i appartenant à la surface de la sphère S .

Pour trouver la position ${}^1P = (x, y, z)^T$ de la nacelle, en fonction de α_1 , α_2 et α_3 , nous devons résoudre le système d'équations non-linéaires de trois équations à trois inconnues.

$$\begin{aligned}
 (X_{c_1} - x)^2 + (Y_{c_1} - y)^2 + (Z_{c_1} - z)^2 &= l_2^2 \\
 (X_{c_2} - x)^2 + (Y_{c_2} - y)^2 + (Z_{c_2} - z)^2 &= l_2^2 \\
 (X_{c_3} - x)^2 + (Y_{c_3} - y)^2 + (Z_{c_3} - z)^2 &= l_2^2
 \end{aligned}
 \tag{A.5}$$

À noter que plutôt que de voir le point P comme un centre de la sphère, il peut aussi être vu comme l'intersection de trois sphères de rayon l_2 , centrées en C_1 , C_2 et C_3 .

Cette vision nous guide vers les mêmes équations que celles établies par Clavel.

En reprenant le travail de Clavel dans [Clavel, 1991], où il développe pas à pas cette méthode pour la résolution de ce système d'équations, la solution est donnée comme suit :

$$D_1 = -l_2^2 + l_1^2 + r^2 + 2.r.l_1.\cos(\alpha_1)$$

$$D_2 = -l_2^2 + l_1^2 + r^2 + 2.r.l_1.\cos(\alpha_2)$$

$$D_3 = -l_2^2 + l_1^2 + r^2 + 2.r.l_1.\cos(\alpha_3)$$

$$E_1 = 2.(r + l_1.\cos(\alpha_1)).\cos(\phi_1)$$

$$E_2 = 2.(r + l_1.\cos(\alpha_2)).\cos(\phi_2)$$

$$E_3 = 2.(r + l_1.\cos(\alpha_3)).\cos(\phi_3)$$

$$F_1 = 2.(r + l_1.\cos(\alpha_1)).\sin(\phi_1)$$

$$F_2 = 2.(r + l_1.\cos(\alpha_2)).\sin(\phi_2)$$

$$F_3 = 2.(r + l_1.\cos(\alpha_3)).\sin(\phi_3)$$

$$G_1 = -2.l_1.\sin(\alpha_1)$$

$$G_2 = -2.l_1.\sin(\alpha_2)$$

$$G_3 = -2.l_1.\sin(\alpha_3)$$

$$H_1 = -(E_3 - E_1).(G_2 - G_1) + (G_3 - G_1).(E_2 - E_1)$$

$$H_2 = -(F_3 - F_1).(E_2 - E_1) + (E_3 - E_1).(F_2 - F_1)$$

$$H_3 = -(D_3 - D_1).(E_2 - E_1) + (E_3 - E_1).(D_2 - D_1)$$

$$H_4 = (D_3 - D_1).(F_2 - F_1) + (F_3 - F_1).(D_1 - D_2)$$

$$H_5 = -(G_3 - G_1).(F_2 - F_1) - (F_3 - F_1).(G_1 - G_2)$$

$$A = 1 + (H_5^2 + H_1^2)/H_2^2$$

$$B = -2.(H_5.H_4 + H_1.H_3)/H_2^2 + (E_1.H_5 + F_1.H_1)/H_2 + G_1$$

$$C = D_1 + (H_4^2 + H_3^2)/H_2^2 - (E_1.H_4 + F_1.H_3)/H_2$$

Avec les équations précédentes, nous pouvons établir les coordonnées du point $P(x, y, z)$, centre de la nacelle dans le repère R_1 en fonction des variables articulaires (α_1 , α_2 et α_3) de la structure Delta.

$$z = \frac{B - \sqrt{(B^2 - 4.A.C)}}{2.A}$$

$$x = \frac{H_5.z + H_4}{H_2} \tag{A.6}$$

$$y = \frac{H_1.z + H_3}{H_2}$$

A.3 Obtention du modèle géométrique direct du Delta par une approche géométrique

A.3.1 Expression du modèle géométrique direct de la structure Delta

Afin de simplifier les calculs liés à la structure Delta, une méthode différente est utilisée. En observant la structure Delta, nous pouvons remarquer que la pyramide isocèle définie par sa base triangulaire (C_1 , C_2 et C_3) et son sommet P , ont des caractéristiques intéressantes qui peuvent être un raccourci vers la solution (Figure A.7).

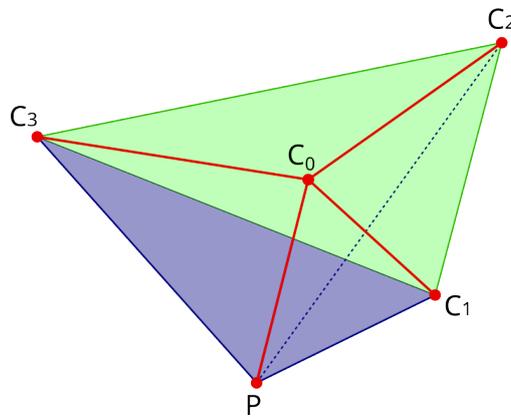


FIGURE A.7 – Pyramide isocèle $C_1C_2C_3P$

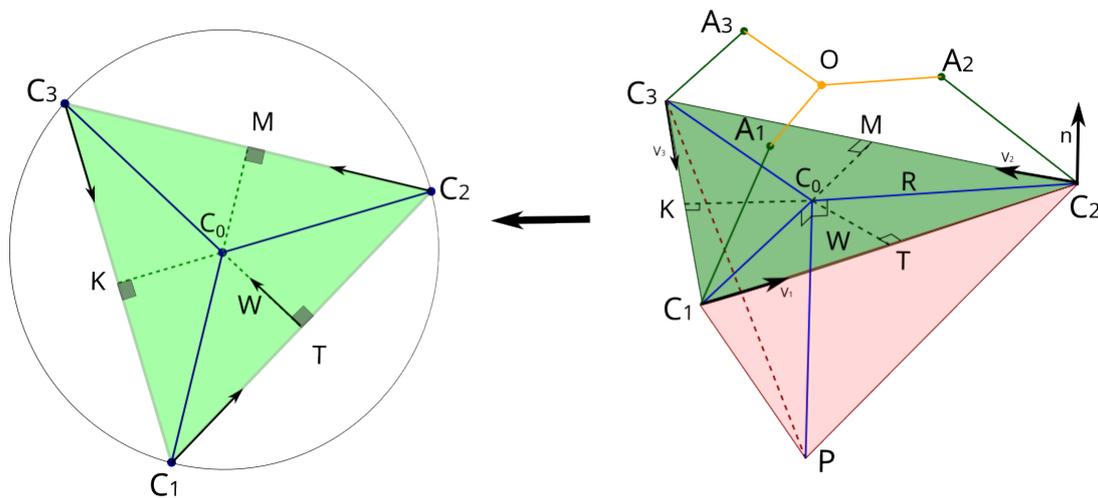


FIGURE A.8 – Représentation des objets utilisés dans le MGD

Le point C_0 , qui est la projection du point P sur le plan (C_1 , C_2 et C_3), coïncide avec le centre du cercle passant par ces trois points (cercle circonscrit).

A.3. OBTENTION DU MODÈLE GÉOMÉTRIQUE DIRECT DU DELTA PAR UNE APPROCHE GÉOMÉTRIQUE

En fait les trois triangles $(C_1C_0P, C_2C_0P$ et $C_3C_0P)$ sont congrus et ils ont :

- trois segments égaux ($C_1P = C_2P = C_3P = l_2$);
- un segment commun C_0P ;
- trois angles égaux (ils sont égaux car C_0 représente la projection de P sur le plan $(C_1, C_2$ et $C_3)$, donc le segment C_0P est perpendiculaire à chaque segment appartenant à ce plan).

Par conséquent, nous pouvons conclure que $C_1C_0 = C_2C_0 = C_3C_0$.

Le point C_0 représente alors le centre du cercle circonscrit du triangle (C_1, C_2, C_3) .

Son rayon circonscrit est $R = C_1C_0 = C_2C_0$ et C_3C_0 .

En écrivant : $\overrightarrow{OP} = \overrightarrow{OT} + \overrightarrow{TC_0} + \overrightarrow{C_0P}$

On définit les paramètres suivants :

$$a = |\overrightarrow{C_1C_2}| \quad b = |\overrightarrow{C_2C_3}| \quad c = |\overrightarrow{C_1C_3}| \quad (\text{A.7})$$

$$\vec{V}_1 = \frac{\overrightarrow{C_1C_2}}{a}, \quad \vec{V}_2 = \frac{\overrightarrow{C_2C_3}}{b}, \quad \vec{V}_3 = \frac{\overrightarrow{C_3C_1}}{c} \quad (\text{A.8})$$

Le vecteur \overrightarrow{OT} est calculé de la manière suivante :

$$\overrightarrow{OT} = \frac{\overrightarrow{OC_1} + \overrightarrow{OC_2}}{2} \quad (\text{A.9})$$

$$\overrightarrow{TC_0} = TC_0 \cdot \vec{\omega} \quad (\text{A.10})$$

Il est donc nécessaire de calculer TC_0 et $\vec{\omega}$.

Soit le vecteur suivant : $\vec{S} = \overrightarrow{C_3C_1} \wedge \overrightarrow{C_1C_2}$ un vecteur normal au plan $(C_1C_2C_3)$

et $\vec{S} = S \cdot \vec{\eta}$, où S représente deux fois la surface du triangle $(C_1C_2C_3)$

et $\vec{\eta}$ est son vecteur normal unitaire.

S est calculé avec l'expression suivante : $2.R.S = a.b.c$

R est le périmètre du cercle circonscrit passant par $(C_1C_2C_3)$, il en est calculé comme suit :

$$R = \frac{a.b.c}{\sqrt{p(p-2a)(p-2b)(p-2c)}} \quad (\text{A.11})$$

où : $p = a + b + c$

Ensuite, afin d'obtenir $\vec{\omega}$ nous distinguons deux cas comme illustré sur la figure A.9 :

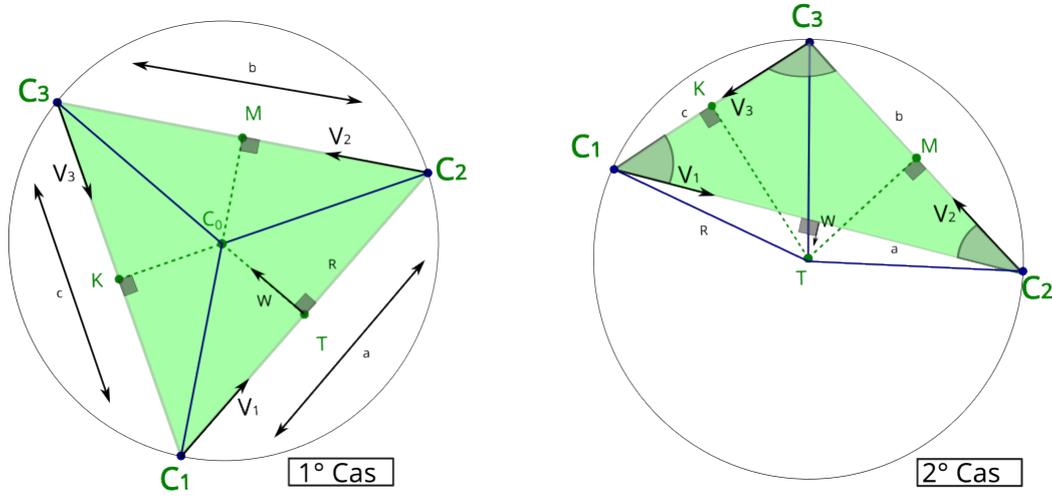


FIGURE A.9 – Direction du vecteur unitaire ω

1. Premier cas : $\vec{\omega} = \vec{\eta} \wedge \vec{V}_1$

2. Second cas : $\vec{\omega} = -\vec{\eta} \wedge \vec{V}_1$

En fait, dans le premier cas on trouve : $\widehat{C_1C_2C_3} < \frac{\pi}{2}$ et on a selon la relation d'El-Kashi :

$$a^2 = b^2 + c^2 - 2.b.c.\cos(\widehat{C_1C_2C_3})$$

Ainsi : $a^2 < b^2 + c^2$

Dans le second cas : $\widehat{C_1C_2C_3} > \frac{\pi}{2}$

Ainsi : $a^2 > b^2 + c^2$

Nous concluons que :

$$\vec{\omega} = \text{sign}(b^2 + c^2 - a^2) \cdot \vec{\eta} \wedge \vec{V}_1 \quad (\text{A.12})$$

Il ne reste plus que TC_0 à calculer :

Dans le triangle rectangle C_2TC_0 :

$$TC_0 = \sqrt{R^2 - \left(\frac{a}{2}\right)^2} \quad (\text{A.13})$$

$$\overrightarrow{C_0P} = -C_0P \cdot \vec{\eta} \quad (\text{A.14})$$

Où, dans le triangle rectangle C_1C_0P :

$$C_0P = \sqrt{l_2^2 - R^2} \quad (\text{A.15})$$

A.3. OBTENTION DU MODÈLE GÉOMÉTRIQUE DIRECT DU DELTA PAR UNE APPROCHE GÉOMÉTRIQUE

À ce stade, le calcul de $P = (x, y, z)$ est terminé, il ne reste qu'une chose à définir.

En revenant aux définitions des paramètres, nous remarquons que V_1 (resp V_2, V_3) n'est plus défini quand a devient nul (resp V_2, V_3 sont nuls), cela donne qu'il y a trois cas de singularité :

1. $(C_1, C_2) \in (oz)$
2. $(C_1, C_2) \in (oz)$
3. $(C_1, C_2) \in (oz)$

Par exemple, s'il y a deux points appartenant au même axe (oz) (par exemple C_2 et C_3), alors, même si le troisième point (pour l'ex-exemple : C_1) est fixé, le point P peut prendre n'importe quelle position située dans un cercle centré au milieu de sa ligne de segment normale C_3C_1 ($C_2 = C_3$), son rayon est égal à $r = \sqrt{l_2^2 - (\frac{C_3C_1}{2})^2}$.

A.3.2 Les coordonnées du point de Lagrange L_2 dans R_1

Comme expliqué dans le Chapitre 2, l'effecteur magnétique, fixé sur la nacelle, génère un point de Lagrange L_2 situé à une distance L , sous le centre P de cette nacelle :

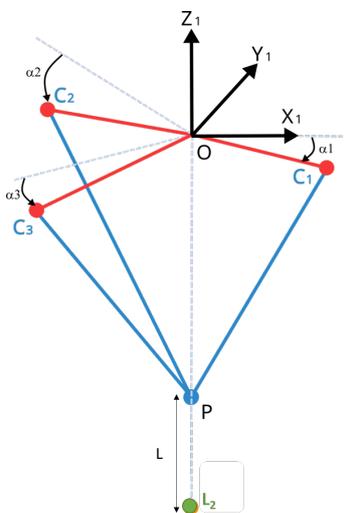


FIGURE A.10 – Position du point de Lagrange L_2 relativement à la nacelle du Delta

Ainsi :

$$L_2 = (P + (0, 0, -L)^T)_{/R_1} \quad (\text{A.16})$$

À ce stade, ce dont nous avons besoin pour accomplir la modélisation géométrique directe, est de trouver l'expression de la position du point P dans le repère global R_0 .

A.3.3 Transformation de R_1 vers R_0

La transformation du repère R_0 par rapport au repère R_1 (translation et orientation) peut être définie par la matrice de passage 0T_1 notée comme suit :

$${}^0T_1 = \begin{pmatrix} {}^0A_1 & {}^0O_1 \\ 0 & 1 \end{pmatrix}$$

0A_1 représente la matrice d'orientation de R_0 à R_1 , tandis que 0O_1 sont les coordonnées de l'origine de R_1 dans R_0 .

0T_1 peut être calculé comme composée de trois transformations successives en utilisant une méthode analytique comme celles de Denavit-Hartenberg ou Khalil.

Ces transformations sont :

- Orientation du repère R_0 au repère R' autour de l'axe z d'un angle ψ .
- Orientation du repère R' au repère R'' autour de l'axe x' d'un angle θ .
- Translation du repère R'' au repère R_1 suivant l'axe z'' d'une distance R .

La translation du repère R'' au repère R_1 est représentée par le vecteur $\overrightarrow{O_0O_1}$ qui représente les coordonnées cartésiennes de l'origine du repère R_1 dans le repère R'' :

$$\overrightarrow{O_0O_1} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ R \end{pmatrix} \quad (\text{A.17})$$

L'orientation du repère R_0 au repère R'' est représentée par la matrice 0A_1 et elle peut être facilement calculée :

$${}^0A_1 = \begin{pmatrix} \cos(\psi) & -\cos(\theta).\sin(\psi) & \sin(\theta).\sin(\psi) \\ \sin(\psi) & \cos(\theta).\cos(\psi) & -\sin(\theta).\cos(\psi) \\ 0 & \sin(\theta) & \cos(\theta) \end{pmatrix} \quad (\text{A.18})$$

A.3.4 Écriture du MGD du robot à 5 DDL :

Finalement, pour établir le modèle géométrique direct, on utilise :

$$P_{/R_0} = {}^0T_1.P_{/R_1} \quad (\text{A.19})$$

Avec :

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\psi) & -\cos(\theta).\sin(\psi) & \sin(\theta).\sin(\psi) & 0 \\ \sin(\psi) & \cos(\theta).\cos(\psi) & -\sin(\theta).\cos(\psi) & 0 \\ 0 & \sin(\theta) & \cos(\theta) & R \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (\text{A.20})$$

$P_{/R_1}$ a été obtenu plus haut, équation (A.6), à partir des variables articulaires (α_1 , α_2 et α_3) de la structure Delta.

En définitive, on obtient par ce MGD, la position de la nacelle $P_{/R_0}$ en fonction des 5 variables articulaires du robot complet : (ψ , θ , α_1 , α_2 et α_3).

Modèle géométrique inverse du porte-effecteur à 5 DDL

Le modèle géométrique inverse nous donne les paramètres articulaires de commande ($\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \theta$ et ψ) comme une fonction de l'orientation désirée (θ_d et ψ_d) et de l'emplacement désiré (X_d, Y_d, Z_d) de l'effecteur terminal par rapport au repère P/R_0 .

NB : *i*) Dans la mesure où la partie Delta ne modifie pas l'orientation de l'organe terminal, cela signifie que cette orientation n'est fonction que des deux paramètres articulaires ψ et θ .
ii) Concernant la position du point P , centre de la nacelle, il y a couplage entre les deux sous-partie du robot : cette position est donc fonction des 5 paramètres articulaires.

Dans un premier temps, nous allons déterminer les paramètres articulaires de commande (θ et ψ) en fonction de (θ_d et ψ_d).

Dans un second temps, nous allons déterminer les paramètres articulaires $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$.

Pour ce faire : nous commencerons par exprimer les coordonnées (x, y, z) de l'effecteur terminal P/R_1 en fonction : des coordonnées (X_d, Y_d, Z_d) de ce même point P/R_0 , de θ_d et de ψ_d . Puis nous établirons les expressions des variables articulaires $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$, en fonction de P/R_1 (voir Fig. B.1).

B.1 Obtention du modèle géométrique inverse par une approche analytique du robot à 5 DDL

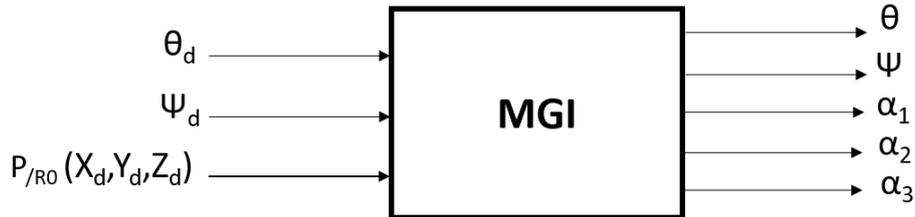


FIGURE B.1 – Synoptique du MGI du robot à 5 DDL

B.1.1 Obtention des paramètres articulaires de la partie sérielle

Compte tenu du fait que la partie Delta ne modifie pas l'orientation et que le porteur est à deux rotations perpendiculaires et concourantes, les paramètres de commande θ et ψ sont directement liés à θ_d et ψ_d tels que :

$$\theta = \theta_d$$

$$\psi = \psi_d$$

B.1.2 Obtention des paramètres articulaires de la partie parallèle

Une fois que θ et ψ sont connus, on peut alors calculer la position de P/R_1 à l'aide de la matrice de transformation homogène 1T_0 telle que :

$$P/R_1 = {}^1T_0.P/R_0 \quad (\text{B.1})$$

Avec :

$${}^1T_0 = ({}^0T_1)^{-1} = \begin{pmatrix} \cos(\psi) & -\cos(\theta).\sin(\psi) & \sin(\theta).\sin(\psi) & 0 \\ \sin(\psi) & \cos(\theta).\cos(\psi) & -\sin(\theta).\cos(\psi) & 0 \\ 0 & \sin(\theta) & \cos(\theta) & R \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}^{-1} \quad (\text{B.2})$$

$${}^1T_0 = \begin{pmatrix} \cos(\psi) & \sin(\psi) & 0 & 0 \\ -\cos(\theta).\sin(\psi) & \cos(\theta).\cos(\psi) & \sin(\theta) & -R.\sin(\theta) \\ \sin(\theta).\cos(\psi) & -\sin(\theta).\cos(\psi) & \cos(\theta) & -R.\cos(\theta) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{B.3})$$

B.1.3 Le modèle géométrique inverse de la structure parallèle

Plusieurs formulations ont été proposées afin de calculer le modèle géométrique inverse du robot Delta [Clavel, 1991], [Codourey, 1991].

Pour atteindre une position désirée de l'effecteur dans le repère R_1 , il faut calculer les paramètres articulaires $(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3)$

Le MGI peut être établi en résolvant les équations détaillées dans le MGD :

$$\alpha_i = 2.\text{atan} \left(\frac{-2z \pm \sqrt{4z^2 + 4r^2 - S^2 + Q_i^2 \left(1 - \frac{r^2}{l_1^2}\right) + Q_i \left(-2\frac{r.S}{l_1} - 4r\right)}}{-2r - S - Q_i \left(\frac{r}{l_1} - 1\right)} \right) \quad (\text{B.4})$$

NB : La présence de l'opérateur (\pm) dans l'équation ci-dessus laisse apparaître deux solutions pour chaque α_i , ce qui donnerait 2^3 solutions au MGI (soit 8 solutions). Toutefois, pour chaque α_i , nous ne considérons que la solution avec un signe $(-)$, soit la plus petite des deux. L'autre valeur correspond à une position où la somme $\alpha_i + \beta_i$ est supérieure à 180° , générant des collisions des bras du Delta entre eux. Ce serait une position physiquement inaccessible (les bras sont repliés vers l'intérieur de l'espace de travail).

Où :

$$Q_i = 2.x.\cos(\phi_i) + 2.y.\sin(\phi_i) \quad (\text{B.5})$$

$$S = \frac{1}{l_1} (-x^2 - y^2 - z^2 + l_2^2 - l_1^2 - r^2) \quad (\text{B.6})$$

Notons que deux autres systèmes de coordonnées ont été utilisés (*c.f.* Annexe A).

Les repères R_2 et R_3 attachés aux bras 2 et 3 du Delta sont décalés respectivement du repère R_1 par les rotations d'angles $\phi_2 = \frac{2\pi}{3}$ et $\phi_3 = \frac{4\pi}{3}$, autour de l'axe Oz_1 .

Pour une homogénéité d'écriture lorsque i vaut 1 (cas du repère R_1), il suffit de considérer une rotation, comme pour R_2 et R_3 , mais d'un angle nul ($\phi_1 = 0$).

B.2 Obtention du modèle géométrique inverse par une approche géométrique du robot Delta

1) **Alternative à l'écriture du MGI** : En observant la Figure B.2, on peut constater que C_i est l'une des deux intersections du cercle K_i , avec le rayon l_1 et le centre $(r, 0, 0)_{R'_i}$, avec la sphère (S) , dont le rayon l_2 et le centre P' .

En remarquant que la sphère (S) coupe le plan $(Ox_i z_i)$ par le cercle K'_i , qui lui-même coupe K_i en deux points dont C_i est l'un d'eux.

2) **Détermination du cercle K'_i (rayon et centre)** : D'après la Figure B.2, pour déterminer le centre de K'_i , il suffit de projeter P_i sur le plan $(Ox_i z_i)$.

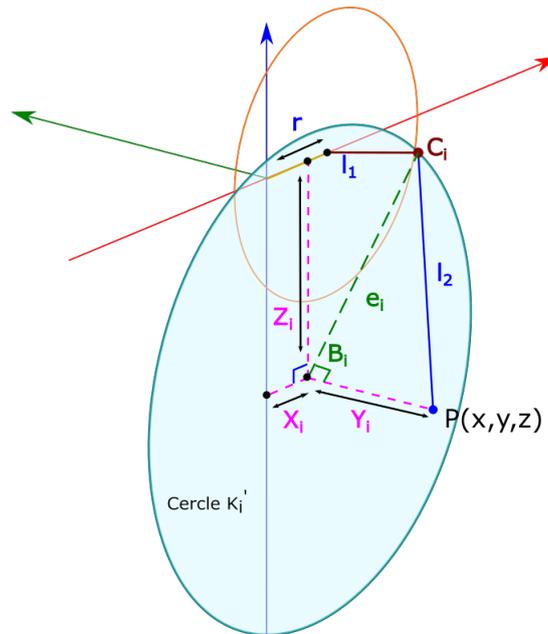


FIGURE B.2 – Projection de P sur le plan $(Ox_i z_i)$

P_i représente les coordonnées du point P dans R_i , donc dans le plan $(Ox_i z_i)$, le point P_i a les coordonnées suivantes :

$$P_i = \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\phi_i) & \sin(\phi_i) & 0 \\ -\sin(\phi_i) & \cos(\phi_i) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot P \quad (\text{B.7})$$

Il reste à déterminer le rayon e_i de K'_i , puisque B_i est la projection du point P sur le plan $(Ox_i z_i)$ (figure B.2), le triangle $C_i P_i B_i$ est rectangle en B_i , il est déterminé par l_2

et $|y_i|$, donc :

$$e_i = \sqrt{l_2^2 - y_i^2} \quad (\text{B.8})$$

3) Détermination de α_i Dans le plan $(ox_i z_i)$ (voir Figure B.3), le cercle K_i coupe K'_i en deux points $(C_i$ et $C'_i)$ correspondant respectivement à α_i et α'_i .

Les deux triangles $A_i C_i P_i$ et $A_i C'_i P_i$ sont symétriques de part et d'autre d'un segment commun $A_i P_i$ qui forme un angle β_i avec l'axe (Ox_i) . Si on connaît β_i , il suffit de connaître δ_i , pour déterminer α_i et α'_i :

$$\begin{aligned} \alpha_i &= \beta_i - \delta_i \\ \alpha'_i &= \beta_i + \delta_i \end{aligned} \quad (\text{B.9})$$

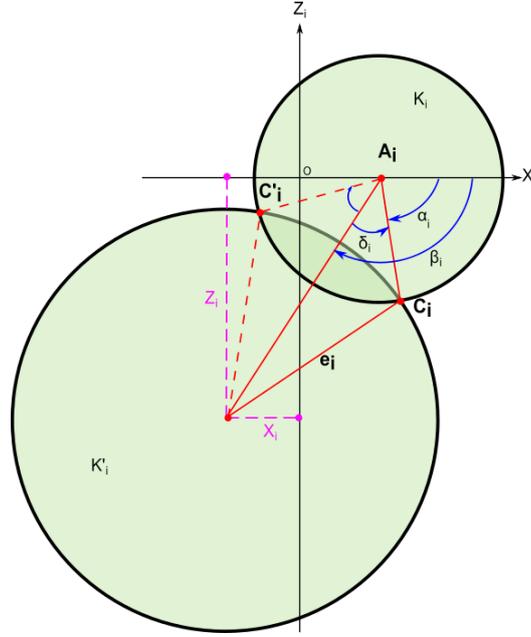


FIGURE B.3 – Intersection du K_i avec K'_i

— a) Calcul de β_i :

D'après la figure B.3, l'angle β_i est issu de l'intersection de l'axe (Ox_i) , avec le segment $[A_i P_i]$:

$$\tan(\beta_i) = \frac{-z_i}{x_i - r} \quad (\text{B.10})$$

Le signe moins est apparu car $\tan(\beta_i)$ est positive dans le premier quadrant, tandis que z est négatif (du fait qu'il est orienté dans le sens opposé du sens conventionnel). À noter que β_i n'est plus défini quand $z_i = (x_i - r) = 0$, nous y reviendrons plus tard.

D'après la figure B.4 , β_i est défini comme :

$$\beta_i = \text{atan2}(-z_i, x_i - r) \quad (\text{B.11})$$

i.e :

$$\beta_i = \begin{cases} \text{atan} \left(\frac{-z_i}{x_i - r} \right) & \text{si} & (x_i - r) > 0 \\ \text{atan} \left(\frac{-z_i}{x_i - r} \right) + \pi & \text{si} & (x_i - r) < 0 \\ \frac{\pi}{2} \text{si} (x_i - r) < 0 & \text{et} & -z_i > 0 \\ -\frac{\pi}{2} \text{si} (x_i - r) < 0 & \text{et} & -z_i < 0 \\ \text{non-défini si} & (x_i - r) = 0 \text{ et} & z_i = 0 \end{cases} \quad (\text{B.12})$$

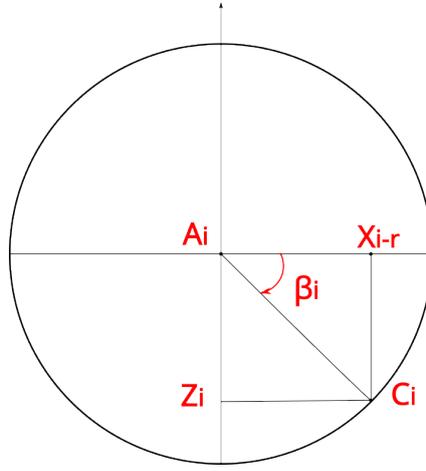


FIGURE B.4 – L'orientation de l'angle β_i

— **b) Calcul de δ_i :**

Dans le triangle $A_i B_i C_i$, qui est défini par trois segments de droite $A_i B_i$, e_i et l_2 , on applique le théorème d'El-Kashi comme suit :

$$e^2 = l_2^2 + A_i B_i^2 - 2l_2 A_i B_i \cos \delta_i \quad (\text{B.13})$$

$$\cos \delta_i = \frac{l_2^2 + A_i B_i^2 - e^2}{2l_2 A_i B_i}$$

$$\delta_i = \arccos \left(\frac{l_2^2 + A_i B_i^2 - e^2}{2l_2 A_i B_i} \right) \quad (\text{B.14})$$

Où :

$$A_i B_i = \sqrt{z_i^2 + (x_i - r)^2} \quad (\text{B.15})$$

4) Les points de singularité β_i n'est plus défini si les deux $(x_i - r)$ et z_i sont nuls. Quand les deux termes sont nuls en même temps cela signifie que la projection du point P sur le plan $(ox_i z_i)$ coïncide avec le centre de K_i (c'est-à-dire le point A_i , d'où l'effecteur

d'extrémité P , dans ce cas, est situé dans la ligne qui est parallèle à l'axe (Oy_i) et passant via A_i) (Figure B.5).

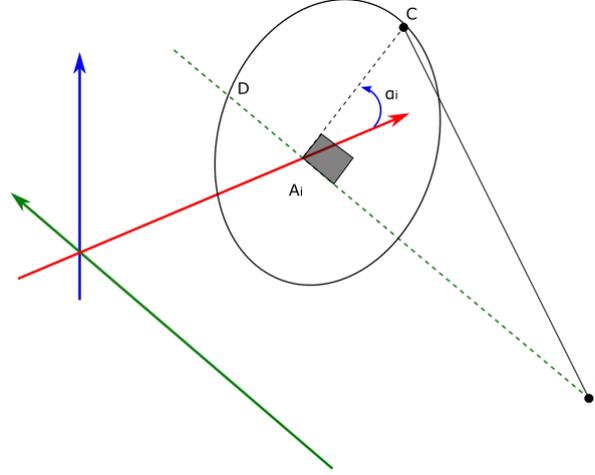


FIGURE B.5 – A_i comme une projection de P , quand c'est un point de singularité.

À noter également, que le triangle $A_i C_i P_i$ a un angle droit en A_i , donc :

$$|y_i| = \sqrt{l_2^2 - l_1^2} \Rightarrow |y_i| = \pm \sqrt{l_2^2 - l_1^2} \quad (\text{B.16})$$

Donc β_i n'est plus défini pour les points suivants :

$$P_{i1} = \begin{pmatrix} r \\ \sqrt{l_2^2 - l_1^2} \\ 0 \end{pmatrix}, \quad P_{i2} = \begin{pmatrix} r \\ -\sqrt{l_2^2 - l_1^2} \\ 0 \end{pmatrix} \quad (\text{B.17})$$

Ces deux points sont exprimés dans le repère R_i , donc, pour les exprimer en R_0 , il suffit

de les multiplier par :

$${}^0A_i = \begin{pmatrix} \cos(\phi_i) & -\sin(\phi_i) & 0 \\ \sin(\phi_i) & \cos(\phi_i) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad P_{i/R_1} = {}^0A_i \cdot P_{i/R_i}$$

On obtient aussi :

$$P_{i1/R_1} = \begin{pmatrix} r \cdot \cos \phi_i \\ \sqrt{l_2^2 - l_1^2} \sin \phi_i \\ 0 \end{pmatrix} \quad (\text{B.18})$$

$$P_{i2/R_1} = \begin{pmatrix} r \cdot \cos \phi_i \\ -\sqrt{l_2^2 - l_1^2} \sin \phi_i \\ 0 \end{pmatrix} \quad (\text{B.19})$$

B.2. OBTENTION DU MODÈLE GÉOMÉTRIQUE INVERSE PAR UNE APPROCHE GÉOMÉTRIQUE DU ROBOT DELTA

Pour chaque angle α_i on trouve deux points symétriques de singularité P_{i1} et P_{i2} , l'un au sens positif de (Oy_i) , et l'autre au sens négatif. Enfin, nous avons 6 points de singularité, qui sont tous situés dans le plan (Oxy) (voir Figure B.6). Ces points de singularité n'affectent pas le fonctionnement du système. En fait, le robot ne peut pas atteindre ces points en raison de limitations mécaniques.

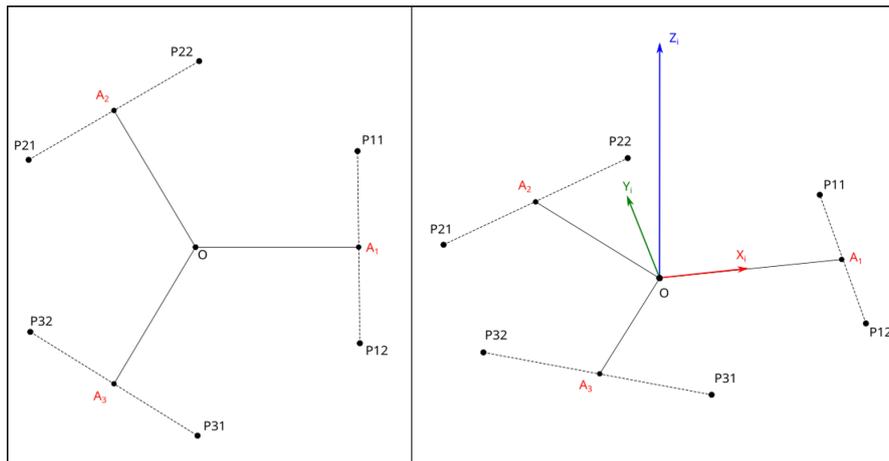


FIGURE B.6 – Points de singularité.

Modèles cinématiques du robot porte-effecteur à 5 DDL

C.1 Modélisation cinématique directe (MCD)

Le modèle cinématique exprime les relations entre les vitesses articulaires et les vitesses cartésiennes d'un point de la chaîne cinématique, généralement l'organe terminal.

C'est un modèle par accroissements infinitésimaux : chaque variation élémentaire de la valeur d'un paramètre articulaire implique une variation de la position de l'organe terminal, et inversement. Lorsque ces variations infinitésimales sont exprimées par rapport au temps, on peut les considérer comme des vitesses.

Après avoir obtenu le modèle géométrique direct, nous allons le dériver pour déterminer le modèle cinématique direct (MCD), qui donne la vitesse de l'effecteur terminal en fonction des vitesses angulaires articulaires $\dot{\alpha}_i$, $\dot{\theta}$ et $\dot{\psi}$.

La position de l'effecteur terminal est ainsi fonction des paramètres articulaires :

$$P_{/R_0} = F(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \theta, \psi) = \begin{pmatrix} F_x(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \theta, \psi) \\ F_y(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \theta, \psi) \\ F_z(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \theta, \psi) \end{pmatrix} \quad (\text{C.1})$$

Et la vitesse de l'organe terminal est calculée comme suit :

$$\frac{dP_{/R_0}}{dt} = \begin{pmatrix} \frac{\partial F_x}{\partial \alpha_1} & \frac{\partial F_x}{\partial \alpha_2} & \frac{\partial F_x}{\partial \alpha_3} & \frac{\partial F_x}{\partial \theta} & \frac{\partial F_x}{\partial \psi} \\ \frac{\partial F_y}{\partial \alpha_1} & \frac{\partial F_y}{\partial \alpha_2} & \frac{\partial F_y}{\partial \alpha_3} & \frac{\partial F_y}{\partial \theta} & \frac{\partial F_y}{\partial \psi} \\ \frac{\partial F_z}{\partial \alpha_1} & \frac{\partial F_z}{\partial \alpha_2} & \frac{\partial F_z}{\partial \alpha_3} & \frac{\partial F_z}{\partial \theta} & \frac{\partial F_z}{\partial \psi} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \frac{d\alpha_1}{dt} \\ \frac{d\alpha_2}{dt} \\ \frac{d\alpha_3}{dt} \\ \frac{d\theta}{dt} \\ \frac{d\psi}{dt} \end{pmatrix} \quad (\text{C.2})$$

Pour obtenir une valeur numérique des vitesses, la dérivation partielle du MGD peut être effectuée numériquement. Cependant, étant donné l'alternative MGD que nous avons proposée, il est possible d'exprimer le MCD analytiquement.

Revenons à l'équation du MGD, écrite via la transformation homogène 0T_1 et appliquée au point P , centre de la nacelle.

$$P_{/R_0} = {}^0T_1.P_{/R_1} \quad (C.3)$$

Par ailleurs, si nous reprenons l'écriture du vecteur OP telle qu'exprimée à l'Annexe A, et que nous la dérivons, nous obtenons :

$$\overrightarrow{OP} = \overrightarrow{OT} + \overrightarrow{TC_0} + \overrightarrow{C_0P} \Rightarrow \dot{\overrightarrow{OP}} = \dot{\overrightarrow{OT}} + \dot{\overrightarrow{TC_0}} + \dot{\overrightarrow{C_0P}} \quad (C.4)$$

Rappel des coordonnées des points C_i dans R_i (c.f. Annexe A), que nous pouvons dériver :

$$\overrightarrow{OC_{i/R_i}} = \begin{pmatrix} r+l_1 * \cos(\alpha_i) \\ 0 \\ -l_1 * \sin(\alpha_i) \end{pmatrix}$$

1) Calcul de $\dot{\overrightarrow{OC_i}}$:

$$\dot{\overrightarrow{OC_i}} = \begin{pmatrix} -l_1.\sin(\alpha_i).\cos(\phi_i) \\ -l_1.\sin(\alpha_i).\sin(\phi_i) \\ -l_1.\cos(\alpha_i) \end{pmatrix} . \dot{\alpha}_i \quad (C.5)$$

2) Dérivées des longueurs a , b et c :

$$a^2 = \overrightarrow{C_1C_2} \cdot \overrightarrow{C_1C_2} \quad (C.6)$$

Cela implique :

$$2a\dot{a} = \overrightarrow{C_1C_2} \cdot \dot{\overrightarrow{C_1C_2}} + \dot{\overrightarrow{C_1C_2}} \cdot \overrightarrow{C_1C_2} = 2 \cdot \overrightarrow{C_1C_2} \cdot \dot{\overrightarrow{C_1C_2}} \quad (C.7)$$

$$\dot{a} = \frac{\overrightarrow{C_1C_2}}{a} \cdot \dot{\overrightarrow{C_1C_2}} = \vec{V}_1 \cdot \dot{\overrightarrow{C_1C_2}} \quad (C.8)$$

$$\dot{b} = \vec{V}_2 \cdot \dot{\overrightarrow{C_2C_3}} \quad (C.9)$$

$$\dot{c} = \vec{V}_3 \cdot \dot{\overrightarrow{C_3C_1}} \quad (C.10)$$

Où : $\dot{\overrightarrow{C_iC_j}} = \dot{\overrightarrow{OC_j}} - \dot{\overrightarrow{OC_i}}$

3) La dérivée du vecteur unitaire V_1 :

$$\overrightarrow{C_1C_2} = a \cdot \vec{V}_1 \Rightarrow \dot{\overrightarrow{C_1C_2}} = a \cdot \dot{\vec{V}_1} + \dot{a} \cdot \vec{V}_1 \Rightarrow \dot{\vec{V}_1} = \frac{\dot{\overrightarrow{C_1C_2}} - \dot{a} \vec{V}_1}{a} \quad (C.11)$$

4) **Calcul de $\dot{\vec{n}}$ et $\dot{\vec{\omega}}$** : Sachant que : $\vec{S} = \overrightarrow{C_3C_1} \wedge \overrightarrow{C_1C_2}$ ce qui signifie :

$$\dot{\vec{S}} = \overrightarrow{C_3\dot{C}_1} \wedge \overrightarrow{C_1C_2} + \overrightarrow{C_3C_1} \wedge \overrightarrow{C_1\dot{C}_2} \quad (\text{C.12})$$

Avec : $\vec{S} = S.\vec{n}$ nous trouvons :

$$\dot{\vec{S}} = \dot{S}.\vec{n} + S.\dot{\vec{n}} \Rightarrow \dot{\vec{n}} = \frac{(\dot{\vec{S}} - \dot{S}.\vec{n})}{S} \quad (\text{C.13})$$

$$\begin{aligned} \vec{\omega} &= \text{sign}(b^2 + c^2 - a^2).(\vec{n} \wedge \vec{V}_1) \\ \dot{\vec{\omega}} &= \text{sign}(b^2 + c^2 - a^2).(\dot{\vec{n}} \wedge \vec{V}_1 + \vec{n} \wedge \dot{\vec{V}}_1) \end{aligned}$$

Note : Le nouveau terme \dot{S} sera calculé ultérieurement.

5) **Calcul de \dot{R}** : On sait que :

$$R = \frac{a.b.c}{\sqrt{p(p-2a)(p-2b)(p-2c)}} \quad , \quad p = a + b + c \quad (\text{C.14})$$

Cette équation peut être linéarisée par la fonction logarithmique :

$$\ln(R) = \ln(a) + \ln(b) + \ln(c) - \frac{1}{2}(\ln(p) + \ln(p-2a) + \ln(p-2b) + \ln(p-2c)) \quad (\text{C.15})$$

Maintenant, il est plus facile de le dériver :

$$\dot{R} = \left(\frac{\dot{a}}{a} + \frac{\dot{b}}{b} + \frac{\dot{c}}{c} - \frac{1}{2} \left[\frac{\dot{p}}{p} + \frac{\dot{p}-2\dot{a}}{p-2a} + \frac{\dot{p}-2\dot{b}}{p-2b} + \frac{\dot{p}-2\dot{c}}{p-2c} \right] \right) .R \quad (\text{C.16})$$

Où :

$$MC_0 = \sqrt{R^2 - \frac{b^2}{4}} \quad \text{et} \quad KC_0 = \sqrt{R^2 - \frac{c^2}{4}}$$

6) **Calcul de \dot{S}** : Nous avons vu que $2.R.S = a.b.c$, en linéarisant cette équation avec la fonction \ln on trouve : $\ln(2) + \ln(R) + \ln(S) = \ln(a) + \ln(b) + \ln(c)$, puis on le dérive :

$$\dot{S} = \left(\frac{\dot{a}}{a} + \frac{\dot{b}}{b} + \frac{\dot{c}}{c} - \frac{\dot{R}}{R} \right) .S \quad (\text{C.17})$$

7) **Calcul de $\dot{\vec{OT}}$** :

$$\dot{\vec{OT}} = \frac{\overrightarrow{O\dot{C}_1} + \overrightarrow{O\dot{C}_2}}{2} \quad (\text{C.18})$$

8) **Calcul de \overrightarrow{TC}_0** :

Sachant que :

$$TC_0^2 = R^2 - \frac{a^2}{4}$$

Alors :

$$T\dot{C}_0 = \left(R.\dot{R} - \frac{a\dot{a}}{4} \right) \frac{1}{TC_0} \quad (\text{C.19})$$

$$\overline{TC_0}^{\dot{\vec{}}} = T\dot{C}_0.\vec{\omega} + TC_0.\dot{\vec{\omega}} \quad (\text{C.20})$$

9) Calcul de $\overline{C_0P}^{\dot{\vec{}}}$:

$$\overline{C_0P}^{\dot{\vec{}}} = -C_0P.\vec{n} - C_0P.\dot{\vec{n}} \quad (\text{C.21})$$

Maintenant que $\dot{\vec{n}}$ a été calculé, il ne reste que

$$C_0P^2 = l_2^2 - R^2 \Rightarrow C_0P = \frac{-R.\dot{R}}{C_0P} \quad (\text{C.22})$$

C.2 Modélisation cinématique inverse (MCI)

Le modèle cinématique inverse (MCI) permet de calculer, dans une configuration donnée, les vitesses articulaires qui assurent à l'organe terminal la vitesse opérationnelle imposée.

L'objectif de cette section est de déterminer les vitesses angulaires de la structure parallèle $\dot{\alpha}_i$ en fonction des vitesses de l'effecteur final $\dot{P}/_{R_0}$, $\dot{\theta}$ et $\dot{\psi}$

En posant $\alpha = (\alpha_1, \alpha_3, \alpha_3)^T$, le MGI est décrit par la fonction suivante :

$$\alpha = G(X, Y, Z, \theta, \psi) = \begin{pmatrix} G_x(X, Y, Z, \theta, \psi) \\ G_y(X, Y, Z, \theta, \psi) \\ G_z(X, Y, Z, \theta, \psi) \end{pmatrix} \quad (\text{C.23})$$

Et le modèle cinématique inverse est décrit par l'équation suivante :

$$\dot{\alpha} = \frac{d\alpha}{dt} = \begin{pmatrix} \frac{\partial G_x}{\partial X} & \frac{\partial G_x}{\partial Y} & \frac{\partial G_x}{\partial Z} & \frac{\partial G_x}{\partial \theta} & \frac{\partial G_x}{\partial \psi} \\ \frac{\partial G_y}{\partial X} & \frac{\partial G_y}{\partial Y} & \frac{\partial G_y}{\partial Z} & \frac{\partial G_y}{\partial \theta} & \frac{\partial G_y}{\partial \psi} \\ \frac{\partial G_z}{\partial X} & \frac{\partial G_z}{\partial Y} & \frac{\partial G_z}{\partial Z} & \frac{\partial G_z}{\partial \theta} & \frac{\partial G_z}{\partial \psi} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \frac{dX}{dt} \\ \frac{dY}{dt} \\ \frac{dZ}{dt} \\ \frac{d\theta}{dt} \\ \frac{d\psi}{dt} \end{pmatrix} \quad (\text{C.24})$$

La dérivation partielle peut être calculée numériquement. Cependant, le MGI que nous avons proposé permet de trouver le MCI analytique. Compte tenu de la relation du MGI de la structure Delta, nous pouvons calculer le MCI de ce mécanisme :

$$\dot{\alpha} = \Gamma(\dot{P}/_{R_1}) \quad (\text{C.25})$$

Pour rappel, dans l'Annexe A, équation (A.19), nous avons traduit le modèle géométrique direct en utilisant la transformation homogène comme suit :

$$P_{/R_0} = {}^0T_1.P_{/R_1} \quad (\text{C.26})$$

Si on exprime cette relation (donc la même transformation) en utilisant la matrice rotation 0A_1 et le vecteur de translation d'origines O_OO_1 (aussi noté OO_1) on peut alors écrire :

$$P_{/R_0} = {}^0A_1.P_{/R_1} + {}^OO_1 \quad (\text{C.27})$$

Alors :

$$\dot{P}/_{R_0} = \frac{d({}^0A_1)}{dt}.P_{/R_1} + {}^0A_1.\dot{P}/_{R_1} + \frac{d({}^OO_1)}{dt} \quad (\text{C.28})$$

Le MCI de la structure Delta : nous avons vu dans le MGI que :

$$\alpha_i = \beta_i - \delta_i \Rightarrow \dot{\alpha}_i = \dot{\beta}_i - \dot{\delta}_i$$

Il faut donc calculer $\dot{\beta}_i$ et $\dot{\delta}_i$.

1) **Calcul de $\dot{\beta}_i$** En dérivant :

$$\tan(\beta_i) = \frac{-z_i}{x_i - r} \quad (\text{C.29})$$

$$(1 + \tan(\beta_i)^2)\dot{\beta}_i = \frac{-\dot{z}_i}{x_i - r} + \frac{z_i}{(x_i - r)^2} \cdot \dot{x}_i \quad (\text{C.30})$$

Connaissant la valeur de $\tan(\beta_i)$ calculée précédemment, cette équation peut être résolue :

$$\dot{\beta}_i = \frac{-\dot{z}_i}{(1 + \frac{z_i^2}{(x_i - r)^2})(x_i - r)} + \frac{z_i \dot{x}_i}{(1 + \frac{z_i^2}{(x_i - r)^2})(x_i - r)^2} \quad (\text{C.31})$$

Finalement :

$$\dot{\beta}_i = -\frac{x_i - r}{(x_i - r)^2 + z_i^2} \dot{z}_i + \frac{z_i}{(x_i - r)^2 + z_i^2} \dot{x}_i \quad (\text{C.32})$$

2) **Calcul de $\dot{\delta}_i$** :

Comme indiqué par le théorème d'El-Kashi :

$$e_i^2 = l_1^2 + A_i B_i^2 - 2l_1 \cdot A_i B_i \cdot \cos(\delta_i) \quad (\text{C.33})$$

Par dérivation et après simplification, nous trouvons :

$$\dot{\delta}_i = \frac{e_i \dot{e}_i - (A_i B_i - l_1 \cdot \cos(\delta_i)) A_i \dot{B}_i}{l_1 A_i B_i \cdot \sin(\delta_i)} \quad (\text{C.34})$$

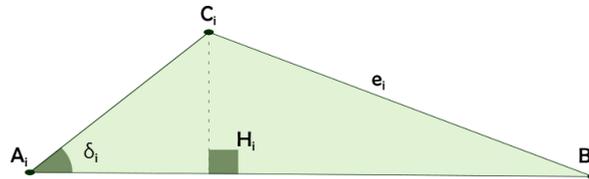


FIGURE C.1 – Triangle $A_i B_i C_i$

D'après la figure C.1, $B_i H_i = A_i B_i - l_1 \cdot \cos(\delta_i)$ et la surface $l_1 A_i B_i \cdot \sin(\delta_i)$ est notée Δ_i :

$$\dot{\delta}_i = \frac{e_i \dot{e}_i - B_i H_i \cdot A_i \dot{B}_i}{\Delta_i} \quad (\text{C.35})$$

Calcul de $e_i \dot{e}_i$:

$$e_i^2 = l_2^2 - y_i^2 \Rightarrow e_i \dot{e}_i = -y_i \dot{y}_i \quad (\text{C.36})$$

Calcul de $A_i \dot{B}_i$:

$$A_i B_i^2 = z_i^2 + (x_i - r)^2 \quad (\text{C.37})$$

$$A_i \dot{B}_i = \frac{\dot{z}_i z_i}{A_i B_i} + \frac{(x_i - r)}{A_i B_i} \dot{x}_i \quad (\text{C.38})$$

Ainsi :

$$\dot{\delta}_i = \frac{-y_i \dot{y}_i + \left(\frac{z_i \dot{z}_i}{A_i B_i} + \frac{(x_i - r)}{A_i B_i} \dot{x}_i \right) \cdot A_i H_i}{\Delta_i} \quad (\text{C.39})$$

Finalement :

$$\dot{\delta}_i = \frac{A_i H_i (x_i - r)}{\Delta_i A_i B_i} \dot{x}_i + \frac{-y_i}{\Delta_i} \dot{y}_i + \frac{z_i \dot{A}_i H_i}{\Delta_i} \dot{z}_i \quad (\text{C.40})$$

En faisant la soustraction $\dot{\beta}_i - \dot{\delta}_i$, on trouve $\dot{\alpha}_i$ et $G \dot{\alpha}_i$:

$$\dot{\alpha}_i = \begin{pmatrix} \left(\frac{z_i}{(x_i - r)^2 + z_i^2} - \frac{A_i H_i (x_i - r)}{\Delta_i A_i B_i} \right)^T \\ -\frac{y_i}{\Delta_i} \\ \frac{-x_i - r}{(x_i - r)^2 + z_i^2} + \frac{z_i A_i H_i}{\Delta_i} z_i \end{pmatrix}^T \begin{pmatrix} \dot{x}_i \\ \dot{y}_i \\ \dot{z}_i \end{pmatrix} \quad (\text{C.41})$$

$$\dot{\alpha}_i = \begin{pmatrix} \left(\frac{z_i}{(x_i - r)^2 + z_i^2} - \frac{A_i H_i (x_i - r)}{\Delta_i A_i B_i} \right)^T \\ -\frac{y_i}{\Delta_i} \\ \frac{-x_i - r}{(x_i - r)^2 + z_i^2} + \frac{z_i A_i H_i}{\Delta_i} z_i \end{pmatrix}^T \quad (\text{C.42})$$

A partir de $\dot{P}_i = A_i \dot{P}$:

$$\dot{\alpha}_i = G_{\alpha_i} A_i \dot{P} \quad (\text{C.43})$$

Finalement :

$$\dot{\alpha} = \begin{pmatrix} G_{\alpha_1} \cdot A_1 \\ G_{\alpha_2} \cdot A_2 \\ G_{\alpha_3} \cdot A_3 \end{pmatrix} \dot{P} = J \cdot \dot{P} \Rightarrow J = \begin{pmatrix} G_{\alpha_1} \cdot A_1 \\ G_{\alpha_2} \cdot A_2 \\ G_{\alpha_3} \cdot A_3 \end{pmatrix} \quad (\text{C.44})$$

Modélisation quasi-statique du robot porte-effecteur à 5 DDL

Les couples T_i transmis par les moteurs aux différentes chaînes cinématiques ont pour rôle de compenser les effets de la gravité sur les organes du robot et de faire que celui-ci réalise ses mouvements demandés, avec l'accélération demandée :

$$T_i = T_{i_g} + T_{i_a} \quad (\text{D.1})$$

Où :

T_i : le couple généré par le moteur i .

T_{i_g} : le couple fourni par le moteur i , nécessaire à compenser la gravité.

T_{i_a} : le couple nécessaire à fournir à chaque articulation i pour que les différents organes respectent les accélérations demandées en l'absence de la gravité.

L'étude suivante établit le modèle quasi-statique de la structure Delta, puis de la structure sérielle. Comme il a été décrit précédemment, pendant l'opération, l'effecteur final se déplace avec une très faible vitesse, ce qui signifie que le couple "d'accélération" est négligeable devant celui créé par la gravité.

Cela étant dit, le couple d'accélération est réduit à $T_{i_a} = J_i \cdot \gamma_i$.

Où :

J_i : est le moment d'inertie du moteur i .

γ_i : l'accélération angulaire de l'arbre moteur i (accélération angulaire du rotor).

Ce fait nous permet d'avoir un modèle simplifié. Les dynamiques relatives de la structure

sérielle et parallèle l'une par rapport à l'autre n'ont pas besoin d'être élaborées, les deux structures peuvent être analysées séparément l'une de l'autre.

L'équation dynamique de chaque moteur (avec q_i pour variable articulaire associée) s'écrit :

$$T_{EL_i} = T_{i_a} + T_{i_g} = J_i \cdot \ddot{q}_i + T_{i_g} \quad (D.2)$$

T_{EL_i} : représente le couple électromagnétique généré par le courant du moteur i .

D.1 Le modèle statique de la structure Delta

Le facteur principal dans cette section est la gravité. Elle s'écrit dans R_0 comme suit :

$$\vec{0}g = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -9.81 \end{pmatrix} \quad (D.3)$$

Et dans R_1 , elle est égale à $\vec{1}g$:

$${}^1g = {}^1A_0 \cdot {}^0g \quad (D.4)$$

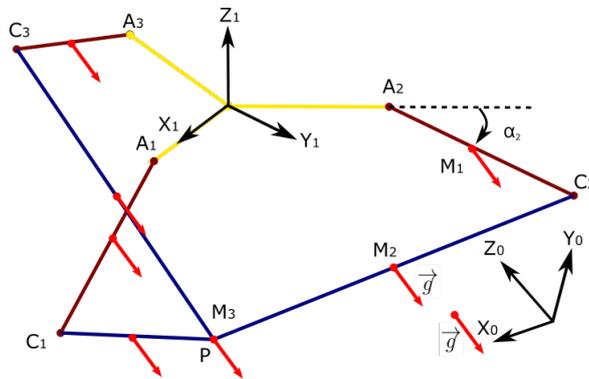


FIGURE D.1 – La gravité par rapport à la structure Delta

Soit d_1 la distance entre l'articulation A_i et le centre de masse de l'avant-bras, le centre de masse des tiges parallèles étant le milieu du segment A_iC_i de longueur l_2 .

Avec :

M_1 : la masse de l'avant-bras l_1 .

M_2 : la masse des barres parallèles l_2 .

M_3 : la masse de la nacelle.

Le fait d'avoir les trois masses M_1 , M_2 et M_3 comme illustré à la Figure D.1, équivaut à avoir les deux masses M_{e1} et M_{e2} liées au coude C_i et au point P respectivement (voir Fig. D.2).

Pour cela :

la masse M_3 est appliquée en P ;

les masses M_2 sont appliquées pour moitié entre P et C_i ;

les masses M_1 sont partagées entre les points A_i (de vitesse nulle) et les coudes C_i .

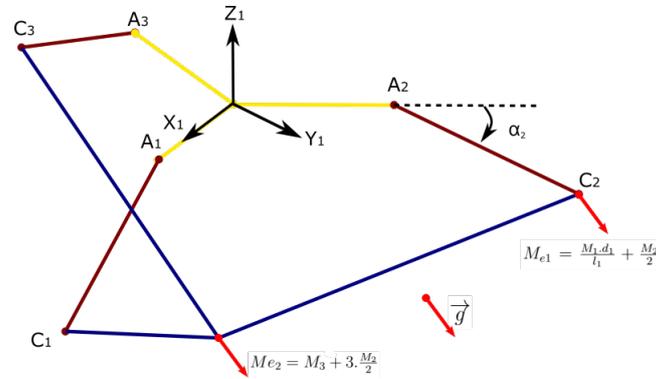


FIGURE D.2 – Masses équivalentes

Avec :

$$M_{e1} = \frac{M_1 \cdot d_1}{l_1} + \frac{M_2}{2} \text{ et } M_{e2} = M_3 + 3 \cdot \frac{M_2}{2}$$

Les forces de gravité dues à ces deux masses sont :

$\vec{N}_i = \vec{1}g \cdot M_{e1}$: appliqué sur le coude C_1 avec $i = 1, 2, 3$. Elles sont égales et notées \vec{N} .

$\vec{Z} = \vec{1}g \cdot M_{e2}$: appliqué au point P .

La force \vec{Z} s'écrit comme somme de trois composantes portées sur les segments parallèles :

$$\vec{Z} = \vec{Z}_{u1} + \vec{Z}_{u2} + \vec{Z}_{u3} \quad (\text{D.5})$$

Étant donné que :

$$\begin{aligned} \vec{Z}_{u1} &= Z_{u1} \cdot \vec{u}_1 \\ \vec{Z}_{u2} &= Z_{u1} \cdot \vec{u}_2 \\ \vec{Z}_{u3} &= Z_{u1} \cdot \vec{u}_3 \end{aligned}$$

avec :

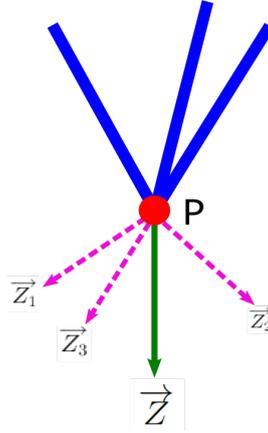


FIGURE D.3 – Les 3 composantes de Z sur la base des vecteurs directeurs des bras du Delta

$$\begin{aligned}\vec{u}_1 &= \frac{\vec{C}_1\vec{P}}{C_1P} \\ \vec{u}_2 &= \frac{\vec{C}_2\vec{P}}{C_2P} \\ \vec{u}_3 &= \frac{\vec{C}_3\vec{P}}{C_3P}\end{aligned}$$

L'équation devient :

$$\vec{Z} = \begin{bmatrix} \vec{u}_1 & \vec{u}_2 & \vec{u}_3 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} Z_{u1} \\ Z_{u2} \\ Z_{u3} \end{pmatrix} \quad (\text{D.6})$$

Les composantes de la force \vec{Z} dans la base unitaire $\begin{bmatrix} \vec{u}_1 & \vec{u}_2 & \vec{u}_3 \end{bmatrix}$ sont bien déterminées :

$$\begin{pmatrix} Z_{u1} \\ Z_{u2} \\ Z_{u3} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \vec{u}_1 & \vec{u}_2 & \vec{u}_3 \end{bmatrix}^{-1} \vec{Z} \quad (\text{D.7})$$

La force totale appliquée sur chaque coude C_1 est :

$$\vec{f}_i = \vec{Z}_{u_i} + \vec{N} \quad (\text{D.8})$$

Chaque coude C_1 appartient à son repère associé R_i .

La force \vec{f}_i s'exprime dans la base des vecteurs directeurs de R_i .

$$\text{Alors } \vec{f}_{i/R_0} = {}^0A_i \cdot \vec{f}_{i/R_i}$$

De plus, chaque avant-bras n'a sa liberté que dans le plan O_{xz_i} , c'est-à-dire la seule composante de \vec{f}_i qui fournit un travail mécanique est f_{ixz} , la composante f_{iy} n'ayant pas d'effet.

$$\vec{f}_{ixz} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot {}^0A_i \vec{f}_i$$

Le couple dû à la gravité, appliqué sur chaque avant-bras i , et exprimé sur les articulations A_i s'écrit :

$$\begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \cdot \overrightarrow{AC_i} \times \overrightarrow{f_{ixz}} \quad (\text{D.9})$$

Finalement :

$$T_{ig} = - \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \cdot \left(\overrightarrow{AC_i} \times \overrightarrow{f_{ixz}} \right) \cdot \frac{1}{231} \quad (\text{D.10})$$

Le produit scalaire vient du fait que le vecteur de couple calculé en (D.9) n'a pas de composante sur le plan O_{xz_i} , mais une seule composante sur l'axe des y qui a effet sur l'avant-bras.

Le signe moins a été introduit parce que le couple fourni à l'articulation i s'oppose au couple de gravité.

Le nombre 231 représente le rapport de réduction entre la vitesse moteur et la vitesse de l'avant-bras. Il représente de la même façon le coefficient de réductions entre les couples extérieurs au mécanisme et les couples appliqués au rotor du moteur.

D.2 Le modèle dynamique de la structure sérielle

La gravité n'a aucun effet sur la cinquième articulation (précession ψ), alors $T_{5g} = 0$.

Considérant que la gravité affecte le quatrième effecteur, associé à la nutation θ autour d'un axe horizontal, principalement par la masse de l'effecteur terminal M_3 et la masse du curseur M_4 comme illustré à la figure D.4, le couple généré au point O est :

$$C = ((R - z_1) \cdot M_3 + R \cdot M_4) \cdot \sin(\theta) \quad (\text{D.11})$$

Le couple dû aux masses des chaînes cinématiques peut être introduit dans l'équation précédente comme suit (voir plus haut la notion de masse équivalentes) :

$$C = g \cdot ((R - z_1) \cdot (M_3 + 3 \cdot \frac{M_1 + M_2}{2}) + R \cdot (M_4 + 3 \cdot \frac{M_1 + M_2}{2})) \cdot \sin(\theta) \quad (\text{D.12})$$

Le travail mécanique fourni par la poulie est le même que celui d'un actionneur générant un couple C , hypothétiquement placé au centre O et qui provoquerait la rotation θ de l'effecteur sur son arc.

Soit C_p le couple généré par la poulie ;

Soit $d\theta_p$ l'angle dont a tourné cette poulie et $d\theta$ l'angle dont a tourné l'effecteur sur son arc ;

Soit W_p le travail fourni par cette poulie, alors :

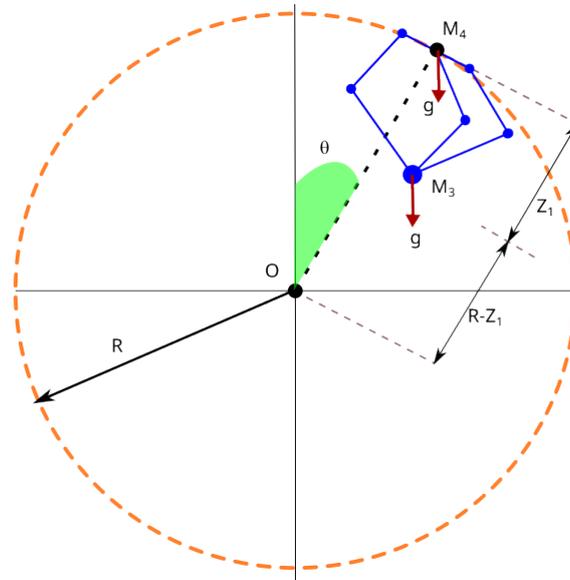


FIGURE D.4 – Les forces substantielles qui génèrent T_{4g}

$$W_p = C_p \cdot d\theta_p = C \cdot d\theta$$

Puisqu'il n'y a pas de glissement entre la poulie et l'arc (voir Fig. D.5), alors :

$$d\theta = d\theta_p \cdot \frac{R_p}{R}$$

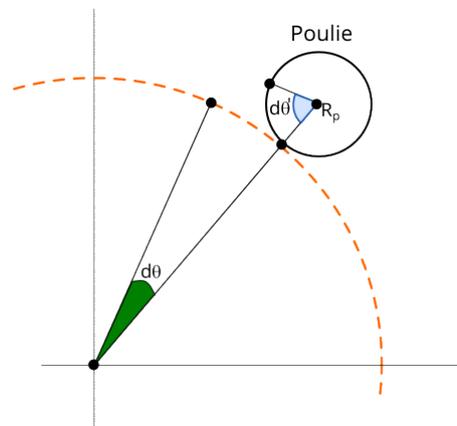


FIGURE D.5 – Roulement de la poulie sur le demi-arc

Ainsi :

$$C_p = C \cdot \frac{R_p}{R}$$

Enfin, le couple fourni par le moteur 4 lié à la poulie est :

$$T_{4g} = \frac{C_p}{231}$$

Cela donne que :

$$T_{4g} = g \cdot \left((R - z_1) \cdot \left(M_3 + 3 \cdot \frac{M_1 + M_2}{2} \right) + R \cdot \left(M_4 + 3 \cdot \frac{M_1 + M_2}{2} \right) \right) \cdot \sin(\theta) \frac{R_p}{231 \cdot R} \quad (D.13)$$



FIGURE D.6 – Relation entre la rotation de la poulie et le paramètre articulaire θ

Concepción y realización de un manipulador robótico para el guiado de una sonda magnética destinada a la administración de medicamentos en la cóclea

Resumen :

El tratamiento de los trastornos del oído interno sigue siendo una operación difícil de realizar debido a las barreras anatómicas que impiden el acceso a los órganos a tratar. La asistencia robótica es un enfoque prometedor. El uso de nanopartículas magnéticas, capaces de acceder al oído interno sin dañarlo, conduce a una administración de medicamento centrada y eficaz en la cóclea. Se han realizado múltiples investigaciones en el tema del control de partículas en el cuerpo humano mediante el uso de campos magnéticos. Presentamos una combinación de un sistema micro-macro basado en 4 imanes permanentes que fue diseñado y realizado para controlar eficazmente la trayectoria de partículas a distancia, a lo largo de la cóclea. La particularidad del efector desarrollado es su capacidad para crear una zona de convergencia de fuerzas magnéticas donde las nanopartículas pueden ser empujadas y/o haladas. Dos robots manipuladores fueron desarrollados y prototipados teniendo cada uno, respectivamente, una arquitectura de 3 GDL basada en un punto remoto de movimiento (RCM, por sus siglas en inglés) y un híbrido de 5 GDL (manipulador en serie y posicionador tipo Delta), permitiendo el posicionamiento y la orientación del manipulador en el espacio alrededor de la cabeza de un paciente.

Palabras clave : Robótica médica, Cóclea, Accionamiento magnético, sistema micro/macro, Nanopartículas

تصميم وبناء روبوت آلي لتوجيه مسبار مغناطيسي مخصص لتوصيل الأدوية في القوقعة

ملخص :

معالجة اضطرابات الأذن الداخلية لا تزال عملية صعبة بسبب الحواجز العضوية التي تمنع الوصول إلى الأعضاء المراد معالجتها. يبدو الدعم الروبوتي مقاربة واعدة. استخدام النانوجسيمات المغناطيسية، التي يمكنها الوصول إلى الأذن الداخلية دون إلحاق الضرر بها، يؤدي إلى إدارة فعالة ومستهدفة للأدوية في القوقعة. تم إجراء العديد من الأبحاث حول موضوع التحكم في الجسيمات المغناطيسية داخل جسم الإنسان باستخدام مصادر مغناطيسية. نقدم هنا مزيجاً من نظام ميكروماكرو يستند إلى مغناطيسات دائمة تم تصميمه وتنفيذه للتحكم بشكل فعال في تنقل الجسيمات عن بعد في جميع أنحاء القوقعة. والخصوصية في الأداة المطورة هي قدرتها على إنشاء منطقة اندماج قوى مغناطيسية حيث يمكن دفع النانوجسيمات. تم تطوير وتصميم روبوتين، ويتميز كل منهما على التوالي ببنية ذات محور حركة مركزي عن بعد بثلاث درجات حرية، وبنية مختلطة بخمس درجات حرية (حامل سلسلي وموضع من نوع دلتا) مما يسمح بتحديد موضع واتجاه المغناطيسات في الفضاء حول رأس المريض.

الكلمات الدالة : الروبوتات الطبية، التشغيل المغناطيسي، النظام ميكرو الجسيمات النانوية المغناطيسية، القوقعة.

Manel ABBES

Conception et réalisation d'un manipulateur robotique pour le guidage d'une sonde magnétique dédiée à l'administration de médicaments dans la cochlée

Résumé :

Le traitement des troubles de l'oreille interne reste une opération difficile à pratiquer en raison des barrières anatomiques qui s'opposent à l'accès aux organes à traiter. L'assistance robotique semble être une approche prometteuse. L'utilisation de nanoparticules magnétiques, capables d'accéder à l'oreille interne sans l'endommager, conduit à une administration ciblée et efficace de médicaments dans la cochlée. Plusieurs recherches ont été menées sur la thématique du contrôle de particules magnétiques dans le corps humain via l'utilisation de sources magnétiques. Nous présentons une combinaison d'un système micro-macro à base de 4 aimants permanents qui a été conçue et réalisée, afin de contrôler efficacement la navigation des particules à distance, dans toute la cochlée. La particularité de l'effecteur développé est sa capacité à créer une zone de convergence de forces magnétiques où les nanoparticules peuvent être poussées/tirées. Deux robots manipulateurs ont été développés et prototypés, ayant respectivement une architecture à RCM à 3 DDL et une architecture hybride à 5 DDL (porteur sériel et positionneur de type Delta), permettant le positionnement et l'orientation de l'effecteur dans l'espace autour de la tête d'un patient.

Mots clés : Robotique médicale, Cochlée, Actionnement magnétique, système micro/macro, Nanoparticules magnétiques.

Design and realization of a robotic manipulator for magnetic probe guidance dedicated to inner ear drug delivery

Abstract :

Inner ear disorders' treatment remains challenging due to anatomical barriers. Robotic assistance seems to be a promising approach. The use of magnetic nanoparticles, able to access the inner ear without damaging it, leads to an efficient targeted drug delivery into the cochlea. Several researches have been carried out on the theme of nanoparticles' control in the human body via the use of magnetic sources. We present a combination of a micro-macro system based on 4 permanent magnets that has been designed and realized, in order to effectively control the navigation of magnetic particles remotely, throughout the cochlea. The particularity of the developed effector, is its ability to create a convergence zone of magnetic forces where the nanoparticles can be pushed/pulled. Two manipulator robots have been developed and prototyped, having respectively a serial architecture based on a RCM mechanism (3DOF) and a hybrid architecture, serial carrier and Delta type positioner (5DOF), allowing the positioning and orientation of the latter in the 3D space around a patient's head.

Keywords : Medical robotics, Cochlea, Magnetic actuation, Micro/macro system, Magnetic nanoparticles.