HAL
open science

Étude d'un robot d'assistance pour la chirurgie endoscopique otologique et sinusienne

Guillaume Michel

▶ **To cite this version:**

Guillaume Michel. Étude d'un robot d'assistance pour la chirurgie endoscopique otologique et sinusienne. Robotique [cs.RO]. Ecole Centrale de Nantes, 2021. Français. NNT : . tel-03377490v1

HAL Id: tel-03377490

https://hal.science/tel-03377490v1

Submitted on 9 Sep 2021 (v1), last revised 14 Oct 2021 (v2)

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.

THÈSE DE DOCTORAT DE

L'ÉCOLE CENTRALE DE NANTES

ÉCOLE DOCTORALE N° 602
Sciences pour l'Ingénieur
Spécialité : *Robotique-Mécanique*

Par
Guillaume MICHEL

Étude d'un robot d'assistance pour la chirurgie endoscopique otologique et sinusienne

Thèse présentée et soutenue à Nantes, le 7 juillet 2021
Unité de recherche : UMR 6004, Laboratoire des Sciences du Numérique de Nantes (LS2N)

Rapporteurs avant soutenance :

Philippe POIGNET	Professeur des universités, Université de Montpellier
Valérie FRANCO VIDAL	Professeure des universités/Praticien hospitalier, CHU de Bordeaux

Composition du Jury :

Présidente :	Caroline CAO	Professeure des universités, IMT Atlantique, Brest
Examinateurs :	Med Amine LARIBI	Maître de conférences HDR, Université de Poitiers
	Laurence NOUAILLE	Maître de conférences, Université d'Orléans
Dir. de thèse :	Damien CHABLAT	Directeur de recherche, École Centrale de Nantes
Co-dir. de thèse :	Philippe BORDURE	Professeur des universités/Praticien hospitalier, CHU Nantes

Remerciements

Ce travail de thèse a débuté il y a quatre ans, et aurait pu ne pas voir le jour sans l'enthousiasme immédiat de mes deux directeurs de thèse.

Ainsi, je souhaite remercier avant tout Damien Chablat, qui a fait vivre ce projet depuis le début par son engagement, son expérience et ses conseils. Bien au-delà, par sa gentillesse et sa patience infinies, il a su diriger ce travail, l'enrichir de ses compétences ou de celles de ses pairs, me faire découvrir le monde de la robotique lors de multiples séances de cours individuels. Je ne crois pas avoir déjà rencontré quelqu'un d'aussi proche et disponible pour ses étudiants. Sans lui, cette thèse n'aurait tout simplement pas débuté ; parce qu'il a porté le travail bien sûr. Mais aussi parce qu'il a, par exemple, lancé les démarches administratives initiales à ma place, alors que je vivais de douloureux moments familiaux. Cela en dit long sur son humanisme et je ne l'oublierai jamais.

Je veux ensuite remercier Philippe Bordure, mon co-directeur de thèse et mentor chirurgical en otologie. C'est grâce à sa curiosité et son expertise que nous avons imaginé ensemble ce que pourrait être ce sujet de thèse en collaboration avec l'école Centrale. Il a ensuite toujours suivi ce projet, apporté son temps et ses compétences pour faire avancer ce travail. Au-delà de cette thèse, je le remercie de m'avoir un jour fait confiance pour suivre dans ses pas l'apprentissage exigeant de la chirurgie oto-neurologique. J'espère être digne de cette confiance.

Je remercie les membres du jury d'avoir accepté de juger ce travail, et particulièrement Med Amine Laribi, qui depuis la première année m'a apporté ses conseils avisés lors des comités de suivi individuels.

Je remercie toutes les personnes qui ont contribué de près ou de loin à cette thèse, car il faut souligner la diversité des profils qui ont collectivement travaillé sur ce projet ; ce travail est aussi le leur :

— Pierre Schegg et Félix Péchereau, les premiers étudiants de Centrale à avoir planché sur le sujet,

— Manon Dreux et Léa Ginzburg, impliquées dans la difficile veille de brevets,

— Elise Olivier et toute l'équipe du cluster FAME, qui nous ont aidé et soutenu depuis le début,

— Arnaud Tanguy et son équipe de la SATT Ouest Valorisation, pour leur soutien exceptionnel,

— Justine Itier, Elsa Lebas et Carèle Fédronie, de la société Alcimed

— Durgesh Salunkhe, qui a brillamment travaillé sur l'optimisation ; il s'est approprié le sujet, et a beaucoup compté dans cette thèse : sur le plan intellectuel mais aussi amical. Je mesure la chance de l'avoir rencontré et d'avoir bénéficié de ses conseils et de ses enseignements (pas seulement autour d'un échiquier),

— Aurèle Dalibot, André D'Elbreil et Thomas Grébaut, qui ont oeuvré sur le contrôle par suivi d'image,

— Swaminath Venkateswaran et Ranjan Jha, qui ont aidé à la rédaction d'article issu de la thèse.

Cette liste de personnes est par nature incomplète, car cette thèse n'est pas l'aboutissement du projet. Elle n'est que l'étape d'une longue et étroite collaboration, je le souhaite. La preuve en est, l'implication déjà de nouvelles équipes qui poursuivent ce travail, de Kaarventhan Kavindapadi Sakthivel, actuel étudiant en master, à Eric Elmlas et son équipe de Kickmaker pour la maturation du projet.

Je remercie également Olivier Malard, qui a toujours compté depuis mes débuts chirurgicaux, et qui encore aujourd'hui, bien qu'éloigné de cette thèse, sait me soutenir et me conseiller avec rigueur et bienveillance.

Je remercie mes amis, de Grenoble comme de Nantes, que je ne peux tous citer ici mais qui savent combien ils comptent pour moi.

Je remercie bien sûr toute ma famille, et tout spécialement ma mamie, qui tient une place particulière dans mon coeur ; mes beaux-parents, mon frère, ma maman et mon papa, toujours solides et aimants, qui m'encouragent et me soutiennent sans relâche.

Enfin, je remercie tout particulièrement ma femme Florence, qui rend la vie belle et l'avenir radieux.

Je dédie cette thèse à mes enfants adorés, Agathe et Victor et ... Mon coeur bat pour eux.

MERCI

Notations

$\mathcal{D}$ espace de configuration

κ conditionnement

v_e ellipsoïde de limitation minimale

κ_g^{-1} index de conditionnement global

$\mathbf{q_i}$ vecteur articulaire

$\mathbf{J}$ matrice jacobienne

$\mathcal{O}$ espace d'optimisation

$\mathcal{K}$ espace opérationnel

$\mathbf{x}$ vecteur opérationnel

κ^{-1} conditionnement inverse

$\boldsymbol{SE}(\mathbf{3})$ groupe spécial Euclidien de dimension 3

$\boldsymbol{SO}(\mathbf{3})$ groupe spécial orthogonal de dimension 3

Abréviations

CAE Conduit Auditif Externe

CAO Conception Assistée par Ordinateur

CHU Centre Hospitalier Universitaire

DCA Décomposition cylindrique algébrique

DDL Degrés de Liberté

DE Evolution Différentielle

GA Algorithmes Génétiques

MGI modèle géométrique inverse

MOEA/D Algorithme évolutionnaire multi-objectifs basé sur la décomposition

MOO Optimisation Multi-Objectifs

NM Nelder-Mead

NSGA-II Algorithme Génétique Elitiste et Non Dominé Evolué

PSO Optimisation par Essaims Particulaires

RCM Remote Center of Motion

RR Revolute-Revolute

SS Spherical-Spherical

US Universal-Spherical

vaf Facteur d'amplification de vitesse

Table des figures

1.1 Comparaison du nombre d'instruments utilisables simultanément sous microscope et sous endoscope. 22

2.1 Vue schématique de l'oreille [1]. 26

2.2 Coupes horizontale (A) et frontale (B) du conduit auditif externe [2]. 1= pavillon ; 2= Conduit Auditif Externe (CAE) ; 3= caisse du tympan. . . . 28

2.3 Membrane tympanique et chaîne ossiculaire [3]. 29

2.4 Schémas de la caisse du tympan [3]. 30

2.5 Schéma simplifié de l'oreille interne [4] 31

2.6 Champ de vision selon l'utilisation du microscope *(à gauche)*, souvent élargi par un fraisage mastoïdien *(au centre)*, par rapport à l'endoscopie *(à droite)* [5]. 32

2.7 Vues per-opératoires de la zone du stapes, sous microscope (à gauche) et sous endoscope (à droite). 33

2.8 Comparaison des zones anatomiques visualisées *en orange* ou non *en bleu* selon l'utilisation de microscope ou d'endoscopes de différentes angulations [6]. 33

2.9 Nombre de publications selon le type d'utilisation de l'endoscopie en chirurgie de l'oreille lors des quarante dernières années [5]. 34

2.10 Sinus paranasaux et fosses nasales [3]. 35

2.11 Paroi latérale de la fosse nasale gauche [7]. 1. Méats des cellules ethmoïdales postérieures ; 2. Cornet suprême ; 3. Cornet supérieur ; 4. Cornet moyen ; 5. Cornet inférieur ; 6. Bulle ethmoïdale ; 7. Canal naso-frontal ; 8. Méats des cellules unciformiennes ; 9. Méats des cellules méatiques : 10. Ostium du sinus maxillaire ; 11. Orifice du canal lacrymal. 37

2.12 Coupe frontale passant par le sinus maxillaire, permettant de visualiser ses rapports avec le globe oculaire en haut et les racines dentaires en bas [8]. 38

2.13 Vue sagittale d'un endoscope éclairant l'ostium du sinus sphénoïdal [7]. . 39

3.1 Espace de travail schématique d'une oreille droite en position opératoire. L'espace de travail théorique a été maximisé (surface hachurée) puis une approximation géométrique obtenue (cylindre et cône tronqué). Les dimensions maximales ont été estimées d'après données scanographiques [9]. . . 45
3.2 Modélisation tri-dimentionnelle de la caisse du tympan d'un rocher droit à partir de scanner, dans l'axe d'utilisation de l'endoscope. 46
3.3 Schéma de l'espace de travail incluant oreille externe et oreille moyenne, d'après 36 scanners de rocher au Centre Hospitalier Universitaire (CHU) de Nantes. 47
3.4 Valeurs de l'espace de travail de l'oreille, avec distribution normale (r^2=0.987) 48
3.5 Espace de travail pour la chirurgie de la base du crâne par voie endonasale (à gauche) et ses volumes d'après scanner (à droite), d'après Burgner [10]. 50
3.6 Diagramme du plan pivot d'après Eichhorn[11]. Le point pivot est représenté à l'entrée des fosses nasales, ainsi que les rotations et translations autour de ce point pivot. 51
3.7 Analyse du centre de rotation de l'endoscope dans la chirurgie endonasale, d'après Trevillot et al [12]. 52
3.8 Volume incluant les centres de rotation des endoscopes 30° et 45° lors de chirurgies endonasales [13]. *FOV : Field of View*. 53
3.9 Schéma de l'espace de travail du massif facial, d'après 23 scanners des sinus au CHU de Nantes. 55
3.10 Placement de l'oreille par rapport à la table opératoire, en position optimale (à gauche) et défavorable (à droite). 57
3.11 Variations de positions de la tête lors d'une chirurgie endonasale. *Axe de la table en bleu, axe d'insertion de l'endoscope en vert compris entre* 9° *et* 40°. 57
3.12 Visualisation des mouvements de l'endoscope dans la représentation azimut-inclinaison 58
3.13 La représentation polaire des angles azimutaux d'inclinaison 59
3.14 Comparaison de l'espace de travail souhaité dans la représentation des angles d'Euler (en bleu) et dans la représentation azimut-inclinaison (en rouge). 60

4.1 Robot industriel Kuka proposé pour le fraisage mastoïdien dans la chirurgie d'implant cochléaire [14]. 65

4.2 Logiciel de contourage de la zone de fraisage du système OTOBOT [15]. . 66
4.3 Système de fraisage attaché au crâne du patient, avec étape de contourage de la zone à fraiser sur scanner per-opératoire [16]. 67
4.4 Robot Microtable pour le fraisage mastoïdien [17]. 68
4.5 Robot parallèle développé pour le fraisage mastoïdien dans la chirurgie de l'implant cochléaire [18]. 68
4.6 Système "Smart Micro-Drill", utilisé pour le fraisage de la cochlée avec arrêt automatique lorsqu'il n'y a plus d'os [19]. 69
4.7 A. Image per-opératoire d'une mastoïdectomie réalisée avec le robot Da Vinci. B. Scanner du rocher en coupe coronale montrant plusieurs structures anatomiques à respecter. C. Capture de l'écran du robot Da Vinci tel que visualisé par le chirurgien, avec structures anatomiques apparaissant sur l'écran [20]. 70
4.8 Robot HEARO en salle de chirurgie, avec système de tracking optique, à gauche. Coupes axiales de scanners montrant un implant posé par voie conventionnelle (au milieu) et par voie robotisée (à droite) [21]. 71
4.9 Robot MMTS avec commande joystick pour la mise en place de prothèse ossiculaire [22]. 71
4.10 Robot Steady-Hand, développé par l'université Johns Hopkins, pour la micro-chirurgie [23]. 72
4.11 Système Robotol, conçu pour la chirurgie de l'oreille moyenne et de l'oreille interne. Source : Collin Medical. 73
4.12 Porte-endoscope Endofix Exo, commercialisé par AktorMed GmbH, Allemagne. 75
4.13 Endoscope miniature robotisé permettant une inspection de l'oreille moyenne en passant par la trompe d'Eustache [24] 75
4.14 Robot porte-endoscope compatible avec une navigation IRM simultanée [25]. 78
4.15 Robot porte endoscope de Fisher et al [26], spécifiquement dédié à la chirurgie endonasale, avec commande par deux joysticks. 79
4.16 Prototype Surgidelta utilisé en salle d'opération, avec système d'aspiration et de lavage intégré (flèche noire) [13]. 80
4.17 Comparaison de différents systèmes robotiques en chirurgie endonasale à un stade préclinique [12]. 80
4.18 Robot FREE, porte-endoscope pour la chirurgie endonasale [27]. 82

4.19 Endoscope Robot, de la société Medineering, (A) Vue du système porte endoscope, adapté sur le bras de positionnement, (B) Pédale de contrôle, avec joystick situé dans sa partie supérieure, (C) Chirurgie endonasale à deux mains assistée par le robot porte-endoscope [28]. 84
4.20 Robot dédié à la chirurgie du sinus maxillaire, associant endoscope et pince à biopsie [29]. 86
4.21 Robot à deux canules actives pour la chirurgie de la base du crâne par voie endonasale, contrôlé par deux interfaces haptiques [10]. 87
4.22 Diagramme bête à corne 89
4.23 Diagramme pieuvre définissant les interactions du système. 90
4.24 Tableau des fonctions principales et contraintes définies pour le robot. . . 91
4.25 Mécanisme avec centre de rotation déporté, basé sur une structure parallélogramme. Le mouvement du moteur (M) est transmis exactement à l'outil (I) au niveau du centre virtuel (FP), permettant de repousser le système à distance du patient [13]. 96
4.26 Architecture du robot Da Vinci, Intuitive Surgical Inc. 97
4.27 Structure robotique *Curved RCM Robot Arm* 98
4.28 Schéma d'une plate-forme sphérique issue de la chirurgie laparoscopique [30] 99
4.30 Détails de l'oeil agile à deux degrés de libertés avec un offset [31]. 101
4.31 Brevets de robots sphériques. 104
4.32 Brevets de robots avec centre de rotation déporté. 104
4.33 Brevets de robots chirurgicaux. 105
4.34 Brevets d'instruments chirurgicaux avec structure sérielle (à gauche) et parallèle (à droite). 105
4.35 Nombre de brevets en fonction des années. 106
4.36 vue de profil de l'architecture du robot porte endoscope, d'après [32]. *Axe de translation en pointillés rouge.* 107
4.37 Système de translation, tel que présenté dans le brevet déposé [32] 108
4.38 Marché des dispositifs endoscopiques et applications cliniques principales. 111
4.39 Nombre de chirurgies endoscopiques en chirurgie otologique, sinusienne et neurochirurgicale, comparées à la coelioscopie *Sources : HAS, Observatoire de la Santé.* 111
4.40 Positionnement de notre système robotique en chirurgie otologique. . . . 113
4.41 Positionnement de notre système robotique en chirurgie endonasale. . . . 114

4.42 Positionnement de notre système robotique en neurochirurgie. 116

5.1 Trois variations de l'architecture proposée, en modifiant les ordres et placements des articulations. 122
5.2 Rendus graphiques utilisés pour la comparaison de taille dans le premier questionnaire. 124
5.3 Rendus graphiques utilisés pour la comparaison de taille dans le second questionnaire. 124
5.4 Réponses des utilisateurs à propos des caractéristiques prioritaires du futur robot. 128
5.5 Mécanisme à centre de rotation déporté dans sa position *home* et sa localisation à proximité du patient. 130
5.6 Lieux des singularités dans l'espace de travail du mécanisme sphérique, avec quatre aspects. Le rouge représente le lieu des singularités, et le bleu représente la bordure de la forme régulière de l'espace de travail 132
5.7 Lieux des singularités et aspects dans l'espace de travail pour trois ensembles de paramètres où chaque couleur représente un aspect donné. . . 133
5.8 Lieux des singularités à partir des paramètres définis dans le Tableau 5.1, où la courbe bleue est la limite de l'espace de travail souhaité. 134
5.9 Ensemble de solutions obtenues par la Décomposition cylindrique algébrique (DCA). 135
5.10 Espace de travail (a) et espace articulaire (b) sans point cusp avec la limite de l'espace de travail souhaité et son image dans l'espace articulaire pour $h = 0$, $r = 1$ et $f = 1/10$ 135
5.11 Espace de travail (a) et espace articulaire (b) avec 8 points cusps à la limite de l'espace de travail souhaité et son image dans l'espace articulaire pour $h = r = f = 1$ 136
5.12 Trajectoire encerclant un point cusp dans l'espace articulaire (a) et son image dans l'espace de travail (b). 137
5.13 Rendu graphique des deux cas étudiés en position maison et pour $\alpha = \pm 75°$ avec la plate-forme mobile en rouge et $\mathbf{n}$ la normale à la plate-forme mobile. 139
5.14 Le paramétrage général des variations 2U<u>P</u>S-U et 2<u>P</u>US-U. 141
5.15 Les repères initiaux des articulations d'une des jambes. 143
5.16 Les 4 points d'intersections des solutions géométriques inverses possibles. 145
5.17 Singularité d'actionnement dans la variation 2<u>P</u>US-U. 146

5.18 Espace de travail divisé en 4 aspects. Nous ne pouvons utiliser qu'un des aspects pour un espace de travail T - parcourable. 147
5.19 Exemples de rotules 148
5.20 Les différents trajets de déplacement d'un axe en représentation d'inclinaison-torsion. 149
5.21 Différentes positions du mécanisme dans la représentation d'Euler 150
5.22 Représentation géométrique de la correspondance induite par la matrice **J**. 156
5.23 Interprétation géométrique avec l'hypothèse de $\|\dot{q}\| \leq 1$ 158
5.24 Interprétation géométrique avec des contraintes indépendantes. 158
5.25 Illustration de la distance de la limite articulaire. 160
5.26 Les *aspects* de l'espace $\mathcal{K}$ selon différents cas. 162
5.27 Articulations prismatiques et la relation entre ρ_{min} et ρ_{max} 162
5.28 Comparaison de l'espace de travail souhaité (en blanc) dans le W_s pour différentes gammes d'actionneurs. Les parties rouge et bleu représentent les violations dues aux longueurs des actionneurs des jambes 1 et 2 respectivement. 163
5.29 Différentes définitions d'une même architecture, en variant le nombre des variables d'optimisation. A gauche, aucune variable n'est fixée pour la position des articulations. A droite, nous supposons des longueurs égales, une symétrie et des jambes perpendiculaires. 164
5.30 Les articulations inférieures et supérieures de chaque jambe peuvent être placées dans les espaces cylindriques représentés en bleu et en vert. . . . 165
5.31 Exemple d'une opération sur un simplexe dans un $\mathcal{O}$ à 2 dimensions. . . 167
5.32 Actionneur et les points discrétisés pour le calcul de collision (à droite). . 170
5.33 Illustration de la récompense binaire pour l'espace de travail souhaité. . . 170
5.34 Illustration de la récompense biaisée pour l'espace de travail souhaité (les points autour du centre reçoivent une pondération plus élevée). 171
5.35 Comparaison entre un échantillonage aléatoire et un échantillonage à faible dicrépance d'un hypercube de dimension 2 [33] 177
5.36 Organigramme pour un démarrage unique de la méthodologie d'optimisation. 180
5.37 Flowchart pour la méthodologie d'optimisation complète. 181
5.38 Paramètres à optimiser du mécanisme 2U<u>P</u>S-U. 182
5.39 Exemple de diagramme schématique du mécanisme 2U<u>P</u>S-U. 183

5.40 Exemple de l'espace opérationnel avec violation de contraintes (à gauche) et heat map pour l'index de performance (à droite). 183
5.41 Résultats pour l'un des meilleurs optima locaux acquis tout en maximisant le conditionnement global 184
5.42 Résultats pour la plus grande gamme d'actionneurs implémentée. 185
5.43 Résultats pour la meilleure gamme d'actionneurs implémentée. 186
5.44 Tracé schématique pour le mécanisme optimisé pour l'indice de performance global, et heatmap de l'évaluation. 190
5.45 Tracé schématique pour le mécanisme optimisé pour le facteur d'amplification de vitesse, et heatmap de l'évaluation. 190
5.46 Cycle de fonctionnement du programme de suivi d'image. 192
5.47 Image per opératoire d'une canule d'aspiration avec strap, sous endoscopie, sans masquage (en haut) puis avec masquage (en bas). 193
5.48 Interface de suivi avec les deux masks pour chaque couleur. 195
5.49 Comparaison du mask sans (à gauche) et avec le filtre médian (à droite). 196
5.50 Illustration du fonctionnement de l'algorithme du Mean Shift. *Source : OpenCV*. 197
5.51 Tracking d'une voiture avec la fonction Mean Shift (à gauche) et CamShift (à droite). 198
5.52 Chirurgie endoscopique, avec cadre factice (en violet) et cadre de suivi CamShift (en bleu). 199

Sommaire

1 Introduction **21**

2 État de l'art de la chirurgie otologique et sinusienne **25**

2.1 Introduction 25

2.2 Anatomie de l'oreille 25

2.2.1 Oreille externe 26

2.2.2 Oreille moyenne 27

2.2.3 Oreille interne 30

2.3 Chirurgie endoscopique de l'oreille 31

2.4 Anatomie du massif facial 35

2.4.1 Fosses nasales 36

2.4.2 Sinus maxillaire 36

2.4.3 Sinus ethmoïdal 38

2.4.4 Sinus frontal 39

2.4.5 Sinus sphénoïdal 39

2.5 Chirurgie endonasale 40

2.6 Conclusion 42

3 Espaces de travail **43**

3.1 Introduction 43

3.2 Espace de travail dans la chirurgie de l'oreille 43

3.2.1 Matériels et Méthodes 45

3.2.2 Résultats 47

3.3 Espace de travail dans la chirurgie endonasale 49

3.3.1 Matériels et Méthodes 52

3.3.2 Résultats 54

3.4 Position du robot par rapport à l'espace de travail 56

3.5 Conclusion 61

4 Introduction d'un nouveau robot en ORL 63
4.1 Introduction 63
4.2 État de l'art des robots en chirurgie otologique et sinusienne 64
4.2.1 Robots en otologie 64
4.2.1.1 Robots de fraisage mastoïdien 64
4.2.1.2 Robots de chirurgie ossiculaire ou d'implantation cochléaire 70
4.2.1.3 Robots porte-endoscope 73
4.2.2 Robots en chirurgie endonasale 76
4.2.2.1 Robots porte-endoscope 77
4.2.2.2 Robots manipulateurs en chirurgie endonasale 85
4.2.3 Synthèse de la revue de la littérature 86
4.3 Analyse fonctionnelle 87
4.3.1 Analyse fonctionnelle externe 88
4.3.1.1 Diagramme bête à corne 88
4.3.1.2 Diagramme pieuvre 89
4.3.1.3 Fonctions du système 90
4.3.2 Proposition de solutions 92
4.3.2.1 Analyse des différentes modalités de fixation 92
4.3.2.1.a Au sol 92
4.3.2.1.b Au plafond 92
4.3.2.1.c A la table d'opération 92
4.3.2.1.d Sur le patient 93
4.3.2.1.e Sur le chirurgien 93
4.3.2.1.f Synthèse des possibilités de fixation 93
4.3.2.2 Analyse des différentes modalités de contrôle 94
4.3.2.2.a Commande vocale 94
4.3.2.2.b Manipulation par une tierce personne 94
4.3.2.2.c Contrôle à l'aide d'une pédale ou d'un joystick . . 94
4.3.2.2.d Contrôle par mouvement de la tête 95
4.3.2.2.e Utilisation d'un mode transparent 95
4.3.2.2.f Suivi d'un instrument chirurgical 95
4.3.2.2.g Synthèse des possibilités de contrôle 95
4.3.2.3 Analyse des différentes architectures 96
4.3.2.3.a Principe du Remote Center of Motion (RCM) . . 96

4.3.2.3.b Architectures sérielles 97
4.3.2.3.c Architectures parallèles 98
4.3.2.3.d Oeil agile 100
4.3.2.3.e Synthèse des catégories d'architecture 101
4.4 Veille des brevets 102
4.4.1 Méthodologie de recherches de brevet 102
4.4.2 Etat de l'art des brevets 103
4.4.3 Synthèse de la veille de brevets 106
4.5 Dépôt de brevet 107
4.5.1 Translation de l'endoscope 107
4.5.2 Association parallélogramme et oeil agile 109
4.5.3 Synthèse du dépôt de brevet 109
4.6 Etude de marché 109
4.6.1 Opportunités de marché 110
4.6.1.1 Oto-endoscopie 110
4.6.1.2 Chirurgie endonasale 112
4.6.1.3 Neurochirurgie 114
4.6.1.4 Orthopédie 116
4.6.1.5 Synthèse des opportunités de marché 117
4.6.2 Retours des industriels 118
4.6.3 Synthèse de l'étude de marché 119
4.7 Conclusion 120

5 Conception du nouveau robot pour l'ORL 121
5.1 Introduction 121
5.2 Choix de l'architecture 122
5.2.1 Conception centrée sur l'utilisateur 123
5.2.1.1 Matériels et méthodes 123
5.2.1.2 Résultats 126
5.2.2 Étude d'un mécanisme à centre de rotation déporté pour tenir un endoscope [34] 129
5.2.2.1 Équations cinématiques 129
5.2.2.2 Analyse des singularités et d'espace de travail 131
5.2.2.3 Paramètres de conception pour l'espace de travail souhaité 132

5.2.2.4 Exemple 1 : $h = 0$, $r = 1$ et $f = 1/10$ 134
5.2.2.5 Exemple 2 : $h = r = f = 1$ 136
5.2.2.6 Discussions 137
5.2.2.7 Conclusion de l'étude de ce mécanisme à centre de rotation déporté [34] 138
5.2.3 Variations autour du mécanisme proposé 140
5.2.3.1 Modèle géométrique inverse 140
5.2.3.1.a Modèle géométrique inverse : variation 2U<u>P</u>S-U . 141
5.2.3.1.b Modèle géométrique inverse : variation 2<u>P</u>US-U . 144
5.2.3.2 Analyse des singularités 146
5.2.3.3 Choix des articulations 147
5.2.3.4 Limites articulaires d'une rotule 148
5.2.3.5 Représentation de l'espace de travail 150
5.2.3.5.a Angles d'Euler 150
5.2.3.5.b Angles d'azimut et d'inclinaison 151
5.2.3.5.c Synthèse des différentes positions des articulations 151
5.3 Optimisation des mécanismes 152
5.3.1 État de l'art en optimisation 152
5.3.2 Éléments de l'optimisation 153
5.3.3 Fonction objectif 154
5.3.3.1 Objectifs multiples 154
5.3.3.1.a Espace de travail du mécanisme 155
5.3.3.1.b Indices de performance 155
5.3.3.1.c Indice de performance avec le déterminant du jacobien 156
5.3.3.1.d Indice de performance avec le conditionnement . . 157
5.3.3.1.e Indice de performance avec le facteur d'amplification de vitesse 157
5.3.3.1.f Normes des limites articulaires 160
5.3.3.2 Résumé des fonctions objectif utilisées 160
5.3.4 Contraintes d'optimisation 161
5.3.5 Variables d'optimisation 163
5.3.6 Algorithme de recherche locale 164
5.3.6.1 L'algorithme de Nelder-Mead (NM) 165

5.3.6.2 Exécution 166
5.3.6.3 Stratégies de récompenses 167
5.3.6.3.a Stratégies de récompenses : espace de travail souhaité 168
5.3.6.3.b Stratégies de récompenses : performance minimale 170
5.3.6.4 Choix de la gamme d'actionneurs 171
5.3.6.5 Avantages et inconvénients de l'algorithme Nelder-Mead (NM) 173
5.3.7 Algorithme de recherche globale 174
5.3.7.1 Simplexes initiaux pour le multi-start 175
5.3.7.2 Dispersion et discrépance 175
5.3.7.3 Suites à discrépance faible 176
5.3.8 Recherches grossière et fine 177
5.3.9 Résumé de l'optimisation 178
5.3.10 Résultats de l'optimisation 179
5.3.10.1 Comment interpréter les résultats 179
5.3.10.2 Différentes fonctions objectif 181
5.3.10.3 Effet du changement de contraintes 182
5.3.10.3.a Meilleure gamme d'actionneurs 182
5.3.10.3.b Contraintes de collision 183
5.3.10.4 Effet du paramétrage 187
5.3.10.5 Temps de calcul 187
5.3.10.6 Résultats de l'optimisation de la variation 2UPS-U . . . 188
5.4 Stratégie de commande par la vision 191
5.4.1 Découpage des fonctionnalités du programme 191
5.4.2 Tracking de l'instrument 191
5.4.3 Suivi de l'outil en cours de mouvement 194
5.4.4 Recentrage de la caméra sur l'outil 197
5.4.5 Commande du robot 199
5.4.5.1 Position de l'objet par rapport à la caméra 199
5.4.5.2 Programmation des déplacements du robot 200
5.4.5.3 Conclusion du suivi d'image 200
5.5 Conclusion 202

6 Conclusions et perspectives **203**
6.1 Résumé 203
6.2 Contributions 204
6.3 Perspectives 206
6.4 Publications 208
6.4.1 Article dans une revue 208
6.4.2 Communications dans un congrès 208
6.4.3 Chapitres d'ouvrages 208
6.4.4 Brevet 209

Bibliographie **211**

A Annexes **227**
A.1 Questionnaire préliminaire de conception centré sur l'utilisateur 227
A.2 Questionnaire d'évaluation du système robotisé pour la chirurgie des sinus et la chirurgie endoscopique de l'oreille 231

Chapitre 1

Introduction

La récente pandémie a rappelé avant tout l'importance de lutter contre le réchauffement climatique. Mais elle a mis également en lumière le rôle crucial des structures de soins, et de toutes les personnes s'impliquant de près ou de loin pour l'améliorer. Dans le domaine chirurgical, la robotique vise depuis plusieurs années à rendre les interventions plus rapides et plus sûres. Depuis le Puma 260, robot industriel de 1985 utilisé en neurochirurgie, et l'AESOP, premier robot approuvé cliniquement en 1994, jusqu'au Da Vinci à l'aube des années 2000, qui s'est imposé dans les salles de bloc opératoire, la recherche en robotique s'est accélérée, en lien avec le monde médical. Depuis, ce n'est pas un robot multi-fonction mais de multiples robots spécialisés qui sont étudiés pour accompagner les chirurgies de demain.

En otologie et en chirurgie sinusienne, la robotique pourrait aider le chirurgien face aux défis d'une anatomie complexe et d'une gestuelle minutieuse. En effet, l'oreille moyenne est une entité anatomique de faible volume avec de multiples éléments fragiles à préserver. Les opérations sont le plus souvent réalisées sous microscope, ce qui permet au chirurgien d'utiliser ses deux mains, pour une aspiration et un micro-instrument le plus souvent, comme illustré en Figure 1.1a.

Mais la vision sous microscope est limitée par le conduit auditif externe et le chirurgien doit parfois sacrifier de l'os pour accéder à certaines régions d'intérêt. Le développement de l'endoscopie en otologie offre alors une meilleure vision des zones difficiles d'accès, par des voies d'abords mini-invasives. Ainsi, la chirurgie endoscopique a démontré son intérêt dans la détection des récidives de cholestéatome [35], ainsi que la diminution des douleurs post-opératoires et du temps de cicatrisation par rapport aux procédures sous microscope [36].

Cependant, la chirurgie endoscopique en otologie demeure à ce jour une pratique très minoritaire avec seulement 7500 opérations réalisées estimées par an *(source HAS, Obser-*

vatoire de la santé). En effet, cette chirurgie est délicate car le chirurgien ne peut utiliser qu'un instrument à la fois, une main étant dédiée au maintien de l'endoscope (Figure 1.1b). La gestion des saignements ou la réalisation de certains gestes d'exérèse est alors plus difficile que sous microscope, où le chirurgien dispose de ses deux mains. Dans ce contexte, l'utilisation d'un robot porte-endoscope pourrait améliorer les performances en chirurgie otologique, combinant les bénéfices de l'endoscopie et l'usage des deux mains comme sous microscope.

(a) Chirurgie sous microscope, permettant d'utiliser ses deux mains pour opérer.

(b) Chirurgie sous endoscopie, ne laissant qu'une main à l'opérateur pour maintenir un instrument ou l'aspiration.

FIGURE 1.1 – Comparaison du nombre d'instruments utilisables simultanément sous microscope et sous endoscope.

A la différence de la chirurgie de l'oreille, la chirurgie des sinus par voie endonasale, c'est-à-dire avec des endoscopes, est devenue la technique de référence depuis presque trente ans. Cependant, une main doit aussi maintenir l'endoscope, empêchant par exemple l'opérateur à aspirer en même temps que disséquer. Une analyse des gestes de plusieurs chirurgiens seniors [13] a ainsi montré que 20 à 50 % du temps total de la chirurgie est dédié à l'aspiration de sang accumulé pour permettre une bonne visualisation de la zone opératoire, ou à chercher l'instrument adéquat. Une autre difficulté est l'impossibilité de tendre un tissu avant de le couper avec une seule main [13]. Ces limites pourraient être surmontées en permettant au chirurgien d'utiliser ses deux mains, plutôt que de travailler à une seule main, grâce à la robotique médicale.

Ainsi, la chirurgie endoscopique peut être utilisée en chirurgie otologique ou sinusienne, voire en neurochirurgie. Ces différents sites anatomiques ont en commun des

volumes d'espace de travail d'ordre de grandeur proche, avec les mêmes types d'endoscopes et de techniques chirurgicales. Il serait alors intéressant d'envisager un système robotique commun à ces procédures endoscopiques, permettant de mutualiser les coûts de développement et de formation, et favorisant sa potentielle intégration dans les structures de soins. Ce système robotique pourrait assister le chirurgien lors des procédures endoscopiques lors de ces différentes procédures.

L'objectif de cette thèse est donc l'étude d'un robot d'assistance pour la chirurgie endoscopique otologique et sinusienne.

La première partie vise à rappeler l'anatomie de l'oreille et du massif facial, afin de préciser les particularités de ces zones anatomiques dans lesquelles le robot serait amené à évoluer. Les caractéristiques des chirurgies endoscopiques réalisées actuellement dans ces régions anatomiques seront également détaillées.

Ensuite, afin de concevoir un robot adapté à ces contraintes anatomiques, nous avons souhaité caractériser les espaces de travail de ces régions anatomiques. Après un état de l'art des travaux déjà publiés sur ces espaces de travail, un atlas géométrique d'après scanner a été réalisé pour compléter la définition de ces espaces, et de la position du robot par rapport à ceux-ci.

Avant de débuter l'analyse de notre système robotique, une étude de la bibliographie a été faite, en vue d'un état de l'art des systèmes robotiques étudiés dans le domaine de la chirurgie de l'oreille et des sinus. Une classification de ceux-ci en fonction de leur application clinique a été définie.

Ensuite, une analyse fonctionnelle a été conduite, pour introduire ce nouveau système robotique. Plusieurs solutions ont été proposées. Pour connaître leur caractère innovant ou non, une veille des brevets a été faite, puis un dépôt de brevet le cas échéant. Pour connaître l'attente du milieu médical et industriel ainsi que le positionnement d'un tel système, une étude de marché a été menée, confirmant la pertinence de ces choix.

La dernière partie concerne la conception du nouveau robot porte-endoscope. Une étude du choix de l'architecture est présentée, autour de plusieurs variations d'un mécanisme à centre de rotation déporté. Dans l'optique de poursuivre un lien étroit avec le milieu médical, une étude de questionnaires centrés utilisateurs a été soumise, pour vérifier les priorités des chirurgiens par exemple. Un algorithme d'optimisation a été ensuite

étudié, permettant de définir plusieurs fonctions objectifs et de les tester.

Enfin, afin de libérer les mains du chirurgien, le contrôle est ne doit pas faire intervenir la commande manuelle ; la technique de suivi d'image a été décidée lors de l'analyse fonctionnelle initiale, et un algorithme de suivi est ainsi présenté.

Chapitre 2

État de l'art de la chirurgie otologique et sinusienne

2.1 Introduction

Le robot porte-endoscope doit agir dans un environnement anatomique bien particulier, celui de l'oreille et du massif facial, incluant les sinus et fosses nasales. Cette anatomie est relativement complexe, et présente des rapports avec des structures importantes à connaître et à respecter.

Ce chapitre vise à familiariser le lecteur avec l'anatomie de l'oreille et des sinus, afin de répondre aux questions suivantes :

— *quelles sont les caractéristiques anatomiques de l'oreille et des sinus ?*

— *quelles sont les modalités des chirurgies le plus souvent pratiquées dans ces régions anatomiques jusqu'à présent ?*

Pour répondre à ces questions, la première partie exposera l'anatomie de l'oreille (2.2), puis les principes de la chirurgie de l'oreille (2.3), sous microscope et plus récemment sous endoscope. La seconde partie étudiera, de la même manière, l'anatomie du massif facial (2.4) puis la chirurgie des sinus (2.5), le plus souvent endoscopique.

2.2 Anatomie de l'oreille

L'oreille est un organe sensoriel permettant l'audition et l'équilibre. Pour entendre, l'oreille doit être capable de capter le son, de le transmettre à l'organe récepteur et de le traduire en signaux électriques à destination du cerveau. Ces trois mécanismes sont respectivement assurés par les trois parties de l'oreille, représentés Figure 2.1 : l'oreille externe, moyenne et interne.

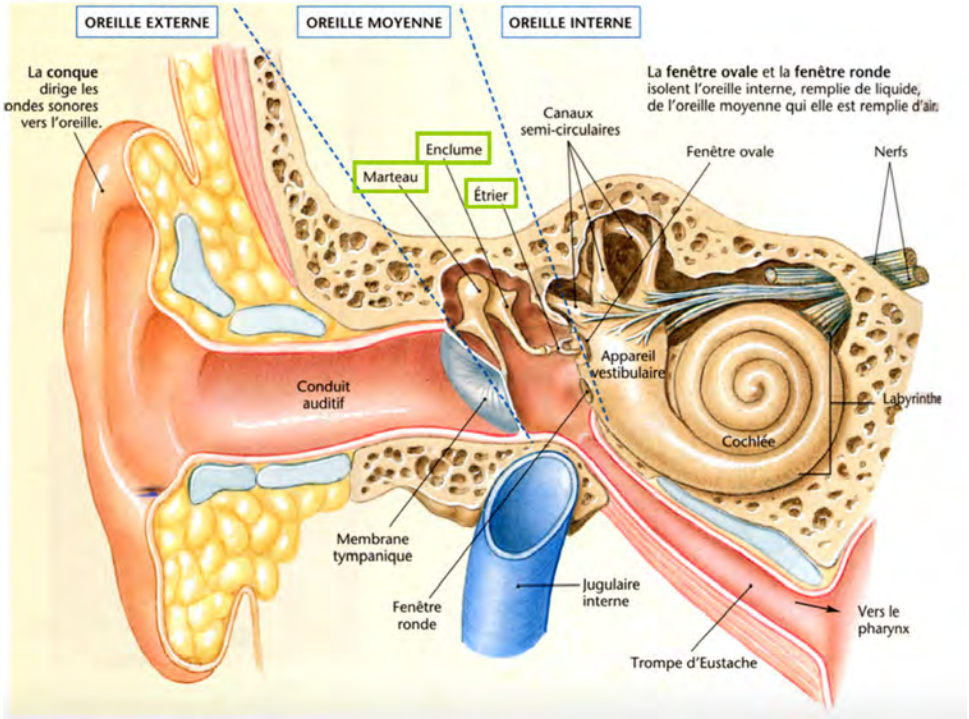


FIGURE 2.1 – Vue schématique de l'oreille [1].

L'oreille externe est composée du pavillon et du conduit auditif externe (CAE) : elle capte le son et aide à la localisation spatiale du son. L'oreille moyenne est composée de la membrane tympanique et des osselets : le malleus (marteau), l'incus (enclume) et le stapes (étrier). L'oreille moyenne permet de transmettre la vibration du son à l'oreille interne. L'oreille interne est composée de la cochlée et du vestibule, et permet la transduction du signal mécanique en signal électrique.

L'espace de travail concernant la chirurgie endoscopique comprendra le CAE et la caisse du tympan ; nous détailleront donc plus précisément l'anatomie de l'oreille externe et moyenne, sans insister sur l'anatomie de l'oreille interne.

2.2.1 Oreille externe

L'oreille externe est composée du pavillon et du CAE. Le pavillon est constitué d'une charpente cartilagineuse, recouverte de peau. À sa suite, le CAE présente deux portions : un tiers externe fibro-cartilagineux, puis deux tiers internes osseux. Il a un trajet oblique de dehors en dedans et d'arrière en avant, avec une forme de S italique dans le plan axial, comme représenté Figure 2.2. Il forme ainsi un coude à concavité postérieure, puis

s'oriente vers l'avant et la membrane tympanique.

La peau de la première portion du CAE est épaisse, doublée de tissu graisseux et recouverte de poils. Le derme contient des glandes sébacées. Le tissu sous-cutané contient des glandes cérumineuses, sécrétant le cérumen. A l'inverse, la portion osseuse du CAE présente une peau fine et sèche, dénuée de glandes accessoires.

Le CAE mesure en moyenne 25 mm de long pour 10 mm de diamètre. Mais ses dimensions sont très variables selon les individus. Exceptées les aplasies congénitales (i.e. absence de pavillon et/ou de CAE), les patients peuvent présenter des CAE étroits, le plus souvent au niveau du tiers externe. Une incision du tissu cutané peut alors permettre de faciliter l'accès à l'oreille moyenne.

2.2.2 Oreille moyenne

L'oreille moyenne comprend :

— la membrane tympanique : membrane tendue entre oreille externe et moyenne, insérée au conduit osseux par l'annulus (anneau fibreux circonférentiel, tel une jante de vélo). On distingue une partie rigide car pourvue d'une couche fibreuse entre couches épidermique et muqueuse, la pars tensa ; et une partie plus fragile car dépourvue de couche fibreuse, la pars flaccida. La pars flaccida est située à la partie supérieure de la membrane tympanique, au-dessus des ligaments tympano-malléaires. La membrane tympanique mesure environ 10 mm de diamètre pour une épaisseur de 0.07 mm.

— le malleus ou marteau, mesurant environ 8 mm. Le manche du malleus est inclus dans la membrane tympanique, adhérent à la couche fibreuse. Le col répond à la pars flaccida et supporte la tête, située dans l'attique et s'articulant avec l'incus, comme sur la Figure 2.3a.

— l'incus ou enclume, mesurant environ 6 mm de large pour 7 mm de haut. Son corps s'articule avec la tête du malleus au niveau de l'attique (Figure 2.3b). On note une branche courte, postérieure, vers l'antre mastoïdien ; et une branche longue ou descendante, partant verticalement en dedans et en arrière du marteau. Elle se termine par un renflement : l'apophyse lenticulaire, qui s'articule avec le stapes (Figure 2.3a).

— le stapes ou étrier, plus petit (4 mm) et plus léger (2 mg) os du corps humain. Sa tête, cylindrique, s'articule avec l'incus. Le tendon du muscle stapédien s'y insère, et

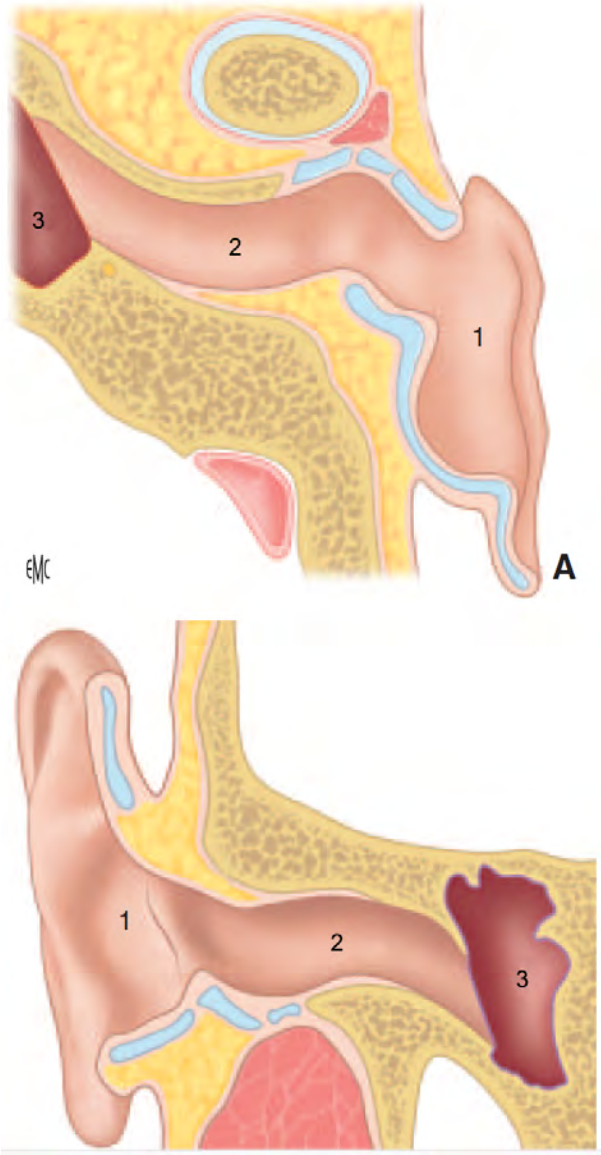
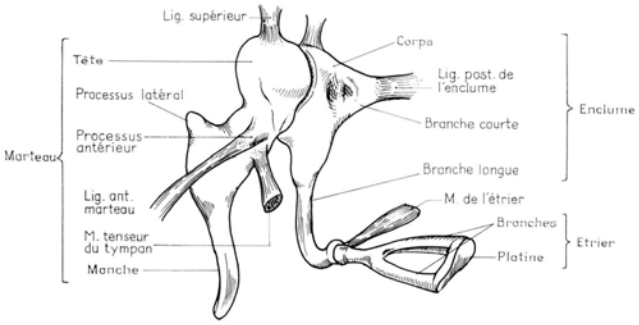
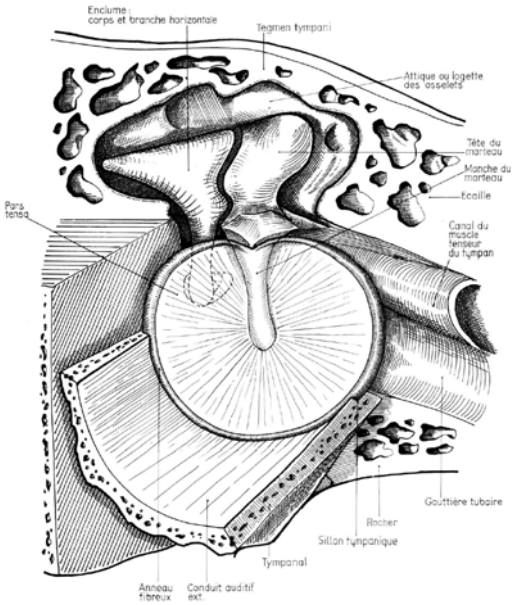


FIGURE 2.2 – Coupes horizontale (A) et frontale (B) du conduit auditif externe [2]. 1= pavillon ; 2= CAE ; 3= caisse du tympan.



(a) Vue antéro-interne de la chaîne ossiculaire.

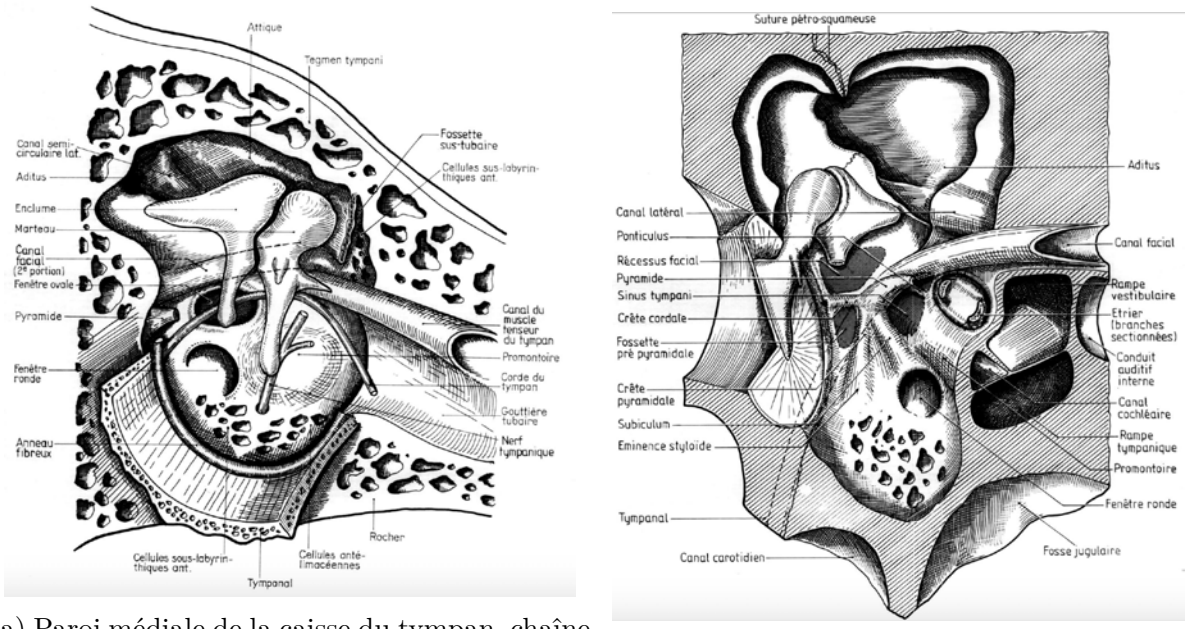


(b) Vue latérale de la membrane tympanique et des osselets en rapport.

FIGURE 2.3 – Membrane tympanique et chaîne ossiculaire [3].

médie le réflexe stapédien, soit la rigidification de la chaîne ossiculaire à un son fort pour protéger l'oreille interne. De la tête du stapes partent deux branches, antérieure et postérieure, puis la platine (Figure 2.3). C'est une mince lame irrégulière, ovalaire, de $3.2mm^2$ de surface et de 250 à 420 μm d'épaisseur. La platine est reliée à la fenêtre ovale par le ligament annulaire, en rapport avec le labyrinthe membraneux. Elle sépare ainsi l'oreille moyenne de l'oreille interne.

— la caisse du tympan, représentée sur la Figure 2.4. C'est la cavité qui contient les osselets, entre membrane tympanique et oreille interne (Figure 2.2). Elle est divisée en plusieurs étages :
  — la partie supérieure de la caisse, nommée épitympanum ou attique, comprend la tête du malleus, le corps de l'incus et la deuxième portion du nerf facial. Elle est limitée en haut par le toit de l'oreille, ou tegmen, qui sépare l'oreille de la méninge temporale.
  — la partie médiane, appelée atrium ou mésotympanum. Elle comprend le stapes, la branche descendante de l'incus, le manche du malleus. Sa paroi médiale est complexe (Figure 2.4a), et comprend les fenêtres ovale et ronde, zones de jonction vers l'oreille interne. Le promontoire est le relief de la cochlée



(a) Paroi médiale de la caisse du tympan, chaîne ossiculaire en place.

(b) Paroi postérieure de la caisse du tympan.

FIGURE 2.4 – Schémas de la caisse du tympan [3].

au niveau de cette paroi médiale. La paroi postérieure, ou rétrotympanum (Figure 2.4b), présente de nombreux reliefs, dont la pyramide d'où part le muscle stapédien, et le nerf facial.

— la partie inférieure, ou hypotympanum, est limitée en bas par le canal carotidien et la fosse jugulaire (Figure 2.4b).

La corde du tympan, branche du nerf facial, est responsable du goût des 2/3 antérieurs de la langue et traverse la caisse du tympan d'arrière en avant, entre malleus et incus.

— la trompe d'Eustache. La trompe d'Eustache s'étend de la partie antérieure de la caisse du tympan jusqu'au rhinopharynx. Sa fonction est d'équilibrer la pression à l'intérieur de la caisse du tympan avec la pression atmosphérique.

2.2.3 Oreille interne

L'oreille interne est constituée d'un labyrinthe membraneux, rempli d'endolymphe, située dans un labyrinthe osseux empli de périlymphe.

Il faut distinguer deux parties du labyrinthe (Figure 2.5 :

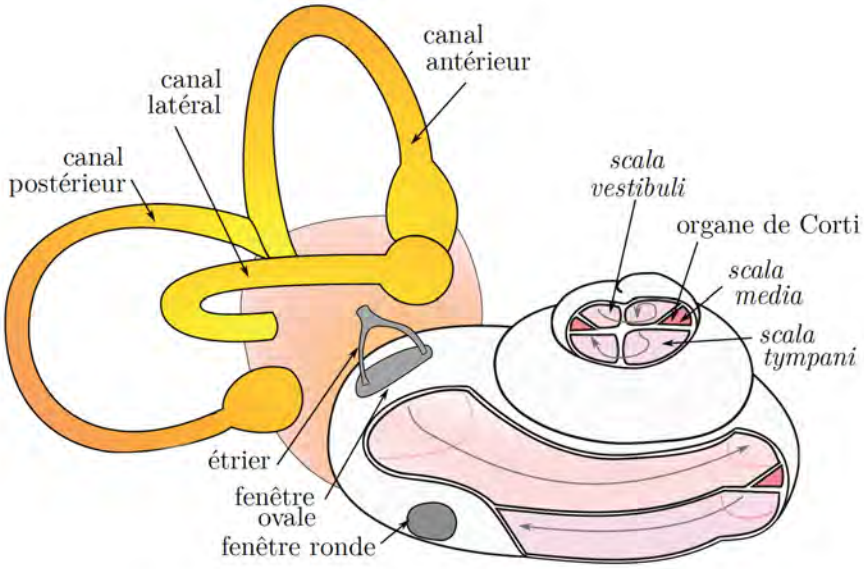


FIGURE 2.5 – Schéma simplifié de l'oreille interne [4]

— le labyrinthe antérieur permet la transduction du signal sonore au niveau de la cochlée, et plus précisément au niveau de son organe neuro-sensoriel (organe de Corti). La cochlée est enroulée sur deux tours et demi de spire autour d'un axe central, le modiolus. Au niveau de l'organe de Corti, les cellules ciliées sont mobilisées par la vibration de la membrana tectoria induite par les mouvements de l'endolymphe, et transmettent un signal électrique vers le nerf cochléaire puis le cortex.

— le labyrinthe postérieur est responsable de l'équilibre. Ce système vestibulaire est formé de trois canaux semi-circulaires dans les trois plans de l'espace, du saccule et de l'utricule. Les canaux sont sensibles aux mouvements de la tête, tandis que saccule et utricule renseignent sur la position de la tête.

2.3 Chirurgie endoscopique de l'oreille

La chirurgie de l'oreille se fait classiquement sous microscope. Cela permet au chirurgien de garder ses deux mains libres pour utiliser, le plus souvent, une micro-aspiration d'une main et un micro-instrument de l'autre main, comme visualisé sur la Figure 1.1.

Cependant, la chirurgie sous microscope ne permet de voir qu'en ligne droite ; le champ de vision est donc très limité par le conduit auditif externe, et nécessite régulièrement un fraisage osseux pour visualiser des zones d'intérêt. En effet, la vue lors d'une chirurgie sous

microscope est limitée par le segment le plus étroit du conduit auditif externe (Figure 2.6, à gauche). Cette limitation du champ visuel oblige souvent le chirurgien à créer un passage parallèle à travers la mastoïde pour accéder à l'attique par exemple (Figure 2.6, au centre).

A l'inverse, l'endoscope traverse le conduit auditif externe pour entrer directement dans la caisse du tympan, offrant au chirurgien un champ de vision beaucoup plus large (Figure 2.6, à droite).

Cette différence de visualisation entre microscopie et endoscopie est illustrée par des prises de vues opératoires sur la Figure 2.7. La vision sous microscope, à gauche, montre des éléments d'intérêt (incus, stapes) à fort grossissement mais en ligne droite ; la vision sous endoscope, à droite, permet de visualiser les branches du stapes mais aussi le nerf facial, puisque l'endoscope a pu être introduit directement dans la caisse du tympan.

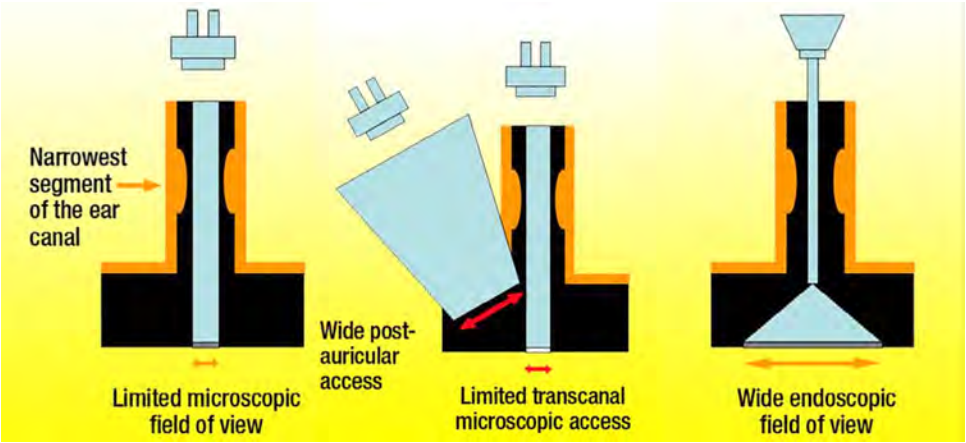


FIGURE 2.6 – Champ de vision selon l'utilisation du microscope *(à gauche)*, souvent élargi par un fraisage mastoïdien *(au centre)*, par rapport à l'endoscopie *(à droite)* [5].

Une étude de Bennett et al. réalisée en 2016 [6] comparait les zones de l'oreille moyenne visibles et non visibles en microscopie et en endoscopie, avec des endoscopes de différentes angulations, sur des modèles 3D réalisés d'après scanner. Les auteurs retrouvaient une vision significativement meilleure de toutes les régions de l'oreille moyenne sous endoscopie, dès l'utilisation d'une optique 0°, comme représenté Figure 2.8.

Ainsi, la chirurgie de l'oreille sous endoscopie s'est fortement développée ces dernières années. Elle était déjà décrite dans les années 90 par certains auteurs pour la meilleure visualisation de fistules périlymphatiques [37] ou l'exérèse de cholestéatomes au sein de l'oreille moyenne [38].

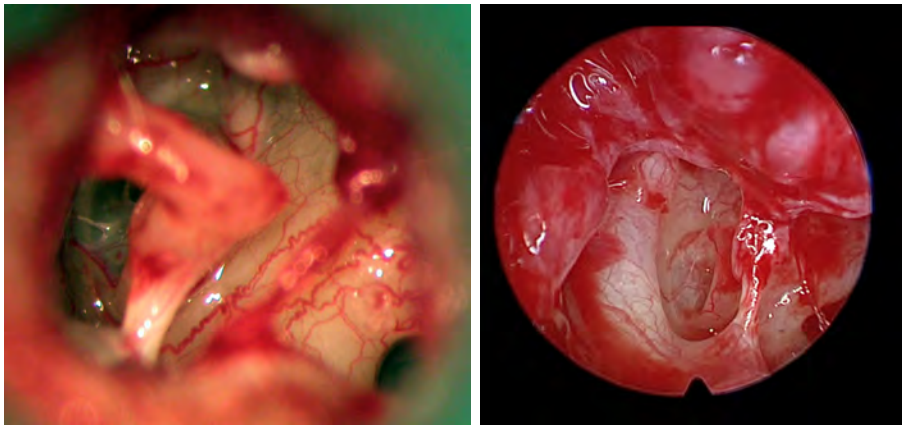


FIGURE 2.7 – Vues per-opératoires de la zone du stapes, sous microscope (à gauche) et sous endoscope (à droite).

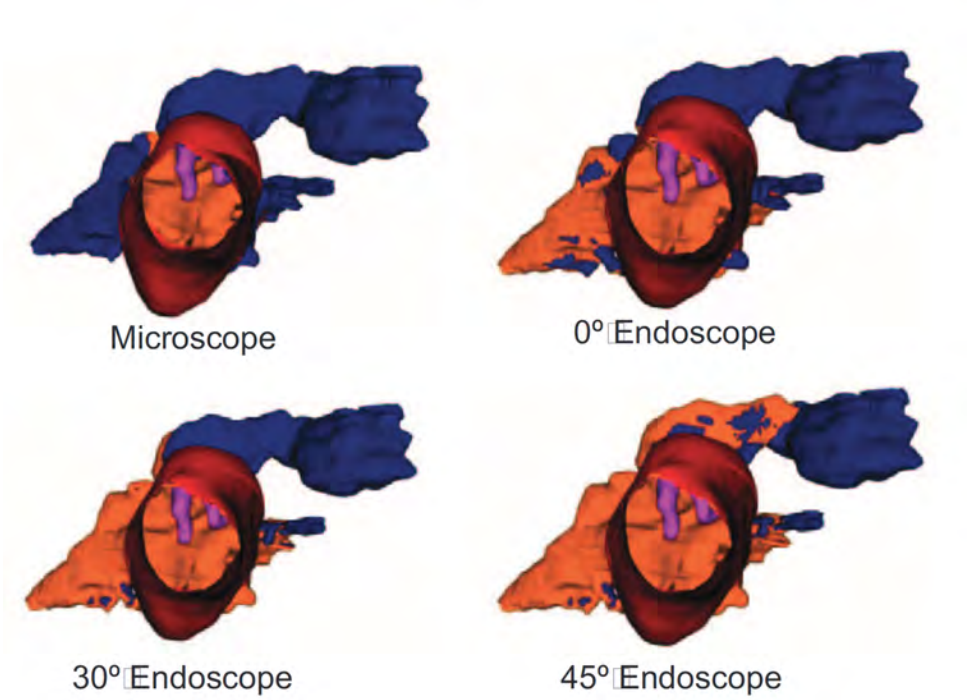


FIGURE 2.8 – Comparaison des zones anatomiques visualisées *en orange* ou non *en bleu* selon l'utilisation de microscope ou d'endoscopes de différentes angulations [6].

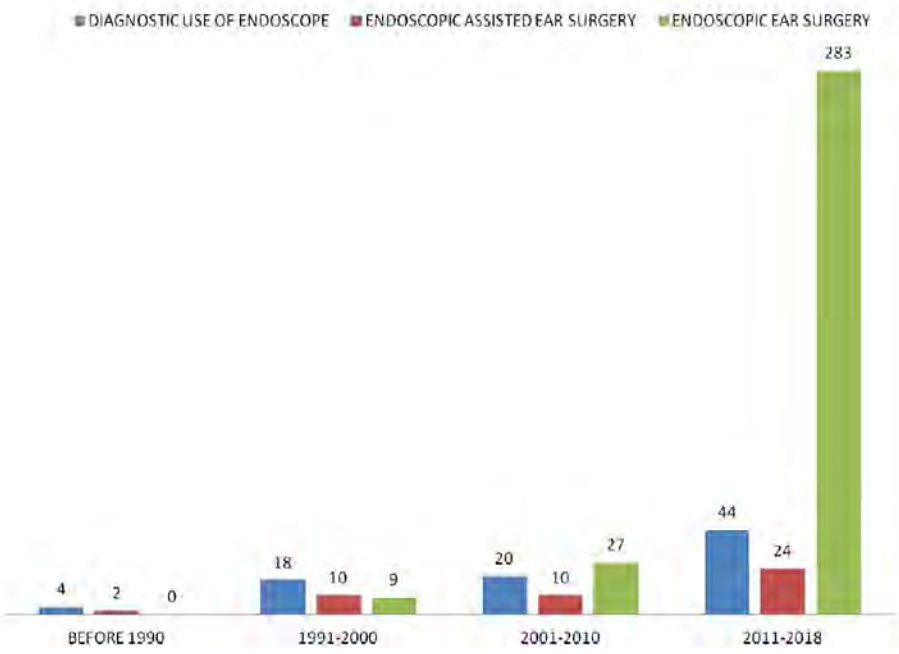


FIGURE 2.9 – Nombre de publications selon le type d'utilisation de l'endoscopie en chirurgie de l'oreille lors des quarante dernières années [5].

Mais l'essor de l'endoscopie s'est fait dans les années 2000 avec le développement des colonnes vidéo haute-définition retransmettant les images des endoscopes. Une récente méta-analyse [5] retrouve cet engouement pour l'oto-endoscopie, avec une pratique d'exérèse de cholestéatome par endoscopie passant de 14 % en 2010 à 53 % en 2018 d'après un sondage réalisé pour cette étude. L'évolution du nombre d'articles publiés à propos de la chirurgie endoscopique de l'oreille est un autre indice de la modification récente des pratiques chirurgicales [5], comme représenté sur la Figure 2.9.

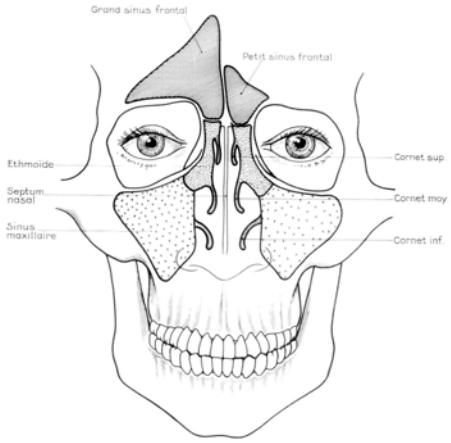
La chirurgie du cholestéatome sous endoscopie a ainsi montré un excellent contrôle à long terme [39], avec une douleur post-opératoire diminuée et un temps de cicatrisation plus court qu'après chirurgie sous microscope [36]. L'utilisation de l'endoscope a également montré son intérêt pour dépister des récidives de cholestéatomes dans des zones difficiles d'accès [35].

Cependant, la principale limite de la chirurgie oto-endoscopique est la nécessité de maintenir l'endoscope à une main, et donc d'opérer avec la main restante, comme l'illustre la Figure 1.1 dans le chapitre d'introduction (1).

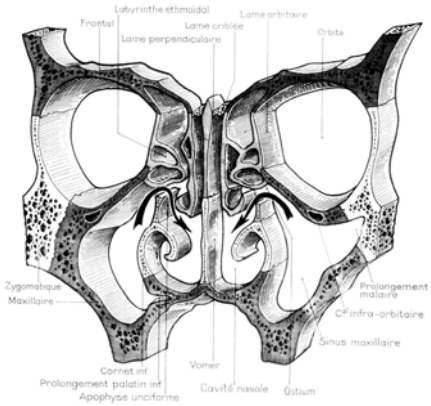
Cette chirurgie pratiquée à une main est responsable d'une longue courbe d'apprentissage et de grandes difficultés à réaliser l'hémostase lors de saignements [6]. Cela explique que l'oto-endoscopie restait minoritaire en 2019, avec seulement 7500 opérations réalisées estimées par an *(source HAS, Observatoire de la santé)*. Par ailleurs, la perte de la vision binoculaire est une autre limite de la chirurgie endoscopique.

2.4 Anatomie du massif facial

Le massif facial comprend les fosses nasales et les sinus de la face, qui sont des cavités pneumatiques creusées dans les os du massif facial, tel que représenté Figure 2.10.



(a) Projection des sinus au niveau de la face.



(b) Coupe coronale du massif facial.

FIGURE 2.10 – Sinus paranasaux et fosses nasales [3].

Les cavités nasales ont un double rôle respiratoire et sensoriel et sont associées aux cavités sinusiennes qui filtrent, réchauffent, humidifient l'air inspiré et se drainent dans les cavités nasales [7]. Les fosses nasales sont centrales, et les sinus paranasaux, pairs, s'organisent autour et comprennent : les sinus maxillaires, ethmoïdaux, frontaux et sphénoïdaux. Les cavités naso-sinusiennes se développent de façon variable au cours de l'enfance, et il en résulte des tailles variables selon les individus et selon l'âge. En effet, le sinus ethmoïdal est le premier sinus à être pneumatisé chez l'enfant, puis le sinus maxillaire qui croît jusqu'à l'âge de 15 ans. Le sinus sphénoïde est visible radiologiquement à l'âge de 4 ans, puis le sinus frontal à 7 ans et croît jusqu'à 20 ans.

2.4.1 Fosses nasales

Les fosses nasales sont deux cavités symétriques situées de part et d'autre du septum nasal. Le septum nasal est constitué d'une lame cartilagineuse en avant, de la lame perpendiculaire de l'ethmoïde en haut et du vomer en arrière. La communication entre les deux fosses nasales ne se fait qu'en arrière du vomer, soit au niveau du rhinopharynx.

La paroi inférieure, ou plancher, est constituée par le palais, visible sur les Figures 2.10b et 2.11. Sa limite antérieure est le vestibule narinaire, et en arrière la choane, zone de jonction avant le rhinopharynx.

La paroi latérale des fosses nasales est plus complexe, représentée sur la Figure 2.11. Elle constitue la cloison inter-sinuso-nasale. Elle est majoritairement recouverte par des cornets, lames osseuses à implantation latérale. Chaque cornet délimite avec la paroi externe de la fosse nasale une région appelée méat. On retrouve ainsi :

— le cornet inférieur, délimitant le méat inférieur, où s'abouche le canal lacrymal.

— le cornet moyen, occupant toute la longueur de l'ethmoïde, qu'il déborde en avant et en arrière. Il recouvre la région du méat moyen, zone d'abouchement des sinus maxillaire, frontal et ethmoïdal antérieur.

— le cornet supérieur, délimitant le méat supérieur, où se drainent les cellules ethmoïdales postérieures.

— le cornet suprême, inconstant, au-dessus du cornet supérieur (Figure 2.11). On peut y trouver le méat de Santorini, inconstant, zone de drainage de cellules ethmoïdales postérieures.

La paroi supérieure des fosses nasales, ou toit, appartient à la base du crâne. Elle est constituée par : médialement, la lame criblée, zone de passage des filets nerveux olfactifs ; latéralement, le toit de l'ethmoïde, séparant la fosse nasale du lobe frontal.

2.4.2 Sinus maxillaire

Le sinus maxillaire a une forme pyramidale, à sommet latéral et à base médiane. Sa face supérieure correspond au plancher orbitaire (Figure 2.12). Sa paroi antérieure répond à la joue, et sa face postérieure à la fosse infra-temporale. Médialement, la cloison inter-sinuso-nasale le sépare des fosses nasales. Son orifice de drainage se situe sous le cornet moyen, au niveau de la région du méat moyen (Figure 2.11). Le plancher du sinus maxillaire est en rapport avec les alvéoles dentaires, qui y font une saillie plus ou

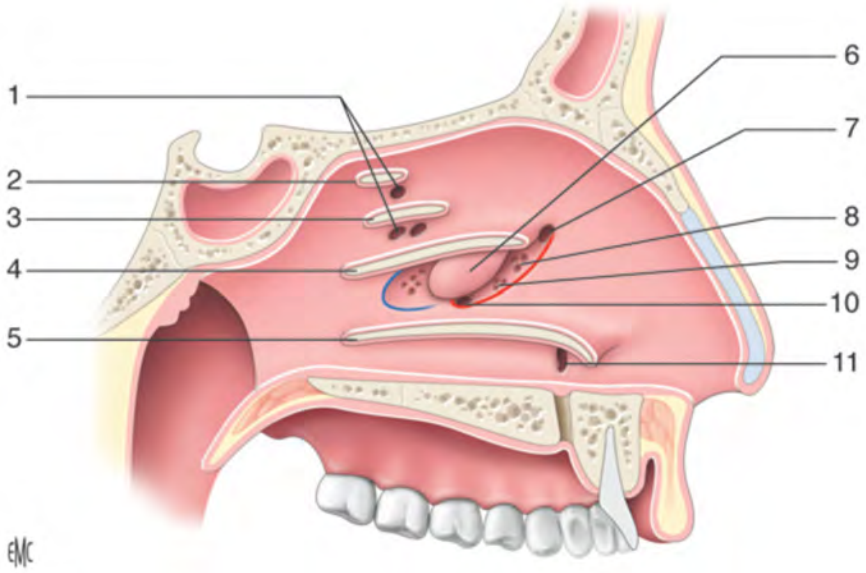


FIGURE 2.11 – Paroi latérale de la fosse nasale gauche [7].
1. Méats des cellules ethmoïdales postérieures ; 2. Cornet suprême ; 3. Cornet supérieur ; 4. Cornet moyen ; 5. Cornet inférieur ; 6. Bulle ethmoïdale ; 7. Canal naso-frontal ; 8. Méats des cellules unciformiennes ; 9. Méats des cellules méatiques : 10. Ostium du sinus maxillaire ; 11. Orifice du canal lacrymal.

moins marquée (Figure 2.12). Cela explique la fréquence des sinusites maxillaires d'origine dentaire.

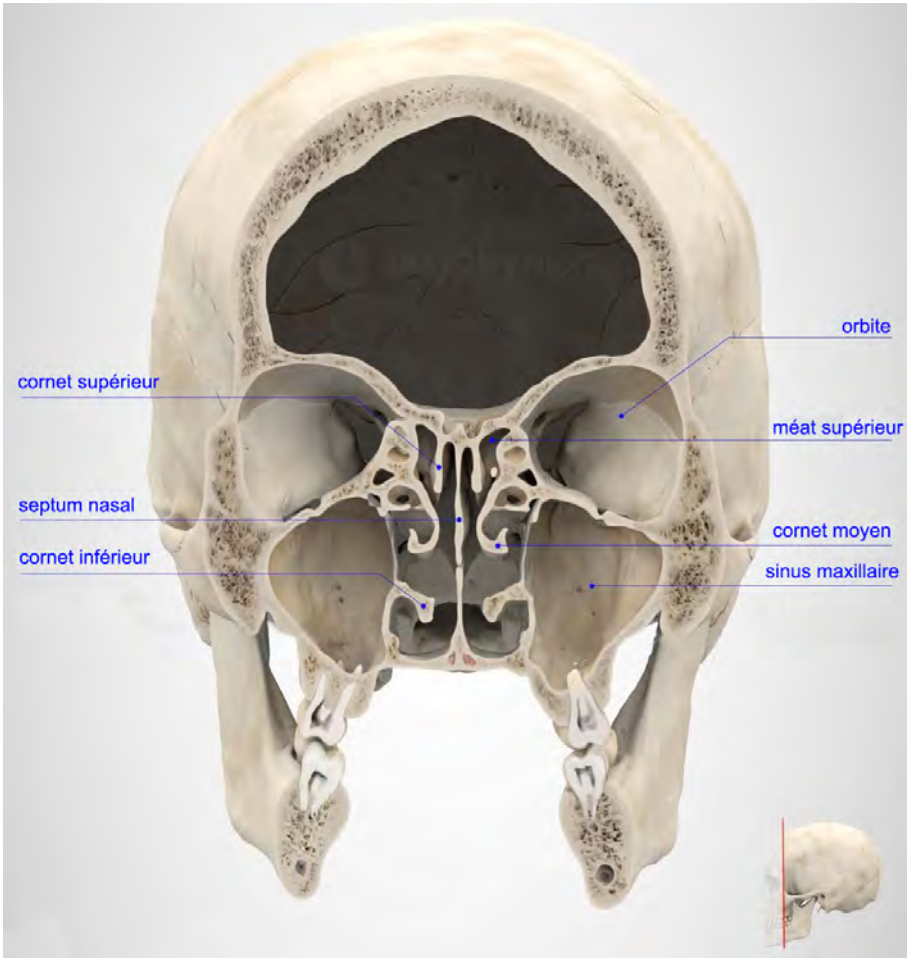


FIGURE 2.12 – Coupe frontale passant par le sinus maxillaire, permettant de visualiser ses rapports avec le globe oculaire en haut et les racines dentaires en bas [8].

2.4.3 Sinus ethmoïdal

Le sinus ethmoïdal, ou labyrinthe ethmoïdal, est schématiquement de forme parallélépipède rectangle occupant la totalité de la masse latérale de l'os ethmoïdal. Il est plus large en arrière et en bas qu'en avant et en haut [7]. Chaque sinus ethmoïdal est formé de 5 à 14 cellules selon les individus (Figure 2.10b). Ces cellules sont séparées entre elles par des racines cloisonnantes appartenant aux trois cornets principaux. On distingue : les cellules ethmoïdales antérieures (en avant de la racine cloisonnante du cornet moyen),

se drainant dans le méat moyen ; les cellules ethmoïdales postérieures (en arrière de la racine cloisonnante du cornet moyen), se drainant dans le méat supérieur.

Les rapports du sinus ethmoïdal sont l'orbite latéralement et l'endocrâne en haut (Figure 2.12).

2.4.4 Sinus frontal

Les sinus frontaux sont deux cavités pneumatiques asymétriques séparées par une cloison et développées dans l'épaisseur de l'os frontal (Figure 2.10a). Ils se drainent dans la fosse nasale homolatérale par le canal nasofrontal, qui s'abouche dans le méat moyen.

Le sinus frontal est le sinus qui présente les plus importantes variations anatomiques, avec une taille très variable selon les individus, et entre les deux côtés chez une même personne.

2.4.5 Sinus sphénoïdal

Le sinus sphénoïdal est également pair et asymétrique, situé au centre et en profondeur du massif facial. Une cloison sépare les deux sinus sphénoïdaux. Chaque sinus s'ouvre dans la fosse nasale au niveau du récessus sphéno-ethmoïdal, en postéro-supérieur.

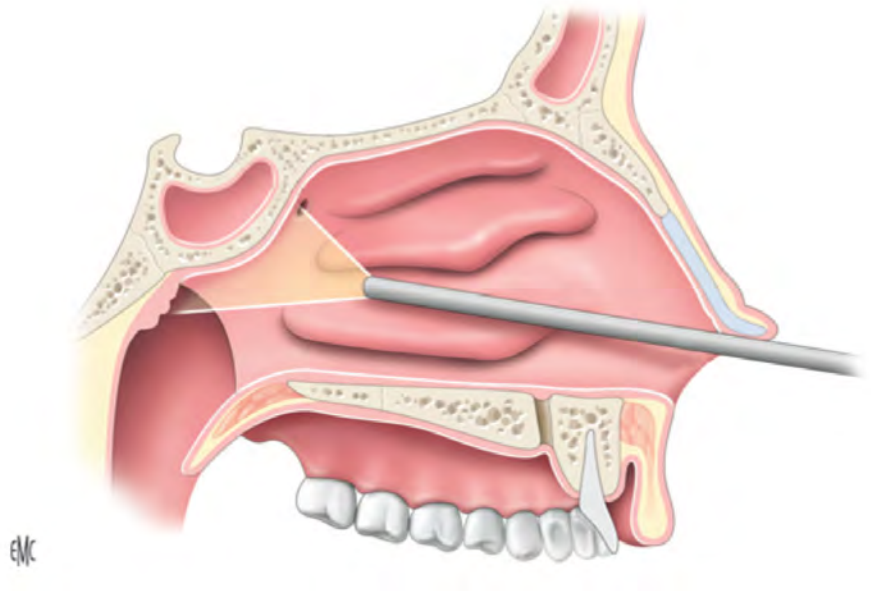


FIGURE 2.13 – Vue sagittale d'un endoscope éclairant l'ostium du sinus sphénoïdal [7].

Le sinus sphénoïdal a des rapports avec plusieurs structures importantes : le nerf optique, l'artère carotide interne, le sinus caverneux et l'endocrâne en dehors ; l'hypophyse en haut, ce qui fait de la voie trans-sphénoïdale une voie d'abord de choix pour la chirurgie hypophysaire. Comme pour le sinus frontal, il existe de très grandes variations de taille selon les individus.

2.5 Chirurgie endonasale

A la différence de la chirurgie endoscopique de l'oreille, bénéficiant d'un engouement récent, la chirurgie endonasale est la technique de référence pour opérer les fosses nasales et les sinus depuis trente ans.

Initialement réalisée par voie externe, la chirurgie des sinus s'est développée dans les années 1960 grâce au développement d'optiques miniaturisées pouvant être introduites dans les fosses nasales, par Hopkins [40]. Comme aujourd'hui, les endoscopes mesuraient 4 mm de diamètre, avec des angulations de 0°, 30° et 70°. L'avènement de techniques d'imagerie précises pour le bilan pré-opératoire puis de caméras permettant de retransmettre la chirurgie endoscopique sur écran a ensuite contribué à l'essor de cette technique [40].

Ainsi, bien que les premières endoscopies diagnostiques aient été décrites en 1901 (Hirschman) et 1925 (Maltz), c'est dans les années 1960 que la chirurgie endonasale a permis de réaliser gestes fonctionnels simples [41], grâce aux inventions de Hopkins. Les indications se sont ainsi étendues dans les années 1990, du traitement de pathologies inflammatoires aux tumeurs sinuso-nasales, jusqu'aux pathologies de la base du crâne et aux pathologies orbitaires.

Actuellement, la procédure de référence est donc la chirurgie endonasale, avec une main tenant l'endoscope, et une autre main les instruments. Les optiques sont le plus souvent entourées d'une gaine permettant de nettoyer l'extrémité de l'endoscope, en actionnant une pédale au pied du chirurgien. Cela est rendu possible par la taille des fosses nasales, et ne pourrait être faisable en chirurgie otologique. De son autre main, le chirurgien alterne entre des pinces de différentes angulations et parfois pourvues d'une aspiration intégrée, et des moteurs ou des aspirations plus ou moins larges ou courbes.

De nombreuses études ont démontré l'intérêt de la prise en charge endonasale, avec

des taux de complications moindres comparativement à la chirurgie par voie externe [42] et une meilleure qualité de vie en post-opératoire [43].

Cependant, des progrès restent possibles : en termes de navigation per-opératoire et de réalité augmentée d'une part ; en terme d'ergonomie d'autre part.

En effet, l'analyse de vidéos opératoires [13] de plusieurs chirurgiens seniors révèle que 20 à 50 % du temps chirurgical est dédié à des tâches telles que l'aspiration de sang pour permettre de voir la zone opératoire.

Une autre difficulté constatée est l'impossibilité, à une main, de tendre un tissu avant de le couper. La plupart de ces limites pourraient être améliorées en permettant au chirurgien de travailler avec ses deux mains plutôt qu'avec une seule, et vraisemblablement de diminuer le temps opératoire [13].

2.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons précisé les caractéristiques anatomiques des régions dans lesquelles le futur robot sera amené à travailler.

La région anatomique de l'oreille présente un espace étroit, microscopique, avec de nombreuses structures osseuses et nerveuses à préserver. Les principes de la chirurgie otologique ont été exposés, avec les avantages et inconvénients de l'endoscopie dans cette chirurgie.

De la même manière, l'anatomie des sinus a été présentée, plus large que celle de l'oreille mais également confinée dans un espace entre plusieurs structures à risque, telles que les cavités orbitaires et la base du crâne. Les principes de la chirurgie de cette région anatomique ont été présentés, bien que pour le massif facial, le recours à l'endoscopie se soit démocratisé depuis de nombreuses années.

Chapitre 3

Espaces de travail

3.1 Introduction

Dans le chapitre précédent (2), nous avons présenté les caractéristiques anatomiques des régions dans lesquelles le robot sera amené à travailler. Cependant, les dimensions de ces espaces, et les variations de ces dimensions selon les personnes, n'ont pas été étudiées. Pourtant, connaître l'espace de travail est très important dans une phase de conception en robotique. Selon la dimension de cet/ces espace(s), le choix de l'architecture du robot est différent, ainsi que son dimensionnement par exemple.

Ainsi, ce chapitre consacré aux espaces de travail vise à répondre à plusieurs questions :

— *quelles sont les dimensions des espaces de travail de l'oreille et du massif facial ?*

— *comment le robot est-il situé par rapport à ces espaces de travail ?*

Pour répondre à ces interrogations, le premier objectif de ce chapitre sera de présenter les espaces de travail de l'oreille (3.2) et du massif facial (3.3). Une revue de la littérature est présentée pour chaque région anatomique, puis la réalisation d'un atlas géométrique destiné à l'application robotique.

Un second objectif sera de connaître les positions du patient sur la table d'opération, afin de définir les contraintes de placement du robot en lien avec le patient (3.4).

3.2 Espace de travail dans la chirurgie de l'oreille

En chirurgie otologique, l'endoscopie est utilisée le plus souvent pour des gestes d'exérèse de cholestéatomes [5], comme vu dans le chapitre 2.3. L'oreille externe et moyenne sont donc les sites dans lesquels l'endoscopie est principalement utilisée ; l'espace de travail est alors défini par ces deux régions anatomiques. Nous avons vu dans le chapitre 2.2 les différentes parties constituant ces régions :

— l'oreille externe est constituée par le pavillon et le conduit auditif externe (Figure 2.2).
— l'oreille moyenne par la membrane tympanique et la caisse du tympan (Figure 2.4).

.

Il est possible d'utiliser l'endoscope lors de chirurgies par voie mastoïdienne, voire au niveau du conduit auditif interne. Mais dans ces situations cliniques, plus rares, l'espace de travail est plus large et peut varier à la demande en fonction du fraisage osseux réalisé par le chirurgien.

L'espace de travail dans la chirurgie endoscopique a plusieurs particularités :

— ses dimensions varient de façon physiologique, selon les sujets. Cependant, il n'est pas retrouvé de différence significative en fonction du sexe, de l'âge ou du côté de l'oreille [44].
— en pathologie, les dimensions peuvent varier d'une absence complète de ces régions anatomiques (aplasie) à un volume élargi à volonté par le chirurgien (en carcinologie par exemple).

Dans la littérature, les analyses sont le plus souvent radiologiques et s'intéressent au conduit auditif externe, aux osselets ou à la mastoïde.

Ainsi, l'équipe parisienne ayant développé le Robotol [9] a réalisé une étude d'après 12 scanners afin de mesurer l'espace de travail correspondant au spéculum chirurgical, au conduit auditif externe et à la partie visible de la caisse du tympan. Ils ont alors obtenu des dimensions maximales, et réalisé une approximation géométrique d'après ces données. Ils obtiennent alors un cône tronqué de 32×40 mm et un cylindre de 34×16 mm, tel que représenté Figure 3.1.

Pacholke et al [45] ont calculé le volume moyen de l'oreille moyenne d'après 15 scanners, dans une étude ayant pour objectif de contourner les structures à préserver avant irradiation. L'oreille moyenne était définie, sur scanner, par la membrane tympanique latéralement et par l'interface entre l'air et l'os temporal dans toutes les autres directions. Ce volume était estimé à 580 mm^3, avec une dimension axiale maximale de 1570 mm. Ces données sont à rapprocher de celles de Mas et al. [46], qui ont évalué ce même volume entre 520 et 620 mm^3 d'après 18 scanners.

L'étude la plus vaste a été réalisée d'après 100 scanners [44] et a évalué le volume du conduit auditif externe à 1,4 mL et celui de l'oreille moyenne à 1,1 mL. Ce volume diminuait significativement en cas d'otite moyenne chronique. Cependant, ce volume, mesuré

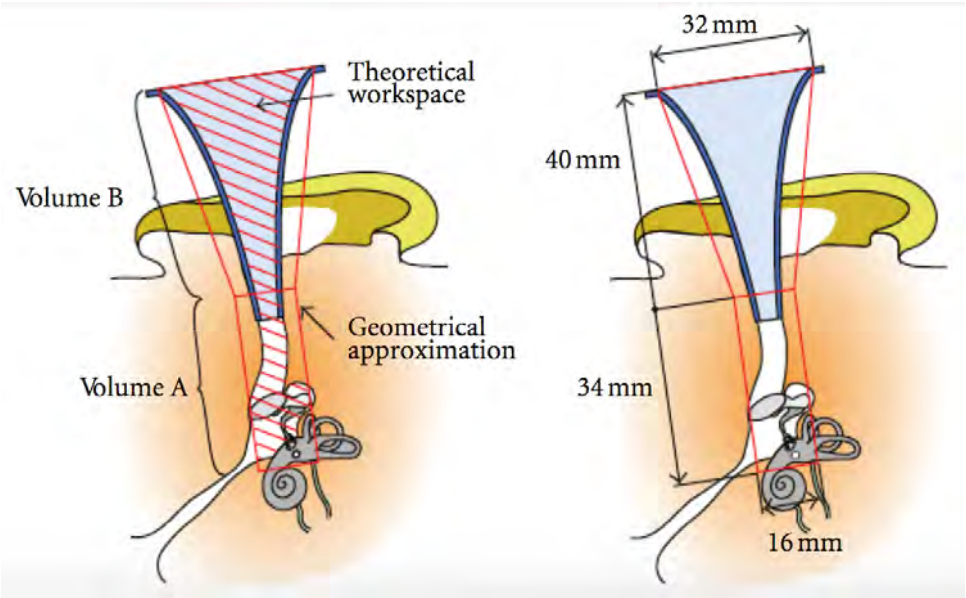


FIGURE 3.1 – Espace de travail schématique d'une oreille droite en position opératoire. L'espace de travail théorique a été maximisé (surface hachurée) puis une approximation géométrique obtenue (cylindre et cône tronqué). Les dimensions maximales ont été estimées d'après données scanographiques [9].

par une autre équipe sur 91 patients [47] ne retrouvait pas de différence de volume en fonction de l'âge ou du sexe du patient.

D'autres études se sont intéressées plus spécifiquement à la mastoïde : Dillon et al. [16], sur des cadavres, et Cros et al. [48], à partir d'une dizaine de scanners. Cependant, comme vu précédemment, la mastoïde n'est pas un espace de travail préférentiel pour la chirurgie endoscopique, et peut être élargi à la demande par un fraisage.

Au total, les données disponibles dans la littérature varient d'une étude à l'autre, et nous n'avons pas retrouvé de mesures géométriques de l'oreille moyenne dans sa totalité. Il était donc nécessaire de réaliser un atlas géométrique de ces régions anatomiques, afin de mieux préciser notre espace de travail.

3.2.1 Matériels et Méthodes

Afin de définir les dimensions de cet espace de travail, nous avons sélectionné rétrospectivement des patients admis au CHU de Nantes et ayant bénéficié d'un scanner des

rochers en 2018. Les scanners ont été analysés de façon aléatoire de façon à obtenir un groupe de patients de sexes et d'âges différents.

Les patients présentant des malformations anatomiques contre-indiquant la chirurgie endoscopique (aplasie) ou déjà opérés avec fraisage des structures osseuses étaient exclus de l'étude.

Une analyse sur coupes osseuses de scanners des rochers a été réalisée, avec diverses mesures (Figure 3.3) :

— $CAE_{d_lateral}$: diamètre du méat acoustique externe,

— $CAE_{d_diameter}$: diamètre du conduit auditif externe au sulcus,

— CAE_{lengh} : longueur du conduit auditif externe en coupe axiale,

— OM_{height} : hauteur de l'oreille moyenne (cellules hypotympaniques – tegmen tympani),

— OM_{width} : longueur entre rétrotympanum et protympanum (sinus tympani – orifice tubaire),

— OM_{ap_length} : longueur entre membrane tympanique et platine.

Une reconstruction tri-dimensionnelle de l'espace de travail a été réalisée à l'aide du logiciel Vue PACS v. 11.3 de Carestream (Figure 3.2), pour faciliter la représentation de cet espace lors de communications.

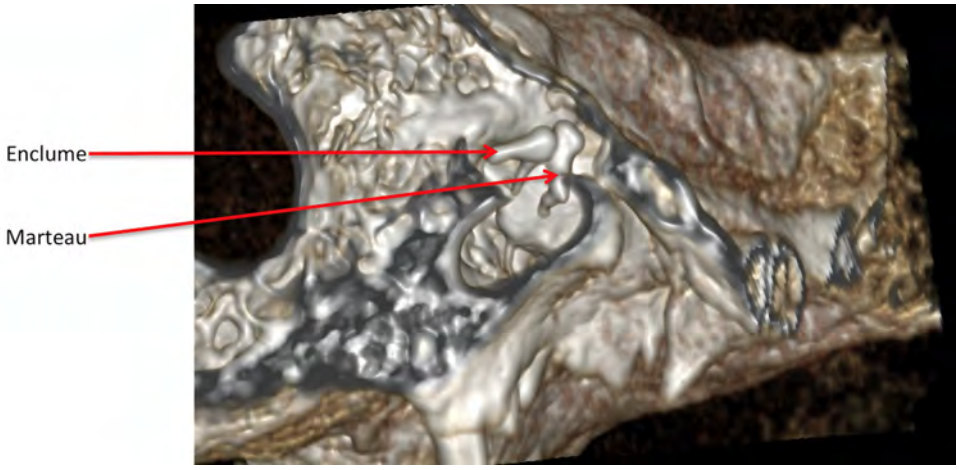


FIGURE 3.2 – Modélisation tri-dimentionnelle de la caisse du tympan d'un rocher droit à partir de scanner, dans l'axe d'utilisation de l'endoscope.

Une analyse anonymisée sur tableur Excel v.14.5 incluait les moyennes et les écart types. Les analyses statistiques ont été faites avec le logiciel SPSS v.20, en utilisant le test de corrélation de Pearson.

3.2.2 Résultats

De janvier à mars 2018, 36 patients ont été inclus, d'âge moyen 39 ans (2 ; 81). Le sex ratio était de 1 :1. 17 rochers droits ont été analysés, et 19 rochers gauche.

Le schéma en Figure 3.3 représente l'espace de travail obtenu, avec un cylindre pour le conduit auditif externe et un parallélépipède rectangle pour la caisse du tympan.

Les flèches rouges représentent les axes d'insertion de l'endoscope les plus extrêmes permis par cet espace de travail, avec le centre de rotation théorique de l'endoscope.

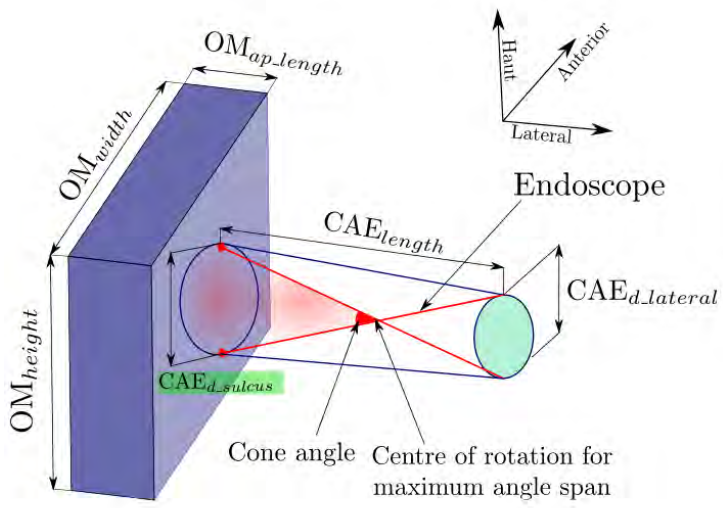


FIGURE 3.3 – Schéma de l'espace de travail incluant oreille externe et oreille moyenne, d'après 36 scanners de rocher au CHU de Nantes.

Le diamètre moyen du CAE était de 6,01 mm (3,9-7,3) latéralement, et 7,9 mm (6,2-11,1) médialement, c'est-à-dire au sulcus. La longueur moyenne du CAE était de 26,9 mm (22,5-35,3).

Le volume moyen du conduit auditif externe était de 1,32 cm^3. Ce volume est proche du volume retrouvé dans la littérature : 1,4 mL d'après scanners [44] ; entre 1,1 et 1,7 mL d'après tympanométrie [49].

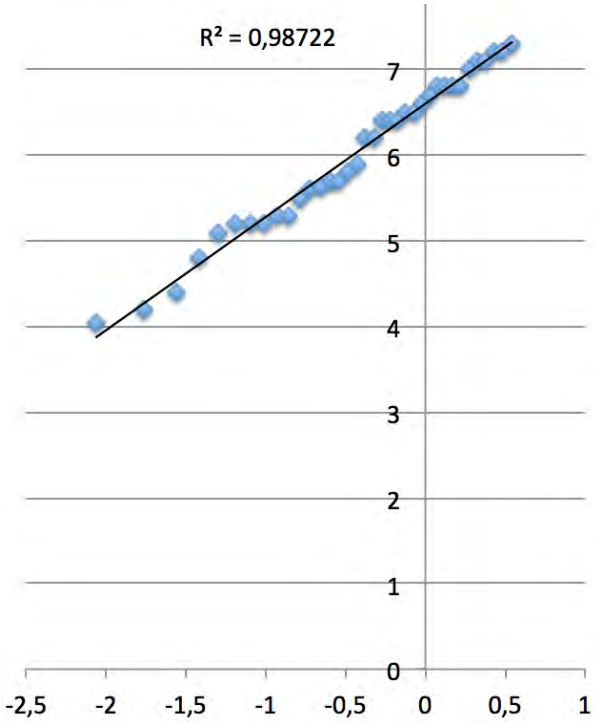


FIGURE 3.4 – Valeurs de l'espace de travail de l'oreille, avec distribution normale (r^2=0.987)

La hauteur moyenne de la caisse du tympan était de 16,2 mm (14,1-19,4), tandis que sa largeur était de 10,8 mm (7,6-12,3) et sa profondeur de 5,7 mm (3,1-7,2). Le volume moyen de la caisse du tympan était 0,99 cm^3. Ce volume est compatible avec les données retrouvées dans la littérature, entre 0,52[46] et 1,1[44].

Ces valeurs sont distribuées en suivant une loi normale ($r^2 > 0.9$), tel qu'illustré en Figure 3.4. Grâce à l'analyse des percentiles, on peut estimer que 90% des patients auront un CAE avec un diamètre compris entre 4,35 et 7,2 mm latéralement, entre 6,2 et 10,2 médialement, et une longueur comprise entre 22,5 et 34,6 mm. 90% des patients auraient une caisse du tympan avec une hauteur comprise entre 14,3 et 19,1 mm, une largeur comprise entre 8,2 et 13,5 mm, et une profondeur comprise entre 4,3 et 7,3 mm.

Cette analyse des percentiles nous donne des valeurs correspondant à 90% des patients. Les valeurs maximales permettent de calculer l'amplitude dont le robot à besoin pour explorer la totalité de l'espace de travail. Les valeurs minimales sont décisives pour savoir dans quelles circonstances le robot ne pourrait pas être utilisé. Nous savons que les endoscopes ont habituellement un diamètre de 2,7 mm, les aspirations un diamètre com-

pris entre 0,8 et 1,4 mm, et les micro-instruments entre 1,0 et 2,5 mm (de la micro-pointe à la micro-pince). Ainsi, pour les patients présentant les valeurs anatomiques minimales, il pourrait être difficile d'insérer tous les instruments au niveau de l'extrémité latérale du CAE. Une petite incision cutanée à ce niveau devrait aider dans cette situation clinique particulière. Cependant, d'après cette analyse, il ne devrait pas y avoir de difficulté à insérer tous les instruments au niveau de l'extrémité médiale du CAE, même dans les conditions anatomiques minimales. D'après ces données, aucun fraisage osseux ne devrait être nécessaire dans cette situation, mais les mouvements seraient plus contraints.

Lors des analyses statistiques, il était retrouvé un diamètre du conduit auditif externe significativement plus petit à son entrée lorsque l'âge était plus faible (p=0,03), mais pas au niveau du sulcus. La longueur était également plus courte en fonction de l'âge (p=0,013).

Aucune différence statistique n'était retrouvée au niveau de la caisse du tympan en fonction de l'âge, ni au niveau des mesures de l'espace de travail en fonction du sexe ou du côté.

3.3 Espace de travail dans la chirurgie endonasale

Le massif facial présente un espace de travail plus vaste et plus profond que celui de l'oreille.

Sa structure est complexe et comprend plusieurs sinus ; ses dimensions dépendent de l'application souhaitée : du sinus à traiter, de l'accès à son méat ou de l'ouverture du sinus pour entrer l'endoscope à l'intérieur.

L'équipe de Burgner [10] a ainsi caractérisé l'espace de travail pour atteindre la base du crâne par voie endonasale, à l'aide de scanner de 7 patients (âge et sexe non renseignés). Cet espace de travail est insuffisant pour la chirurgie des sinus maxillaires ou frontaux, mais donne des informations en termes de profondeur jusqu'au sphénoïde et à la base du crâne.

Les auteurs retrouvaient un espace de travail rectangulaire de 16×35 mm (Figure 3.5), restreint par la narine en porte d'entrée. La distance de la narine à l'hypophyse était de 10 cm.

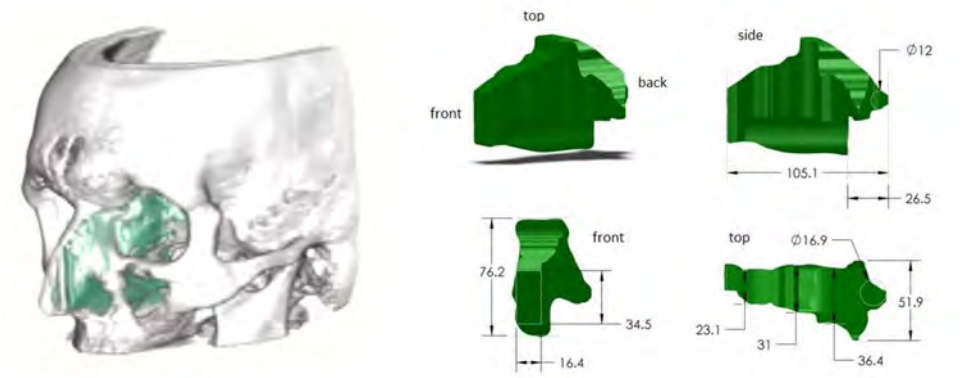


FIGURE 3.5 – Espace de travail pour la chirurgie de la base du crâne par voie endonasale (à gauche) et ses volumes d'après scanner (à droite), d'après Burgner [10].

D'autres auteurs se sont intéressés à l'espace de travail d'après chirurgie, et non d'après scanner. L'équipe de Eichhorn [11] a réalisé une étude sur le point pivot autour duquel tourne l'endoscope, d'après 23 chirurgies endonasales. Les positions de l'endoscope ont été enregistrées, permettant la définition d'un cube équivalent à l'espace de travail de l'extrémité de l'endoscope. Les dimensions du cube durant une chirurgie endonasale étaient $16,59 \times 11,38 \times 6,30$ mm et 1,19 cm^2. Les auteurs ont alors modélisé un plan pivot, où toutes les positions pivots de l'endoscope sont situées lorsqu'il rentre dans les fosses nasales. Ce plan pivot mesurait $3,93 \times 2,31$ mm (Figure 3.6).

Une autre étude réalisée par Trévillot et al [12] étudiait la position d'un endoscope 30° durant 13 ethmoïdectomies réalisées en laboratoire d'anatomie. La position de l'endoscope était fournie par un système de tracking optique basé sur des marqueurs LED infra-rouges. Dans le plan sagittal, l'endoscope tournait de 26° à 66° ; dans le plan axial, entre 34° et 68° ; autour de l'endoscope entre 42° et 71°. La vitesse était comprise entre 12°/s et 57°/s selon les plans. La profondeur de pénétration de l'endoscope dans les fosses nasales variait entre 70 et 100 mm.

Les auteurs ont ensuite établi une région fixe pour chaque sinus, qui renferme le centre de rotation. Ces régions sont nommées par les auteurs boîtes sinusiennes, représentées en Figure 3.7a. Ces "boîtes sinusiennes" sont inclues dans une boîte plus grande, à l'intérieur de laquelle le centre de rotation restera lorsque toute la fosse nasale sera explorée. La position de cette dernière boîte est représentée sur les coupes de scanner (Figure 3.7b). Les dimensions de cette boîte étaient de 4,8 à 20,9 mm selon x, 13,8 à 30,9 mm selon y et 7,2 à 34,9 mm selon z. Ces variations s'expliquaient par les différences anatomiques entre

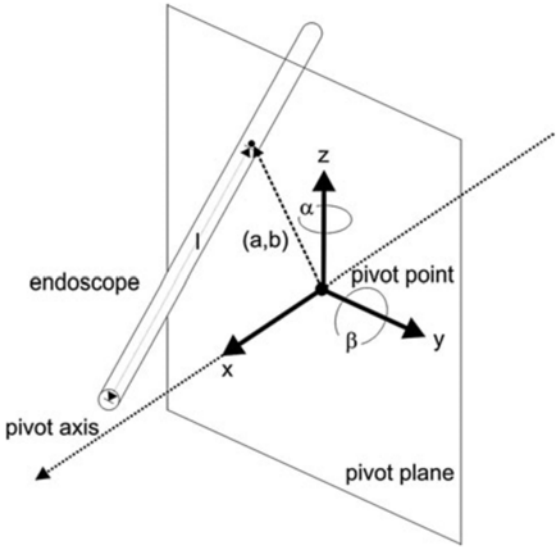


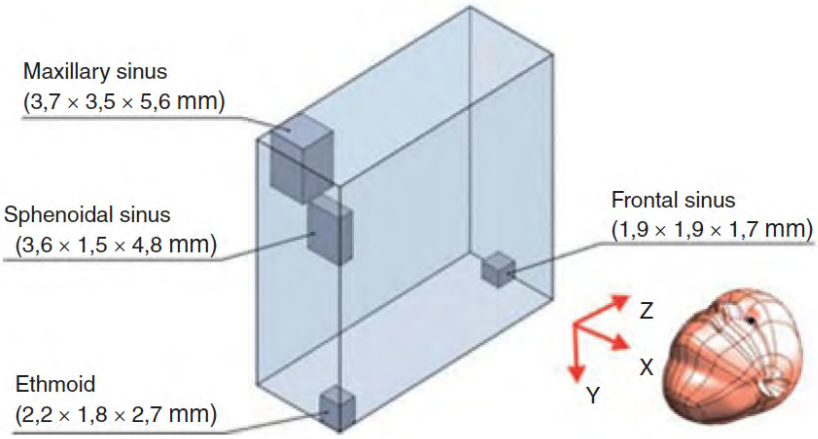
FIGURE 3.6 – Diagramme du plan pivot d'après Eichhorn[11]. Le point pivot est représenté à l'entrée des fosses nasales, ainsi que les rotations et translations autour de ce point pivot.

les patients et les différentes techniques chirurgicales.

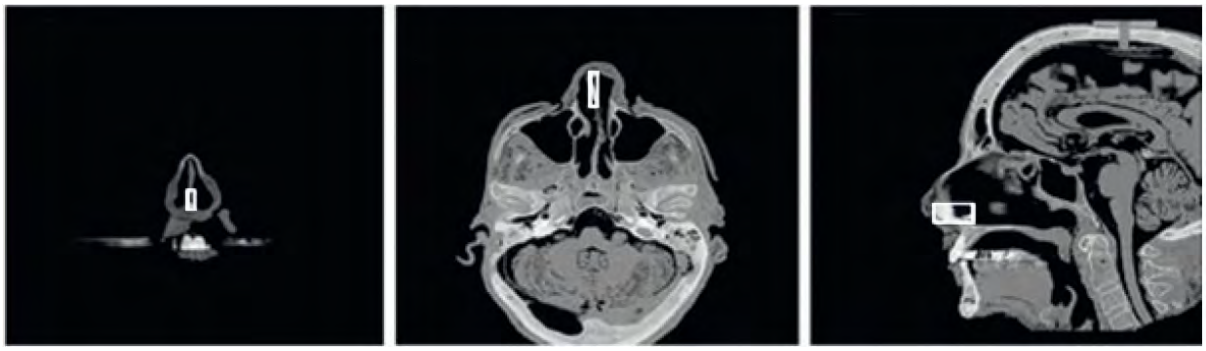
Ces données vont dans le même sens que celles étudiées par l'équipe de Lombard et al. [13], d'après les données de navigation au bloc opératoire utilisant des endoscopes 30° et 45°, lors de chirurgies endonasales classiques (méatotomies moyennes, ethmoïdectomies, sphénoïdotomies) et plus rares (Draf-3, résection d'adénocarcinomes de l'ethmoïde et de la base du crâne).

La profondeur d'insertion des endoscopes variait de 35 à 112 mm. Selon la cible chirurgicale, le type d'endoscope (30° ou 45°), le choix de position du chirurgien et l'anatomie du patient, la position des points pivots variait significativement. Cependant, ces points restaient tous inclus dans un pseudo-cône, dont la base était une ellipse de 23 mm de grand axe, et le sommet centré sur la narine de 16 mm de grand axe. La hauteur de ce volume était de 14 mm. Ce volume est représenté en Figure 3.8. Les points pivots pouvaient être intra ou extra nasaux.

Ces différentes études nous donnent de précieuses informations sur l'espace de travail pour accéder à la base du crâne ou sur les positions des points pivots de l'endoscope. Cependant, aucune étude ne permet de délimiter l'ensemble de l'espace de travail du massif facial en vue d'une application robotique.



(a) Volume englobant les localisations des centres de rotation d'un endoscope 30°, en fonction de la chirurgie sinusienne réalisée.



(b) Localisation de ce volume sur différentes coupes de scanner.

FIGURE 3.7 – Analyse du centre de rotation de l'endoscope dans la chirurgie endonasale, d'après Trevillot et al [12].

Comme pour l'oreille, il était donc nécessaire de réaliser un atlas géométrique du massif facial, afin de mieux préciser notre espace de travail.

3.3.1 Matériels et Méthodes

Afin de définir les dimensions de cet espace de travail, nous avons sélectionné rétrospectivement des patients admis au CHU de Nantes et ayant bénéficié d'un scanner des sinus en 2019. Les scanners ont été analysés de façon aléatoire de façon à obtenir un groupe de patients de sexes et d'âges différents.

Les patients ayant déjà été opérés des sinus étaient exclus de l'étude.

Nous avons défini l'espace de travail du massif facial par l'ensemble des fosses nasales

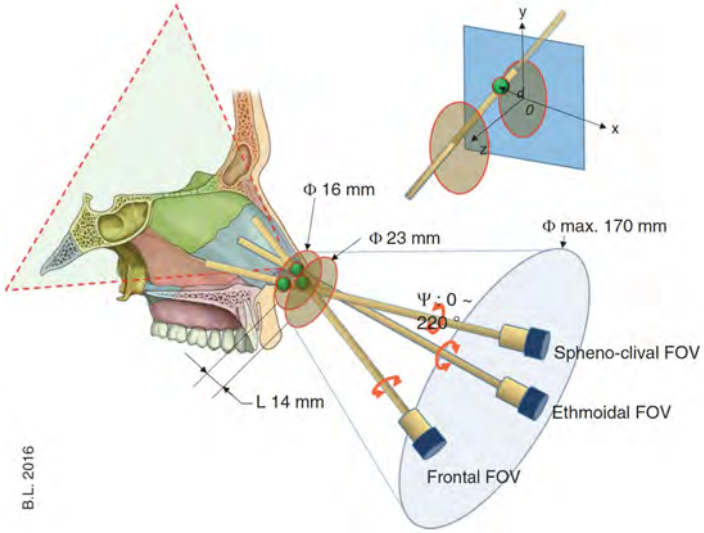


FIGURE 3.8 – Volume incluant les centres de rotation des endoscopes 30° et 45° lors de chirurgies endonasales [13]. *FOV : Field of View.*

et des sinus, jusqu'à leurs parois externes. Cet espace anatomique comprend donc les fosses nasales, de leur plancher au toit de l'ethmoïde, les sinus maxillaires droit et gauche jusqu'à leur bord latéral, et la paroi pharyngée postérieure en limite postérieure.

Cet espace de travail est donc probablement sur-évalué, car l'extrémité de l'endoscope a rarement besoin d'atteindre la paroi la plus latérale d'un sinus. Cependant, cela permet de garantir que le robot ne soit pas pris en défaut quelle que soit l'indication, y compris en cancérologie.

Une analyse sur coupes osseuses de scanners des sinus a été réalisée, avec diverses mesures (Figure 3.9) :

— $Workspace_depth$: distance entre l'orifice piriforme et la paroi pharyngée postérieure,

— $Workspace_width$: distance entre la paroi latérale du sinus maxillaire et le septum nasal de chaque côté,

— $Workspace_height$: distance entre le plancher des fosses nasales et le toit de l'ethmoïde au niveau du canal naso-frontal,

— $Nasal_fossae_width$: distance entre le septum nasal et le méat moyen de chaque côté,

— hauteur de l'orifice piriforme, qui correspond à l'orifice d'entrée de l'endoscope et le plus souvent au site de centre de rotation déporté (RCM).

Comme pour l'espace de travail de l'oreille, une analyse anonymisée sur tableur Excel v.14.5 et une analyse statistique avec SPSS v.20 (test de corrélation de Pearson) ont été réalisées.

3.3.2 Résultats

Nous avons inclus 23 patients, d'âge et de sexes variables (patients de 11 à 95 ans).

La Figure 3.9 présente l'espace de travail obtenu, avec deux parallélépipèdes rectangles correspondant aux espaces des fosses nasales et ethmoïdes jusqu'à la paroi pharyngée postérieure ; et deux triangles accolés correspondant aux deux sinus maxillaires droit et gauche.

Nous pouvons visualiser en rouge les différentes positions de l'endoscope, avec le point pivot situé à l'orifice narinaire. On peut voir que la course maximale de l'endoscope peut atteindre 90°, démontrant l'importance d'obtenir un espace de travail pour le robot d'au moins ±45°. Mais en pratique clinique, pour accéder à la paroi antérieure du sinus maxillaire sans retirer trop d'os, le chirurgien utilise le plus souvent un endoscope 70° ; la course de l'endoscope est ainsi inférieure à 90°. Parfois, le septum nasal séparant les deux fosses nasales peut être retiré, ce qui élargit l'espace de travail.

La profondeur moyenne, i.e. la distance entre orifice piriforme et paroi pharyngée postérieure, était de 77,04 mm (59-94). Cette dimension correspond à la profondeur d'insertion retrouvée dans la littérature, de 70 à 100 mm pour Trevillot [12] et de 35 à 112 mm pour Lombard [13].

La distance moyenne entre la paroi latérale du sinus maxillaire et le septum était de 39,26 mm (27-47). Si l'on considère la distance sans entrer dans le sinus maxillaire (distance entre septum et méat moyen), comme cela est le plus souvent le cas en pratique, alors la mesure moyenne était de 13,74 mm (9-18).

La hauteur moyenne, i.e. la distance entre le plancher des fosses nasales et le toit de l'ethmoïde, était de 55,39 mm (42-67).

Enfin, la hauteur moyenne de l'orifice piriforme, qui délimite la porte d'entrée de cet espace de travail, était de 29,57 mm (21-36).

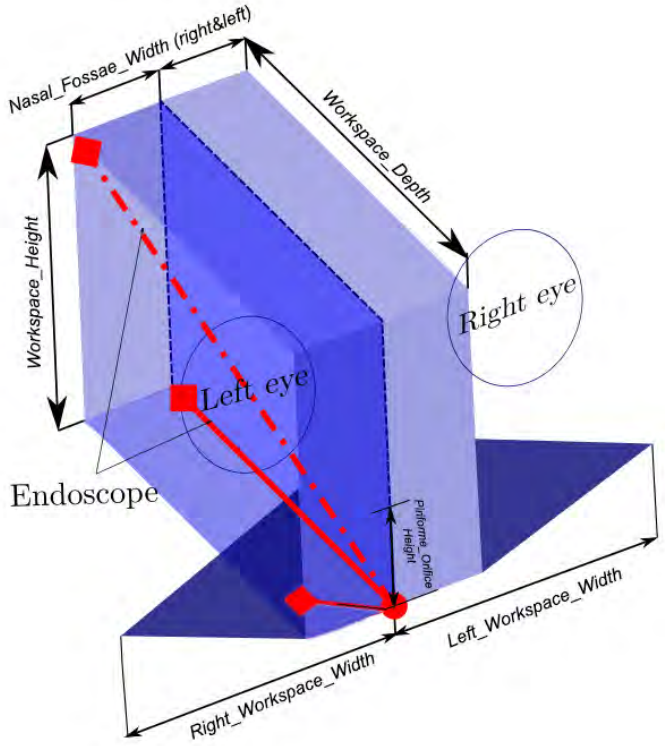


FIGURE 3.9 – Schéma de l'espace de travail du massif facial, d'après 23 scanners des sinus au CHU de Nantes.

Ces valeurs étaient distribuées suivant une loi normale ($r^2 > 0.8$). Grâce à l'analyse des percentiles, on peut estimer que 90% des patients auraient des fosses nasales de profondeur comprise entre 10,1 et 17,5 mm et de hauteur comprise entre 47,1 et 66,9 mm. La distance entre le septum nasal et la paroi latérale du sinus maxillaire serait comprise entre 31,3 et 44,5 mm. 90% des patients auraient un orifice piriforme d'une hauteur comprise entre 24,2 et 34,9 mm.

A la différence de l'espace de travail de l'oreille, l'orifice piriforme est environ six fois plus grand que le CAE. Il n'y a alors pas de difficulté à insérer l'endoscope et deux outils additionnels par la narine dans le même temps, y compris dans les conditions minimales de l'analyse des percentiles.

Aucune différence statistique n'était retrouvée en fonction de l'âge, du sexe ou du

côté considéré. Cependant, il faut noter qu'un seul patient de notre série avait moins de 20 ans ; âgé de 11 ans, il avait donc tous ses sinus formés, même si les sinus sphénoïdes et frontaux étaient encore susceptibles de croître. Une série de patients de moins de 10 ans aurait bien sûr montré une variation importante de taille des sinus par rapport aux adultes, car certains sinus n'auraient pas encore été formés.

3.4 Position du robot par rapport à l'espace de travail

Nous avons défini précédemment les différents espaces de travail auxquels l'architecture robotique doit pouvoir s'adapter. Cependant, le robot doit aussi prendre en compte les variations de position du patient.

En effet, durant la chirurgie de l'oreille ou de sinus, le patient est positionné en decubitus dorsal, c'est-à-dire sur le dos.

Cependant, la position de sa tête varie :

— selon le type de table et de têtière,

— selon la morphologie du patient,

— selon le type de chirurgie réalisée,

— selon les habitudes du praticien.

Pour la chirurgie otologique, la tête doit être inclinée vers le côté opposé à celui opéré, et parfois légèrement mise en extension, de sorte à ce que la mastoïde soit à l'horizontale : c'est la position optimale, présentée en Figure 3.10, à gauche.

Mais un patient âgé ne peut parfois pas tourner la tête en raison d'une arthrose cervicale évoluée, et il est alors impossible de mettre la mastoïde en position optimale pour l'insertion de l'endoscope, tel que présenté Figure 3.10, à droite. Ainsi, l'axe d'entrée de l'oreille peut être basculé jusqu'à 53°.

Le robot doit alors pouvoir s'adapter à ces modifications "hors espace de travail".

Durant une chirurgie endonasale, la tête est le plus souvent placée en flexion antérieure, afin d'accéder plus aisément aux espaces antérieurs et supérieurs du massif facial (Figure 3.11a).

Mais la morphologie du patient peut influer sur la position de la tête du patient. Ainsi, un patient obèse ou avec un cou court ne pourra pas être mis correctement en hyperflexion lors d'une chirurgie sinusienne. La tête restera alors plus horizontale, telle

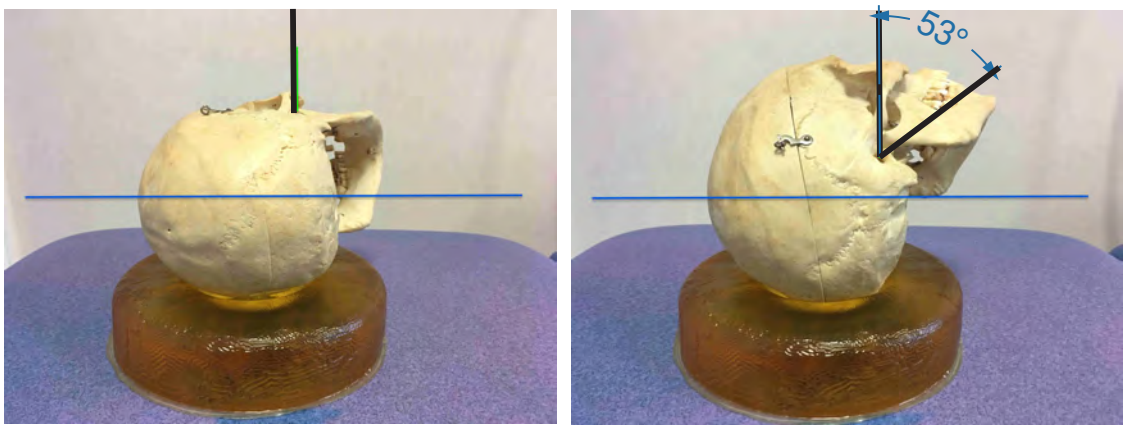
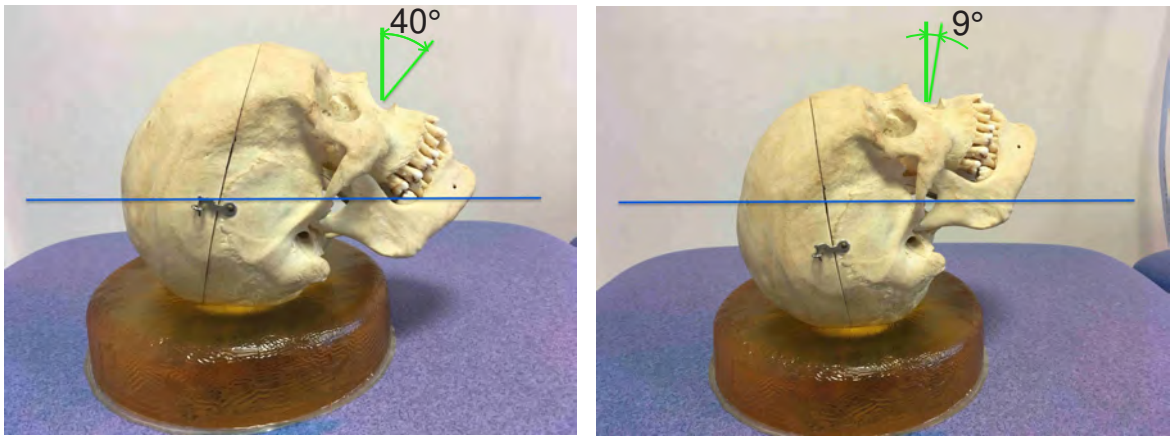


FIGURE 3.10 – Placement de l'oreille par rapport à la table opératoire, en position optimale (à gauche) et défavorable (à droite).

que présentée Figure 3.11b. Cette position peut également être rendue nécessaire par des raisons médicales : en cas d'arthrodèse cervicale par exemple, une flexion du rachis n'est en général pas possible et le patient doit rester en position horizontale.



(a) Flexion antérieure de la tête.

(b) Position horizontale de la tête, en raison d'une impossibilité de flexion.

FIGURE 3.11 – Variations de positions de la tête lors d'une chirurgie endonasale. *Axe de la table en bleu, axe d'insertion de l'endoscope en vert compris entre* 9° *et* 40°.

Pour objectiver ces différences de positionnement de la tête du patient en fonction des situations, nous avons réalisé ces mises en situation avec une maquette de crâne, dans des positions en situation minimale et maximale pour ces deux types de chirurgie.

Le choix de l'architecture du robot est important afin de lui permettre de s'adapter à ces différentes situations. Plus son espace de travail est grand, grâce à de larges amplitudes de mouvements, et moins le chirurgien sera contraint par le robot lors de l'installation du patient ou de la manipulation du robot. Ainsi, l'oreille ne doit pas être positionnée en fonction du robot, mais c'est le robot qui doit s'adapter aux différents positionnements et morphologies. Un choix d'architecture basé sur l'oreille moyenne pourrait fortement restreindre le champ d'application du robot à d'autres aires anatomiques, telles que la chirurgie sinusienne ou la neurochirurgie.

Les contraintes que l'on utilisera dans la suite de ce travail sont d'avoir un robot avec un centre de rotation déporté et possédant un espace de travail lui permettant de s'incliner d'environ ± 1 radian (57°) pour pouvoir s'adapter aux chirurgies des oreilles et des sinus comme illustré sur la Figure 3.12. Cet espace de travail sera noté par la suite *espace de travail souhaité*. En fonction du paramétrage utilisé, il prendra la force d'un carré ou d'un cercle. La Figure 3.12 montre les mouvements de l'endoscope lorsque l'espace de travail est représenté en azimut-inclinaison.

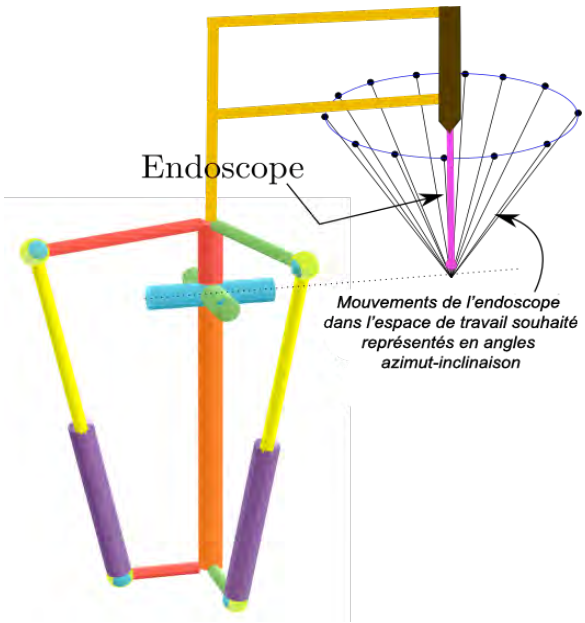


FIGURE 3.12 – Visualisation des mouvements de l'endoscope dans la représentation azimut-inclinaison

Dans la Figure 3.13, l'espace de travail est représenté en coordonnées polaires. Il est très simple de visualiser et de comprendre l'espace de travail dans cette représentation.

L'espace couvert dans la Figure 3.13 n'est rien d'autre que la base du cône de la Fi-

gure 3.12. La hauteur de ce cône n'est que la représentation de la longueur de l'endoscope, mais n'a aucune signification dans l'orientation de l'espace de travail.

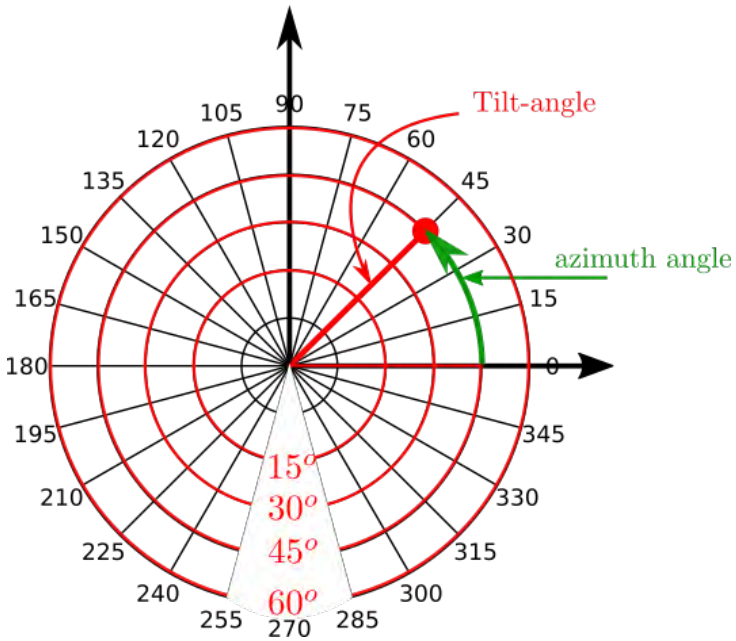


FIGURE 3.13 – La représentation polaire des angles azimutaux d'inclinaison

La Figure 3.14 représente l'espace de travail en fonction du type de paramétrage utilisé. Si l'on prend les angles du cardan, on aura une représentation avec les angles d'Euler. Inversement, si l'on prend les angles azimut-inclinaison, la modélisation sera plus complexe mais plus proche de la mobilité demandée par le chirurgien.

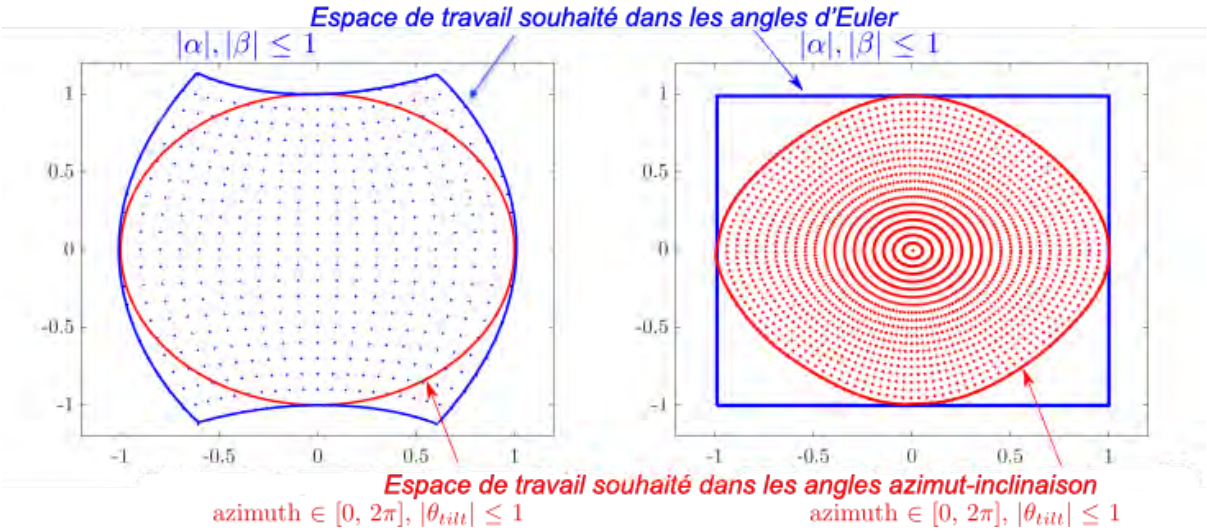


FIGURE 3.14 – Comparaison de l'espace de travail souhaité dans la représentation des angles d'Euler (en bleu) et dans la représentation azimut-inclinaison (en rouge).

3.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté une revue de la littérature des différents travaux réalisés sur les espaces de travail de l'oreille et du massif facial.

Cependant, en raison de données variables et parcellaires, et en l'absence de mesures géométriques de l'oreille moyenne ou des sinus et fosses nasales dans leur totalité, nous avons décidé de réaliser un atlas géométrique de ces régions anatomiques [50], afin de mieux préciser nos espaces de travail. Cet atlas géométrique a été réalisé d'après scanners de patients d'âge et de sexe différents au sein du CHU de Nantes. Il s'agit des mesures basées sur le plus grand nombre de scanners dans la littérature pour les deux localisations.

Ainsi, pour l'oreille, nous avons pu définir un espace de travail, dont les dimensions s'accordent avec les quelques données principalement volumétriques retrouvées dans la littérature.

Pour le massif facial, la majorité des études s'étaient intéressées aux volumes des différents sinus paranasaux, ainsi qu'à l'influence de diverses pathologies infectieuses ou malformatives sur leur taille ou leur croissance. Le sinus maxillaire était le plus étudié [51, 52], montrant par exemple une diminution de son volume avec l'âge et la perte des dents maxillaires [53]. Pourtant, nous n'avons pas retrouvé d'étude s'intéressant aux dimensions des sinus paranasaux dans leur globalité, déterminant des limites supérieures et inférieures pour définir un espace de travail robotique. Nous avons alors défini cet espace de travail d'après les mesures de scanner exposées dans ce chapitre.

A notre connaissance, il n'existe pas d'autre étude examinant les dimensions des oreilles et des sinus dans leur ensemble, et définissant des limites supérieures et inférieures pour définir un espace de travail robotique.

Bien que les espaces de travail de l'oreille et des sinus présentent des différences certaines en termes de dimensions ou de rapports anatomiques, ils partagent malgré tout plusieurs caractéristiques communes : (i) la même échelle de dimensionnement, comparativement à la chirurgie abdominale ou thoracique, (ii) les mêmes endoscopes, et (iii) les mêmes techniques chirurgicales.

Cette observation permet d'envisager l'utilisation d'un robot pour la chirurgie endoscopique en otologie et en sinus, afin de réduire les coûts de développement, de formation et pour accroître son utilisation dans des structures de soins de petite taille.

Chapitre 4

Introduction d'un nouveau robot en ORL

4.1 Introduction

Nous avons étudié, dans les deux chapitres précédents, l'anatomie particulière de l'oreille et du massif facial et la chirurgie qui s'y rapporte (2), et les caractéristiques de ces espaces de travail (3). La littérature nous a apporté des données sur les gestes du chirurgien lors de ces procédures [12]. Nous avons donc défini les caractéristiques des chirurgies concernées. Suivant des propositions de plan pour la conception de robots chirurgicaux [54], nous pouvons désormais analyser les solutions techniques qui pourraient être proposées dans ce contexte, puis vérifier ces choix.

Il nous faut ainsi poser les bases de notre futur système robotique, savoir quels seront ses objectifs et comment il se démarque des propositions existantes. Plusieurs questions se posent alors :

— *quelles sont les fonctions et les contraintes auxquelles ce robot devrait répondre ?*

— *quels sont les robots existants dans les domaines de la chirurgie de l'oreille et des sinus ? Notre système serait-il innovant par rapport aux robots déjà étudiés et/ou brevetés ?*

— *quelles sont les attentes du milieu médical et du milieu industriel vis-à-vis d'un robot chirurgical porte-endoscope ?*

Pour répondre à ces questions, un état de l'art des robots étudiés en chirurgie otologique et sinusienne est présenté (4.2). Ensuite, une analyse fonctionnelle est réalisée (4.3), présentant les fonctions auxquelles notre système robotique devrait répondre. Pour savoir si nos propositions sont innovantes, une veille de brevets est ensuite réalisée (4.4), et un dépôt de brevet dans le cas échéant (4.5). Enfin, une étude de marché (4.6) permet de savoir si notre système répondrait aux attentes des chirurgiens de ces spécialités, et

quel serait l'intérêt des industriels dans ce domaine.

4.2 État de l'art des robots en chirurgie otologique et sinusienne

4.2.1 Robots en otologie

Lors d'une chirurgie de l'oreille moyenne, le chirurgien, et donc le système robotique, doit faire face à plusieurs contraintes : un champ de vision limité, et de nombreuses structures anatomiques importantes dans un espace restreint. De plus, cette micro-chirurgie dépend de la dextérité du chirurgien, et est soumise aux tremblements de ses mains.

Nous pouvons classer les systèmes robotiques chirurgicaux dédiés à l'otologie en fonction de leur application médicale :

— les robots de fraisage mastoïdien (4.2.1.1), dans le cadre de l'implantation cochléaire. L'objectif est de sécuriser ce trajet passant à proximité immédiate de la 3ème portion du nerf facial.

— les robots conçus pour remplacer la main du chirurgien lors de la mise en place de prothèse ossiculaire ou d'implant cochléaire (4.2.1.2). Leur objectif est d'accroître la précision du geste, en éliminant les tremblements liés au chirurgien.

— les robots porte-endoscope (4.2.1.3), robots assistants visant à interagir avec le chirurgien pour faciliter la chirurgie oto-endoscopique. L'objectif est de libérer une main du chirurgien pour lui permettre d'opérer avec deux instruments à la fois, tout en bénéficiant de l'endoscope maintenu par le robot.

4.2.1.1 Robots de fraisage mastoïdien

La majorité des robots otologiques sont développés pour le fraisage mastoïdien dans le cadre de l'implantation cochléaire. Ils partagent la possibilité de fraiser selon un trajet prédéfini, grâce à des images de scanner pré-opératoire. Ces robots fraisent à la place du chirurgien, jusqu'à la fenêtre ronde au niveau de la caisse du tympan.

Leur objectif commun est de sécuriser ce trajet, qui passe à proximité immédiate de la 3ème portion du nerf facial.

A un stade pré-clinique, un système a été proposé [14, 55] pour creuser un tunnel à travers le récessus facial, en utilisant un robot industriel (KUKA KR3, Figure 4.1). Ce

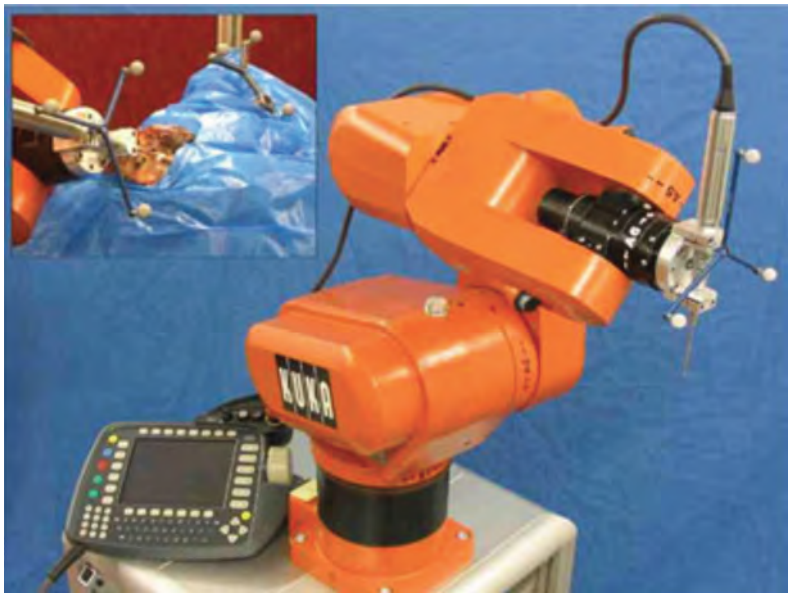


FIGURE 4.1 – Robot industriel Kuka proposé pour le fraisage mastoïdien dans la chirurgie d'implant cochléaire [14].

système présente une architecture sérielle avec 6 Degrés de Liberté (DDL), et équipé d'un scanner et d'un logiciel de contrôle guidé par l'image. Cependant, la précision était trop faible (0,5mm en moyenne), et l'utilisation d'un robot industriel n'est pas compatible avec une application clinique.

L'équipe de Danilchenko et al [15] utilisait également un robot industriel (Mitsubishi RV-3S) pour réaliser une mastoïdectomie. Le système, nommé OTOBOT, se veut un système autonome permettant de planifier un fraisage, associant robot industriel et tracking optique pour vérifier le positionnement de l'outil. D'après scanner, le chirurgien entoure sur logiciel la zone d'os à enlever (Figure 4.2), puis contrôle durant la procédure le positionnement correct de l'effecteur par rapport aux structures anatomiques. La valeur d'erreur maximale après fraisage de trois rochers cadavériques était de 0,6 mm, ce qui semble élevé au vu de l'anatomie de l'oreille.

L'équipe de Dillon [16] proposait également d'automatiser la procédure de mastoïdectomie, en proposant un robot compact, attaché à l'os du crâne du patient (Figure 4.3). Le prototype était un robot à 4 DDL, monté sur un cadre de positionnement pour l'attache osseuse. A nouveau, un scanner était nécessaire pour que le chirurgien contoure manuellement la zone à fraiser. La précision moyenne du système était de 0,5 mm, ce qui semble insuffisant, comme pour les deux précédents robots.

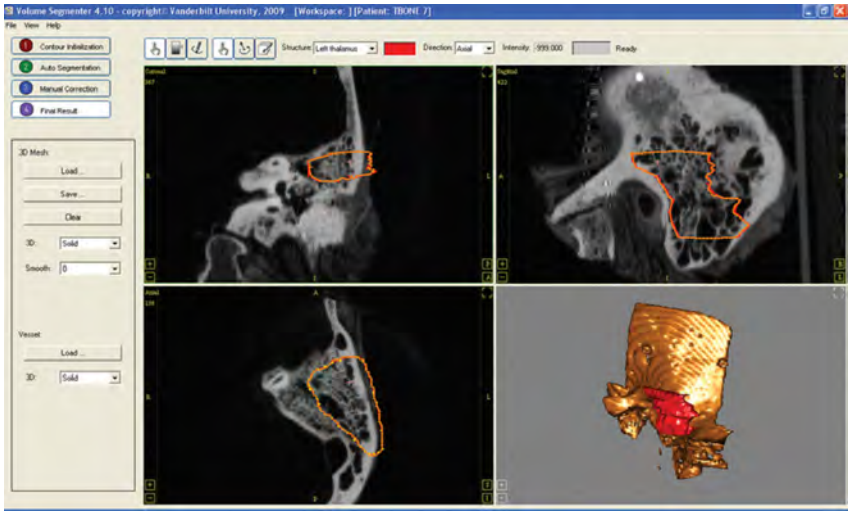


FIGURE 4.2 – Logiciel de contourage de la zone de fraisage du système OTOBOT [15].

Microtable est un autre système [17] étudié pour réaliser un fraisage mastoïdien. Il s'agit d'une architecture parallèle de type Gough-Stewart, attachée à la tête du patient par des vis à ancrage osseux (Figure 4.4). Cela permet d'éviter le recours à des systèmes de suivi de mouvements de la tête du sujet. Un logiciel de planification du fraisage permet, à partir d'images de scanner pré-opératoire, de définir une trajectoire optimale pour le robot. Ce système était testé au stade pré-clinique sur des rochers en laboratoire d'anatomie.

Un autre robot a été imaginé par l'équipe de Kobler [18] utilisant une architecture identique, de type Gough-Stewart avec 6 pieds connectant la plate-forme mobile et la base, fixée sur l'os temporal. L'objectif est à nouveau d'augmenter la précision et d'éviter le recours à un tracking optique en se fixant directement sur la tête du patient. Le projet RoboJig a permis de faire évoluer ce dispositif à un stade pré-clinique, avec des essais de fraisage sur os cadavérique, principalement en réalisant un tunnel mastoïdien après repérage des structures anatomiques à risque. Ce système a ensuite été testé pour réaliser l'insertion du porte-électrode dans la cochlée [56].

Ces différents robots ne permettent pas de distinguer os et tissu mou ; l'équipe de Birmingham [19] a développé un système de fraisage permettant de faire cette distinction, grâce à la force appliquée sur l'instrument. Le robot, appelé "Smart Micro-Drill" (Figure 4.6), fraise automatiquement, mais lorsque la fraise ne touche plus de tissu osseux,

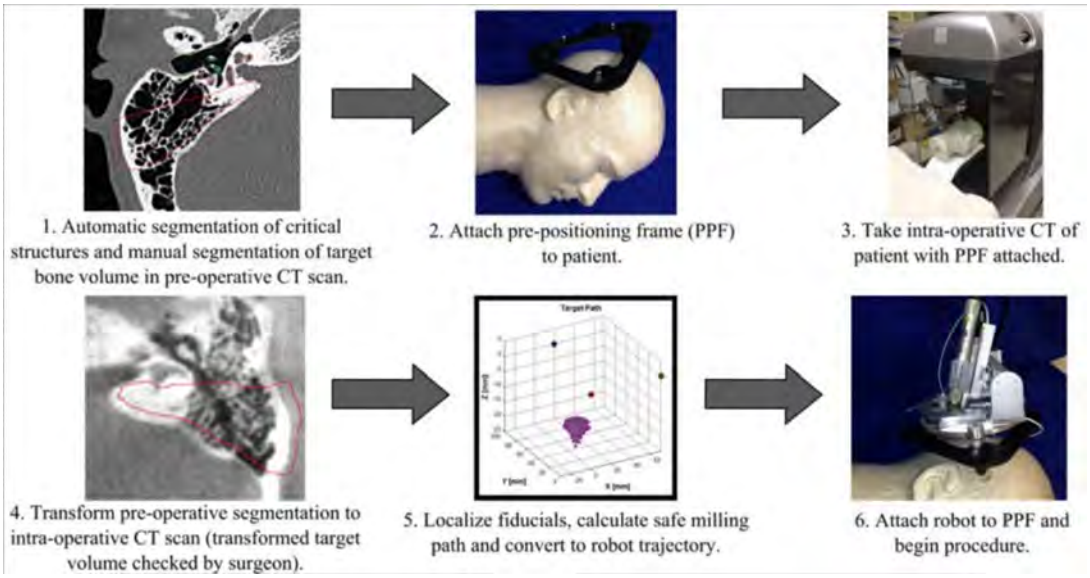
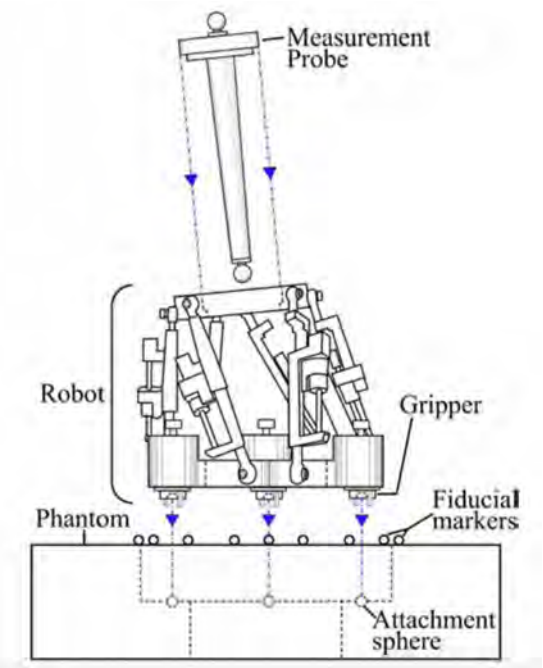


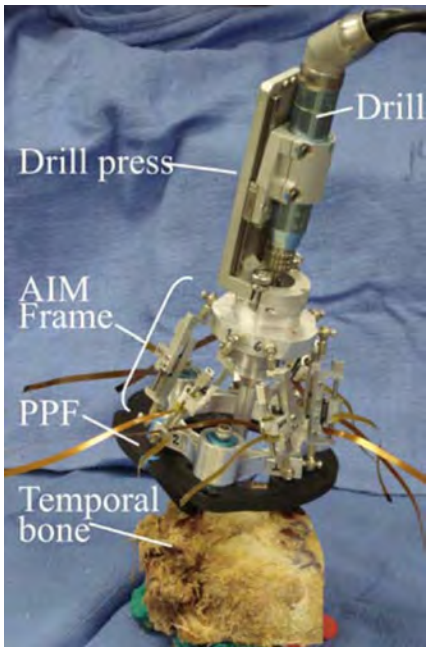
FIGURE 4.3 – Système de fraisage attaché au crâne du patient, avec étape de contourage de la zone à fraiser sur scanner per-opératoire [16].

la force exercée chute. Cela permettrait de protéger les structures de l'oreille interne lors d'un fraisage. Ainsi, une étude en salle d'opération sur trois patients [57] a montré que l'utilisation de ce robot pour la cochléostomie était sûre, et permettait de préserver le labyrinthe membraneux.

On peut citer également une étude ayant utilisé le robot Da Vinci pour réaliser le fraisage mastoïdien [20]. Sur deux rochers en laboratoire d'anatomie, un adaptateur imprimé en 3D a été positionné sur un bras du robot, afin de lui permettre de maintenir une fraise. Ensuite, la mastoïdectomie a été réalisée à l'aide du Da Vinci, selon la technique opératoire habituelle. Une image augmentée des structures anatomiques acquises par scanner pré-opératoire était fournie au niveau de la console du robot pour le chirurgien (Figure 4.7. Pour cela, le chirurgien contourait manuellement les structures sur un logiciel, après acquisition scanner. Cependant, d'après les auteurs eux-mêmes, la visualisation de la zone opératoire était moins bonne qu'en microscopie conventionnelle. De plus, l'absence de retour de force était considérée comme gênante. Enfin et surtout, l'encombrement important du robot rendait impossible la réalisation correcte de l'ouverture du récessus facial au robot, puis de la cohléostomie. Ces deux étapes chirurgicales ont donc été réalisées manuellement par le chirurgien, alors qu'il s'agit précisément des parties minutieuses de l'intervention. La mise en place de l'implant était également réalisée manuellement, donc sans gain en termes de diminution des tremblements lors de

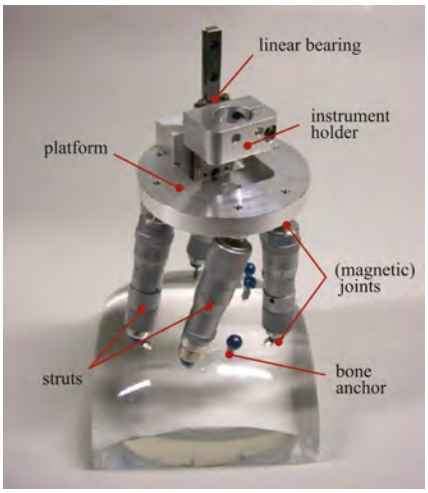


(a) Schéma de l'architecture parallèle du Microtable.

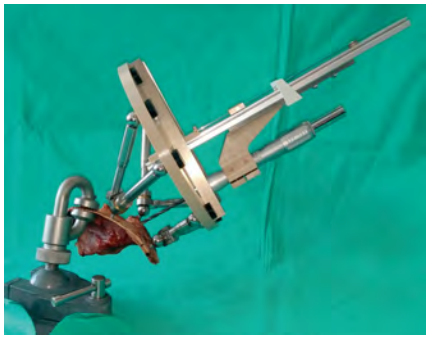


(b) Robot Microtable directement attaché à l'os temporal.

FIGURE 4.4 – Robot Microtable pour le fraisage mastoïdien [17].



(a) Robot parallèle du RoboJig, de type Gough-Steward.



(b) Robot RoboJig directement attaché à l'os temporal, comme le Microtable.

FIGURE 4.5 – Robot parallèle développé pour le fraisage mastoïdien dans la chirurgie de l'implant cochléaire [18].

FIGURE 4.6 – Système "Smart Micro-Drill", utilisé pour le fraisage de la cochlée avec arrêt automatique lorsqu'il n'y a plus d'os [19].

l'insertion.

Un système robotique différent a été élaboré au ARTORG Center à Berne [58], et augmente la précision cible en utilisant un robot dédié, compatible avec une application clinique. Ce robot présente une architecture sérielle avec 5 DDL, et s'attache directement à la table d'opération. En effet, le poids de la structure est léger (5,5kg). Enfin, un système de tracking optique est utilisé pour contrôler la position des instruments par rapport au patient en début de procédure, puis la position du robot au fur et à mesure du fraisage. Un monitoring du nerf facial est intégré à l'effecteur du robot.

Cette recherche a conduit à une étude clinique sur 9 patients en 2019 [21]. Le trajet est tout d'abord défini sur la base d'images scanographiques pré-opératoires, en ciblant la fenêtre ronde. Puis le robot perce un tunnel en suivant ce trajet jusqu'au récessus facial ; un contrôle peropératoire est réalisé pour vérifier la position de la fraise par rapport aux structures anatomiques à respecter. L'ouverture de la fenêtre ronde puis l'insertion de l'implant cochléaire est ensuite effectué manuellement par le chirurgien.

Une version commerciale de ce robot microchirurgical nommé HEARO (Figure 4.8) est désormais développé par CAScination et Med-El (fabriquant d'implant cochléaire), avec marquage CE depuis mai 2020.

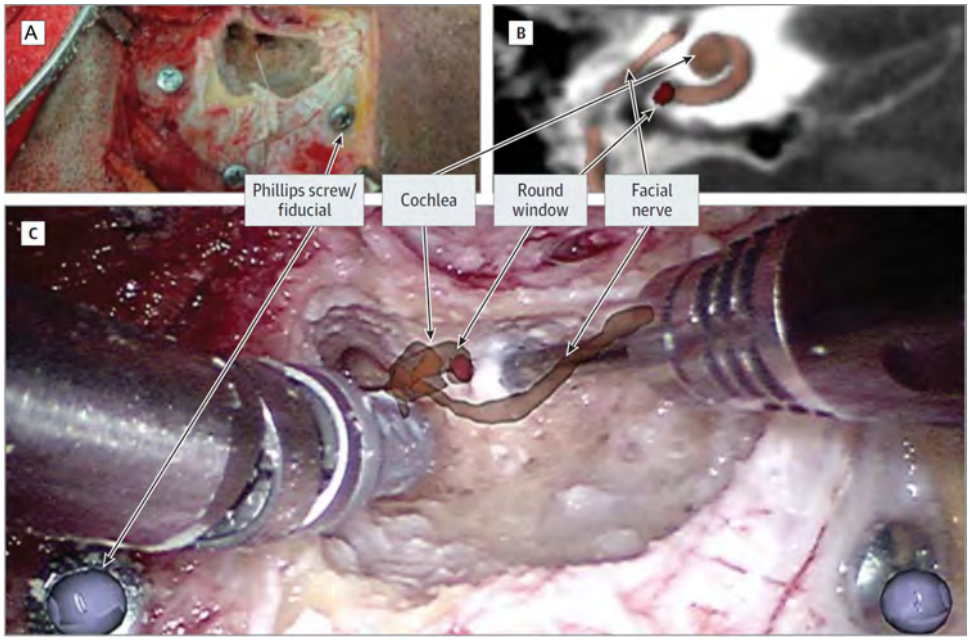


FIGURE 4.7 – A. Image per-opératoire d'une mastoïdectomie réalisée avec le robot Da Vinci. B. Scanner du rocher en coupe coronale montrant plusieurs structures anatomiques à respecter. C. Capture de l'écran du robot Da Vinci tel que visualisé par le chirurgien, avec structures anatomiques apparaissant sur l'écran [20].

4.2.1.2 Robots de chirurgie ossiculaire ou d'implantation cochléaire

Peu de robots ont été spécifiquement conçu en vue d'une application à la chirurgie ossiculaire, comparativement à la chirurgie de fraisage. Ils sont conçus pour remplacer la main du chirurgien lors de gestes microscopiques, comme le placement d'une prothèse ossiculaire ou l'insertion d'un implant cochléaire.

Leur objectif commun est d'accroître la précision du geste, en éliminant les tremblements liés au chirurgien.

En 2013, l'équipe de Enstfellner a développé MMTS [22], conçu pour les stapédectomies. Ce robot a 6 DDL et un joystick (Figure 4.9) pour contrôler l'effecteur. Des capteurs de force permettent de mesurer la force appliquée à l'extrémité de l'instrument. Ce système permet au chirurgien de contrôler la mise en place de la prothèse ossiculaire, avec une précision d'environ 1,6 mm. Cependant, une étude avec 10 chirurgiens ORL [59] comparait la précision obtenue pour toucher un point précis sur la platine de l'étrier, entre l'utilisation de ce robot et manuellement. La précision n'était pas améliorée par l'utilisation du robot, voire était meilleure en valeurs absolues lors d'une approche ma-

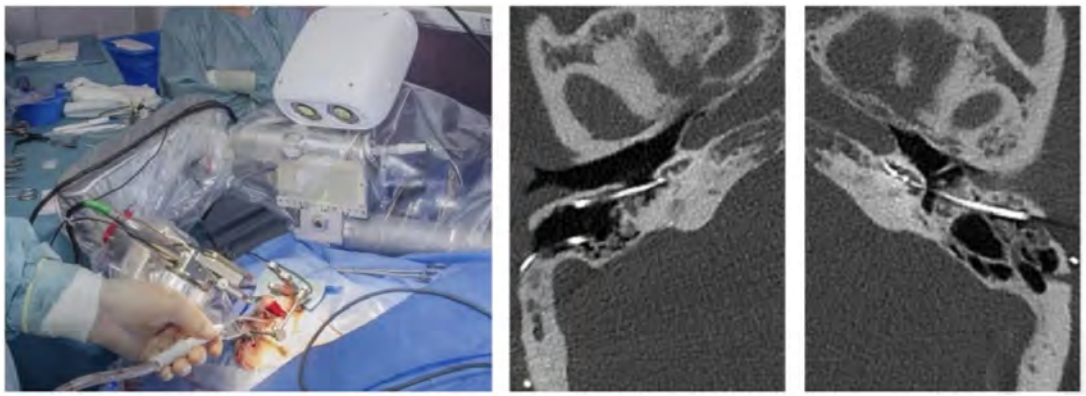


FIGURE 4.8 – Robot HEARO en salle de chirurgie, avec système de tracking optique, à gauche. Coupes axiales de scanners montrant un implant posé par voie conventionnelle (au milieu) et par voie robotisée (à droite) [21].

nuelle. La courbe d'apprentissage était en revanche plus courte lors de l'utilisation du robot.

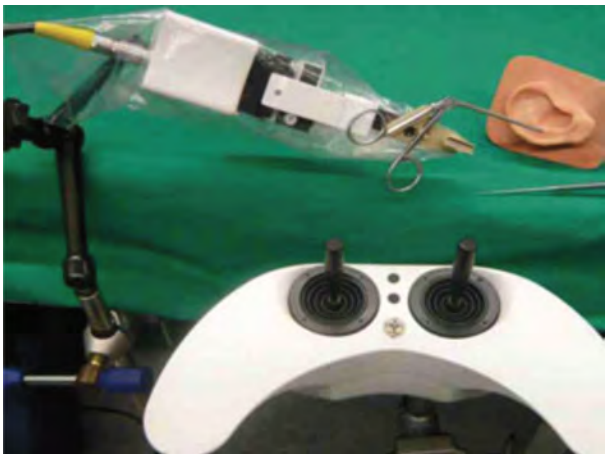


FIGURE 4.9 – Robot MMTS avec commande joystick pour la mise en place de prothèse ossiculaire [22].

L'équipe de l'université Johns Hopkins a développé le "Steady-Hand", robot conçu pour assister le chirurgien en micro-chirurgie [60]. Il s'agit d'une structure parallèle avec un centre de rotation déporté, avec un total de 7 DDL. Des capteurs de forces permettent d'analyser les interactions entre la main du chirurgien et le robot d'une part ; entre l'extrémité de l'instrument et son environnement d'autre part. Initialement utilisé pour la chirurgie ophtalmologique (Figure 4.10), ce système a ensuite été testé pour la stapédoto-

mie. Une évaluation a été menée dans cette application [61], en réalisant la platinotomie et la mise en place du piston avec le robot, comparativement à la chirurgie manuelle. Les auteurs retrouvaient une plus grande précision et des forces plus faibles appliquées à la platine lors de la chirurgie robotisée. Rothbaum [62] confirma ces résultats avec des chirurgiens de niveaux d'expériences variés. Cependant, les jeunes chirurgiens profitaient plus de l'apport du robot que les chirurgiens seniors.

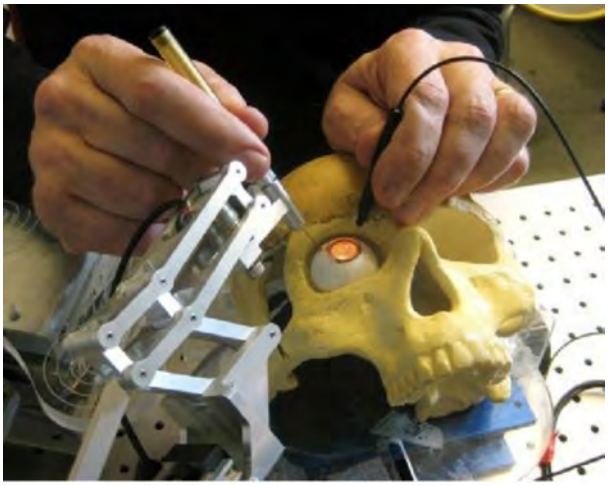


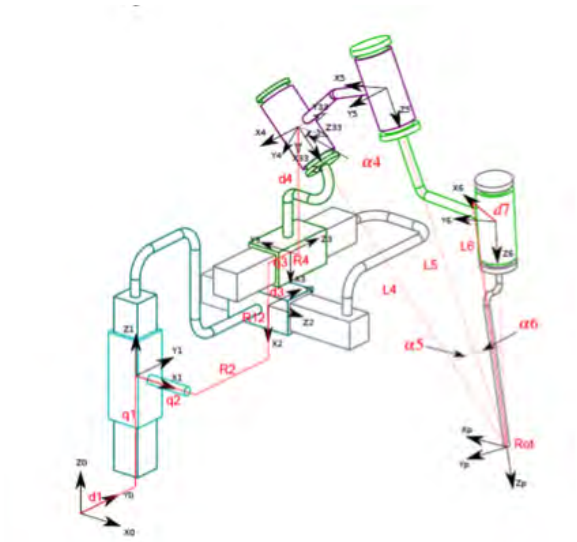
FIGURE 4.10 – Robot Steady-Hand, développé par l'université Johns Hopkins, pour la micro-chirurgie [23].

Une équipe française, associant les Pr Sterkers et N'Guyen (ORL, La Pitié Salpêtrière, Paris) et des chercheurs de l'unité Inserm/UPMC UMR-S 1159, a développé le Robotol [63]. Ce robot a obtenu un marquage CE et est distribué commercialement par la société Collin Medical. Il s'agit à l'heure actuelle du seul robot dédié à la fois à la chirurgie de l'oreille moyenne et de l'oreille interne (Figure 4.11). Ce n'est pas un robot de fraisage, comme ceux présenté en 4.2.1.1. Initialement, ce robot a été conçu pour remplacer la main du chirurgien lors de gestes minutieux, afin de supprimer les tremblements et améliorer la précision du geste : mise en place de prothèses ossiculaires, de pistons de stapédotomie ou de mise en place d'implants cochléaires.

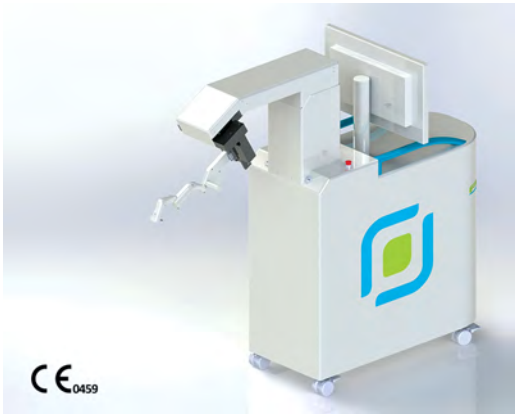
Il s'agit d'une architecture en série (Figure 4.11a) avec 7 DDL (3 rotations, 3 translations, un actionnement distal), contrôlée par une "SpaceMouse". Les dimensions ont été optimisées pour la chirurgie de l'oreille. Le chirurgien utilise la SpaceMouse pour mouvoir le bras robotique, tandis qu'il contrôle le geste en regardant par le microscope opératoire.

Ce robot a déjà été utilisé au bloc opératoire, avec une étude [64] présentant 9 chirur-

gies de stapédotomies et 10 poses d'implants cochléaires robo-assistées lors de la mise en place des prothèses et implants. Ces chirurgies se sont déroulées sans complication, avec atteinte des objectifs cliniques.



(a) Schéma de l'architecture en série du Robotol.



(b) Robotol avec certification CE, sous son apparence commercialisée.

FIGURE 4.11 – Système Robotol, conçu pour la chirurgie de l'oreille moyenne et de l'oreille interne. Source : Collin Medical.

Plus tard dans son développement, un second bras a été conçu pour maintenir un endoscope, ce qui sera développé dans la section suivante.

Plusieurs robots cités dans la catégorie des robots de fraisage ont ensuite été testés pour des insertions de porte-électrode dans la cochlée : le RoboJig [56], le Microtable [65], le Steady-Hand [66]. Tous semblaient augmenter la précision du geste d'implantation à un stade pré-clinique.

4.2.1.3 Robots porte-endoscope

Les robots porte-endoscope sont des cobots, ou robots assistants, et ne remplacent pas la main du chirurgien, mais visent à interagir avec lui.

Leur objectif commun est de libérer la main du chirurgien qui tient habituellement l'endoscope. Le chirurgien peut alors opérer avec deux instruments à la fois, comme sous microscope, mais en bénéficiant des avantages de l'endoscope présentés en section 2.3.

Comme pour la chirurgie ossiculaire, peu de robots porte-endoscope ont été développés pour la chirurgie otologique.

Le Robotol, déjà vu en 4.2.1.2, a bénéficié du développement d'un bras porte-endoscope. En effet, bien que son architecture et sa conception initiale ait été conçue autour du geste de précision (pose d'un implant ou d'un piston), ses concepteurs ont décidé d'ajouter un bras porte-endoscope [13] pour répondre à la forte demande exprimée par la communauté chirurgicale. Ainsi, un second bras peut être positionné à la place du bras porte-instrument, et maintenir une optique 0°, 30° ou 45°, de diamètre 3 mm ou moins. L'architecture en série n'est pas modifiée. Le chirurgien peut alors opérer avec ses deux mains, mais la mobilisation du bras se fait toujours par la space-mouse.

Un autre porte-endoscope, nommé Endofix Exo (Figure 4.12), propose de maintenir l'endoscope afin de libérer les mains du chirurgien. Initialement conçu pour la chirurgie abdominale, urologique et gynécologique, ce système a ensuite été étudié [67] pour une utilisation adaptée à la chirurgie endoscopique ORL. Il s'agit d'une architecture en série, avec 3 DDL et des actionneurs pneumatiques, contrôlée par un joystick. Il se fixe à la table d'opération. Cependant, l'étude a permis d'évaluer ce système sur cadavres pour la chirurgie endoscopique des sinus, du larynx et de l'oreille. Pour l'oreille, il n'a été évalué que lors d'endoscopies de la cavité mastoïdienne, ne correspondant pas vraiment à une chirurgie oto-endoscopique classique, mais plutôt à un éventuel abord oto-neurochirurgical de la base du crâne. Il est désormais commercialisé pour une application sinusienne, mais pas pour une chirurgie endoscopique de l'oreille moyenne. Comme pour le Robotol, son contrôle nécessite la main du chirurgien pour manipuler le joystick.

Enfin, on peut citer les recherches de l'équipe de Fichera et al. [24] à propos d'un endoscope miniature robotisé. L'endoscope possède une extrémité orientable à 3 DDL, et une caméra miniaturisée à son extrémité. La mise en fonction d'un tendon d'actionnement central permet d'incurver l'endoscope ; celui-ci peut également se translater et tourner autour de son axe (Figure 4.13). Ce dispositif permet de passer à travers la trompe d'Eustache et d'examiner l'oreille moyenne. Cette voie d'abord permet ainsi de ne pas soulever la membrane tympanique.

Un autre dispositif similaire a été présenté récemment [68], et permet au médecin d'examiner la chaîne ossiculaire via la trompe d'Eustache de façon visuelle, grâce à une

FIGURE 4.12 – Porte-endoscope Endofix Exo, commercialisé par AktorMed GmbH, Allemagne.

caméra intégrée, et haptique, grâce à un micro-instrument intégré.

Cependant, ces robots ne permettent qu'un examen visuel, ou plus récemment une palpation [68], mais ne permettent pas de geste chirurgical. Il s'agit donc de dispositifs à visée diagnostique et non chirurgicale.

FIGURE 4.13 – Endoscope miniature robotisé permettant une inspection de l'oreille moyenne en passant par la trompe d'Eustache [24]

Parmi ces robots porte-endoscope, seul le Robotol est un système évalué et compatible

avec la chirurgie endoscopique de l'oreille moyenne. Mais ce système ne permet pas de s'affranchir d'un contrôle manuel pour sa mobilisation. Par ailleurs, étant optimisé pour l'espace de travail de l'oreille moyenne, il n'est pas adapté à la chirurgie sinusienne.

Tous les robots présentés sont dédiés exclusivement à la chirurgie otologique. Il n'y a pas à l'heure actuelle de robot dédié spécifiquement à la chirurgie endoscopique, permettant de s'affranchir des frontières entre chirurgie de l'oreille et chirurgie endonasale ou neurochirurgie. Un tableau récapitulant les différentes catégories de robots étudiés dans la chirurgie de l'oreille est présenté en tableau 4.1.

Robots de fraisage	**Robots de pose de prothèses et implants**	**Robots pour chirurgie oto-endoscopique**
Kuka Kr3[14] 4.1	MMTS [22] 4.9	
Otobot [69] 4.2	Steady-Hand [60] 4.10	
Robot compact et fixé à l'os de l'université Vanderbilt [16] 4.3	Robotol [63] 4.11	Robotol [63] 4.11
Hearo [58] 4.8		
Microtable [17] 4.4	Microtable [17] 4.4 *(tests insertion porte-électrode)*	
RoboJig [18] 4.5	RoboJig [18] 4.5 *(tests insertion porte-électrode)*	
Smart Micro-Drill [19] 4.6		

TABLE 4.1 – Tableau récapitulatif des différents robots étudiés pour la chirurgie de l'oreille (les robots ayant un marquage CE sont soulignés).

4.2.2 Robots en chirurgie endonasale

La chirurgie endonasale robotisée répond à plusieurs objectifs :

— permettre au chirurgien d'opérer à deux mains, en libérant la main qui tient usuellement l'endoscope.

— suivre les gestes du chirurgien durant l'intervention. En effet, plusieurs bras porte-endoscope statiques existent [70], mais ils restent immobiles une fois bloqués dans la position voulue. Ces bras statiques ne peuvent alors pas assister le chirurgien en suivant sa gestuelle [13].
— naviguer dans une zone anatomique à risque en toute sécurité. En effet, le massif facial est compris entre plusieurs structures anatomiques importantes : cavité orbitaire, nerf optique, base du crâne, artère carotide interne.

Peu de robots ont été étudiés, comparativement à la chirurgie de l'oreille.

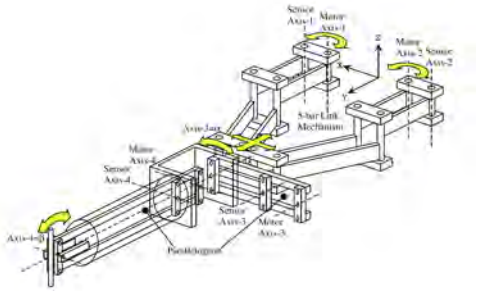
Nous pouvons classer les robots étudiés pour la chirurgie endonasale en deux catégories : ceux qui assistent le chirurgien en portant l'endoscope (4.2.2.1), et ceux qui remplacent le geste du chirurgien pour effectuer une tâche (4.2.2.2).

4.2.2.1 Robots porte-endoscope

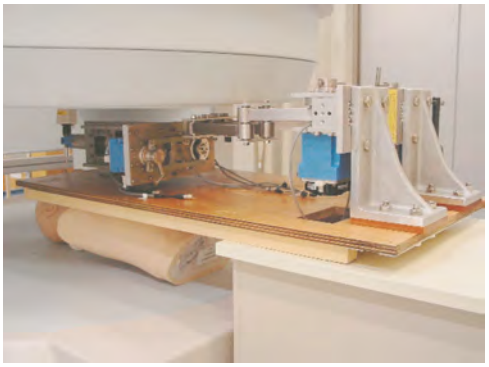
Les robots porte-endoscope sont les plus nombreux à avoir été étudiés à un stade pré-clinique en chirurgie endonasale. Ils répondent au premier objectif de libérer une main du chirurgien. Mais très peu répondent aux autres objectifs de collaboration et de navigation. Une précédente revue de la littérature, ciblée sur les robots porte-endoscope des sinus et de la base du crâne, avait été réalisée par l'équipe de Trevillot et al. [71]. Cette étude ne retrouvait, à cette époque, aucun dispositif satisfaisant sur le plan clinique, mais principalement des prototypes de laboratoire.

Un prototype avait été présenté en 2002 par l'équipe de Koseki [25], avec pour cible la neurochirurgie par voie endonasale. L'originalité de ce robot était son architecture parallèle plane (Figure 4.14a), permettant l'utilisation dans une IRM pour navigation en temps réel. En effet, à la différence d'une architecture en série, les différents actionneurs sont positionnés dans le même plan en parallèle. Ce mécanisme à 2 DDL permet à l'endoscope de s'incliner lors de la rotation grâce à un parallélogramme, avec les moteurs à distance de l'outil. Cependant, ce robot restait volumineux, et ne permettait pas au chirurgien d'accéder à la tête du patient pour opérer dans le même temps (Figure 4.14b).

L'équipe de Nathan et al. développa en 2006 le système AESOP, pour Automated Endoscopic System for Optimal Positioning robot [72]. Ce prototype présentait un bras porte-endoscope en série à 7 DDL dont la particularité était d'être contrôlé à la voix. Il a été évalué à un stade pré-clinique sur 10 cadavres dans le cadre d'une chirurgie de la



(a) Architecture d'un robot parallèle porte-endoscope à 2 DDL



(b) Prototype en situation sous une machine IRM. L'accès restant libre pour le chirurgien ne paraît pas adapté.

FIGURE 4.14 – Robot porte-endoscope compatible avec une navigation IRM simultanée [25].

selle turcique par voie trans-sphénoïdale. Il était possible de mémoriser certaines positions : ainsi, on pouvait sauvegarder la position 1 ("Save One") en étant face au méat sphénoïdal, et le chirurgien pouvait retourner à cette position à tout moment en disant "Return One". Cependant, il ne répondait qu'à des commandes simples et ne tolérait pas des combinaisons de mouvements complexes tels qu'ils sont réalisés manuellement.

En 2011, une autre équipe, Fisher et al., étudia un système robotique adapté à la chirurgie endonasale. Pour les auteurs [26], ce système devait remplir plusieurs critères : être positionné à proximité du site opératoire, être montable et démontable rapidement, et pouvoir être guidé manuellement si besoin. Ils ont alors élaboré un robot qui s'attachait à la table d'opération, avec une architecture parallèle (deux engrenages à 5 pivots montés en parallèle) permettant 4 DDL, et 1 DDL supplémentaire pour la translation axiale de l'endoscope grâce à un moteur linéaire (Figure 4.15). La commande se faisait par deux joysticks, l'un dévolu aux mouvements linéaires de l'endoscope, l'autre pour pivoter et incliner. Cependant, comme souligné par d'autres auteurs [13], l'angle d'inclinaison et de pivot était limité à 5°, et la translation à 50 mm maximum, soit un espace de travail très limité.

Une équipe française a étudié un porte-endoscope nommé SurgiDelta [13], présentant une structure delta avec trois translations suivies par deux articulations pivots, permettant une précision de 0,08 mm et un volume de travail de 1,124 mL. Le contrôle peut

FIGURE 4.15 – Robot porte endoscope de Fisher et al [26], spécifiquement dédié à la chirurgie endonasale, avec commande par deux joysticks.

se faire par joystick ou commande vocale, mais également par pédale pour réaliser un nettoyage de l'optique par exemple. 52 chirurgies ont été réalisée avec ce prototype (Figure 4.16), le plus souvent utilisé en tant que bras passif. Les chirurgiens évaluateurs auraient considéré ce prototype comme facile à manipuler, et la commande vocale semblait préférable à la commande par pédale, excepté dans des conditions bruyantes.

Une autre équipe française, ayant déjà travaillé sur l'espace de travail en chirurgie endonasale (3.7), a développé un système porte-endoscope avec centre de rotation déporté. Les auteurs ont comparé trois architectures différentes [12] : EVOLAP, initialement conçu pour la chirurgie laparoscopique, avec un centre de rotation déporté généré par 3 parallélogrammes (Figure 4.17a), et un manipulateur composé d'un cardan à 2 DDL ; VIPER, un robot industriel en série avec 6 DDL ; HYBRID, système mixant les deux premiers systèmes, avec le robot en série VIPER maintenant le manipulateur à cardan du robot EVOLAP (Figure 4.17b). Le contrôle se faisait soit par joystick, soit en mode transparent.

FIGURE 4.16 – Prototype Surgidelta utilisé en salle d'opération, avec système d'aspiration et de lavage intégré (flèche noire) [13].

Pour comparer ces trois systèmes, des chirurgies endonasales ont été réalisées par 4 chirurgiens en laboratoire d'anatomie. Le système HYBRID semblait le plus approprié, car plus simple d'utilisation pour entrer et sortir du nez du patient par exemple. Cependant, les auteurs concluaient qu'une perspective intéressante serait l'utilisation d'un robot dédié à 4 DDL, avec 3 translations pour positionner l'effecteur, et un 4e DDL pour contrôler la rotation de l'endoscope.

(a) Architecture du système EVOLAP, initialement décrit pour la chirurgie laparoscopique.

(b) Système HYBRID, utilisant le robot industriel en série Viper et le manipulateur Evolap, en laboratoire d'anatomie pour la chirurgie endonasale.

FIGURE 4.17 – Comparaison de différents systèmes robotiques en chirurgie endonasale à un stade préclinique [12].

Le système Endofix Exo (Figure 4.12), déjà cité en partie 4.2.1.3 pour la chirurgie de l'oreille, a été étudié pour une utilisation adaptée à la chirurgie endonasale [67], bien qu'il ne fut pas conçu pour cette utilisation initialement. A un stade pré-clinique sur 27 endoscopies sinusiennes en laboratoire d'anatomie, les auteurs étaient capables d'atteindre tous les sites anatomiques, y compris les plus extrêmes comme le sinus frontal. Cependant, une modification du prototype initial conçu pour la chirurgie abdominale était nécessaire, avec l'ajout de 2 DDL pour obtenir 5 DDL. Cela était rendu nécessaire par l'absence de point pivot fixe, comme le trocart en chirurgie abdominale. Cependant, il faut noter que son contrôle nécessite la main du chirurgien, pour manipuler le joystick.

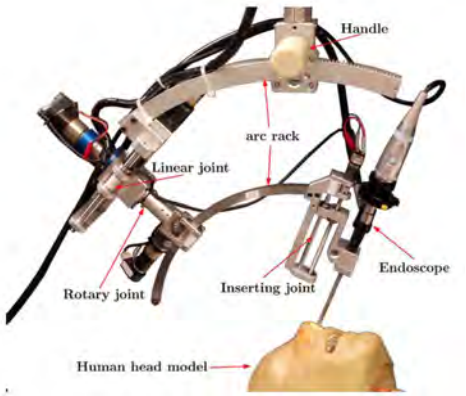
Plus récemment, une équipe de l'université de Hong Kong a développé un robot porte-endoscope dédié à la chirurgie endonasale. La grande originalité de ce système est le contrôle par le pied du chirurgien, d'où le nom du robot : FREE, pour Foot-controlled Robotic-Enabled Endoscope holder [27].

L'architecture du robot, sérielle avec 4 DDL est présentée sur la Figure 4.18a. Elle est composée d'une articulation prismatique, universelle puis prismatique pour l'insertion de l'endoscope, soit PUP [27]. Ce système actif est maintenu par une structure passive sur roulettes, permettant de placer le centre de rotation déporté à l'orifice narinaire.

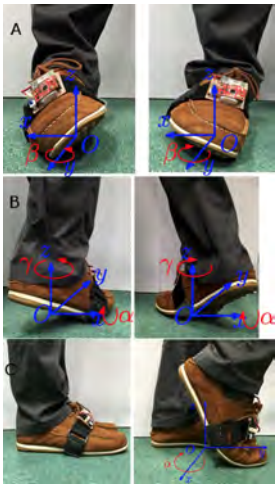
Le contrôle par le pied se fait par une unité gyroscopique attachée à la chaussure, permettant de mesurer l'orientation du pied en temps réel ; ce module communique par bluetooth avec le module de contrôle du robot. En inversant ou en éversant le pied, on choisit l'articulation que l'on souhaite activer ; puis en bougeant le talon à droite et à gauche, on fait bouger en conséquence l'articulation sélectionnée préalablement. Un mouvement d'élévation rapide du talon allume ou éteint le contrôle. Ces mouvements sont représentés en Figure 4.18b. Ce système permet ainsi de libérer les mains du chirurgien pour le contrôle de l'endoscope, à la différence des systèmes contrôlés par joysticks.

Ce système a été testé en laboratoire d'anatomie sur 5 cadavres [73], avec réalisation de méatotomies moyennes, ethmoïdectomies totales et sphénoïdotomies. La courbe d'apprentissage était considérée comme courte pour le contrôle par le pied, sans plus de précision sur cette durée d'apprentissage. Les chirurgiens ne déclaraient pas de problème à passer deux instruments en plus de l'endoscope par une seule narine pour effectuer ces chirurgies.

On peut également citer certaines études de robot plus spécifiquement dédiés à la neu-



(a) Architecture du robot en série FREE.



(b) Contrôle par mouvements du pied. A. Inversion ou éversion du pied pour sélectionner l'articulation active. B. Mouvements à droite ou à gauche, talon levé de plus de 15°, pour mobiliser l'articulation sélectionnée. C. Talon levé rapidement pour allumer ou éteindre.

FIGURE 4.18 – Robot FREE, porte-endoscope pour la chirurgie endonasale [27].

rochirurgie par voie endonasale. Cabuk et al [74] ont étudié un système porte-endoscope avec plate-forme de Stewart, pour la chirurgie transsphénoïdale. Le contrôle par joystick était cependant une limite partagée par beaucoup d'auteurs, car cela implique la présence d'un(e) assistant(e) pour contrôler le robot, avec une excellente coordination avec le premier chirurgien.

Plus récemment, le système BEAR (Brescia Endoscope Assistant Robotic Holder) a été décrit par une équipe de l'université de Brescia pour la neurochirurgie par voie endonasale [75]. Utilisé à un stade pré-clinique, ce prototype combine un robot industriel pour maintenir l'endoscope, et un contrôle par la position de la tête du chirurgien à l'aide de capteurs Microsoft Kinect 2.0. Cependant, comme pour tout système utilisant un robot industriel, les auteurs soulignaient les dimensions non optimales du robot, l'inertie excessive du système et les mouvements des articulations parfois non adaptés à l'anatomie.

Enfin, l'équipe de Friedrich et al a publié en 2017 un système porte-endoscope dédié à la chirurgie endonasale et chirurgie de la base du crâne [76]. Ce système utilise le bras de positionnement de la société Medineering. Ce bras de positionnement a obtenu un marquage CE en 2017 pour tenir et positionner des adaptateurs passifs et des robots

en ORL, neurochirurgie et chirurgie rachidienne. Ce bras de positionnement présente 4 segments en série, et 7 DDL. Le poids de charge maximum est 2 kg, pour un poids du système de moins de 10 kg. Le bras peut être bloqué dans n'importe quelle position, et des lumières LED au niveau des articulations renseignent l'opérateur sur le statut bloqué ou non du bras. A l'extrémité, une main robotique avec 5 DDL est monté sur le bras Medineering, et permet de mobiliser l'endoscope. Le système est alors appelé Endoscope Robot, représenté en Figure 4.19A. Des endoscopes standards de 4 mm peuvent être connectés. Le robot est directement attaché à la table d'opération. Le système est contrôlé par une pédale spécifique, avec joystick inclus (Figure 4.19B). Un bouton sur la pédale permet de revenir à la position de départ. L'opérateur peut choisir entre des mouvements de translations ou des rotations autour du point pivot.

L'Endoscope Robot a tout d'abord été étudié à un stade pré-clinique pour la chirurgie endonasale [76] sur un cadavre. La visualisation de tous les sinus, dont le sinus frontal, et la base du crâne était réalisable.

Ce système a ensuite été étudié à un stade clinique :

— en 2019, dans le cadre de décompressions orbitaires par voie endonasale [77], sur 8 patients. Le chirurgien était alors capable d'opérer avec ses deux mains simultanément. La mise en place du robot en début de procédure durait en moyenne moins de 10 minutes, et le temps opératoire n'était ensuite pas augmenté. Aucune complication n'était reportée.

— en 2020, sur 2 patients pour des dacryo-cysto-rhinostomies [28], dans le cadre de sténoses du canal lacrymo-nasal (Figure 4.19C). Bien que le nombre de patients soit faible, l'utilisation du robot s'est faite pendant l'ensemble des procédures et sans complication.

Ce robot semble être à ce jour le plus avancé techniquement pour une utilisation clinique en chirurgie endonasale. Les auteurs soulignent l'utilité d'ajouter un système d'irrigation pour nettoyer l'endoscope, afin d'éviter de devoir retirer le système entier lorsqu'il est souillé [76, 28]. Par ailleurs, aucune étude ne présente une analyse cinématique de ce robot, de sa précision ou de son espace de travail. Il est donc difficile de savoir s'il pourrait être adapté à d'autres types de chirurgies endoscopiques comme l'oto-endoscopie par exemple.

Jusqu'à présent, seuls l'Endofix Exo et l'Endoscope Robot ont atteint un niveau clinique, et peuvent être utilisés en salle d'opération pour évaluer leur efficacité.

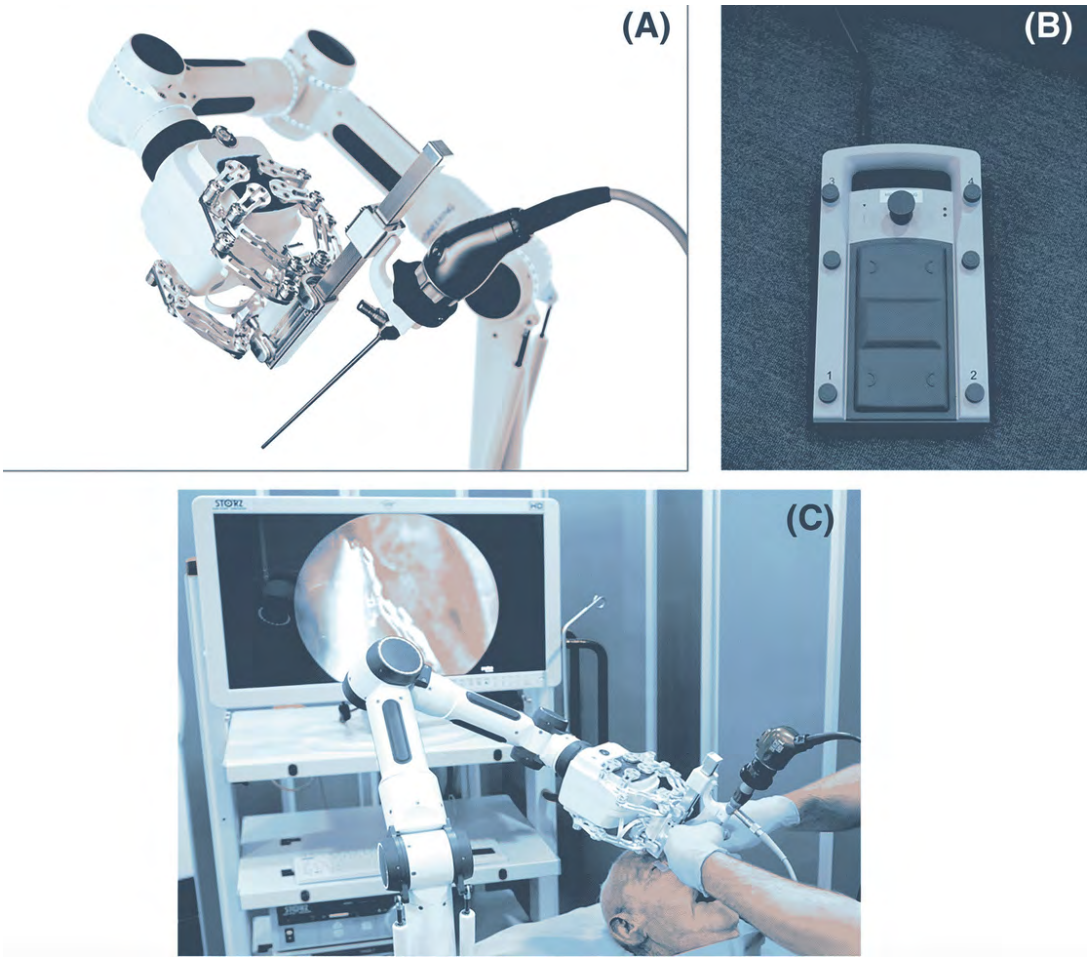


FIGURE 4.19 – Endoscope Robot, de la société Medineering, (A) Vue du système porte endoscope, adapté sur le bras de positionnement, (B) Pédale de contrôle, avec joystick situé dans sa partie supérieure, (C) Chirurgie endonasale à deux mains assistée par le robot porte-endoscope [28].

Par ailleurs, seul l'Endoscope Robot semble répondre à deux objectifs fixés au début du chapitre 4.2.2 : maintenir l'endoscope pour libérer la main du chirurgien ; et l'absence de nécessité d'un contrôle manuel, à la différence de l'Endofix Exo. Cependant, ce robot ne suit pas automatiquement les gestes du chirurgien, et ne répond pas au dernier objectif de navigation assistée.

4.2.2.2 Robots manipulateurs en chirurgie endonasale

Certains robots ont été conçus pour réaliser une tâche spécifique à la place du chirurgien dans le domaine de la chirurgie endonasale.

En 2003, Wurm [78] exposa un système robotique automatisé permettant d'accéder au sinus sphénoïdal. Un scanner pré-opératoire était réalisé pour planifier la trajectoire voulue sur un logiciel. Un outil associait l'endoscope et trois canaux additionnels à l'extrémité, afin de fraiser, aspirer et nettoyer. Cet outil était ensuite connecté à un robot industriel RV-1a Mitsubishi, architecture en série à 6 DDL. Testé sur 5 sujets anatomiques en laboratoire, il n'a pas bénéficié d'autres avancées à un stade pré-clinique.

Un endoscope flexible maintenu par un mécanisme à 3 DDL a été présenté par une équipe coréenne [29] pour la chirurgie du sinus maxillaire. Ce système est composé de 4 modules : un endoscope, un outil pour biopsie, un module de translation et un module d'actionnement. L'endoscope et la pince à biopsie présentaient chacun 4 DDL, contrôlés par deux joysticks. Ce système n'a été testé que sur un modèle en résine. On peut s'interroger sur la demande clinique d'un robot dédié spécifiquement à la chirurgie du sinus maxillaire, pourtant techniquement la plus accessible.

Une équipe de l'université de Boston [10] a conçu un système permettant de téléopérer à deux mains en chirurgie endonasale. Il s'agissait d'un robot continu à tubes concentriques, formant deux canules contrôlées à distance par deux interfaces haptiques (Figure 4.21). Une pince flexible passait par le tunnel central du tube, actionné par deux tendons. Le contrôle se faisait par deux interfaces Phantom Omni. Un endoscope conventionnel était simplement fixé sur un bras articulé passif. Cette technologie permet de donner aux instruments des formes complexes pour atteindre la cible. Ce système permettrait donc d'atteindre des zones difficiles d'accès ; cependant, il n'a été testé que sur cadavre pour le moment, dans la chirurgie de l'hypophyse par voie endonasale.

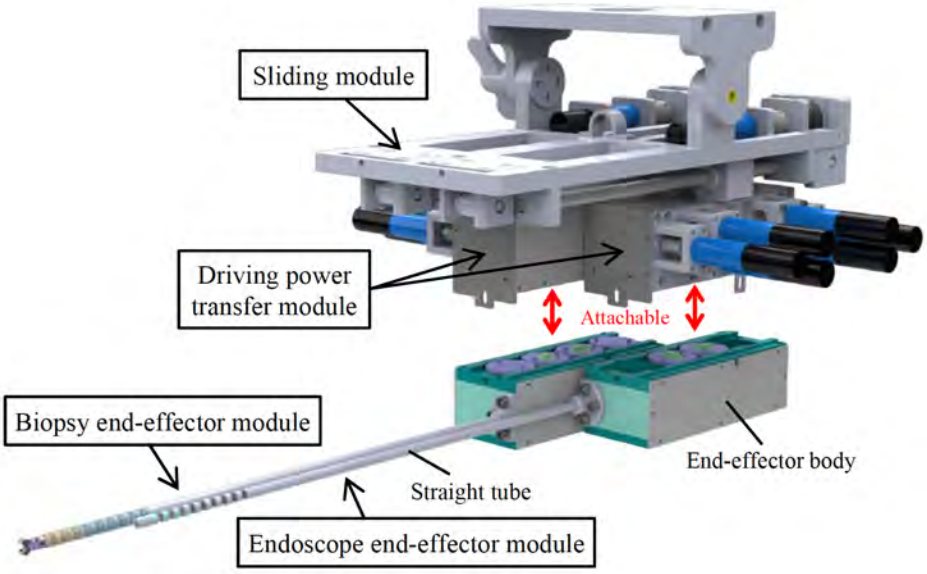


FIGURE 4.20 – Robot dédié à la chirurgie du sinus maxillaire, associant endoscope et pince à biopsie [29].

Pour le moment, aucun robot manipulateur en chirurgie endonasale n'a atteint le stade clinique. Peut-être cette situation est-elle attribuable à la faible demande clinique dans cette application spécifique, en comparaison avec les robots porte-endoscope.

Parmi ces robots étudiés pour la chirurgie endonasale, la plupart ont été conçus pour un usage porte-endoscope.

Le tableau 4.2 résume les différents robots étudiés pour la chirurgie endonasale.

4.2.3 Synthèse de la revue de la littérature

Dans cette revue de la littérature, nous avons établi une classification des robots étudiés pour la chirurgie otologique et sinusienne, en fonction de leurs applications cliniques. De nombreux robots ont été étudiés, avec des approches très variées en terme d'applications, de contrôle ou de cinématique. Mais actuellement, très peu ont atteint un stade clinique en obtenant le marquage CE.

En chirurgie otologique, beaucoup de robots sont dédiés à l'implantation cochléaire. Mais seul le Robotol, avec son bras additionnel, est capable d'assister le chirurgien durant une chirurgie oto-endoscopique.

A l'inverse, en chirurgie endonasale, beaucoup de robots ont été étudiés pour le main-

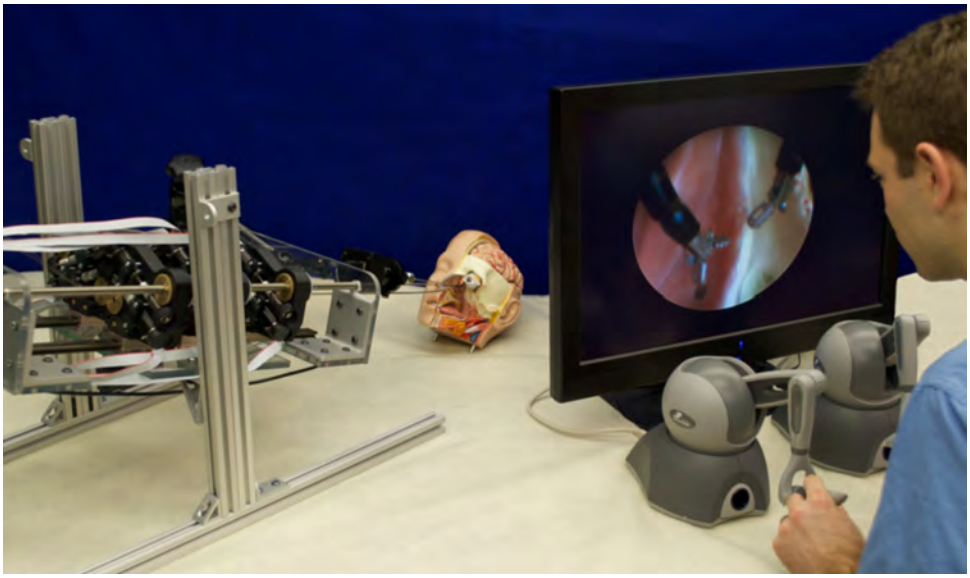


FIGURE 4.21 – Robot à deux canules actives pour la chirurgie de la base du crâne par voie endonasale, contrôlé par deux interfaces haptiques [10].

tien de l'endoscope. Deux d'entre eux ont atteint un stade clinique : l'Endofix Exo et l'Endoscope Robot. Pourtant, seul l'Endoscope Robot permet de libérer complètement les mains du chirurgien lors du contrôle de l'endoscope, grâce à une commande par le pied.

A date, aucun robot porte-endoscope ne permet de passer de la chirurgie oto-endoscopique à la chirurgie sinusienne. Il paraît pourtant intéressant de partager le même robot pour toutes les procédures endoscopiques en chirurgie ORL voire en neurochirurgie. Cela éviterait par exemple à une structure de soins de multiplier les achats de robots et les formations associées. Une voie d'amélioration est également de dissocier totalement le contrôle du robot et la main du chirurgien, et d'incorporer une navigation en réalité augmentée afin d'accroître la sécurité du geste chirurgical.

4.3 Analyse fonctionnelle

Nous avons vu dans la partie précédente (4.2) de nombreux robots conçus pour la chirurgie sinusienne ou otologique. Certains ont été étudiés pour une fonction porte-endoscope. Mais aucun, à ce jour, n'a été conçu pour une application commune à ces deux régions anatomiques.

L'objectif de cette partie est donc de réaliser une analyse fonctionnelle permettant de

Robots porte-endoscope	**Robots manipulateurs en chirurgie endonasale**
Robot Koseki et al. [25] 4.14	Robot Wurm et al. *(trajectoire pré-définie vers le sinus sphénoïdal* [78]
AESOP [72]	Robot Yoon et al. *(biopsies sinus maxillaire)* [29] 4.20
Robot Fisher et al. [26] 4.15	Robot Burgner et al. *(contrôle haptique)* [10] 4.21
SurgiDelta [13] 4.16	
HYBRID [12] 4.17b	
Endofix Exo [67] 4.12	
Robot Cabuk et al. [74]	
BEAR [75]	
Endoscope Robot [76] 4.19	

TABLE 4.2 – Tableau récapitulatif des différents robots étudiés pour la chirurgie endonasale (les robots ayant un marquage CE sont soulignés).

dégager les fonctions que notre robot devra remplir, et quelles contraintes il devra respecter. Cette analyse permettra également de s'interroger sur les modalités de fixation ou de contrôle. Plusieurs possibilités d'architecture sont évoquées pour remplir ces fonctions.

4.3.1 Analyse fonctionnelle externe

Ce travail d'analyse fonctionnelle externe a été réalisé avec Pierre Schegg et Félix Péchereau, en mars 2018, puis présenté au Congrès Français de Mécanique à Brest en Août 2019 [79].

4.3.1.1 Diagramme bête à corne

L'objectif est de concevoir un système robotisé permettant d'assister le chirurgien à l'aide d'une troisième main, portant l'endoscope. Celle-ci permettrait de faciliter l'utilisation de l'endoscope en chirurgie otologique ou sinusienne, voire en neurochirurgie.

Outre les problématiques de sécurité pour l'équipe et le patient, ce système robotique doit rendre le temps de manipulation/déplacement/positionnement de l'endoscope aussi court que possible.

Ce diagramme est représenté Figure 4.22.

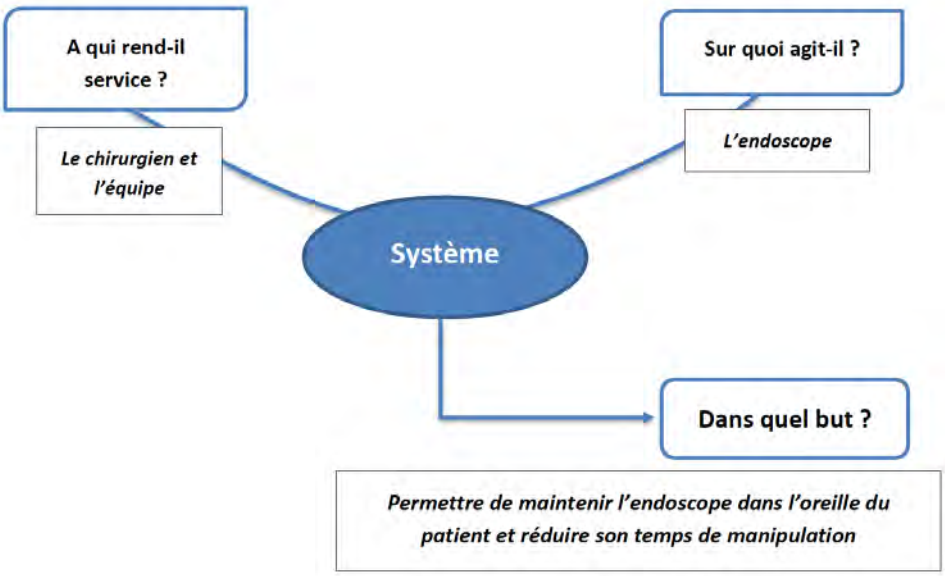


FIGURE 4.22 – Diagramme bête à corne

4.3.1.2 Diagramme pieuvre

Ce diagramme met en évidence les relations entre les différents éléments du milieu environnant et le produit. Ces différentes relations sont appelées les fonctions de service qui conduisent à la satisfaction du besoin.

Ce diagramme, représenté Figure 4.23, regroupe les relations suivants :

— le chirurgien et l'interne : manipulent le système pour placer l'endoscope dans l'oreille du patient.

— le patient : au sein duquel agit le système. Ce pôle du diagramme pieuvre fournit des informations sur la géométrie dans laquelle l'endoscope doit évoluer (i.e. l'espace de travail du système), les contraintes mécaniques à respecter pour ne pas blesser le patient, et les cas d'usages/scénarios typiques d'utilisation d'un endoscope en fonction des diverses pathologies.

— l'endoscope : le plus souvent de diamètres 3 mm, d'inclinaison de 0°, 30° voire 45° et 70°. L'endoscope est relié à une caméra qui renvoie sur un écran les images perçues dans le site opératoire.

— les infirmiers/ères de bloc, aide-soignant(e)s et agents de service des hôpitaux (ASH) : peuvent être en contact avec le système pour la mise en place dans le bloc avant opération, d'éventuels réglages en cours de chirurgie, et le nettoyage et

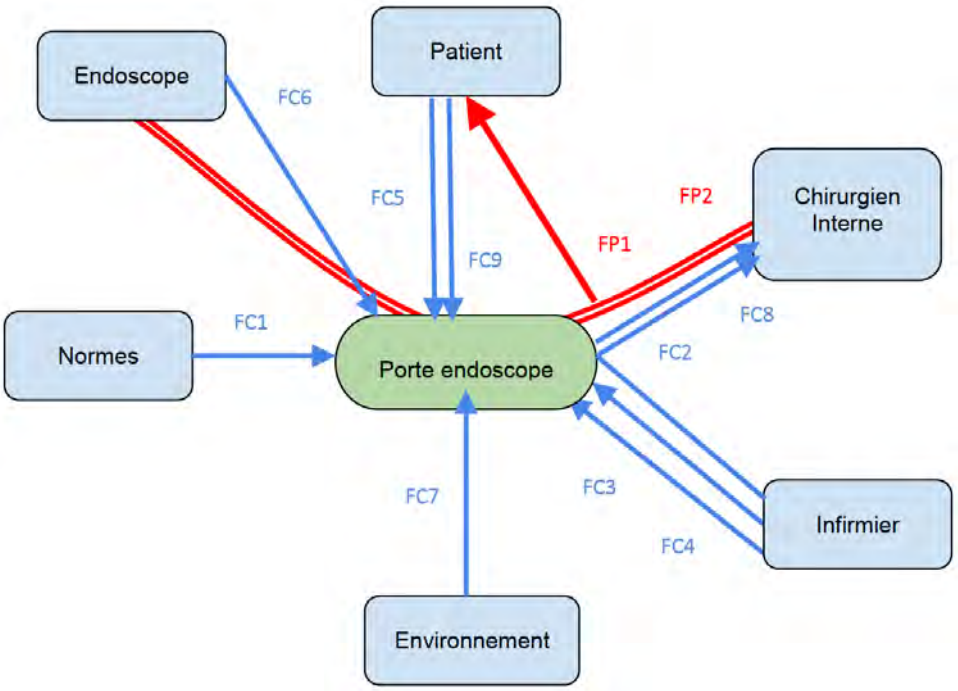


FIGURE 4.23 – Diagramme pieuvre définissant les interactions du système.

stockage du système après chirurgie.

— le cadre normatif : normes médico-légales régissant l'utilisation de robots chirurgicaux.

— le milieu environnant (bloc opératoire) : regroupe le volume disponible dans une salle de bloc et les outils déjà présents (matériel d'anesthésie, microscope, scialytiques, ...).

4.3.1.3 Fonctions du système

Les fonctions principales et les fonctions contraintes sont ensuite listées dans le cadre de cette analyse. Elles sont représentées en Figure 4.24.

Certains auteurs ont ajouté d'autres pré-requis pour un robot porte endoscope, que l'on peut ajouter aux fonctions de notre système. Ainsi, Eichhorn [11] définit comme fonctions contraintes :

— l'extrémité de l'instrument doit toujours être au centre de la vue endoscopique,

— le chirurgien doit avoir assez de place pour passer ses instruments,

Fonctions Principales	
FP1	Permettre au chirurgien de positionner et maintenir l'endoscope dans l'oreille du patient
FP2	Réduire le temps que passe le chirurgien à déplacer/manipuler l'endoscope pendant l'opération
Fonctions Contraintes	
FC1	Respecter toutes les normes médico-légales
FC2	Permettre la comanipulation de l'endoscope
FC3	Être facilement transportable/manipulable par le personnel
FC4	Garantir la stérilité du matériel pendant l'opération
FC5	Empêcher toute blessure du patient pendant l'opération en toutes circonstances : déroulement normal, toux (déplacement faible, à dimensionner)
FC6	Permettre de porter n'importe quel modèle d'endoscope utilisé en chirurgie otologique
FC7	Pouvoir s'installer dans n'importe quel bloc opératoire (éviter d'être bloc dépendant)
FC8	Être aussi intuitif et simple à contrôler que possible, durant l'opération
FC9	Doit empêcher toute blessure du patient en cas de réveil (déplacement important, à dimensionner)

FIGURE 4.24 – Tableau des fonctions principales et contraintes définies pour le robot.

— le robot peut automatiquement nettoyer l'endoscope,

— le chirurgien peut diriger le robot pour des localisations précises.

4.3.2 Proposition de solutions

A la suite de cette analyse fonctionnelle, deux questions se posent : comment fixer le porte-endoscope et comment le contrôler.

4.3.2.1 Analyse des différentes modalités de fixation

Plusieurs modalités de fixation ont été envisagées.

4.3.2.1.a Au sol

Inspiré de l'état en l'art en laparoscopie, le robot peut être positionné sur un chariot roulant au sol. L'avantage est d'être mobile et aisé à transporter entre les salles de bloc. Ce type de fixation est fréquent en salle d'intervention, comme c'est déjà le cas pour le microscope par exemple.

Cependant, cela majore l'encombrement, et réduit l'espace de travail autour du patient. Par ailleurs, cela nécessite une plus grande raideur entre le chariot et le sol, ce qui implique a priori un système plus lourd et volumineux.

4.3.2.1.b Au plafond

La base du robot serait déportée au plafond, ce qui permet de libérer l'espace au sol, comme pour les scialytiques par exemple. Cela permet une plus grande liberté de mouvement par rapport au patient, et libère de l'espace de travail.

Cependant, cela contraint le système a n'être utilisé que dans une salle de bloc dédiée, ce qui peut être un problème dans certaines structures de soin. Par ailleurs, le placement est incertain au niveau des points d'attache au plafond par rapport à la table d'opération selon les salles de bloc, et cela rend plus difficile le dimensionnement et l'optimisation de l'espace de travail du robot.

4.3.2.1.c A la table d'opération

Inspiré du porte spéculum passif utilisé en otologie, ce système comporterait une fixation sur les rails placés de part et d'autre des tables d'opération. Cela permet un

positionnement au plus près de l'espace de travail, et un dimensionnement du robot plus petit.

Cependant, il faut être capable de limiter le volume du robot porte-endoscope.

4.3.2.1.d Sur le patient

Il est également possible de venir fixer le robot porte-endoscope directement sur le patient. Cela a l'avantage de minimiser la taille du robot.

En revanche, la limite réside dans l'important encombrement de la place autour de l'espace de travail, déjà restreint, et probablement peu adapté à la chirurgie otologique ou sinusienne.

4.3.2.1.e Sur le chirurgien

Certains dispositifs sont directement positionnés sur le chirurgien, comme les casques par exemple. Cela libère de l'espace et rend le positionnement plus intuitif.

Cependant, le robot, de par son poids, peut devenir trop lourd et gênant lors d'interventions durant souvent de 2 à 3 heures.

4.3.2.1.f Synthèse des possibilités de fixation

D'après les différentes possibilités évoquées précédemment, les choix les plus adaptés à la chirurgie otologique paraissent être la fixation sur rail de table d'opération, ou au sol. Ces deux modalités de fixation permettent de respecter la fonction contrainte FC7 définie en 4.24 *(pouvoir s'adapter à n'importe quel bloc opératoire)*, à la différence d'une attache au plafond. Une fixation à la table d'opération permettrait de minimiser la taille et la masse du robot, par rapport à la fixation au sol.

Nous rejetons a priori les solutions suivantes : fixation sur le patient, car prenant de la place sur la zone opératoire ; fixation sur le chirurgien, considérée comme trop lourd et contraignant lors d'une chirurgie longue.

Le choix final peut se faire en fonction de l'architecture du robot mais aussi en fonction de la complexité de la fixation ou de la nécessité de libérer de l'espace autour du patient pendant l'intervention.

4.3.2.2 Analyse des différentes modalités de contrôle

Pour réduire le temps de manipulation, il est nécessaire de définir les modalités de contrôle du robot porte-endoscope.

Ce choix dépend de facteurs techniques, humains et éthiques. Plusieurs modalités peuvent être envisagées.

4.3.2.2.a Commande vocale

Le chirurgien prononce des commandes préconçues, par exemple *"Tourner 45 degrés X"*. Cela permet au chirurgien de ne pas utiliser de matériel supplémentaire et de conserver mains et pieds libres pour d'autres fonctions.

Cependant, cela demande une phase d'apprentissage, et ces commandes peuvent entrer en conflit avec le dialogue entre le chirurgien et le personnel du bloc pendant l'opération. Cela nécessiterait donc l'utilisation d'une pédale d'activation, ce qui limite l'avantage a priori de cette méthode. Par ailleurs, il peut être difficile de préciser verbalement les amplitudes ou directions précises demandées au robot.

4.3.2.2.b Manipulation par une tierce personne

Une tierce personne, comme un(e) interne ou un(e) infirmier(ère) de bloc opératoire par exemple, manipule le porte-endoscope.

Cependant, tout comme lors de la commande vocale, il peut être difficile, dans un espace restreint et anatomiquement complexe, de préciser à l'aide opératoire les directions précises voulues pour la manipulation du robot. Par ailleurs, cela nécessite une personne supplémentaire disponible durant toute la durée de l'opération, ce qui n'est pas possible dans toutes les structures de soins.

4.3.2.2.c Contrôle à l'aide d'une pédale ou d'un joystick

Si le chirurgien utilise un système de pédales pour guider les différentes mobilités du robot, ses mains restent libres pour effectuer l'opération. En utilisant le pied gauche comme le pied droit, l'endoscope peut être orienté à sa guise tout au long de l'opération.

Si le chirurgien utilise un joystick, il est obligé d'abandonner une main pour déplacer l'endoscope. Cela est réalisable s'il ne change pas trop souvent l'endoscope de position.

Ces systèmes, par pédale ou par joystick, ont l'avantage d'être simples et intuitifs à mettre en place. Cependant, leur choix diminue un des objectifs principaux du robot,

visant à libérer les mains du chirurgien pendant l'opération.

Au niveau des pieds, il existe déjà de multiples commandes qui limitent l'utilisation d'une pédale supplémentaire : deux à trois pédales sont déjà présentes au pied du chirurgien (aspiration, coagulation et parfois moteur sont actionnés au pied lors d'une chirurgie otologique ; nettoyage, coagulation et parfois moteur lors d'une chirurgie endonasale).

4.3.2.2.d Contrôle par mouvement de la tête

Une solution pourrait consister à équiper le chirurgien d'un casque comportant des accéléromètres. Le chirurgien peut alors contrôler le robot en déplaçant sa tête.

Cependant, ce type de contrôle reste peu précis dans la gestion de la position et de la vitesse, et demande une longue phase d'apprentissage. A noter que le développement d'un tel dispositif est également coûteux.

4.3.2.2.e Utilisation d'un mode transparent

Le robot détecte quand un humain le manipule et passe alors en mode transparent, c'est-à-dire qu'il suit les mouvements qui lui sont imposés par l'humain et reste en position lorsqu'il perd le contact.

Ce système est très simple et intuitif. Cependant, il nécessite la main du chirurgien ou de son assistant, et renvoit donc aux limites évoquées lors du contrôle par joystick.

4.3.2.2.f Suivi d'un instrument chirurgical

Le robot utilise des algorithmes de vision pour détecter et suivre un outil. On peut imaginer définir un tracking de l'aspiration, instrument le plus souvent présent dans le champ de vision de l'endoscope. Les autres instruments (pinces, ciseaux, ...) sont souvent utilisés alternativement par le chirurgien, ce qui limite la possibilité de les suivre.

Ce système serait intuitif et libérerait les mains du chirurgien. Cependant, il faut pouvoir activer ou désactiver le suivi selon les situations : lorsque le chirurgien ne souhaite pas de mouvement du robot ; lorsque l'outil suivi sort du champ de vision, ...

4.3.2.2.g Synthèse des possibilités de contrôle

Le choix de la solution de contrôle la plus adaptée aux fonctions énoncées en 4.3.1.3 serait le suivi d'un instrument chirurgical. Cependant, cette modalité de contrôle devrait être couplée au mode transparent pour le positionnement macroscopique du robot.

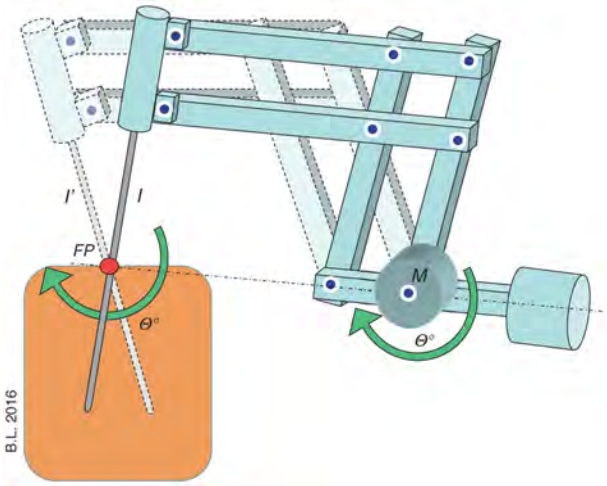


FIGURE 4.25 – Mécanisme avec centre de rotation déporté, basé sur une structure parallélogramme. Le mouvement du moteur (M) est transmis exactement à l'outil (I) au niveau du centre virtuel (FP), permettant de repousser le système à distance du patient [13].

Nous ne retenons pas a priori les solutions suivantes : contrôle par commande vocale, car la commande peut entrer en conflit avec d'autres instructions avec le personnel de bloc ; contrôle à l'aide d'une pédale, car il existe déjà plusieurs pédales au pied du chirurgien, limitant l'ajout d'une commande supplémentaire ; commande à l'aide d'un joystick, car limitant la fonction du robot de libérer une main du chirurgien.

4.3.2.3 Analyse des différentes architectures

4.3.2.3.a Principe du RCM

Les centres de rotation déportés ou Remote Center of Motion RCM proposent une solution aux contraintes liées à la chirurgie mini-invasive [13].

En effet, cette chirurgie vise à atteindre les structures anatomiques à travers les orifices naturels (méat acoustique externe, narines, ...) ou à travers la plus petite incision possible. Ainsi, des mécanismes avec RCM, tels qu'en Figure 4.25, permettent d'éloigner les articulations du point de rotation virtuel, i.e. de l'orifice d'entrée où s'insère l'outil, et de répondre aux exigences de la chirurgie mini-invasive [80].

Un avantage de ces systèmes est que leur structure est intrinsèquement sûre [80]. En effet, puisque leur cinématique ne leur permet pas de se mouvoir autour du centre de rotation virtuel, le risque de lésions du patient est minimisé par rapport à des structures

où le point pivot résulte de la combinaison de plusieurs mouvements [13]. L'inconvénient de ces systèmes est que ce point virtuel dépend de la position du robot.

La plupart des mécanismes avec RCM utilisés dans des applications médicales ont des parallélogrammes et deux actionneurs rotatifs en série pour les mouvements de rotation (Figure 4.25).

Le robot chirurgical *da Vinci* utilise ainsi un parallélogramme pour déplacer le centre de la liaison sphérique, représenté en Figure 4.26, à partir du brevet de cette technologie [81].

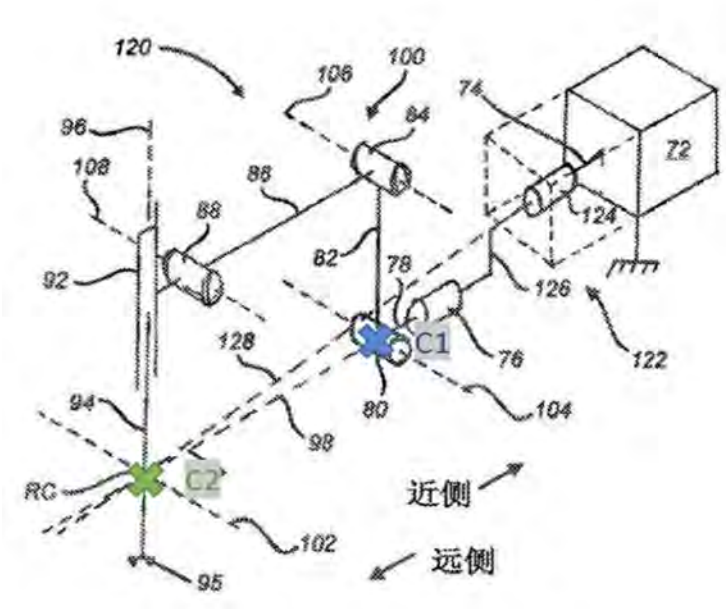


FIGURE 4.26 – Architecture du robot Da Vinci, Intuitive Surgical Inc.

Ce système de parallélogramme permet de déporter au maximum les éléments volumineux loin de la tête du patient et ainsi dégager un maximum d'espace pour permettre au chirurgien de travailler.

4.3.2.3.b Architectures sérielles

Les architectures sérielles sont très utilisées dans la conception de robots de chirurgie mini-invasive, représentant 61 % des systèmes de cette catégorie [82].

Pour obtenir les mobilités désirées, on pourrait en théorie se permettre de choisir n'importe quelle architecture constituée de trois liaisons pivots non colinéaires et une prismatique selon l'axe x. Instinctivement, on pense imposer la dernière liaison (c'est-à-

dire la liaison portant l'endoscope) comme étant une liaison prismatique, afin de réaliser la fonction de sécurité en cas de retrait rapide de l'oreille du patient.

De plus, on se base sur le principe du RCM pour dégager au maximum l'espace de travail du chirurgien [30]. Un exemple de structure issue de ce travail avec les mobilités adaptées est présenté en Figure 4.27.

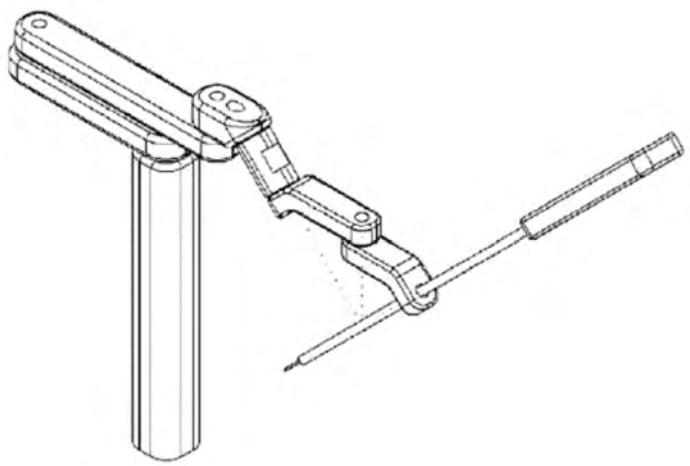


FIGURE 4.27 – Structure robotique *Curved RCM Robot Arm*

On peut voir sur cette figure que les 3 articulations pivots permettent la création du RCM, et on peut même imaginer pouvoir paramétrer leur angle d'inclinaison pour régler à notre guise sa position.

Cependant cette modélisation ne prend en compte que la cinématique du robot et il faut également penser à l'actionnement d'un bras sériel ; il faut en effet ajouter un actionneur par articulation, ce qui crée une excroissance sur le bras et un volume plus important.

On rejette donc à priori cette conception car l'espace disponible pour le chirurgien serait trop encombré avec un poignet sériel.

4.3.2.3.c Architectures parallèles

Les architectures parallèles permettent d'obtenir une haute rigidité et une bonne précision, ce qui en fait d'excellents choix pour une application chirurgicale [13]. De plus, leur structure leur permet de supporter un poids supérieur que les manipulateurs sériels, car chaque moteur collabore avec les autres pour cumuler leurs forces, puisqu'ils agissent

en circuit fermé. Cela permet par exemple de diminuer la puissance de chaque moteur, et donc d'obtenir un robot à la fois plus petit et plus sûr [83].

On pourrait ainsi, dans notre travail, réaliser un RCM grâce à une architecture parallèle, en travaillant sur les travaux de Aksungur [30] et Li [84]. L'exemple présenté en Figure 4.28 posséderait les degrés de libertés nécessaires pour une chirurgie de l'oreille ou des sinus.

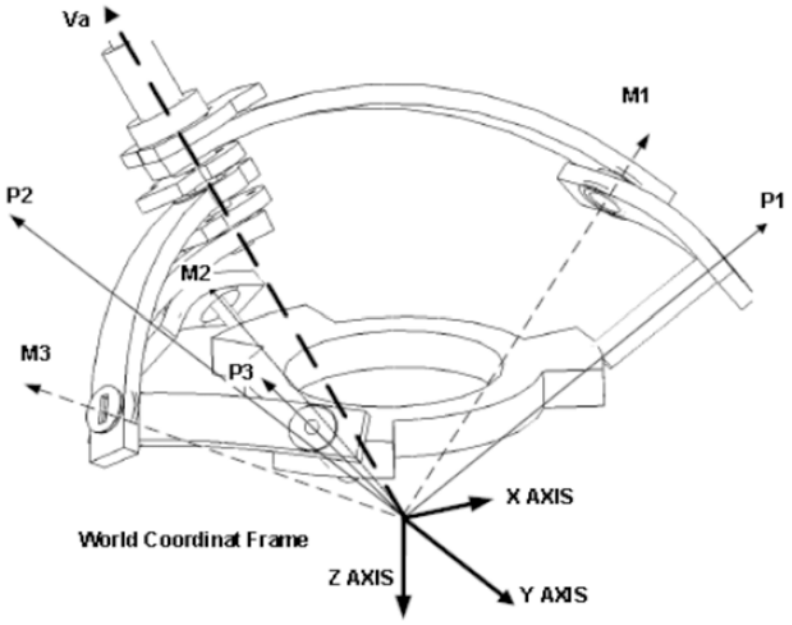


FIGURE 4.28 – Schéma d'une plate-forme sphérique issue de la chirurgie laparoscopique [30]

Cependant, on peut ici faire la même réflexion que pour la version sérielle sur l'encombrement que prendrait un tel système, mais il présente l'avantage de pouvoir déporter l'actionnement sur la base du mécanisme.

Une possibilité alternative serait de reprendre la conception de zéro en utilisant la théorie des torseurs et d'intégrer un RCM dans cette conception, d'après le travail de Kong et Gosselin [85].

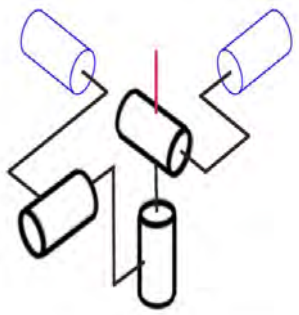
Nous voulons en effet une structure 3R1P et recherchons 4 degrés de libertés, ce qui impose de motoriser les 4 liaisons. L'architecture proposée par Kong et Gosselin est un 4-RRRP, c'est à dire 4 jambes d'architecture identique : 3 liaisons pivots d'axes concourants créant ainsi le RCM puis une prismatique.

Pour des raisons d'encombrement que nécessite une structure parallèle, nous préférons

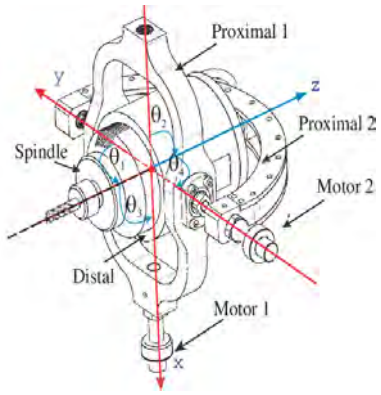
nous concentrer sur une solution moins encombrante permettant de déporter la masse ailleurs sur la structure et envisager une architecture qui nous paraît plus adaptée.

4.3.2.3.d Oeil agile

L'oeil agile a été conçu pour mouvoir une caméra très rapidement avec trois types de rotations. Il a été décrit par Gosselin et al initialement [86], puis modifié avec une version à deux degrés de rotations [87]. On retrouve deux chaînes en série, composées d'articulations pivots, dont leurs axes se recoupent en un seul point. Elles sont connectées afin de contraindre l'orientation du vecteur V, vecteur illustré en rouge en Figure 4.29a. Une modification de ce mécanisme, le poignet Orthoglide, a ensuite été décrit [88]. Le centre de rotation est à l'intersection de deux moteurs, comme représenté en Figure 4.29b.



(a) Schéma de l'oeil agile, mécanisme sphérique à deux degrés de libertés.

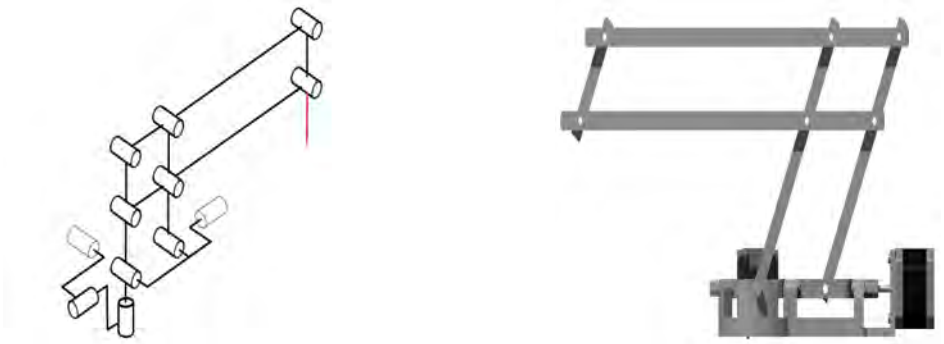


(b) Poignet Orthoglide [88]

L'avantage de ce système est la robustesse de sa construction et la précision de sa cinématique grâce à la boucle en circuit fermé. Un inconvénient de ce système est que l'effecteur (comme l'endoscope) doit être positionné de manière à ce que le point d'intérêt de l'effecteur coïncide avec le centre de rotation déporté.

L'oeil agile à deux degrés de libertés a ensuite été présenté avec un offset, c'est-à-dire un déport [89]. Ce mécanisme présente la même construction que celui précédemment décrit [87], mais le centre de rotation déporté est déplacé en utilisant un parallélogramme, comme présenté en Figure 4.30a. Le déplacement maximal de l'articulation des actionneurs est de 60^0 comme indiqué sur la Figure 4.30b.

L'avantage de ce mécanisme est que le centre de rotation déporté peut être déplacé selon les exigences de l'opérateur. Cela aide à placer les moteurs au niveau de la base, et à manipuler l'endoscope à distance. Cependant, cela conduit à une analyse cinématique plus



(a) Schéma du mécanisme de l'oeil agile avec un offset

(b) Mécanisme de l'oeil agile avec une inclinaison de 60^0

FIGURE 4.30 – Détails de l'oeil agile à deux degrés de libertés avec un offset [31].

complexe car les propriétés de la structure du parallélogramme affectent également les performances globales. L'étude de la rigidité est également primordiale pour ce mécanisme, puisque la charge de l'endoscope s'applique à l'extrémité des tiges du parallélogramme, pouvant entraîner des phénomènes d'inflexion.

4.3.2.3.e Synthèse des catégories d'architecture

Nous avons vu dans cette section plusieurs catégories d'architecture qui pourraient être adaptées à notre système de porte-endoscope. Chaque solution présente des limites, qu'il faut mettre en lien avec l'analyse fonctionnelle externe réalisée précédemment, et particulièrement les fonctions contraintes du robot.

La solution d'un centre de rotation déporté afin d'éloigner l'encombrement du robot de zones anatomiques de petites tailles paraît d'emblée intéressante.

Une architecture sérielle, bien qu'elle soit très utilisée en robotique médicale, nous semble responsable d'un encombrement pouvant être gênant dans une application otologique ou sinusienne, puisque les actionneurs seraient répartis sur le bras, à chaque articulation.

Ainsi, d'après les contraintes de faible encombrement et de précision nécessaires dans ce contexte chirurgical, les architectures privilégiées à ce stade seraient l'association d'un mécanisme parallèle ou d'un oeil-agile à un parallélogramme afin de déporter le centre de rotation [31].

Une translation de l'effecteur sera de plus nécessaire pour remplir les conditions de sécurité et de nettoyage fixées dans l'analyse fonctionnelle initiale.

4.4 Veille des brevets

Afin de vérifier la pertinence de notre projet et la nécessité ou non de protection de nos données, une veille de brevets était nécessaire. Il s'agissait ainsi de rechercher les brevets déjà déposés sur des systèmes proches de celui de notre projet, ou possédant des caractéristiques similaires.

L'objectif de ce chapitre est de présenter la méthodologie de cette veille de brevets puis les résultats issus de ce travail, afin de savoir si le concept de notre robot porte-endoscope était novateur par rapport à l'existant.

Ce travail de veille de brevets a été réalisé avec Manon Dreux et Léa Ginzburg en mars 2019, et présenté au Congrès Français de Mécanique à Brest en Août 2019 [90]. Cette veille a été réactualisée en avril 2021.

4.4.1 Méthodologie de recherches de brevet

Pour réaliser cette veille de brevets, nous nous sommes intéressés au caractère public ou privé des brevets, et aux pays dans lesquels ils s'appliquent si notre étude utilise une partie d'un brevet existant. En effet, un brevet peut rester dans le domaine privé jusqu'à 20 ans après sa publication si les taxes annuelles sont bien payées. Lorsqu'un inventeur utilise tout ou partie d'un brevet toujours privé, il devra alors payer des taxes auprès de l'auteur de celui-ci. En revanche, lorsqu'un brevet tombe dans le domaine public, l'invention peut être utilisée sans démarche particulière.

Il existe différentes banques de données de brevets. Nous avons opté pour Espacenet, même si d'autres sites web offrent des services similaires comme Google Patents. Il s'agit de services gratuits regroupant des brevets du monde entier et proposant une recherche avancée où l'on peut préciser des mots clés, des numéros de publication ou encore des noms d'auteurs.

Nous avons principalement effectué deux types de recherches : par mots clés et par classification.

Les mots clés utilisés, qui sont issus du monde médical et de la robotique, étaient : RCM *(Remote Center of Motion)*, poignet sphérique *(Spherical Wrist)*, chirurgie robotique *(Robotic Surgery)*, et parallèle *(Parallel)* pour l'architecture parallèle du robot.

La recherche par classification permet de rechercher des brevets selon leurs domaines

d'application. Il existe différents niveaux de classification : classe *(exemple : A61 - "sciences médicales ou vétérinaires ; hygiène")*, sous-classe *(exemple : A61B - "diagnostic ; chirurgie ; identification")*, groupe *(exemple : A61B34/00 - "chirurgie assistée par ordinateur ; manipulateurs ou robots spécialement adaptés à l'utilisation en chirurgie").*

Pour notre recherche par classification, nous avons principalement utilisé :

— A61B34/70 : *Manipulateurs spécialement adaptés pour l'utilisation en chirurgie.*

— A61B34/20 : *Systèmes de navigation chirurgicale ; dispositifs de suivi ou de guidage d'instruments chirurgicaux.*

— A61B34/30 : *Robots chirurgicaux.*

— A61B1/00 : *Instruments pour l'examen médical de l'intérieur de cavités ou de tubes du corps par inspection visuelle ou photographique, exemple : endoscopes.*

Ainsi, nous avons combiné des recherches en mécanique pure et en chirurgie pour étendre au maximum nos recherches.

Nous avons mis en évidence 24 brevets semblant proche de notre domaine de recherche. Il faut bien sûr noter qu'il ne s'agit que d'un aperçu, puisqu'il existe par exemple des recherches non brevetées, dont la revue de la littérature a été réalisée précédemment (4.2), ou en cours de brevet.

4.4.2 Etat de l'art des brevets

Nous regroupons tout d'abord dans la Figure 4.31 les architectures de robots parallèles permettant de réaliser un mouvement sphérique.

Ces mécanismes peuvent être utilisés pour orienter un endoscope dans le conduit auditif externe. On remarque que ces brevets sont anciens et donc dans le domaine public. Il faut noter que le centre de rotation est soit un point virtuel, c'est-à-dire l'intersection d'axes de rotation, soit un cardan ou une rotule pour fixer le centre de rotation.

Dans la Figure 4.32 sont présentés les mécanismes avec RCM. Dans ces différents mécanismes, le centre de rotation du mouvement peut être défini de trois manières différentes :

— soit par logiciel,

— soit par des contraintes géométriques issues des intersections des axes de rotation des actionneurs,

— soit par des parallélogrammes ou une synchronisation des mouvements avec des courroies.

Référence brevet	Nom	Date	Image
CA2235759	TWO DEGREE-OF-FREEDOM SPHERICAL ORIENTING DEVICE	1998-10-23	
US4628765	SPHERICAL ROBOTIC WRIST JOINT	1986-12-16	
US5243873	TWO-AXIS MOTION MECHANISM	1993-09-14	
US4878393	DEXTROUS SPHERICAL ROBOT WRIST	1989-11-07	

FIGURE 4.31 – Brevets de robots sphériques.

La première solution permet la génération de plusieurs types de mouvements, mais offre un degré de sécurité moindre. La deuxième solution génère un grand volume de débattement du bras pour "tourner" autour du centre de rotation. La contrepartie peut être un espace de travail réduit si l'on souhaite diminuer ce défaut. La troisième solution permet de déplacer tout ou partie de l'actionnement loin du centre de rotation. Tous ces mécanismes peuvent être utilisés pour des applications médicales, afin de porter des outils ou, plus rarement, pour faire de l'imagerie.

Référence brevet	Nom	Date	Image
WO2017055980	OPTICAL REGISTRATION OF A REMOTE CENTER OF MOTION ROBOT	2017-04-06	
WO2014020571	CONTROLLER DEFINITION OF A ROBOTIC REMOTE CENTER OF MOTION	2014-02-06	
US2007173977	CENTER ROBOTIC ARM WITH FIVE-BAR SPHERICAL LINKAGE FOR ENDOSCOPIC CAMERA	2007-07-26	
WO2008157225	ROBOTIC MANIPULATOR WITH REMOTE CENTER OF MOTION AND COMPACT DRIVE	2008-12-24	
FR2845889	SURGICAL ROBOT FOR GUIDING AND POSITIONING AN INSTRUMENT HAS SUPPORTING LEG WITH ROTARY BEAM WITH DRIVE, CARRIER ARM AND DEFORMABLE PARALLELOGRAMS	2004-04-23	
WO2017192796	REMOTE CENTER OF MOTION ROBOT	2017-11-09	
WO2012065058	REMOTE CENTER OF MOTION ROBOT FOR MEDICAL IMAGE SCANNING AND IMAGE-GUIDED TARGETING	2012-05-18	
CA2475239	REMOTE CENTER OF MOTION ROBOTIC SYSTEM AND METHOD	2003-08-14	
KR20090089928	CURVED RCM OF SURGICAL ROBOT ARM	2009-08-25	

FIGURE 4.32 – Brevets de robots avec centre de rotation déporté.

Les robots chirurgicaux sont présentés en Figure 4.33 ; il faut distinguer les architectures sur base mobile et les architectures fixes. Ces brevets portent soit sur le support d'outil, soit sur leur intégration complète. On peut noter dans cette figure (2e ligne) le

brevet US20070038214, déposé par la société *Intuitive Surgical Operations*, et qui est à l'origine du brevet initial utilisé dans le robot Da Vinci.

Référence brevet	Nom	Date	Image
US2014128882	SURGICAL INSTRUMENT, SUPPORT EQUIPMENT, AND SURGICAL ROBOT SYSTEM	2014-05-08	
US20070038214	MINIMALLY INVASIVE SURGICAL HOOK APPARATUS	1999-10-08	
US2017189128	METHODS, SYSTEMS, AND DEVICES FOR MOVING A SURGICAL INSTRUMENT COUPLED TO A ROBOTIC SURGICAL SYSTEM	2017-07-06	
US2018518021	SYSTEM AND METHOD FOR IMAGE-BASED ROBOTIC SURGERY	2014-07-03	
WO2017103984	MEDICAL MANIPULATOR SYSTEM AND OPERATING METHOD THEREOF	2017-06-22	

FIGURE 4.33 – Brevets de robots chirurgicaux.

La Figure 4.34 présente une liste d'instruments chirurgicaux qui ont été montés sur des architectures robotisées avec une structure sérielle. Ces dispositifs portent en général soit un outil, soit un endoscope.

La différence essentielle entre ces différents mécanismes provient du dimensionnement de la structure ou de sa précision. Les mécanismes portant un outil ont le plus souvent un degré de précision accru, tandis que ceux portant un endoscope présentent de plus grandes amplitudes de mouvements. D'autres architectures de robots parallèles, présentées en Figure 4.34, peuvent être utilisées pour porter des outils ou des endoscopes, mais elles n'utilisent pas la notion de centre de rotation déporté.

Référence brevet	Nom	Date	Image
US2018317753	ENDOSCOPIC SYSTEM AND METHOD FOR CONTROLLING THE SAME	2018-11-08	
US2013317517	DISPOSITIF D'ASSISTANCE A LA CHIRURGIE OTOLOGIQUE D'UN PATIENT A IMPLANTER AVEC UN IMPLANT COCHLEAIRE	2013-11-28	Fig.1
FR3060378	INSTRUMENT CHIRURGICAL A PORTIONS DEVEES ET INSTALLATION ROBOTISEE COMPORTANT UN TEL INSTRUMENT	2018-11-23	

Référence brevet	Nom	Date	Image
DE102017111296	ROBOTIC MANIPULATOR FOR GUIDING AN ENDOSCOPE, HAVING PARALLEL KINEMATICS	2018-08-02	
CN107363809	FOUR-DEGREE-OF-FREEDOM PARALLEL TYPE MINIMALLY INVASIVE SURGERY	2017-11-21	
WO2012013846	PARALLEL-CONFIGURATION TELEROBOTIC ARM FOR USE IN MINIMALLY INVASIVE SURGERY	2012-02-02	

FIGURE 4.34 – Brevets d'instruments chirurgicaux avec structure sérielle (à gauche) et parallèle (à droite).

4.4.3 Synthèse de la veille de brevets

Au total, cette veille de brevets a permis d'identifier des architectures de robots pouvant être utilisées pour créer un robot sphérique, un centre de rotation déporté et pour porter un outil ou un endoscope.

Certains de ces robots ont déjà comme vocation une utilisation en chirurgie, mais peu connaissent une utilisation commerciale.

En Figure 4.35, nous avons classé l'ensemble de ces brevets en fonction de leur année de dépôt. Nous pouvons constater que les brevets concernant le poignet sphérique ont majoritairement été déposés avant 2000. Cela met en lumière la relative ancienneté de cette invention.

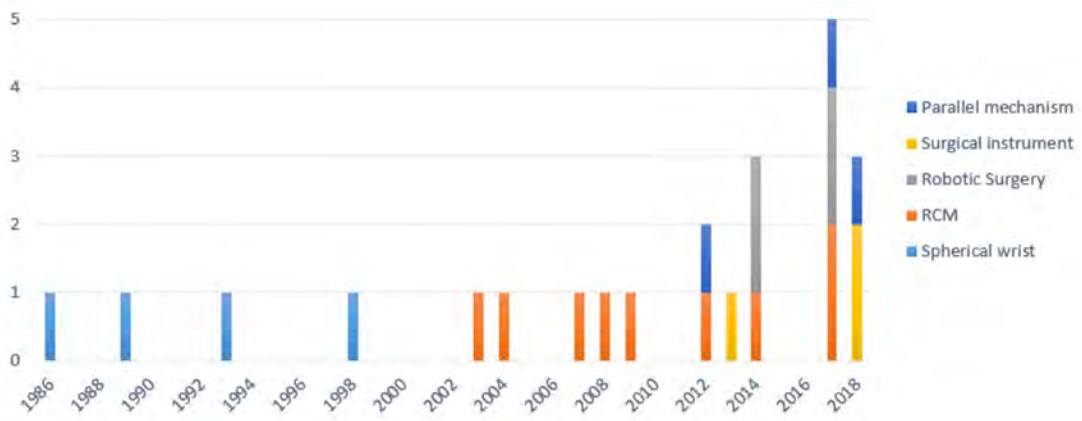


FIGURE 4.35 – Nombre de brevets en fonction des années.

En revanche, si l'on considère les mécanismes parallèles, les instruments chirurgicaux et la robotique médicale, les brevets sont majoritairement récents et en augmentation constante. Cela témoigne de l'actualité de ces sujets et de leur contexte concurrentiel.

Cette veille de brevet semble montrer que notre choix d'architecture lors de l'analyse fonctionnelle se démarque des autres brevets par :

— son association de parallélogramme et de centre de rotation déporté,

— sa capacité de translation de l'effecteur permettant un retrait rapide pour raison de sécurité, ou pour le nettoyage de l'endoscope.

4.5 Dépôt de brevet

Au vu de la veille de brevets réalisée en 4.4.2, nous avons réalisé un dépôt de brevet avec le soutien de la Société d'Accélération du Transfert de Technologies (SATT) Ouest Valorisation. Ce brevet [32] suit plusieurs revendications, qui portent sur trois points :

— la translation de l'endoscope, avec mécanisme de rappel, dans une optique de sécurité et de nettoyage.

— la combinaison d'un centre de rotation déporté et d'un système de rotation (exemple du poignet sphérique comme l'oeil agile [91]).

— son application à la chirurgie, et particulièrement à la chirurgie endoscopique (otologique, sinusienne, ...).

4.5.1 Translation de l'endoscope

La revendication principale est la présence d'une translation le long de l'axe de l'endoscope, axe figuré en rouge en Figure 4.36.

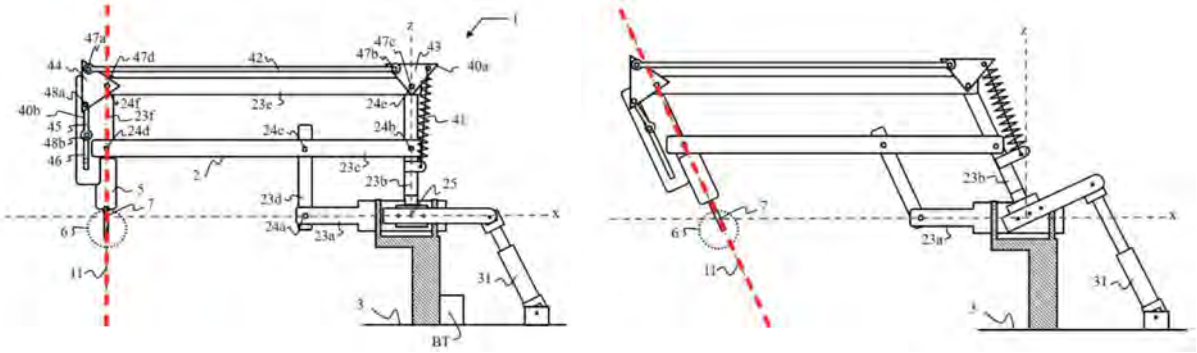


FIGURE 4.36 – vue de profil de l'architecture du robot porte endoscope, d'après [32]. *Axe de translation en pointillés rouge.*

Cette translation est novatrice dans ce contexte de chirurgie endoscopique et n'est à ce jour pas présente dans les architectures des robots existants. Elle répond à plusieurs objectifs, définis initialement lors de l'analyse fonctionnelle (4.3) :

— objectif de sécurité : en cas de toux ou de réveil du patient en cours d'anesthésie générale, la tête du patient bouge rapidement et d'une amplitude parfois importante. Lors d'une procédure sous endoscopie, le chirurgien se retire spontanément de l'oreille du patient, afin de ne pas occasionner de lésions. Mais si l'endoscope

est maintenu fixement par un bras robotisé, un mouvement de tête, même minime, pourrait avoir des conséquences importantes (lésion ossiculaire, paralysie faciale, ...). Notre architecture comporte alors *"un moyen de commande actionné par un individu et annulant le couple exercé par le moteur rotatif de sorte que si l'outil est dans une position abaissée, l'élément élastique revient à la forme initiale provoquant l'élévation de l'outil"*. Autrement dit, par une action mécanique, plus fiable et rapide qu'une interface logicielle, le chirurgien ou son assistant peut entraîner un retrait rapide du dispositif.

— objectif de nettoyage : lors d'une chirurgie endoscopique otologique ou sinusienne, l'extrémité de l'endoscope est régulièrement salie, par du sang le plus souvent. Le chirurgien doit habituellement ressortir l'endoscope du site de travail, pour le nettoyer à l'aide d'une compresse imbibée de sérum.

Ce mécanisme de translation permettrait donc un retrait rapide pour nettoyage puis une remise en place à la position précédente sur le site de travail.

Pour réaliser le mouvement de translation, plusieurs mécanismes peuvent être utilisés. Si la translation est d'une courte distance, un mécanisme 4 barres peut transmettre le mouvement de la base du robot à son extrémité comme illustré sur la Figure 4.36. Si le mouvement possède une amplitude plus importante, le mouvement de translation de l'endoscope serait réalisé par un mécanisme un pignon/crémaillère associé à une transmission par courroie, comme présenté en Figure 4.37. Dans les deux cas, un système mécanique permet d'emmagasiner de l'énergie pour déplacer l'endoscope vers sa position haute. Ce système peut être un ressort linéaire ou de torsion ou un dispositif magnétique.

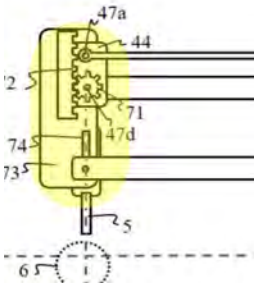


FIGURE 4.37 – Système de translation, tel que présenté dans le brevet déposé [32]

4.5.2 Association parallélogramme et oeil agile

Une autre revendication est l'association d'un centre de rotation déporté et d'un poignet sphérique, tel que décrit en 4.3.2.3.d. Cette association a déjà été décrite par le passé [89], mais son application à la chirurgie, et particulièrement à la chirurgie endoscopique paraît innovante.

4.5.3 Synthèse du dépôt de brevet

Dans les suites de ce travail, la demande de brevet a été déposée.

L'abrégé de ce brevet a été décrit comme suit, en lien avec la Figure 4.36 :

Un dispositif d'aide à la chirurgie (1) comporte des moyens pour déporter une rotation de premier type et une rotation de deuxième type, un mécanisme de transmission (40a) d'une rotation de troisième type, un mécanisme de transformation (40b) de la rotation de troisième type en une translation et un élément élastique (41) relié à une extrémité au mécanisme de transmission (40a) de la rotation de troisième type. Le mécanisme de transmission (40a) de la rotation de troisième type est relié à un moteur rotatif, la rotation du moteur rotatif dans un premier sens provoquant l'abaissement d'un outil (5) et une élongation de l'élément élastique, la rotation du moteur rotatif dans un deuxième sens provoquant l'élévation de l'outil (5) et une contraction de l'élément élastique, et lorsque l'outil (5) est dans une position abaissée et que le moteur rotatif n'exerce aucun couple, l'élément élastique (41) revient à une forme initiale provoquant l'élévation de l'outil (5).

Depuis, un rapport de recherche international de cette demande de brevet a été réalisé, et émis par l'Office Européen des Brevets le 15 octobre 2020.

Ce rapport a émis un avis favorable sur la nouveauté et le caractère inventif (pas de documents pertinents sur ces critères), ce qui nous a permis de garder le jeu de revendications tels que défini et donc de maintenir la portée de l'invention.

La publication (à 18 mois du dépôt) du brevet français a eu lieu le 26 mars 2021 [32].

4.6 Etude de marché

Nous avons posé le cadre d'un robot qui soit adapté à la chirurgie endoscopique otologique et sinusienne, et dont le contrôle se fait par un suivi d'instrument, pour que

le chirurgien garde ses deux mains libres. La nécessité d'un système de retrait d'urgence en cas de réveil du patient était soulignée dès cette analyse fonctionnelle.

Il était alors indispensable de réaliser une étude de marché afin de savoir si cette analyse était pertinente, du point de vue du clinicien et du point de vue de l'industriel.

Cette étude a été réalisée en collaboration avec le cabinet Alcimed, avec le soutien de Ouest Valorisation. Dans le cadre de cette analyse, notre système était nommé Sphéro-Robot.

Les objectifs étaient :

— décrypter l'environnement concurrentiel et définir le positionnement de la technologie par rapport aux offres concurrentes,

— étudier la réceptivité du projet auprès des cibles clientèles et des industriels clés développant des solutions d'assistance chirurgicale robotisée

— identifier les industriels prêts à s'associer pour poursuivre le développement du robot.

4.6.1 Opportunités de marché

Le marché mondial des robots chirurgicaux se porte bien et devrait augmenter de 12 % par an à l'horizon 2025. Ce marché représentait environ 6,7 milliards de dollars par an, et devrait croître à 11,8 milliards en 2025.

Parallèlement à cette croissance, l'endoscopie poursuit sa généralisation avec deux procédures phares : la laparoscopie et l'arthroscopie (Figure 4.38). Au total, la chirurgie ORL ne représente que 4 % de part de marché dans le domaine des dispositifs médicaux endoscopiques.

Ainsi, la majorité des acteurs positionnés sur le marché des robots chirurgicaux développent principalement des robots porte-instrument pour la laparoscopie et la chirurgie orthopédique.

Pour identifier la réceptivité du projet et définir le positionnement de notre système, nous avons sélectionné plusieurs spécialités médicales, et interviewé des référents au sein de chacune de ces spécialités.

4.6.1.1 Oto-endoscopie

La chirurgie otologique sous endoscopie demeure à ce jour une pratique très minoritaire avec seulement 7500 opérations réalisées estimées par an. On considère que cela concerne

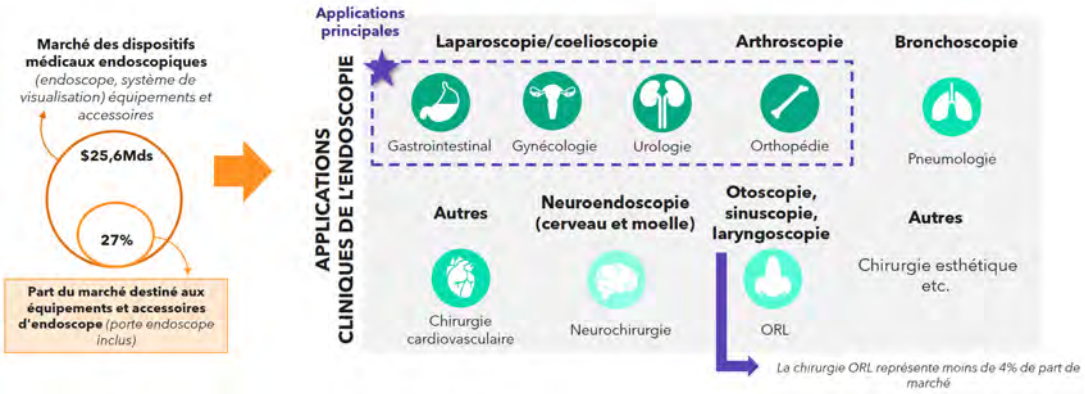


FIGURE 4.38 – Marché des dispositifs endoscopiques et applications cliniques principales.

la moitié des chirurgies de l'oreille moyenne réalisées (Figure 4.39). Ce chiffre est à mettre en perspective avec les 250 000 coelioscopies réalisées annuellement.

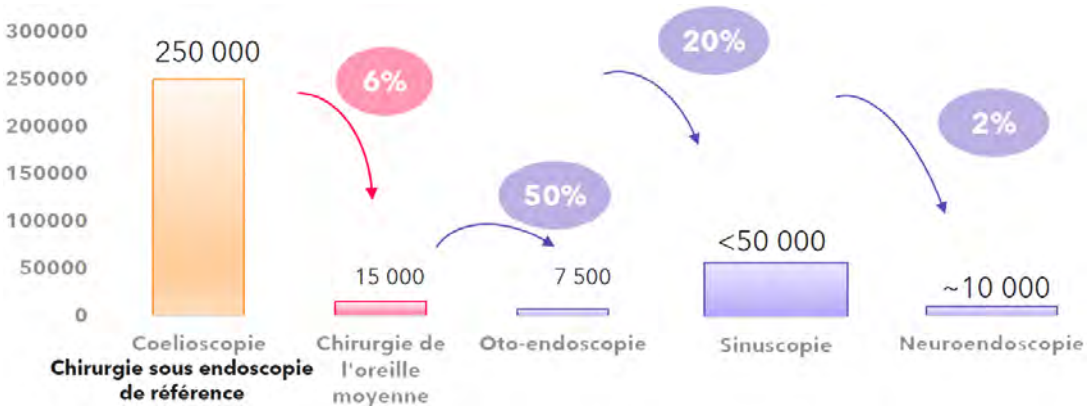


FIGURE 4.39 – Nombre de chirurgies endoscopiques en chirurgie otologique, sinusienne et neurochirurgicale, comparées à la coelioscopie *Sources : HAS, Observatoire de la Santé.*

Les chirurgiens interrogés (Dr Rumeau, Nancy ; Dr Ayache, Cannes) notaient, comme cela est retrouvé dans la littérature et rapporté dans le chapitre 2.3, que la chirurgie "one-hand" lors de l'oto-endoscopie limitait l'extension du recours à l'endoscopie. A leur sens, les défis à relever pour le chirurgien sont : la difficulté à opérer à une main, dans un espace restreint ; l'absence de vision 3D reconstituée par le biais de mouvements translationnels ; la difficulté à contrôler les saignements ; les possibles réveils et mouvements brutaux des patients.

Les solutions actuellement sur le marché n'était pas jugées satisfaisantes d'après les chirurgiens interrogés.

Pour eux, le Robotol *"n'a pas une vitesse d'exécution adaptée"* à la chirurgie endoscopique, et *"c'est un trop gros robot"*. Ils estiment que *"c'est un robot hors de prix et limitant en termes d'applications, car toutes les procédures sous endoscopie ne peuvent pas être réalisées"*. Le problème du contrôle est également mis en avant par un opérateur, considérant qu'avec la SpaceMouse *"on en vient au même problème, nous sommes obligés de libérer une main"*. L'Endofix Exo est jugé plus sévèrement dans le domaine de l'oto-endoscopie, considéré comme *"un outil non adapté, avec un côté dynamique totalement absent, sans aucune plus value pour nous"*. Ce système n'est *"pas en accord avec les attentes d'un otologiste en termes de solution d'assistance, vu l'absence de motorisation et l'encombrement"*. Ces constatations paraissent logiques puisque ce système, non conçu pour l'ORL initialement, n'a ensuite été testé que dans la mastoïde et les sinus, comme décrit en 4.2.1.3.

Les caractéristiques de notre système ont suscité l'intérêt des chirurgiens/utilisateurs interrogés, considérant qu'il pourrait s'agir d'une solution répondant aux attentes des chirurgiens et les soulager. Les points importants rapportés étaient que *"la philosophie de développement de ce robot est selon moi la bonne, c'est à dire penser le robot pour soulager le praticien. Il faudra alors bien penser le système de commande, qu'il s'adapte aux différentes procédures en otologie et surtout que le prix soit accessible"* Un autre opérateur soulignait que *"l'encombrement du robot est un point essentiel en otologie, et ce robot semble répondre aux attentes. A voir une fois développé."*.

Ainsi, d'après cette analyse, le positionnement de notre robot en otologie doit valoriser :

— le dispositif de système de retrait d'urgence,

— le nettoyage de l'optique,

— l'adaptabilité de la mobilité aux contraintes de la spécialité,

— l'ergonomie.

Le récapitulatif du positionnement de notre système en chirurgie otologique est représenté Figure 4.40.

4.6.1.2 Chirurgie endonasale

L'utilisation systématique de l'endoscope est systématique en chirurgie endonasale, et représente donc un marché important en ORL. A l'heure actuelle, on estime que près de 100% des chirurgies endonasales sont effectuées sous endoscopie. Cela représente près de

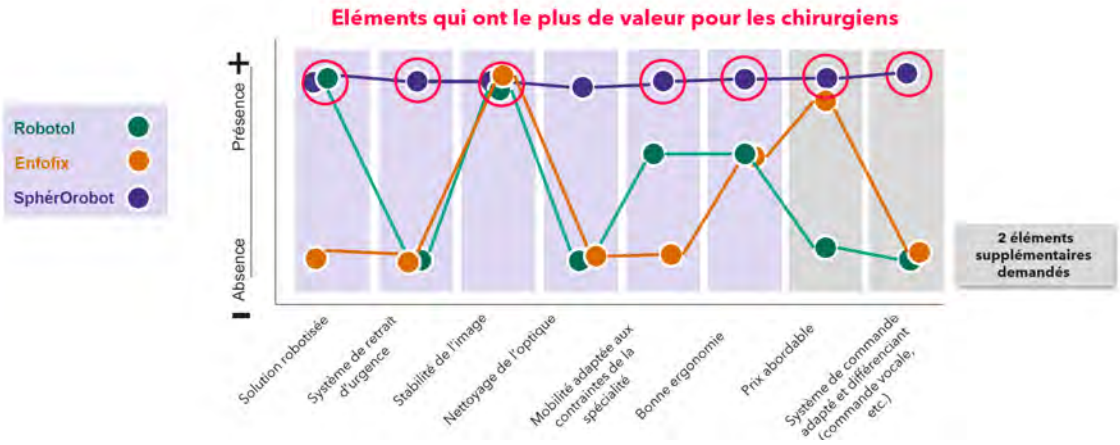


FIGURE 4.40 – Positionnement de notre système robotique en chirurgie otologique.

50 000 procédures annuelles, soit 6 fois plus que le nombre d'oto-endoscopies à l'heure actuelle, mais 5 fois moins que le nombre de coelioscopies (Figure 4.39). Cependant, comme évoqué dans la partie 2.5, bien que les chirurgiens soient formés et habitués à ce type de procédures, plusieurs défis techniques restent à relever pendant l'opération, principalement liés à la contrainte de la chirurgie à une main.

Comme pour l' oto-endoscopie, les dispositifs actuels ne semblent pas adaptés aux contraintes des chirurgiens rhinologistes interrogés (Pr Serrano, Toulouse ; Dr Rumeau, Nancy). Le Robotol *"n'a pas été pensé pour la chirurgie endonasale et au vu de son dimensionnement, je vois mal comment ils pourraient l'adapter pour ce que nous faisons"*.

Quant à l'EndofixExo, système évalué pour la chirurgie endonasale (4.2.2.1), *"nous l'avons également testé pour le nez et cela ne va pas du tout. Il n'apporte rien au geste que nous maîtrisons déjà. Nous avons besoin d'un système mobilisable"*.

Notre système pourrait les intéresser à condition d'avoir une translation de l'endoscope, pour des mouvements en profondeur. Ainsi, ils rapportent que *"les procédures nécessitent des mouvements de rotation et translationnels. Il faudrait que ce robot porte-endoscope soit animé d'une grande variété de mouvements afin d'avoir une plus grande adhésion des chirurgiens rhinologistes"*.

Ainsi, pour que le robot soit adapté à l'utilisation en chirurgie endonasale, il est primordial que la mobilité soit adaptée aux contraintes de la spécialité, avec une translation de l'effecteur principalement. En effet, la mobilité fait partie des éléments clés rapportés par les chirurgiens. Cela permettrait de se différencier des offres concurrentes et de s'adapter aux contraintes de la rhinologie. Le système de retrait d'urgence est un autre

élément à valoriser pour notre système robotique.

Le récapitulatif du positionnement de notre système en chirurgie endonasale est représenté Figure 4.41.

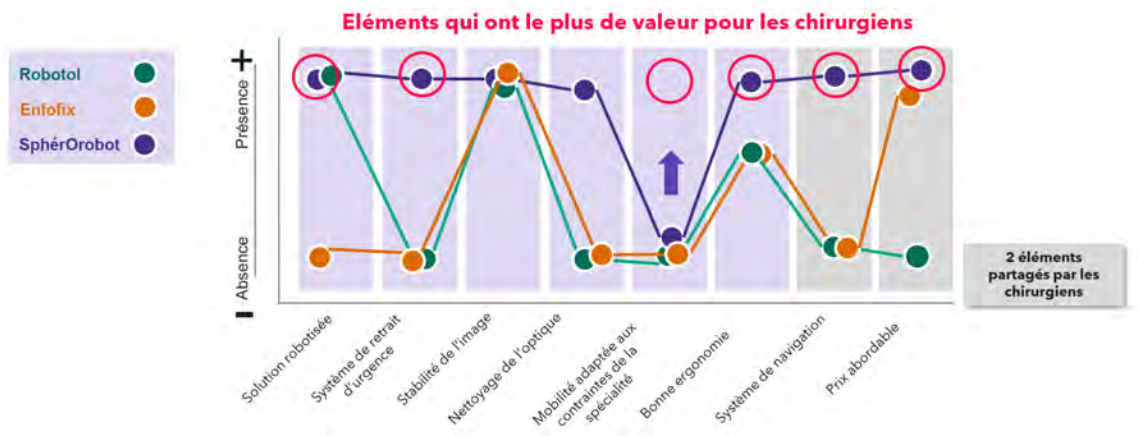


FIGURE 4.41 – Positionnement de notre système robotique en chirurgie endonasale.

4.6.1.3 Neurochirurgie

En neurochirurgie, on distingue deux applications principales pour la neuro-endoscopie, qui représentent environ 10 000 opérations réalisées par an : la chirurgie de l'adénome hypophysaire, et l'hydrocéphalie non communicante (Figure 4.39). Les voies d'abord privilégiées en neuro-endoscopie sont la voie endo-nasale, et la voie par le biais d'incisions. Les endoscopes utilisés sont de mêmes diamètres et angulations que ceux utilisés en chirurgie ORL, avec des longueurs similaires (15-21 cm en neurochirurgie, versus 17,5 cm maximum en chirurgie endonasale et 6 à 14 cm en chirurgie otologique).

La taille des espaces de travail est très limitée, et oblige les chirurgiens à demeurer dans des phases d'immobilité prolongées.

Les défis à relever, d'après les neurochirurgiens interrogés (Pr Vinchon, Lille ; Pr Decq, Paris ; Dr Chauvet, Paris ; Dr Boetto, Montpellier), sont : la contrainte d'une chirurgie à une main, comme en otologie ou chirurgie endonasale ; l'espace de travail très restreint et les mouvements limités et très fins, comme en chirurgie otologique.

Les chirurgiens de notre panel estiment que les solutions disponibles ou qu'ils ont testé, tels que VikyEp et le DaVinci, présentent des atouts technologiques séduisants mais non suffisants pour les convaincre. Ainsi, le VickyEp, robot porte-endoscope avec système de commande vocale, a été testé en laboratoire d'anatomie, mais est considéré comme *"assez*

gros pour la neurochirurgie, c'est gênant". Le Neuromate est un robot stéréotaxique et porte-instrument, avec des applications pour la neuro-endoscopie, l'implantation d'électrodes et la réalisation de biopsies. Un des chirurgiens note qu'*"il s'agit tout de même d'un dispositif lourd et complexe à l'utilisation et cher à l'achat, 400 à 500 k€"*. Enfin, le Da Vinci, robot télé-opératif porte-instrument (dont l'endoscope), pourrait convenir si *"le gros volume était compensé par leur technologie de bras multi-instruments"*. Mais un travail en ce sens par un des chirurgiens n'aurait pas abouti car *"le marché était trop petit"* pour la société Intuitive qui le commercialise.

Notre système n'a pas complètement convaincu en l'état le panel de chirurgiens. En effet, certains considèrent que

— *"le retrait d'urgence a peu d'intérêt pour la neuro. Il nous arrive d'avoir des patients qui toussent mais c'est très rare. Les dégâts seraient trop lourds avec un retrait brutal de l'endoscope."*

— *"si c'est juste un robot porte endoscope, cela ne suffira pas. Il nous faut de la robotique de précision qui n'encombre pas l'espace, qui soit autorisée à bouger dans l'espace opératoire avec une rapidité de mise en oeuvre et voire un système de navigation"*.

D'autres estiment cependant que

— *"l'assistance proposée par ce robot permettrait de nous aider sans nous remplacer"*,

— *"le principal atout serait d'avoir ses deux mains pour pouvoir gérer les saignements. Dans la zone dans laquelle on se trouve, cela pourrait être critique. Cela pourrait motiver les neurochirurgiens à tester ce robot"*,

— *"aujourd'hui, on utilise des bras fixés non robotisés. Avoir ce type de dispositif serait avantageux lors des phases immobiles. Concernant le système de commande, je trouve que le joystick est plus fiable que la commande vocale. Il serait intéressant de pouvoir monitorer la position de l'endoscope"*.

Ainsi, pour se différencier des autres technologies et adapter notre système aux contraintes de la neurochirurgie, il faut que notre système ait une mobilité adaptée à leur espace de travail, avec une bonne ergonomie, un prix abordable voire un système de navigation.

Le récapitulatif du positionnement de notre système en neurochirurgie est représenté Figure 4.42.

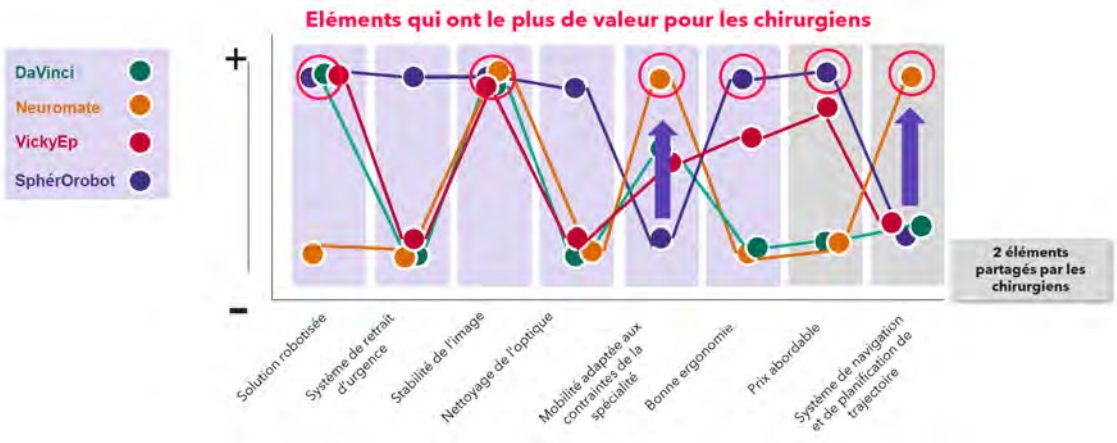


FIGURE 4.42 – Positionnement de notre système robotique en neurochirurgie.

4.6.1.4 Orthopédie

Plusieurs chirurgiens orthopédiques (Pr Servien, Lyon ; Pr Sirveaux, Nancy ; Pr Bauer, Paris) ont été interrogés quant à l'intérêt de notre système robotique pour les procédures d'arthroscopie. En effet, avec environ 360 000 chirurgies réalisées par an, l'arthroscopie est la première procédure sous endoscopie réalisée en France, devant la coelioscopie. L'arthroscopie de l'épaule et du genou représente 80% des interventions d'arthroscopie réalisées en France.

A l'inverse des procédures endoscopiques en neurochirurgie, les phases d'immobilité sont courtes au sein de l'articulation, et disséminées tout au long de la procédure. Ainsi, la mobilité de l'endoscope est un enjeu clé, car *"la main qui porte l'endoscope est tout le temps en mouvement"*.

Actuellement, il n'existe pas de robots d'assistance pour l'arthroscopie. Aucun des industriels actuellement positionné sur le marché de la robotique chirurgicale en orthopédie ne propose de dispositif tels que des porte-arthroscopes. En effet, le marché est principalement tourné vers l'arthroplastie, avec des solutions d'assistance pour la planification pré et per opératoire en vue de la reconstruction articulaire (par exemple, les systèmes Rosa de Zimmer Biomet, T-Solution One de THINK Surgical ou Navio de Smith&Nephew).

Malgré ce constat, selon les chirurgiens interrogés, notre système ne permettrait pas de les assister de manière optimale, le rapport bénéfice/temps d'installation étant limitant. En effet, ils estiment que *"les phases d'immobilité étant très courtes, il faudrait déplacer le robot, le remettre, etc. Il faudrait réajuster le robot en permanence, je ne suis pas sûr que cela soit très pratique"* ; ou que *"dans l'hypothèse où nous utiliserions ce genre de*

robot, je pense que nous perdrions plus de temps à le déplacer et le replacer par rapport à ce que nous faisons aujourd'hui".

Ainsi, bien que pour l'arthroscopie, aucune concurrence ne soit présente, plusieurs éléments ayant de la valeur pour les orthopédistes ne sont, à ce jour, pas proposés par notre dispositif (mobilité adaptée aux contraintes de la spécialité, gain de temps durant l'opération et système de navigation).

4.6.1.5 Synthèse des opportunités de marché

— Notre dispositif semble convaincre pour l'oto-endoscopie. En effet, le Robotol et l'Endofix ne satisfont pas les praticiens qui les jugent non adaptées aux contraintes rencontrées. Les chirurgiens sont donc en attente de solutions pensées par eux et pour eux, et notre dispositif représente une perspective intéressante. Les attentes dans ce domaine sont (i) un porte endoscope s'adaptant à toutes les optiques, (ii) un système de commande adapté et différenciant, (iii) un prix abordable.

— En chirurgie endonasale, notre dispositif pourrait convenir aux chirurgiens interrogés. En effet, bien que les praticiens s'interrogent sur la capacité du robot porte-endoscope à recréer les mouvements actuellement réalisés (translationnels, rotationnels), ils reconnaissent que le système de sécurité pensé par les équipes ainsi que la robotisation du bras porteur sont un atout pour leurs pratiques. Les attentes dans ce domaine sont (i) la mobilité de l'endoscope dans toutes les directions de l'espace, (ii) un système de navigation, (iii) un prix abordable.

— En neurochirurgie, l'intérêt est modéré pour notre dispositif. Les chirurgiens interrogés reconnaissent que la proposition d'un robot porte-endoscope représenterait une opportunité d'assistance en neuro-endoscopie. Cependant, le panel de solutions technologiques proposées par le dispositif ne sont pas en l'état en adéquation avec la réalité de leurs procédures. Les attentes dans ce domaine sont (i) une mobilité de l'endoscope dans toutes les directions de l'espace, (ii) un prix abordable, (iii) une robotique de précision (système de navigation, ...).

— En orthopédie, le robot porte-endoscope n'a pas remporté l'adhésion des chirurgiens. En effet, les contraintes rencontrées par les chirurgiens pendant l'opération (mobilité de l'endoscope, courtes phases d'immobilités pour les sutures, etc) sont trop éloignées de la proposition de notre dispositif.

4.6.2 Retours des industriels

Les industriels pouvant nourrir un intérêt dans le co-développement du robot ont été ciblés selon : la taille de l'entreprise, le champ d'application en relation avec les cibles chirurgicales de notre système, le développement de porte-endoscopes et/ou porte-instruments, l'architecture des bras armés, la présence en France. En suivant ces indicateurs, 10 sociétés ont été ciblées et interrogées (Collin, Intuitive, Medtronic, Zimmer Biomet, CMR Surgical, endocontrol, Renishaw, Sagentia, Free Hand, Robocath).

Les sociétés qui fabriquent déjà un robot ne souhaitaient pas investir dans le co-développement du SphérOrobot. Trois raisons principales à cela étaient avancées, selon les acteurs interrogés :

— un robot chirurgical a été développé en interne, et est d'ores et déjà en attente d'un marquage CE ; la société souhaite alors se focaliser sur ce système (par exemple, Zimmer Biomet : *"Nous souhaitons optimiser l'utilisation de notre robot ROSA et faire avancer les projets d'innovation que nous avons dans le pipe. Un autre co développement n'est pas possible à date"*).

— un robot porte-endoscope seul ne les intéresse pas, car ne répond pas à leurs objectifs (par exemple, Renishaw répondait que *"nous ne nourrissons pas d'intérêt pour le co-développement de robots porte-endoscope"*).

— le marché ciblé est trop petit et/ou à trop faible enjeu (par exemple, Intuitive expliquait que *"l'ORL et la neurochirugie sont des marchés trop petits pour que nous nous positionnions. Nous possédons des prototypes et brevets destinés à ces spécialités chirurgicales mais il n'y a pas d'intérêt à ce que nous les valorisions"*).

Cependant, d'autres sociétés ont exprimé leur intérêt à développer ce type de robot porte-endoscope : Sagentia et Free Hand. Ces sociétés ont un modèle économique basé sur l'appui au développement de projet (mobilisation rémunérée de ressources internes type ingénieur pour le développement de robot) puis le développement interne de leurs propres produits financé par des levées de fond.

Globalement intéressées par le projet, ces deux sociétés ont apprécié les solutions technologiques proposées ainsi que le ciblage de l'ORL et de la neurochirurgie. Ainsi, les sociétés interrogées expliquent que *"ces domaines d'application sont très spécifiques, avec un bénéfice à développer ce type de solutions"*, que le système de retrait d'urgence est, pour Medtech, *"l'atout du robot"*. Le système de tracking était également bien reçu par FreeHand, disant que *"l'idée est intéressante, cela sous-entend qu'il faudrait également se*

rapprocher des leaders d'optique. Il y a une relation à créer entre la caméra et le cobot". Ces deux sociétés sont prêtes à poursuivre les discussions si l'équipe de recherche remplit les différentes conditions exprimées, notamment le financement des prestations.

Au total, les fabricants de robots tels qu'Intuitive, CMR Surgical ou Medtronic ne nourrissent pas l'ambition de se positionner sur les marchés de la chirurgie minimale invasive en ORL et en neurochirurgie, jugeant ces domaines comme étant limitant en termes de volume. De plus, leur stratégie actuelle s'oriente principalement dans le rachat de medtech structurées ayant déjà fait leur preuve en termes de robots chirurgicaux d'intérêt.

Néanmoins, deux sociétés, dont le business model s'appuie en partie sur l'appui au développement de robots chirurgicaux, étaient intéressées et souhaitaient poursuivre les discussions.

4.6.3 Synthèse de l'étude de marché

Parmi les marchés de chirurgie endoscopique explorés, l'ORL (otologie et rhinologie) et la neurochirurgie sont retenues comme étant des spécialités où le SphérOrobot pourrait remporter l'adhésion des chirurgiens et répondre à leurs besoins. Les solutions technologiques proposées telles que le système de retrait d'urgence et le système de tracking ont retenu l'attention des interlocuteurs.

Le marché potentiel estimé atteindrait environ 70 000 procédures par an, en France.

Afin de garantir l'adoption de ce nouveau dispositif, l'un des enjeux clés de ce développement est de développer un robot s'adaptant à toutes les procédures de ces spécialités.

Côté industriel, le projet n'a pas suscité l'intérêt des gros et moyens fabricants de robots chirurgicaux de laparoscopie ou d'arthroplastie, ne coïncidant pas avec leur actuelle stratégie R&D. Cependant, Sagentia et Freehand, sociétés ayant un volet service de développement et maîtrisant les process de fabrication, sont intéressées par le projet. Afin de préparer les échanges avec eux, une réflexion doit être menée sur le modèle économique et le prix de vente possible du robot, à mettre en regard du coût de développement.

4.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons tout d'abord détaillé les nombreuses propositions robotiques étudiées par différentes équipes dans la littérature. Nous avons réalisé une classification de ces systèmes robotiques en fonction de leur application dans les domaines de la chirurgie de l'oreille et des sinus. Cependant, nombreux sont les robots qui restent au stade pré-clinique et ne sont pas utilisés au bloc opératoire. Parmi ces systèmes, aucun à l'heure actuelle n'est spécifiquement conçu pour tenir un endoscope quelque soit l'espace de travail.

Nous avons alors présenté une analyse fonctionnelle de notre système robotique, en précisant les fonctions auxquelles il devrait répondre, et selon quelles modalités de fixation et de contrôle. Nous avons également vu les différents types d'architecture pouvant répondre à nos besoins.

Pour savoir si ces propositions étaient innovantes ou non, nous avons réalisé une veille de brevet. En l'absence de système comparable, nous avons déposé un brevet, qui a reçu un avis favorable et a été publié en mars 2021.

Enfin, pour savoir si ce système correspondait aux attentes du milieu médical et industriel, une étude de marché a été menée. Notre robot répond, d'après le panel de chirurgiens interrogés, à plusieurs attentes dans les milieux de l'otologie, de la chirurgie sinusienne voire de la neurochirurgie, en se différenciant des systèmes existants. Certains industriels ayant un volet service de développement ont fait part de leur intérêt. Mais les plus gros industriels contactés, eux, étaient peu intéressés en raison d'un nombre de chirurgies annuel insuffisant, ou d'une absence de stratégie R&D dans ce domaine. Un degré de maturation plus important de la technologie pourrait aider à convaincre des industriels à s'engager dans ce projet.

Chapitre 5

Conception du nouveau robot pour l'ORL

5.1 Introduction

Après avoir introduit le principe d'un nouveau robot pour la chirurgie endoscopique ORL dans le chapitre précédent (4), avec ses fonctions et ses apports par rapport à l'existant, il est désormais indispensable d'avancer dans la conception de ce dispositif.

Plusieurs questions doivent être posées pour concevoir notre système :

— *Quels sont les architectures adaptées au besoin chirurgical ?*

— *Comment optimiser cette architecture pour l'utilisation au bloc opératoire pour atteindre l'espace de travail souhaité ?*

— *Comment permettre au chirurgien de contrôler le robot en gardant ses deux mains libres ? Et comment lier ce mode de contrôle à la commande du robot ?*

Pour répondre à ces interrogations, nous verrons dans ce chapitre une analyse de différents choix d'architecture (5.2), autour de variations d'un mécanisme à centre de rotation déporté, couplant un mécanisme sphérique à 2 DDL avec un double parallélogramme. Une étude de choix centrée utilisateur, d'après plusieurs questionnaires adressés aux chirurgiens, est présentée (5.2.1) pour définir les priorités des utilisateurs. Ensuite, une première architecture, 2U$\underline{\text{P}}$S-U, est étudiée, en utilisant des outils algébriques pour l'optimiser avec un faible nombre de paramètres (5.2.2). Puis, différentes variations de l'architecture du robot sont comparées en même temps, en étendant l'algorithme de manière numérique (5.2.3).

Un travail sur l'optimisation de ces mécanismes est alors présenté (5.3), selon un algorithme innovant incluant l'algorithme de Nelder-Mead, prenant en compte des critères de performance, les collisions internes ainsi que les limites des articulations passives et actives.

Enfin, l'étude d'un algorithme de suivi d'image pour le contrôle de notre système robotique est développé (5.4).

5.2 Choix de l'architecture

D'après les analyses précédemment réalisées en (4.3), la solution proposée devrait réunir plusieurs impératifs :

1. la possibilité d'éloigner la structure robotique de l'espace de travail à l'aide d'un centre de rotation déporté,
2. la possibilité de manipuler l'endoscope avec un centre de rotation fixe,
3. la possibilité d'une translation dans l'axe de l'endoscope.

Dans ce chapitre, nous discutons donc en détail des mécanismes remplissant ces critères en les comparant.

Une première partie (5.2.1) présente une étude de choix centrée utilisateur, permettant de définir des priorités d'après plusieurs questionnaires adressés à des chirurgiens.

La seconde partie (5.2.2) présente l'étude d'un mécanisme à centre de rotation déporté, adapté au maintien d'un endoscope dans la chirurgie otologique et sinusienne. Son architecture, de type 2U<u>P</u>S-U, est illustrée sur la Figure 5.1, à gauche. L'optimisation du mécanisme est réalisée en utilisant des outils algébriques exacts. Ce travail, réalisé en collaboration avec S. Venkateswaran et R. Jha, a été publié en 2021 dans la revue Mechanism and Machine Theory [34].

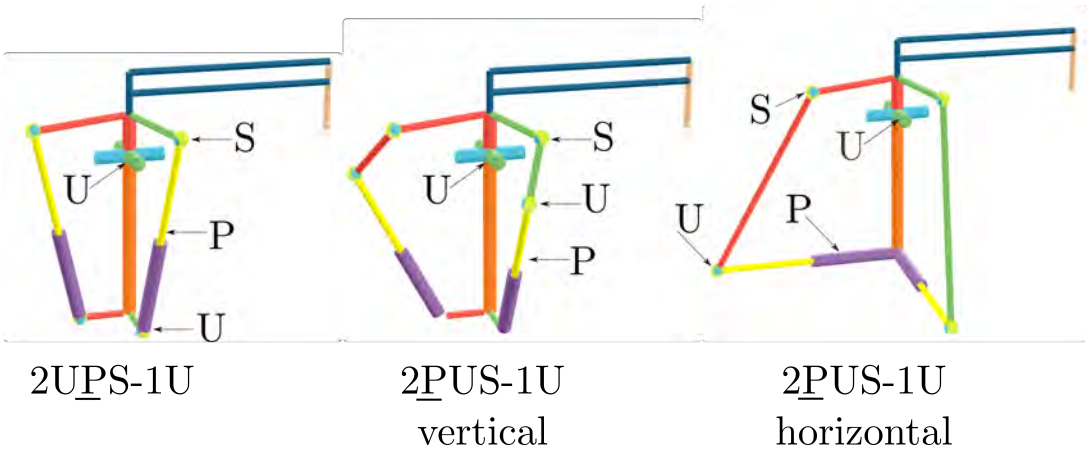


FIGURE 5.1 – Trois variations de l'architecture proposée, en modifiant les ordres et placements des articulations.

La troisième partie (5.2.3) présente plusieurs variations de cette architecture, illustrées sur la Figure 5.1, avec leurs solutions géométriques et leurs singularités. Le type choix des articulations et l'influence des limites sur les articulations passives est alors discuté. Enfin, la procédure pour décider du choix des paramètres lors de l'optimisation est présentée. Ce travail a été réalisé dans le cadre du master *EMARO* de Durgesh SALUNKHE, soutenu par le cluster *FAME*, en 2019-2020 [92].

5.2.1 Conception centrée sur l'utilisateur

Considérant l'application de notre mécanisme, il semblait important d'avoir un retour direct des chirurgiens et de l'analyser afin de peaufiner leurs exigences et les solutions associées. Il s'agit d'une étude centrée utilisateurs, basée sur plusieurs questionnaires présentés dans cette partie.

5.2.1.1 Matériels et méthodes

Nous avons créé un questionnaire afin de comprendre les exigences et les attentes des chirurgiens pour un tel mécanisme. Le questionnaire a été conçu en deux étapes.

Premièrement, quelques questions préliminaires ont été adressées quant à la vitesse et la précision souhaitées du dispositif (A.1). Un modèle en Conception Assistée par Ordinateur (CAO) en 3D a été réalisé afin de comparer la taille du mécanisme par rapport à l'espace de travail de l'oreille et des sinus, comme le montre la Figure 5.2. Afin de familiariser les chirurgiens avec la vitesse du mécanisme, nous avons préparé plusieurs simulations de mouvement et demandé aux chirurgiens de les évaluer comme rapides, lents ou adéquats. Le questionnaire proposait également d'établir des priorités entre quatre exigences : (i) la vitesse du mécanisme, (ii) la taille du mécanisme, (iii) la facilité d'utilisation et (iv) la capacité de réaliser des opérations variées.

Il était utile d'avoir une idée approximative de la perception des chirurgiens face à ce type d'assistance robotique. Dans cette première phase, le nombre de participants interrogés était de 9, mais aucune information à propos de leur niveau d'expertise n'était pris en compte.

Pour affiner ces informations, nous avons alors conçu un second questionnaire (A.2), prenant mieux en compte le point de vue du chirurgien. Comme nous avions déjà ap-

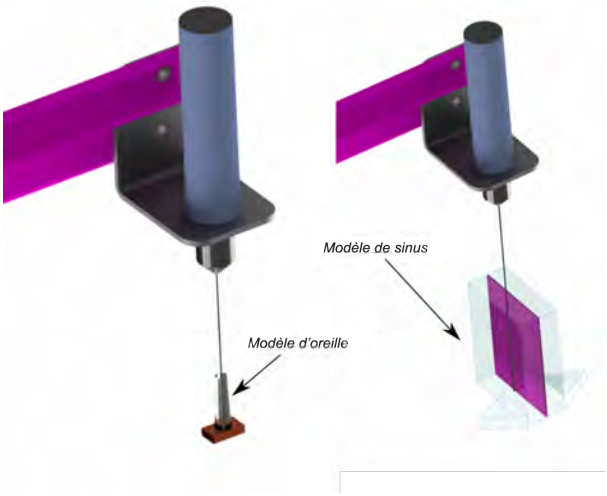


FIGURE 5.2 – Rendus graphiques utilisés pour la comparaison de taille dans le premier questionnaire.

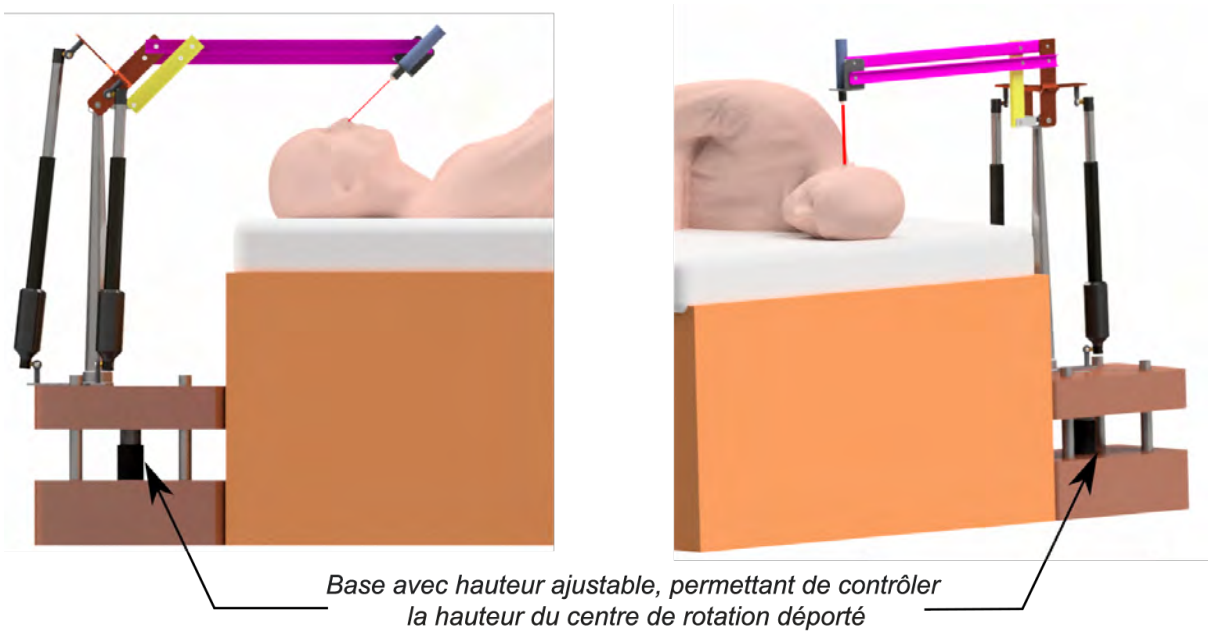


FIGURE 5.3 – Rendus graphiques utilisés pour la comparaison de taille dans le second questionnaire.

pris que les chirurgiens priorisaient la facilité d'utilisation, nous avons mis en oeuvre le System Usability Scale (SUS), le questionnaire le plus largement utilisé pour l'évaluation de la facilité d'utilisation et d'apprentissage perçue [93]. Les informations concernant l'expertise du chirurgien et ses années d'expérience en endoscopie étaient colligées. Cela nous a permis de pondérer les réponses obtenues. Un environnement complet a été créé sur le modèle CAO afin de donner une meilleure perception de la taille du mécanisme (https://vimeo.com/429935617). Ce rendu du modèle dans son environnement est présenté Figure 5.3.

Ce modèle était ensuite présenté à différentes vitesses dans les espaces de travail des sinus et de l'oreille. Trois vidéos représentaient le robot chirurgical au niveau de l'espace de travail des sinus à 3 vitesses différentes : lente (4 secondes pour aller d'une extrémité de la zone opératoire à l'autre https://vimeo.com/429915650), moyenne (3 secondes https://vimeo.com/429915609) ou rapide (2 secondes https://vimeo.com/429915570). Trois autres vidéos étaient présentées au niveau de l'espace de travail de l'oreille, à trois vitesses différentes (5 secondes https://vimeo.com/429915529, 4 secondes https://vimeo.com/429915501 et 3 secondes https://vimeo.com/429915481). Ces différentes vitesses ont été choisies en fonction des réponses au questionnaire précédent. Les utilisateurs devaient évaluer la vitesse sur une échelle de Likert à 5 points. Nous avons créé deux questionnaires différents avec une modification de l'ordre des vidéos, pour contrôler l'influence cet ordre de présentation.

Ensuite, des questions considérant les priorités à donner au système robotique étaient posées, comme lors du premier questionnaire (vitesse du robot, facilité d'utilisation, petite taille du mécanisme, compatibilité avec d'autres interventions). Les priorités étaient classées de 1 à 4 ; plus le chiffre était bas, plus la priorité était forte, 1 étant la priorité maximum.

Enfin, des questions à propos de leur perception de l'utilisabilité du système présenté concluaient le questionnaire, d'après le System Usability Scale [93] *("je pense que j'utiliserai ce système robotique fréquemment", "je trouve ce système robotique inutilement complexe", "je pense que ce système robotique est facile à utiliser", "je pense que la plupart des chirurgiens seraient capable d'apprendre à utiliser ce système robotique très facilement", "je pense que j'ai besoin d'apprendre beaucoup de choses avant de pouvoir utiliser ce système robotique").* Les réponses étaient classées de 1 *("tout à fait d'accord")* à 5 *("pas du tout d'accord").* Nous avons retiré 5 questions non applicables, puisque les participants ne pouvaient pas essayer le dispositif mais seulement le regarder sur des vi-

déos.

Ce questionnaire a été partagé à un plus grand groupe de chirurgiens, dans toute la France, exerçant en milieu hospitalier et libéral, afin d'avoir une idée précise de leurs exigences en termes de vitesse, de taille et de précision. 35 chirurgiens ont répondu à ce questionnaire. Les retours obtenus ont fourni une base importante pour l'optimisation du mécanisme, puisque la solution optimale dépend des contraintes données par les exigences de l'utilisateur.

5.2.1.2 Résultats

Nous avons collecté les résultats du premier questionnaire auprès de 9 chirurgiens d'expérience diverses, travaillant en chirurgie otologique ou sinusienne au CHU de Nantes. Les retours en termes de vitesse ou de taille semblaient cohérents et tous préféraient les actionneurs à vitesse maximale.

Pour mieux analyser l'importance des caractéristiques, les chirurgiens ont été invités à prioriser quelques paramètres. Il a été conclu que la plupart des chirurgiens (n=6) priorisaient à un assistant robotique facile à utiliser. Ils privilégiaient ensuite la petite taille du mécanisme (n=3), tandis que la rapidité et la capacité à réaliser de multiples types d'opérations n'étaient pas considérés comme prioritaires. Nous avons ainsi décidé de se concentrer sur la taille compacte du mécanisme, pour ne pas encombrer la zone opératoire, et le choix d'actionneurs selon leur rapport vitesse/taille.

Le second questionnaire a été rempli par 25 chirurgiens, 10 exerçant en milieu libéral et 15 en hôpital. La majorité des répondeurs (n=17, 68%) exerçaient la chirurgie ORL depuis plus de 10 ans, et la grande majorité (80%) avaient l'habitude de la chirurgie sinusienne (plus de 30 chirurgies réalisées la dernière année). Cependant, seuls les chirurgiens exerçant en milieu hospitalier avaient l'expérience de l'utilisation de l'endoscope en chirurgie otologique (pour 40% d'entre eux), tandis qu'un seul des chirurgiens libéraux interrogés en avait l'expertise.

Les réponses des chirurgiens concernant la vitesse du robot à privilégier ont présenté des biais et ont donc été considérées comme non significatives. En effet, il est apparu que les réponses des chirurgiens quant à l'évaluation de la vitesse étaient influencées par l'ordre des vidéos présentées dans le questionnaire. Lorsque la vidéo la plus rapide était présentée en première position, les suivantes étaient majoritairement qualifiées de lentes. Mais lorsque l'ordre était modifié, les réponses étaient plus aléatoires, avec parfois le

système le plus rapide considéré comme lent car visualisé en dernière position.

Ce biais de présentation peut être expliqué par la difficulté à différencier, sur des simulations, des vitesses relativement proches. En effet, le système robotique opérant dans un espace de travail de taille restreinte, il n'existait qu'une seconde de différence entre chaque vitesse de simulation pour aller d'une extrémité de l'espace de travail à l'autre. Autrement dit, pour parcourir deux points éloignés de l'espace de travail, le simulateur qualifié de lent mettait 5 secondes, l'intermédiaire 4 secondes et le rapide 3 secondes. Ce faible différentiel, difficile à percevoir, peut expliquer l'influence de l'ordre des vidéos dans les réponses aux questionnaires. Il nous paraît alors compliqué de faire estimer la meilleure vitesse absolue par des simulations vidéos plutôt que par une prise en main effective à l'aide de prototypes.

Concernant les priorités des chirurgiens, la notion la plus importante était la facilité d'utilisation du système, classée comme priorité numéro 1 par 19 des 25 répondeurs. La plus petite taille possible était ensuite une priorité importante : 6 répondeurs la classait comme priorité numéro 1, et 16 comme priorité numéro 2 (Figure 5.4). On peut noter que les réponses variaient légèrement selon l'expérience des chirurgiens. Ainsi, les chirurgiens les plus expérimentés en chirurgie oto-endoscopique privilégiaient la petite taille du robot *(moyenne = 2,2, écart-type = 1,1)*, puis la facilité d'utilisation *(moyenne = 2,4, écart-type = 1,4)*. A l'inverse, les chirurgiens les plus expérimentés en chirurgie endonasale, moins contraints par l'espace de travail des sinus, choisissaient logiquement de prioriser la facilité d'utilisation *(moyenne = 1, écart-type = 0)* puis la petite taille du robot *(moyenne = 2,4, écart-type = 0,8)*.

Quel que soit l'expérience du chirurgien, tous considéraient comme non prioritaire la vitesse du système *(moyenne = 3,01, écart-type = 0,6)* et la compatibilité avec plusieurs types de chirurgies *(moyenne = 3,2, écart-type = 0,9)*. Ce résultat nous permet de dire que le choix de la vitesse absolue du système, biaisé par ce type de questionnaire, n'est finalement pas primordial dans notre cas, puisque considéré comme non prioritaire par l'ensemble de chirurgiens interrogés.

Quel que soit le groupe, tous confirmaient les résultats préliminaires du premier questionnaire, à savoir la simplicité d'utilisation et la petite taille du mécanisme dans les premières priorités du mécanisme.

Les réponses aux questions liées à l'opinion des chirurgiens sur le système présenté étaient, à notre sens, à analyser avec prudence, car les chirurgiens ne pouvaient pas tester le système, et se basaient uniquement sur des simulations vidéos. Leur opinion pourrait

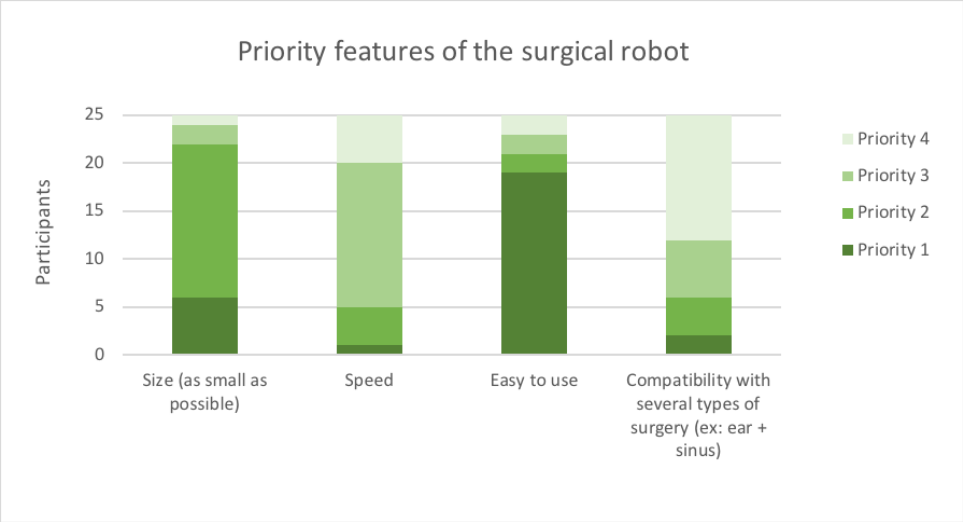


FIGURE 5.4 – Réponses des utilisateurs à propos des caractéristiques prioritaires du futur robot.

ainsi varier en testant un prototype plus évolué. Cependant, quel que soit l'expérience des chirurgiens, tous exprimaient leur désaccord avec l'affirmation d'un système robotique inutilement complexe *(moyenne = 3,8, soit "plutôt pas d'accord", écart-type = 0,4)*, et leur accord avec l'affirmation avec la capacité de la plupart des chirurgiens à apprendre à utiliser ce système très facilement *(moyenne = 2,4, soit "plutôt d'accord", écart-type = 0,8)*. Les réponses étaient neutres quant à la facilité d'utilisation du système *(moyenne = 2,8, soit "neutre", écart-type = 0,7)* et sur le désir d'utiliser ce système fréquemment *(moyenne = 3,05, soit "neutre", écart-type = 0,8)*, ce qui paraît cohérent avec l'impossibilité de tester le système lors d'un questionnaire de ce type. Enfin, leur ressenti d'un besoin de fort apprentissage avant l'utilisation d'un tel système était très variable, quel que soit la catégorie de chirurgien *(moyenne = 2,9, soit "neutre", mais écart-type important = 1,7)*. Le score d'utilisabilité moyen était ainsi de 56,4 (écart-type = 10,95), soit un système considéré comme acceptable d'après Bangor [94]. Il n'y avait pas de différence significative entre les chirurgiens novices et expérimentés (p = 0,81).

Au total, la vitesse absolue du robot était très délicate à évaluer par des simulations vidéos, entraînant un biais lié à l'ordre de présentation des vidéos. Pour avoir une idée plus précise de la meilleure vitesse attendue par les chirurgiens, des essais avec des prototypes seraient nécessaires. Cependant, cela ne devrait pas être indispensable, puisqu'aucun chirurgien, quel que soit son expérience, ne plaçait en priorité la vitesse du robot. En effet, ce questionnaire confirme les résultats du premier questionnaire, à savoir la priorisation

de la facilité d'utilisation et de la petite taille du système.

5.2.2 Étude d'un mécanisme à centre de rotation déporté pour tenir un endoscope [34]

D'après l'analyse de l'espace de travail précédemment réalisée en (3), une architecture compatible avec les impératifs exposés en préambule est étudiée.

Il s'agit d'un mécanisme à centre de rotation déporté portant un endoscope pour les chirurgies otologique ou sinusienne, couplant un mécanisme sphérique à deux DDL avec un double parallélogramme, comme illustré sur la Figure 5.5. Ce mécanisme est couplé à un mécanisme de translation pour le positionnement au centre de l'oreille moyenne. Un autre mécanisme, représenté sur la Figure 4.36 du brevet [32], autorise la translation de l'endoscope pour l'insertion, le nettoyage et l'éjection en cas de réveil du patient. Le mécanisme parallèle sphérique est composé de trois jambes et d'une plate-forme mobile. Les deux premières jambes, U$\underline{\text{P}}$S, sont composées d'un cardan, une articulation prismatique et une rotule, et la dernière jambe est composée d'un cardan ce qui limite sa mobilité. Le double parallélogramme est attaché aux deux axes de cette articulation. Les deux articulations prismatiques sont motorisées. Habituellement, les extrémités des jambes U$\underline{\text{P}}$S sont dans le même plan tout comme les axes de rotation du cardan.

Pour obtenir l'espace de travail souhaité, il est possible de faire varier plusieurs paramètres de la conception. Dans cette étude, un paramètre est normalisé, la structure reste symétrique et trois paramètres de longueur sont modifiés.

La bibliothèque SIROPA écrite en Maple sera utilisée pour calculer les équations de singularité en utilisant les bases de Groebner [95, 96], faire la décomposition algébrique cylindrique (DCA) [97] ainsi que les trajectoires du robot.

5.2.2.1 Équations cinématiques

Soient $\mathbf{a}_1$ et $\mathbf{a}_2$ fixés à la base, O le centre du cardan et $\mathbf{b}_1$ et $\mathbf{b}_2$ attachés à la plate-forme mobile dans le référentiel mobile. Les coordonnées des centres des articulations sont données par

$$\mathbf{o} = [0,0,0]^T, \mathbf{a}_1 = [f,0,-1]^T, \mathbf{a}_2 = [0,f,-1]^T, \mathbf{b}_1 = [r,0,h]^T, \mathbf{b}_2 = [0,r,h]^T \tag{5.1}$$

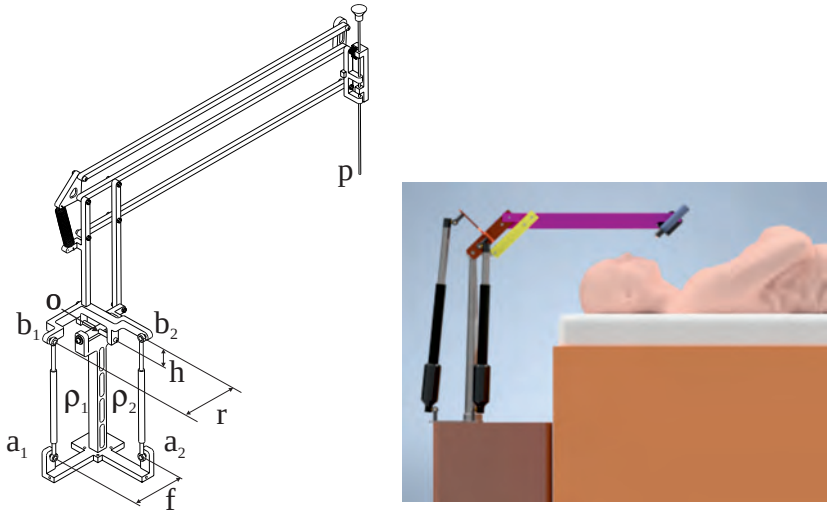


FIGURE 5.5 – Mécanisme à centre de rotation déporté dans sa position *home* et sa localisation à proximité du patient.

L'espace d'orientation de la plate-forme mobile est représenté entièrement avec les variables (α, β). La matrice de rotation $\mathbf{R}$ du repère de base au repère mobile est exprimée comme suit :

$$\mathbf{R} = \mathbf{R}_\alpha \mathbf{R}_\beta = \begin{bmatrix} C_\beta & 0 & S_\beta \\ S_\alpha S_\beta & C_\alpha & -S_\alpha C_\beta \\ -C_\alpha S_\beta & S_\alpha & C_\alpha C_\beta \end{bmatrix} \tag{5.2}$$

où $C_\beta = \cos(\beta)$, $S_\beta = \sin(\beta)$, $C_\alpha = \cos(\alpha)$ et $S_\alpha = \sin(\alpha)$.

Les angles d'orientation sont définis de telle manière que $\alpha = \beta = 0$, qui représente la position "home" comme illustré sur la Figure 5.5. Les coordonnées de $\mathbf{b}_1$ et $\mathbf{b}_2$ peuvent être écrites dans le repère de base comme

$$\mathbf{c}_1 = \mathbf{R}\mathbf{b_1} \quad \mathbf{c}_2 = \mathbf{R}\mathbf{b_2} \tag{5.3}$$

Les contraintes de distance des deux articulations prismatiques donnent

$$||\mathbf{a}_i\mathbf{c}_i|| = \rho_i \quad \text{avec} \quad i = 1, 2 \tag{5.4}$$

Cela conduit aux deux équations de contraintes :

$$-2(fh + C_\alpha r)S_\beta + 2(hC_\alpha - fr)C_\beta + f^2 + h^2 + r^2 + 1 = \rho_1^2 \quad (5.5)$$

$$2h(fS_\alpha + C_\alpha)C_\beta - 2fC_\alpha r + f^2 + h^2 + r^2 + 2S_\alpha r + 1 = \rho_2^2 \quad (5.6)$$

5.2.2.2 Analyse des singularités et d'espace de travail

L'analyse des singularités se fait en différenciant les deux équations de contraintes par rapport au temps qui conduit le modèle de vitesse :

$$\mathbf{A}\omega + \mathbf{B}\dot{\rho} = 0 \quad (5.7)$$

où $\mathbf{A}$ et $\mathbf{B}$ sont les matrices jacobiennes parallèles et sérielles, respectivement, ω est la vitesse angulaire et $\dot{\rho} = [\dot{\rho}_1\ \dot{\rho}_2]^T$ les vitesses articulaires [98]. Le lieu des singularités dans l'espace de travail peut être écrit comme suit sans spécifier les paramètres de conception f, r et h [99] :

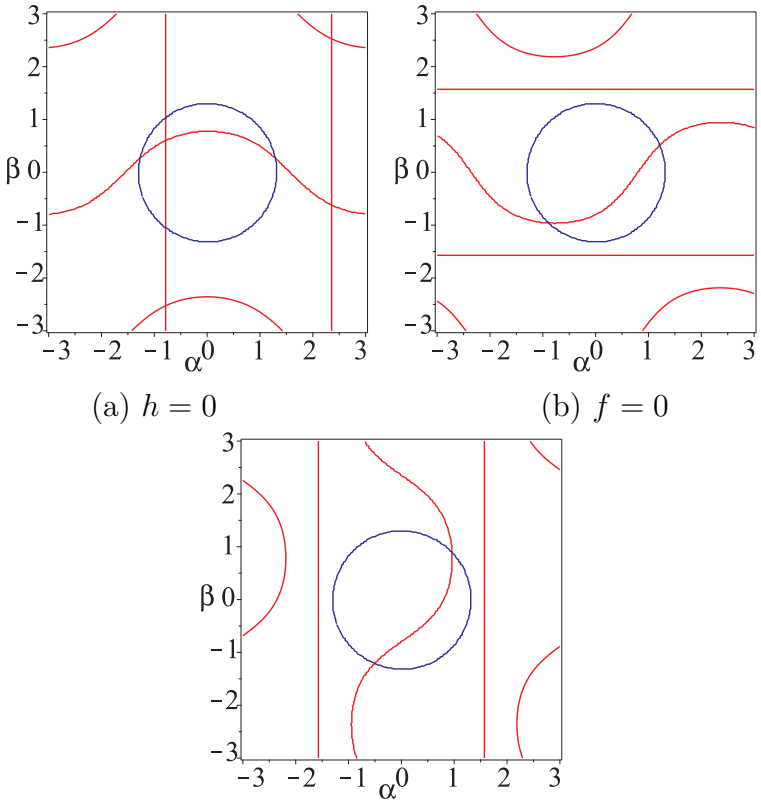
$$\begin{aligned}&4(C_\beta r + h(f + S_\beta))r(C_\alpha)^2 + (4f^2h^2(C_\beta)^2 - 4f(-S_\alpha r + h(fS_\beta - 1))rC_\beta + \\ &4(h(fS_\beta - 1)S_\alpha - fS_\beta r)r)C_\alpha + 4f((-h^2S_\alpha + rh)(C_\beta)^2 + \\ &h(r(f + S_\beta)S_\alpha + S_\beta h)C_\beta - r(frS_\beta S_\alpha + h)) = 0 \end{aligned} \quad (5.8)$$

Il y a trois conditions pour simplifier et factoriser l'équation des singularités.

- $h = 0$: $(\sin(\alpha) + \cos(\alpha))(\sin(\beta) - \cos(\alpha)\cos(\beta)) = 0$
- $f = 0$: $\cos(\alpha)r(h\sin(\alpha) - \cos(\alpha)\cos(\beta)r - \cos(\alpha)\sin(\beta)h) = 0$
- $r = 0$: $\cos(\beta)fh^2(\cos(\alpha)\cos(\beta)f - \sin(\alpha)\cos(\beta) + \sin(\beta)) = 0$

Lorsqu'il y a simplification des équations des singularités, le modèle géométrique direct admet quatre solutions, et chacune est localisée dans une région, nommée aspect, c'est-à-dire les plus grandes régions libres de singularités dans l'espace de travail [100]. Ces propriétés ne sont pas stables, car lorsqu'un petit décalage est ajouté sur la plate-forme, le lieu des singularités change. Les aspects sont représentés sur la Figure 5.7, où 4 aspects sont montrés sur la Figure 5.7(a) et (c) et seulement 2 dans la Figure 5.7(b) [98].

Lorsqu'il y a moins d'aspects que de solutions dans le problème géométrique direct, cela signifie qu'il existe des trajectoires de changement de mode d'assemblage non singulières ; en d'autres termes, que le mécanisme est cuspidal [101]. Pour garantir la sécurité



(a) $h = 0$ (b) $f = 0$

(c) $r = 0$

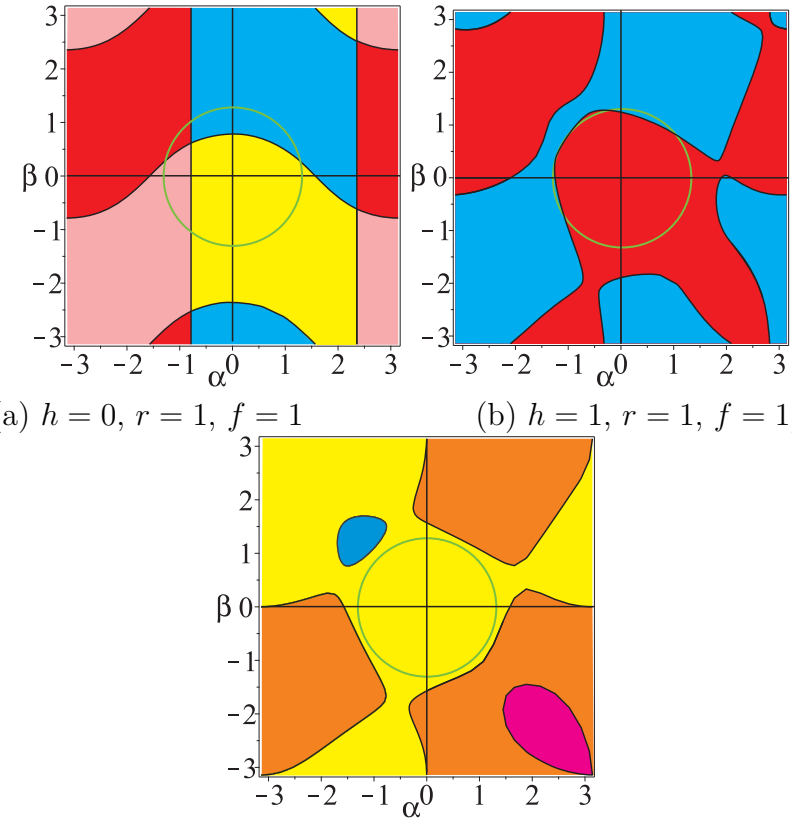
FIGURE 5.6 – Lieux des singularités dans l'espace de travail du mécanisme sphérique, avec quatre aspects. Le rouge représente le lieu des singularités, et le bleu représente la bordure de la forme régulière de l'espace de travail

des mouvements, il est nécessaire d'analyser les domaines d'unicité et le comportement autour des points cusps [102].

5.2.2.3 Paramètres de conception pour l'espace de travail souhaité

La recherche de paramètres de conception permettant d'atteindre l'espace de travail souhaité défini dans la section 3.4 peut se faire par optimisation ou en analysant le nombre d'intersections entre les singularités et la limite de l'espace de travail. Cette seconde solution est utilisée dans cette partie. Elle a l'avantage d'être exacte mais ne peut être utilisée que pour un nombre limité de paramètres de conception et ne prend pas en compte les contraintes géométriques des jambes (interférences).

Pour être utilisé sans risque par le chirurgien, l'espace de travail souhaité doit être sans singularité. Il sera donc inclus dans un aspect du mécanisme, c'est-à-dire une région



(a) $h = 0,\ r = 1,\ f = 1$ (b) $h = 1,\ r = 1,\ f = 1/2$

(c) $h = r = f = 1$

FIGURE 5.7 – Lieux des singularités et aspects dans l'espace de travail pour trois ensembles de paramètres où chaque couleur représente un aspect donné.

de l'espace de travail sans singularité [100]. Il sera défini comme un cercle de rayon 1 dans l'espace de travail en fonction des angles α et β. Cet espace de travail souhaité est légèrement plus grand que l'espace de travail défini avec les angles d' azimut et d'inclinaison.

La méthode utilisée pour optimiser le mécanisme consiste à utiliser la DCA d'un système formé par le système polynomial paramétrique des singularités et l'équation du cercle, frontière de l'espace de travail. Ce système est une fonction de trois paramètres de conception et des angles α et β. La DCA décompose l'espace des paramètres du système en cellules dans lesquelles le système d'origine a un nombre constant de solutions, et nous retenons les composants avec zéro solution. Pour chaque cellule obtenue, la DCA renvoie les valeurs d'un ensemble de paramètres. La liste suivante est obtenue en faisant varier par discrétisation le paramètre f pour avoir une vue 2D des autres paramètres h et r. Le tableau 5.1 présente une liste de solutions pour chaque cellule avec $r = 1$. La Figure 5.8 représente le lieu des singularités pour ces valeurs des paramètres h et f.

h	0	0	0.233	0.408	0.549	0.648	0.735	0.818	0.898	1.038
f	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1
h	1	1.204	1.341	1.478	1.616	1.753	2	2	2	2.308
f	1.1	1.2	1.3	1.4	1.5	1.6	1.7	1.8	1.9	2

TABLE 5.1 – Ensemble des solutions des paramètres de chaque cellule pour $r = 1$ obtenus par la DCA.

Si de nombreuses valeurs des paramètres de conception permettent d'obtenir l'espace de travail souhaité, il existe deux typologies de singularité. Deux exemples sont présentés, un où l'équation des singularités est factorisée et un autre où ce n'est pas possible, pour diviser l'espace de travail en quatre aspects. La Figure 5.9(a) est l'ensemble des paramètres de conception pour $f = 0$. Cet ensemble inclus $h = 0$ mais aussi une faible valeur de h par rapport à r. Les Figures 5.9(b) et (c) sont l'ensemble des solutions pour $f = 1$ et $f = 2$, respectivement.

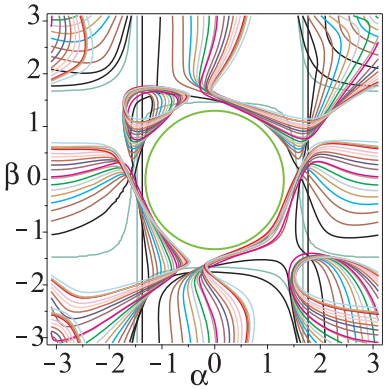


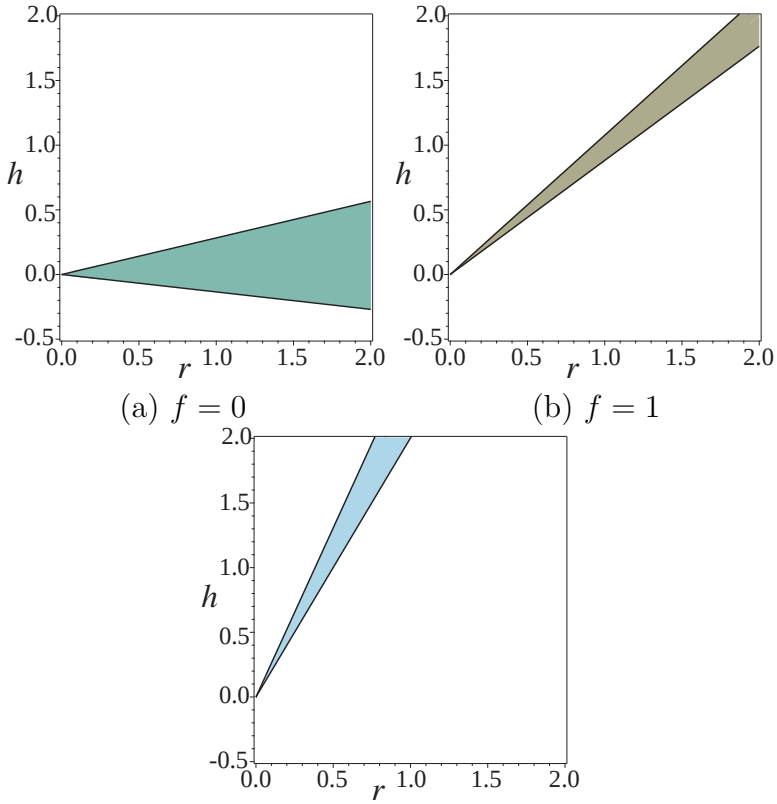
FIGURE 5.8 – Lieux des singularités à partir des paramètres définis dans le Tableau 5.1, où la courbe bleue est la limite de l'espace de travail souhaité.

5.2.2.4 Exemple 1 : $h = 0$, $r = 1$ et $f = 1/10$

Pour $h = 0$, $r = 1$ et $f = 1/10$, le lieu des singularités est défini comme

$$(10\cos(\alpha)\cos(\beta) - \sin(\beta))(\sin(\alpha) + 10\cos(\alpha)) = 0 \tag{5.9}$$

La Figure 5.10 représente l'espace de travail et l'espace articulaire, ainsi que la limite de l'espace de travail souhaité. Comme il n'y a que deux (régions en vert) ou quatre solutions réelles (régions en rouge) au problème géométrique direct, et que les singularités peuvent

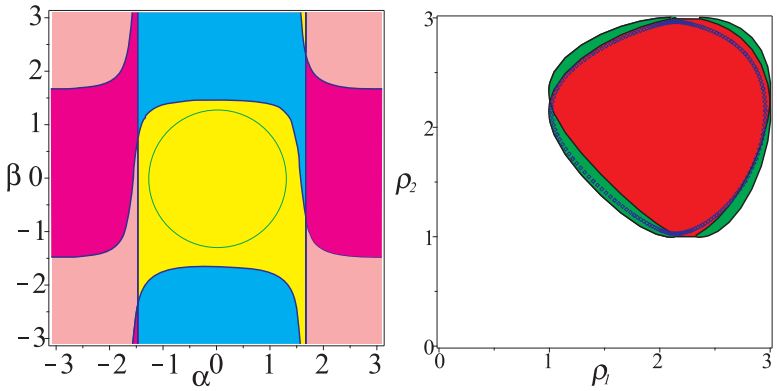


(a) $f = 0$ (b) $f = 1$

(c) $f = 2$

FIGURE 5.9 – Ensemble de solutions obtenues par la DCA.

être factorisées, alors il n'y a pas de point cusp dans l'espace articulaire.



(a) (b)

FIGURE 5.10 – Espace de travail (a) et espace articulaire (b) sans point cusp avec la limite de l'espace de travail souhaité et son image dans l'espace articulaire pour $h = 0$, $r = 1$ et $f = 1/10$

Comme la limite de l'espace de travail souhaité est sur la limite de l'aspect, son image dans l'espace de travail articulaire est aussi sur la limite. Cette solution ne pose pas de problème de sécurité lors de la planification de trajectoires.

5.2.2.5 Exemple 2 : $h = r = f = 1$

Pour $h = r = f = 1$, le lieu des singularités est défini par

$$\begin{aligned} & 2(C_\beta + S_\beta + 1)C_\alpha^2 + (2C_\beta^2 + (-2S_\beta + 2S_\alpha + 2)C_\beta + (-2S_\alpha + 2)C_\beta^2 \\ + \quad & (2S_\beta - 2)S_\alpha - 2S_\beta)C_\alpha + ((2S_\beta + 2)S_\alpha + 2S_\beta)C_\beta - 2S_\alpha S_\beta = 2 \end{aligned} \tag{5.10}$$

La Figure 5.11(b) représente l'espace articulaire où le problème géométrique direct admet soit deux solutions réelles, en vert, quatre solutions réelles, en rouge, ou six solutions réelles, en jaune. Huit points cusps existent (i) C_1, C_2 et C_3, entre les régions à deux et quatre solutions au problème géométrique direct, et (ii) C_4, C_5, C_6, C_7 et C_8, entre les régions à quatre et six solutions. L'espace de travail est divisé en quatre aspects (régions en orange, rose, bleu et jaune). Il est très simple de reconnaître les images des points cusps dans l'espace de travail : soit c'est un point sur une tangente entre la courbe de singularité et la courbe caractéristique, soit c'est un point cusp sans influence sur la trajectoire [103].

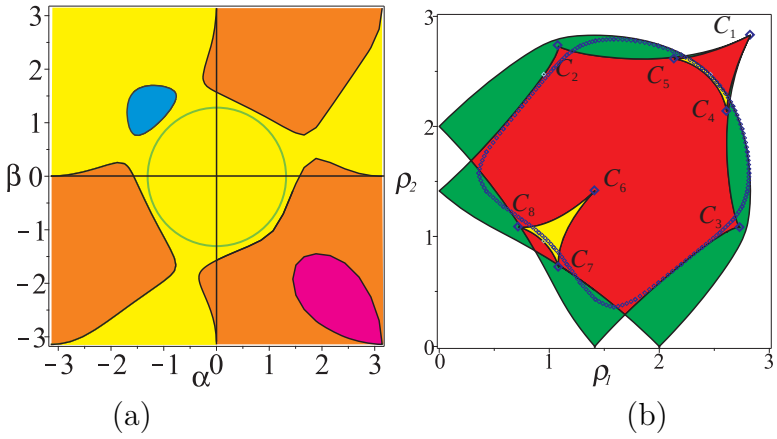


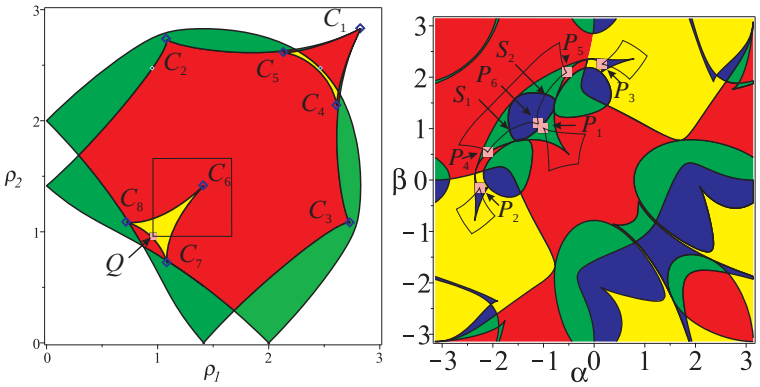
FIGURE 5.11 – Espace de travail (a) et espace articulaire (b) avec 8 points cusps à la limite de l'espace de travail souhaité et son image dans l'espace articulaire pour $h = r = f = 1$

L'analyse de l'image de la limite de l'espace de travail souhaité (Figure 5.11(a)) dans l'espace articulaire a été étudié dans [99]. Cette courbe entoure 3 points cusps C_4, C_5 et C_6 (Figure 5.11(b)). Lorsqu'un espace de travail souhaité est inscrit dans un seul aspect, cela

ne conduit pas à la conclusion que les trajectoires du robot seront dans un seul domaine d'unicité, c'est-à-dire il n'y a pas de changement de mode d'assemblage non singulier.

Le point Q appartenant à la limite de l'espace de travail souhaité a six solutions au modèle géométrique directe notées P_i. Nous réalisons une boucle qui inclut le point cusp C_6 (Figure 5.12(a)).

Les images de cette trajectoire représentées sur la Figure 5.12(b) dans l'espace de travail sont situées par les régions de base représentées dans les régions jaune et bleue où $\det(\mathbf{A}) > 0$ et dans la région de base représentée en rouge et vert où $\det(\mathbf{A}) < 0$. Dans la Figure 5.12(b), nous pouvons observer, à partir des points P_i, (i) deux trajectoires singulières entre deux aspects ($P_4 - P_6$ et $P_5 - P_6$) et rencontrer des positions singulières dans S_1 et S_2, respectivement, (ii) une trajectoire de changement non singulière dans le même aspect ($P_4 - P_5$), et (iii) trois boucles dans l'espace de travail situé dans le même aspect ($P_1 - P_1$, $P_2 - P_2$, $P_3 - P_3$). Seule une trajectoire ($P_1 - P_1$) se trouve dans la forme de l'espace de travail normal. On peut donc en conclure que même si cette trajectoire entoure un point cusp dans l'espace articulaire, il ne s'agit pas d'une trajectoire non singulière de changement de mode d'assemblage.



(a) (b)

FIGURE 5.12 – Trajectoire encerclant un point cusp dans l'espace articulaire (a) et son image dans l'espace de travail (b).

5.2.2.6 Discussions

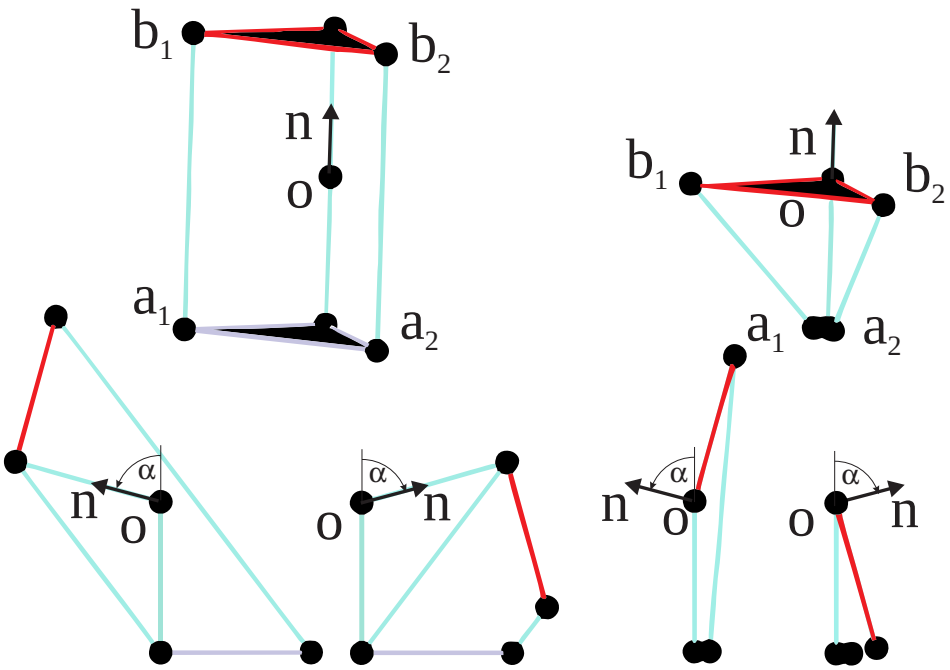
L'étude du mécanisme dans l'espace des paramètres de conception permet une meilleure compréhension de l'architecture et du fonctionnement du robot 2U<u>P</u>S-U. Il existe trois paramètres de conception (à savoir f, r et h) associés au robot proposé. L'équation des singularités est analysée, sur la base de trois conditions ($f = 0$, $r = 0$ et $h = 0$), qui aident

ultérieurement à simplifier et factoriser les équations des singularités qui sont montrées dans la Figure 5.6. Il est montré que le robot aura des trajectoires de changement de mode d'assemblage non singulières, c'est-à-dire qu'il sera cuspidal s'il a moins d'aspects que de solutions au problème géométrique direct. L'analyse des domaines d'unicité et le comportement autour des points cusps permet d'en déduire le comportement sûr du robot. La sélection des paramètres de conception pour l'espace de travail souhaité est obtenue en analysant le nombre d'intersections entre les singularités et la limite de l'espace de travail. L'algorithme de la DCA est utilisé pour calculer et visualiser la surface bi-dimensionnelle dans le plan $h - r$ en variant la valeur du paramètre de conception f. Des ensembles de paramètres plus homogènes existent mais rendent le robot cuspidal avec de possibles dangers lors de la génération de trajectoires. Il a été démontré dans le cas présenté que la partie de l'espace de travail étudiée n'entraîne pas de changements de mode d'assemblage non singuliers. Pourtant, cela ne nous permet pas d'étendre ce résultat à tous les paramètres de conception.

La Figure 5.13 illustre le rendu graphique du robot, avec la même échelle pour les deux exemples étudiés. Dans la position "home", pour le premier exemple, la conception est plus compacte que le second exemple, car sa largeur fait deux fois celle du second et sa hauteur la moitié de celle du second. Pourtant, cette sélection de paramètres de conception n'est pas générique et il est impossible de concevoir le robot comme l'un des paramètres de conception est égal à zéro. Aux angles d'inclinaison maximales, il est nécessaire de prendre en compte les problèmes d'interférences entre les actionneurs des jambes U$\underline{\text{P}}$S et la jambe centrale formée avec le cardan.

5.2.2.7 Conclusion de l'étude de ce mécanisme à centre de rotation déporté [34]

Basé sur l'analyse de l'espace de travail réalisée en 3, un robot sphérique parallèle 2U$\underline{\text{P}}$S-U a été présenté et ses équations cinématiques formulées. Les propriétés de ce robot ont été étudiées dans l'espace des paramètres de conception. Plusieurs simplifications ont été proposées qui permettent une factorisation du lieu des singularités lorsque l'un des paramètres est égal à zéro. L'espace de travail peut être divisé en deux ou quatre aspects. La DCA est utilisée pour caractériser les ensembles de paramètres de conception où il n'y a pas d'intersection entre les courbes des singularités et la forme de l'espace de travail. A partir de cet ensemble de solutions possibles, deux exemples ont été présentés, un robot non cuspidal et un robot cuspidal. Leurs propriétés sont illustrées dans l'espace de travail



(a) $h = r = f = 1$ (b) $h = 0,\ r = 1,\ f = 1/10$

FIGURE 5.13 – Rendu graphique des deux cas étudiés en position maison et pour $\alpha = \pm 75°$ avec la plate-forme mobile en rouge et $\mathbf{n}$ la normale à la plate-forme mobile.

et dans l'espace articulaire. Dans les deux cas, l'espace de travail souhaité est sûr car le robot ne change pas de mode d'assemblage.

5.2.3 Variations autour du mécanisme proposé

Le mécanisme étudié dans la partie 5.2.2 présentait une jambe passive permettant d'accomplir 2 DDL en rotation, et un parallélogramme permettant de déporter le centre de rotation [32] (Figure 4.36).

Mais cette architecture peut être mise en oeuvre de plusieurs manières. Selon le choix des actionneurs, pivots ou prismatiques, les propriétés cinématiques (comme les singularités, le nombre de solutions géométriques inverses ou les limites articulaires) changent beaucoup.

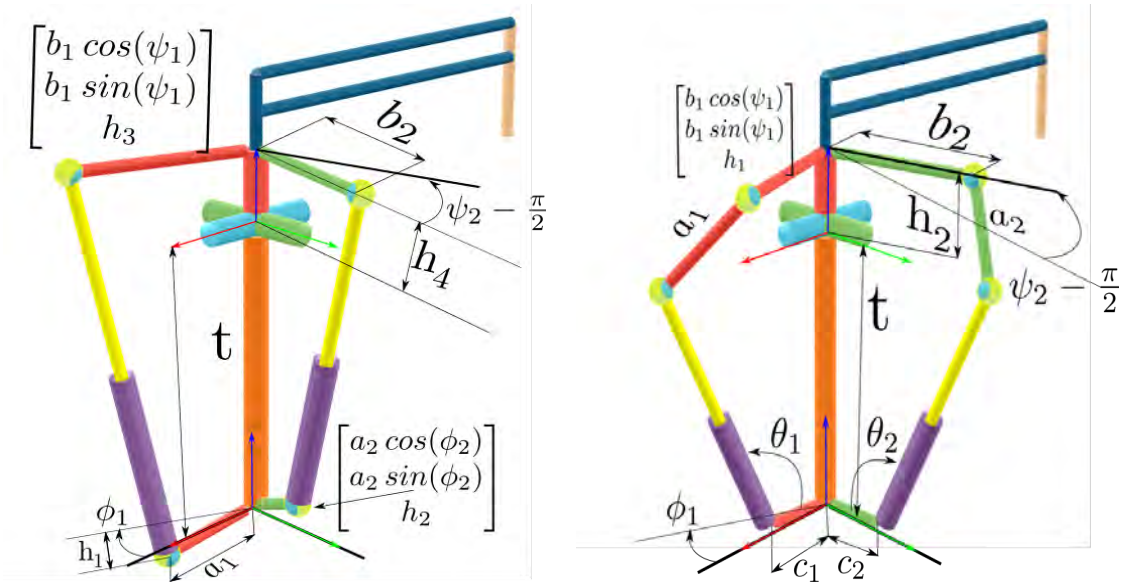
Le travail qui suit se limite aux actionneurs prismatiques afin de rendre l'analyse comparative plus simple. Mais, même en utilisant un actionneur prismatique, il faut ensuite choisir l'ordre des articulations, le type d'articulation et ses positionnements. Par exemple, la Figure 5.1 présente trois variations de l'architecture, selon un ordre et un placement différent des articulations, utilisant un actionneur prismatique.

La variation 2U<u>P</u>S-U présente un actionneur prismatique liant le cardan et la rotule d'une jambe. La variation 2<u>P</u>US-U a une orientation fixe de l'articulation prismatique. L'avantage de cette variation est la possibilité d'utiliser des moteurs plus gros ou plus lourds. En effet, dans ce cas, nous n'avons pas à s'inquiéter de l'inertie de l'articulation prismatique ainsi qu'aux collisions entre deux actionneurs. Cependant, la variation 2U<u>P</u>S-U présente de meilleurs performances cinématiques que la variation 2<u>P</u>US-U, et offre un plus grand espace de travail en satisfaisant à toutes les contraintes nécessaires.

Une analyse comparative de ces différentes variations d'architecture est présentée dans les parties suivantes.

5.2.3.1 Modèle géométrique inverse

Le paramétrage général de la variation 2U<u>P</u>S-U peut être réalisé à l'aide de 13 paramètres, comme présenté sur la Figure 5.14a ; la variation 2<u>P</u>US-U requiert également 13 paramètres, considérant l'orientation de l'articulation prismatique et assumant la coordonnée z de la base de l'actionneur comme égale à zéro. En utilisant les angles d'Euler (α, β) pour représenter l'espace articulaire (détaillé en section 5.2.3.5.a), l'orientation de



(a) Paramètres de l'architecture 2U<u>P</u>S-U (b) Paramètres de l'architecture 2<u>P</u>US-U

FIGURE 5.14 – Le paramétrage général des variations 2U<u>P</u>S-U et 2<u>P</u>US-U.

l'effecteur terminal peut être donnée comme :

$$\mathbf{R} = \mathbf{R}_\alpha\,\mathbf{R}_\beta = \begin{bmatrix} \cos(\beta) & 0 & \sin(\beta) \\ \sin(\alpha)\sin(\beta) & \cos(\alpha) & -\cos(\beta)\sin(\alpha) \\ -\cos(\alpha)\sin(\beta) & \sin(\alpha) & \cos(\alpha)\cos(\beta) \end{bmatrix} \tag{5.11}$$

5.2.3.1.a Modèle géométrique inverse : variation 2U<u>P</u>S-U

Si l'on considère l'origine du mécanisme au point d'intersection des trois jambes, comme représenté sur la Figure 5.14a, alors les coordonnées des centres de deux cardans par rapport à l'origine sont données par :

$$\mathbf{u}_{11} = \begin{bmatrix} a_1\cos(\phi_1) \\ a_1\sin(\phi_1) \\ h_1 \end{bmatrix}, \mathbf{u}_{21} = \begin{bmatrix} a_2\cos(\phi_2) \\ a_2\sin(\phi_2) \\ h_2 \end{bmatrix} \tag{5.12}$$

Le centre du cardan de la troisième jambe passive, $\mathbf{u}_3$, est donnée par $[0, 0, t]^T$ et les centres des rotules de la plate-forme mobile sont représentées dans le repère mobile $\mathbf{u}_3$

comme :

$$\mathbf{s}_{12} = \begin{bmatrix} b_1 \cos(\psi_1) \\ b_1 \sin(\psi_1) \\ h_3 \end{bmatrix}, \mathbf{s}_{22} = \begin{bmatrix} b_2 \cos(\psi_2) \\ b_2 \sin(\psi_2) \\ h_4 \end{bmatrix} \tag{5.13}$$

a_1 et a_2 sont les longueurs des liaisons entre l'origine et le centre des cardans, et b_1, b_2 sont les longueurs des liaisons entre l'effecteur et les rotules, comme présenté sur la Figure 5.14a.

$\phi_{1,2}$ sont les angles qui déterminent l'orientation des articulations du cardan par rapport à l'axe x. $\psi_{1,2}$ sont les angles déterminant le positionnement des rotules par rapport à l'axe x du repère de l'effecteur.

La matrice des transformations correspondant au repère de l'effecteur pour une position (α, β) est :

$${}^0\mathbf{T}_e = \begin{bmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{t} \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix}, \mathbf{t} = [0, 0, t]^T \tag{5.14}$$

$$\begin{aligned} {}^0\mathbf{s}_{12} &= {}^0\mathbf{T}_e \, \mathbf{s}_{12} \\ {}^0\mathbf{s}_{22} &= {}^0\mathbf{T}_e \, \mathbf{s}_{22} \end{aligned} \tag{5.15}$$

Comme toutes les articulations sont situées dans le plan d'origine, la distance entre les centres du cardans et les centres des rotules donne la longueur de l'actionneur requis :

$$\rho_1 = \left\| {}^0\mathbf{s}_{12} - \mathbf{u}_{11} \right\| = f(\alpha, \beta) \tag{5.16}$$

$$\rho_2 = \left\| {}^0\mathbf{s}_{22} - \mathbf{u}_{21} \right\| = g(\alpha, \beta) \tag{5.17}$$

en différenciant (5.16) et (5.17) par rapport au temps nous donne :

$$\begin{bmatrix} \dot{\rho}_1 \\ \dot{\rho}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dfrac{\partial f}{\partial \alpha} & \dfrac{\partial f}{\partial \beta} \\ \dfrac{\partial g}{\partial \alpha} & \dfrac{\partial g}{\partial \beta} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\alpha} \\ \dot{\beta} \end{bmatrix} \tag{5.18}$$

Nous définissons ainsi la matrice jacobienne parallèle $\mathbf{A}$ définie par l'équation 5.7.

L'orientation des articulations passives est importante à considérer, car les limites articulaires sont une des contraintes les plus importantes lors de l'optimisation. Nous choisissons la représentation "azimuth-tilt-torsion" pour calculer les valeurs d'articulation passive [104], comme discuté en section 5.2.3.4. Les articulations sphériques sont alignées

pour que la position initiale de toutes les articulations soient en position par défaut sans rotation, comme représenté sur la Figure 5.15. Le repère initial pour le cardan peut être

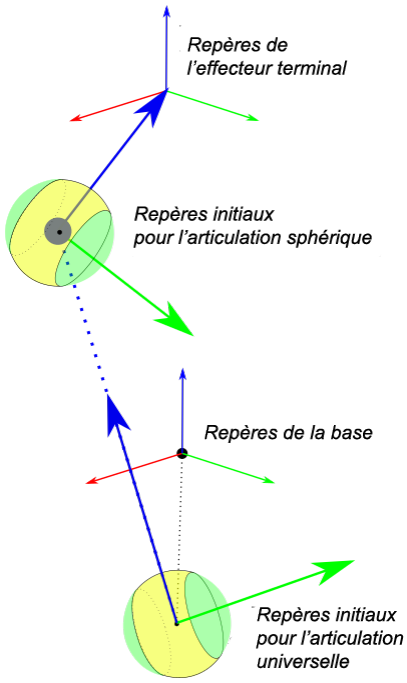


FIGURE 5.15 – Les repères initiaux des articulations d'une des jambes.

calculé ainsi :

$$\mathbf{z}_{u11} = \frac{{}^0\mathbf{s}_{12} - \mathbf{u}_{11}}{\|{}^0\mathbf{s}_{12} - \mathbf{u}_{11}\|}, \mathbf{y}_{u11} = \frac{-\mathbf{u}_{11} \times \mathbf{z}_{u11}}{\|\mathbf{u}_{11}\|}, \mathbf{x}_{u11} = \mathbf{y}_{u11} \times \mathbf{z}_{u11} \tag{5.19}$$

Le repère initial pour la rotule peut être calculé par :

$$\mathbf{z}_{s12} = \frac{-\mathbf{s}_{12}}{\|-\mathbf{s}_{12}\|}, \mathbf{y}_{s12} = \frac{-\mathbf{t} \times \mathbf{z}_{s12}}{\|\mathbf{t}\|}, \mathbf{x}_{s12} = \mathbf{y}_{s12} \times \mathbf{z}_{s12} \tag{5.20}$$

Les angles d'azimut et l'inclinaison du cardan sont utilisés pour représenter un axe équivalent à l'axe z du repère actuel de cette articulation. θ_{au} est l'azimut alors que θ_{tu} est l'angle d'inclinaison du cardan.

$$\begin{aligned} \omega &= {}^{u11}\mathbf{z}_{initial} \times {}^{u11}\mathbf{z}_{current} \\ \theta_{au} &= \text{atan2}(\omega(2), \omega(1)) \\ \theta_{tu} &= \text{acos}({}^{\text{u11}}\mathbf{z}_{\text{current}} \cdot {}^{\text{u11}}\mathbf{z}_{\text{initial}}) \end{aligned} \tag{5.21}$$

La matrice de rotation pour le cardan peut être donnée par la formule d'Euler-Rodrigues. $\tilde{\omega}$ est la notation matricielle antisymétrique du vecteur ω

$$\mathbf{R}_{tu} = \mathbf{e}^{\tilde{\omega}\,\theta_{\mathbf{tu}}} = \mathbf{I} + \tilde{\omega}\,\sin(\theta_{\mathbf{tu}}) + \tilde{\omega}^{\mathbf{2}}\,(\mathbf{1} - \cos(\theta_{\mathbf{tu}})) \tag{5.22}$$

$$\mathbf{R_{ts}} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{tu}) + \omega_x^2\,(1-\cos(\theta_{tu})) & \omega_x\,\omega_y\,(1-\cos(\theta_{tu})) - \omega_z\,\sin(\theta_{tu}) & \omega_y \sin(\theta_{tu}) + \omega_x\omega_z\,(1-\cos(\theta_{tu})) \\ \omega_z\,sin(\theta_{tu}) + \omega_x\,\omega_y\,(1-\cos(\theta_{tu})) & \cos(\theta_{tu}) + \omega_y^2\,(1-\cos(\theta_{tu})) & \omega_z\,\omega_y\,(1-\cos(\theta_{tu})) - \omega_x\,\sin(\theta_{tu}) \\ \omega_x\,\omega_z\,(1-\cos(\theta_{tu})) - \omega_y\,\sin(\theta_{tu}) & \omega_x\,sin(\theta_{tu}) + \omega_y\,\omega_z\,(1-\cos(\theta_{tu})) & \cos(\theta_{tu}) + \omega_z^2\,(1-\cos(\theta_{tu})) \end{bmatrix} \tag{5.23}$$

La même méthode est utilisée pour calculer les angles d'azimut et d'inclinaison de la rotule. L'angle de torsion est calculé en utilisant la matrice $\mathbf{R}_{ts}$ (voir équation 5.23) :

$${}^{s12}\mathbf{y}_{current} = \mathbf{R}_{ts}\,\mathbf{R}(z, \theta_{torsion})\,{}^{s12}\mathbf{y}_{initial}$$

5.2.3.1.b Modèle géométrique inverse : variation 2PUS-U

La variation 2PUS-U peut être définie avec 13 paramètres, comme représenté sur la Figure 5.14b. On considère l'origine comme étant au point de jonction des trois jambes. La base des actionneurs dans le plan de l'origine est donnée par :

$$\mathbf{c}_1 = \begin{bmatrix} c_1\cos(\phi_1) \\ c_1\sin(\phi_1) \\ 0 \end{bmatrix}, \mathbf{c}_2 = \begin{bmatrix} c_2\cos(\phi_2) \\ c_2\sin(\phi_2) \\ 0 \end{bmatrix} \tag{5.24}$$

La ligne des actionneurs, $\mathbf{l}_1$ et $\mathbf{l}_2$, le long de laquelle l'articulation prismatique agira, peut être donnée par :

$$\begin{aligned} \mathbf{l_1} &= \mathbf{c_1} + \lambda_{\mathbf{1}}\mathbf{v_1} \\ \text{avec } \mathbf{v_1} &= [(c_1 - \cos(\theta_1))\cos(\phi_1), (c_1 - \cos(\theta_1))\sin(\phi_1), \sin(\theta_1)]^T \\ \text{et } \lambda_1 &\text{ est constant} \end{aligned} \tag{5.25}$$

$$\begin{aligned} \mathbf{l_2} &= \mathbf{c_2} + \lambda_{\mathbf{2}}\mathbf{v_2} \\ \text{avec } \mathbf{v_2} &= [(c_2 - \cos(\theta_2))\cos(\phi_2), (c_2 - \cos(\theta_2))\sin(\phi_2), \sin(\theta_2)]^T \\ \text{et } \lambda_2 &\text{ est constant.} \end{aligned} \tag{5.26}$$

Les coordonnées du centre de la rotule dans le plan de l'effecteur terminal sont représen-

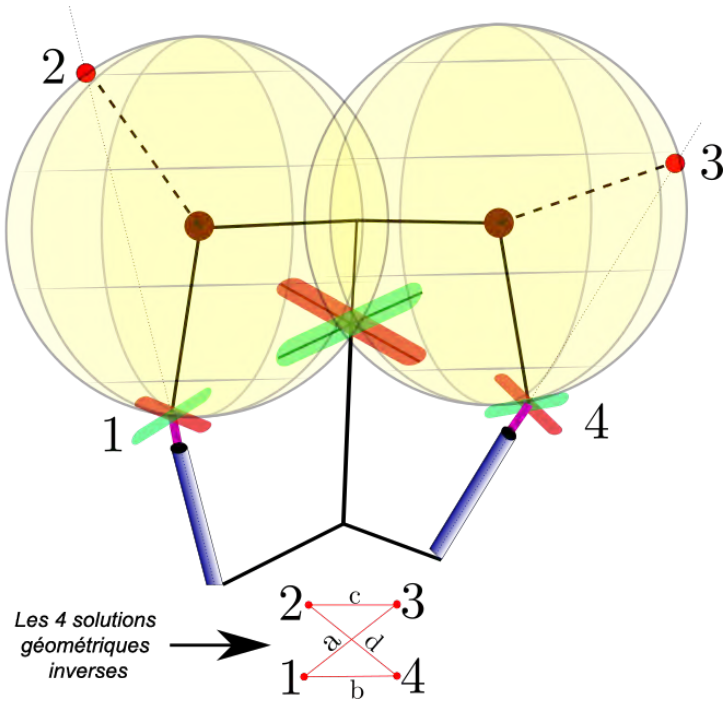


FIGURE 5.16 – Les 4 points d'intersections des solutions géométriques inverses possibles.

tées par :

$$\mathbf{s_{12}} = \begin{bmatrix} b_1 \cos(\psi_1) \\ b_1 \sin(\psi_1) \\ h_1 \end{bmatrix}, \mathbf{s_{22}} = \begin{bmatrix} b_2 \cos(\psi_2) \\ b_2 \sin(\psi_2) \\ h_2 \end{bmatrix} \tag{5.27}$$

Le centre du cardan se trouve à l'un des points d'intersection entre la sphère, centrée sur $\mathbf{s}_{12}$ et $\mathbf{s}_{22}$, et la ligne d'action des actionneurs, $\mathbf{l}_1$ et $\mathbf{l}_2$. Nous avons 4 solutions géométriques inverses, représentées sur la Figure 5.16, et nous vérifions toujours la faisabilité des solutions 1-4. Une fois que nous avons la position du centre du cardan dans le plan de l'origine, nous pouvons calculer la longueur des actionneurs, ρ_1 et ρ_2 :

$$\rho_1 = \|\mathbf{u_{11}} - \mathbf{c}_1\| = f(\alpha, \beta) \tag{5.28}$$

$$\rho_2 = \|\mathbf{u_{21}} - \mathbf{c}_2\| = g(\alpha, \beta) \tag{5.29}$$

La matrice jacobienne est dérivée en différenciant (5.28) et (5.29) par rapport au temps (Voir 5.18).

5.2.3.2 Analyse des singularités

Les courbes de singularités ont été analysées pour les trois variations représentées sur la Figure 5.1. La condition de singularité dans le mécanisme proposé est calculée à partir de la condition suivante :

$$\det(\mathbf{A}) = \mathbf{0} \tag{5.30}$$

Le mécanisme sphérique aura toujours 4 solutions au modèle géométrique inverse et n'aura jamais un degré de liberté instantané supérieur à 2. La jambe passive évite les cas de singularité d'actionnement dans la variation 2U$\underline{\text{P}}$S-U, avec les principes de base en modélisation. Mais la variation 2$\underline{\text{P}}$US-U est sensible à la singularité d'actionnement si elle n'est pas correctement modélisée, les paramètres devant être choisis avec soin. Une de ces conditions est représentée sur la Figure 5.17, où le contrôle des actionneurs sur l'effecteur est perdu. Dans ce cas, l'effecteur aurait 2 DDL, la rotation autour des axes étant dans le plan des vis en rouge sur la Figure 5.17.

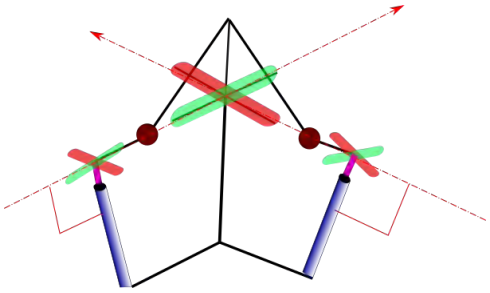


FIGURE 5.17 – Singularité d'actionnement dans la variation 2$\underline{\text{P}}$US-U.

Les courbes de singularités divisent l'espace de travail en aspects qui sont définis comme les domaines exempts de toute singularité dans l'espace opérationnel. A l'intérieur de ces domaines, il est donc possible d'effectuer des trajectoires continues. Un domaine de l'espace de travail sera dit T - parcourable si toute trajectoire continue de ce domaine est réalisable [105].

La Figure 5.18 montre un cas pour la variation 2U$\underline{\text{P}}$S-U où les courbes de singularités divisent l'espace de travail en 4 aspects. Le problème d'optimisation est lié au choix des paramètres, tels que les courbes de singularités conduisent à un aspect suffisamment grand.

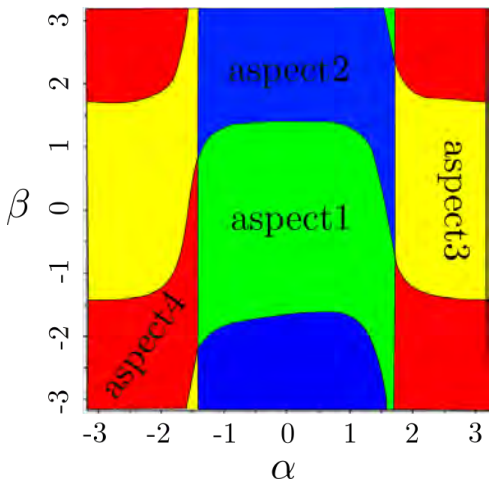


FIGURE 5.18 – Espace de travail divisé en 4 aspects. Nous ne pouvons utiliser qu'un des aspects pour un espace de travail T - parcourable.

5.2.3.3 Choix des articulations

Comme cela été vu dans les sections précédentes, les articulations pivots ou prismatiques peuvent être utilisées comme actionneurs. En dehors des articulations actives, les articulations passives de ce mécanisme peuvent être définies selon plusieurs façons également. Ainsi, nous avons un cardan et une rotule dans une jambe. De façon intéressante, deux rotules en série Spherical-Spherical (SS) peuvent remplacer une jambe avec en série un cardan et une rotule Universal-Spherical (US). Cela ajoute de la redondance dans cette jambe sans affecter les DDL du mécanisme, comme cela a déjà été étudié [106]. De la même manière, le cardan peut être remplacée par l'association de deux pivots en série Revolute-Revolute (RR), ce qui donnerait de meilleures performances cinématiques [107].

Il en résulte plusieurs défis, en particulier lors du calcul des limites articulaires passives. La question est alors : "comment définir des limites des articulations passives s'il n'y a pas d'ordre défini dans les rotations ?"

Par exemple, si nous utilisons 3 pivots en série pour faire une liaison équivalente à une rotule, alors nous connaissons l'ordre exact de rotation ainsi que les limites de chaque rotation. Cette hypothèse de l'ordre est invalide avec une rotule, sans que cela soit problématique (nous avons dans ce cas une limite constante dans toutes les directions). Mais il n'est pas aisé de définir des limites avec des rotules. Ces différentes dispositions des articulations sphériques sont illustrées sur la Figure 5.19 : à gauche, les limites articulaires dépendent de l'axe autour duquel l'articulation tourne. Autrement dit, si nous repré-

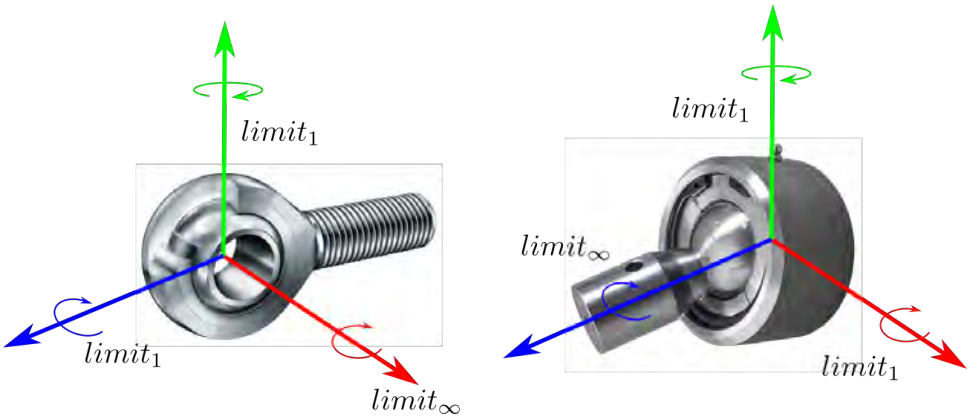


FIGURE 5.19 – Exemples de rotules

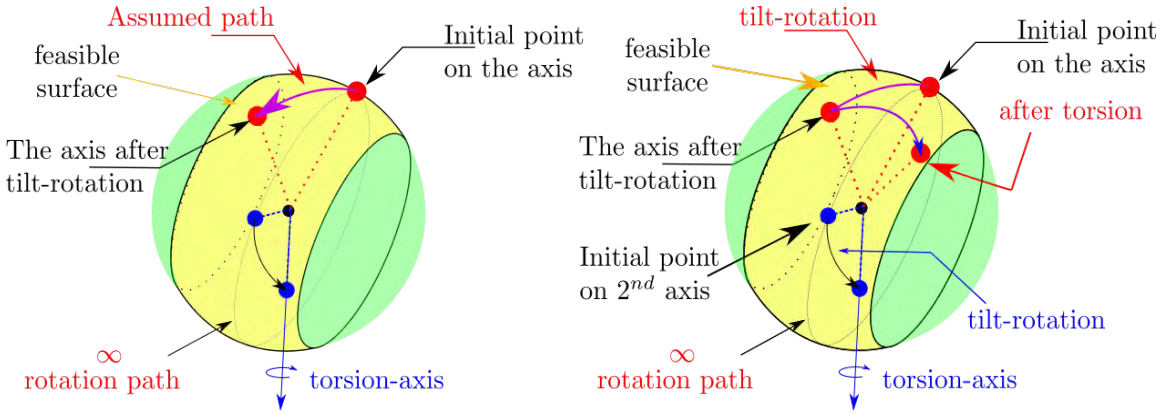
sentons l'orientation de l'articulation avec tilt-torsion [108], alors les limites articulaires passives sont exprimées en fonction de l'angle d'azimut. De ce fait, l'orientation de la rotule est un paramètre important à considérer ; mais il est également primordial de définir ce que nous entendons par limites articulaires passives.

5.2.3.4 Limites articulaires d'une rotule

Le groupe spécial orthogonal de dimension 3 ($SO(3)$) est un espace non-euclidien définissant toutes les orientations dans un espace tri-dimensionnel, et est un sous-espace de groupe spécial Euclidien de dimension 3 ($SE(3)$). Dans l'espace translationnel ($SE(3) \backslash SO(3)$), nous avons établi une définition unique de la distance (plus courte distance entre deux points), mais il est plus difficile de le définir de manière unique dans le $SO(3)$. La distance la plus courte entre deux orientations dépend uniquement de la représentation choisie. Ainsi, la distance la plus courte entre deux orientations différera selon la convention utilisée XZX ou YZY. Ce ne sont pas seulement les angles d'Euler mais aussi la représentation tilt-torsion et les quaternions qui ont leur propre définition de la distance la plus courte et du trajet parcouru pour passer d'une orientation à une autre. Ainsi, si le trajet est dépendant de la représentation, les limites ne sont-elles pas aussi dépendantes de la représentation ?

Par exemple, sur la Figure 5.19, nous pouvons représenter une orientation particulière $\{25°, 32°, 45°\}$ dans la convention XZX. Cette même orientation aura des valeurs différentes dans la convention XYX, ne permettant pas de valider les limites sur un axe individuel. Dans la représentation tilt-torsion, cela peut être contré en cas de torsion

nulle. En effet, sachant que l'azimut et l'angle d'inclinaison sont uniques pour une orientation, nous pouvons toujours implémenter les limites articulaires en utilisant une rotule à la place d'un cardan. Cela se complexifie lorsque l'angle de torsion est différent de zéro. Le chemin supposément parcouru dans le cas de torsion égale à zéro est représenté sur la Figure 5.20a. On peut voir que la limite dépend de l'orientation de l'azimut, et qu'une partie des directions ne présente pas de limites et peut tourner continuellement.



(a) Rotation sphérique sans torsion (b) Rotation sphérique avec torsion

FIGURE 5.20 – Les différents trajets de déplacement d'un axe en représentation d'inclinaison-torsion.

Comme le montre la Figure 5.20b, nous avons atteint le trajet final en combinant deux trajets différents, représentant la rotation-inclinaison et la rotation-torsion. Il faut noter que cela se produit uniquement à cause de la représentation dans la convention d'inclinaison-torsion. Nous aurions 3 trajets individuels si nous avions utilisé les angles d'Euler. Nous pouvons alors nous demander si nous pouvons utiliser ce trajet, qui passe d'un point initial à une orientation finale, pour implémenter les limites articulaires.

Une solution peut être d'utiliser la représentation tilt-torsion dans le cas de torsion égale à zéro, ayant alors un trajet unique connectant les deux orientations. En cas de torsion, nous pouvons vérifier les limites pour l'orientation finale ainsi que les points intermédiaires, comme le montre la Figure 5.20a. Dans ce cas, nous aurons à considérer deux axes lorsque nous tournerons autour d'un axe dans un plan, comme par exemple le plan **xy**, pour l'angle d'inclinaison puis la rotation autour d'un axe perpendiculaire au plan, l'axe **z**, pour l'angle de torsion. Ainsi, si le trajet respecte les limites articulaires, nous savons qu'il existe au moins une façon d'atteindre l'orientation finale ; mais si le trajet

ne respecte pas les limites passives, nous ne pouvons alors pas l'affirmer avec certitude. Ainsi, les limites par représentation tilt-torsion impliquent seulement de connaître les limites articulaires passives.

5.2.3.5 Représentation de l'espace de travail

Dans cette partie, la discussion de la partie précédente est poursuivie, mais pour une application différente. Cette représentation de l'espace de travail est cruciale en considérant les variables d'optimisation et pour visualiser l'espace de travail réalisable. Les différentes possibilités de représentation de l'espace de travail, avec leurs avantages et inconvénients, sont discutées dans ce chapitre.

5.2.3.5.a Angles d'Euler

Comme le mécanisme proposé possède 2DDL, les angles d'Euler sont utilisables, en utilisant seulement les deux premières rotations. L'espace de travail est représenté sous deux angles, α et β, qui représentent une rotation ordonnée autour de l'axe x et y respectivement du cardan. La valeur de α peut être directement liée au mouvement de roulis du mécanisme, et β représente le mouvement d'inclinaison. L'espace de travail réalisable peut être représenté par un rectangle avec des limites indépendantes sur α et β.

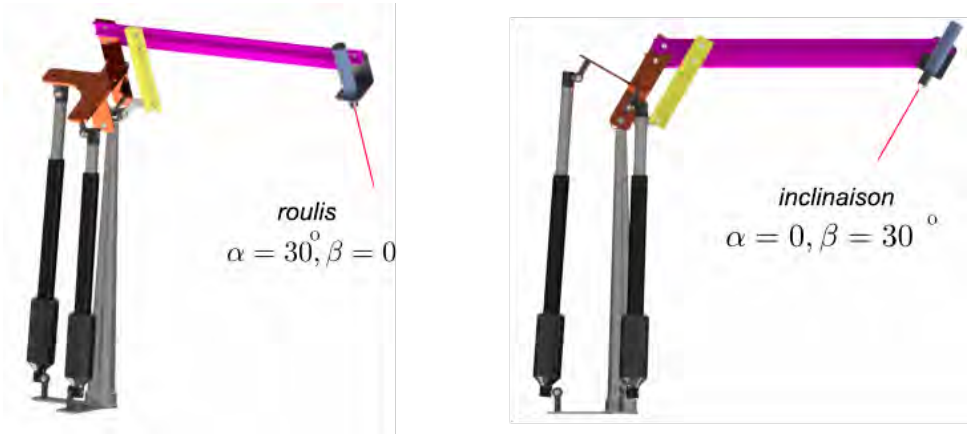


FIGURE 5.21 – Différentes positions du mécanisme dans la représentation d'Euler

Dans la Figure 5.21, différentes positions de l'effecteur sont présentées pour souligner les angles pré-cités dans la représentation d'Euler. Dans cette représentation, un point dans l'espace opérationnel peut être représenté comme la combinaison de la rotation ordonnée selon α et β respectivement.

$$\mathbf{R}(\alpha,\beta) = \mathbf{R}_\alpha\,\mathbf{R}_\beta = \begin{bmatrix} \cos(\beta) & 0 & \sin(\beta) \\ \sin(\alpha)\sin(\beta) & \cos(\alpha) & -\cos(\beta)\sin(\alpha) \\ -\cos(\alpha)\sin(\beta) & \sin(\alpha) & \cos(\alpha)\cos(\beta) \end{bmatrix} \tag{5.31}$$

5.2.3.5.b Angles d'azimut et d'inclinaison

Nous pouvons utiliser la représentation d'inclinaison-torsion et traiter l'espace de travail comme un cas zéro torsion [108]. L'avantage de cette représentation est une visualisation plus facile de l'espace de travail réalisable, permettant une analyse plus aisée de l'espace souhaité, comme sur la Figure 3.12. Mais un inconvénient majeur lors de l'analyse du mécanisme dans cette représentation est la rencontre d'une singularité dans la position par défaut ($\alpha = 0$, $\beta = 0$) du mécanisme. La raison peut être que lorsque l'angle d'inclinaison est égal à zéro, l'azimut a une infinité de solutions pour la même représentation. L'azimut dans la représentation d'inclinaison-torsion donne la direction dans laquelle l'endoscope va s'incliner, et l'angle d'inclinaison quantifie l'importance de cette inclinaison. Dans cette représentation, un point dans l'espace opérationnel peut être représenté comme la rotation d'un vecteur autour de l'axe ω par θ_t, comme indiqué dans 5.32.

$$\mathbf{R}_t = \mathbf{e}^{\tilde{\omega}\,\theta_t} = \mathbf{I} + \tilde{\omega}\sin(\theta_t) + \tilde{\omega}^2(1-\cos(\theta_t)) \tag{5.32}$$

Le développement de cette équation est donnée dans 5.23. L'azimut est dérivé uniquement des composants du vecteur ω et donné par :

$$\theta_a = \mathrm{atan2}(\omega_y, \omega_x) \tag{5.33}$$

5.2.3.5.c Synthèse des différentes positions des articulations

Nous avons étudié 3 variations du type 2U<u>P</u>S-U, comme illustre la Figure 5.1.

Après différentes analyses cinématiques, c'est la variation 2<u>P</u>US-U avec articulation prismatique en direction horizontale qui donnait les plus mauvais résultats. Les deux variations 2<u>P</u>US-U avec articulation prismatique en direction verticale et 2U<u>P</u>S-U seraient à privilégier. Dans la partie suivante, nous allons désormais étudier comment optimiser ces mécanismes.

5.3 Optimisation des mécanismes

5.3.1 État de l'art en optimisation

Plusieurs algorithmes ont été élaborés par le passé pour optimiser la conception de mécanismes.

Dans les cas où la fonction objectif et les contraintes sont précisément formulées, les algorithmes exploitant la dérivée des fonctions objectif sont les plus adaptées [109]. Malheureusement, lors de la conception de mécanismes, il est plus commun d'avoir une fonction objectif non lisse avec des contraintes non linéaires. Dans ces cas, des algorithmes sans dérivée sont mis en œuvre. Nous sommes particulièrement intéressés par ce type d'optimisation.

La recherche d'un optimum dans la conception mécanique est un sujet difficile, et différents algorithmes évolutifs inspirés de la nature ont été étudiés par le passé [110]. Les algorithmes utilisés pour un objectif unique sont l'Evolution Différentielle (DE) [111] et les Algorithmes Génétiques (GA) [112]. Dans le repère de l'Optimisation Multi-Objectifs (MOO), l'algorithme le plus utilisé est l'Algorithme Génétique Elitiste et Non Dominé Evolué (NSGA-II) [113, 114, 115, 116], dans lequel la théorie de l'évolution génétique est intégrée. Il traite un point dans l'espace d'optimisation ($\mathcal{O}$) comme un chromosome, et évalue la fitness, ou qualité, (stratégie de récompense) de la population (plusieurs chromosomes propagés dans l'$\mathcal{O}$) en une itération. Plus la fitness est élevée, plus il y a de chances de transmettre le génotype au sein de la population. Ainsi les opérations telles que la sélection, les croisements et les mutations sont pris en compte pour générer une nouvelle population, et le processus se poursuit. L'avantage de cette méthode est qu'elle permet une recherche globale dans l'$\mathcal{O}$. D'autres algorithmes évolutionnaires (ou évolutionnistes) ayant été étudiés sont l'Optimisation par Essaims Particulaires (PSO) [117] et l'Algorithme évolutionnaire multi-objectifs basé sur la décomposition (MOEA/D) ; ils sont revendiqués comme supérieurs à l'NSGA-II[118]. Néanmoins, tous ces algorithmes évoqués nécessitent des calculs informatiques lourds tandis que l'efficacité de l'algorithme dépend beaucoup de la taille de la population. Par ailleurs, seule une estimation des chromosomes requis est fournie pour une recherche globale efficiente de l'$\mathcal{O}$. Cette dépendance les rend vulnérables dans les cas de fonctions objectif exigeantes, et limite la quantité et la nature des contraintes pouvant être étudiées.

Un travail récent en optimisation de conception mécanique s'intéressait à la co-optimisation avec les trajectoires de mouvement [119]. Dans cette étude, les paramètres de conception et les équations de mouvement sont représentés implicitement et pris en compte par différents algorithmes. Ce type de méthodologie peut offrir une meilleure compréhension de l'optimum global de l'espace d'optimisation. Ce travail met également en évidence l'importance du positionnement articulaire des actionneurs prismatiques dans le processus d'optimisation. En gardant en mémoire le coût informatique des mécanismes d'optimisation, diverses méthodes de recherche locale peuvent être mises en oeuvre. Afin d'éviter que la solution ne converge dans la zone locale, plusieurs méthodes peuvent être utilisées pour combiner méthodes d'optimisation locales avec recherches globales [120, 121, 122, 123].

La majorité de la littérature présentée ci-dessus se concentre principalement sur la formulation du problème, et utilise une méthodologie existante en tant qu'outil d'optimisation. Mais approfondir la mise en œuvre de l'algorithme d'optimisation pourrait fournir une meilleure flexibilité et une capacité à gérer plus efficacement différentes contraintes.

5.3.2 Éléments de l'optimisation

Avant de plonger au coeur de la méthodologie de l'optimisation, il est important de comprendre les motivations sous-jacentes. En conception mécanique, les différents choix à réaliser sont :

1. l'architecture du mécanisme : différentes variations sont présentées dans le chapitre 5.2
2. les types d'articulations : plusieurs combinaisons possibles pour atteindre les mêmes DDL
3. la position des articulations : où et comment placer le repère d'une articulation

Les choix réalisés ont des conséquences sur l'espace de travail, les solutions cinématiques et la taille du mécanisme. Un autre défi est qu'une même architecture peut être utilisée pour réaliser différentes tâches, avec des contraintes cinématiques devant être optimisées en conséquence. Ce chapitre présente une méthodologie d'optimisation adaptée aux mécanismes parallèles pour l'utilisation en chirurgie otologique.

Pour résoudre un problème d'optimisation, nous devons nous poser plusieurs questions :

— quel est l'objectif ?

— quelles sont les contraintes ?

— que peut-on modifier pour atteindre l'objectif ?

La réponse à ces questions forme les éléments du problème d'optimisation, qui seront détaillés dans les parties suivantes [92]. L'importance de chaque élément est qu'ils affectent l'objectif final, le coût de calcul ainsi que l'algorithme adapté au problème. La section suivante précise ces éléments afin de comprendre par la suite le choix de l'algorithme.

5.3.3 Fonction objectif

Le choix de la fonction objectif du mécanisme dépend entièrement de l'application du mécanisme. Certaines utilisations requièrent un bon comportement cinématique, par exemple pour la manipulation de caméra. D'autres nécessitent de bonnes caractéristiques dynamiques, lors de tâches d'usinage par exemple. Dans notre cas, nous sommes principalement préoccupés par les caractéristiques cinématiques du mécanisme, car notre application est similaire à celle d'une manipulation de caméra.

La propriété la plus important d'un mécanisme est son espace de travail ; ainsi, maximiser l'espace de travail est un choix logique de fonction objectif. Une analyse détaillée du volume disponible pour la manipulation de l'endoscope lors de chirurgie otologique ou sinusienne a été présentée dans le chapitre 3. Ce travail, d'après scanners de patients, présentait une base solide pour l'exigence des plages d'orientation de l'endoscope dans leur volume de travail ; la Figure 3.3, présentant l'espace de travail de l'oreille, montrait un espace de travail de petite taille, avec une plage de mouvements de l'endoscope faible. La Figure 3.9 représentait un espace de travail du massif facial plus large, avec un centre de rotation du mécanisme pouvant être modifié et une course de l'endoscope de $\pi/2$ radians.

5.3.3.1 Objectifs multiples

Dans la conception d'un mécanisme, il est important d'évaluer la performance du mouvement réalisé. Il existe plusieurs indices de performance étudiés par le passé, dont une brève comparaison des principaux indices utilisés est présentée dans cette section.

En dehors de la performance du mouvement, il faut également s'intéresser aux limites articulaires passives du mécanisme. C'est pourquoi une stratégie de récompense liée au

maintien des articulations le plus loin possible de leurs limites a également été mise en oeuvre. L'espace de travail souhaité et la performance globale du mécanisme sont directement reliés dans notre cas, et peuvent ainsi être implémentées ensemble avec les pondérations appropriées. Les deux fonctions objectif, l'index de performance et la norme des limites articulaires passives, semblent contrastée par nature, d'où un compromis à définir pour choisir un mécanisme performant dans les deux fonctions objectif.

5.3.3.1.a Espace de travail du mécanisme

Dans cette section, on considère l'espace de travail souhaité comme étant un carré dans l'espace opérationnel, représenté par les angles d'Euler. Il est ainsi implicite que les mouvements de roulis et de tangage du mécanisme sont d'égale importance pour la manipulation de l'endoscope. Comme le mécanisme sera destiné à des types de chirurgies polyvalentes, l'espace de travail requis n'est pas traité comme une contrainte, mais il est plutôt essayé d'obtenir un espace de travail plus grand que nécessaire ($\pm$ 1 radian) pour tenir compte de la mobilité de la tête du patient. Cela nous autorise aussi à observer les effets des différentes contraintes si le mécanisme est utilisé dans d'autres applications.

L'ensemble réalisable $\mathcal{F}$ se rapporte à l'ensemble de toutes les postures réalisables de l'espace opérationnel espace opérationnel ($\mathcal{K}$) qui sont [124] :

1. sans configuration singulière,
2. respectant les limites articulaires passives et actives,
3. sans collision interne.

L'espace de travail souhaité (W_s) dans notre contexte est :

$$W_s : span\{(\alpha, \beta) \mid \alpha, \beta \in [-1, 1]\}$$

5.3.3.1.b Indices de performance

Différents indices de performance comme l'ellipsoïde de limitation minimale (v_e) [125] *(manipulability ellipsoid volume en anglais)* et le conditionnement (κ) [126] ont été précédemment utilisés pour quantifier la qualité des mouvements d'un mécanisme. Plus tard, d'autres indices de performance ont été introduits pour pallier aux insuffisances de ces indices. L'un de ces indices est le facteur d'amplification de vitesse [127], qui a une in-

terprétation physique et représente l'efficacité de l'amplification du mouvement dans les actionneurs par rapport à celle des effecteurs terminaux.

5.3.3.1.c Indice de performance avec le déterminant du jacobien

L'objectif des indices de manipulabilité est de donner une mesure quantitative de la capacité à se déplacer et à appliquer des forces dans des directions arbitraires. Les indices de manipulabilité définis doivent également fournir des informations sur la proximité des configurations singulières. Il existe de multiples façons de définir la manipulabilité, ce qui donne lieu à de multiples indices de manipulabilité.

L'ellipsoïde de manipulabilité est l'interprétation géométrique des vecteurs propres mis à l'échelle résultant de la décomposition en valeur singulière du jacobien qui décrit le mouvement d'un robot. Dans certains cas, l'ellipsoïde est une sphère et le mécanisme peut ainsi aller dans toutes les directions avec la même agilité. Cette configuration est nommée la *configuration isotropique*, et est idéale pour uniformiser les performances du mécanisme. La méthode de l'ellipsoïde quantifie aussi bien une sphère et une ellipsoïde de même volume, bien que nous sachions qu'une *configuration isotropique* est préférable. La cartographie linéaire entre le vecteur articulaire ($\mathbf{q_i}$) et le vecteur opérationnel ($\mathbf{x}$) est donnée par la matrice jacobienne ($\mathbf{J}$) comme :

$$\omega = -\mathbf{B}\mathbf{A}^{-1}\dot{\rho} = \mathbf{J}\dot{\rho} \tag{5.34}$$

$$v_e = \sqrt{det(\mathbf{J}\mathbf{J}^{\mathbf{T}})} \tag{5.35}$$

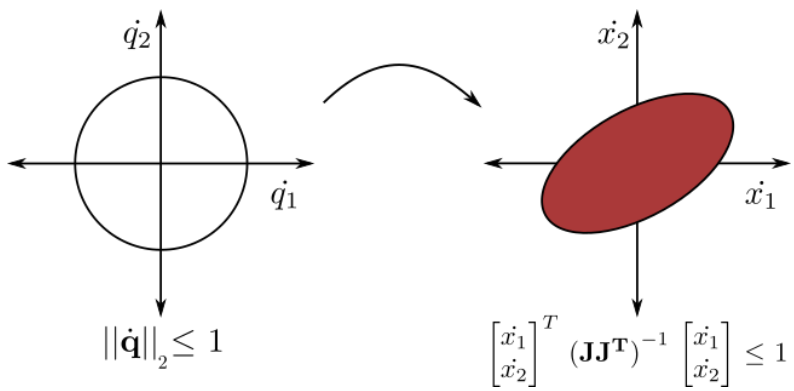


FIGURE 5.22 – Représentation géométrique de la correspondance induite par la matrice $\mathbf{J}$.

5.3.3.1.d Indice de performance avec le conditionnement

Pour contrer les lacunes de la méthode de l'ellipsoïde, le nombre de conditionnement (κ) a été introduit par Gosselin [126] pour quantifier la qualité du mouvement. Il est utilisé pour mesurer la sensibilité d'une fonction aux changements dans l'espace articulaire. Géométriquement, il est interprété comme l'excentricité de l'ellipsoïde, et donne des informations sur la facilité de déplacement dans une direction par rapport aux autres. Lorsque le κ est égal à 1, nous obtenons une sphère, et sommes dans la *configuration isotropique*. Le nombre de conditionnement (κ) peut aussi être interprété comme un index renseignant sur la distance séparant la configuration actuelle de la *configuration isotropique*. La valeur du κ varie de 1 à ∞, de sorte que son inverse est utilisé en tant qu'conditionnement inverse (κ^{-1}) pour des valeurs limitées, et est calculé en (5.36), où σ est la valeur singulière de la matrice jacobienne, $\mathbf{J}$.

$$\kappa^{-1} = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}}, \quad \text{avec} \quad \kappa^{-1} \in [0, 1] \tag{5.36}$$

Les indices de performance, comme le déterminant du jacobien ou le nombre de conditionnement, souffrent de l'inhomogénéité dimensionnelle de la matrice jacobienne et ne sont pas appropriés aux mécanismes ayant à la fois des mouvements de translation et de rotation [128, 129]. Ce problème est important à considérer dans le choix de la méthodologie d'optimisation du mécanisme. Comme le mécanisme proposé ne présente que 2 DDL en rotations, nous avons décidé d'utiliser l'inverse du nombre de conditionnement comme index de performance. Comme nous voulions un index de conditionnement global (κ_g^{-1}), la moyenne de la somme des valeurs du κ^{-1} sur le point d'espace de travail discrétisé a été utilisé.

$$\kappa_g^{-1} = \frac{\sum_{1}^{W_s} \kappa^{-1}}{W_s}, \quad W_s : \text{total des points de l'espace de travail souhaité} \tag{5.37}$$

5.3.3.1.e Indice de performance avec le facteur d'amplification de vitesse

Le facteur d'amplification de vitesse *(velocity amplification factor vaf)* a été introduit [127] et utilisé pour mesurer la qualité du mouvement [130, 131]. Le facteur d'amplification de vitesse nous permet d'analyser la relation entre la vitesse des actionneurs et celle de l'effecteur terminal dans une certaine configuration. Le facteur d'amplification de vitesse peut être limité dans la plage souhaitée en fonction des actionneurs choisis. Un

des principaux avantages de ce facteur, par rapport aux indices de performance précédents, est que les limites sont de nature très pratique et la performance du mécanisme peut être analysé avec une interprétation physique. Comme nous prévoyons d'utiliser des actionneurs prêts à l'emploi, il est primordial d'avoir des limites réalistes de la vitesse des actionneurs. Le facteur d'amplification de vitesse nous aide à mesurer la qualité du mouvement de l'effecteur terminal par rapport aux vitesses des différents actionneurs.

Dans de précédents travaux, le facteur d'amplification de vitesse vaf est calculé en supposant que la norme l_2 du $\mathbf{q_i}$ soit inférieure à 1. Cela nous permet d'avoir une matrice carrée $\mathbf{JJ}^T$ et nous pouvons ultérieurement analyser cette matrice avec divers outils mathématiques. Ce choix du vecteur articulaire peut paraître étrange, car la vitesse d'une articulation spécifique dépend des autres articulations [132]. Une condition préférable serait de mettre en oeuvre des contraintes indépendantes sur les vitesses de l'actionneur pour implémenter la norme ∞.

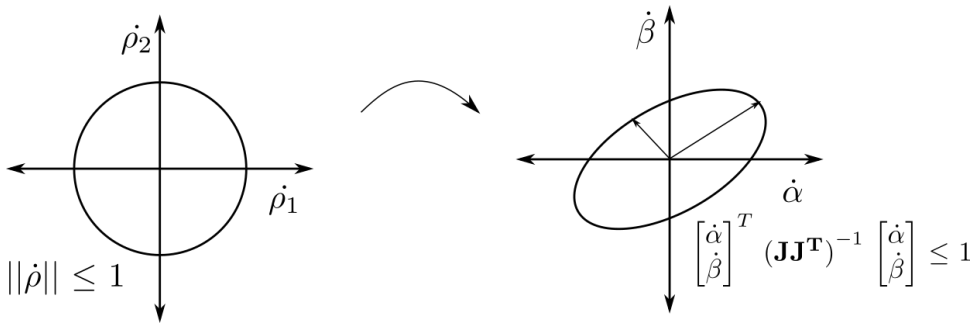


FIGURE 5.23 – Interprétation géométrique avec l'hypothèse de $\|\dot{q}\| \leq 1$

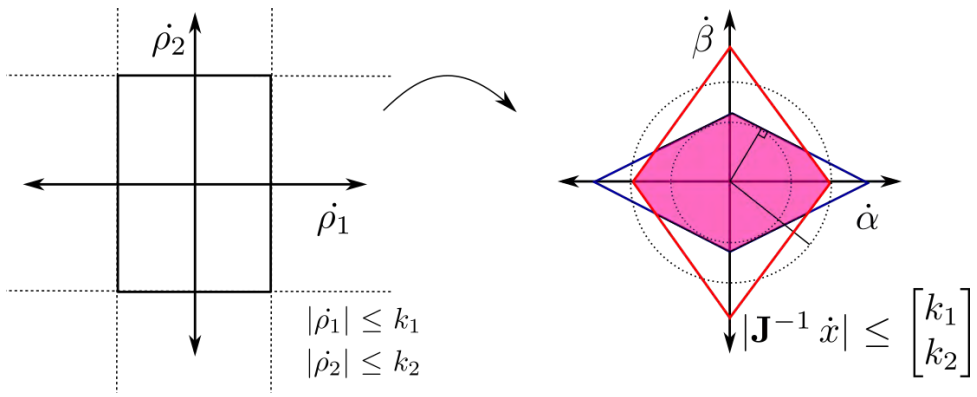


FIGURE 5.24 – Interprétation géométrique avec des contraintes indépendantes.

Soient k_1 et k_2 les vitesses maximales des différents actionneurs ; la formule du Facteur d'amplification de vitesse (vaf) est donnée par :

$$|\dot{\rho}| \leq \begin{bmatrix} k_1 \\ k_2 \end{bmatrix}$$

$$|\mathbf{J}^{-1}\,\dot{\mathbf{x}}| \leq \begin{bmatrix} k_1 \\ k_2 \end{bmatrix} \tag{5.38}$$

$$|J_{11}\dot{\alpha} + J_{12}\dot{\beta}| \leq k_1 \tag{5.39}$$

$$|J_{21}\dot{\alpha} + J_{22}\dot{\beta}| \leq k_2 \tag{5.40}$$

Nous obtenons quatre lignes de (5.39, 5.40) qui forment deux rectangles centrés à l'origine, comme représenté sur la Figure 5.24. L'intersection de ces deux rectangles (région en rose de la Figure 5.24) représente la région valide dans l'espace opérationnel qui respecte les limites des vitesses des actionneurs. En calculant le rayon du cercle ainsi que le périmètre de cette zone, nous obtenons l'amplification minimale et maximale des vitesses. Ces distances sont utilisées en tant que contraintes limitatives, et le conditionnement du mécanisme est le rapport du rayon du cercle inscrit par le rayon du cercle circonscrit.

Cependant, il a été observé que les rayons du cercle inscrit et du cercle circonscrit augmentent ou diminuent lors de la mise à l'échelle des dimensions du mécanisme, c'est-à-dire que si le mécanisme est redimensionné pour avoir une taille double et la vitesse d'amplification augmente également. Cela pose problème car ni l'espace de travail ni la qualité du mouvement ne devraient changer lors du dimensionnement des mécanismes qui ont des degrés de liberté en rotation uniquement. Ce problème apparaît si nous utilisons des limites constantes pour k_1 et k_2 car les plus gros actionneurs ont plus de longueur de course, mais nous pouvons limiter leur vitesse de déplacement maximale à la moitié de la longueur de course de l'actionneur. Dans notre cas, nous choisissons des actionneurs LA22 de LINAK (Figure 5.32). Leur vitesse maximum est de 37 mm/sec alors que la longueur de course est de 200 mm. Nous pouvons utiliser le même rapport pour notre problème d'optimisation : si l'échelle du mécanisme est telle que la course de l'actionneur est de s mm, alors les limites k_1 et k_2 sont attribuées comme :

$$k_1 = k_2 = k = s\,\frac{37}{200} \tag{5.41}$$

5.3.3.1.f Normes des limites articulaires

Après avoir obtenu un espace de travail satisfaisant avec une qualité acceptable, nous pouvons également essayer de nous éloigner les limites articulaires. Cette fonction objectif fut mise en oeuvre pour explorer des régions de l'espace des paramètres de conception où des articulations simples avec un mouvement limité peuvent être utilisées. Il n'est pas simple de définir la distance entre l'orientation d'une articulation et ses limites pour une rotule. Nous pouvons proposer la projection du vecteur tourné sur un plan pour définir la distance à ses limites, comme représenté Figure 5.25, bien que ce ne soit pas la représentation la plus précise. Comme nous analysons les mêmes rotules, les distances n'étaient pas pondérées et la somme des distances a été utilisée comme norme de limite articulaire dans une certaine configuration (q_{pi}). La somme de q_{pi} sur l'espace de travail est utilisée comme une évaluation, tout en maximisant la distance entre les limites articulaires.

$$\|q_{pi}\| := \sum_{n=1}^{4} (l_{limit} - l_{current})_n, \quad n : no.of joints \tag{5.42}$$

$$\|q_p\| := \sum_{i=1}^{W} \|q_{pi}\| \tag{5.43}$$

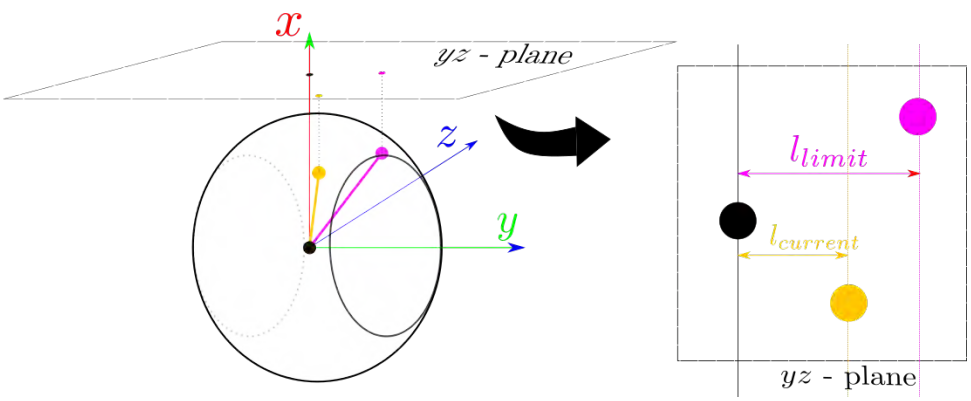


FIGURE 5.25 – Illustration de la distance de la limite articulaire.

5.3.3.2 Résumé des fonctions objectif utilisées

Ainsi, pour résumer les fonctions objectif étudiés dans cette méthodologie, nous cherchons à :

1. Maximiser l'ensemble des postures accessibles $\mathcal{F}$ dans l'espace de travail souhaité ;

2. Maximiser le conditionnement global dans l'espace souhaité ;
3. Maximiser la distance des articulations passives à leurs limites respectives.

Cela signifie mathématiquement :

$$\text{Fonctions objectif } : \max\left(\mathcal{F} \bigcap W_s\right) \tag{5.44}$$

$$\max\left(\kappa_g^{-1}\right) \tag{5.45}$$

$$\max\left(\|q_p\|\right) \tag{5.46}$$

5.3.4 Contraintes d'optimisation

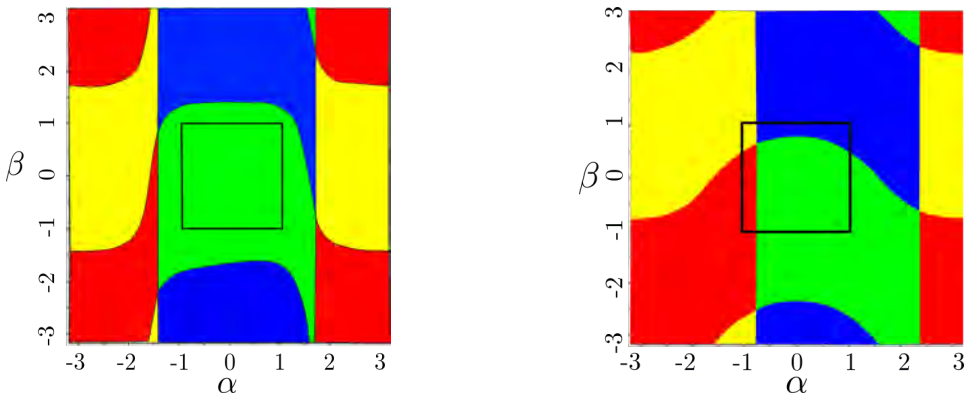
Les mécanismes parallèles ont deux caractéristiques distinctes d'une architecture en série :

1. présence d'articulations passives dont l'orientation peut être calculée, mais non explicitement contrôlée,
2. présence de plusieurs jambes - chaînes en séries connectant l'effecteur terminal à la base.

Ces deux points sont importants car ils affectent l'espace de travail du mécanisme. Ainsi, les limites articulaires passives et l'évitement de collisions internes entre les différentes jambes sont deux contraintes importantes à inclure dans notre problème d'optimisation. L'espace $\mathcal{K}$ du mécanisme est séparé par des courbes de singularité, entraînant la formation de plusieurs régions connectées nommées *aspects* [133]. Comme il n'est pas possible de générer une trajectoire contrôlable d'un *aspect* à un autre, il est important que l'espace de travail souhaité (W_s) soit inclus dans un seul *aspect*. La Figure 5.26a illustre un ensemble valide de paramètres, alors que la Figure 5.26b correspond à une architecture non utilisable pour notre application. Si la boîte dans la Figure 5.26 se compose de plusieurs couleurs, alors il est évident qu'il y a plus d'un *aspect* et qu'il n'est alors pas possible de générer des trajectoire entre toutes les configurations de l'espace de travail souhaité.

On peut se concentrer plus spécifiquement sur la gamme de l'articulation prismatique à choisir pour maximiser l'ensemble des postures accessibles dans l'espace de travail souhaité, c'est-à-dire maximiser $\mathcal{F} \bigcap W_s$. Généralement, une articulation prismatique est exprimée sous forme de contrainte avec une certaine plage minimale et maximale, et d'une contrainte sur le ratio de la longueur à l'état actionné et de la longueur par défaut :

$$\rho_{min} \leq \rho \leq \rho_{max} \tag{5.47}$$



(a) Espace de travail souhaité inclus dans une seule région connectée, ou (*aspect*).

(b) Espace de travail souhaité entrecoupé par les courbes de singularité.

FIGURE 5.26 – Les *aspects* de l'espace $\mathcal{K}$ selon différents cas.

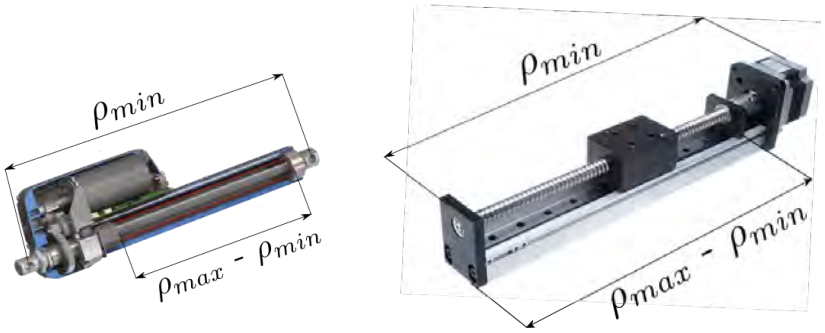


FIGURE 5.27 – Articulations prismatiques et la relation entre ρ_{min} et ρ_{max}
Source: Hanpose linear actuator HPV5 SFU1204

$$\rho_{max} \leq s\ \rho_{min}, \quad s \in [1, 2] \tag{5.48}$$

L'équation 5.48 provient de la construction physique des articulations prismatiques. Si la longueur non étendue de l'actionneur est ρ_{min}, alors il n'est pas courant pour les articulations prismatiques de s'étendre au-delà de leur longueur d'origine ($\rho_{max} < 2\rho_{min}$), comme illustré sur la Figure 5.27. La nouveauté dans l'expression de la gamme d'actionneurs dans notre travail est que nous n'avons pas de valeur statique comme limite (5.47), c'est-à-dire que nous exprimons la contrainte uniquement en fonction du ratio de course exprimé en (5.48). Cela nous permet de choisir les meilleures gammes d'actionneurs pour maximiser l'espace de travail souhaité sans imposer de contrainte sur la taille minimale ou maximale du joint prismatique. Cela est illustré par la Figure 5.28, et implémenté dans la section 5.3.6.4.

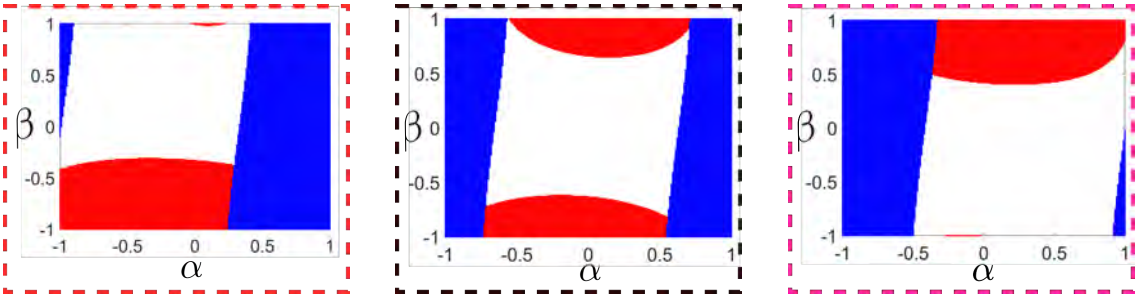


FIGURE 5.28 – Comparaison de l'espace de travail souhaité (en blanc) dans le W_s pour différentes gammes d'actionneurs. Les parties rouge et bleu représentent les violations dues aux longueurs des actionneurs des jambes 1 et 2 respectivement.

5.3.5 Variables d'optimisation

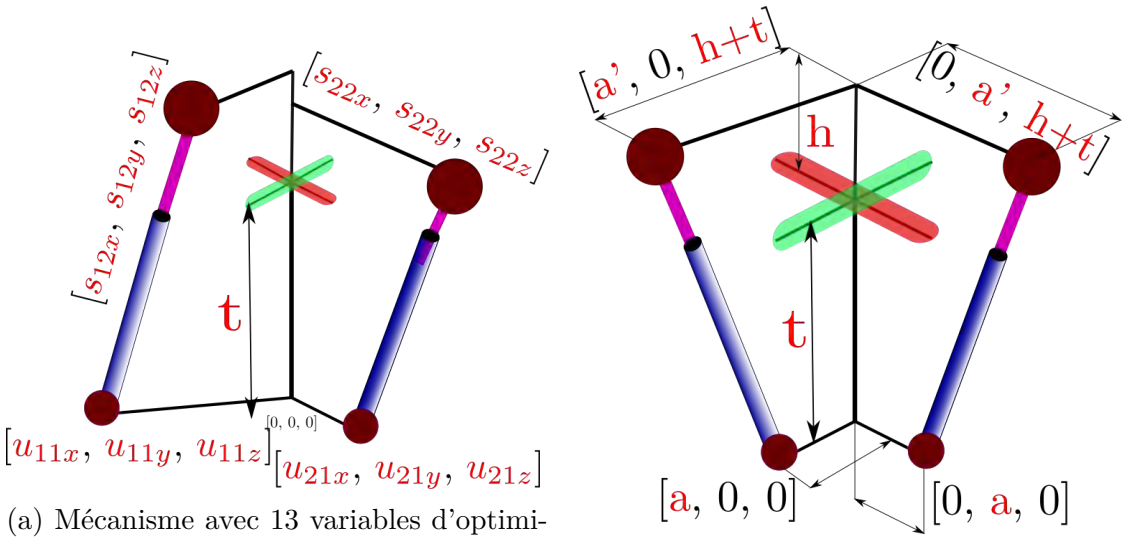
Les variables d'optimisation sont les paramètres qui sont modifiés afin d'optimiser la fonction objectif. Dans un mécanisme, la position ou l'orientation des articulations dans la chaîne cinématique sont les paramètres de conception à optimiser. Le nombre de variables forme la dimension du problème d'optimisation, qui détermine la taille de l'espace de recherche (également désigné par $\mathcal{O}$) et donc la capacité de calcul. Lors du choix des variables d'optimisation, les options suivantes doivent être prises en compte :

— utiliser une approche générale, avec 3 variables x, y, z pour chaque articulation (Figure 5.29a).

— utiliser l'intuition humaine pour fixer certaines variables afin de réduire l'espace de recherche.

Chacune de ces options présente des avantages et des inconvénients. En utilisant une approche générale pour optimiser la position des articulations, il est alors possible de trouver des résultats contre-intuitifs mais efficaces. Cela représente un coût de calcul important puisqu'il existe de nombreuses articulations dans un mécanisme parallèle. Par exemple, notre architecture présente deux jambes avec 6 DDL et une jambe avec 2 DDL. Dans un cas utilisant une combinaison de pivots pour former un cardan et une rotule, nous avons 14 articulations (6 DDL $\times$ 2 jambes + 2 DDL $\times$ 1 jambe). Il en résulte un espace d'optimisation de dimension 42, qui représente un espace très large au vu de la nature des contraintes et du temps requis pour calculer la fonction objectif pour une configuration particulière. Dans l'autre option, il est possible de réduire drastiquement la dimension de $\mathcal{O}$ en utilisant l'intuition humaine, en respectant une symétrie dans le mécanisme par exemple. Par exemple, dans la variation 2U$\underline{\text{P}}$S-U, nous pouvons réduire

l'espace d'optimisation à la dimension 4, comme illustré sur la Figure 5.29b, en utilisant des liaisons de même longueur et en supposant que les jambes 1 et 2 sont identiques du point de vue de la fabrication et de l'assemblage. Cependant, le choix de fixer certaines variables risque cependant de nous faire manquer certaines configurations qui auraient été plus performantes.



(a) Mécanisme avec 13 variables d'optimisation, en rouge.

(b) Mécanisme réduit à la dimension 4 par l'intuition humaine (variables en rouge).

FIGURE 5.29 – Différentes définitions d'une même architecture, en variant le nombre des variables d'optimisation. A gauche, aucune variable n'est fixée pour la position des articulations. A droite, nous supposons des longueurs égales, une symétrie et des jambes perpendiculaires.

La Figure 5.30 montre l'espace dans lequel les cardans et les rotules peuvent se situer. L'angle de cet espace est de 200 degrés avec un minimum et maximum. Sa hauteur détermine la coordonnée selon l'axe z des articulations. La travée bleue est par rapport à la base du robot, et celle en vert par rapport au cardan de la troisième jambe passive. Lorsque la dimension est réduite à 4 comme sur la Figure 5.29b, les 2 arcs cylindriques se réduisent à 4 carrés dans 2 plans perpendiculaires.

5.3.6 Algorithme de recherche locale

L'algorithme de Nelder-Mead est un algorithme d'optimisation non linéaire [134], aussi nommé *downhill-simplex algorithm* car utilisant la notion de *simplexes* (polytope de N+1 sommets dans un espace à N dimensions). Partant initialement d'un tel simplexe, celui-ci

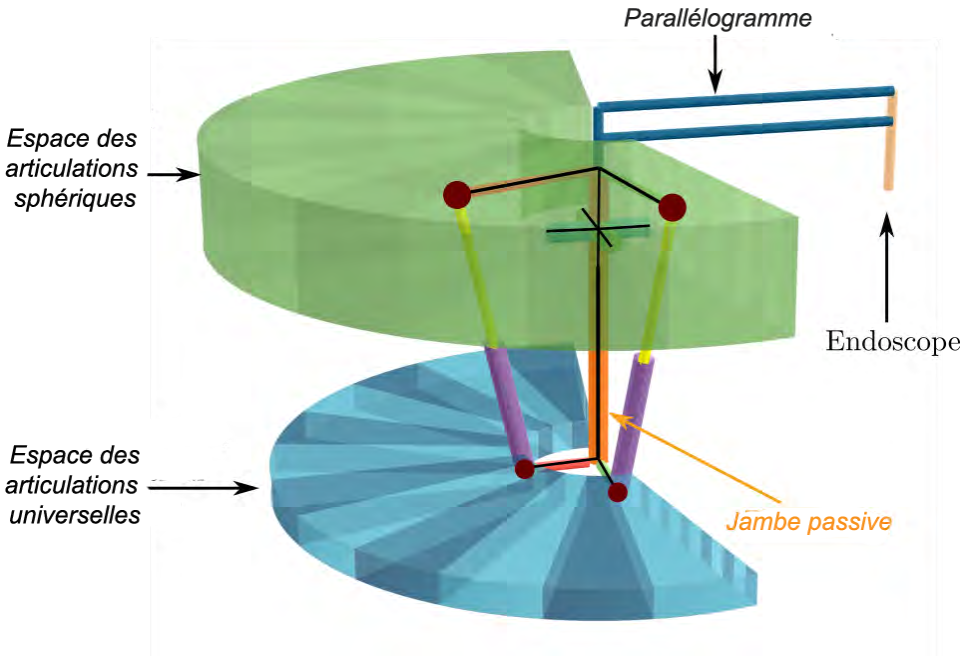


FIGURE 5.30 – Les articulations inférieures et supérieures de chaque jambe peuvent être placées dans les espaces cylindriques représentés en bleu et en vert.

subit des transformations simples au cours des itérations : il se déforme, se déplace et se réduit progressivement jusqu'à ce que ses sommets se rapprochent d'un point où la fonction est localement minimale. Dans cette section, nous discuterons, après la présentation de cet algorithme, de sa mise en oeuvre dans l'optimisation mécanique.

5.3.6.1 L'algorithme de Nelder-Mead (NM)

Pour un $\mathcal{O}$ de dimension n, nous avons besoin d'un simplexe d'au moins n+1 points dans $\mathcal{O}$, afin d'éviter une *convergence prématurée*. Dans notre cas, nous commençons avec un simplexe de n+1 points $(\mathbf{v_0}, \mathbf{v_1}, ...\mathbf{v_n})$ tel que la fonction objectif évaluée du sommet i^{th} ait une valeur meilleure ou égale à celle du sommet $(i+1)^{th}$. Un point moyen $(\mathbf{v_m})$ est calculé en excluant le pire point.

$$\mathbf{v_m} := \frac{\sum_{i=0}^{n-1} \mathbf{v_i}}{n} \tag{5.49}$$

L'algorithme d'optimisation compare ensuite le point moyen et recherche de meilleurs points par des opérations géométriques appelées (i) réflexion, (ii) expansion, (iii) contraction et (iv) rétrécissement. Ces opérations peuvent être expliquées comme suit :

— Réflexion :

$$\mathbf{v_{reflect}} := \mathbf{v_m} + r\,(\mathbf{v_m} - \mathbf{v_n}), \quad r := \text{coefficient de réflexion}\,(r > 0) \tag{5.50}$$

— Expansion :

$$\mathbf{v_{expand}} := \mathbf{v_m} + e\,(\mathbf{v_{reflect}} - \mathbf{v_m}), \quad e := \text{coefficient d'expansion}\,(e > 1) \tag{5.51}$$

— Contraction externe :

$$\mathbf{v_{oc}} := \mathbf{v_m} + k\,(\mathbf{v_m} - \mathbf{v_n}), \quad k := \text{Coefficient de contraction}\,(0 < k < r) \tag{5.52}$$

— Contraction interne :

$$\mathbf{v_{ic}} := \mathbf{v_m} - k\,(\mathbf{v_m} - \mathbf{v_n}), \quad k := \text{Coefficient de contraction} \tag{5.53}$$

— Rétrécissement :

$$\forall\, i \in [1, n] \quad \mathbf{v_i} = s\,.\mathbf{v_i}, \quad s := \text{Facteur de rétrécissement}\,(0 < s < 1) \tag{5.54}$$

Le nouveau point ($\mathbf{v_{new}}$) introduit dans le simplexe dépend de l'évaluation de $\mathbf{v_{reflect}}$, $\mathbf{v_{expand}}$, $\mathbf{v_{oc}}$ et $\mathbf{v_{ic}}$. L'opération est poursuivie jusqu'à ce que le critère d'arrêt soit atteint. Le simplexe s'arrête s'il rétrécie en dessous d'une certaine valeur ϵ_1 et l'évaluation de chaque sommet du simplexe rétréci varie en fonction du seuil maximal ϵ_2. Le critère d'arrêt est présenté dans l'algorithme 1. La procédure complète pour un départ de l'algorithme de NM est donnée dans l'algorithme 2. Un exemple des opérations dans un $\mathcal{O}$ à 2 dimensions est illustré sur la Figure 5.31 pour présenter la nature géométrique de la recherche de $\mathcal{O}$ dans l'algorithme de NM.

5.3.6.2 Exécution

Nous allons voir un exemple d'optimisation du mécanisme 2U<u>P</u>S-U avec 4 variables à optimiser, comme représenté sur la Figure 5.29b. Nous mentionnerons la méthode pour optimiser d'autres mécanismes avec l'algorithme. Comme discuté dans la section 5.3.3, nous voulons calculer une évaluation du mécanisme recouvrant les informations relatives à l'espace de travail réalisable, $\mathcal{F} \bigcap W_s$, ainsi que la performance globale, κ_g^{-1}, ou la

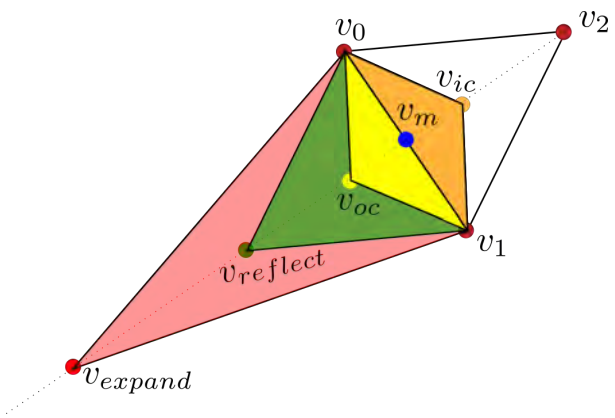


FIGURE 5.31 – Exemple d'une opération sur un simplexe dans un $\mathcal{O}$ à 2 dimensions.

norme des limites articulaires passives $\|q_p\|$. Comme nous savons que κ_g^{-1} et $\|q_p\|$ sont des objectifs contradictoires, nous pouvons définir différentes fonctions de récompenses pour chacun d'eux.

5.3.6.3 Stratégies de récompenses

Les stratégies de récompenses se réfèrent aux différentes méthodes permettant d'évaluer d'une fonction objectif particulière. Par exemple, pour optimiser la qualité d'une contrainte, nous pouvons biaiser la récompense vers le centre. Il en résulte des mécanismes ayant un très bon mouvement dans et autour du centre de l'espace de travail souhaité (W_s). Diverses stratégies peuvent être utilisées pour évaluer l'objectif. Nous discrétisons W_s en divisant la plage de chaque degré de liberté en 201 points (2/201 division des radians) ; il en résulte 40401 points équidistants, pour calculer l'évaluation nécessaire à chaque configuration de l'espace de travail.

Pour un ensemble donné de variables d'optimisation $[a, a', h, t]$ à partir de la Figure 5.29b, nous souhaitons savoir quelle est la qualité du mécanisme, E, résolvant le modèle géométrique inverse (MGI) du mécanisme dans chaque configuration, $(\alpha, \beta) \in W_s$, nous obtenons l'espace de configuration ($\mathcal{D}$) complet. Cela nous fournit toutes les valeurs d'articulation passive et la longueur actionnée pour les deux jambes. La même fonction est aussi utilisée pour dériver $\mathbf{J}$ et son déterminant. Comme nous vérifions également les collisions entre les actionneurs, une fonction, notée f($\mathbf{v}$) dans l'algorithme 3, permet d'inclure un contrôle de collision. Les actionneurs considérés pour le mécanisme ont un diamètre de tige plus grand en bas qu'en haut, comme illustré Figure 5.32. Ainsi, l'actionneur a été divisé en 5 points et la distance entre ces points discrétisés a été calculée.

Algorithm 1: Critère d'arrêt dans l'algorithme de NM [92].

Result: Boolean for stopping condition
sorted simplex $\{\mathbf{v_0}, \mathbf{v_1}, \mathbf{v_2}, ..., \mathbf{v_{n-1}}, \mathbf{v_n}\}$;
evaluations $\{e_0, e_1, e_2, ..., e_{n-1}, e_n\}$;
maximum iteration = *max_iter*;
iteration count = iter;
$l_{ij} = \|\mathbf{v_j} - \mathbf{v_i}\|$;
$e_{ij} = |e_i$ - $e_j|$;
size = max(l_{ij});
eval = max(e_{ij});
if $size \leq \epsilon_1$ && $eval \leq \epsilon_2$ **then**
  stop = 1
else
  stop = 0
end
if $iter \geq max_iter$ **then**
  stop = 1
else
  stop = 0
end

Sachant que la tige du vérin est plus petite que le rayon extérieur de l'actionneur, nous réduisons ainsi la contrainte pour la distance entre les points appartenant à la tige intérieur. Par exemple, la distance utilisée comme contrainte de collision pour les 4 points inférieurs dans la Figure 5.32 est différente de celle pour le 5ème point, puisqu'il appartient au piston interne plus petit en taille. Cet ajustement de la contrainte de collision, bien qu'apparemment petit, a un impact important sur l'évaluation, selon la définition des stratégies de récompense.

5.3.6.3.a Stratégies de récompenses : espace de travail souhaité

Explorant la possibilité d'avoir un espace de travail large avec le mécanisme considéré, il a été décidé de voir d'abord les résultats pour maximiser l'espace de travail souhaité uniquement. Cela est réalisé avec la stratégie de récompense binaire. Chaque configuration est récompensée soit de 1, soit de 0, en fonction du point respectant les limites articulaires passives et les limites de l'actionneur uniquement, comme illustré sur la Figure 5.33. Les contraintes pour les points non singuliers et les collisions sont traitées plus strictement. Si la moindre configuration dans W_s est singulière ou ne respecte pas les contraintes

Algorithm 2: Départ unique de l'algorithme d'optimisation de Nelder-Mead [92].

```
Result: Local minimum evaluation and the optimized parameters
initial sorted simplex {v_0, v_1, v_2, ..., v_{n-1}, v_n};
evaluations {e_0, e_1, e_2, ..., e_{n-1}, e_n};
while stop == 0 do
    calculate v_m, v_reflect and e_reflect;
    if (e_n < e_reflect < e_0) then
        v_n = v_reflect;
    else if (e_0 < e_reflect) then
        if (e_reflect < e_expand) then
            v_n = v_expand;
        else
            v_n = v_reflect;
        end
    else if (e_n < e_reflect < e_{n-1}) then
        if (e_oc > e_reflect) then
            v_n = v_oc;
        else
            ∀ i ∈ [1, n]  v_i = s.v_i;
        end
    else if (e_reflect > e_n) then
        if (e_ic > e_reflect) then
            v_n = v_ic;
        else
            ∀ i ∈ [1, n]  v_i = s.v_i;
        end
    sort the simplex;
    if v_0new > v_0 then
        iter = 0
    else
        iter = iter + 1
    end
    Update stop from Algorithm 1
end
return v_0, e_0
```

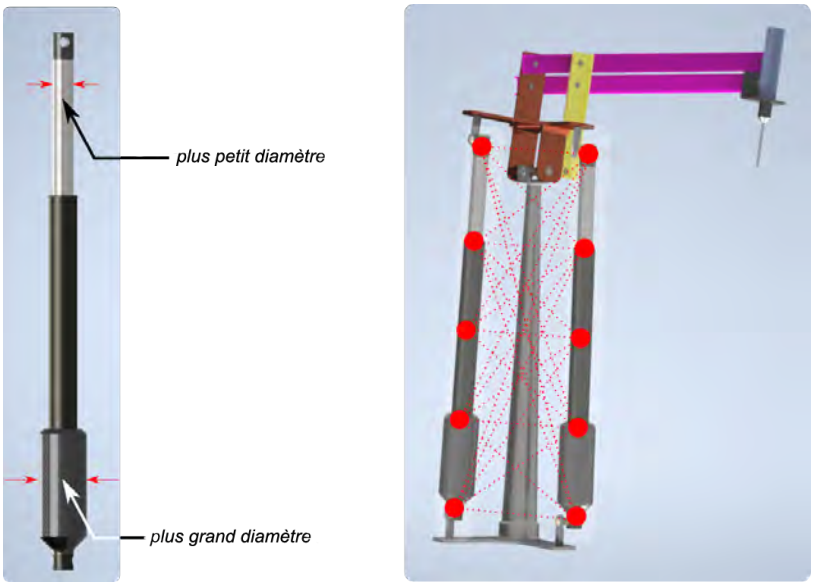


FIGURE 5.32 – Actionneur et les points discrétisés pour le calcul de collision (à droite).

de collision, alors l'évaluation reçoit une pénalité importante. Cela assure que, quel que soit la grandeur de l'espace de travail, la solution est disqualifiée si elle contient une configuration singulière ou une collision. Nous pouvons aussi biaiser la récompense pour obtenir de meilleures performances cinématiques dans et autour du centre de l'espace de travail souhaité, comme représenté sur la Figure 5.34.

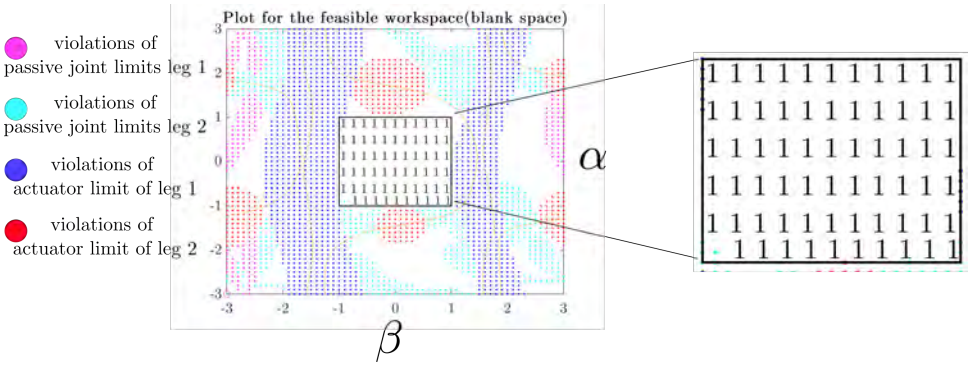


FIGURE 5.33 – Illustration de la récompense binaire pour l'espace de travail souhaité.

5.3.6.3.b Stratégies de récompenses : performance minimale

Nous souhaitons que le mécanisme ait la capacité à se déplacer dans toutes les directions avec une agilité équivalente, dans toutes les configurations de l'espace de travail

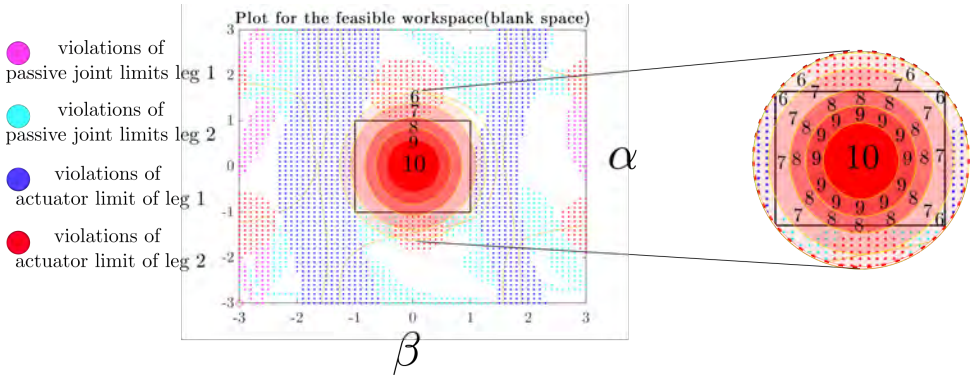


FIGURE 5.34 – Illustration de la récompense biaisée pour l'espace de travail souhaité (les points autour du centre reçoivent une pondération plus élevée).

souhaité. Cet objectif est difficile à atteindre, car nous savons que l'espace de travail est majoritairement limité par les courbes de singularité. Au fur et à mesure que nous nous rapprochons de configurations singulières, les performances du mécanisme diminuent. Comme le nombre de conditionnement global, κ^{-1}, ou le facteur d'amplification de vitesse dépendent des valeurs singulières de $\mathbf{J}$, il devient difficile d'avoir une dextérité au voisinage des configurations singulières, comme vu en (5.35) et (5.36).

Ainsi, une contrainte est nécessaire pour définir une valeur minimum de l'index de performance dans l'espace de travail. Cela nous permet de stopper le mécanisme s'il s'éloigne de de sa zone de travail définie. Nous limitons la performance avec des plages acceptables dans 64% du w_s.

5.3.6.4 Choix de la gamme d'actionneurs

Il faut choisir une gamme d'actionneurs, pour que les points jugés réalisables (mathématiquement) respectent également les longueurs des actionneurs et leurs limites physiques. Les contraintes des actionneurs sont présentées dans (5.48) et sur la Figure 5.27. Pour le mettre en oeuvre, nous re-vérifions les points valides enregistrés de W_s pour les différents supports de la gamme d'actionneurs. Ainsi, lors de la maximisation de la performance globale, nous nous assurons que le support choisi a au moins 90% de W_s. Par exemple, si un support particulier est choisi et présente la plus grande performance globale, mais n'a pas au moins 90% des 40401 points discrétisés, alors nous ignorons la performance et choisissons un support avec un maximum de points valides, comme détaillé dans l'algorithme 4.

Algorithm 3: Algorithme pour l'optimisation de l'espace de travail [92].

```
Result: evaluation e for v and corresponding range of actuators, rho_range
input → v;
x_i is the i^th variable of the output space;
for x_1 = x_1min : interval : x_1max do
    ...
    for x_n = x_nmin : interval : x_nmax do
        f(v) := function that solves inverse kinematic model, collision distance
         and κ^-1;
        [det(J), passive_joints, ρ_1, ρ_2, κ^-1, collision distance] = f(v);
        if |det(J)| ≤ ε_3 then
            e = -∞;
            break;
        else
            reward = 1
        end
        if ‖q_passive‖ ≥ limits then
            reward = 0
        else
            reward = 1
        end
        if collision_distance ≥ max_collision then
            reward = 0
        else
            reward = 1
        end
        if reward == 1 then
            e = e + reward;
            valid_points[i] = [ρ_1, ρ_2, reward]
        ρ_vec[i] = [ρ_1, ρ_2];
    end
    ...
end
Implement the algorithm 4;
return e, rho_range
```

Algorithm 4: Algorithme pour le choix de la meilleure gamme d'actionneurs [92].

```
Result: evaluation e and corresponding range of actuators, rho_range
input → valid_points from algorithm 3;
rho_range = [minimum(ρ_vec), maximum(ρ_vec)] = [ρ_min, ρ_max];
Checking for feasible set of the actuators;
if stroke × rho_range[1] ≥ rho_range[2] then
    for rho_lower = ρ_min : steps : ρ_max do
        for n = 1 : length(valid_points) do
            e = 0;
            if ρ1, ρ2 ≤ rho_lower || ρ1, ρ2 ≥ stroke × rho_lower then
                feasible_points[j] = valid_points[n];
                j = j+1;
                e = e + valid_points[n, 3];
        end
        eval_vector[k]= [e, ρ_min, j];
        k = k + 1;
    end
    [e1, index1] = maximum(eval_vector, 1);
    e = eval_vector[index1][1];
    ρ_min = eval_vector[index1][2];
    rho_range = [ρ_min, stroke.ρ_min];
else
    e = maximum(valid_points[3]);
    rho_range = [minimum(ρ_vec), maximum(ρ_vec)]
end
return e, rho_range
```

5.3.6.5 Avantages et inconvénients de l'algorithme NM

L'algorithme de Nelder-Mead est assez simple pour modéliser un problème d'optimisation pour la conception de mécanismes. Cet avantage nous permet d'avoir une méthodologie générale pour optimiser n'importe quel mécanisme parallèle. Comme il s'agit d'un algorithme non linéaire, nous pouvons introduire des fonctions objectif complexes difficiles à formaliser. Un exemple serait le conditionnement global, κ_g^{-1}, défini en section 5.3.4. De plus, les contraintes peuvent être construites de manière modulaire nous permettant d'expérimenter différentes contraintes à n'importe quel stade du développement.

Un autre avantage en lien avec la conception mécanique est sa méthode de recherche géométrique. La base de l'espace d'optimisation dans l'algorithme de NM sont les va-

riables d'optimisation elles-mêmes. Il est logique d'utiliser cette méthode, les paramètres de conception étant choisis en fonction de la combinaison des paramètres du simplexe précédent, plutôt que des méthodes complexes telles que les chromosomes dans les GA qui peuvent choisir une proposition sans explication géométrique. Il est également intéressant de pouvoir régler les paramètres d'exploration, les coefficients de réflexion, d'expansion, de contraction et de rétrécissement, avec l'intuition humaine et quelques connaissances préalables sur l'importance de différents paramètres.

Bien qu'il soit adapté à notre application, il existe aussi quelques inconvénients lorsque l'on utilise cet algorithme. Selon certaines hypothèses, l'algorithme de NM a une preuve de convergence jusqu'à la dimension 2 [135], mais n'aurait aucune preuve de convergence au-delà de l'optimisation bidimensionnelle. Si la mise en oeuvre est incorrecte, les simplexes peuvent avoir tendance à dégénérer, convergeant ainsi vers une solution non stationnaire [136]. La convergence dépend beaucoup de la taille initiale du simplexe et l'effet des coefficients a été étudié par Wang et al [137].

En dépit de ces lacunes, l'algorithme de NM est utile dans notre cas, car l'objectif de satisfaire à toutes les contraintes et d'obtenir ensuite une performance du mécanisme acceptable. Cela a été mis en oeuvre avec succès par le passé [122, 123]. Différentes variantes ont également été proposées pour contourner la convergence sur un minimum local [138] permettant à l'algorithme de converger vers d'autres solutions optimales.

Pour obtenir de meilleurs résultats, nous complétons la recherche locale de l'algorithme de NM avec quelques variantes et avec une technique de recherche globale de l'espace d'optimisation, dans la prochaine section.

5.3.7 Algorithme de recherche globale

L'algorithme de NM peut être associé à d'autres méthodes de recherche globale, comme les points à faible discrépance *(low-discrepancy points)* [139], les algorithmes génétiques [120] et l'optimisation de Powell [121]. Nous avons étudié un algorithme de NM multi-start avec des points de faible discrépance pour explorer un espace d'optimisation global. Dans cette méthode, nous exécutons l'algorithme de NM avec différents simplexes initiaux. Il est très important d'avoir des simplexes distribués uniformément sur l'espace d'optimisation afin d'explorer le maximum de surface de l'espace d'optimisation.

5.3.7.1 Simplexes initiaux pour le multi-start

Une façon simple d'obtenir un ensemble d'échantillonnage $\mathcal{O}_M \subset \mathcal{O}$ est le *Monte Carlo sampling* avec une distribution uniforme [140]). Malheureusement, les points obtenus ont tendance à former des clusters [141], particulièrement dans les contextes à haute dimension, qui nuisent à l'uniformité de la discrétisation. Un meilleur choix consiste à avoir les M points de la discrétisation $\mathcal{O}_M$ de $\mathcal{O}$ uniformément étendu. En particulier, il est souhaitable que les points soient suffisamment proches les uns des autres. Dans cette optique, on peut utiliser certaines techniques d'échantillonnage déterministes [142, 33, 143, 144].

5.3.7.2 Dispersion et discrépance

Soit $O_M \subset \mathcal{O}$ un ensemble M de points d'échantillonage o_i, $i = 1, \ldots, M$, et définissons la *dispersion* [141] de O_M comme

$$\theta(O_M) := \max_{o \in \mathcal{O}} \left(\min_{\tilde{o} \in O_M} \|o - \tilde{o}\| \right) \tag{5.55}$$

A partir de cette définition, il est clair que la dispersion quantifie "avec quelle uniformité" les points sont répartis dans l'espace. Il s'agit d'une mesure de l'uniformité de la distribution des points de O_M dans $\mathcal{O}$. Schématiquement, une valeur faible de $\theta(O_M)$ garantie que les points de O_M sont distribués sur $\mathcal{O}$ de façon uniforme, c'est-à-dire sans laisser de régions de l'espace "sous-échantillonnées" et en laissant les points suffisamment rapprochés les uns des autres.

Les meilleures propriétés de dispersion, dans le sens décrit ci-dessus, appartiennent à des suites *déterministes* appelées suites à discrépance faible, couramment utilisées en statistiques par exemple. Le concept de discrépance a été étudié [141, 145] pour mesurer l'uniformité d'un ensemble de points dans un domaine compact. Nous allons ainsi discuter des résultats se référant au n-cube (hypercube n-dimensionnel) $I^n := [0,1]^n$, mais d'autres ensembles compacts peuvent être envisagés en effectuant des transformations appropriées.

Soit O_M un ensemble de M points dans I^n. Définissons $\mathcal{P}$ comme la famille de tous les sous-intervalles $\mathcal{I}$ de la forme $\times_{i=1}^{n}[o_{1,i}, o_{2,i}]$, où $o_{1,i}, o_{2,i} \in [0,1]$, $o_{1,i} < o_{2,i}$, et soit $c(\mathcal{I}, O_M)$ la *fonction de comptage*, qui compte le nombre de points de O_M dans $\mathcal{I}$ (c'est-à-dire $c(\mathcal{I}, O_M)$ est le nombre de points de O_M appartenant à $\mathcal{I}$). La *discrépance* de O_M

est défini comme [145]

$$D(O_M) := \sup_{\mathcal{I}\in\mathcal{P}} \left| \frac{c(\mathcal{I}, O_M)}{M} - \lambda(\mathcal{I}) \right| ,$$

où $\lambda(\mathcal{I})$ est la mesure de Lebesgue de $\mathcal{I}$.
La *discrépance* est strictement reliée à la dispersion. En particulier, il peut être montré [145] que, pour tout ensemble de M points dans I^n, les inégalités

$$(b_n M)^{-1/n} \leq \theta(O_M) \leq \sqrt{n} D(O_M)^{1/n}$$

sont conservées, où b_n est le volume (ou, plus précisément, la mesure de Lebesgue) de la boule euclidienne de dimension n. Ainsi, un ensemble à faible discrépance est également un ensemble à faible dispersion.

5.3.7.3 Suites à discrépance faible

Les suites dont la *discrépance* satisfait la relation suivante

$$D(\{O_M\}) \leq O(M^{-1}(\log M)^n) \tag{5.56}$$

sont nommées *suites à discrépance faible*. Leur construction varie d'une méthode à l'autre. Dans [145], un repère commun pour la construction de certaines séquences, nommées (t, n)-*suites*, qui satisfont de manière déterministe la condition (5.56), a été présentée. D'autres exemples existent, comme la *good lattice points sequence*, la suite de *Halton*, et la suite de *Hammersley* [145, 141]. L'utilisation des *suites à discrépance faible* est à la base de la *méthode de quasi-Monte-Carlo* [145], initialement introduite comme une alternative efficace à la méthode de Monte-Carlo, méthodes de calcul numérique des intégrales.

Pour résumer, sur la base de la discussion précédente, une procédure efficace pour générer uniformément des ensembles de points déterministes dispersés consiste à prendre des portions finies de suites à discrépance faible. Ils atteignent *de manière déterministe* un taux de convergence pour la dispersion de l'ordre de

$$O\left(M^{-1/2n}\right) \leq \theta\left(S_M\right) \leq O\left(\sqrt{2n} M^{-1/2n}\right)$$

La Figure 5.35 illustre la comparaison entre un échantillonage d'un hypercube de dimen-

sion 2 par une séquence de 500 points indépendants et identiquement distribués selon la distribution uniforme, et un échantillonage du même cube obtenu par une suite à faible discrépance (la suite *Sobol* [146] dans ce cas). On peut voir clairement comment l'espace est mieux couvert par la suite à faible discrépance, et la présence de larges espaces entre les points dans le premier cas.

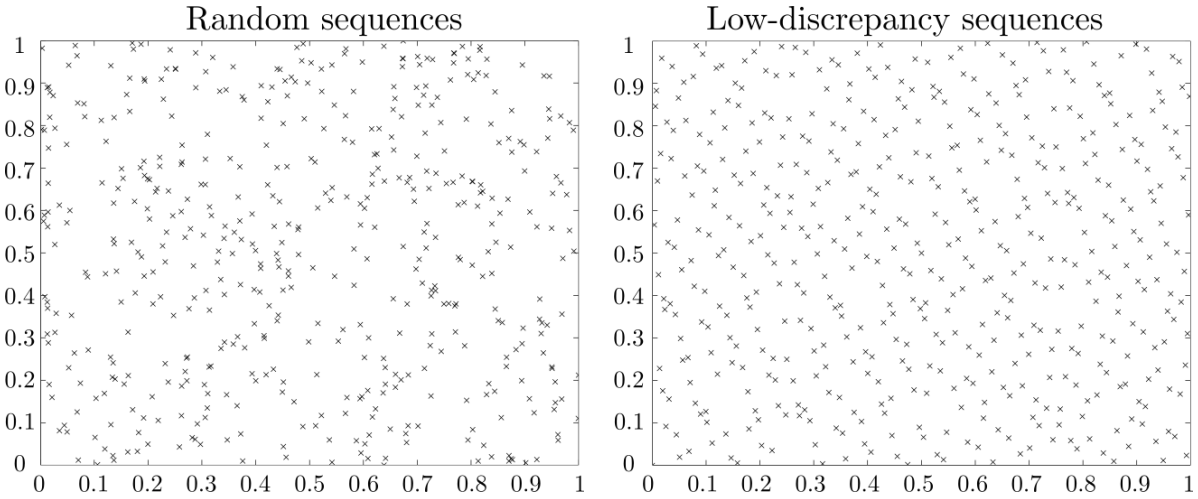


FIGURE 5.35 – Comparaison entre un échantillonage aléatoire et un échantillonage à faible dicrépance d'un hypercube de dimension 2 [33]

5.3.8 Recherches grossière et fine

Lors de l'exécution normale de l'algorithme de Nelder-Mead, l'itération s'arrête soit lorsqu'un simplexe a rétréci à une taille souhaitable avec des évaluations presque identiques, ou si ce même point a été rencontré pour les itérations maximales autorisées prédéfinies voir l'algorithme 1). Afin de diminuer le temps nécessaire à obtenir une convergence locale et pour nous permettre d'explorer plus de simplexes, nous avons adapté une méthodologie inspirée du tournage grossier et fin en machinerie. Lorsque nous voulons éliminer le plus rapidement possible un excédent de matière sur une pièce, nous augmentons la vitesse et ne nous concentrons pas sur la finition de l'ouvrage ; ensuite, lorsque nous sommes proches des dimensions désirées, la vitesse est diminuée et l'accent est mis sur la finition.

De la même manière, l'idée est d'initialiser des simplexes en multi-start et de réaliser une recherche grossière d'un optima local. Ensuite, nous collectons les optima locaux de tous les simplexes utilisés, puis implémentons des critères d'arrêt plus stricts sur quelques optima locaux sélectionnés leur permettant de converger vers un point stationnaire avec

une qualité plus fine. Fondamentalement, nous rejetons les optima locaux qui ne promettent pas une bonne évaluation, même après une recherche plus longue, réduisant ainsi considérablement le temps de mise en œuvre. Par ailleurs, comme nous avons déjà un sommet optimisé comme simplexe initial, nous pouvons construire le reste des sommets selon notre choix, contrôlant ainsi la taille du simplexe initial. L'une de ces implémentations est détaillée dans l'algorithme 5, où la condition d'incrémentation de l'itération est modifiée. La condition selon laquelle la nouvelle évaluation trouvée est meilleure que la précédente, est uniquement si elle dépasse l'évaluation précédente de 1%.

Algorithm 5: Implémentation des critères de recherche locaux grossiers et fins [92].

```
Result: Optimised point
input : Initial set of simplexes from the algorithm 2;
For coarse search;
max_iter = 3 n;
margin = 1.05 ... (suggesting 5% increment);
For fine search;
max_iter = 10 n;
   margin = 1;
max_evaluation = e_max;
stop = 0 ; while stop = 0 do
    Perform algorithm 2 except for last step of checking stop from algorithm 1;
    Perform algorithm 3 with finer intervals;
    if e_new > margin v then
        iter = 0
    else
        iter = iter + 1
    end
    if iter > max_iter then
        return stop = 1;
    if e_new >0.8 e_max then
        return stop = 1;
end
return v_best from the algorithm 2
```

5.3.9 Résumé de l'optimisation

Dans cette partie, nous avons présenté plusieurs fonctions objectif pouvant être utilisées pour obtenir un résultat optimisé. Différentes contraintes ont été discutées, comme

les limites articulaires passives, les collisions internes ou la condition de non-singularité. Nous avons également discuté de la méthodologie adéquate pour choisir la meilleure course d'actionneur pour maximiser l'espace de travail souhaité. Ensuite, plusieurs stratégies de récompenses ont été présentées, ainsi que leur pertinence selon les situations.

L'algorithme de Nelder-Mead a été détaillé pour mettre en lumière la nature géométrique de la recherche de l'espace d'optimisation et donc sa pertinence dans l'optimisation de la conception. Ensuite, pour différentes contraintes et stratégies de récompenses, des algorithmes ont été étudiés et programmés sous Matlab. Dans la dernière partie, nous avons présenté une nouvelle implémentation pour changer la nature de la recherche dans l'algorithme Nelder-Mead, dans l'objectif d'une recherche globale plus rapide et efficace de l'espace d'optimisation. La Figure 5.36 montre l'organigramme pour la méthodologie d'optimisation mise en œuvre. La figure illustre également les différents choix disponibles et les différentes décisions nécessaires pour une définition complète du problème d'optimisation. La Figure 5.37 montre le processus complet, avec les simplexes multi-start ainsi que l'ordre de la recherche grossière et de la recherche fine dans l'algorithme de Nelder-Mead en départ unique.

5.3.10 Résultats de l'optimisation

5.3.10.1 Comment interpréter les résultats

Lorsque le mécanisme a été configuré avec 13 paramètres pour le cas 2U$\underline{\text{P}}$S-U, le tableau suivant a été utilisé pour définir un point dans l'espace d'optimisation correspondant, $\mathcal{O}$, et correspond au mécanisme illustré sur la Figure 5.38.

$$[a_1, \phi_1, h_1, b_1, \psi_1, h_3, a_2, \phi_2, h_2, b_2, \psi_2, h_4, t]$$

Les limites de ces paramètres sont :
$a_1, a_2 \in [0.25, 1.5]$, $\phi_1, \phi_2, \psi_1, \psi_2 \in [-100°, 100°]$, $b_1, b_2 \in [0.25, 2]$, $h_1, h_4 \in [-0.1, 0.1]$ et $h_2, h_3 \in [-0.5, 0.5]$.

Le point optimisé était représenté avec un diagramme schématique. La ligne rouge en pointillés correspond à l'actionneur de la première jambe, tandis que la ligne noire en pointillés correspond à l'actionneur de la deuxième jambe. Tous les schémas sont affichés dans la position par défaut de $\alpha = 0$ et $\beta = 0$. Un exemple de code de tracé avec des paramètres $[1, -1, 0, 1, -0.8, 0.5, 0.9, 0.2, 0.5, 1, 1, -0.2, 3.5]$ est représenté sur la Figure 5.39.

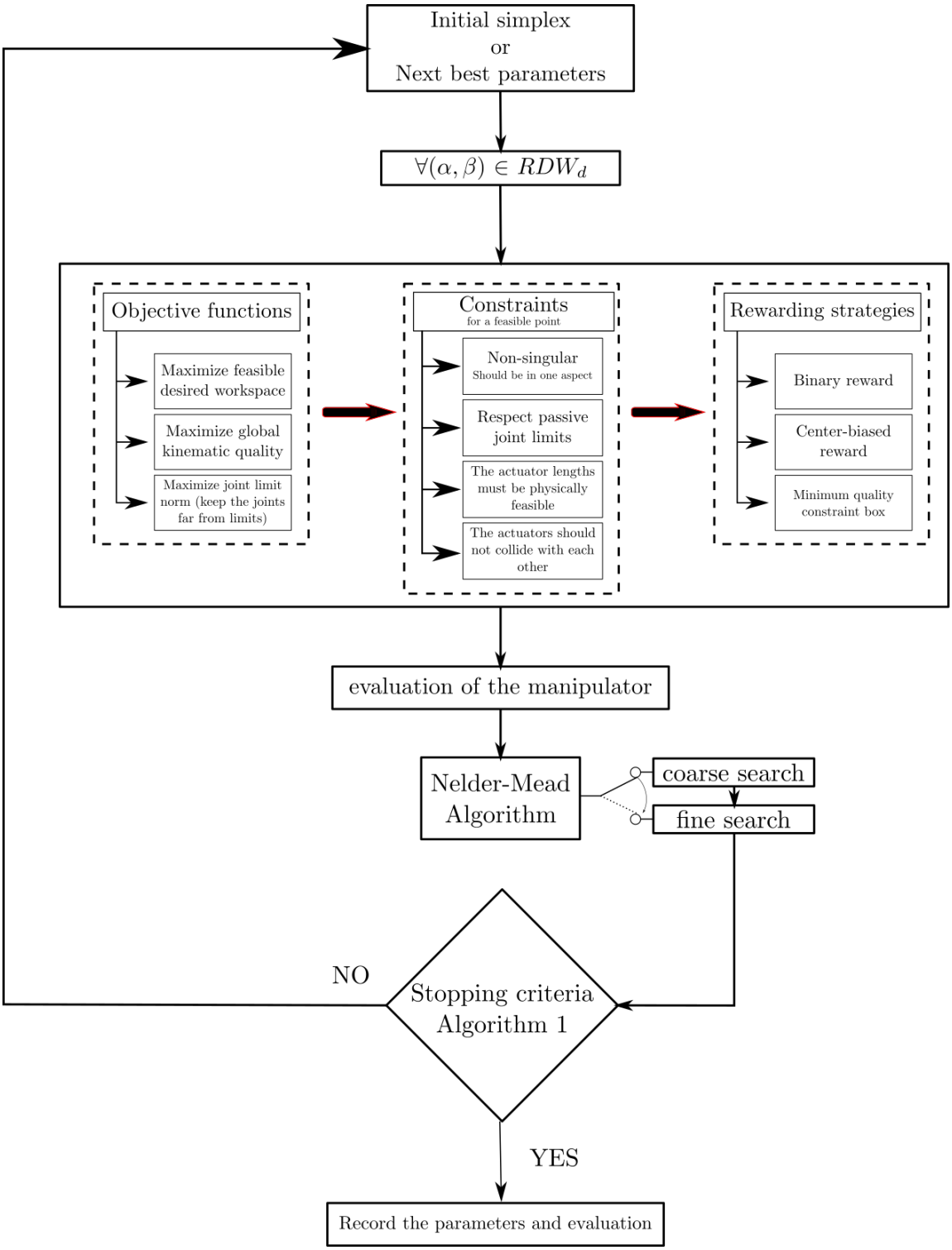


FIGURE 5.36 – Organigramme pour un démarrage unique de la méthodologie d'optimisation.

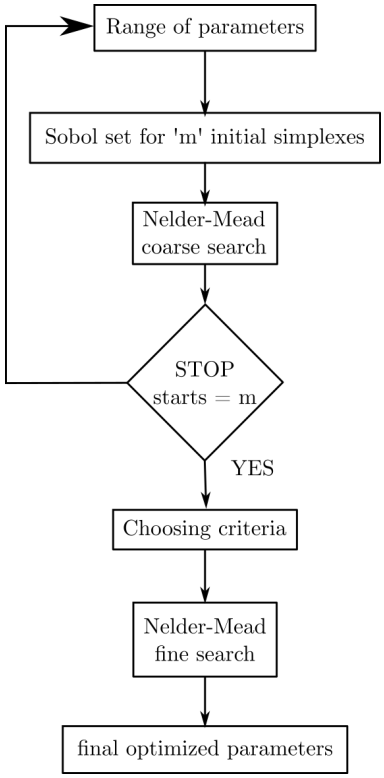


FIGURE 5.37 – Flowchart pour la méthodologie d'optimisation complète.

L'évaluation de ces paramètres est réalisée en vérifiant les contraintes implémentées dans le problème d'optimisation. L'espace opérationnel est visualisé pour comprendre les zones où les contraintes sont violées. Avec les violations de contraintes, il est également utile de visualiser la performance locale du mécanisme. Cela nous permet de comprendre graphiquement la qualité de comportement du mécanisme dans l'espace de travail souhaité. Pour ces raisons, nous visualisons la performance locale grâce à une carte de chaleur *(heat map)* où la valeur minimale (la plus sombre) correspond aux régions de singularité, tandis que les régions les plus claires correspondent à une configuration isotrope.

5.3.10.2 Différentes fonctions objectif

Les deux fonctions objectif utilisées sont le nombre de conditionnement global et la norme des limites articulaires. Jusqu'à présent, seule une optimisation mono objectif a été réalisée, et les deux fonctions objectif ont été implémentées individuellement. La Figure 5.41 est le résultat de la maximisation du nombre de conditionnement et de la maximisation de l'espace de travail souhaité. Le cadre noir de ± 1 radian est la limite de

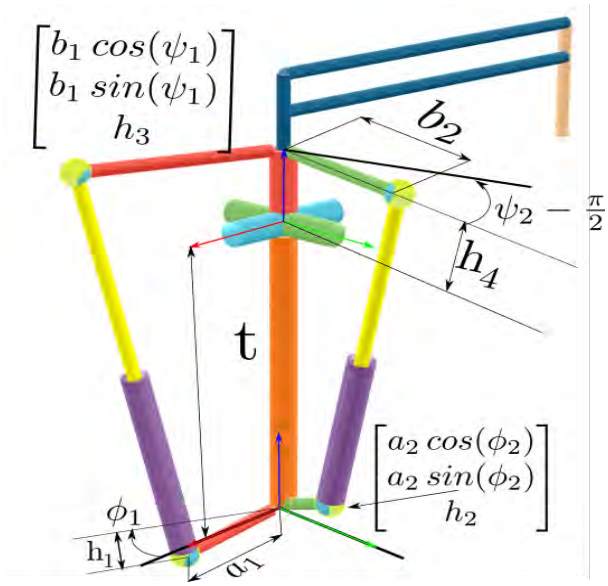


FIGURE 5.38 – Paramètres à optimiser du mécanisme 2UPS-U.

l'espace de travail souhaité. Si l'on maximise la norme des limites articulaires passives, il est intéressant de noter que le conditionnement est très mauvais, suggérant que la norme des limites articulaires et l'indice de performance cinématique sont des fonctions objectif contradictoires. En effet, dans ce cas, même s'il dispose d'un grand espace de travail souhaité, le mécanisme fonctionne mal d'un point de vue cinématique.

5.3.10.3 Effet du changement de contraintes

5.3.10.3.a Meilleure gamme d'actionneurs

La méthode utilisée avec l'algorithme de Nelder-Mead nous permet de calculer la meilleure gamme d'actionneurs pour maximiser l'espace de travail souhaité. Pour l'illustrer, nous lançons deux instances de l'algorithme avec un simplexe initial identique. Les résultats obtenus en utilisant la plus grande puis la meilleure gamme d'actionneurs sont représentés sur les Figures 5.42 et 5.43.

Pour l'exemple de la Figure 5.42, nous avons mis en place une contrainte telle que la plus grande plage d'actionneurs possible soit choisie pour l'évaluation. La Figure 5.43 montre les résultats lorsque la plage d'actionneurs optimisée est choisie pour l'évaluation. Cet exemple met en évidence le fait que la plus grande plage d'actionneurs n'est pas toujours la meilleure plage d'actionneurs. Les deux méthodes d'optimisation ayant été initiées avec des simplexes identiques, nous pouvons également conclure que la manière

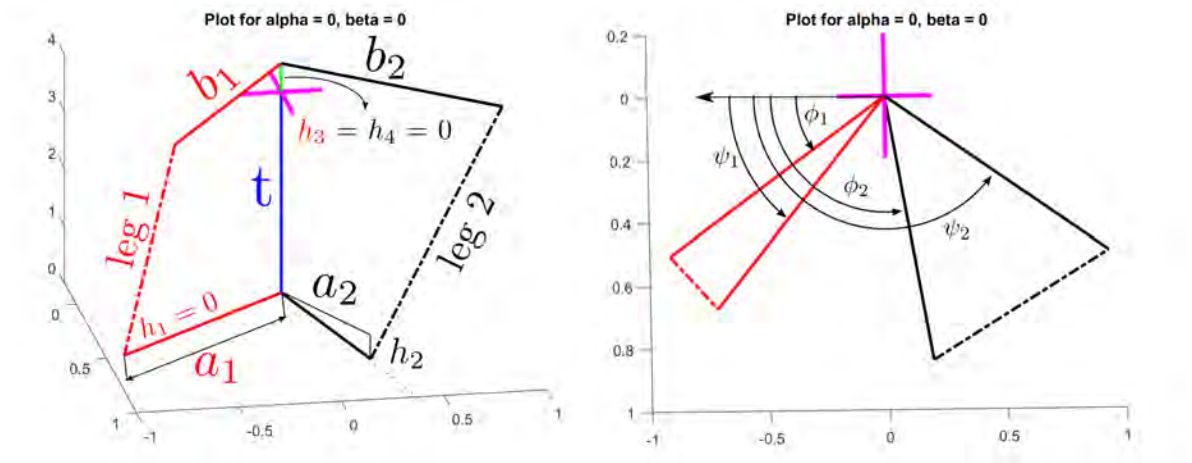


FIGURE 5.39 – Exemple de diagramme schématique du mécanisme 2UPS-U.

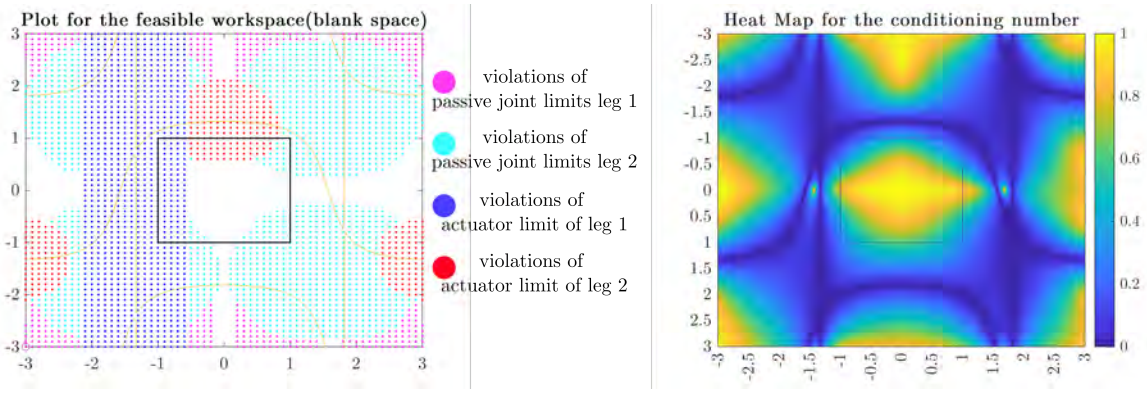


FIGURE 5.40 – Exemple de l'espace opérationnel avec violation de contraintes (à gauche) et heat map pour l'index de performance (à droite).

dont les contraintes sont mises en œuvre a un impact important sur les résultats obtenus.

5.3.10.3.b Contraintes de collision

Une autre contrainte importante à prendre en compte est la contrainte de collision. Lors de la mise en oeuvre d'une conception censée être valide selon l'intuition humaine, nous avons trouvé des limites articulaires respectées pour un large espace de travail et une bonne performance cinématique globale ; pourtant, l'algorithme ne proposait jamais de solution vers la zone attendue. Avec une intervention manuelle et en forçant l'algorithme à se rapprocher de la zone, il a été observé que les actionneurs entraient en collision dans une petite zone de l'espace de travail souhaité. Pour résoudre ce problème, une forme conique a été implémentée, comme indiqué dans la section 5.3.6.3. Cela a beaucoup amélioré

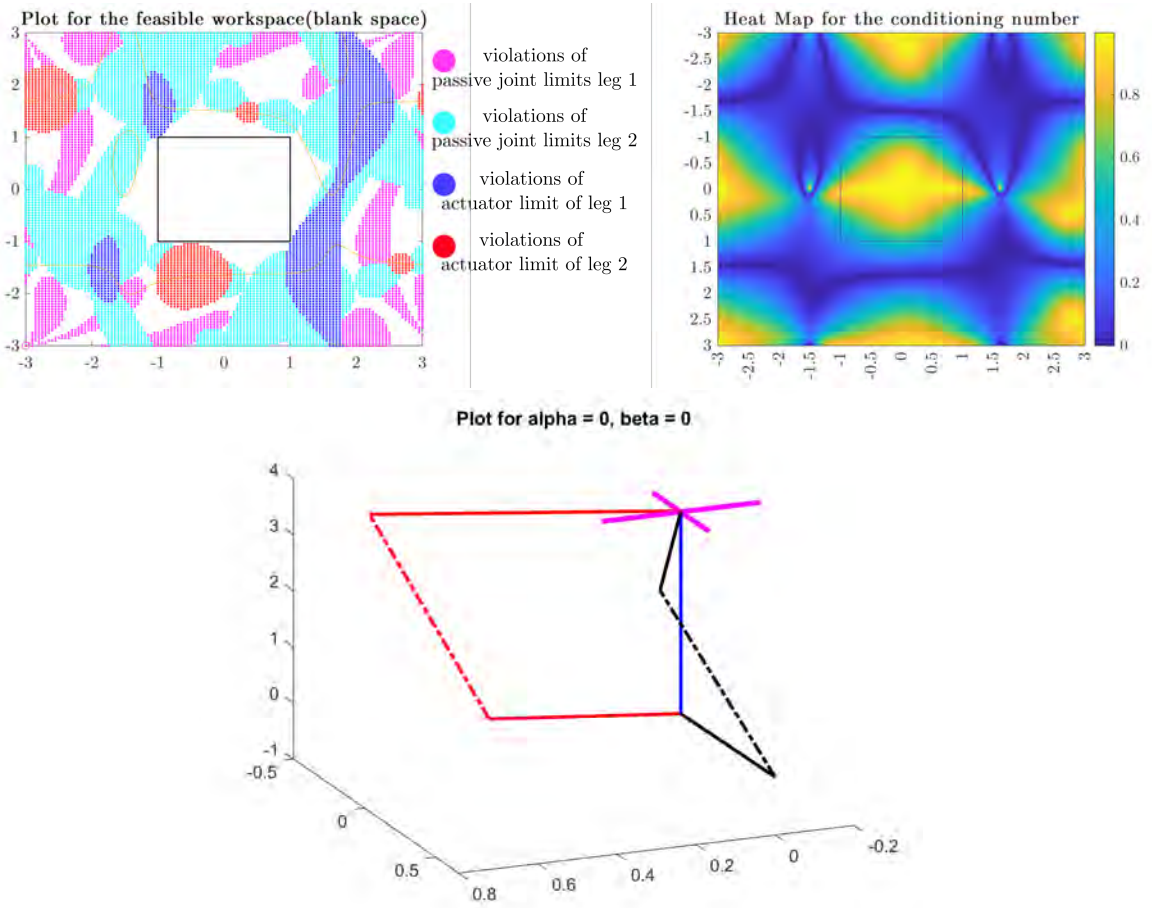


FIGURE 5.41 – Résultats pour l'un des meilleurs optima locaux acquis tout en maximisant le conditionnement global. Paramètres $= [0.458, -0.443, -0.084, 0.742, -0.409, 0.018, 0.631, 1.588, -0.030, 0.724, 1.157, 0.012, 3.6]$, gamme d'actionneurs $= [2.986, 4.355]$

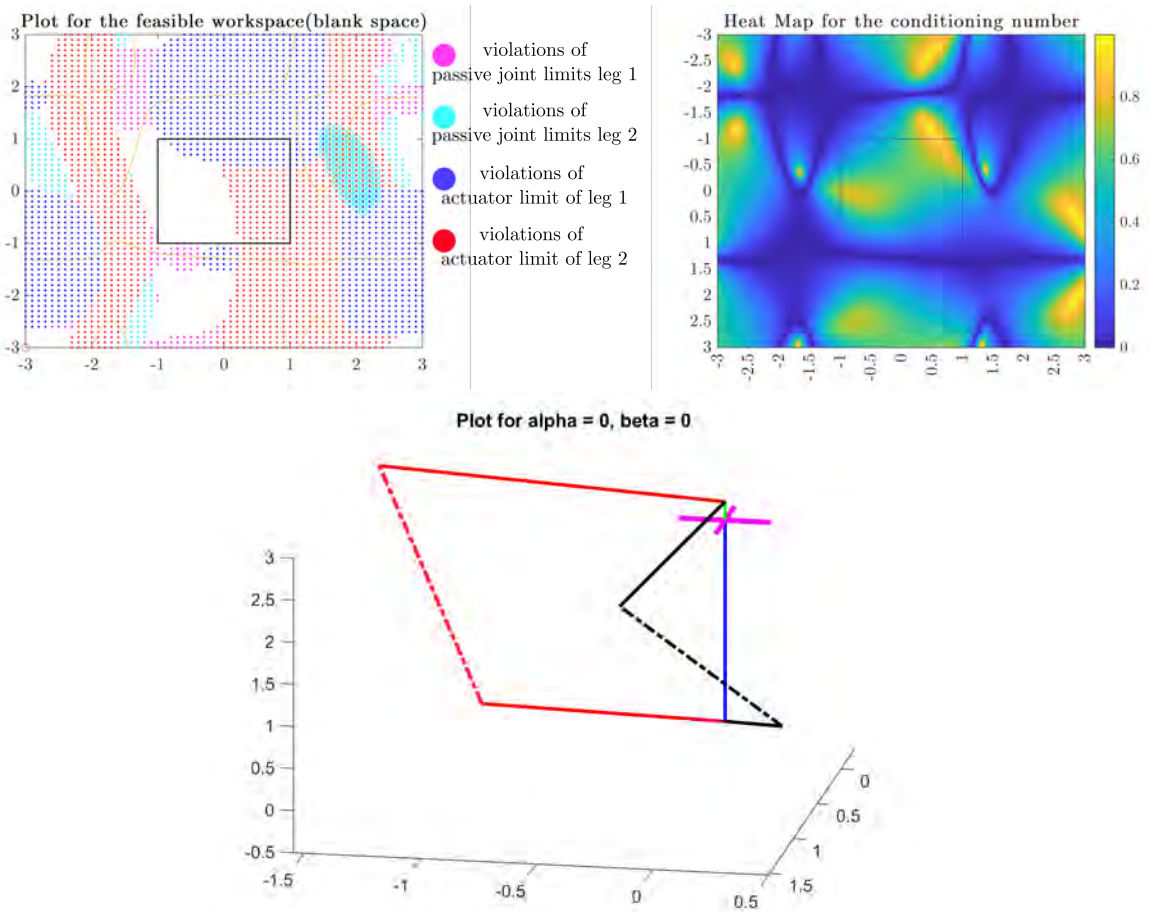


FIGURE 5.42 – Résultats pour la plus grande gamme d'actionneurs implémentée.
Paramètres =
$[1.056, -1.611, 0.036, 1.568, -1.745, 0.219, 0.25, 1.502, -0.011, 1.531, -0.092, 0.220, 2.39]$,
gamme d'actionneurs = $[2.585, 3.877]$

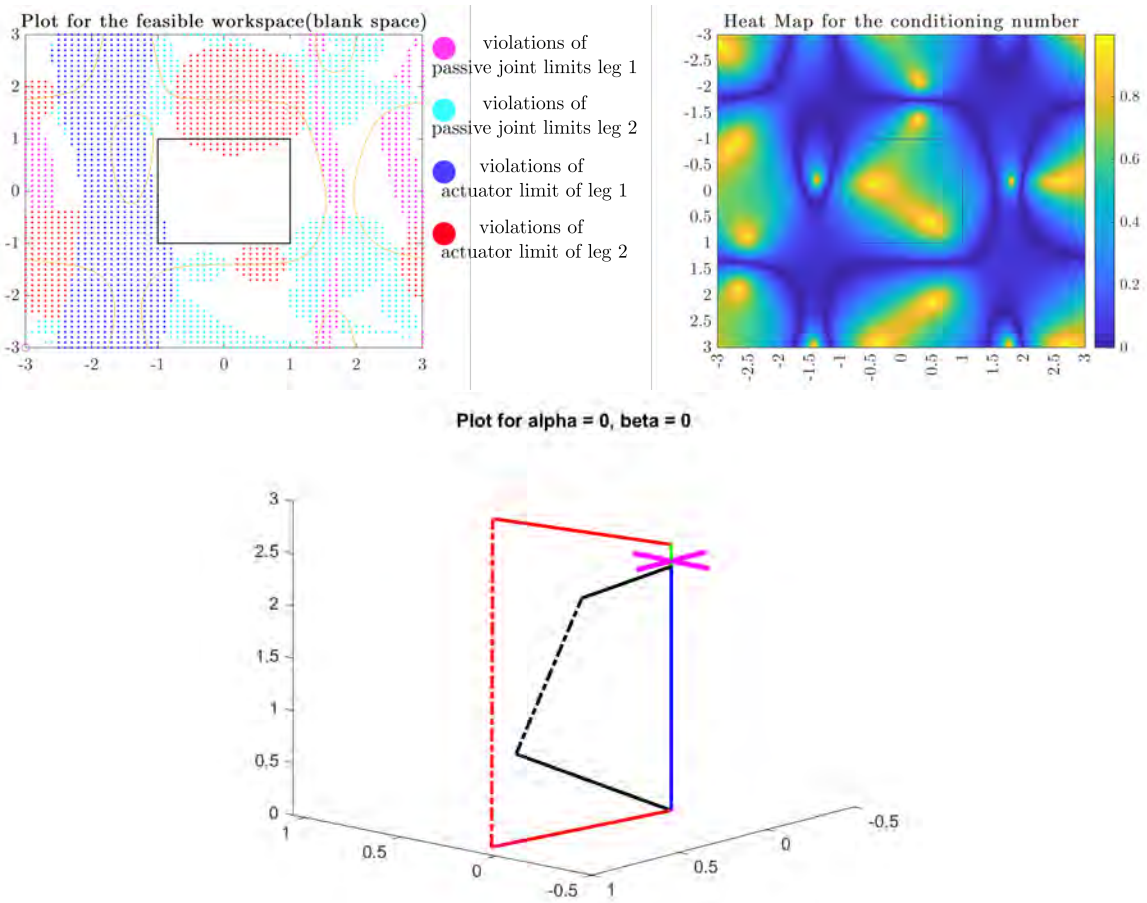


FIGURE 5.43 – Résultats pour la meilleure gamme d'actionneurs implémentée.
Paramètres =
$[0.994, 1.541, 0.072, 0.829, 0.151, 0.156, 1.096, -0.251, 0.031, 0.624, 1.725, -0.053, 2.384]$,
gamme d'actionneurs = $[2.209, 3.313]$

le résultat, corrigeant de nombreux cas invalides. Cet exemple montre également que l'efficacité de l'algorithme dépend fortement de la modélisation des contraintes ainsi que des stratégies de récompense.

5.3.10.4 Effet du paramétrage

Le mécanisme peut être paramétré avec 13 variables, ou l'intuition humaine peut être utilisée initialement pour réduire la dimension à optimiser. Les résultats suivants expliquent à quel point l'intuition humaine est proche du résultat optimisé pour certaines stratégies de récompense. Lorsque nous optimisions le mécanisme en récompensant la performance du mécanisme inversement proportionnelle à la distance du point (α, β) de (0, 0), le paramétrage général conduit à un résultat optimisé avec des paramètres très proches des 4 paramétrages choisis par l'homme.

Les résultats optimisés avec les 4 paramètres sont :

$$[0.357, 0, 0, 0.438, 0, 0.105, 0.357, 1.57, 0, 0.438, 1.57, 0.1, 3.72]$$

avec une plage d'actionneurs de $[3.411, 4.154]$. Les résultats optimisés avec les 13 paramètres sont :

$$[0.458, -0.443, -0.084, 0.742, -0.409, 0.018, 0.631, 1.588, -0.03, 0.724, 1.157, 0.012, 3.6]$$

avec une plage d'actionneurs de $[2.986, 4.358]$

5.3.10.5 Temps de calcul

Pour comprendre l'importance de réduire la dimension d'optimisation ainsi que l'effet des différentes contraintes sur le temps de calcul, le tableau 5.2 présente le nombre d'itérations et le temps pour chaque itération en optimisant avec 4 paramètres et 13 paramètres. De plus, comme la discrétisation et les critères de recherche sont plus stricts dans la recherche fine, ces recherches plus fines sont très coûteuses en calcul. Ceci corrobore notre proposition d'une recherche grossière nous permettant de choisir quelques simplexes valides afin d'initier une recherche beaucoup plus approfondie d'un meilleur point optimal.

Ces résultats ont calculé sur un ordinateur portable possédant un processeur i5-6200 avec 8 Gb de mémoire sous Matlab 2020.

Paramètres	Type de recherche	Itérations (min-max)	Temps moyen (sec/iteration)
4-paramètres	grossière	12 - 42	64
4-paramètres	fine	25-98	84
13-paramètres	grossière	34-138	286
13-paramètres	fine	58-152	410

TABLE 5.2 – Temps de calcul, suivant le nombre de paramètres et le type de recherche.

5.3.10.6 Résultats de l'optimisation de la variation 2U$\underline{\text{P}}$S-U

Dans la variation de l'architecture 2U$\underline{\text{P}}$S-U, le cardan de la troisième jambe définit les deux axes de rotation ainsi que le centre de rotation, qui peut être déporté par le parallélogramme, comme le montre la Figure 5.38. Comme vu précédemment, ce mécanisme peut être paramétré selon 13 paramètres à optimiser, résumées dans le tableau 5.3.

Nous présentons ici les résultats obtenus en optimisant le nombre de conditionnement global et en récompensant un point valide dans l'espace de travail comme 1 et 0. Le temps nécessaire pour évaluer une instance, c'est-à-dire un ensemble donné de paramètres, a été enregistré en même temps que le temps moyen pour un seul départ, c'est-à-dire l'opération complète jusqu'à ce que l'algorithme s'arrête pour renvoyer les paramètres optimisés localement. Il a ensuite été analysé pour noter l'impact des différents choix d'objectifs sur le temps total d'optimisation. Les résultats sont présentés dans le tableau 5.4 et le temps de calcul est enregistré sur le même système et ne doit être utilisé qu'à des fins de comparaison. La Figure 5.44 présente le tracé schématique pour le mécanisme optimisé pour un indice de performance global maximal, accompagné de la heatmap pour l'évaluation de cet indice avec les paramètres optimisés. De la même manière, la Figure 5.45 illustre le schéma et la heatmap de la performance reliée au facteur d'amplification de vitesse pour les paramètres optimisés correspondants. Il est intéressant de constater à partir des schémas présents sur les deux figures que les paramètres optimisés tendent vers une architecture telle que les jambes actionnées soient écartés de $\frac{\pi}{2}$ radians, et alignés le long des axes du cardan de la troisième jambe. Cette observation suggère également que nous pouvons utiliser l'intuition et l'expérience humaines pour réduire la dimension de l'espace d'optimisation.

Paramètres	Valeurs	Paramètres	Valeurs
Dimension d'optimisation	13	Amplitude de a_i	[0.25, 1.5]
Amplitude de b_i	[0.25, 2]	Amplitude de ϕ_i and ψ_i	[-1.745, 1.745]
Amplitude de h_i	[-0.1, 0.1]	Amplitude de t	[1, 4]
Nombre de départs	200	Nombre d'itérations	10 and 20
Fonctions objectif	Espace de travail, Indice de performance global, Facteur amplification de vitesse	Plage d'amplification de vitesse	[0.3, 3]
Amplitude de b_i	[0.25, 2]	Amplitude de ϕ_i et ψ_i	[-1.745, 1.745]
Espace de travail (en roulis et en tangage)	cercle de rayon 1	rapport de course	1.5
Limites sur les rotules	$\pm\pi/6 radians$	Contraintes de collision	pris en considération

TABLE 5.3 – Les paramètres définis pour l'optimisation de la variation 2U<u>P</u>S-U du mécanisme.

Paramètres	Indice de performance global	Facteur d'amplification de vitesse
Temps pour 1 évaluation grossière	14 seconds	18.3 seconds
Temps pour un démarrage grossier	291 seconds	347.5 seconds
Temps pour une évaluation fine	50.5 seconds	51 seconds
Temps pour un démarrage fin	1072 seconds	1077 seconds
Meilleur point $[a_1, \phi_1, h_1, b_1, \psi_1, h_2, a_2, \phi_2, h_3, b_2, \psi_2, h_4, t]$ (voir Figure 5.38)	[1.13, -1.02, -0.06, 1.47, -1.01, -0.05, 0.72, 0.44, -0.02, 1.52, 0.54, 0.02, 3.04]	[0.68, -0.25, 0.08, 1.03, 0.1, 0.04, 0.25, -1, 0.01, 1.1, -1.45, 0.17, 2.4]
Meilleure gamme d'actionneurs	[2.54, 3.8]	[2, 3]

TABLE 5.4 – Résultats de l'optimisation pour la variation 2U<u>P</u>S-U du mécanisme.

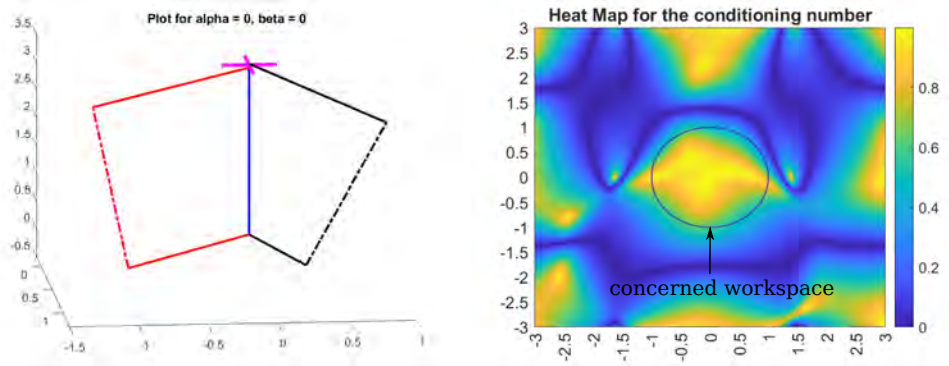


FIGURE 5.44 – Tracé schématique pour le mécanisme optimisé pour l'indice de performance global, et heatmap de l'évaluation.

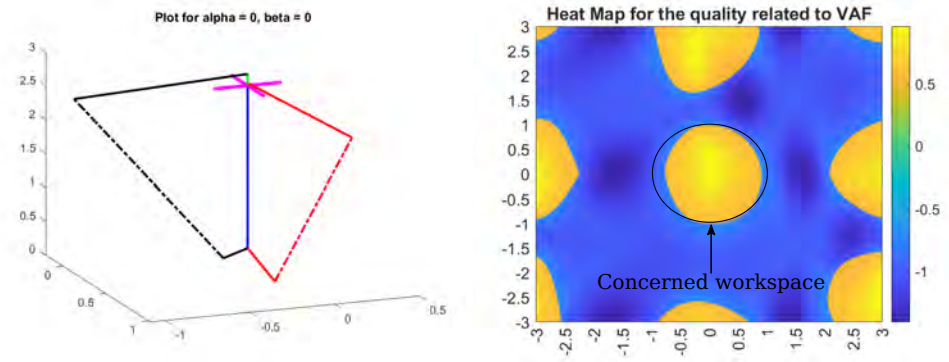


FIGURE 5.45 – Tracé schématique pour le mécanisme optimisé pour le facteur d'amplification de vitesse, et heatmap de l'évaluation.

5.4 Stratégie de commande par la vision

Le contrôle du robot par suivi d'image est un élément important, car il permettrait au porte endoscope de suivre un outil du chirurgien, et libérerait celui-ci de la contrainte de la commande par joystick.

Dès l'analyse fonctionnelle 4.3, nous avons identifié cet axe de travail, pour développer ce mode de contrôle pour le robot. La possibilité de libérer les mains du chirurgien grâce à ce type de suivi est également un point d'attente fort exprimé par les chirurgiens lors de l'étude de marché 4.6.

Ce travail a été réalisé avec Aurèle DALIBOT et André D'ELBREIL, étudiants à Centrale Nantes, de septembre à décembre 2019, puis Thomas GREBAUT, étudiant à l'ESEO, de septembre à novembre 2020.

5.4.1 Découpage des fonctionnalités du programme

Dans un premier temps, nous avons étudié les étapes à suivre pour permettre le suivi de l'outil. Nous avons alors défini un cycle de fonctionnement basique, représenté sur la Figure 5.46 :

- calibrage du suivi de l'outil au démarrage,
- traitement de la vidéo : maskage,
- tracking de l'outil,
- recentrage de la caméra,
- détection de la perte du tracking,
- arrêt du tracking.

5.4.2 Tracking de l'instrument

Pour pouvoir effectuer au mieux le tracking de l'objet, nous avons choisi d'effectuer un traitement de la source vidéo. Par exemple, si l'outil choisi est la canule d'aspiration métallique, il semble judicieux d'utiliser un masquage pour faire ressortir la couleur grise de l'instrument du fond de la vidéo, majoritairement rouge (tissus, sang, ...). Nous avons choisi la fonction mask de la librairie OpenCV, qui va isoler une teinte de couleur en se basant sur un modèle TSV (Teinte Saturation Valeur, HSV en anglais) des couleurs.

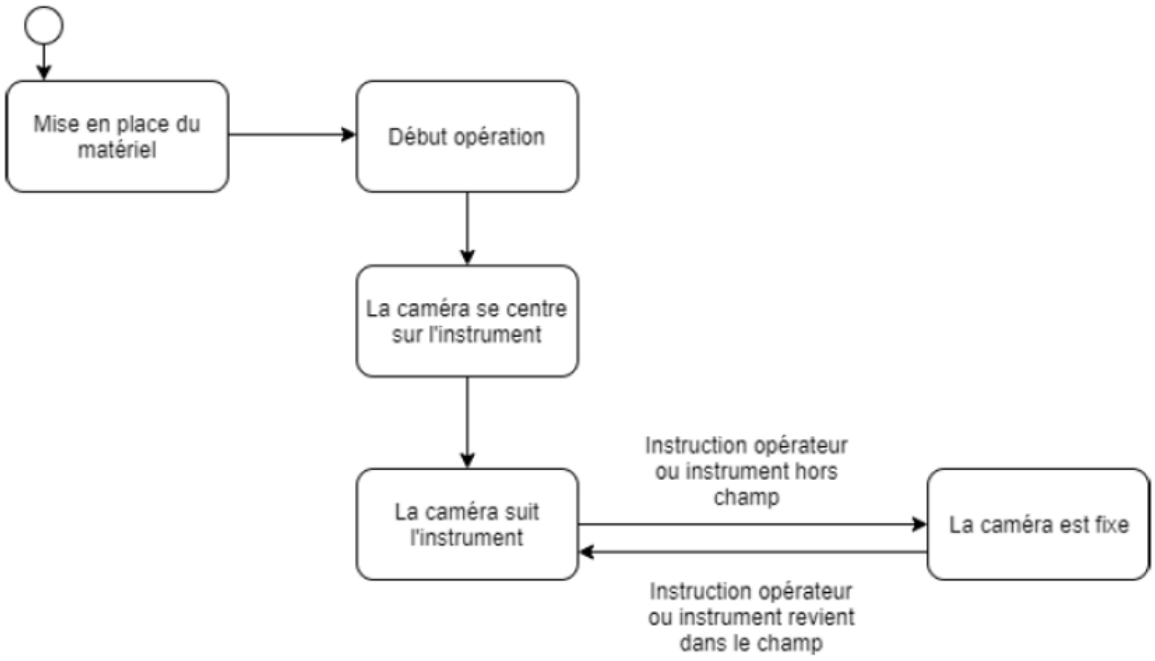


FIGURE 5.46 – Cycle de fonctionnement du programme de suivi d'image.

Il existe cependant un problème : l'outil est en métal et reflète les parois environnantes. Il prend donc parfois la même couleur que l'environnement. Cela, en addition d'une potentielle mauvaise qualité de vidéo, nous amène à un tracking peu robuste. Nous risquons dans certains cas de perdre la position de l'outil.

Nous avons donc eu l'idée d'ajouter une couleur sur l'outil qui ne soit pas présente dans le reste de l'image. Nous avons initialement choisi la teinte bleue d'une bande collante usuellement présente dans les blocs opératoires. En effet, le bleu n'est pas une couleur présente en anatomie, ce qui limite le risque de fausse reconnaissance lors de l'utilisation du logiciel. Le masquage sera donc concentré sur la couleur du strap du bout de l'outil et permettra de le faire ressortir aisément et de limiter les pertes de tracking (Figure 5.47).

Cependant, la réflexion de la lumière sur la bande collante bleue lui donnait, dans certaines circonstances, une couleur plutôt blanche, ce qui rendait l'algorithme inefficace.

Nous avons alors choisi d'utiliser un scotch bicolore pour augmenter la robustesse du suivi. Les couleurs choisies étaient le jaune et le vert, deux autres couleurs bien différentes de la couleur rosée souvent visualisée lors d'une intervention endoscopique. Cependant, un autre choix de couleurs est bien sûr possible, et le programme est adapté pour convenir à différentes combinaisons de couleurs. La démonstration porte sur l'intérêt de combiner

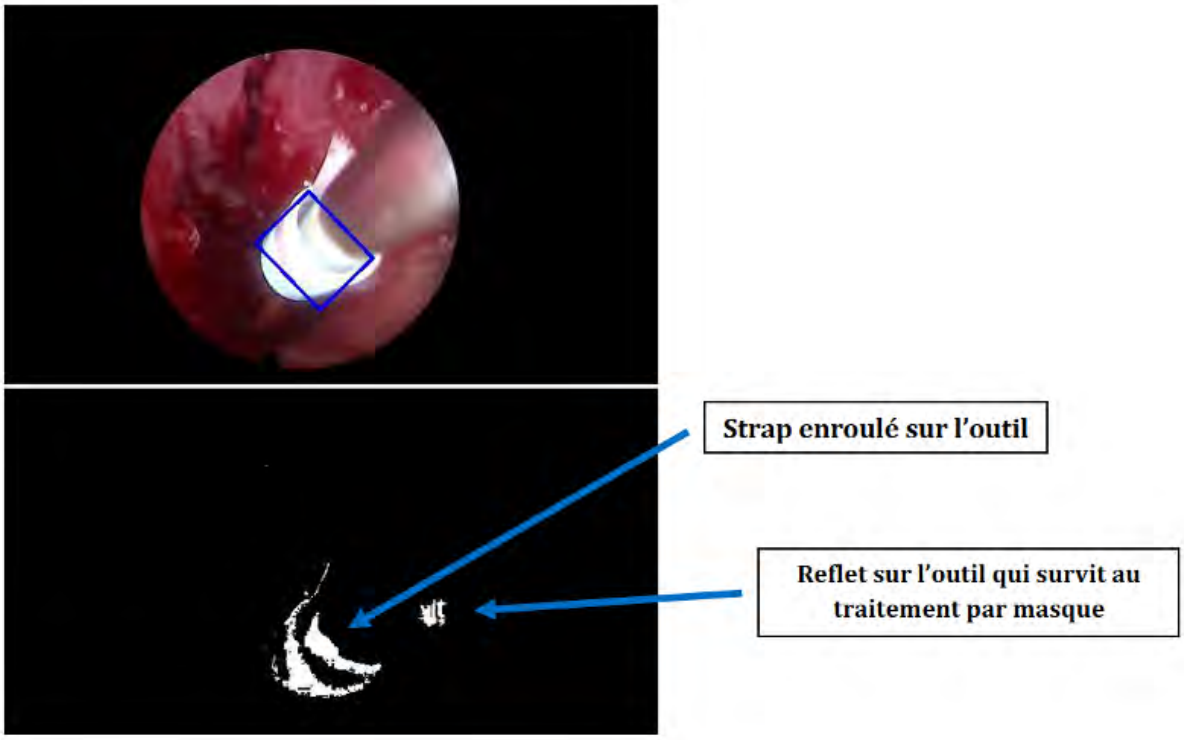


FIGURE 5.47 – Image per opératoire d'une canule d'aspiration avec strap, sous endoscopie, sans masquage (en haut) puis avec masquage (en bas).

deux couleurs pour augmenter la fiabilité du suivi.

Une fois les couleurs choisies, elles sont converties en teintes HSV. La conversion des couleurs en cette teinte permet de séparer une couleur en trois parties : la teinte, la saturation et la luminosité (en comparaison, le modèle de teinte RGB sépare une couleur en 3 composantes, le rouge, le vert et le bleu). Contrairement aux modèle RGB où chaque composante est échelonnée sur 256 bits (255-0-0 pour le rouge par exemple, ou encore 255-255-255 pour le blanc), la teinte HSV se décompose comme suit : 0-179 pour la teinte, 0-255 pour la saturation et 0-255 pour la luminosité. En effet, la saturation et la luminosité sont traduites par un pourcentage tandis que la teinte est trouvée à partir d'un disque chromatique. Après conversion en HSV, un intervalle de confiance est déterminé, avec les valeurs HSV minimales (vert/jaune clair très lumineux et peu saturé) et maximales (vert/jaune foncé très sombre et saturé), pour que l'algorithme identifie correctement les teintes quelque soient les variations de luminosité. Pour rendre l'interface simple pour l'utilisateur, nous avons étudié un système de détection de la couleur à une localisation particulière dans l'image. Pour cela, nous avons créé une fonction "appareil

photo", permettant de prendre une photo de l'outil en ayant une région précise de l'image à analyser afin de récupérer la couleur majoritaire sur cette image. Lors du lancement du programme, l'utilisateur est invité à placer la première couleur de son scotch dans le carré vert. Le programme prend alors une photo, isole la région du carré vert et fait la moyenne des pixels dans cette zone. Il compare ensuite cette valeur à une liste d'intervalles définis au préalable pour savoir quelle est la première couleur du scotch. Ensuite, le programme refait ces mêmes étapes pour la seconde couleur, puis commence le suivi avec comme paramètres les deux couleurs détectées. Si la détection des deux couleurs venait à échouer, l'utilisateur redémarre le programme en pressant une touche. Sinon, aucune intervention de l'opérateur n'est nécessaire.

Une fois ces teintes établies l'image est convertie en couleurs HSV, puis un mask de l'image est créé, c'est-à-dire une image binaire où seuls les pixels porteurs de la couleur de l'intervalle sont blancs, et tout le reste est noir (Figure 5.48).

Afin d'éliminer tout bruit qui pourrait venir perturber le suivi, nous avons souhaité appliquer un filtre au mask. Une première possibilité était le filtre de Kalman, utilisant une série de mesures bruitées afin d'estimer les mesures à venir. Mais pour extraire une estimation des mesures bruitées, il faut établir un modèle de ces mesures ; dans notre cas, la modélisation de la position de l'objet n'était pas concevable, car les mouvements du chirurgien lors d'une opération sont à vitesse trop aléatoire. Une seconde possibilité était l'utilisation d'un filtre médian. Ce filtre parcourt chaque élément de l'image et remplace chaque pixel par le médian de ses pixels voisins. Ce procédé permet le lissage de l'image et l'élimination du bruit (Figure 5.49).

Après ces premières étapes de détection de couleurs et de mask, les algorithmes de suivi d'image peuvent alors être utilisés.

5.4.3 Suivi de l'outil en cours de mouvement

Nous avons évoqué deux possibilités d'algorithmes de suivi d'image : le Mean Shift et le CamShift.

La fonction Mean Shift, fournie par la librairie OpenCV, permet de suivre le déplacement de l'objet uniquement dans un rectangle de taille fixe. Il peut trouver un objet dans une image à partir d'une couleur donnée, en prenant un ensemble de points dans une certaine zone (par exemple un cercle) et en déplaçant le centre de ce cercle vers la région du cercle où la densité de pixels de la couleur donnée est la plus grande. Ensuite, on réitère l'expérience jusqu'à trouver la zone où la densité de pixels est maximale. Par exemple,

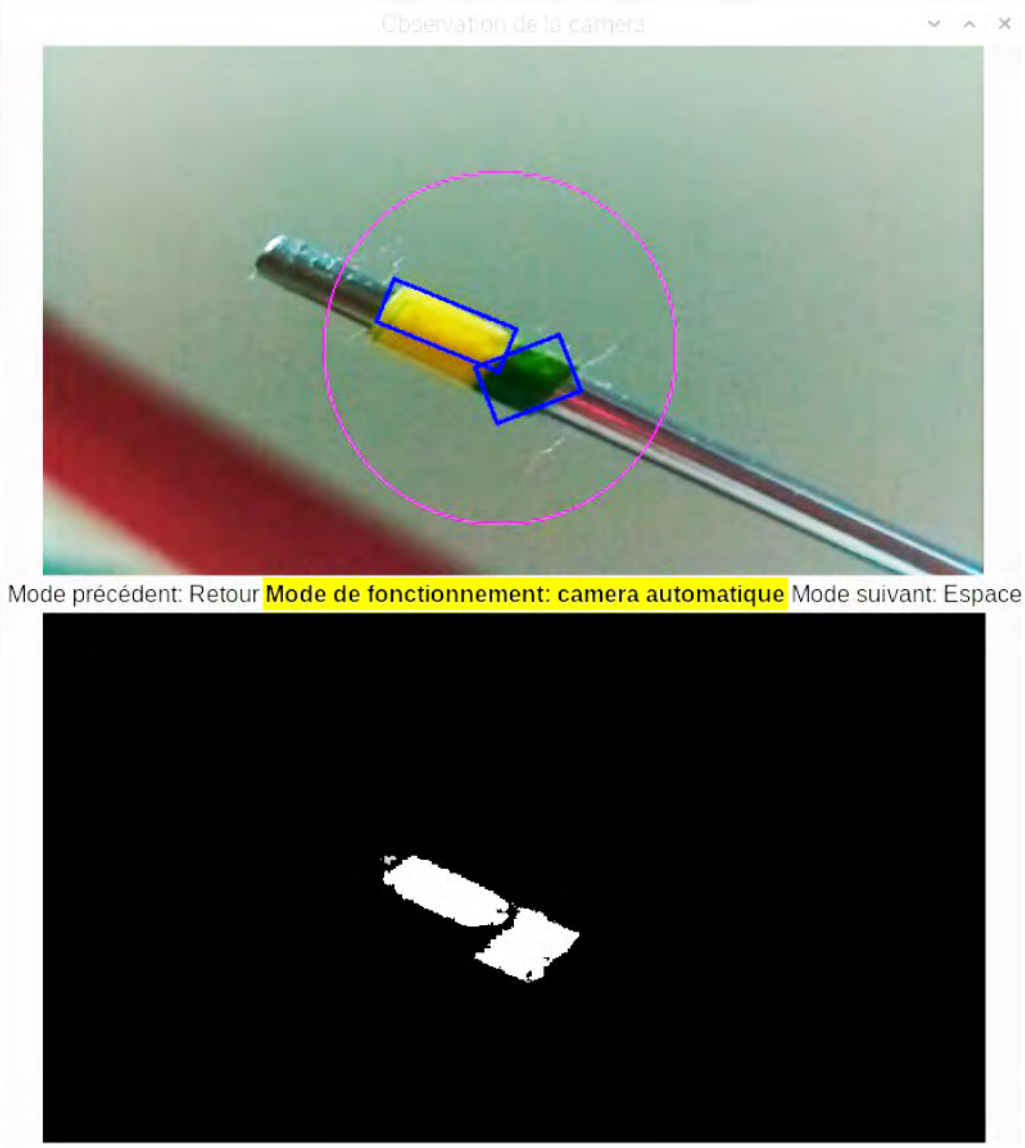


FIGURE 5.48 – Interface de suivi avec les deux masks pour chaque couleur.

FIGURE 5.49 – Comparaison du mask sans (à gauche) et avec le filtre médian (à droite).

dans la Figure 5.50, on prend un cercle $C1$ de centre $C1_o$ dans lequel on recherche le maximum de pixels rouges. On déplace le centre du cercle $C1$ vers l'isobarycentre des pixels rouges de $C1$. Le nouveau centre de $C1$ est maintenant $C1_r$. On répète cette opération jusqu'à trouver l'endroit où la densité de pixels rouges dans le cercle est maximale. Cet évènement est atteint avec le cercle $C2$.

Cependant, puisqu'il suit un objet dans un rectangle fixe uniquement, ce tracking est très peu précis lorsque l'objet se rapproche ou s'éloigne de l'objectif (Figure 5.51).

L'algorithme du CamShift (Continuously Adaptive Mean Shift), encapsule celui du Mean-Shift dans une boucle faisant varier la taille de la fenêtre jusqu'à convergence. À chaque itération, le Mean Shift est appliqué avec une fenêtre de taille donnée. Ainsi l'algorithme du CamShift permet de faire varier la taille du rectangle de tracking au cours du temps. Si l'objet se rapproche de l'objectif, le rectangle va s'agrandir et s'il s'éloigne sa taille va diminuer (Figure 5.51). Le suivi est alors beaucoup plus fin et on peut savoir précisément où est le bout de l'outil.

Des tests de suivis ont été réalisés sur des vidéos d'explorations endoscopiques de fosses nasales (https: //youtu.be/XIsDSWH9fsA) et de conduit auditif externe (https: //youtu.be/Tfrb6Z0Y73k). Le suivi était fonctionnel lors de ces tests, y compris lorsqu'une des deux couleurs disparaissait. Un essai a également été réalisé en contexte chirurgical avec présence de sang (https: //youtu.be/s9XzBQ0NGdI) ; cependant, il faut noter qu'il ne s'agissait que d'une phase d'observation lors d'une chirurgie, et que des essais plus approfondis en conditions réelles demeurent indispensables.

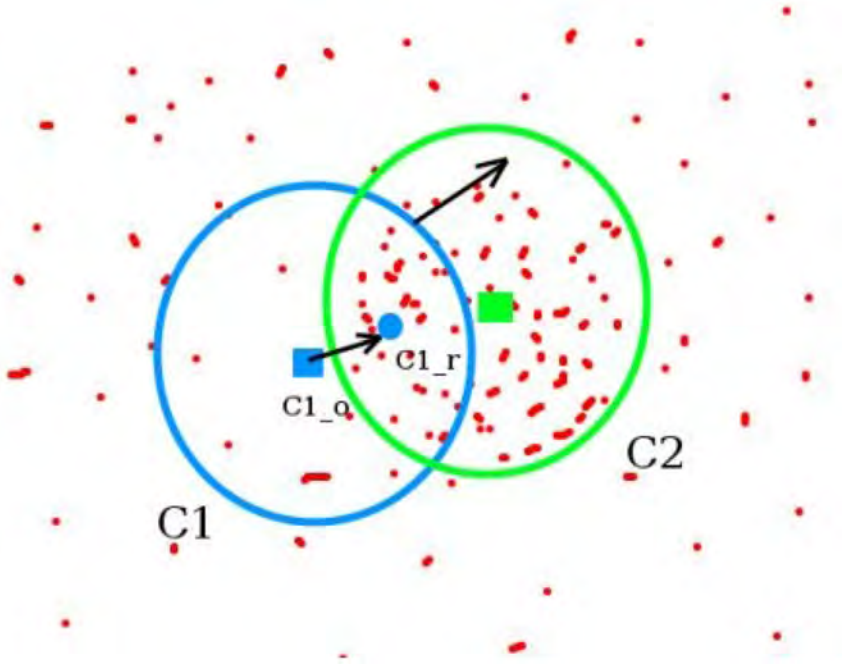


FIGURE 5.50 – Illustration du fonctionnement de l'algorithme du Mean Shift. *Source : OpenCV.*

5.4.4 Recentrage de la caméra sur l'outil

Nous nous sommes posé la question sur le choix d'un mouvement continu de l'endoscope, ou d'un recadrage lors que l'outil sort d'une zone prédéfinie. Il nous est apparu non nécessaire, voire gênant, que le robot soit toujours en mouvement, en miroir des mouvements de l'outil. En effet, en observant la gestuelle du chirurgien lors d'une intervention sous endoscopie, nous avons constaté que l'endoscope bouge moins que l'outil, et se fixe sur certaines positions, souvent pour avoir un champ de vision large sur a zone opérée.

Nous avons donc choisi de créer un cadre factice, un peu moins grand que la taille de l'image, qui représente la zone de travail du chirurgien. Tant que le barycentre de l'outil est dans ce cadre, il n'est pas nécessaire de déplacer la caméra. Cependant si le barycentre de l'outil dépasse un bord du cadre, il est nécessaire de déplacer la caméra (Figure 5.52). Suivant les coordonnées du barycentre que nous récupérons il est aisé de choisir dans quelle direction déplacer la caméra car nous savons exactement quelle frontière il a franchi.

Lorsque l'outil sort de la zone prédéfinie, la caméra se déplace de sorte à ce que l'outil reste sur la frontière. Par exemple si jamais l'outil va dépasser la frontière droite de

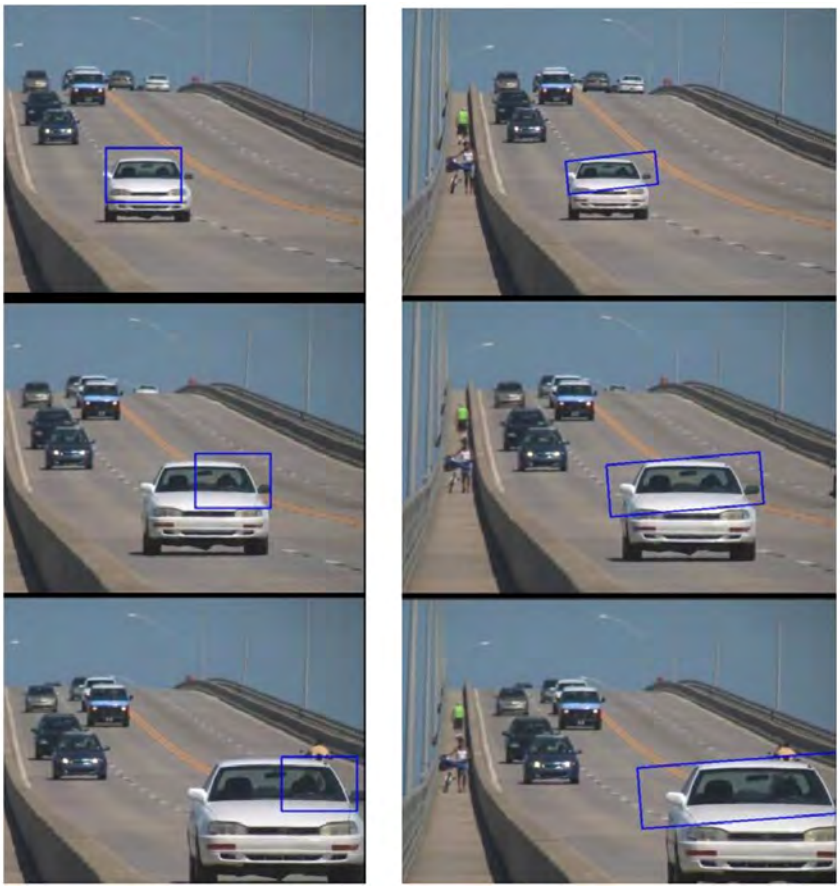


FIGURE 5.51 – Tracking d'une voiture avec la fonction Mean Shift (à gauche) et CamShift (à droite).

l'image, on déplace la caméra de sorte à ce qu'il ne la dépasse pas mais qu'il reste juste dessus. Ainsi l'outil du chirurgien lui permet de cadrer l'image comme il veut par des petits à-coups sur les frontières de la zone de travail. Cela évite, dans un milieu étroit, que la caméra touche une paroi si elle devait se recentrer systématiquement.

Nous avons pu définir le suivi du robot en fonction de sa position angulaire. Cependant, il reste à définir le mécanisme de suivi lors d'un déplacement en profondeur, selon l'axe z de l'effecteur. Une solution serait de permettre à l'opérateur de se mouvoir selon cet axe à l'aide d'une pédale ou d'un joystick. Cependant, cela limiterait alors l'intérêt du suivi d'image, visant à libérer complètement les mains du chirurgien et à l'affranchir de la commande du robot pour plus de simplicité. Une autre alternative, qui paraît plus adaptée, serait de définir une mesure entre l'aspiration, ou plus précisément la bande de scotch bicolore qui y est fixée, et l'endoscope. Lors de la validation initiale des couleurs,

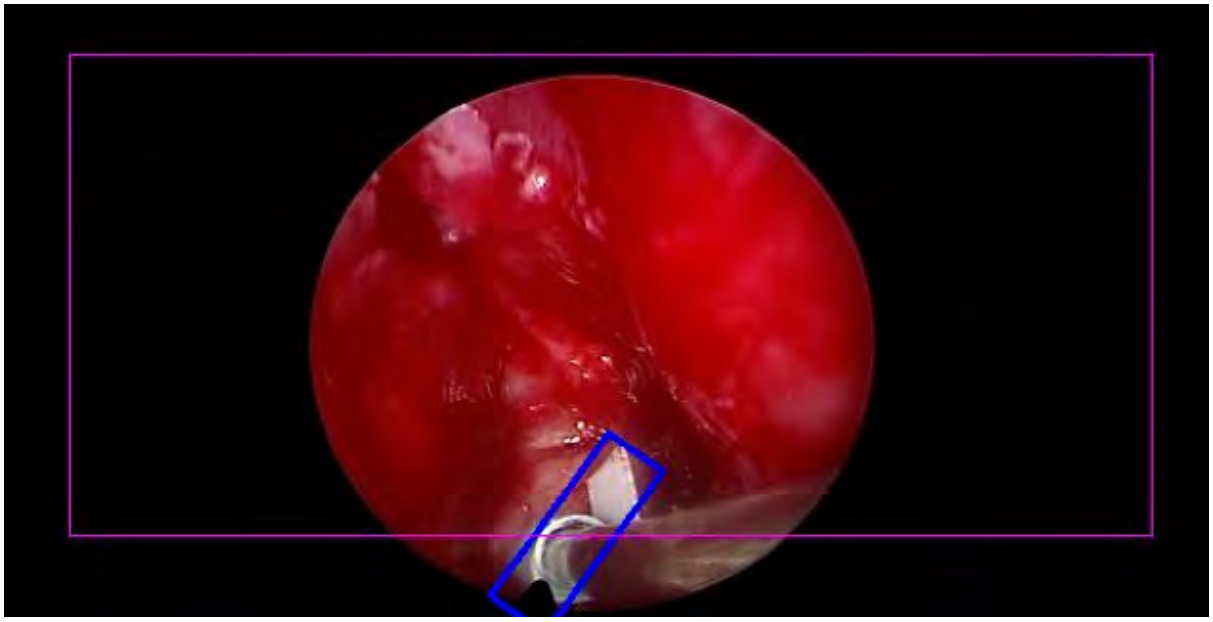


FIGURE 5.52 – Chirurgie endoscopique, avec cadre factice (en violet) et cadre de suivi CamShift (en bleu).

cette distance est alors fixée, et le robot se déplacera alors par la suite pour maintenir cette distance fixe. Pour modifier cette distance, un nouvel enregistrement de distance serait alors réalisé. Pour valider cette fonction, des essais avec un prototype doivent être réalisés.

5.4.5 Commande du robot

Les instructions à suivre pour déplacer la caméra doivent être envoyées au robot, en fonction de la position par rapport au cadre prédéfini. Par exemple, si l'outil sort du cadre en haut, il faudra envoyer l'instruction "Déplacement vers le haut". Désormais, il faut convertir ces instructions en commande pour le robot.

5.4.5.1 Position de l'objet par rapport à la caméra

Une première étape est de connaître la position de l'objet par rapport à la caméra. L'étude des angles d'Euler peut permettre de réaliser cette étape. Pour obtenir ces angles, une matrice de rotation est obtenue en calibrant la caméra, c'est-à-dire en obtenant les paramètres internes et externes de cette dernière. Les paramètres internes sont la distance focale, le centre optique et les coefficients de distorsions. La distance focale (fx, fy) et

le centre optique (cx, cy) forment une matrice appelée "camera matrix" et les coefficients de distorsions forment un vecteur.

Une fonction sous OpenCV permet de renvoyer ces paramètres et calibrer la caméra : en utilisant un échiquier en papier dont on connaît les dimensions, on peut établir une liste de points du système de coordonnées 3D appelée Object Points. Il faut ensuite trouver les quatre coins de l'échiquier dans le champ de la caméra, et ces points du système de coordonnées 2D en pixels sont les Image Points.

En photographiant l'échiquier sous divers angles avec la caméra utilisée, et à partir des deux listes de points, un calibrage était alors possible avec l'obtention de ses paramètres internes. Cependant, le calcul est long et coûteux pour le programme, et sa réalisation à chaque lancement du programme serait inutile.

Pour résoudre le problème de perspective des points, l'utilisation d'une fonction spécifique de la librairie OpenCV permettait de récupérer un vecteur de rotation et un vecteur de translation. En convertissant ce vecteur en une matrice de rotation, grâce à la formule de rotation de Rodrigues, il était possible de déduire les angles d'Euler.

5.4.5.2 Programmation des déplacements du robot

Pour programmer les déplacements du robot, nous avons utilisé deux moteurs pas à pas, une carte Makeblock MeOrion pour lier les moteurs à un processeur Raspberry Pi 3, et un prototype en impression 3D. Une fois les moteurs prêts à l'utilisation, les fonctions régissant les mouvements du bras ont été écrites dans le programme. Avec les angles d'Euler, nous utilisons les deux premiers angles pour commander les moteurs pas à pas, en traduisant les angles en nombres de pas, en fonction du type de rotation et de la valeur en degrés d'un pas du moteur. La synchronisation des moteurs a été réalisée, afin que l'envoi des commandes aux moteurs entraine un mouvement de même durée de chaque moteur (pour que le mouvement commence et se termine en même temps).

L'assemblage avec le robot sera une étape ultérieure pour vérifier le bon fonctionnement de l'algorithme de suivi avec le robot.

5.4.5.3 Conclusion du suivi d'image

Un algorithme de suivi d'image basé sur le CamShift a été présenté dans cette partie. Il permet un suivi d'un instrument, comme la micro-aspiration, grâce au tracking de deux scotchs de couleurs différentes placées à son extrémité.

Selon la position de l'outil suivi, le robot est soit fixe (outil en position centrale), soit mobile dans la direction de l'outil (lorsqu'il sort du cadre central). Cela permet d'éviter un mouvement continu du robot qui pourrait être gênant pour l'opérateur. Une simplification de la reconnaissance des couleurs a été menée pour ne pas que le chirurgien soit obligé de passer par plusieurs écrans de validation. En cas de perte de reconnaissance de l'outil ou de sortie de l'écran, le robot passe en mode transparent.

5.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons analysé différents choix d'architecture, pour tenter de définir laquelle serait la plus adaptée au besoin chirurgical et à l'espace de travail considéré.

L'étude d'un mécanisme à centre de rotation déporté, couplant un mécanisme sphérique à 2 DDL avec un double parallélogramme, est présenté, ainsi que ses variations.

Afin de répondre à la question de l'optimisation de cette architecture pour une utilisation dans la chirurgie de l'oreille et des sinus, un nouvel algorithme basé sur l'algorithme de Nelder Mead est présenté. Cet algorithme permet d'optimiser un mécanisme parallèle, en réduisant les temps de calcul grâce à une technique d'analyse grossière puis fine.

Enfin, pour mieux définir le contrôle de ce robot et permettre au chirurgien de garder ses deux mains libres, nous avons étudié un algorithme de suivi d'image basé sur la technique du CamShift et la reconnaissance de deux couleurs fixées sur l'outil d'aspiration.

Chapitre 6

Conclusions et perspectives

6.1 Résumé

Cette thèse visait à étudier la réalisation d'un robot d'assistance à la chirurgie endoscopique otologique et sinusienne. Ce travail a été mené en associant étroitement le milieu médical et robotique, et plus largement de la recherche en sciences pour l'ingénieur.

Les deux premières parties visaient à préciser le contexte de la recherche et les espaces dans lesquels le robot devrait évoluer.

Ainsi, nous avons tout d'abord présenté les particularités anatomiques des régions de l'oreille et du massif facial, en précisant les types de chirurgie endoscopique dans ces domaines. Puis un travail d'étude d'un atlas géométrique basé sur des scanners de patients d'âges et de sexes différents a permis de définir les dimensions de ces espaces de travail et leurs variations.

Les deux parties suivantes visaient alors à introduire puis concevoir le robot porte-endoscope.

Après un état de l'art des robots existants pour la chirurgie de l'oreille ou des sinus, nous avons présenté une analyse fonctionnelle du robot porte-endoscope. Les fonctions de ce robot et ses modalités de contrôle ou de fixation ont été décidées. Pour savoir si ce robot serait novateur, une veille de brevets a été réalisée, puis un dépôt de brevet avec publication en mars 2021. Pour savoir si ce robot était attendu par la communauté chirurgicale, quels étaient ses atouts à mettre en avant et selon quelle stratégie, une étude marketing a été menée, montrant l'intérêt des utilisateurs des spécialités otologique, sinusienne et neurochirurgicale.

La phase de conception du robot débutait par l'analyse de différents choix d'architecture, autour de variations d'un mécanisme à centre de rotation déporté, couplant un mécanisme sphérique à 2 DDL avec un double parallélogramme. Une première archi-

tecture, 2U$\underline{P}$S-1U, était tout d'abord étudiée, en utilisant des outils algébriques pour l'optimiser avec un faible nombre de paramètres. Puis, différentes variations de l'architecture du robot ont été comparées en même temps, en étendant l'algorithme de manière numérique. Un nouvel algorithme d'optimisation a été présenté, basé sur l'algorithme de Nelder Mead, permettant l'optimisation de mécanismes parallèles. Ce travail d'optimisation prenait en compte des critères de performance, les collisions internes ainsi que les limites des articulations passives et actives du système. Les modalités du contrôle de ce robot par suivi d'image ont été définies, à l'aide d'un algorithme utilisant le CamShift.

6.2 Contributions

Ce travail a répondu à diverses questions posées dans le cadre de la conception de ce robot porte-endoscope pour la chirurgie otologique et sinusienne.

Quelles sont les dimensions des espaces de travail de l'oreille et du massif facial ? Comment le robot est-il situé par rapport à ces espaces de travail ?

Nous avons défini les espaces de travail de l'oreille et des sinus dans lesquels l'endoscope opérera. Ces mesures ont été réalisées à partir d'un grand nombre de scanners de patients d'âges et de sexes différents, pour les deux localisations.

A notre connaissance, il n'existe pas d'autre étude examinant les dimensions des oreilles et des sinus dans leur ensemble, et définissant des limites supérieures et inférieures pour définir un espace de travail robotique. Ces résultats pourraient aider des ingénieurs souhaitant concevoir des robots endoscopiques adaptés à l'anatomie des oreilles et des sinus.

Quelles sont les fonctions et les contraintes auxquelles ce robot devrait répondre ? Ce système serait-il innovant ?

Nous avons étudié les différentes fonctions d'un robot porte-endoscope adapté à la chirurgie des oreilles et des sinus. Le système vise à tenir l'endoscope, en étant contrôlé sans nécessité de la main du chirurgien. Plusieurs fonctions contraintes sont définies, en particulier une fonction de sécurité grâce à une translation de l'endoscope, en cas de réveil du patient ou pour nettoyage de l'extrémité de l'endoscope.

Suite à un état de l'art des systèmes robotiques existants et à une veille des brevets, le système que nous étudions s'est avéré novateur et un brevet a été publié en mars 2021 [32].

Quelles sont les attentes du milieu médical et du milieu industriel vis-à-vis d'un robot chirurgical porte-endoscope ?

Une étude de marché a été menée, confirmant les attentes des chirurgiens en otologie, sinus et neurochirurgie. Cette étude a permis de mettre en évidence les points à valoriser de notre système, n'existant pas dans les robots existants sur le marché, à savoir : compatibilité entre endoscopie otologique et sinusienne, contrôle par suivi d'image, système de retrait d'urgence et de nettoyage de l'optique.

Quels sont les architectures adaptées au besoin chirurgical ?

Une étude d'un mécanisme à centre de rotation déporté, couplant un mécanisme sphérique à 2 DDL avec un double parallélogramme, a été réalisée, ainsi que ses variations.

Les équations cinématiques d'un robot sphérique parallèle 2UPS-U ont été formulées, avec l'étude de ses propriétés dans l'espace des paramètres de conception. La DCA a été utilisée pour caractériser les ensembles de paramètres de conception où il n'y a pas d'intersection entre les courbes de singularité et la forme de l'espace de travail. A partir de cet ensemble de solutions possibles, deux exemples ont été présentés, un robot non cuspidal et un robot cuspidal.

Plusieurs variations de cette architecture ont été étudiées. Après différentes analyses cinématiques, les deux variations 2$\underline{\text{P}}$US-1U avec articulation prismatique en direction verticale et 2U$\underline{\text{P}}$S-1U seraient à privilégier.

Comment optimiser cette architecture pour l'utilisation au bloc opératoire ?

Une étude d'optimisation a été présentée. Dans ce cadre, un nouvel algorithme a été élaboré, sur la base de l'algorithme de Nelder Mead. Il permet, de façon simple et plus rapide grâce à l'intégration d'une recherche grossière puis affinée, d'optimiser n'importe quel mécanisme parallèle.

Comment permettre au chirurgien de contrôler le robot en gardant ses deux mains libres ?

Un algorithme de suivi d'image basé sur le CamShift a été étudié. Il permet un suivi d'un instrument, comme la micro-aspiration, grâce au tracking de deux scotchs de couleurs différentes placées à son extrémité. Selon la position de l'outil suivi, le robot est soit fixe (outil en position centrale), soit mobile dans la direction de l'outil (lorsqu'il sort du cadre

central). Cela permet d'éviter un mouvement continu du robot qui pourrait être gênant pour l'opérateur.

6.3 Perspectives

Ce travail de thèse est une première étape dans l'élaboration d'un robot porte-endoscope dans la chirurgie de l'oreille et des sinus.

Plusieurs perspectives liées à ce travail s'ouvrent pour de prochains travaux :

— l'étude du choix de l'architecture ayant été réalisée, il faut désormais s'intéresser à la rigidité de la structure, et les moyens de l'optimiser. En effet, le double parallélogramme, permettant de déporter le centre de rotation et les actionneurs, pourrait avoir tendance à se déformer avec le poids d'un endoscope et d'une caméra à son extrémité. L'étude de la rigidité vise ainsi à optimiser la structure pour minimiser la déformation du système. Cette étude a débuté en mars 2021 dans le cadre du master de Kaarventhan Kavindapadi Sakthivel à Centrale Nantes.

— le couple endoscope rigide / caméra étant responsable d'un poids non négligeable au bout de l'architecture du robot, on peut s'interroger sur la possibilité d'une alternative. Ce travail de recherche est actuellement réalisé avec un autre étudiant de Centrale, Guillaume Tollini. Un choix intéressant pourrait être l'utilisation de tubes concentriques, déjà étudiés pour la chirurgie de la base du crâne [147]. Ce système aurait une bonne flexibilité pour atteindre des zones difficiles d'accès, tout en ayant un contrôle proche de celui d'une structure rigide.

— lors de cette thèse, nous avons réalisé une preuve de concept, ou POC *(Proof of Concept)*, modèle de notre architecture en impression 3D. Ce modèle visait à illustrer notre système et l'intérêt de cette architecture. Cependant, dans l'objectif d'une maturation de notre technologie en vue d'une potentielle reprise par un industriel, il est indispensable de réaliser un prototype. Ce prototype, respectant le cahier des charges d'une certification, avec les actionneurs nécessaires à des essais en laboratoire d'anatomie, permettrait de valider plusieurs hypothèses et de se rapprocher plus efficacement des industriels. Comme l'ont montré les questionnaires en partie 5.2.1, les prototypes permettraient de mieux évaluer la vitesse du système par les utilisateurs, comparativement aux biais retrouvés dans les questionnaires en ligne avec vidéos intégrées. Cette maturation a été approuvée par la SATT Ouest Valo-

risation, qui soutient le projet et a validé le recours à la société Kickmaker pour réaliser avec nous ce prototype. Ce travail a débuté en avril 2021.

— un algorithme de suivi d'images a été présenté. Cependant, en l'absence de prototype, il n'a pas pu être testé dans des conditions réelles, avec présence de saignement notamment. Pour vérifier la robustesse de ce suivi, il est indispensable de le tester dans des conditions plus proches de la réalité. La programmation du robot en lien avec ce suivi d'image est une étape encore non réalisée.

— l'état de l'art de la robotique chirurgicale en otologie (4.2.1) a souligné que le Robotol était actuellement le seul robot commercialisé dédié à l'otologie, et permettant de réaliser des actes micro-chirurgicaux (pose de prothèses ossiculaires, insertion d'implants cochléaires) ou de tenir un endoscope. Récemment lauréats d'un appel d'offre innovation du CHU de Nantes, nous avons obtenu le Robotol au bloc opératoire depuis mars 2021. Il s'agit du 3e hôpital français équipé, et du 5e à l'international. Bien que différent du système présenté dans cette thèse par ses fonctions et son architecture, comme le montre aussi l'analyse de marché (4.6), son utilisation en otologie et son évaluation pourrait améliorer l'usage de notre robot.

— au-delà de ces perspectives précises liées à ce travail de thèse, la réunion des milieux médical et robotique, dans un projet commun entre le CHU et Centrale Nantes, a permis de dépasser les frontières de chaque discipline. Elle a permis l'encadrement de 8 étudiants, 2 masters et la présente thèse, ainsi qu'un dépôt de brevet. De même, le cluster FAME (Human Factors for Medical Technologies), qui soutient ce travail, permet de renforcer les liens entre médecins et chercheurs autour des technologies médicales ; cela pourrait permettre d'accueillir des étudiants en médecine à l'école Centrale pour faire découvrir la problématique de l'usage de la robotique dans le milieu médical. Ces liens multiples laissent augurer d'une relation future riche, qui peut permettre de réaliser des projets innovants grâce à l'apport des compétences de chacun.

6.4 Publications

6.4.1 Article dans une revue

Damien Chablat, Guillaume Michel, Philippe Bordure, Swaminath Venkateswaran, Ranjan Jha. Workspace Analysis in the Design Parameter Space of a 2-DOF Spherical Parallel Mechanism for a Prescribed Workspace : Application to the Otologic Surgery. Mechanism and Machine Theory, Elsevier, 2021, 157, pp.104224. ⟨hal-03106584⟩

Guillaume Michel, Durgesh Salunkhe, Philippe Bordure, Damien Chablat. Geometric Atlas of the Middle Ear and Paranasal Sinuses for Robotic Applications. Surgical Innovation, Sage, 2021, *(in press)*.

6.4.2 Communications dans un congrès

Manon Dreux, Léa Ginzburg, Philippe Bordure, Guillaume Michel, Damien Chablat. Etat de l'art des systèmes robotisés en vue d'une application pour la chirurgie otologique. Congrès Français de Mécanique, Aug 2019, Brest, France. ⟨hal-02264280⟩

Guillaume Michel, Philippe Bordure, F Péchereau, P Schegg, Damien Chablat. Analyse du besoin en assistance robotique dans la chirurgie de l'oreille. Congrès Français de Mécanique, Aug 2019, Brest, France. ⟨hal-02264282⟩

6.4.3 Chapitres d'ouvrages

Guillaume Michel, Philippe Bordure, Ranjan Jha, Swaminath Venkateswaran, Damien Chablat. Joint space and workspace analysis of a 2-DOF Spherical Parallel Mechanism. New Trends in Mechanism and Machine Science, 2020, ⟨10.1007/978-3-030-55061-5_21⟩. ⟨hal-02568293⟩

Guillaume Michel, Durgesh Salunkhe, Damien Chablat, Philippe Bordure. A new RCM mechanism for an ear and facial surgical application. Advances in Service and Industrial Robotics. RAAD 2020. Mechanisms and Machine Science, vol 84. Springer, Cham. ⟨10.1007/978-3-030-48989-2_44⟩. ⟨hal-02568263⟩

6.4.4 Brevet

Damien Chablat, Guillaume Michel, Philippe Bordure. Dispositif d'aide à la chirurgie. France, N° de brevet : FR 3100969. 2019. ⟨hal-02530499⟩

Bibliographie

[1] M. Dematteis and P. Kahane, "L'audition," http://unf3s.cerimes.fr/media/paces/Grenoble_1112/dematteis_maurice/dematteis_maurice_p02/dematteis_maurice_p02.pdf, Université Joseph Fourier de Grenoble, 2011.

[2] B. Delas and D. Dehesdin, "Anatomie de l'oreille externe," *EMC Oto-rhino-laryngologie*, 2008.

[3] F. Legent, L. Perlemuter, and C. Vandenbrouck, *Cahiers d'anatomie ORL*, 4th ed. Paris : Masson, 1986.

[4] G. Kazmitcheff, "Modélisation dynamique de l'oreille moyenne et des interactions outils organes pour la conception d'un simulateur appliqué à la chirurgie otologique," Ph.D. dissertation, 2014, thèse de doctorat dirigée par Duriez, Christian et Bozorg-Grayeli, Alexis Informatique Lille 1 2014. [Online]. Available : http://www.theses.fr/2014LIL10092

[5] M. Kapadiya and M. Tarabichi, "An overview of endoscopic ear surgery in 2018." *Laryngoscope Investig Otolaryngol*, vol. 4, no. 3, pp. 365–373, Jun. 2019.

[6] M. L. Bennett, D. Zhang, R. F. Labadie, and J. H. Noble, "Comparison of Middle Ear Visualization With Endoscopy and Microscopy," *Otol. Neurotol.*, vol. 37, no. 4, pp. 362–366, Apr. 2016.

[7] T. R. J. Delmas, "Anatomie des cavités nasosinusiennes," *Oto-rhino-laryngologie*, 2017. [Online]. Available : http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0246-0351(17)46938-8

[8] AnatomyNextInc., https://www.anatomy.net/nasal-cavity/media, University of Michigan, 2021.

[9] M. Miroir, Y. Nguyen, J. Szewczyk, O. Sterkers, and A. Bozorg Grayeli, "Design, kinematic optimization, and evaluation of a teleoperated system for middle ear microsurgery," *TheScientificWorldJournal*, vol. 2012, p. 907372, 08 2012.

[10] J. Burgner-Kahrs, P. Swaney, D. Rucker, H. Gilbert, S. Nill, P. Russell, K. Weaver, and R. III, "A bimanual teleoperated system for endonasal skull base surgery," in

2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 09 2011, pp. 2517–2523.

[11] K. Eichhorn and F. Bootz, "Clinical requirements and possible applications of robot assisted endoscopy in skull base and sinus surgery," *Acta neurochirurgica. Supplement*, vol. 109, pp. 237–40, 01 2011.

[12] V. Trévillot, R. Sobral, E. Dombre, P. Poignet, B. Herman, and L. Crampette, "Innovative endoscopic sino-nasal and anterior skull base robotics." *Int J Comput Assist Radiol Surg*, vol. 8, no. 6, pp. 977–987, Nov. 2013, place : Germany.

[13] B. Lombard and P. Céruse, *Robotics and Digital Guidance in ENT-H&N Surgery.* France : Elsevier Masson, 2017.

[14] A. Hussong, T. Rau, H. Eilers, S. Baron, B. Heimann, M. Leinung, T. Lenarz, and O. Majdani, "Conception and design of an automated insertion tool for cochlear implants." *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 2008, pp. 5593–5596, 2008, place : United States.

[15] A. Danilchenko, R. Balachandran, J. L. Toennies, S. Baron, B. Munske, J. M. Fitzpatrick, T. J. Withrow, R. J. r. Webster, and R. F. Labadie, "Robotic mastoidectomy." *Otol Neurotol*, vol. 32, no. 1, pp. 11–16, Jan. 2011.

[16] N. P. Dillon, R. Balachandran, J. M. Fitzpatrick, M. A. Siebold, R. F. Labadie, G. B. Wanna, T. J. Withrow, and R. J. Webster, "A Compact, Bone-Attached Robot for Mastoidectomy," *J Med Device*, vol. 9, no. 3, pp. 0 310 031–0 310 037, Sep. 2015.

[17] L. B. Kratchman, G. S. Blachon, T. J. Withrow, R. Balachandran, R. F. Labadie, and R. J. r. Webster, "Design of a bone-attached parallel robot for percutaneous cochlear implantation." *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 58, no. 10, pp. 2904–2910, Oct. 2011.

[18] J.-P. Kobler, K. Nülle, J. Lexow, T. Rau, O. Majdani, L. A. Kahrs, J. Kotlarski, and T. Ortmaier, "Configuration optimization and experimental accuracy evaluation of a bone-attached, parallel robot for skull surgery," *International journal of computer assisted radiology and surgery*, vol. 11, 09 2015.

[19] C. Coulson, R. Taylor, A. Reid, M. Griffiths, D. Proops, and P. Brett, "An autonomous surgical robot for drilling a cochleostomy : Preliminary porcine trial," *Clinical otolaryngology : official journal of ENT-UK ; official journal of Netherlands Society for Oto-Rhino-Laryngology & Cervico-Facial Surgery*, vol. 33, pp. 343–7, 09 2008.

[20] W. P. Liu, M. Azizian, J. Sorger, R. H. Taylor, B. K. Reilly, K. Cleary, and D. Preciado, "Cadaveric feasibility study of da Vinci Si-assisted cochlear implant with augmented visual navigation for otologic surgery." *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg*, vol. 140, no. 3, pp. 208–214, Mar. 2014, place : United States.

[21] M. Caversaccio, W. Wimmer, J. Anso, G. Mantokoudis, N. Gerber, C. Rathgeb, D. Schneider, J. Hermann, F. Wagner, O. Scheidegger, M. Huth, L. Anschuetz, M. Kompis, T. Williamson, B. Bell, K. Gavaghan, and S. Weber, "Robotic middle ear access for cochlear implantation : First in man." *PLoS One*, vol. 14, no. 8, p. e0220543, 2019.

[22] K. Entsfellner, R. Tauber, D. Roppenecker, J. Gumprecht, G. Strauss, and T. Lueth, "Development of universal gripping adapters : Sterile coupling of medical devices and robots using robotic fingers," in *2013 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics : Mechatronics for Human Wellbeing, AIM 2013*, 07 2013, pp. 1464–1469.

[23] A. Hamed, S. Tang, A. Squires, C. Payne, K. Masamune, G. Tang, J. Mohammadpour Velni, and Z. Tse, "Advances in haptics, tactile sensing, and manipulation for robot-assisted minimally invasive surgery, noninvasive surgery, and diagnosis," *Journal of Robotics*, vol. 2012, p. 14, 12 2012.

[24] L. Fichera, N. P. Dillon, D. Zhang, I. S. Godage, M. A. Siebold, B. I. Hartley, J. H. Noble, P. T. r. Russell, R. F. Labadie, and R. J. r. Webster, "Through the Eustachian Tube and Beyond : A New Miniature Robotic Endoscope to See Into The Middle Ear." *IEEE Robot Autom Lett*, vol. 2, no. 3, pp. 1488–1494, 2017.

[25] Y. Koseki, T. Washio, K. Chinzei, and H. Iseki, "Endoscope manipulator for transnasal neurosurgery, optimized for and compatible to vertical field open mri," in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention — MICCAI 2002*, vol. 2488, 09 2002, pp. 114–121.

[26] M. Fischer, C. Gröbner, A. Dietz, M. Krinninger, T. Lueth, and G. Strauss, "A technique with manipulator-assisted endoscope guidance for functional endoscopic sinus surgery : Proof of concept," *Otolaryngology–head and neck surgery : official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, vol. 145, pp. 833–9, 06 2011.

[27] W. Lin, D. Navarro-Alarcon, P. Li, Z. Wang, M. Yip, Y.-H. Liu, and M. Tong, "Modeling, design and control of an endoscope manipulator for fess," in *2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 09 2015.

[28] F. Boehm, D. Friedrich, F. Sommer, M. Scheithauer, J. Greve, T. Hoffmann, and P. Schuler, "Nasolacrimal duct stenosis—surgery with a novel robotic endoscope positioning system," *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 07 2020.

[29] H.-S. Yoon, H.-J. Cha, J. H. Chung, and B.-J. Yi, "Compact design of a dual master-slave system for maxillary sinus surgery," in *Proceedings of the ... IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 11 2013, pp. 5027–5032.

[30] S. Aksungur, "Remote center of motion (rcm) mechanisms for surgical operations," *International Journal of Applied Mathematics, Electronics and Computers*, vol. 3, pp. 119–126, 2015.

[31] G. Michel, D. H. Salunkhe, D. Chablat, and P. Bordure, "A new RCM mechanism for an ear and facial surgical application," in *Advances in Service and Industrial Robotics*, ser. Advances in Service and Industrial Robotics. Springer, 2020, vol. 84, pp. 408–418. [Online]. Available : https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-02568263

[32] D. Chablat, G. Michel, and P. Bordure, "Dispositif d'aide à la chirurgie," Patent 01, 2019-09-24.

[33] A. Alessandri, C. Cervellera, and M. Sanguineti, "Design of asymptotic estimators : an approach based on neural networks and nonlinear programming," *IEEE Trans. on Neural Networks*, vol. 18, no. 1, pp. 96–96, 2007.

[34] D. Chablat, G. Michel, P. Bordure, S. Venkateswaran, and R. Jha, "Workspace analysis in the design parameter space of a 2-dof spherical parallel mechanism for a prescribed workspace : Application to the otologic surgery," *Mechanism and Machine Theory*, vol. 157, p. 104224, 03 2021.

[35] M. Ohki, S. Kikuchi, A. Ohata, and S. Tanaka, "Residual cholesteatoma revealed by endoscopy after microsurgery." *B-ENT*, vol. 13, no. 1 Suppl 27, pp. 37–43, 2017, place : Belgium.

[36] G. Magliulo and G. Iannella, "Endoscopic versus microscopic approach in attic cholesteatoma surgery." *Am J Otolaryngol*, vol. 39, no. 1, pp. 25–30, Feb. 2018, place : United States.

[37] D. S. Poe, E. E. Rebeiz, and M. M. Pankratov, "Evaluation of perilymphatic fistulas by middle ear endoscopy." *Am J Otol*, vol. 13, no. 6, pp. 529–533, Nov. 1992, place : United States.

[38] M. Tarabichi, "Endoscopic management of acquired cholesteatoma." *Am J Otol*, vol. 18, no. 5, pp. 544–549, Sep. 1997, place : United States.

[39] M. Alicandri-Ciufelli, D. Marchioni, S. Kakehata, L. Presutti, and D. Villari, "Endoscopic Management of Attic Cholesteatoma : Long-Term Results," *Otolaryngol. Clin. North Am.*, vol. 49, no. 5, pp. 1265–1270, Oct. 2016.

[40] K. J. Kane, "The early history and development of functional endoscopic sinus surgery." *J Laryngol Otol*, vol. 134, no. 1, pp. 8–13, Jan. 2020, place : England.

[41] B. A. Tajudeen and D. W. Kennedy, "Thirty years of endoscopic sinus surgery : What have we learned ?" *World J Otorhinolaryngol Head Neck Surg*, vol. 3, no. 2, pp. 115–121, Jun. 2017.

[42] M. Re, H. Massegur, G. Magliulo, L. Ferrante, V. Sciarretta, G. Farneti, G. Macrì, V. Mallardi, and E. Pasquini, "Traditional endonasal and microscopic sinus surgery complications versus endoscopic sinus surgery complications : a meta-analysis." *Eur Arch Otorhinolaryngol*, vol. 269, no. 3, pp. 721–729, Mar. 2012, place : Germany.

[43] P. N. Bhenswala, R. J. Schlosser, S. A. Nguyen, S. Munawar, and N. R. Rowan, "Sinonasal quality-of-life outcomes after endoscopic endonasal skull base surgery." *Int Forum Allergy Rhinol*, vol. 9, no. 10, pp. 1105–1118, Oct. 2019, place : United States.

[44] J.-Y. Ahn, H. Park, G.-H. Park, Y.-S. Jeong, H.-B. Kwak, Y.-J. Lee, J.-E. Shin, and W.-J. Moon, "Tympanometry and ct measurement of middle ear volumes in patients with unilateral chronic otitis media," *Clinical and experimental otorhinolaryngology*, vol. 1, pp. 139–42, 10 2008.

[45] H. Pacholke, R. Amdur, I. Schmalfuss, D. Louis, and W. Mendenhall, "Contouring the middle and inner ear on radiotherapy planning scans," *American journal of clinical oncology*, vol. 28, pp. 143–7, 05 2005.

[46] N. Mas, O. Kahveci, S. lafcı fahrioğlu, N. Okur, S. Canan, G. Yonguc, O. Özel, and H. Karabekir, "Volumetric evaluation of temporal bone structures in the cases with bilateral tinnitus : Clinical and morphometrical study," *Folia Morphologica*, vol. 77, 09 2015.

[47] A. Kürkçüoğlu, S. Kurkcuoglu, H. Inançlı, M. Enoz, C. Pelin, and R. Zagyapan, "Measurement of tympanic cavity volume by the cavalieri principle in turkish population," *Kulak burun boğaz ihtisas dergisi : KBB = Journal of ear, nose, and throat*, vol. 20, pp. 137–41, 05 2010.

[48] O. Cros, H. Knutsson, M. Andersson, E. Pawels, M. Borga, and M. Gaihede, "Determination of the mastoid surface area and volume based on micro-ct scanning of human temporal bones. geometrical parameters depend on scanning resolutions," *Hearing Research*, vol. 340, 12 2015.

[49] J.-Y. Ahn, H. Park, G.-H. Park, Y.-S. Jeong, H.-B. Kwak, Y.-J. Lee, J.-E. Shin, and W.-J. Moon, "Tympanometry and ct measurement of middle ear volumes in patients with unilateral chronic otitis media," *Clinical and experimental otorhinolaryngology*, vol. 1, pp. 139–42, 10 2008.

[50] G. Michel, D. Salunkhe, P. Bordure, and D. Chablat, "Geometric atlas of the middle ear and paranasal sinuses for robotic applications," *Surgical Innovation*, vol. in press, 2021.

[51] R. Hamdy and N. Abdel-Wahed, "Three-dimensional linear and volumetric analysis of maxillary sinus pneumatization," *Journal of Advanced Research*, vol. 5, p. 387–395, 05 2014.

[52] R. Kanthem, V. Guttikonda, S. Yeluri, and G. Kumari, "Sex determination using maxillary sinus," *Journal of Forensic Dental Sciences*, vol. 7, p. 163, 05 2015.

[53] M. Velasco-Torres, M. Padial-Molina, G. Avila-Ortiz, R. García-Delgado, F. O'Valle, A. Catena, and P. Galindo-Moreno, "Maxillary sinus dimensions decrease as age and tooth loss increase," *Implant dentistry*, vol. 26, 01 2017.

[54] L. A. Sanchez Secades, P. Poignet, E. Dombre, A. Menciassi, and P. Dario, "A design framework for safe surgical robots : example of the ARAKNES robot controller," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 62, no. 9, pp. 1342–1352, Sep. 2014. [Online]. Available : https://hal-lirmm.ccsd.cnrs.fr/lirmm-00873838

[55] O. Majdani, T. S. Rau, S. Baron, H. Eilers, C. Baier, B. Heimann, T. Ortmaier, S. Bartling, T. Lenarz, and M. Leinung, "A robot-guided minimally invasive approach for cochlear implant surgery : preliminary results of a temporal bone study." *Int J Comput Assist Radiol Surg*, vol. 4, no. 5, pp. 475–486, Sep. 2009, place : Germany.

[56] J.-P. Kobler, D. Beckmann, T. Rau, O. Majdani, and T. Ortmaier, "An automated insertion tool for cochlear implants with integrated force sensing capability," *International journal of computer assisted radiology and surgery*, vol. 9, 08 2013.

[57] C. Coulson, M. Zoka Assadi, T. P, X. Du, B. N, R. P, and D. Proops, "A smart micro-drill for cochleostomy formation : A comparison of cochlear disturbances with manual drilling and a human trial," *Cochlear implants international*, vol. 14, 09 2011.

[58] B. Bell, C. Stieger, N. Gerber, A. Arnold, C. Nauer, V. Hamacher, M. Kompis, L. Nolte, M. Caversaccio, and S. Weber, "A self-developed and constructed robot for minimally invasive cochlear implantation." *Acta Otolaryngol*, vol. 132, no. 4, pp. 355–360, Apr. 2012, place : England.

[59] M. Hofer, A. Runge, R. Haase, T. Neumuth, T. Maier, T. Lueth, A. Dietz, and G. Strauss, "[a surgical micromanipulator in ear surgery : potential and comparison to freehand preparation]." *HNO*, vol. 60, pp. 109–16, 02 2012.

[60] I. Emeagwali, P. Marayong, J. Abbott, and A. Okamura, "Performance analysis of steady-hand teleoperation versus cooperative manipulation." in *12th International Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2004. HAPTICS '04. Proceedings.*, 03 2004, pp. 316–322.

[61] P. Berkelman, D. Rothbaum, J. Roy, S. Lang, L. Whitcomb, G. Hager, P. Jensen, E. Juan, R. Taylor, and J. Niparko, "Performance evaluation of a cooperative manipulation microsurgical assistant robot applied to stapedotomy," in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2001*, vol. 2208, 10 2001, pp. 1426–1429.

[62] D. Rothbaum, J. Roy, D. Stoianovici, P. Berkelman, G. Hager, R. Taylor, L. Whitcomb, H. Francis, and J. Niparko, "Robot-assisted stapedotomy : Micropick fenestration of the stapes footplate," *Otolaryngology–head and neck surgery : official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, vol. 127, pp. 417–26, 12 2002.

[63] M. Miroir, Yann Nguyen, J. Szewczyk, S. Mazalaigue, E. Ferrary, O. Sterkers, and A. B. Grayeli, "RobOtol : from design to evaluation of a robot for middle ear surgery," in *2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Taipei : IEEE, Oct. 2010, pp. 850–856.

[64] S. Vittoria, G. Lahlou, R. Torres, H. Daoudi, I. Mosnier, S. Mazalaigue, E. Ferrary, Y. Nguyen, and O. Sterkers, "Robot-based assistance in middle ear surgery and cochlear implantation : first clinical report," *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, May 2020.

[65] D. Schurzig, R. Labadie, A. Hussong, T. Rau, and W. III, "Design of a tool integrating force sensing with automated insertion in cochlear implantation," *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, vol. 17, pp. 381 – 389, 05 2012.

[66] P. Wilkening, W. Chien, B. Gonenc, J. Niparko, J. Kang, I. Iordachita, and R. Taylor, "Evaluation of virtual fixtures for robot-assisted cochlear implant insertion," in *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 08 2014, pp. 332–338.

[67] J. Kristin, R. Geiger, P. Kraus, and T. Klenzner, "Assessment of the endoscopic range of motion for head and neck surgery using the soloassist endoscope holder," *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery : MRCAS*, vol. 11, 02 2015.

[68] S. Comert, V. Ameres, R. Roth, G. Strauss, P. Schmitz, and T. Lueth, "Concept and realization of a handheld manipulator system for transnasal middle ear surgery," *Procedia CIRP*, vol. 89, pp. 52–58, 01 2020.

[69] A. Danilchenko, R. Balachandran, J. L. Toennies, S. Baron, B. Munske, J. M. Fitzpatrick, T. J. Withrow, R. J. Webster, and R. F. Labadie, "Robotic mastoidectomy," *Otology & Neurotology*, vol. 32, no. 1, pp. 11–16, Jan. 2011.

[70] J. Arnholt and E. MC, "A 'third hand' for endoscopic skull base surgery," *The Laryngoscope*, vol. 112, pp. 2244 – 2249, 01 2009.

[71] V. Trévillot, R. Garrel, E. Dombre, P. Poignet, R. Sobral, and L. Crampette, "Robotic endoscopic sinus and skull base surgery : review of the literature and future prospects." *European annals of otorhinolaryngology, head and neck diseases*, vol. 130 4, pp. 201–7, 2013.

[72] C.-A. Nathan, V. Chakradeo, K. Malhotra, H. D'Agostino, and R. Patwardhan, "The voice-controlled robotic assist scope holder aesop for the endoscopic approach to the sella," *Skull base : official journal of North American Skull Base Society ... [et al.]*, vol. 16, pp. 123–31, 09 2006.

[73] J. Chan, I. Leung, D. Navarro-Alarcon, W. Lin, P. Li, D. Lee, Y. Liu, and M. Tong, "Foot-controlled robotic-enabled endoscope holder (free) for endoscopic sinus surgery : A cadaveric feasibility study," *The Laryngoscope*, vol. 126, 09 2015.

[74] B. Cabuk, S. Ceylan, I. Anik, M. Tugasaygi, and s. Kizir, "A haptic guided robotic system for endoscope positioning and holding," *Turkish Neurosurgery*, vol. 25, 01 2014.

[75] A. Villaret, F. Doglietto, A. Carobbio, A. Schreiber, C. Panni, E. Piantoni, G. Guida, M. Fontanella, P. Nicolai, and R. Cassinis, "Robotic transnasal endoscopic skull base surgery : systematic review of the literature and report of a novel prototype for a hybrid system (bear)," *World Neurosurgery*, vol. 105, 06 2017.

[76] D. Friedrich, F. Sommer, M. Scheithauer, J. Greve, T. Hoffmann, and P. Schuler, "An innovate robotic endoscope guidance system for transnasal sinus and skull base surgery : Proof of concept," *Journal of Neurological Surgery Part B : Skull Base*, vol. 78, 07 2017.

[77] S. Mattheis, A. Schlüter, K. Staehr, L. Holtmann, B. Höing, T. Hussain, O. Kanaan, A. Eckstein, and S. Lang, "First use of a new robotic endoscope guiding system in endoscopic orbital decompression," *Ear, Nose & Throat Journal*, p. 014556131988580, 11 2019.

[78] J. Wurm, H. Steinhart, K. Bumm, M. Vogele, C. Nimsky, and H. Iro, "A novel robot system for fully automated paranasal sinus surgery," in *CARS 2003. Computer Assisted Radiology and Surgery. Proceedings of the 17th International Congress and Exhibition*, vol. 1256, 06 2003, pp. 633–638.

[79] G. Michel, P. Bordure, F. Péchereau, P. Schegg, and D. Chablat, "Analyse du besoin en assistance robotique dans la chirurgie de l'oreille," in *Congrès Français de Mécanique*, Brest, France, Aug. 2019. [Online]. Available : https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-02264282

[80] R. C. O. Locke and R. V. Patel, "Optimal remote center-of-motion location for robotics-assisted minimally-invasive surgery," in *Proceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2007, pp. 1900–1905.

[81] B. M. Schena, R. L. Devengenzo, and G. C. Ettinger, "Redundant axis and degree of freedom for hardware-constrained remote center robotic manipulator," Patent WO/2013/181 522, 2013-12-05.

[82] L. Nouaille, M. A. Laribi, C. A. Nelson, S. Zeghloul, and G. Poisson, "Review of kinematics for minimally invasive surgery and tele-echography robots," *Journal of Medical Devices*, vol. 11, no. 4, 10 2017, 040802. [Online]. Available : https://doi.org/10.1115/1.4037053

[83] F. L. Lewis, D. M. Dawson, and C. T. Abdallah, "Robot Manipulator Control : Theory and Practice, Second Edition," p. 622, 2004.

[84] Q. Li, J. Hervé, and P. Huang, "Type synthesis of remote center-of-motion parallel manipulators with fixed linear actuators for minimally invasive surgery," *Journal of Mechanisms and Robotics*, vol. 9, 02 2017.

[85] X. Kong, C. Gosselin, and P. Richard, "Type synthesis of parallel mechanisms with multiple operation modes," *Journal of Mechanical Design, Transactions of the ASME*, vol. 129, no. 6, pp. 595–601, Jun. 2007.

[86] C. M. Gosselin and J. . Hamel, "The agile eye : a high-performance three-degree-of-freedom camera-orienting device," in *Proceedings of the 1994 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1994, pp. 781–786 vol.1.

[87] F. Caron, "Analyse et conception d'un manipulateur paralléle sphérique à deux degrés de liberté pour l'orientation d'une caméra," *L'Université de Laval*, p. 137, May 1997.

[88] R. Ur-Rehman, S. Caro, D. Chablat, and P. Wenger, "Kinematic and dynamic analysis of the 2-DOF spherical wrist of orthoglide 5-axis," in *Troisième Congrès International. Conception et Modélisation des Systèmes Mécaniques*, Hammamet, Tunisia, Mar. 2009, pp. 1–8.

[89] D. Chablat and P. Wenger, "Design of a spherical wrist with parallel architecture : application to vertebrae of an eel robot," in *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Barcelona, Spain : IEEE, 2005, pp. 3336–3341.

[90] M. Dreux, L. Ginzburg, P. Bordure, G. Michel, and D. Chablat, "Etat de l'art des systèmes robotisés en vue d'une application pour la chirurgie otologique," in *Congrès Français de Mécanique*, Brest, France, Aug. 2019. [Online]. Available : https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-02264280

[91] C. Gosselin and J. Angeles, "The optimum kinematic design of a spherical three-degree-of-freedom parallel manipulator," *ASME Journal of Mechanisms, Transmissions, and Automation in Design*, vol. 111, pp. 202–207, 06 1989.

[92] D. Salunkhe, “Optimal kinematic design of parallel mechanism for otological surgery,” Ph.D. dissertation, 08 2020.

[93] J. Brooke, “Sus - a quick and dirty usability scale,” in *P.W.Jordan, B. Thomas, B.A. Weerdmeester, and I.L. McClelland (Eds.) Usability Evaluation in Industry.* London : Taylor and Francis, 2006.

[94] A. Bangor, P. T. Kortum, and J. T. Miller, “An empirical evaluation of the system usability scale,” *International Journal of Human–Computer Interaction*, vol. 24, no. 6, pp. 574–594, 2008.

[95] R. Jha, D. Chablat, L. Baron, F. Rouillier, and G. Moroz, “Workspace, joint space and singularities of a family of delta-like robot,” *Mechanism and Machine Theory*, vol. 127, pp. 73–95, 2018.

[96] D. Chablat, G. Moroz, F. Rouillier, and P. Wenger, “Using maple to analyse parallel robots,” in *Maple Conference.* Springer, 2019, pp. 50–64.

[97] D. S. Arnon, G. E. Collins, and S. McCallum, “Cylindrical algebraic decomposition i : The basic algorithm,” *SIAM Journal on Computing*, vol. 13, no. 4, pp. 865–877, 1984.

[98] D. Chablat and P. Wenger, “Working Modes and Aspects in Fully-Parallel Manipulator,” in *International Conference on Robotics and Automation*, vol. 3. Bruxelle, Belgium : IEEE, May 1998, pp. 1964–1969. [Online]. Available : https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00162268

[99] G. Michel, P. Bordure, R. Jha, S. Venkateswaran, and D. Chablat, “Joint space and workspace analysis of a 2-DOF Spherical Parallel Mechanism,” in *New Trends in Mechanism and Machine Science*, Aug. 2020, european Conference on Mechanism Science (EUCOMES’2022), Sep 2022, Cluj-Napoca, Romania. [Online]. Available : https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-02568293

[100] P. Wenger and D. Chablat, “Definition sets for the direct kinematics of parallel manipulators,” in *1997 8th International Conference on Advanced Robotics. Proceedings. ICAR’97.* IEEE, 1997, pp. 859–864.

[101] M. Zein, P. Wenger, and D. Chablat, “Non-singular assembly-mode changing motions for 3-rpr parallel manipulators,” *Mechanism and Machine Theory*, vol. 43, no. 4, pp. 480–490, 2008.

[102] P. Wenger and D. Chablat, “Robots cuspidaux : théorie et applications,” *Techniques de l’ingénieur. Informatique industrielle.*

[103] D. Chablat, G. Moroz, and P. Wenger, "Uniqueness domains and non singular assembly mode changing trajectories," in *International Conference on Robotics and Automation*. Shanghai, China : IEEE, May 2011, pp. 1–6. [Online]. Available : https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00583302

[104] I. A. Bonev, "Direct kinematics of zero-torsion parallel mechanisms," in *2008 IEEE international conference on robotics and automation*. IEEE, 2008, pp. 3851–3856.

[105] P. Wenger and P. Chedmail, "Ability of a Robot to Travel Through its Free Work Space in an Environment with Obstacles," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 10, no. 3, pp. 214–227, Jun. 1991. [Online]. Available : https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-02355205

[106] A. Dutta, D. H. Salunkhe, S. Kumar, A. D. Udai, and S. V. Shah, "Sensorless full body active compliance in a 6 DOF parallel manipulator," *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, vol. 59, pp. 278–290, Oct. 2019.

[107] S. Kumar, A. Nayak, H. Peters, C. Schulz, A. Müller, and F. Kirchner, "Kinematic analysis of a novel parallel 2SPRR+1U ankle mechanism in humanoid robot," in *Advances in Robot Kinematics 2018*, J. Lenarcic and V. Parenti-Castelli, Eds. Cham : Springer International Publishing, 2019, vol. 8, pp. 431–439, series Title : Springer Proceedings in Advanced Robotics.

[108] I. A. Bonev, D. Zlatanov, and C. Gosselin, "Advantages of the modified Euler angles in the design and control of PKMs," *Verlag Wissenschaftliche Scripten*, pp. 171–188, 2002.

[109] C. Germain, S. Caro, S. Briot, and P. Wenger, "Optimal design of the IRSBot-2 based on an optimized test trajectory," in *Volume 6A : 37th Mechanisms and Robotics Conference*. Portland, Oregon, USA : American Society of Mechanical Engineers, Aug. 2013, p. V06AT07A056.

[110] F. Bennis and R. K. Bhattacharjya, *Nature-inspired Methods for Metaheuristics Optimization : Algorithms and Applications in Science and Engineering*. Springer, 2020, vol. 16.

[111] M. H. Saadatzi, M. T. Masouleh, H. D. Taghirad, C. Gosselin, and M. Teshnehlab, "Multi-objective scale independent optimization of 3-RPR parallel mechanisms," in *13th World Congress in Mechanism and Machine Science, Guanajuato, Mexico*, Guanajuato, Mexico, Jun. 2011, p. 11.

[112] M. Gallant and R. Boudreau, "The synthesis of planar parallel manipulators with prismatic joints for an optimal, singularity-free workspace," *Journal of Robotic Systems*, vol. 19, no. 1, p. 13, Jan. 2002.

[113] S. Kucuk, "A dexterity comparison for 3-DOF planar parallel manipulators with two kinematic chains using genetic algorithms," *Mechatronics*, vol. 19, no. 6, pp. 868–877, Sep. 2009.

[114] S. Ganesh, A. Koteswara Rao, and B. Sarath kumar, "Design optimization of a 3-DOF star triangle manipulator for machining applications," *Materials Today : Proceedings*, vol. 22, pp. 1845–1852, 2020.

[115] A. Hassan and M. Abomoharam, "Modeling and design optimization of a robot gripper mechanism," *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, vol. 46, pp. 94–103, Aug. 2017.

[116] V. Muralidharan, A. Bose, K. Chatra, and S. Bandyopadhyay, "Methods for dimensional design of parallel manipulators for optimal dynamic performance over a given safe working zone," *Mechanism and Machine Theory*, vol. 147, p. 103721, May 2020.

[117] Z. Zhang, B. Chang, J. Zhao, Q. Yang, and X. Liu, "Design, optimization, and experiment on a bioinspired jumping robot with a six-bar leg mechanism based on jumping stability," *Mathematical Problems in Engineering*, vol. 2020, pp. 1–23, Jan. 2020.

[118] J.-A. Leal-Naranjo, J.-A. Soria-Alcaraz, C.-R. Torres-San Miguel, J.-C. Paredes-Rojas, A. Espinal, and H. Rostro-González, "Comparison of metaheuristic optimization algorithms for dimensional synthesis of a spherical parallel manipulator," *Mechanism and Machine Theory*, vol. 140, pp. 586–600, Oct. 2019.

[119] S. Ha, S. Coros, A. Alspach, J. Kim, and K. Yamane, "Computational co-optimization of design parameters and motion trajectories for robotic systems," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 37, no. 13-14, pp. 1521–1536, Dec. 2018.

[120] N. Durand and J.-M. Alliot, "A combined nelder-mead simplex and genetic algorithm," in *GECCO 1999, Genetic and Evolutionary Computation Conference*, Orlando, FL, USA, Jul. 1999, p. 8.

[121] A. Koscianski and M. Luersen, "Globalization and parallelization of Nelder-Mead and Powell optimization methods," in *Innovations and Advanced Techniques in Sys-*

tems, Computing Sciences and Software Engineering, K. Elleithy, Ed. Dordrecht : Springer Netherlands, 2008, pp. 93–98.

[122] M. A. Luersen and R. Le Riche, "Globalized Nelder–Mead method for engineering optimization," *Computers & Structures*, vol. 82, no. 23-26, pp. 2251–2260, Sep. 2004.

[123] P. Niegodajew, M. Marek, W. Elsner, and Ł. Kowalczyk, "Power plant optimisation—effective use of the Nelder-Mead approach," *Processes*, vol. 8, no. 3, p. 357, Mar. 2020.

[124] D. Chablat and P. Wenger, "Moveability and collision analysis for fully-parallel manipulators," in *RoManSy*. Iftomm, 1998, pp. 1–8.

[125] S. Chiu, "Kinematic characterization of manipulators : an approach to defining optimality," in *Proceedings. 1988 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Philadelphia, PA, USA : IEEE Comput. Soc. Press, 1988, pp. 828–833.

[126] C. Gosselin and J. Angeles, "A global performance index for the kinematic optimization of robotic manipulators," *Journal of Mechanical Design*, vol. 113, no. 3, pp. 220–226, Sep. 1991.

[127] D. Chablat, P. Wenger, and J. Angeles, "Conception isotropique d'une morphologie parallèle : Application à l'usinage," *CoRR*, vol. abs/0707.2034, 2007.

[128] K. H. Hunt, "Review : don't cross-thread the screw !" *Journal of Robotic Systems*, vol. 20, no. 7, pp. 317–339, Jul. 2003.

[129] D. Chablat and J. Angeles, "On the kinetostatic optimization of revolute-coupled planar manipulators," *Mechanism and machine theory*, vol. 37, no. 4, pp. 351–374, 2002.

[130] D. Chablat, P. Wenger, and F. Majou, "The Optimal Design of Three Degree-of-Freedom Parallel Mechanisms for Machining Applications," in *ICRA*. Coimbra, Portugal : IEEE, 2003, pp. 1–6. [Online]. Available : https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00145366

[131] P. Wenger and D. Chablat, "Kinematic analysis of a new parallel machine tool : the Orthoglide," in *Advances in Robot Kinematics*, J. Lenarčič and M. M. Stanišić, Eds. Dordrecht : Springer Netherlands, 2000, pp. 305–314.

[132] J. P. Merlet, "Jacobian, manipulability, condition number, and accuracy of parallel robots," *Journal of Mechanical Design*, vol. 128, no. 1, pp. 199–206, 06 2005.

[133] P. Borrel and A. Liegeois, "A study of multiple manipulator inverse kinematic solutions with applications to trajectory planning and workspace determination," in *Proceedings. 1986 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol. 3. San Francisco, CA, USA : Institute of Electrical and Electronics Engineers, 1986, pp. 1180–1185.

[134] J. A. Nelder and R. Mead, "A simplex method for function minimization," *The Computer Journal*, vol. 7, no. 4, pp. 308–313, Jan. 1965. [Online]. Available : https://academic.oup.com/comjnl/article-lookup/doi/10.1093/comjnl/7.4.308

[135] J. C. Lagarias, J. A. Reeds, M. H. Wright, and P. E. Wright, "Convergence properties of the Nelder–Mead simplex method in low dimensions," *SIAM Journal on Optimization*, vol. 9, p. 7, Dec. 1998.

[136] K. I. M. McKinnon, "Convergence of the Nelder–Mead simplex method to a nonstationary point," *SIAM Journal on Optimization*, vol. 9, no. 1, pp. 148–158, Jan. 1998.

[137] P. C. Wang and T. E. Shoup, "Parameter sensitivity study of the Nelder–Mead Simplex Method," *Advances in Engineering Software*, vol. 42, no. 7, pp. 529–533, Jul. 2011.

[138] D. Byatt, "Convergent variants of the Nelder-Mead algorithm.pdf," Ph.D. dissertation, University of Canterburry, England, 2000.

[139] S. Zapotecas Martínez and C. A. Coello Coello, "A proposal to hybridize multiobjective evolutionary algorithms with non-gradient mathematical programming techniques," in *Parallel Problem Solving from Nature – PPSN X*, G. Rudolph, T. Jansen, N. Beume, S. Lucas, and C. Poloni, Eds. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2008, vol. 5199, pp. 837–846, series Title : Lecture Notes in Computer Science.

[140] J. M. Hammersley and D. C. Handscomb, *Monte Carlo Methods.* London : Methuen, 1964.

[141] K.-T. Fang and Y. Wang, *Number-Theoretic Methods in Statistics.* London : Chapman & Hall, 1994.

[142] A. Alessandri, C. Cervellera, D. Macciò, and S. M, "Optimization based on quasi-Monte Carlo sampling to design state estimators for nonlinear systems," *Optimization*, vol. 59, pp. 963–984, 2010.

[143] A. Alessandri, C. Cervellera, and M. Sanguineti, "Functional optimal estimation problems and their solution by nonlinear approximation schemes," *Journal of Optimization Theory and Applications*, vol. 134, no. 3, pp. 445–466, 2007.

[144] R. Zoppoli, M. Sanguineti, G. Gnecco, and P. T, *Neural Approximations for Optimal Control and Decision.* Springer, 2000.

[145] H. Niederreiter, *Random Number Generation and Quasi-Monte Carlo Methods.* Philadelphia : SIAM, 1992.

[146] I. M. Sobol', "The distribution of points in a cube and the approximate evaluation of integrals," *Zh. Vychisl. Mat. i Mat. Fiz.*, vol. 7, pp. 784–802, 1967.

[147] M. N. Boushaki, C. Liu, B. Herman, V. Trévillot, M. Akkari, and P. Poignet, "Optimization of concentric-tube robot design for deep anterior brain tumor surgery," in *ICCARV : International Conference on Control, Automation, Robotics and Vision*, Phuket, Thailand, Nov. 2016. [Online]. Available : https://hal-lirmm.ccsd.cnrs.fr/lirmm-01489241

Annexe A

Annexes

A.1 Questionnaire préliminaire de conception centré sur l'utilisateur

Robot + Endoscope Survey Questionnaire

Please watch the videos before completing the form, thank you for taking the time to answer these questions.

Questions for Otological surgery

Given that the speed shown in videos is the maximum speed possible of the robot

---

1. The robot shown in video 'otology1' is https://youtu.be/Yjd1Cjz7OSM

- very fast
- fast
- okay
- slow
- very slow

2. The robot shown in video 'otology2' is https://youtu.be/7VlJdAgFVvQ

- very fast
- fast
- okay
- slow
- very slow

3. The robot shown in video 'otology3' is https://youtu.be/J6l1hPYxG8o

- very fast
- fast
- okay
- slow
- very slow

4. In an otological surgery, can you approximately specify the number of different viewing angles of endoscope required to see the complete ear canal?

- less than 10
- more than 10 but less than 30
- more than 30

Questions for Sinus surgery

Given that the speed shown in videos is the maximum speed possible of the robot

---

1. The robot shown in video 'sinus1' is https://youtu.be/hdRaCnSROzE

- very fast
- fast
- okay
- slow
- very slow

2. The robot shown in video 'sinus2' is https://youtu.be/NPhVSaqKCFE

- very fast
- fast
- okay
- slow
- very slow

3. The robot shown in video 'sinus3' is https://youtu.be/Kv8lFQoSfl0

- very fast
- fast
- okay
- slow
- very slow

4. In a sinus surgery, can you approximately specify the number of different viewing angles of endoscope required to see the complete sinus cavity?

- less than 10
- more than 10 but less than 30
- more than 30

General question

Q. Can you specify the priority of requirements in a robot to handle an endoscope. (Priority 1 -> Most important)

Faster operation	○	○	○	○
Easy to use	○	○	○	○
Multiple operation capacity	○	○	○	○

Q. Do you have any suggestions or questions about using a robot + endoscope in a surgery

Submit

A.2 Questionnaire d'évaluation du système robotisé pour la chirurgie des sinus et la chirurgie endoscopique de l'oreille

Questionnaire d'évaluation d'un système robotisé pour la chirurgie des sinus et la chirurgie endoscopique de l'oreille

L'objectif de cette étude est de préciser les besoins des chirurgiens ORL dans le cadre de la réalisation du cahier des charges d'un système robotisé permettant d'assister le chirurgien à l'aide d'une troisième main, maintenant l'endoscope et suivant ses gestes.

L'étude dure environ 10 minutes.
Les réponses que vous donnerez resteront anonymes et confidentielles.

Nous vous remercions d'avance,
L'équipe : *Pr Philippe Bordure, Dr Damien Chablat (DR CNRS), Dr Guillaume Michel, Durgesh Salunkhe, Elise Olivier*

Partie 1 : A propos de vous

- Avez-vous déjà participé à cette étude ?

Oui
Non

- Depuis combien d'années exercez-vous la chirurgie ORL ?

Moins de 2 ans
Entre 2 et 5 ans
Entre 5 et 10 ans
Plus de 10 ans

- Combien de chirurgies des sinus par voie endo-nasale avez-vous réalisé ?

Jamais
Moins de 10 fois
Entre 10 et 30 fois
Plus de 30 fois

- Combien de fois avez-vous utilisé l'endoscope pour une chirurgie de l'oreille ?

Jamais
Moins de 10 fois
Entre 10 et 30 fois
Plus de 30 fois

Partie 2 : Chirurgie endoscopique des sinus

---

https://vimeo.com/429935617

Tout d'abord, voici ci-dessus une courte vidéo pour illustrer le système robotique permettant de maintenir l'endoscope pendant une opération des sinus ou de l'oreille.

---

https://vimeo.com/429915570

(Q1) Considérant le fait que la vitesse du système robotique est poussée au maximum dans cette vidéo, le système robotique est :
Très rapide
Rapide
Bien
Lent
Très lent

---

https://vimeo.com/429915609

(Q2) Considérant le fait que la vitesse du système robotique est poussée au maximum dans cette vidéo, le système robotique est :
Très rapide
Rapide
Bien
Lent
Très lent

---

https://vimeo.com/429915650

(Q3) Considérant le fait que la vitesse du système robotique est poussée au maximum dans cette vidéo, le système robotique est :
Très rapide
Rapide
Bien
Lent
Très lent

Partie 3 : Chirurgie endoscopique de l'oreille

---

https://vimeo.com/429915481

(Q4) Considérant le fait que la vitesse du système robotique est poussée au maximum dans cette vidéo, le système robotique est :
Très rapide
Rapide
Bien
Lent
Très lent

---

https://vimeo.com/429915501

(Q5) Considérant le fait que la vitesse du système robotique est poussée au maximum dans cette vidéo, le système robotique est :
Très rapide
Rapide
Bien
Lent
Très lent

---

https://vimeo.com/429915529

(Q6) Considérant le fait que la vitesse du système robotique est poussée au maximum dans cette vidéo, le système robotique est :
Très rapide
Rapide
Bien
Lent
Très lent

- Pourriez-vous indiquer quels sont les besoins prioritaires pour un système robotique porte-endoscope ?

	Priorité 1	Priorité 2	Priorité 3	Priorité 4
Taille (le plus petit possible)	○	○	○	○
Vitesse	○	○	○	○
Facilité d'utilisation	○	○	○	○
Compatibilité avec plusieurs types de chirurgie (ex : oreille + sinus)	○	○	○	○

Partie 4 : Utilisabilité

Nous vous invitons à nous indiquer à quel point vous êtes d'accord avec les affirmations ci-dessous, selon votre ressenti sur le dispositif présenté :

	Tout à fait d'accord	Plutôt d'accord	Neutre	Plutôt pas d'accord	Pas du tout d'accord
Je pense que j'utiliserai ce système robotique fréquemment					
Je trouve ce système robotique inutilement complexe					
Je pense que ce système robotique est facile à utiliser					
Je pense que la plupart des chirurgiens serait capable d'apprendre à utiliser ce système robotique très facilement					
Je pense que j'ai besoin d'apprendre beaucoup de choses avant de pouvoir utiliser ce système robotique					

DOCTORAT BRETAGNE LOIRE / SCIENCES POUR L'INGENIEUR

CENTRALE NANTES

Titre : Étude d'un robot d'assistance pour la chirurgie endoscopique otologique et sinusienne

Mot clés : chirurgie endoscopique, robotique chirurgicale, ORL, mécanisme parallèle, optimisation

Résumé : La chirurgie endoscopique de l'oreille et des sinus permet de favoriser des voies mini-invasives et de visualiser des zones difficiles à atteindre. Elles ne sont cependant pas toujours aisées, car immobilisent une main du chirurgien pour le maintien de l'endoscope. L'objectif de cette thèse est alors de concevoir un robot d'assistance pour ce type de chirurgie endoscopique. La thèse débute par un rappel des régions anatomiques de l'oreille et des sinus, puis par la réalisation d'un atlas géométrique, d'après scanners, permettant la définition des dimensions de ces espaces de travail robotiques et de leurs variations. Après un état de l'art des robots déjà existants pour la chirurgie de l'oreille et des sinus, nous introduisons notre robot porte-endoscope par une analyse fonctionnelle. Elle est confrontée à une veille de brevets, qui mène ensuite à un dépôt de brevet, publié en 2021. Une étude de marché est ensuite présentée, montrant l'intérêt des utilisateurs des spécialités concernées. La phase de conception du robot débute alors, par l'analyse de différents choix d'architecture, autour de variations d'un mécanisme à centre de rotation déporté, couplant un mécanisme sphérique à 2 DDL avec un double parallélogramme. Un nouvel algorithme d'optimisation a été réalisé, basé sur l'algorithme de Nelder Mead, permettant l'optimisation de mécanismes parallèles. Les modalités du contrôle de ce robot par suivi d'image ont enfin été définies, à l'aide d'un algorithme utilisant le CamShift.

Title: Study of an assistance robot for endoscopic otological and sinus surgery

Keywords: endoscopic surgery, surgical robotics, ENT, parallel mechanism, optimization

Abstract: Endoscopic ear and sinus surgery promotes minimally invasive pathways and allows a better view of areas difficult to access. However, they are not always easy, as they immobilize a surgeon's hand to hold the endoscope. The objective of this thesis is to design an assistance robot for this type of endoscopic surgery. The thesis begins with a reminder of the anatomical regions of the ear and sinuses, then with a geometrical atlas based on scans. These measurements size these robotic workspaces and their variations. After a state of the art of the existing robots for ear and sinus surgery, we introduce our endoscope holder robot with a functional analysis. This analysis is confronted with a patent watch, which leads to a patent filing, published in 2021. Then, a marketing study is presented, showing the interest of users of the specialties concerned. The robot design phase begins, with analysis of different architectures, variations of a remote center of motion mechanism, made by coupling two degrees of freedom spherical mechanism with double parallelograms. A new optimization algorithm has been introduced, based on the Nelder Mead algorithm. It allows the optimization of parallel mechanisms. Robot control by image tracking has finally been defined, with an algorithm using CamShift.