# 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, 2UPS-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 2UPS-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].

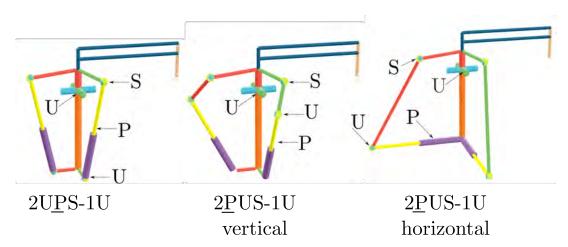


FIGURE 5.1 – Trois variations de l'architecture proposée, en modifiant les ordres et placements des articulations.

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.

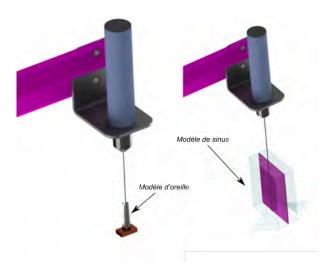
#### 5.2.1.1 Matériels et méthodes

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-



 ${\tt Figure}~5.2$  – Rendus graphiques utilisés pour la comparaison de taille dans le premier questionnaire.

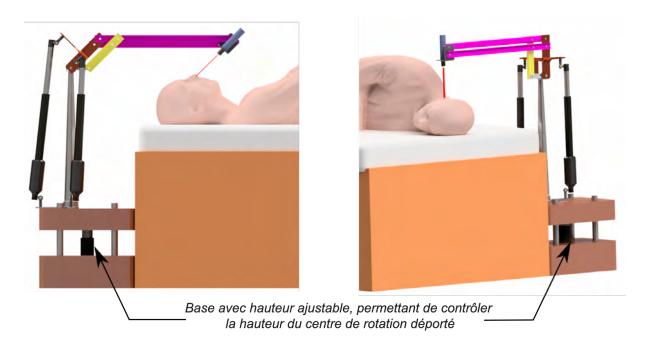


FIGURE 5.3 – Rendus graphiques utilisés pour la comparaison de taille dans le second questionnaire.

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/429915529, 4 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

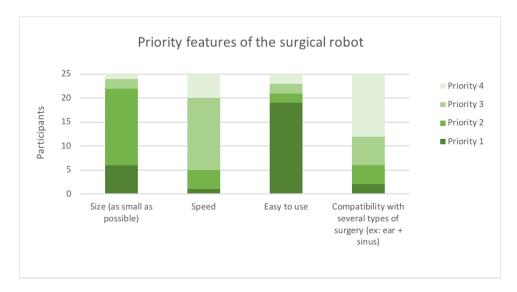


FIGURE 5.4 – Réponses des utilisateurs à propos des caractéristiques prioritaires du futur robot.

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, UPS, 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 UPS 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 plateforme mobile dans le référentiel mobile. Les coordonnées des centres des articulations sont données par

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

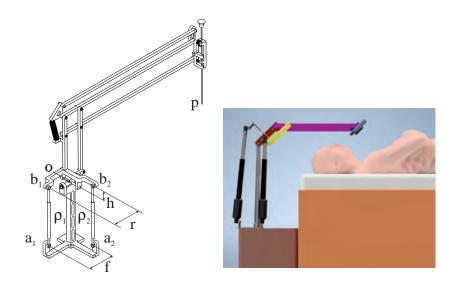


FIGURE 5.5 – Mécanisme à centre de rotation déporté dans sa position *home* et sa localisation à proximité du patient.

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

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

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

Cela conduit aux deux équations de contraintes :

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

$$2h(fS_{\alpha} + C_{\alpha})C_{\beta} - 2fC_{\alpha}r + f^{2} + h^{2} + r^{2} + 2S_{\alpha}r + 1 = \rho_{2}^{2}$$
(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 :

$$\mathbf{A}\omega + \mathbf{B}\dot{\boldsymbol{\rho}} = 0 \tag{5.7}$$

où **A** et **B** sont les matrices jacobiennes parallèles et sérielles, respectivement,  $\omega$  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]:

$$4(C_{\beta}r + h(f + S_{\beta}))r(C_{\alpha})^{2} + (4f^{2}h^{2}(C_{\beta})^{2} - 4f(-S_{\alpha}r + h(fS_{\beta} - 1))rC_{\beta} +$$

$$4(h(fS_{\beta} - 1)S_{\alpha} - fS_{\beta}r)r)C_{\alpha} + 4f((-h^{2}S_{\alpha} + rh)(C_{\beta})^{2} +$$

$$h(r(f + S_{\beta})S_{\alpha} + S_{\beta}h)C_{\beta} - r(frS_{\beta}S_{\alpha} + h)) = 0$$
(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:  $\cos(\beta) f h^2(\cos(\alpha)\cos(\beta) f \sin(\alpha)\cos(\beta) + \sin(\beta)) = 0$

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

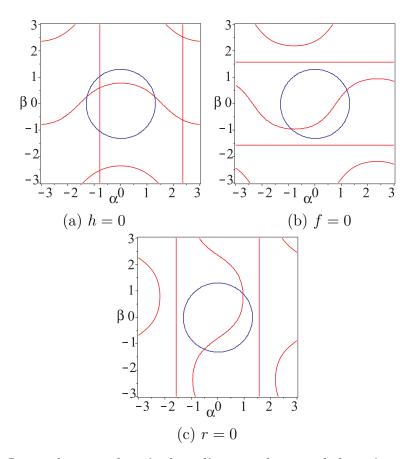


FIGURE 5.6 – Lieux des singularités dans l'espace de travail du mécanisme sphérique, avec quatre aspects. Le rouge représente le lieu des singularités, et le bleu représente la bordure de la forme régulière de l'espace de travail

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

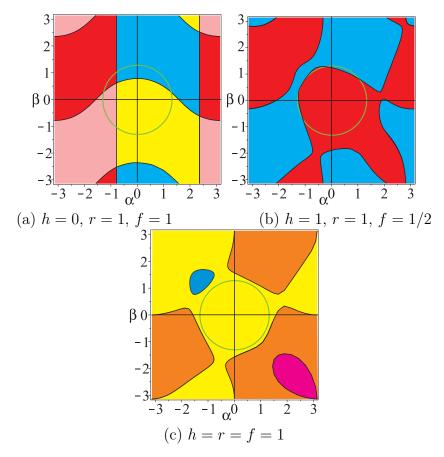


FIGURE 5.7 – Lieux des singularités et aspects dans l'espace de travail pour trois ensembles de paramètres où chaque couleur représente un aspect donné.

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  $\alpha$  et  $\beta$ . 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  $\alpha$  et  $\beta$ . 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.

Chapitre 5 – Conception du nouveau robot pour l'ORL

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.

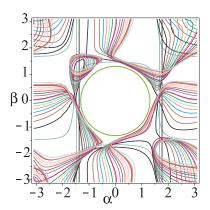


FIGURE 5.8 – Lieux des singularités à partir des paramètres définis dans le Tableau 5.1, où la courbe bleue est la limite de l'espace de travail souhaité.

#### **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

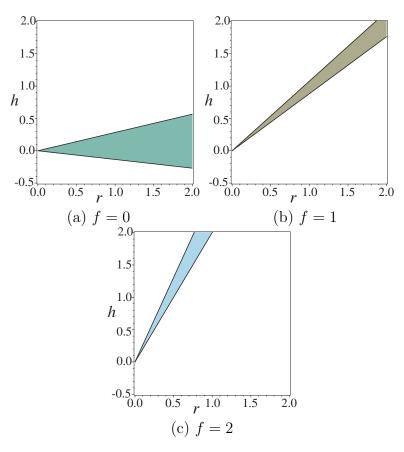


FIGURE 5.9 – Ensemble de solutions obtenues par la DCA.

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

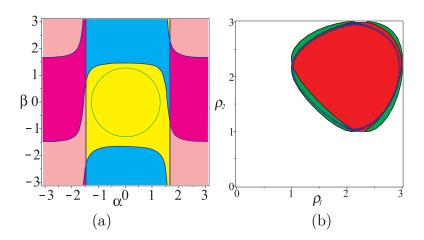


FIGURE 5.10 – Espace de travail (a) et espace articulaire (b) sans point cusp avec la limite de l'espace de travail souhaité et son image dans l'espace articulaire pour h=0, r=1 et f=1/10

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

$$2(C_{\beta} + S_{\beta} + 1)C_{\alpha}^{2} + (2C_{\beta}^{2} + (-2S_{\beta} + 2S_{\alpha} + 2)C_{\beta} + (-2S_{\alpha} + 2)C_{\beta}^{2}$$

$$+ (2S_{\beta} - 2)S_{\alpha} - 2S_{\beta})C_{\alpha} + ((2S_{\beta} + 2)S_{\alpha} + 2S_{\beta})C_{\beta} - 2S_{\alpha}S_{\beta} = 2$$

$$(5.10)$$

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].

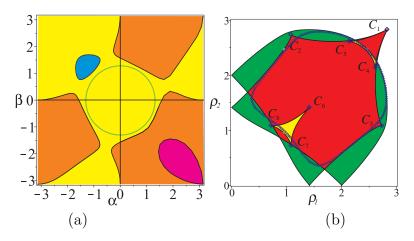


FIGURE 5.11 – Espace de travail (a) et espace articulaire (b) avec 8 points cusps à la limite de l'espace de travail souhaité et son image dans l'espace articulaire pour h = r = f = 1

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 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.

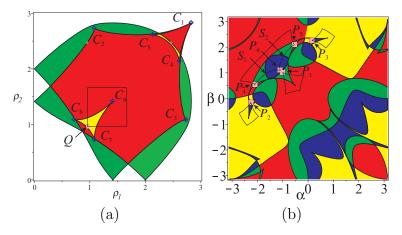


FIGURE 5.12 – Trajectoire encerclant un point cusp dans l'espace articulaire (a) et son image dans l'espace de travail (b).

#### 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  $2U\underline{P}S$ -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 UPS 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 2UPS-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

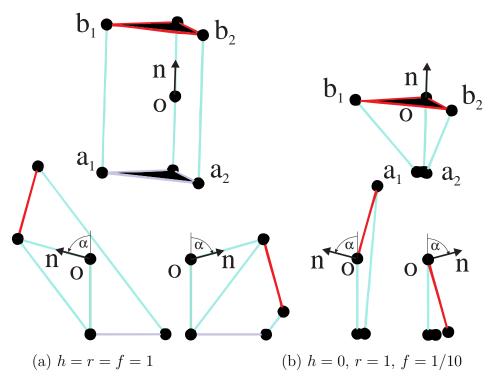


FIGURE 5.13 – Rendu graphique des deux cas étudiés en position maison et pour  $\alpha=\pm75^\circ$  avec la plate-forme mobile en rouge et  ${\bf n}$  la normale à la plate-forme mobile.

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 2UPS-U présente un actionneur prismatique liant le cardan et la rotule d'une jambe. La variation 2PUS-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 2UPS-U présente de meilleurs performances cinématiques que la variation 2PUS-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  $2U\underline{P}S$ -U peut être réalisé à l'aide de 13 paramètres, comme présenté sur la Figure 5.14a; la variation  $2\underline{P}US$ -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  $(\alpha, \beta)$  pour représenter l'espace articulaire (détaillé en section 5.2.3.5.a), l'orientation de