



HAL
open science

Vers un actionnement sûr pour la radiologie interventionnelle robotisée

Laure Esteveny

► **To cite this version:**

Laure Esteveny. Vers un actionnement sûr pour la radiologie interventionnelle robotisée. Automatique / Robotique. Université de Strasbourg, 2014. Français. NNT : 2014STRAD015 . tel-01152956v2

HAL Id: tel-01152956

<https://hal.science/tel-01152956v2>

Submitted on 16 Feb 2016

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

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

**ÉCOLE DOCTORALE MATHÉMATIQUES, SCIENCES DE L'INFORMATION ET DE
L'INGÉNIEUR**

ICube UMR 7357

THÈSE présentée par :

Laure ESTEVENY

Soutenue le : **9 décembre 2014**

pour obtenir le grade de : **Docteur de l'Université de Strasbourg**

Discipline/ Spécialité : Automatique et robotique

**Vers un actionnement sûr pour la
radiologie interventionnelle robotisée**

THÈSE dirigée par :

M. BAYLE Bernard

Professeur, Université de Strasbourg

RAPPORTEURS :

M. WENGER Philippe

M. MOREL Guillaume

Directeur de recherche au CNRS, IRCCyN, Nantes
Professeur, Université Pierre et Marie Curie, Paris

EXAMINATEURS :

M. KRUT Sébastien

M. BARBÉ Laurent

Chargé de recherche au CNRS, LIRMM, Montpellier
Ingénieur de recherche, Université de Strasbourg

Remerciements

À l'heure de clore ce travail de thèse, je souhaite remercier, en premier lieu, mon directeur de thèse, Bernard Bayle, pour sa confiance et ses conseils toujours avisés et mon encadrant, Laurent Barbé, pour avoir grandement participé à éclaircir la nébuleuse qu'était pour moi l'automatique. Toujours disponibles, attentifs aux moindres détails, j'ai vraiment apprécié de travailler avec vous et beaucoup appris à vos côtés. Pour tout cela et tellement plus encore, merci infiniment !

Je souhaite aussi remercier Philippe Wenger, Guillaume Morel et Sébastien Krut pour le temps et l'énergie qu'ils ont consacrés à évaluer ce travail. J'ai été ravie de pouvoir échanger avec vous et vos remarques constructives m'ont permis de prendre du recul sur ces travaux et m'ont donné envie de poursuivre dans ces thématiques. Merci beaucoup !

Je remercie également la Région Alsace, l'IHU de Strasbourg, l'INSA de Strasbourg, l'Equipex Robotex et le labex CAMI pour leurs soutiens financiers.

Mes sincères remerciements à Vincent Van Geirt, dont l'aide fut très précieuse dans la réalisation du système à 3 ddl. Merci aussi à Lucile, Florent, François et Benoît pour les heures d'usinage, de prototypage et d'échange de conseils mécaniques ! Plus largement, je remercie l'équipe AVR dans son ensemble pour l'ambiance de travail très agréable et conviviale, avec un très grand merci à Pierre Renaud.

Une pensée toute particulière à mes mentors, Lennart, Salih, Bérangère, Houssein et Xavier, mes compagnons de promotion Markus, Antonio et Ryad et de promotions suivantes, en particulier Arnaud, Nadège, Paolo, Laure-Anaïs, Xavier ; Nicole, Quentin et le petit dernier, Gauthier ! Bon courage à vous ! Ceci sans oublier les stagiaires de master, et notamment Ivan et David. Merci à tous pour les très beaux moments partagés et ceux qui restent encore à venir :)

Mes derniers remerciements vont évidemment à ma famille et mes amis. Merci pour vos encouragements, vous pour qui la sûreté en robotique n'a maintenant plus aucun secret ! Enfin, merci à mon compagnon, Jérémie, pour ton soutien de chaque instant.

Table des matières

1	Contexte et contributions	1
1.1	Définition et caractérisation de la sûreté	2
1.2	Vers des systèmes plus sûrs	4
1.2.1	Limitation des couples	4
1.2.2	Réduction des poids et des inerties	4
1.2.3	Équilibrage statique	6
1.3	Vers des systèmes mieux adaptés aux interactions	8
1.3.1	Sûreté active	9
1.3.2	Actionnement compliant	10
1.3.3	Actionnement à raideur variable	11
1.3.4	Synthèse des actionneurs compliants	17
1.4	Contributions de la thèse	18
2	Positionnement autonome et sûreté d'interaction	21
2.1	Principe général de l'actionnement proposé	22
2.2	Description détaillée du mécanisme	24
2.2.1	Pré-requis : équilibrage statique à partir de ressorts idéaux	25
2.2.2	Présentation du mécanisme	28
2.2.3	Modélisation du mécanisme	29
2.2.4	Analyse des propriétés du mécanisme	30
2.2.5	Équation de mouvement	31
2.2.6	Avantages d'un tel système	32
2.3	Méthodologie de dimensionnement/Influence des variables de conception	32
2.3.1	Influence de α sur le couple d'actionnement	32
2.3.2	Influence de l sur l'actionneur	36
2.3.3	Influence de la masse et de l'inertie sur l'accélération	36
2.3.4	Synthèse	36
2.4	Exemple de mise en œuvre	38
2.4.1	Prototype	38
2.4.2	Loi de commande	40

Table des matières

2.4.3	Validations expérimentales	42
2.5	Perspectives	48
3	Modulation de raideur	51
3.1	Principe et fonctionnement	52
3.1.1	Principe du mécanisme proposé	52
3.1.2	Règles de conception	54
3.1.3	Mécanismes compliantes et raideur variable	55
3.2	Modulation de la raideur d'une articulation	58
3.2.1	Solution proposée	58
3.2.2	Modélisation des éléments compliantes	61
3.2.3	Influence des paramètres de conception	66
3.2.4	Dimensionnement des lames	68
3.3	Réalisation et validations expérimentales	69
3.3.1	Prototype	69
3.3.2	Caractérisation du prototype	73
3.4	Perspectives	77
4	Application et généralisation	79
4.1	Vers une application médicale	80
4.1.1	La radiologie interventionnelle	80
4.1.2	Architecture et fonctionnement des assistants robotiques existants	83
4.1.3	Approche proposée	86
4.2	Stratégie de positionnement en mode autonome	92
4.2.1	Système robotique	92
4.2.2	Modélisation	92
4.2.3	Prototype	97
4.2.4	Stratégie de commande	99
4.2.5	Validations expérimentales	100
4.3	Stratégie de guidage en mode comanipulé	104
4.3.1	Description	105
4.3.2	Stratégie de guidage	107
4.3.3	Simulations et résultats	109
4.4	Perspectives	114
	Conclusion	117
	Conclusions	117
	Perspectives	119
	Annexes	121

A Modélisation d'un quart du mécanisme à raideur variable	121
B Modèle du système à 3 ddl	123
Bibliographie	134

1 Contexte et contributions

Sommaire

1.1 Définition et caractérisation de la sûreté	2
1.2 Vers des systèmes plus sûrs	4
1.2.1 Limitation des couples	4
1.2.2 Réduction des poids et des inerties	4
1.2.3 Équilibrage statique	6
1.3 Vers des systèmes mieux adaptés aux interactions	8
1.3.1 Sûreté active	9
1.3.2 Actionnement compliant	10
1.3.3 Actionnement à raideur variable	11
1.3.4 Synthèse des actionneurs compliants	17
1.4 Contributions de la thèse	18

Depuis deux décennies, les modes d'interaction avec les robots se sont diversifiés. Les applications dans lesquelles les robots interagissent avec des utilisateurs s'étendent désormais aux domaines de la santé, de l'industrie et bien d'autres encore. De nouveaux assistants robotiques apparaissent, aussi bien utilisés pour la réhabilitation ou la chirurgie [Vallery 2008, Duchemin 2004] que pour le transport de charges ou le positionnement collaboratif [Kazerooni 1996, Colgate 1996]. Du traditionnel robot industriel confiné par sécurité, on a évolué vers un robot capable d'interagir avec l'homme, et de travailler avec lui. Cette évolution doit permettre d'améliorer la condition de l'homme en transférant la pénibilité de certaines tâches aux robots, de remplacer l'homme dans les environnements hostiles, ou encore d'améliorer les gestes en précision, en répétabilité et en temps d'exécution. C'est dans cette optique que de plus en plus de robots sont amenés à partager leur espace de travail avec les hommes, ce qui rend certaines interactions physiques inévitables, qu'elles soient souhaitées ou non.

Deux problèmes en découlent :

1. Comment garantir **la sécurité de l'utilisateur** dans l'espace de travail du robot ?
2. Comment profiter de cette proximité pour permettre **une collaboration homme-robot** ?

Dans ce chapitre, nous rendons tout d'abord compte des travaux réalisés autour de ces problématiques. Ensuite, nous exposons les contributions de ce travail de thèse en réponse aux problèmes posés. Notons que cette thèse s'inscrit dans le contexte applicatif de la robotique médicale, sur lequel nous reviendrons au chapitre 4. Nous avons cependant souhaité prendre du recul par rapport à ce contexte pour contribuer de manière plus générale à la conception des mécanismes sûrs pour l'interaction homme-robot. Les objectifs de la thèse sont ainsi de proposer une architecture robotique intrinsèquement sûre pour réaliser des tâches de positionnement et de guidage du geste. Les tâches auxquelles nous nous intéressons sont à l'échelle humaine, c'est-à-dire que les vitesses d'exécution et les efforts de contact sont faibles, respectivement de l'ordre du cm/s et du N.

1.1 Définition et caractérisation de la sûreté

Les interactions entre l'homme et le robot peuvent être multiples [Goodrich 2007]. Dans le cadre de cette thèse, les travaux proposés sont restreints aux interactions physiques, c'est-à-dire relatives aux contacts, qu'ils soient désirés ou non, entre l'homme et le robot.

Dans ce contexte, la sûreté d'un système robotique est à apprécier sous deux angles [Alami 2006, Kulic 2007, Lens 2012] :

- la sûreté pré-collision, qui vise à minimiser le risque de collision. Cette approche consiste notamment à ajouter des capteurs pour prévenir les collisions, à réduire les vitesses de fonctionnement ou encore à réduire l'inertie ainsi que la masse du robot ;
- la sûreté post-collision, qui vise à minimiser les conséquences lorsque l'impact se produit. Cette approche consiste à ajouter de l'élasticité dans les articulations, des sécurités logicielles et/ou matérielles pour limiter les couples d'actionnement, à éliminer les angles saillants pour limiter les lacérations, ou encore à couvrir le robot de matière souple pour amortir les chocs.

Toutes ces stratégies ont pour objectif commun la conception de mécanismes intrinsèquement sûrs [Duchemin 2004, Alami 2006, Bicchi 2008], incapables de blesser les hommes avec lesquels ils interagissent, et cela quelles que soient les défaillances du robot.

La sûreté au travers des normes

Les normes et les législations donnent généralement de bons enseignements sur les niveaux de sécurité attendus. C'est seulement en juillet 2011 que les normes de sécurité concernant les robots industriels ont été unifiées et complétées alors que les robots étaient implantés massivement depuis plus de 30 ans dans les usines [ISO 2011a, ISO 2011b]. La norme ISO 10218 est la première à faire apparaître le terme « robots collaboratifs » mais là encore, dans le domaine industriel. La norme traite de façon très globale la sécurité de l'utilisateur. Par exemple, elle se contente de limiter la vitesse de l'effecteur par rapport à la base du robot à 250 mm/s, la puissance maximale du robot à 80 W, ou la force appliquée en position statique à 150 N [ISO 2011a, ISO 2011b]. Ces législations permettent de limiter la gravité des dommages sans pour autant imposer de critères stricts, adaptés aux situations rencontrées, comme le relèvent notamment les travaux de [Haddadin 2011]. Il est par exemple primordial de distinguer les cas d'impacts à la tête lorsque l'environnement est libre ou contraint, comme démontré dans [Laffranchi 2009]. Lorsque la tête est contrainte, le niveau d'énergie pour fracturer le crâne est en effet 17 fois supérieur à celui requis pour briser la nuque lorsque la tête est en environnement libre. Au delà des chiffres, ces deux cas prouvent l'importance d'adapter les critères de sécurité à chaque situation et soulignent aussi la difficulté à généraliser des normes de sécurité. Éloignées des considérations de sécurité en robotique de service, les normes existantes permettent néanmoins de placer des seuils à ne jamais atteindre et de mettre en lumière les points critiques tels que la vitesse d'exécution d'une tâche ou encore la puissance des actionneurs.

Indices de sûreté

Cette absence de critères universels pour quantifier la sûreté d'un robot mène au développement d'une multitude d'indices. Pour la plupart, ce sont des données empiriques provenant du domaine automobile et adaptées au domaine de la robotique. Nous citerons entre autres l'*Abbreviated Injury Scale* (AIS), échelle utilisée pour quantifier la gravité d'un impact, la *Wayne State Tolerance Curve* (WSTC), courbe délimitant la dangerosité d'une accélération de la tête sur un temps donné ou encore le *Head Injury Criterion* (HIC), critère basé sur l'accélération instantanée de la tête [Haddadin 2007, Haddadin 2011].

Dans la plupart des cas, ces indices sont étroitement liés aux notions d'énergie transmise par le robot, d'accélération, de surface et de point de contact. Ils ne peuvent être vérifiés qu'*a posteriori* puisqu'ils requièrent un banc de test spécifique. Néanmoins, les simulations et les expériences menées jusqu'alors montrent notamment les tendances suivantes :

- pour une charge donnée, la sûreté d'une interaction avec un robot est garantie lorsque la vitesse de l'effecteur est limitée à un certain seuil [Ulrich 1995] ;

- l'effort lors d'un impact à une vitesse donnée augmente avec la masse du robot, mais tend à ne plus varier à partir d'une certaine masse [Haddadin 2011] ;
- l'ajout de compliance ou la diminution de raideur d'un système réduit la valeur de l'effort d'impact et augmente la durée de l'impact [Pratt 1995].

1.2 Vers des systèmes plus sûrs

Les travaux s'intéressant à la sûreté des systèmes robotiques mettent en évidence la nécessité de modifier les méthodes traditionnelles de conception des robots. Dès la phase de conception, de nouvelles stratégies sont donc développées pour notamment limiter les couples d'actionnement, réduire les masses et les inerties, ou encore équilibrer statiquement le robot. Ces approches ont ensuite été traitées, séparément ou conjointement, en tenant compte des avancées technologiques et des applications.

1.2.1 Limitation des couples

Certaines stratégies permettent de détecter les impacts à partir de la mesure des couples articulaires produits par le robot afin de réagir ensuite de façon adéquate. Une solution alternative consiste à utiliser un dispositif mécanique (limiteur de couple) permettant de limiter les efforts appliqués par le robot à un certain seuil, qui peut être dynamique. Lorsque le seuil critique d'effort est atteint, la transmission initialement rigide du limiteur de couple devient compliant, ce qui permet d'absorber une large part de l'énergie lors d'un impact. Dans [Lauzier 2011], les limiteurs sont positionnés sur chaque articulation du robot afin de réduire l'effort d'impact quel que soit l'endroit où il a lieu. Un tel système est efficace mais encombrant et complexe à réaliser. Dans [Park 2008], seule la dernière liaison est pourvue d'un limiteur de couple. Dans [Lauzier 2010], les auteurs utilisent une structure Delta, positionnée en bout d'organe terminal, pour découpler mécaniquement le robot de son effecteur lorsque le seuil critique d'effort est atteint. Par la suite, un frein est activé afin d'arrêter le robot avant que toute la course permise par le limiteur de couple ne soit atteinte. Comme souligné par les auteurs, ces deux structures s'adaptent bien aux dispositifs où seul l'organe terminal peut entrer en collision avec l'utilisateur, mais elles ne permettent pas de le protéger des collisions qui auraient lieu avec les autres segments du robot.

1.2.2 Réduction des poids et des inerties

Une autre stratégie de conception pour obtenir un système intrinsèquement sûr consiste à minimiser les poids et les inerties des parties mobiles du robot. Nous pouvons citer l'exemple du *Barett Whole Arm Manipulator* (WAM) [Salisbury 1988, Rooks 2006], qui exploite pleine-

ment les avantages des transmissions par câbles. Ces transmissions permettent en effet de déporter les actionneurs vers la base du robot en vue de l'alléger, de garantir une très bonne réversibilité des articulations, tout en supprimant les jeux. Une très bonne transparence peut alors être obtenue, d'autant que le système réalise une compensation active de la gravité [Salisbury 1988]. Néanmoins, les segments du robot restent lourds, ce qui contraint à choisir des actionneurs de forte puissance.

À partir des années 1990, de nouveaux matériaux et procédés de fabrication tels que des polymères moulés renforcés en fibres de carbone sont apparus. Il en est de même dans les technologies de transmission où les réducteurs *Harmonic drive* en aluminium ont permis des gains notables de poids et d'encombrement. Ces technologies ont par exemple été utilisées pour concevoir le robot *DLR/Kuka Light Weight Robot (LWR)* [Hirzinger 2002, Albu-Schäffer 2007], présenté à la figure 1.1. Son actionnement est basé sur des moteurs électriques brushless RoboDrive [TQ-Group 2014], spécialement développés et optimisés pour garantir de forts couples, en minimisant le poids et les pertes par frottements. Les actionneurs intègrent une mesure des couples articulaires utilisée dans des algorithmes de commande et de détection de collisions [Bischoff 2010]. Comparé aux robots industriels de performances équivalentes (port de charges légères), le LWR présente de nettes améliorations en termes de sécurité [Haddadin 2008b, Haddadin 2008a].

Enfin, une dernière illustration récente est le *BioRob arm* [Lens 2012], figure 1.2, basé sur une conception minimaliste : de fins segments forment le squelette du robot, autour duquel passent les câbles nécessaires à l'actionnement, tandis que les moteurs sont déportés à la base du robot pour permettre de l'alléger et de l'équilibrer statiquement (détails de l'actionnement



FIGURE 1.1 – LWR [Albu-Schäffer 2007].

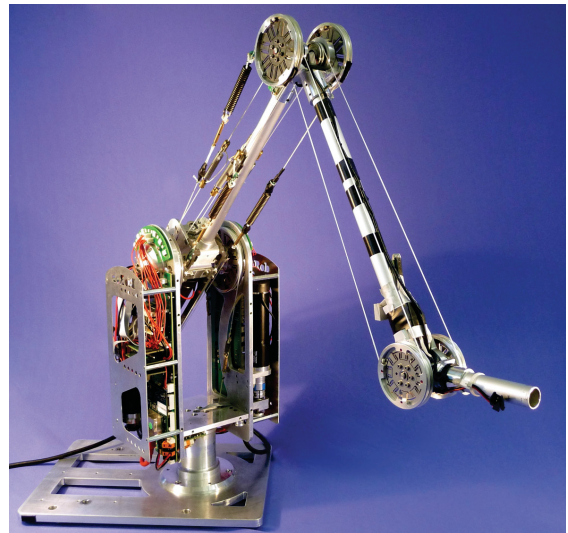


FIGURE 1.2 – *BioRob arm* [Lens 2012].

et de l'équilibrage dans la suite du chapitre). Les câbles sont liés à des ressorts, qui limitent les efforts en cas d'impact en absorbant une partie de l'énergie, même lorsque les vitesses sont importantes.

1.2.3 Équilibrage statique

Dans la majorité des robots industriels, une grande partie de la puissance d'actionnement sert à compenser la gravité, y compris lorsque les masses ont été minimisées. Pour diminuer cette puissance, la gravité peut être compensée de façon mécanique, pour aboutir à des dispositifs dits statiquement équilibrés [Laliberte 1999, Herder 2001, Vermeulen 2010]. Ces mécanismes ont la particularité de rester immobiles quelle que soit leur configuration, même en l'absence de frottement ou de dispositif de freinage [Gosselin 2008]. L'équilibrage statique est généralement réalisé par l'ajout de contrepoids ou d'éléments élastiques. Les contrepoids permettent de conserver le centre de gravité du système stationnaire, au moins approximativement [Mahalingam 1986]. Pour les robots à architecture série, le centre de gravité du robot est généralement choisi confondu avec un point de pivot, comme représenté sur la figure 1.3 : un contrepoids permet d'équilibrer la pièce 1 autour du point de pivot. Puis un second contrepoids équilibre la pièce 1 et son contrepoids, et la pièce 2 autour de son pivot. Enfin, un troisième contrepoids équilibre la pièce 1 et son contrepoids, la pièce 2 et son contrepoids et la pièce 3 autour du pivot lié à la base. Dans le cas d'une architecture parallèle, il faut rechercher l'endroit où doivent être placés les contrepoids sur chacun des segments du robot pour que le centre de masse de l'ensemble reste fixe quelle que soit la configuration du mécanisme [Jean 1996].

L'équilibrage par contrepoids permet généralement d'obtenir un équilibrage parfait et reste

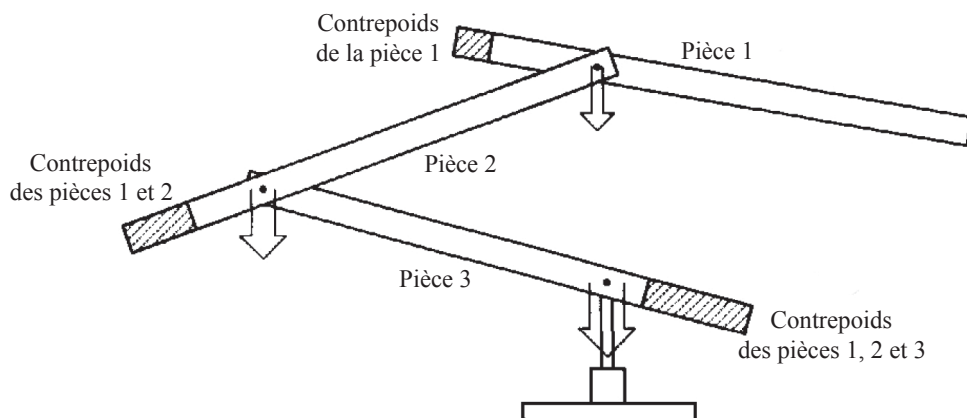
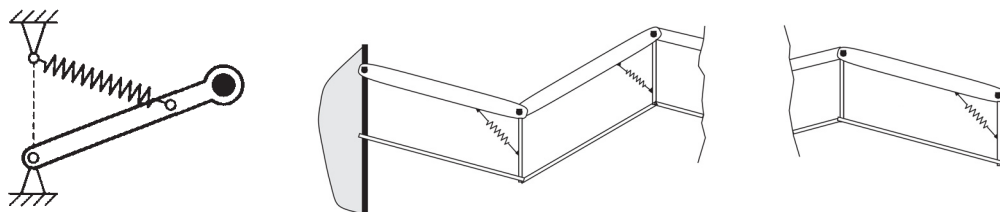


FIGURE 1.3 – Principe de l'équilibrage statique par contrepoids, tiré de [Herder 2001].

relativement simple à mettre en œuvre dans le cas d'une architecture série. Cependant, l'encombrement, la masse et l'inertie du système augmentent rapidement avec le nombre de liaisons. C'est pourquoi, dès 1989, un manipulateur de type industriel à trois degrés de liberté (ddl) a été développé, doté d'un équilibrage statique basé sur des masses localisées [Kazerooni 1989]. Ce robot utilise une structure en parallélogramme permettant de déporter les actionneurs à la base du robot. En répartissant convenablement les masses des actionneurs sur les différents segments du robot, l'équilibrage statique est réalisé sans ajouter d'autres contrepoids. Une approche similaire peut être envisagée sur des mécanismes parallèles en répartissant non-uniformément la matière sur chaque segment du mécanisme, notamment dans le cas de systèmes 4-barres plan [Gosselin 2008]. Toutefois, modifier ou ajuster la répartition des poids déjà présents sur les mécanismes n'est pas toujours réalisable.

L'utilisation de ressorts pour faire l'équilibrage statique remédie aux inconvénients d'encombrement et d'ajout de masse [Herder 2001]. Cependant, l'apport d'énergie potentielle élastique se fait souvent aux dépens de la simplicité du système. En effet, la direction de la gravité par rapport au système à équilibrer doit être connue et les ressorts doivent posséder un point d'attache fixe par rapport au bâti, ou au moins dont l'altitude ne varie pas. Le montage figure 1.4a représente la réalisation la plus courante de l'équilibrage par ressort, basée sur l'utilisation de ressorts linéaires idéaux, c'est-à-dire de longueur à vide et de tension initiale nulles¹. Pour assurer un équilibrage statique parfait, il faut que le point d'attache du ressort sur le bâti soit situé sur la verticale du point de pivot de la barre. Cette méthode d'équilibrage peut être généralisée à des mécanismes à plusieurs ddl, comme illustré par la figure 1.4b [Rahman 1995]. Afin de fixer une des extrémités de chaque ressort sur un segment vertical, des structures en parallélogramme sont alors ajoutées. Cependant, la réalisation de ces systèmes, qui doit prendre en compte les paramètres des ressorts, reste souvent complexe, notamment dès que le nombre de ddl augmente. Quelques exemples d'équilibrages parfaits sur lesquels nous reviendrons par la suite sont proposés dans [Herder 2001].



(a) 1 ddl [Herder 2001].

(b) Plusieurs ddl [Rahman 1995].

FIGURE 1.4 – Équilibrage statique par ressorts idéaux.

1. On explicitera ces concepts dans le chapitre 2.

C'est pourquoi certains travaux privilégient des alternatives à base de ressorts, câbles et cames faites sur mesure, qui sont plus faciles à implémenter sur des systèmes à plusieurs ddl [Ulrich 1991, Endo 2010]. Dans l'exemple de la figure 1.5, le ressort est lié à un câble. Le profil de la came sur lequel il s'enroule permet de partiellement compenser les effets de la gravité. D'un point de vue plus général, de tels profils sont souvent complexes et ne permettent pas de réaliser un équilibrage statique parfait. De plus, l'espace de travail de ces dispositifs s'en trouve restreint, du fait de leur construction.

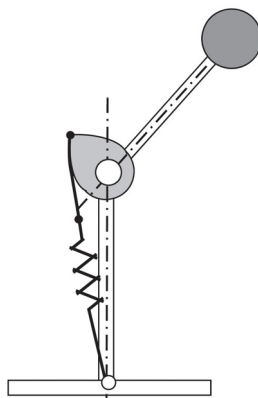


FIGURE 1.5 – Compensation de gravité à partir d'un montage câble-ressort-came [Endo 2010].

Une fois l'influence de la gravité supprimée, les couples d'actionnement ne servent qu'à assurer à l'organe terminal l'accélération désirée, en tenant compte des effets d'inertie et de frottement à compenser. Dans [Vermeulen 2010], les auteurs équilibrent statiquement un système à 3 ddl avec des ressorts et montrent que des moteurs de faible puissance suffisent alors à faire fonctionner le système. Néanmoins, dans un tel cas où les moteurs sont directement sur l'axe de la liaison, l'accélération et le couple d'actionnement du système ne peuvent être limités, une fois le moteur choisi, qu'au niveau du variateur (courant maximal). Afin de conserver des faibles puissances d'actionnement, y compris lorsque le robot porte une charge, un ajustement de l'équilibrage en fonction de la charge est réalisé [Vermeulen 2010].

1.3 Vers des systèmes mieux adaptés aux interactions

La flexibilité n'est généralement pas désirée dans les robots industriels, puisqu'elle diminue les performances en termes de précision et qu'elle complexifie la commande. Elle a néanmoins l'avantage d'absorber une partie de l'énergie transmise par le robot lors d'impacts et apporte ainsi une meilleure sécurité. C'est pourquoi certains travaux de recherche se sont plus particulièrement concentrés sur l'ajout de compliance au niveau des articulations du robot [Van Ham 2009, Vanderborght 2013], comme expliqué dans les sections 1.3.1 et 1.3.2.

Comme évoqué en introduction, d'autres types de tâches robotiques se développent, qui ne requièrent pas seulement précision ou répétabilité, mais nécessitent la collaboration homme-robot. Dans un scénario de manipulation collaborative, l'utilisateur ne doit pas avoir à fournir d'efforts importants pour déplacer le robot. Idéalement il ne doit pas « percevoir » le robot, autrement que pour être guidé par lui. Cette propriété de transparence du robot vis-à-vis de l'utilisateur peut être obtenue par plusieurs biais, tels que notamment la compensation de la gravité ou l'utilisation d'articulations réversibles (WAM, *BioRob arm*). Dans certaines tâches partagées, le robot doit pouvoir guider le geste de l'utilisateur. L'utilisation d'actionneurs à raideur variable, qui permettent d'imposer une position avec plus ou moins de rigidité, semble être une solution pertinente. Le principe de fonctionnement, les avantages et les limitations de ces actionneurs seront introduits en partie 1.3.3.

1.3.1 Sûreté active

On désigne sous cette appellation les techniques qui utilisent des capteurs associés à des algorithmes de commande pour prévenir ou détecter les collisions. Une technique consiste par exemple à comparer les données mesurées par des capteurs de mouvements avec celles obtenues pour un cycle de référence (sans collision) et, en cas de différences notables, le robot est ralenti ou stoppé [Graham 1986]. Les limites de cette approche sont très vite atteintes du fait, notamment, du champ d'action restreint des capteurs, qui ne couvrent pas l'intégralité de l'espace atteignable du robot et de leur possible défaillance. Pour dépasser ces limitations, de nombreux auteurs [Yamada 1990, Yamada 1997, Lumelsky 2001, Stiehl 2006, Duchaine 2009] proposent de couvrir intégralement le robot d'une couche active permettant de recueillir des données de proximité, de température, de pression, etc. ainsi que d'amortir d'éventuels chocs. Néanmoins, l'intégration de ces capteurs est onéreuse et les lois de commande associées sont complexes à mettre en œuvre.

La diminution de l'énergie d'impact est aussi étroitement liée à la durée de l'impact. Ainsi, les stratégies de commande basées sur des mesures d'efforts doivent permettre une réponse très rapide de la part du robot. C'est pourquoi certains auteurs se sont plus particulièrement intéressés aux stratégies de commandes adaptées à un fonctionnement sûr [Whitney 1977, Salisbury 1980, Hogan 1985, Raibert 1981]. C'est ainsi qu'a été développée la compliance dite active, basée sur une commande en effort. Lorsque le robot rigide rencontre un environnement, il devient compliant en reproduisant de manière active l'attitude qu'aurait un système mécaniquement compliant, *i.e.* composé de ressorts et amortisseurs. D'après [Townsend 1988], ces stratégies de commande ne permettent toutefois pas d'aboutir à des systèmes intrinsèquement sûrs, puisqu'ils possèdent une bande passante limitée et ne peuvent donc pas absorber correctement les chocs. Par ailleurs, ils ne sont pas à l'abri de défaillances électriques. Actuellement, ces approches sont généralement implantées sur des robots de type

industriel, qui ne sont pas bien adaptés aux interactions homme-robot du fait notamment de leur masse et de leur inertie, de la puissance qu'ils sont capables de générer et de leur manque de réversibilité. À la lumière de ces arguments, nous avons fait le choix de nous intéresser par la suite aux solutions où la compliance est obtenue mécaniquement par l'ajout d'un élément flexible entre l'actionneur et la charge.

1.3.2 Actionnement compliant

Cette nouvelle génération d'actionneurs dits compliants trouve une définition intéressante dans [Vanderborght 2013]. Les auteurs apparentent les actionneurs traditionnels, dits rigides, à des sources de position tandis que les actionneurs compliants sont apparentés à des sources d'efforts. En effet, les premiers sont capables de maintenir une position quels que soient les efforts externes appliqués, dans la limite de leur capacité. Ils possèdent en ce sens une très grande impédance mécanique de sortie, qui correspond à leur capacité à résister à un effort, une large bande passante et une très grande précision de positionnement. *A contrario*, sous l'action d'efforts extérieurs, les actionneurs compliants dévient de leur position d'équilibre, définie comme la position où l'actionneur ne génère aucun couple ou effort [Vanderborght 2013]. La loi de comportement caractérisant cette déviation dépend des propriétés intrinsèques de l'actionneur compliant : élasticité, amortissement, inertie. Idéalement, ils se caractérisent par une impédance nulle à leur position d'équilibre, ce qui leur confère d'intéressantes propriétés de transparence et donc de sûreté.

Les actionneurs compliants ont été introduits en 1995 par G. Pratt et M. Williamson [Pratt 1995] sous la dénomination de *Series Elastic Actuators* (SEA). Leur principe de fonctionnement est simple : un élément élastique est introduit au niveau de la transmission du système en vue de diminuer sa raideur. Dans les hautes fréquences, cet ajout de compliance réduit l'inertie apparente du robot en découplant l'actionneur de la charge et améliore à la fois l'absorption des énergies d'impact et la tolérance aux chocs de l'actionneur. Parallèlement à ces considérations physiques, l'ajout de compliance apporte plus de stabilité et de précision pour la commande en effort en présence d'environnements inconnus, comme développé dans [Pratt 2002]. En effet, connaissant la raideur de l'élément élastique ajouté, il est alors possible de déduire l'effort généré par le SEA par une simple mesure de la déflexion de l'élément élastique. Par suite, l'effort produit par le SEA peut être imposé grâce à une commande en position du moteur.

La technologie SEA commence à intégrer certains systèmes commerciaux, tels que le robot *Baxter* de la société Rethink Robotics [Guizzo 2012]. Côté recherche, les travaux actuels visent à optimiser l'intégration et les performances de tels systèmes. À titre d'exemple, citons le *University of Texas SEA* [Paine 2014], qui fonctionne en translation. D'autres études cherchent

1.3. Vers des systèmes mieux adaptés aux interactions

à améliorer le concept de SEA en minimisant l'énergie requise par l'actionneur. C'est ce qui est proposé avec le *Series-Parallel Elastic Actuation* (SPEA) dans [Mathijssen 2013] où plusieurs ressorts sont montés en parallèle entre le bras et le moteur. Grâce à un mécanisme permettant de tendre puis de bloquer successivement les ressorts utilisés, la puissance motrice requise est modulée. Elle est d'autant plus faible que le nombre de ressorts en jeu est important. Néanmoins, la multiplication des ressorts conduit à des systèmes plus lents et plus encombrants, tandis que l'actionnement est unidirectionnel.

La bande passante en position des SEA, qui est limitée, est un inconvénient pour cette technologie et peut représenter un frein pour certaines applications. C'est pourquoi l'approche *Distributed Macro-Mini actuation* (DM²) [Zinn 2004], basée sur l'utilisation de deux actionneurs complémentaires par articulation, a été développée. Les auteurs partent du constat que la puissance nécessaire pour actionner un système est en large part utilisée pour compenser les effets de la gravité. La puissance nécessaire à la réalisation d'une tâche est quant à elle majoritairement dédiée au rejet de perturbations dues aux frottements ou à la présence de l'environnement. Dans l'approche DM², pour chaque articulation, le premier actionneur fournit donc des couples importants pour les actions nécessitant une faible bande passante. Il est positionné à la base du mécanisme, ce qui permet de minimiser le poids embarqué sur la structure du robot. Cet actionneur est associé à un élément élastique pour les raisons citées précédemment, ce qui le rend équivalent à un SEA. Le second actionneur, de faible puissance, est quant à lui utilisé pour obtenir la bande passante adaptée à la réalisation des tâches. De poids plus faible, il est positionné directement sur l'articulation.

1.3.3 Actionnement à raideur variable

Les actionneurs à raideur variable permettent de conserver les caractéristiques de sûreté des SEA tout en améliorant leurs performances, notamment en termes de précision [Van Ham 2009, Vanderborght 2013]. Ils ont été initialement développés pour réaliser les membres inférieurs de robots marcheurs et utilisés ensuite dans le cadre de la robotique de réhabilitation, comme expliqué dans [Vallery 2008]. Les objectifs initiaux étaient de pouvoir ajuster la raideur afin de s'adapter à la géométrie du sol tout en limitant les instabilités de commande, de protéger les actionneurs des chocs lors de l'impact avec le sol et de diminuer la consommation d'énergie lors de la marche. L'élément flexible est en effet capable d'absorber de l'énergie lors de la phase de contact au sol pour la restituer ensuite lors de la réalisation du pas. Les applications se sont ensuite diversifiées, tirant parti de la raideur variable selon deux schémas :

- lorsque le robot se déplace rapidement et requiert peu de précision, la raideur de l'articulation est faible pour minimiser les chocs en cas de collision ;
- lorsqu'une grande précision est souhaitée, une vitesse d'exécution plus faible est préférée, tandis que la raideur est augmentée pour atteindre de meilleures performances.

Chapitre 1. Contexte et contributions

Bien que cette thématique de recherche soit très récente, elle est en plein essor et il existe à l'heure actuelle plus de 25 prototypes. La majorité des dispositifs développés sont des preuves de concept, limitées à un ddl. Cela s'explique principalement par la complexité des mécanismes proposés, et par les difficultés d'intégration dues à des encombrements et des masses importants. De plus, les choix de conception sont étroitement liés aux applications associées, ce qui ne permet pas d'avoir une méthodologie de conception commune, ni de mécanisme idéal [Van Ham 2009, Tagliamonte 2012, Vanderborgh 2013].

Dans les systèmes à raideur variable, chaque articulation possède deux caractéristiques : sa position et sa raideur, ajustées par deux actionneurs. Dans les systèmes existants, deux types d'architectures se dégagent : parallèle, quand le couple résultant est la somme des couples fournis par les actionneurs, ou série, quand le déplacement résultant est la somme des déplacements de chaque actionneur [Tagliamonte 2012]. Ces architectures sont représentées sur les figures 1.6, 1.8 et 1.10 à 1.12 et détaillées par la suite. La représentation suivante est utilisée : la sortie de l'articulation est représentée sous la forme d'une barre (en violet), qui est en liaison pivot avec le bâti. La verticale correspond à la position d'équilibre de l'articulation, c'est-à-dire à la position où les efforts générés par l'actionneur à raideur variable sont nuls. Les éléments flexibles sont représentés par des ressorts (en vert) tandis que les moteurs sont désignés par la lettre M. Les moteurs rotatifs et linéaires sont différenciés par des ronds pour les premiers et des carrés pour les seconds. Ces figures ont été adaptées de [Jafari 2012], qui donne un aperçu complet de leurs implémentations, avantages et inconvénients.

Architecture parallèle

L'architecture parallèle [Verrelst 2005, Migliore 2005] s'appuie sur un montage antagoniste des ressorts. Elle s'inspire du fonctionnement musculaire, dans lequel deux muscles contractés permettent d'augmenter la rigidité d'une articulation tandis qu'un muscle contracté et un muscle relâché permettent de modifier sa position d'équilibre. Dans le cas des mécanismes à raideur variable, la sortie est liée à deux éléments flexibles de type SEA connectés en parallèle aux actionneurs, comme on le voit à la figure 1.6.

Pour changer la raideur, les actionneurs doivent fonctionner en opposition tandis que pour modifier la position d'équilibre, ils sont activés conjointement. Une limite notable d'une telle architecture réside dans le fait que le réglage de la raideur et celui de la position ne sont pas découplés. Sa commande devient alors d'autant plus complexe que le nombre de ddl est important [Palli 2008]. Dans [Migliore 2005], les auteurs démontrent qu'il est possible d'imposer une position et une raideur indépendamment sur un prototype à un ddl. Néanmoins, de tels systèmes requièrent idéalement des composants identiques sur chaque chaîne cinématique. Cette architecture n'ajoute pas d'inertie au segment actionné dans le sens où les moteurs

1.3. Vers des systèmes mieux adaptés aux interactions

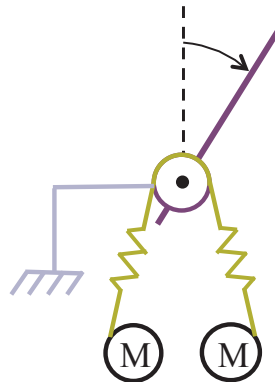


FIGURE 1.6 – Architecture antagoniste, d'après [Jafari 2012].

ne sont pas positionnés sur la partie mobile mais sont liés au bâti. Notons que les éléments flexibles sont unidirectionnels : ils ne transmettent des efforts que dans une seule direction.

Par ailleurs, l'énergie requise pour changer de configuration ou de raideur est importante puisque les éléments flexibles sont directement connectés aux actionneurs. Dans le cas du *Plated Pneumatic Artificial Muscle* (PPAM) [Verrelst 2005], les éléments flexibles sont des membranes tandis que la modulation de raideur et/ou de position est réalisée en régulant les quantités d'air comprises dans les membranes, comme le montre la figure 1.7 où l'angulation d'une plate-forme est modifiée. Le choix d'actionneurs pneumatiques est donc adapté mais reste toutefois contraignant et ne permet de travailler qu'à de faibles vitesses de fonctionnement. Il faut toutefois reconnaître que la majorité des structures qui utilisent des moteurs électriques couplés à des réducteurs présentent des temps de réponse très intéressants pour aller d'une valeur extrême de raideur à l'autre.

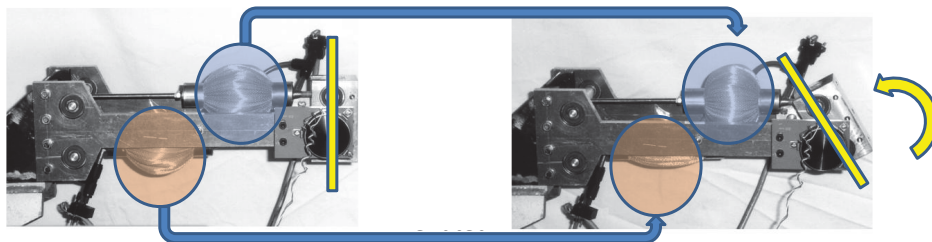


FIGURE 1.7 – PPAM, d'après [Verrelst 2005].

Afin de réduire la consommation d'énergie des actionneurs tout en conservant le principe de fonctionnement de l'architecture antagoniste, Tonietti *et al.* ont développé la structure antagoniste dite croisée sur un actionneur appelé le *Variable Stiffness Actuator* (VSA-I) [Tonietti 2005]. Ce dispositif se compose d'une structure antagoniste à laquelle est ajoutée un élément flexible, reliant les deux actionneurs, comme l'illustre la figure 1.8.

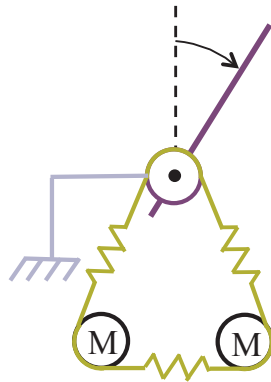


FIGURE 1.8 – Architecture antagoniste croisée, d’après [Jafari 2012].

Cet élément supplémentaire permet de mieux répartir les efforts entre les moteurs. Sur le VSA-I, représenté à la figure 1.9, cette structure est obtenue par une courroie crantée montée sur trois poulies, dont deux sont actionnées (2 et 3). Des ressorts de compression (7, 8 et 9) permettent de conserver la courroie tendue. En imposant des couples moteurs opposés sur les poulies 2 et 3, les déflexions des ressorts comprimés sont modifiées, ce qui change la raideur perçue par l’articulation (4). Lorsque les couples moteurs sont identiques sur les deux actionneurs, les ressorts de compression conservent leur longueur, ce qui ne modifie pas la raideur.

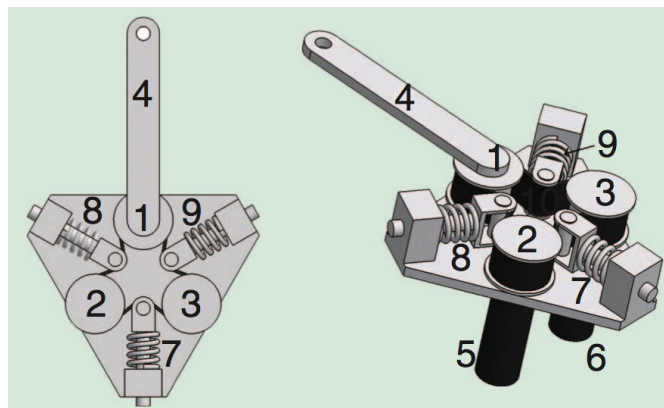


FIGURE 1.9 – VSA I, d’après [Van Ham 2009].

Pour réduire encore un peu plus la consommation d’énergie des actionneurs et répondre aux problèmes d’unidirectionnalité des éléments flexibles, cette structure a évolué vers une structure antagoniste bidirectionnelle, notamment utilisée dans les systèmes VSA-II [Schiavi 2008] et VSA-Cube [Catalano 2011]. Comme on le voit sur la figure 1.10, chaque actionneur est alors lié à une transmission flexible bidirectionnelle. Dans le cas du VSA-II, elle est réalisée à partir de mécanismes 4-barres couplés à des ressorts de torsion. Le VSA-Cube [Catalano 2011] se

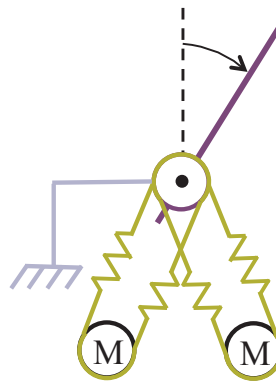


FIGURE 1.10 – Architecture antagoniste bidirectionnelle, d'après [Jafari 2012].

veut quant à lui une articulation de faible coût, très modulaire et entièrement intégrée qui peut facilement être utilisée en l'état sur des dispositifs à plusieurs ddl. Sa plage de raideur est néanmoins assez limitée puisque variant de 3 à 14 N·m/rad pour un couple nominal de 1 N·m.

Architecture série

À la différence de l'architecture parallèle, l'architecture série permet de contrôler indépendamment la raideur et la position. Les réalisations sont principalement de deux types.

Le premier type de solution est basé sur la modification de la prétension des éléments flexibles. Son principe de fonctionnement est représenté sur la figure 1.11. La position de l'articulation est imposée par un composant intermédiaire, en orange, mû par M_1 et lié à la barre via des éléments flexibles, représentés ici sous la forme de deux ressorts de compression. La position d'équilibre du mécanisme est obtenue lorsque le bras est aligné avec le composant intermédiaire, comme sur l'image de gauche. Soumis à un couple extérieur, le bras est rappelé en position par les ressorts (autres images). La modification de raideur se fait en changeant la prétension des ressorts, en venant serrer ou desserrer le mécanisme en croix via le moteur M_2 .

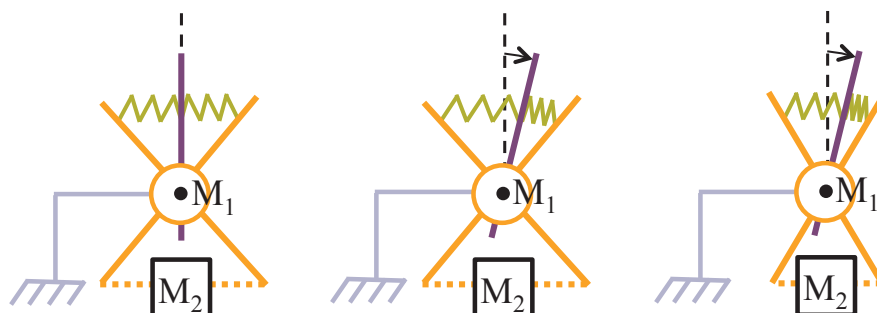


FIGURE 1.11 – Architecture série basée sur la modification de la prétension d'un élément flexible, d'après [Jafari 2012].

Chapitre 1. Contexte et contributions

Sur ce principe, nous pouvons citer l'exemple du *Variable Stiffness Joint* (VS-Joint) [Wolf 2008] ou du *Mechanically Adjustable Compliance and Controllable Equilibrium Position Actuator* (MACCEPA) [Van Ham 2006], implémenté sur des robots marcheurs. Dans ce dernier, les ressorts de compression sont remplacés par un ressort de traction et une came intermédiaire est utilisée dans la version 2.0 afin d'élargir la plage de raideur atteignable [Vanderborght 2009]. La raideur varie alors de 5 à 110 Nm/rad pour un couple nominal de 50 Nm.

Avec cette architecture, les moteurs nécessaires pour imposer la prétension sont puissants et, s'ils sont réversibles, consomment de l'énergie même lorsque l'articulation est à sa position d'équilibre. En outre, l'inertie ajoutée au segment articulé est en général importante puisque le mécanisme de régulation de raideur est généralement monté sur le segment à actionner.

Pour pallier la consommation importante d'énergie, une solution alternative a été développée [Jafari 2012]. Son principe de fonctionnement est illustré à la figure 1.12. La position est imposée par un composant intermédiaire, en orange. Des éléments flexibles (ici, des ressorts de compression) relient le bras au composant intermédiaire. L'image de gauche représente le mécanisme au repos. La modification de la raideur est réalisée en déplaçant les ressorts le long du composant intermédiaire, comme illustré sur les vues du milieu et de droite, où l'actionneur réalisant ce déplacement n'est pas représenté. Cette stratégie est très intéressante car les efforts que doit générer l'actionneur qui module la raideur sont quasiment perpendiculaires à ceux générés par les éléments flexibles. Ainsi, ils sont bien moins importants que dans toutes les architectures précédemment présentées. Lorsque le mécanisme est à sa position d'équilibre, la consommation d'énergie pour changer de raideur est alors principalement utilisée pour vaincre les frottements ; elle reste aussi limitée dans les autres configurations.

Cette architecture est notamment utilisée sur les systèmes *Actuator with Adjustable Stiffness*

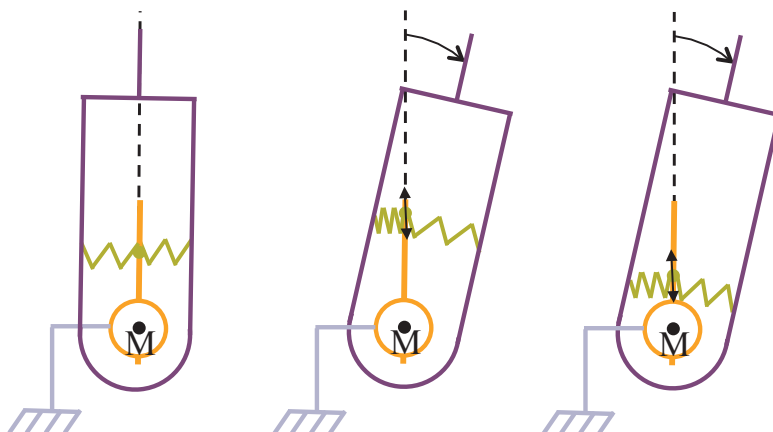


FIGURE 1.12 – Architecture série basée sur la modification de position d'un élément flexible, d'après [Jafari 2012].

1.3. Vers des systèmes mieux adaptés aux interactions

AwAS-I [Jafari 2010], AwAS-II [Jafari 2011] ou encore pour le CompAct-VSA [Tsagarakis 2011]. Dans le système AwAS-I, dont la description correspond à celle de la figure 1.12, la plage de déplacement des ressorts limite l'échelle de raideur réalisable. En outre, la conception est relativement complexe puisque les ressorts doivent glisser le long du bras et de pièces intermédiaires. C'est pourquoi la version AwAS-II ou le dispositif CompAct-VSA utilisent eux des ressorts et un point d'application de la force fixe tandis que c'est le point de pivot qui est déplacé pour moduler la raideur. Le papier [Jafari 2011] reporte une plage de raideur variant idéalement de 0 à l'infini avec un couple maximal de 80 Nm pour un déplacement de $\pm 17^\circ$ et un changement de raideur atteint en 0,8 s.

1.3.4 Synthèse des actionneurs compliant

Soit le tableau 1.1, qui résume les approches décrites, associées à quelques exemples.

(avec RV : raideur variable. // : parallèle, – : Série)

Solution	Avantages	Limites	Applications & Exemples
SEA	- Simplicité (réalisation et commande)	- Raideur fixe (adaptation à la tâche, bande-passante)	<i>Manipulateur industriel</i> : [Pratt 1995], [Paine 2014], [Mathijssen 2013], [Guizzo 2012]
DM ²	- Adaptation à la tâche	- Complexité	<i>Manipulateur industriel</i> : [Zinn 2004]
RV //	- Inertie - Temps de changement raideur - Simplicité	- Couplage raideur & position - Énergie actionnement +++	<i>Robot marcheur</i> : PPAM [Verrelst 2005], AMASC [Hurst 2004], [Migliore 2005]
RV // croisée	- Inertie - Temps de changement raideur - Simplicité	- Couplage raideur & position - Énergie actionnement ++	<i>Suivi rapide de trajectoire</i> : VSA [Tonietti 2005]
RV // bidirection	- Inertie - Temps de changement raideur - Simplicité	- Couplage raideur & position - Énergie actionnement	<i>Manipulateur industriel</i> : VSA-II [Schiavi 2008], VSA-Cube [Catalano 2011]
RV – prétension	- Découplage raideur & position	- Inertie - Énergie actionnement - Complexité	<i>Robot marcheur</i> : MACCEPA [Van Ham 2006] <i>Manipulateur industriel</i> : VS-Joint [Wolf 2008]
RV – point de pivot	- Découplage raideur & position - Énergie actionnement	- Inertie - Complexité	<i>Réhabilitation</i> : AwAS [Jafari 2011] <i>Robot humanoïde</i> : CompAct-VSA [Tsagarakis 2011]

TABLE 1.1 – Principales caractéristiques des actionneurs compliant.

1.4 Contributions de la thèse

L'étude bibliographique précédente nous a permis d'aboutir au constat suivant : l'obtention d'un dispositif robotique intrinsèquement sûr n'est possible que si les contraintes liées à sa sûreté ont été prises en considération en amont, dès la phase de conception. De nouvelles grandes lignes se sont dessinées pour la conception de tels systèmes, avec le développement de structures légères, statiquement équilibrées et ne permettant de générer que de faibles couples articulaires. Nous proposons dans le chapitre 2 de combiner ces technologies pour développer une structure d'actionnement originale. L'actionnement est réalisé de manière indirecte, en modulant l'énergie potentielle emmagasinée dans des éléments flexibles. Ce choix permet de limiter le couple articulaire, tout en assurant une très grande réversibilité du dispositif. Un prototype à un ddl est proposé pour valider le concept.

Un tel actionnement est développé pour autoriser une manipulation conjointe, effectuée par l'utilisateur et le robot. Pour cette raison, nous nous sommes aussi intéressés aux actionneurs à raideur variable. L'objectif est d'utiliser les propriétés de ces actionneurs pour moduler la raideur du système précédent, autour d'une configuration donnée. Des contraintes virtuelles qui tendent à ramener l'utilisateur vers son objectif sont alors appliquées, afin de conserver la sûreté du dispositif. Nous proposons ainsi dans le chapitre 3 une nouvelle technologie pour la réalisation d'articulations à raideur variable, basée sur une structure compliant dont la raideur est modulée.

Dans la deuxième partie de la thèse, nous nous intéressons à l'utilisation de ces technologies dans le contexte applicatif de la radiologie interventionnelle. Celui-ci pose plusieurs problèmes, dont les deux principaux sont :

1. l'insertion d'un dispositif d'assistance robotisée dans le protocole médical, afin de guider les gestes de positionnement et d'orientation d'aiguilles ;
2. la généralisation des technologies présentées pour des systèmes à plusieurs ddl, comme l'exigent les tâches considérées.

Si les travaux réalisés dans la durée de cette thèse n'incluent pas d'implémentation en conditions réelles, nous proposons néanmoins des solutions aux deux problèmes précédents, validées expérimentalement ou par des simulations.

Dans le chapitre 4, nous présentons les problématiques de la radiologie interventionnelle non vasculaire. Leur analyse nous conduit à proposer un dispositif à 3 ddl pour réaliser les phases les plus critiques des procédures de positionnement et d'orientation d'aiguilles chirurgicales. Pour cela, une structure robotique liée à la fois à la table d'opération et au patient est proposée. À notre connaissance, une telle solution n'a jamais été proposée. Elle permet d'obtenir un large espace de travail tout en se déplaçant avec le patient, afin de compenser au moins partiellement ses mouvements respiratoires. Ce choix impose de fortes contraintes

de sûreté et justifie l'utilisation de dispositifs tels que ceux précédemment proposés. Dans la suite du chapitre, les principes de conception sont généralisés pour obtenir un manipulateur capable de positionner automatiquement le point d'entrée de l'aiguille, comme le montrent les expériences réalisées. Des simulations illustrent ensuite le fait qu'il est possible de guider le geste du praticien pour l'aider à orienter une aiguille et ce, en conservant des garanties de sûreté intrinsèque.

2 Positionnement autonome et sûreté d'interaction

Sommaire

2.1 Principe général de l'actionnement proposé	22
2.2 Description détaillée du mécanisme	24
2.2.1 Pré-requis : équilibrage statique à partir de ressorts idéaux	25
2.2.2 Présentation du mécanisme	28
2.2.3 Modélisation du mécanisme	29
2.2.4 Analyse des propriétés du mécanisme	30
2.2.5 Équation de mouvement	31
2.2.6 Avantages d'un tel système	32
2.3 Méthodologie de dimensionnement/Influence des variables de conception	32
2.3.1 Influence de α sur le couple d'actionnement	32
2.3.2 Influence de l sur l'actionneur	36
2.3.3 Influence de la masse et de l'inertie sur l'accélération	36
2.3.4 Synthèse	36
2.4 Exemple de mise en œuvre	38
2.4.1 Prototype	38
2.4.2 Loi de commande	40
2.4.3 Validations expérimentales	42
2.5 Perspectives	48

Comme expliqué au chapitre précédent, il n'existe pas de solution optimale unique permettant de pallier les problèmes de sécurité des robots malgré l'émergence d'une multitude de possibilités durant cette dernière décennie. La diversité des applications et des performances souhaitées explique cet état de fait [Van Ham 2009, Vanderborght 2013]. Les contraintes en matière de sécurité diffèrent en effet selon l'architecture du robot (parallèle, série), la tâche à effectuer (positionnement, port de charge) ou encore les dynamiques requises (vitesse, accélération).

Le mécanisme proposé dans cette étude se focalise sur des tâches de positionnement réalisées à faibles vitesses. L'objectif de ce travail est alors de développer un système robotique intrinsèquement sûr, pouvant évoluer dans un environnement humain sans risque. Le système est conçu pour suivre une trajectoire planifiée avec deux types d'interaction possibles :

1. Interaction non planifiée : le mécanisme doit être conçu pour ne pas blesser l'utilisateur lors d'une collision ;
2. Interaction planifiée : l'effecteur se positionne au point de contact souhaité, et suit les mouvements de l'environnement. Le contact est maintenu par l'application d'une légère force sur la zone d'interface.

2.1 Principe général de l'actionnement proposé

Dans la suite du travail, nous considérerons que le mécanisme à actionner se compose de liaisons pivots car ce sont les liaisons les plus répandues. Néanmoins, ce choix n'influe pas sur le principe général proposé puisqu'une démarche similaire à celle présentée ci-après pourrait être utilisée pour réaliser des mécanismes basés sur des liaisons glissières.

En premier lieu, le mécanisme est conçu pour compenser les effets de la gravité. Une fois le mécanisme statiquement équilibré, l'actionnement est réalisé en modulant les forces générées par le mécanisme d'équilibrage. La commande en position du dispositif est ainsi réalisée par l'action des moteurs sur le mécanisme d'équilibrage. Le principe de cet actionnement est décrit à la figure 2.1. Le système est constitué d'un ensemble de corps (segments), articulés entre eux, sur lesquels agissent les efforts résultant de la gravité et de l'interaction avec l'environnement.

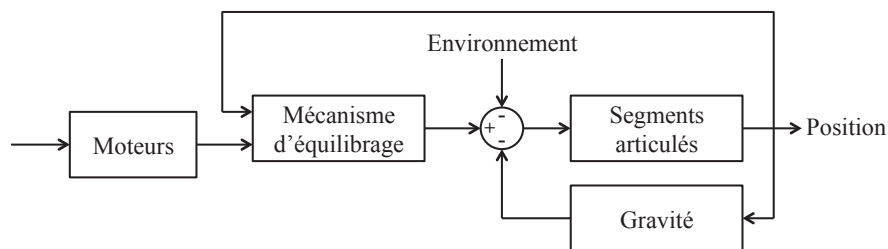


FIGURE 2.1 – Principe d'actionnement proposé.

Pour réaliser l'équilibrage, des contrepoids et/ou des éléments élastiques peuvent être utilisés, comme expliqué dans le chapitre précédent. Les ressorts sont privilégiés en vue de minimiser les masses embarquées et, dans un second temps, de faciliter le déport des actionneurs à la base du dispositif. L'actionnement est ensuite réalisé en modulant l'énergie potentielle élastique apportée par les ressorts permettant la compensation de gravité, autour de la configuration d'équilibre du mécanisme.

2.1. Principe général de l'actionnement proposé

Moduler l'énergie potentielle d'un système pour le mettre en mouvement est une approche qui a déjà été utilisée précédemment. On peut citer l'exemple des *ball-shaped robots*, où une possibilité d'actionnement consiste à déplacer des masselottes dans la sphère du robot afin de modifier la position du centre de gravité, et par suite à faire avancer le mécanisme [Ylikorpi 2007, Lingane 2010]. Un autre exemple est celui du bras articulé sous-motorisé proposé dans [Roy 2008] qui utilise la gravité pour se déployer (voir la figure 2.2). Un actionneur motorise la rotation autour de l'axe \vec{Z}_0 horizontal (et donc perpendiculaire à la gravité) tandis que des freins sont placés sur toutes les autres liaisons. Au repos, tous les freins sont actifs. Pour déployer le bras, le frein de chaque liaison est successivement désactivé tandis que l'actionneur incline l'ensemble autour de \vec{Z}_0 , ce qui a pour conséquence d'augmenter l'effet de la gravité et ainsi déployer chaque segment jusqu'à leur angle de déploiement attendu.

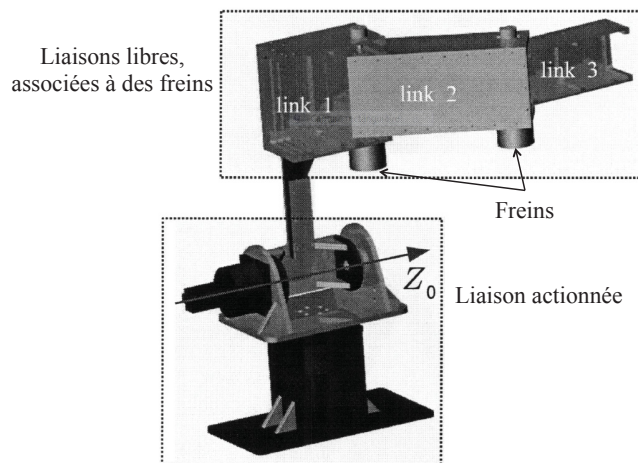
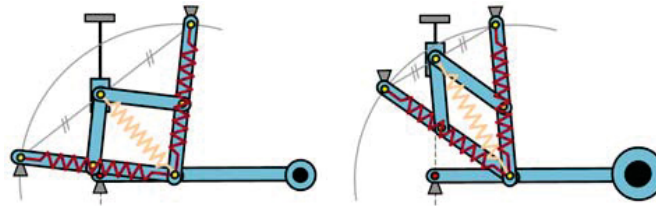


FIGURE 2.2 – Système sous-actionné commandé grâce à la gravité [Roy 2008].

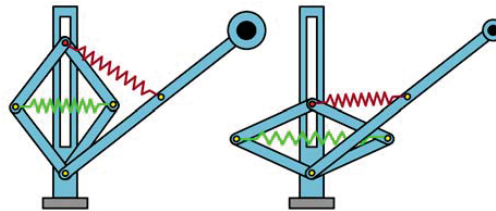
Une approche comparable est proposée dans [Van Der Wijk 2009] où des contrepoids sont déplacés afin de compenser les variations de charge des robots de type *pick and place*. Aucune mise en œuvre n'est cependant proposée car elle est complexifiée par les dynamiques importantes requises pour ce type de robot. Notons aussi l'exemple d'un équilibre statique hydraulique dit adaptatif, proposé dans [Tremblay 2008].

Si ces solutions utilisent toutes des modifications de la répartition des masses, il n'existe pas, à notre connaissance, de robot actionné en modulant l'énergie potentielle élastique. Les travaux les plus proches de cette problématique visent à ajuster manuellement les points d'attache ou la longueur des ressorts afin de conserver l'équilibre statique de dispositifs lorsque la charge a varié et ce, avec un apport minimal en énergie [Herder 2011]. Par exemple, dans [Wisse 2007], un assemblage symétrique de plusieurs ressorts permet de créer un ressort

virtuel équilibrant le mécanisme. En déplaçant de façon synchronisée les points d'attache des ressorts, il est alors possible d'équilibrer le dispositif pour une charge différente (voir la figure 2.3a). Un second type d'ajustement, toujours passif, consiste à équilibrer un système à partir d'un premier ressort, tandis qu'un second ressort est ponctuellement utilisé pour modifier l'ajustement du premier lorsque la charge du système varie [Barents 2009] (voir la figure 2.3b).



(a) Ressort virtuel.



(b) Deux ressorts.

FIGURE 2.3 – Exemples d'ajustement d'équilibrage de mécanisme, pour une charge variable [Herder 2011].

En choisissant d'équilibrer le dispositif proposé par des ressorts, l'énergie potentielle élastique du système est modulée. La partie *Mécanisme d'équilibrage* de la figure 2.1 peut être vue comme une transmission flexible. On reconnaît le schéma général d'un SEA, qui se définit par une transmission flexible positionnée entre le moteur et le bras. La contribution proposée ici réside dans la réalisation de la transmission, qui permet à la fois d'équilibrer statiquement le mécanisme et de le mettre en mouvement.

2.2 Description détaillée du mécanisme

Dans la suite de ce chapitre est présentée une preuve de concept, illustrant le principe proposé pour un mécanisme à 1 ddl en vue d'évaluer sa faisabilité et ses performances. Le dispositif étudié se compose d'une barre rigide en rotation autour du point O (voir la figure 2.4). Sa masse et son moment d'inertie rapporté au centre de gravité G_b , situé à une distance l_g de O , sont respectivement notés m et I . L'angle formé par la barre avec la direction horizontale \vec{x} est noté q . L'accélération de la pesanteur vaut $\vec{g} = -g\vec{y}$.

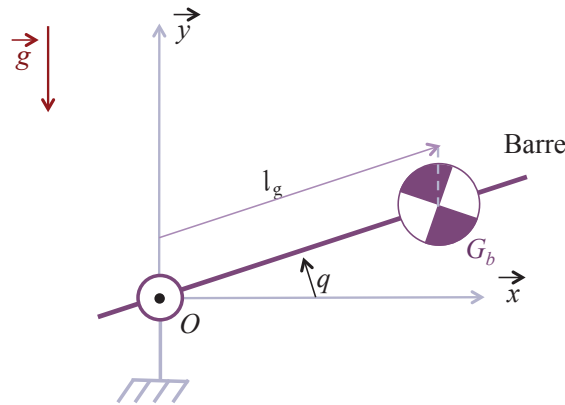


FIGURE 2.4 – Barre en rotation.

2.2.1 Pré-requis : équilibrage statique à partir de ressorts idéaux

L'équilibrage statique du robot est réalisé à l'aide de ressorts. Si l'on choisit d'utiliser des composants standards, plusieurs types de ressorts peuvent être envisagés : les ressorts de torsion ou les ressorts de traction/compression. En considérant l'exemple de la barre en rotation, son énergie potentielle due à l'action de la gravité s'écrit :

$$\mathcal{U}_p = ml_g g \sin q \quad (2.1)$$

Pour équilibrer statiquement la barre, il faut, par définition, que sa variation d'énergie potentielle soit nulle quand q varie [Gosselin 2008]. Ainsi l'énergie potentielle élastique nécessaire en vue de compenser les effets de la gravité doit être une fonction en $\sin q$ permettant de rendre constante l'énergie potentielle globale du système.

Un ressort de torsion positionné en O produira un couple $k\Delta q$ où k correspond à la raideur du ressort et Δq à la variation d'angle du système. En négligeant la masse du ressort par rapport à celle de la barre, son énergie potentielle vaut :

$$\mathcal{U}_{e \text{ torsion}} = \frac{1}{2} k \Delta q^2 \quad (2.2)$$

Pour que les effets de la gravité sur la barre soient parfaitement compensés, il faut que l'énergie potentielle totale du système {barre + ressort} soit constante, donc que :

$$k = \frac{2ml_g g \sin q}{\Delta q^2} \quad (2.3)$$

Cette équation met en évidence la complexité du ressort de torsion requis, qui est, d'un point de vue technologique, difficilement réalisable.

En ce qui concerne les ressorts de traction/compression, des travaux précédents [Rahman 1995, Herder 2001] ont montré qu'il était possible d'équilibrer parfaitement un système à partir de ressorts linéaires du commerce, existant sous de nombreuses déclinaisons (raideur, longueur) et dont les caractéristiques force-déplacement sont bien maîtrisées. Par la suite, nous nous intéresserons aux ressorts de traction bien qu'un raisonnement similaire à celui proposé puisse être tenu pour les ressorts de compression. D'un point de vue général, les ressorts de traction sont plus simples à mettre en œuvre car ils ne nécessitent pas de guidage particulier, contrairement aux ressorts de compression qui subissent d'importants phénomènes de flambage. Par conséquent, le nombre de pièces additionnelles ainsi que les jeux et les frottements se trouvent minimisés avec des ressorts de traction.

Comme détaillé dans [Herder 2001], une simplification pour résoudre les équations d'équilibre statique d'un mécanisme à ressorts consiste à considérer des ressorts linéaires idéaux. De tels ressorts se caractérisent par une « longueur à vide nulle », ce qui revient à dire que l'effort qu'ils engendrent est proportionnel à la seule longueur des ressorts, et non plus à leur élongation. Nous distinguerons par la suite la longueur à vide de la longueur au repos, définie comme la longueur du ressort lorsqu'il est au repos. Pour la majorité des ressorts de traction, ces deux longueurs sont différentes. En effet, ces derniers sont réalisés avec des spires jointives qui, par leur mode de fabrication, imposent une légère précontrainte au ressort, résultant en une tension initiale non nulle. Sur la figure 2.5, la caractéristique force/longueur d'un ressort linéaire de traction de raideur k est représentée. Le ressort associé est dessiné au repos. l_0 représente sa longueur à vide tandis que L_0 représente sa longueur au repos. Une force initiale F_0 est requise pour allonger le ressort à partir de sa taille de repos L_0 . Sa loi de comportement suit ensuite la loi de Hooke. Dans la suite du texte, l'élongation du ressort est donc considérée à partir de l_0 .

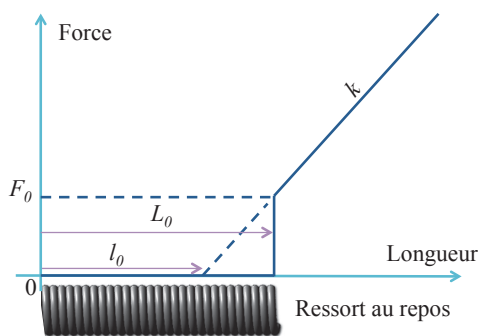


FIGURE 2.5 – Caractéristique force/longueur d'un ressort linéaire de traction à spires jointives (d'après [Herder 2001]).

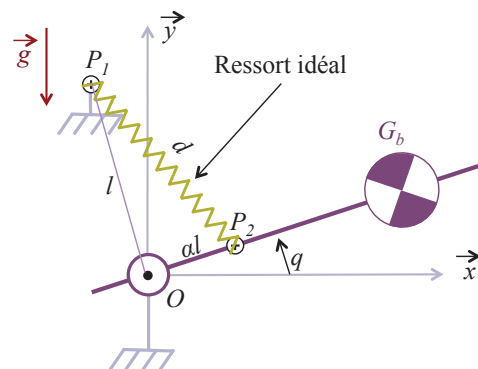


FIGURE 2.6 – Paramétrage retenu pour réaliser l'équilibre par un ressort linéaire de traction idéal.

En vue de réaliser l'équilibrage de la barre présentée à la figure 2.4, le ressort linéaire est attaché en un point fixe du bâti, P_1 , et en un second point appartenant à la barre, P_2 , comme représenté sur la figure 2.6. P_1 et P_2 sont respectivement situés aux distances l et αl du point de pivot O . Avec l'hypothèse de longueur à vide nulle du ressort, l'allongement d du ressort vaut :

$$d = l\sqrt{1 + \alpha^2 - 2\alpha \cos(\widehat{P_1OP_2})} \quad (2.4)$$

En négligeant la masse du ressort par rapport à celle de la barre, l'énergie potentielle est de type élastique et vaut :

$$\mathcal{W}_{e \text{ traction}} = \frac{1}{2}kl^2 \left(1 + \alpha^2 - 2\alpha \cos(\widehat{P_1OP_2})\right) \quad (2.5)$$

L'énergie potentielle totale du système {barre + ressort} résultant de la somme des équations (2.1) et (2.5) est constante, à condition que :

$$\sin q = \cos(\widehat{P_1OP_2}) \quad (2.6)$$

$$\text{et } k = \frac{m_l g}{l^2 \alpha} \quad (2.7)$$

La condition (2.6) est toujours vérifiée, dès lors que le point P_1 est situé sur la verticale (axe \vec{y}) avec $\overrightarrow{OP_1} \cdot \vec{y} \geq 0$.

Herder recense dans [Herder 2001] des réalisations pratiques de ressorts idéaux, dont deux exemples sont reportés à la figure 2.7, avec les notations retenues dans ce chapitre.

Dans le cas de la figure 2.7a, la longueur à vide du ressort est « cachée » derrière le point de pivot P_1 . Le principal inconvénient de cette solution est la variation de la direction principale du ressort, qui rend le système complexe à concevoir et nécessite un guidage supplémentaire. En associant le ressort à un câble non extensible, la solution présentée à la figure 2.7b supprime cette mobilité indésirable et simplifie la conception. Les seules contraintes à respecter sont que la longueur du câble doit être supérieure à l'allongement maximal du ressort et que l'élongation du ressort doit être égale à la distance d entre P_1 et P_2 . La solution de la figure 2.7b est donc choisie pour répondre au problème d'équilibrage statique de la barre puisqu'elle permet d'équilibrer parfaitement la gravité sans ajouter de poids au système en mouvement.

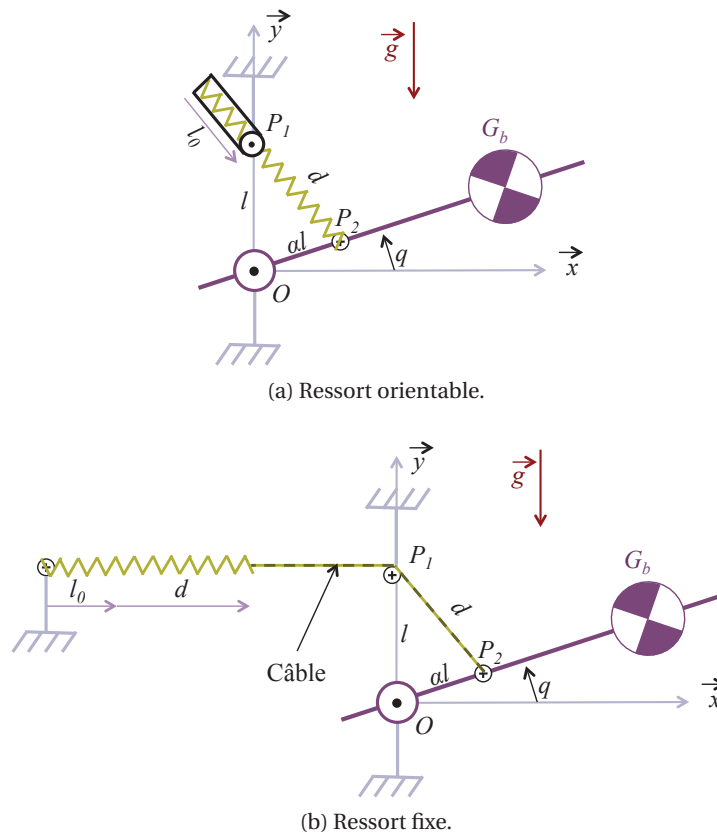


FIGURE 2.7 – Réalisation pratique de deux ressorts de traction idéaux, d'après [Herder 2001], avec les notations retenues dans ce chapitre.

2.2.2 Présentation du mécanisme

Le mécanisme est présenté sous forme schématique à la figure 2.8. Pour améliorer la compréhension du schéma, l'échelle n'est pas respectée et tous les éléments sont dessinés dans un même plan. La barre est statiquement équilibrée par l'intermédiaire d'un ressort de traction et d'un câble non extensible, tous deux de masses supposées négligeables. Le ressort est attaché entre le bâti et le câble. Le câble est enroulé d'un demi-tour autour d'une poulie de centre P_0 avant de passer par le point P_1 , fixe par rapport au bâti, pour finalement être attaché à la barre en P_2 . Les notations précédentes q , d , k , l_0 , l , α sont conservées. L'actionnement du mécanisme est réalisé en translatant la poulie de centre P_0 d'une distance u , selon l'axe vertical, de façon à tendre ou relâcher le ressort. L'allongement du ressort est alors égal à $d + 2u$ où :

$$d = l\sqrt{1 + \alpha^2 - 2\alpha \sin q} \quad (2.8)$$

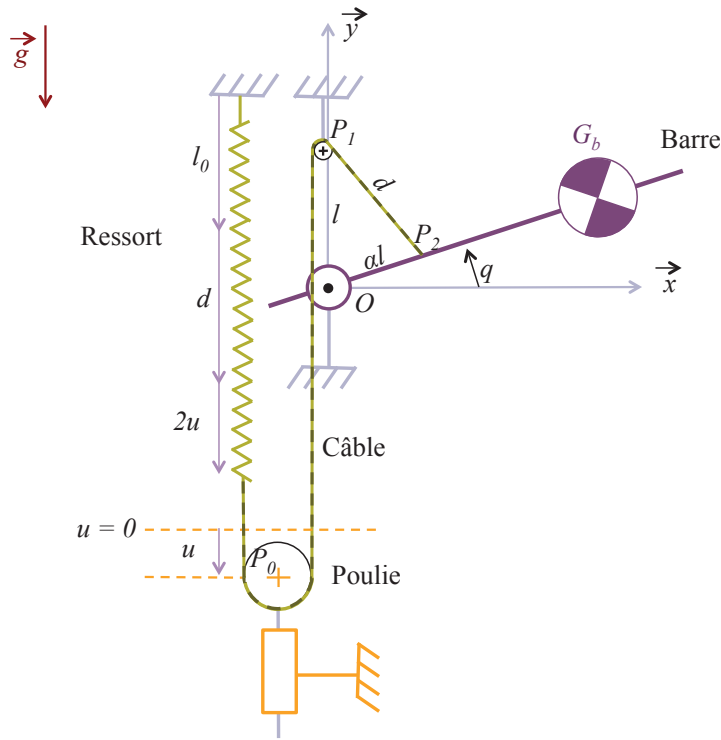


FIGURE 2.8 – Mécanisme d'actionnement proposé.

2.2.3 Modélisation du mécanisme

Cette section développe la modélisation du système présenté à la figure 2.8 en supposant que la translation u est parfaitement réalisée.

L'énergie cinétique \mathcal{T} du système s'écrit alors :

$$\mathcal{T} = \frac{1}{2}(I + ml_g^2)\dot{q}^2 \quad (2.9)$$

Les énergies potentielles de pesanteur \mathcal{U}_p et élastique \mathcal{U}_e sont données par les équations suivantes :

$$\begin{aligned} \mathcal{U}_p &= ml_g g \sin q \\ \text{et } \mathcal{U}_e &= \frac{k}{2}(d + 2u)^2 = \frac{k}{2} \left[l^2(1 + \alpha^2 - 2\alpha \sin q) + 4u^2 + 4ul\sqrt{1 + \alpha^2 - 2\alpha \sin q} \right] \end{aligned} \quad (2.10)$$

L'énergie potentielle totale \mathcal{U} du système vaut alors :

$$\mathcal{U} = \mathcal{U}_p + \mathcal{U}_e = (ml_g g - kl^2\alpha) \sin q + \frac{k}{2} \left[l^2(1 + \alpha^2) + 4u^2 + 4ul\sqrt{1 + \alpha^2 - 2\alpha \sin q} \right] \quad (2.11)$$

Chapitre 2. Positionnement autonome et sûreté d'interaction

En négligeant les frottements et en considérant, dans un premier temps, qu'aucune action extérieure n'exerce d'effort sur le système, l'équation de mouvement du système s'écrit :

$$(I + ml_g^2)\ddot{q} = \tau_a \quad (2.12)$$

avec le couple d'actionnement τ_a :

$$\tau_a = -\frac{\partial \mathcal{U}}{\partial q} = (kl^2\alpha - ml_g g) \cos q + \frac{2\alpha kl \cos q}{\sqrt{1 + \alpha^2 - 2\alpha \sin q}} u \quad (2.13)$$

$$\text{sous : } 1 + \alpha^2 - 2\alpha \sin q > 0 \quad (2.14)$$

La condition (2.14) correspond physiquement à maintenir la distance d strictement positive :

- si $\alpha \neq 1$, les distances OP_1 et OP_2 ne sont pas égales. Dans ce cas, la condition (2.14) est vérifiée pour tout q ;
- si $\alpha = 1$, les distances OP_1 et OP_2 sont égales et la condition (2.14) est donc vérifiée si $q \neq \pi/2$ rad.

2.2.4 Analyse des propriétés du mécanisme

Équilibrage statique

Afin d'assurer l'équilibrage statique du mécanisme, il faut vérifier que l'énergie potentielle totale du système, décrite par l'équation (2.11) reste constante dans toutes les configurations. En étudiant cette équation, on constate que l'équilibrage statique est assuré lorsque $u = 0$ et que la condition suivante est respectée (cf équation (2.7)) :

$$k = \frac{ml_g g}{l^2 \alpha} \quad (2.15)$$

Cette condition lie les paramètres intrinsèques du système (m , l_g) aux paramètres du mécanisme d'équilibrage (k , l et α) et renseigne sur la raideur de ressort requise pour garantir l'équilibrage statique.

Conditions sur l'actionnement

Lorsque la liaison glissière est actionnée, l'élongation du ressort $d + 2u$ doit rester strictement positive pour que le ressort soit toujours sous tension. D'autre part, un couple d'actionnement bidirectionnel ne peut être obtenu avec un seul actionneur que si le ressort est prétendu, ce qui correspond à $\alpha \neq 1$. Observons qu'une valeur de α proche de 1 correspond à une faible prétension, qui mènera à un couple d'actionnement réduit. Dans la suite de l'étude, nous considérerons $0 < \alpha < 1$ pour répondre à des considérations technologiques, mais le

raisonnement proposé est identique et aboutit à des résultats similaires pour le cas $\alpha > 1$. Pour ces deux cas, la condition (2.14) est toujours vérifiée.

La plage de variation de l'actionneur u est limitée, d'une part, par la prétension du ressort et d'autre part, par l'allongement maximal du ressort, ce qui limite en retour le couple d'actionnement et contribue à la sûreté intrinsèque du mécanisme. Dans le cas où la prétension serait maximale, le couple d'actionnement ne pourra ainsi pas dépasser le couple produit par la gravité sur le système sans mécanisme d'équilibrage. En supposant la tension initiale du ressort nulle, le déplacement minimal de l'actionneur u_{min} est calculé de sorte que le ressort soit toujours tendu, y compris dans le cas limite $q = \pi/2$ rad. Le déplacement maximal u_{max} assure la symétrie de l'actionnement autour d'un point de fonctionnement. Ainsi :

$$u_{min} = -\frac{d|_{q=\pi/2}}{2} = -\frac{(1-\alpha)l}{2} < 0 \quad (2.16)$$

$$u_{max} = -u_{min} > 0 \quad (2.17)$$

L'élongation maximale du ressort est obtenue lorsqu'il est entièrement étiré, c'est-à-dire lorsque d et u sont maximaux à $q = -\pi/2$ rad. Elle vaut alors $2l$ et doit rester inférieure à la valeur maximale admissible afin que le ressort travaille toujours dans son domaine élastique.

2.2.5 Équation de mouvement

En prenant en compte la condition d'équilibrage statique (2.15), le couple d'actionnement donné par l'équation (2.13) s'écrit :

$$\tau_a = \frac{2ml_g g \cos q}{l\sqrt{1+\alpha^2-2\alpha \sin q}} u \quad (2.18)$$

sous la condition toujours vérifiée que $\alpha \neq \{0; 1\}$. En remplaçant l'expression de τ_a précédente dans l'équation de mouvement (2.12), on obtient :

$$(I + ml_g^2)\ddot{q} = \frac{2ml_g g \cos q}{l\sqrt{1+\alpha^2-2\alpha \sin q}} u \quad (2.19)$$

Notons que le couple décrit par l'équation (2.18) est nul lorsque q est égal à $\frac{\pi}{2}$ rad ou à $-\frac{\pi}{2}$ rad et ce, quelle que soit la valeur de α . Pour éviter ces positions, q restera donc borné, compris dans l'intervalle $]-\pi/2; \pi/2[$ rad par la suite.

2.2.6 Avantages d'un tel système

D'après les équations (2.16), (2.17) et (2.18), le couple d'actionnement τ_a est borné. L'effort d'interaction en cas de contact sera donc lui aussi borné. Ainsi, quel que soit l'actionneur retenu, le maximum de couple est imposé par le choix du ressort et sa mise en œuvre, ce qui contribue à la sûreté intrinsèque du robot. En outre, le système proposé n'est pas plus complexe à réaliser que sa solution équivalente qui consiste, d'une part, à réaliser l'équilibrage statique du mécanisme à l'aide d'un ressort et, d'autre part, à utiliser un actionneur directement monté sur la liaison, si ce n'est l'ajout d'un guidage en translation. En revanche, cette solution équivalente requiert l'utilisation de réducteurs dès lors que les couples d'actionnement deviennent importants, ce qui va limiter la réversibilité de l'articulation. Un des intérêts majeurs du système proposé est qu'il assure la réversibilité de la liaison et ce, sans ajouter de frottements supplémentaires, dès lors que le guidage de la translation est correctement réalisé. De plus, dans le cas d'une généralisation à plusieurs ddl, il est possible d'éloigner l'actionneur de la liaison afin d'alléger le mécanisme et de le rendre compact, à proximité de sa zone de travail. Par conséquent, les masses et les inerties embarquées seront minimisées, ce qui participe à limiter les efforts d'interaction en cas de contact.

2.3 Méthodologie de dimensionnement/Influence des variables de conception

D'après la section précédente, nous avons défini les deux paramètres α et l , qui permettent le dimensionnement du système d'équilibrage et d'actionnement. Cette section explique comment les choisir pour obtenir les performances souhaitées pour une tâche donnée. L'analyse et le dimensionnement proposés sont réalisés lorsque le système est en environnement libre.

2.3.1 Influence de α sur le couple d'actionnement

Les spécifications du système dépendent en majeure partie de l'application considérée. Par exemple, le suivi par un robot de chirurgie abdominale des mouvements respiratoires chez l'homme n'est possible que si l'accélération du système est compatible avec la fréquence et l'amplitude de ses mouvements, et par suite, avec l'accélération du point de contact robot-abdomen. Parallèlement, les forces appliquées sur l'abdomen doivent être limitées pour ne pas blesser le patient. Plus généralement, les spécifications permettant de développer une conception intrinsèquement sûre sont liées à des considérations de couple ou d'accélération. Ainsi, pour effectuer le dimensionnement du dispositif, on considère qu'il faut :

1. Assurer une accélération angulaire minimale \ddot{q}_d sur tout l'espace de travail. D'après

2.3. Méthodologie de dimensionnement/Influence des variables de conception

l'équation (2.19), cette contrainte se traduit par :

$$\tau_a \geq (I + ml_g^2) \ddot{q}_d \quad (2.20)$$

2. Limiter le couple d'actionnement à τ_{max} , ce qui veut dire que :

$$\tau_a \leq \tau_{max} \quad (2.21)$$

Comme (2.20) et (2.21) doivent rester vraies dans le pire cas où $u = u_{max}$, on obtient en combinant (2.17), (2.20) et (2.21) :

$$\tau_{max} \geq \frac{ml_g g(1 - \alpha) \cos q}{\sqrt{1 + \alpha^2 - 2\alpha \sin q}} \geq (I + ml_g^2) \ddot{q}_d \quad (2.22)$$

Notons que seul le paramètre α apparaît dans cette inégalité.

Condition 1 : valeur de α maximale pour garantir \ddot{q}_d

Dans un premier temps, intéressons-nous à la partie de droite de l'équation (2.22). Elle peut se mettre sous la forme :

$$1 + 2\alpha c_0 + \alpha^2 \geq 0$$

$$\text{avec : } c_0 = \frac{(I + ml_g^2)^2 \ddot{q}_d^2 \sin q - (ml_g g \cos q)^2}{(ml_g g \cos q)^2 - (I + ml_g^2)^2 \ddot{q}_d^2} \quad (2.23)$$

à condition que :

$$(ml_g g \cos q)^2 > (I + ml_g^2)^2 \ddot{q}_d^2 \quad (2.24)$$

d'après l'équation (2.22), lorsque α tend vers 0. Cette condition limite l'accélération maximale réalisable avec l'actionnement proposé, comme nous l'expliquons plus en détail par la suite au paragraphe 2.3.3. En résolvant ensuite l'équation (2.23), toujours dans le cas $\alpha < 1$, il vient :

$$\alpha \leq -c_0 - \sqrt{c_0^2 - 1} < 1 \quad (2.25)$$

avec $c_0^2 > 1$, toujours vérifiée $\forall q \in]-\pi/2; \pi/2[$ rad sous la condition (2.24). L'équation (2.25) donne alors la limite maximale du paramètre α , de sorte que le couple d'actionnement disponible soit suffisant pour piloter le système, comme nous l'illustrons par la suite. Résoudre cette contrainte pour chaque valeur de q permet d'obtenir une valeur maximale de α assurant l'accélération \ddot{q}_d sur tout l'espace de travail du dispositif.

Condition 2 : valeur de α minimale pour garantir $\tau_a \leq \tau_{max}$

Intéressons-nous maintenant à la partie gauche de l'inégalité (2.22). De même que précédemment, elle peut s'écrire sous la forme :

$$1 + 2\alpha c_1 + \alpha^2 \leq 0$$

$$\text{avec : } c_1 = \frac{(ml_g g \cos q)^2 - \tau_{max}^2 \sin q}{\tau_{max}^2 - (ml_g g \cos q)^2} \quad (2.26)$$

à condition que :

$$\tau_{max}^2 \neq (ml_g g \cos q)^2 \quad (2.27)$$

Si $\tau_{max}^2 \geq (ml_g g \cos q)^2$, l'équation (2.21) est toujours vérifiée quelle que soit la valeur de α appartenant à $]0; 1[$. En revanche, lorsque $\tau_{max}^2 < (ml_g g \cos q)^2$, la borne inférieure de α est déterminée, pour $\alpha < 1$, par :

$$\alpha \geq -c_1 - \sqrt{c_1^2 - 1} \quad (2.28)$$

avec $c_1^2 > 1$, toujours vérifiée $\forall q \in]-\pi/2; \pi/2[$ rad. L'équation (2.28) donne alors la limite minimale du paramètre α , de sorte que le couple d'actionnement maximal admissible ne soit jamais atteint.

Bilan et illustration

Si l'intervalle possible pour α est nul, les valeurs de \ddot{q}_d et/ou τ_{max} sont trop restrictives et doivent être revues pour pouvoir utiliser cet actionnement. Sinon, la valeur de α peut ensuite être choisie dans l'intervalle trouvé. Sachant que les frottements ne sont pas pris en compte dans l'équation (2.20) et que la tension initiale du ressort F_0 est négligée, il est préférable de considérer un facteur de sécurité sur l'équation (2.25).

L'influence de α sur le couple d'actionnement τ_a peut être illustrée indépendamment de la longueur et de la masse du bras, en considérant $\tilde{\tau}_a$ le couple d'actionnement normalisé par $ml_g g$ lorsque $u = u_{max}$:

$$\tilde{\tau}_a = \frac{\tau_a|_{u=u_{max}}}{ml_g g} = \frac{(1 - \alpha) \cos q}{\sqrt{1 + \alpha^2 - 2\alpha \sin q}} \quad (2.29)$$

L'évolution de $\tilde{\tau}_a$ en fonction de q est reportée sur la figure 2.9, pour différentes valeurs de α comprises dans l'intervalle $]0; 1[$. Les courbes, par paire, représentent pour une valeur de α donnée, l'enveloppe de couple atteignable, au facteur $ml_g g$ près, lorsque u est compris entre

2.3. Méthodologie de dimensionnement/Influence des variables de conception

$u_{max} > 0$ ($\tilde{\tau}_a > 0$) et $u_{min} < 0$ ($-\tilde{\tau}_a < 0$).

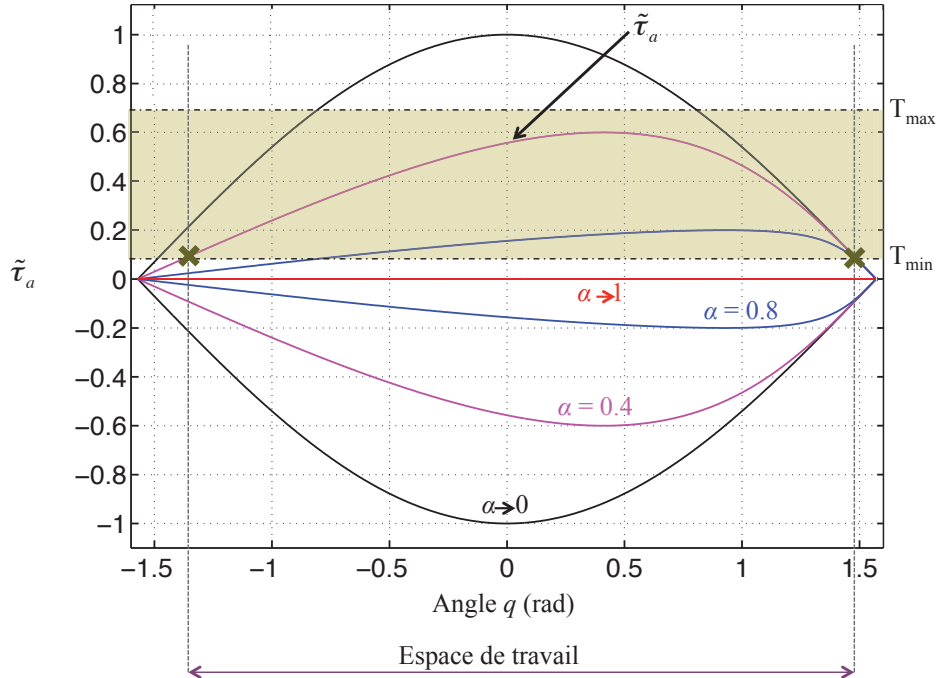


FIGURE 2.9 – Influence du paramètre α sur $\tilde{\tau}_a$ en fonction de l'angle q .

Lorsque α augmente, la prétension du ressort, proportionnelle à $1 - \alpha$, diminue. Par suite, la plage de couple disponible autour d'un point d'équilibre diminue, comme mis en évidence sur la figure 2.9. Comme attendu, lorsque α tend vers 1, c'est-à-dire lorsque le ressort n'est pas prétendu, aucun couple n'est produit. Parallèlement, lorsque α tend vers 0, la raideur du ressort devient infinie, d'après l'équation (2.15). Le couple maximum disponible tend alors vers $ml_g g \cos q$, qui représente le couple dû à la gravité en l'absence de mécanisme d'équilibrage. Il est à noter sur la figure qu'il n'est pas possible d'imposer un couple d'actionnement lorsque $q = \pm\pi/2$ rad et que les couples obtenus autour de ces configurations restent très limités, comme démontré préalablement par le calcul.

Les paramètres T_{min} et T_{max} définissent les couples d'actionnement normalisés qui garantissent, respectivement, l'accélération désirée et la sûreté de l'interaction. Ces contraintes délimitent alors la zone colorée dans la figure 2.9. Pour un espace de travail donné où q est compris dans l'intervalle $]-\pi/2; \pi/2[$ rad, le dimensionnement du paramètre α permet alors de vérifier l'équation $T_{min} \leq \tilde{\tau}_a \leq T_{max} \forall q$.

2.3.2 Influence de l sur l'actionneur

D'après l'équation (2.29), le couple maximum d'actionnement est indépendant de l . Par conséquent, la taille de l'articulation peut être choisie indépendamment du couple d'actionnement. Néanmoins, l'encombrement du système a une influence directe sur la raideur k du ressort et sur la puissance du moteur. Notons F_m l'effort requis pour translater la poulie. Le moteur devra donc être en mesure de fournir un effort $F_m = 2k(d + 2u)$, où k est défini par l'équation (2.15), maximal lorsque d et u sont maximaux, c'est-à-dire lorsque q tend vers $-\pi/2$ rad. Dans ce cas :

$$F_m \rightarrow \frac{4ml_g g}{l\alpha} = 4kl \quad (2.30)$$

Pour conclure, il faut augmenter l afin de minimiser la force de traction du moteur F_m et par suite sa puissance. Néanmoins, ce choix affectera k puisque la raideur est proportionnelle à $1/l^2$, comme montré par l'équation (2.15). Cette raideur ne pouvant être infiniment petite, le choix de l permet de trouver un ressort compatible avec ceux disponibles dans le commerce puis de dimensionner l'actionneur.

2.3.3 Influence de la masse et de l'inertie sur l'accélération

L'accélération maximale du système est seulement limitée par les paramètres de masse et d'inertie du bras. Elle peut se calculer à partir de l'équation (2.22). Dans le cas le plus défavorable, lorsque α tend vers 0 :

$$\ddot{q}_{max} \rightarrow \frac{ml_g g \cos q}{I + ml_g^2} \quad (2.31)$$

En choisissant $\ddot{q}_d < \ddot{q}_{max}$, la condition (2.24) est toujours vérifiée. Si l'accélération maximale est trop faible pour l'application, la forme du bras peut être modifiée en répartissant la masse de manière non-uniforme afin de modifier la place du centre de gravité sans changer la masse du mécanisme. Néanmoins, de telles modifications vont affecter les valeurs du couple d'actionnement, qui devront être ajustées pour que les conditions de sûreté initialement imposées restent garanties.

2.3.4 Synthèse

Le principe du dimensionnement est résumé par la figure 2.10. Le système à actionner est connu et les besoins imposés par la tâche à effectuer sont caractérisés par l'accélération du système (performance) et par son couple d'actionnement maximal (sécurité). Ces valeurs permettent de déterminer α et donc le couple d'actionnement que peut produire le système.

2.3. Méthodologie de dimensionnement/Influence des variables de conception

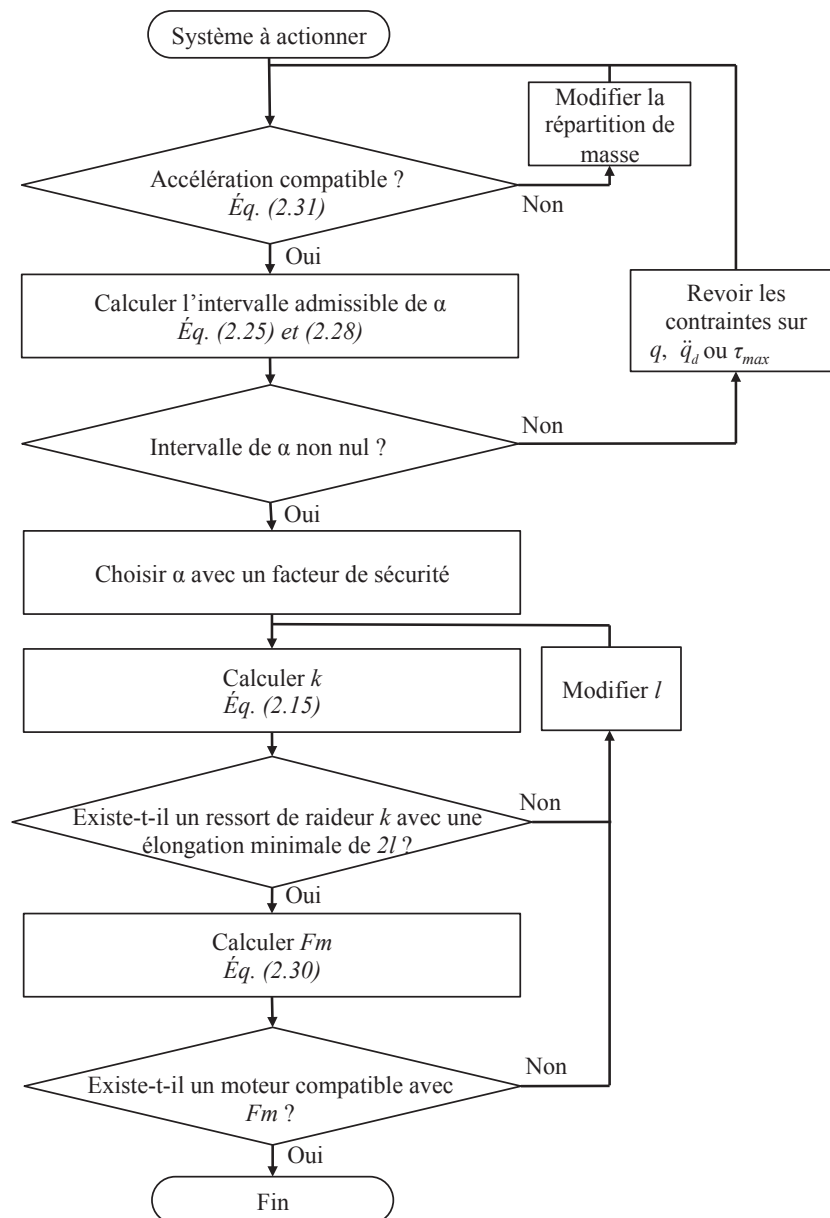


FIGURE 2.10 – Principe du dimensionnement.

Un ressort compatible avec les contraintes de raideur et d'élongation peut ensuite être choisi sans affecter le couple d'actionnement calculé. Puis la force de traction requise pour translater la poulie permet de choisir un moteur et peut être ajustée, si nécessaire, en modifiant la taille de l'articulation.

2.4 Exemple de mise en œuvre

Cette partie traite de la réalisation d'un prototype calqué sur la modélisation précédente et mettant en avant les performances obtenues.

2.4.1 Prototype

Le prototype réalisé et son schéma cinématique sont présentés à la figure 2.11.

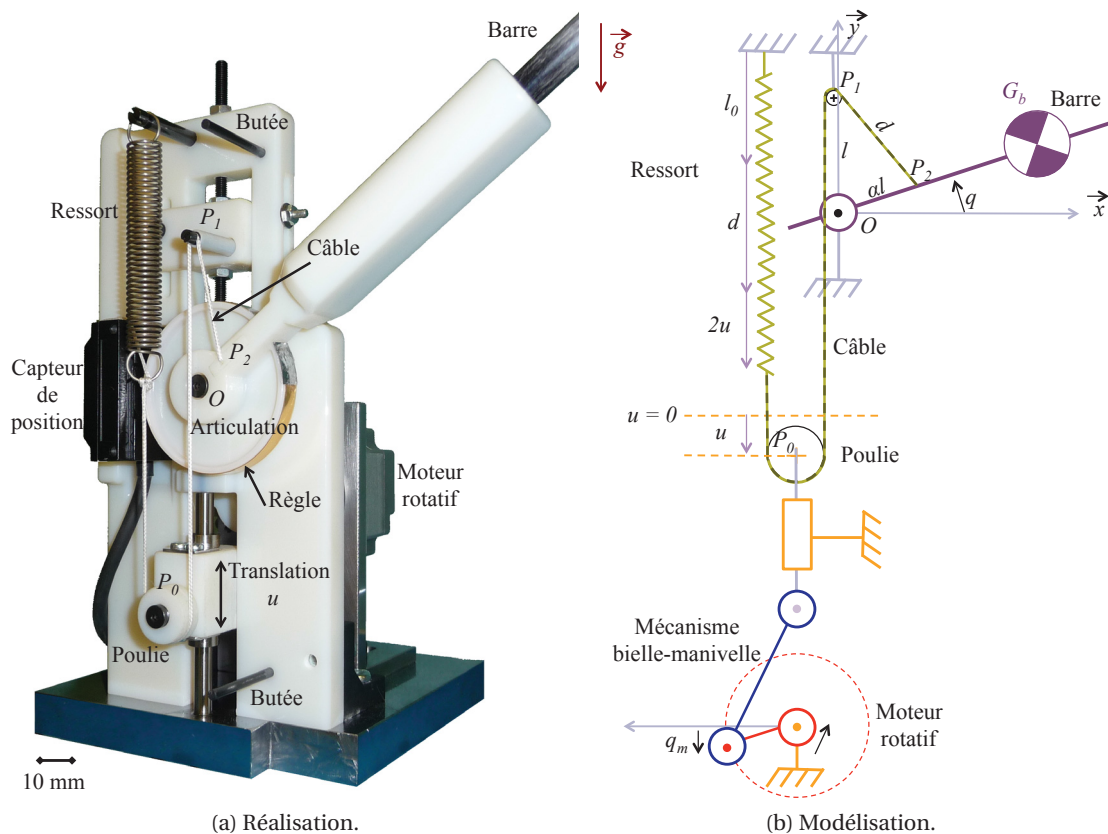


FIGURE 2.11 – Prototype de SEA réalisé.

Bras et paramétrage

En vue de minimiser les masses en mouvement, le bras est réalisé à partir d'une barre en fibre de carbone, qui présente une résistance importante à la flexion et une masse volumique très faible. Cette barre est ensuite encastrée dans une articulation en polymère, obtenue par prototypage rapide. Ces deux matériaux, très légers, garantissent de faibles masses et inerties au bras avec $m = 81$ g et $I = 1,24 \cdot 10^6$ g·mm², malgré une longueur de 400 mm. Le centre de

gravité de la barre se situe à $l_g = 140$ mm du centre du pivot O . Deux butées délimitent la plage angulaire de q entre -75° et 75° . Le ressort est choisi parmi des gammes standard, ce qui oblige à tenir compte de la tension initiale F_0 non nulle. Sur le principe de dimensionnement proposé précédemment, nous retenons $\alpha = 0,51$. Cette valeur permet de prendre en compte la tension initiale du ressort, tout en garantissant une marge de sécurité pour compenser les frottements non modélisés. Le couple d'actionnement est alors, au maximum, de 100 N·mm. L'actionnement proposé a ainsi permis de diviser par deux le couple nécessaire pour actionner la barre, par rapport au couple requis pour actionner une barre identique avec un moteur directement monté sur l'axe. La valeur de l est choisie égale à 33 mm pour limiter l'encombrement de la liaison et la taille du ressort. Ainsi, $\alpha l = 17$ mm et $k = 0,20$ N·mm⁻¹. Les propriétés du ressort retenu ont été vérifiées expérimentalement par des tests de traction. Le ressort possède un allongement maximal de 100 mm. Pour l'espace de travail considéré, la plage de translation maximale de l'actionneur, qui permette de rester dans la zone linéaire du ressort, est de l'ordre de ± 16 mm. L'effort maximal F_m que doit appliquer l'actionneur est inférieur à 35 N.

Élément flexible et équilibrage

Le ressort est attaché à un câble tressé en fibre de polyéthylène Dyneema® SK75 [Brand 2008], choisi pour sa haute résistance à la rupture (800 N) et sa faible densité (0,97g/cm³), préférables par rapport à un câble en acier de même diamètre. Avec un diamètre de 0,75 mm, son allongement sous charge ne dépassera pas 0,15 mm pour 200 mm de câble, ce qui est négligeable devant l'allongement du ressort et permet donc de faire l'hypothèse d'un câble non extensible. En outre, il a l'avantage de posséder un coefficient de frottement plus faible que celui du nylon, compris entre 0,05 et 0,07 pour un contact câble-câble, ce qui lui assure de très bonnes propriétés de glissement.

Pour garantir l'équilibrage statique du système, l'axe passant par P_1 est de faible diamètre (2 mm) pour se rapprocher le plus possible d'un passage ponctuel. En outre, les axes passant par O et P_1 ainsi que la poulie sont montés sur des roulements à billes afin de limiter les frottements. De même, le guidage linéaire est réalisé avec une douille à bille. Enfin, la position de l'axe P_1 le long de la direction verticale est ajustable en vue de corriger les inévitables erreurs de fabrication ou approximations : masse du bras, centre de gravité du bras, positionnement des axes.

L'équilibrage statique est correctement réalisé comme on peut l'observer à l'utilisation. Les légères erreurs d'équilibrage ne sont pas perceptibles car elles restent inférieures au frottement sec présent sur le prototype. Durant les phases de mouvement lent, on note néanmoins la présence d'un léger phénomène de *stick-slip* autour de la poulie de centre P_0 . En effet, lorsque

Chapitre 2. Positionnement autonome et sûreté d'interaction

le bras est manuellement actionné avec des mouvements de très faible amplitude (quelques degrés) vers le haut, le câble situé du côté droit de la poulie se relâche sans que la partie située du côté gauche et attachée au ressort ne se déplace. Ce phénomène est à l'origine de légères saccades dans la phase transitoire d'équilibrage du bras et amène à des erreurs de positionnement. Afin de limiter les non-linéarités qu'il engendrera lorsque le système sera actionné, le câble est enroulé d'un tour supplémentaire autour de la poulie, ce qui tend à augmenter les frottements mais fluidifie le mouvement du bras.

Motorisation et instrumentation

La position du bras est évaluée par un capteur optique Renishaw composé d'une règle graduée collée sur l'articulation et d'une tête optique RGH40 permettant de mesurer l'angle q avec une résolution de $0,1^\circ$. Cette solution a été choisie pour ne pas embarquer un codeur incrémental sur l'axe de rotation de la barre, ce qui aurait augmenté son inertie. La translation u est réalisée à l'aide d'un système bielle-manivelle, représenté sur la figure 2.11b, couplé à un moteur rotatif *Harmonic Drive* (FHA-8C). Le moteur entraîne en rotation une manivelle, reliée à une bielle, transformant ainsi le mouvement de rotation du moteur en translation. Cette partie est représentée dans le plan de la barre sur la figure 2.11b afin d'améliorer la lisibilité du schéma. Néanmoins, pour assurer la compacité du système global, le moteur et la transmission sont positionnés à l'arrière du prototype, à la même hauteur que la poulie. La transmission par bielle-manivelle permet d'obtenir un rapport de réduction de 0,45. De plus, quel que soit le moteur retenu, l'amplitude de déplacement de u est bornée par la conception, ce qui empêche, en cas de mauvaise utilisation, de détériorer le ressort en dépassant sa limite élastique.

L'actionneur *Harmonic Drive* retenu est doté d'un réducteur de ratio 1 : 50. Il est capable de maintenir un fort couple de 3,3 N·m, ce qui en fait un actionneur idéal pour notre application. Même si le moteur est non réversible, l'actionneur réalisé l'est. De plus, cet actionneur peut être commandé très finement en position puisqu'un codeur optique intégré fournit la mesure de position avec une précision de 10^{-3}° .

2.4.2 Loi de commande

La stratégie de commande du prototype est illustrée par la figure 2.12 et décrite ci-après. Le système est commandé en position, avec q^* la position désirée de la barre. Les frottements $C(q, \dot{q})$ agissant sur le système sont négligés dans la synthèse de la commande. De même, l'environnement extérieur n'y est pas pris en compte.

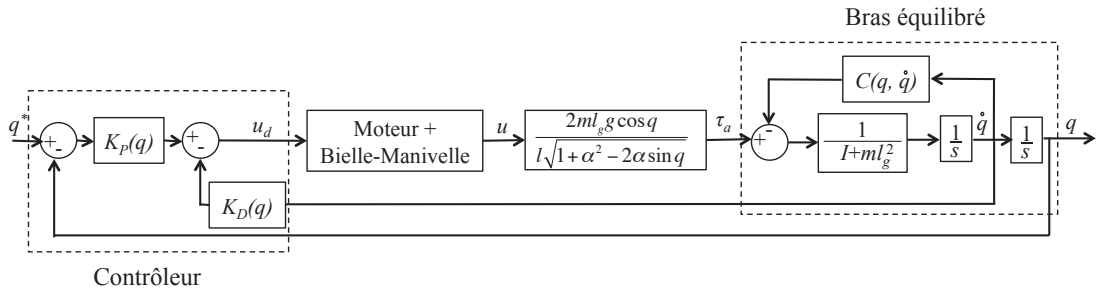


FIGURE 2.12 – Stratégie de commande du système à 1 ddl.

Asservissement de la position de la poulie de centre P_0

La position de la poulie de centre P_0 est assurée par une boucle d'asservissement interne sur la position du moteur, sans dépassement, assurant le rejet de perturbations et garantissant un temps de réponse de 40 ms. Les perturbations rejetées sont principalement dues aux variations de l'effort imposé par le ressort sur la poulie et transmis au moteur par le système bielle-manivelle. Dans la suite du travail, l'asservissement de la position de la poulie est supposé parfaitement réalisé. Ainsi, il est supposé que u est égal au déplacement désiré u_d .

Asservissement du bras

Pour assurer le suivi de trajectoire, un asservissement de la position q de la barre a été mis en œuvre, basé sur une loi de commande proportionnelle-dérivée avec des gains adaptatifs. Cette loi de commande s'écrit :

$$u = K_P(q)(q^* - q) - K_D(q)\dot{q} \quad (2.32)$$

où q^* est la consigne, $K_P(q)$ et $K_D(q)$ sont respectivement des gains proportionnel et dérivé dépendants de la configuration, afin de pouvoir linéariser le système. D'après l'équation de mouvement (2.19), l'équation dynamique du système en boucle fermée s'écrit alors :

$$\frac{(I + ml_g^2)l\sqrt{1 + \alpha^2 - 2\alpha \sin q}}{2ml_g \cos q} \frac{1}{K_P(q)} \ddot{q} + \frac{K_D(q)}{K_P(q)} \dot{q} + q = q^* \quad (2.33)$$

où $\cos q \neq 0$ dans l'espace de travail considéré. Pour ramener l'équation (2.33) à une équation différentielle du second ordre, sous forme canonique :

$$\frac{1}{\omega_n^2} \ddot{q} + \frac{2\zeta}{\omega_n} \dot{q} + q = q^* \quad (2.34)$$

où ω_n représente la pulsation propre du système et ζ son coefficient d'amortissement, les gains doivent être choisis tels que :

$$K_P(q) = \omega_n^2 \frac{(I + ml_g^2)l\sqrt{1 + \alpha^2 - 2\alpha \sin q}}{2ml_g g \cos q} \quad (2.35)$$

$$K_D(q) = 2\zeta\omega_n \frac{(I + ml_g^2)l\sqrt{1 + \alpha^2 - 2\alpha \sin q}}{2ml_g g \cos q} \quad (2.36)$$

Ce choix permet d'assurer la stabilité du système sur tout l'espace de travail dès lors que ω_n et ζ sont correctement choisis.

2.4.3 Validations expérimentales

L'objectif de cette section est de valider l'approche proposée en montrant la faisabilité des tâches suivantes : suivi de trajectoire en environnement libre, collision avec un environnement statique et suivi d'un environnement en mouvement. Pour cela, nous utilisons le prototype développé, dont la vue d'ensemble est donnée à la figure 2.13.

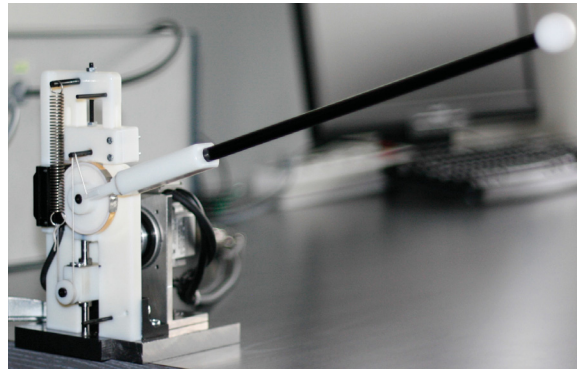


FIGURE 2.13 – Vue d'ensemble du prototype lors d'un suivi de trajectoire.

L'asservissement de la position q de la barre a été réalisé avec les spécifications suivantes : $\omega_n = 30 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$ et $\zeta = 0,707$ pour chacune des expériences proposées ci-après. Étant donnée la résolution limitée du capteur de position sur q , la mesure de position est filtrée numériquement avant d'être utilisée dans la loi de commande.

Lors d'interactions, un capteur d'effort unidirectionnel (Scaime K1107) mesure avec une précision de 0,8 mN les forces d'interaction entre l'environnement et le prototype. Le capteur est fixé sur l'environnement afin de ne pas introduire d'erreur d'équilibrage sur le prototype, ni de perturbations dues aux mouvements dans les mesures d'effort.

Suivi de trajectoire

L'expérience proposée permet de vérifier que le système est capable de suivre une trajectoire en espace libre. La trajectoire de référence et celle suivie sont représentées sur la figure 2.14, haut. La figure 2.14, bas représente l'erreur de suivi. L'erreur moyenne de suivi est inférieure à $1,15^\circ$ et l'asservissement de position reste stable tout au long de la trajectoire.

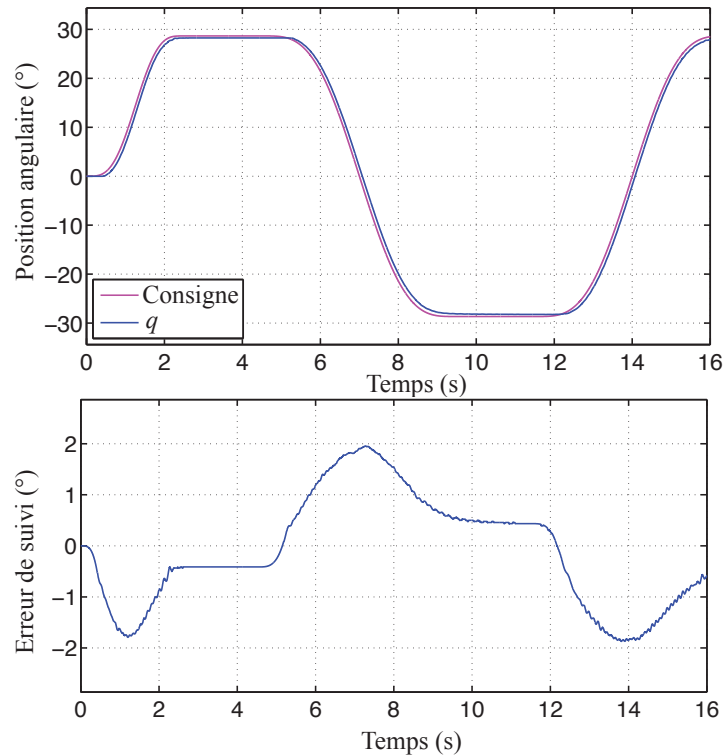


FIGURE 2.14 – Suivi de trajectoire. Haut : trajectoires spécifiée et réalisée. Bas : Erreur de suivi.

Le couple τ_a produit au niveau de l'articulation pour effectuer ce déplacement est représenté à la figure 2.15, bas. Il a été calculé à partir de la mesure de q et de u via l'équation (2.18). On remarquera la quasi-symétrie autour des positions positives et négatives de la barre, avec un couple maximum de $58 \text{ N}\cdot\text{mm}$ pour un minimum de $-60 \text{ N}\cdot\text{mm}$. Ces valeurs montrent l'efficacité de l'équilibrage statique puisqu'il faut des couples similaires pour actionner la barre, qu'elle aille dans un sens ou dans l'autre. Les petites différences des valeurs absolues s'expliquent notamment par les légères erreurs d'équilibrage dues au passage non ponctuel du câble en P_1 . Durant les phases stationnaires, un couple résiduel de $\pm 25 \text{ N}\cdot\text{mm}$ est présent. Il peut s'expliquer par les légères erreurs d'équilibrage et, en plus grande partie, par les frottements présents.

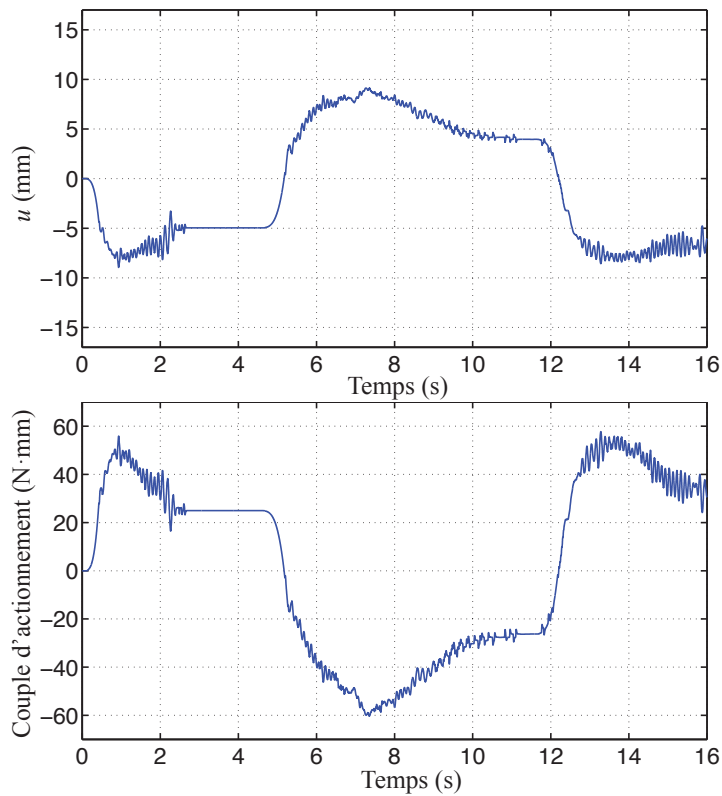


FIGURE 2.15 – Suivi de trajectoire. Haut : translation u . Bas : couple d'actionnement τ_a .

Collision avec un environnement statique ou quasi-statique

L'environnement statique retenu pour cette expérience, présenté figure 2.16 est équivalent à un ressort de raideur $0,176 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-1}$. Il se compose de deux ressorts de compression, guidés en translation et montés en parallèle sur une plate-forme intermédiaire. Cette plate-forme est fixée au capteur d'effort, lui-même étant relié au bâti. Une plate-forme mobile garantit un contact ponctuel avec l'extrémité du prototype.

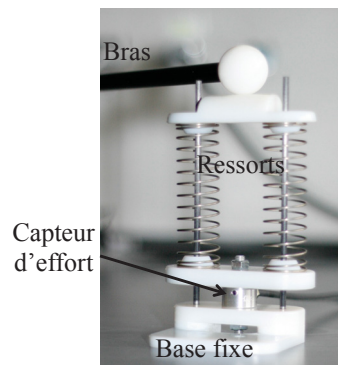


FIGURE 2.16 – Environnement percuté lors de la collision.

La figure 2.17 présente le suivi de position et l'effort d'interaction lors d'un contact imprévu avec l'environnement lorsqu'un suivi de trajectoire identique à l'expérience précédente est ré-alisé. La barre entre en contact avec l'environnement à la position $q = -4,07^\circ$ (voir la figure 2.17, haut).

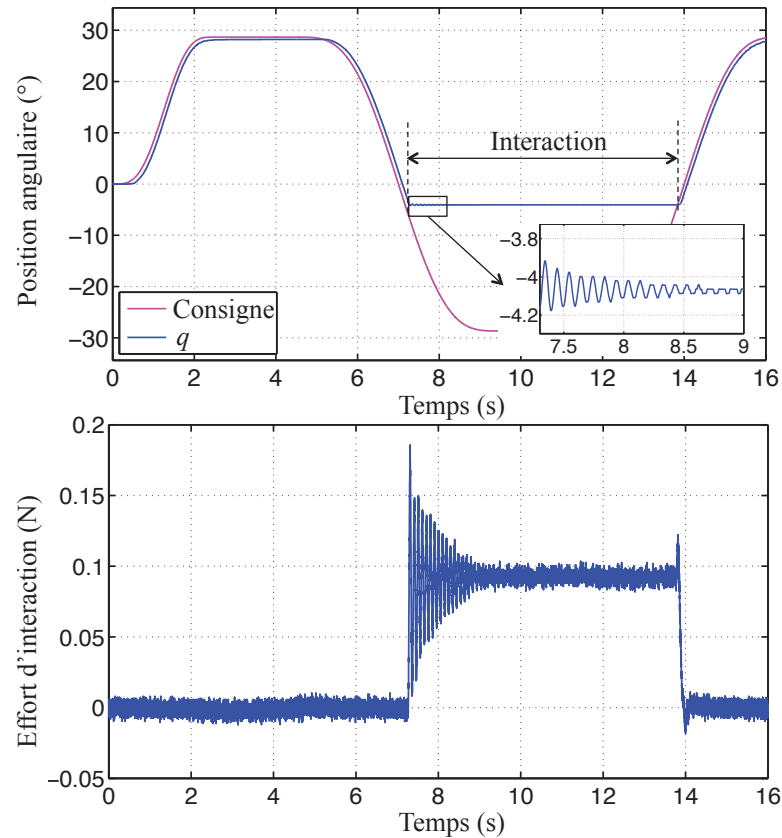


FIGURE 2.17 – Cas d'une collision avec un environnement statique. Haut : trajectoires spécifiée et réalisée. Bas : effort d'interaction.

Avant le contact, le suivi de trajectoire est assuré. Au moment du contact, le déplacement u de l'actionneur augmente jusqu'à son maximum et le couple maximum pouvant être produit par le dispositif est alors fourni, sans pouvoir assurer le suivi de trajectoire. On observe quelques oscillations autour de la position de contact qui apparaissent juste après l'impact, mais la barre reste solidaire de l'environnement. Au cours de cette expérience, la force appliquée sur l'environnement (figure 2.17, bas) reste inférieure à 0,2 N lors de l'impact et l'effort de maintien est de 0,1 N.

Si on utilise un environnement de plus grande raideur, la phase transitoire est plus importante lors de l'impact, avec un effort plus élevé au moment de l'impact mais qui reste limité du fait des caractéristiques intrinsèques du système.

Interaction avec un environnement en mouvement

Afin de simuler un environnement en mouvement, le montage précédent est adapté, comme illustré sur la figure 2.18. L'environnement reste similaire à l'expérience précédente, à la différence près que les ressorts de compression ont été supprimés afin d'éviter les vibrations pendant le mouvement de l'environnement. L'environnement est ensuite déplacé par une table linéaire (Iigus DryLin® SHT), actionnée par un moteur rotatif (Maxon RE25). L'environnement suit alors des mouvements verticaux d'amplitude ajustable.

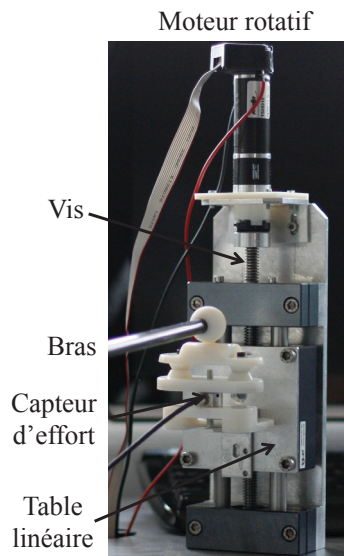


FIGURE 2.18 – Environnement suivi et interaction.

La figure 2.19, haut, illustre les trajectoires de référence et le suivi réalisé dans le cas où le système est en interaction avec l'environnement en mouvement. Pour assurer le contact, on applique un léger effort sur l'environnement. Pour cela, le schéma de commande proposé précédemment est conservé et une consigne de position sur un point fixe situé sous l'environnement est imposée. Au cours de cette expérience, l'environnement suit un mouvement sinusoïdal d'amplitude 4 mm avec une fréquence de 0,35 Hz. La position de référence est choisie à $-1,75^\circ$.

Durant la phase d'approche, entre $t = 0$ s et $t = 2$ s, la barre vient en contact avec l'environnement et applique un léger effort. Ensuite, après l'instant $t = 2$ s, la barre suit les mouvements de l'environnement. La figure 2.19, milieu, montre les efforts d'interaction. On peut observer que ceux-ci restent inférieurs à 0,15 N et sont toujours strictement positifs. Ceci confirme que la barre reste en contact avec l'environnement durant toute la phase de suivi. Le couple d'actionnement τ_a varie en fonction de la position de l'environnement, comme illustré sur la figure 2.19, bas, et en fonction de la consigne d'entrée, ce qui a pour conséquence de moduler la force d'interaction (figure 2.19, milieu).

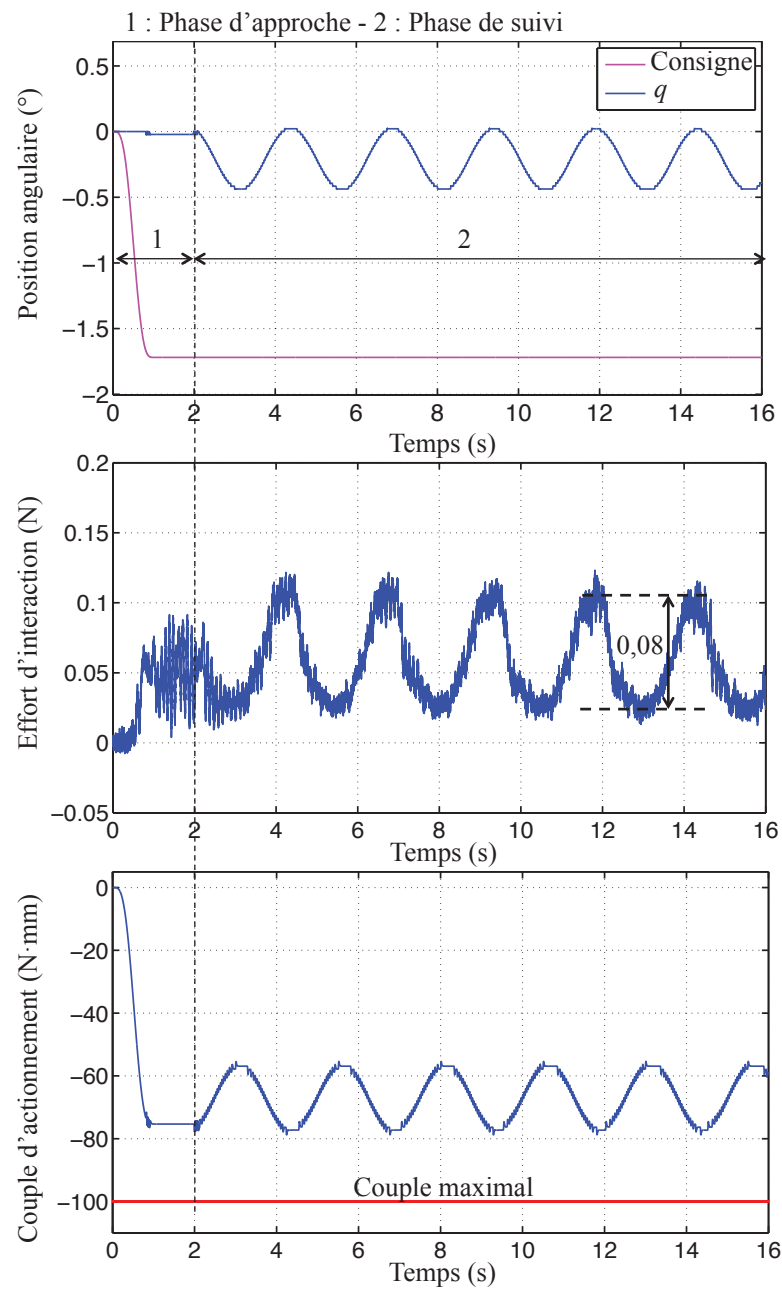
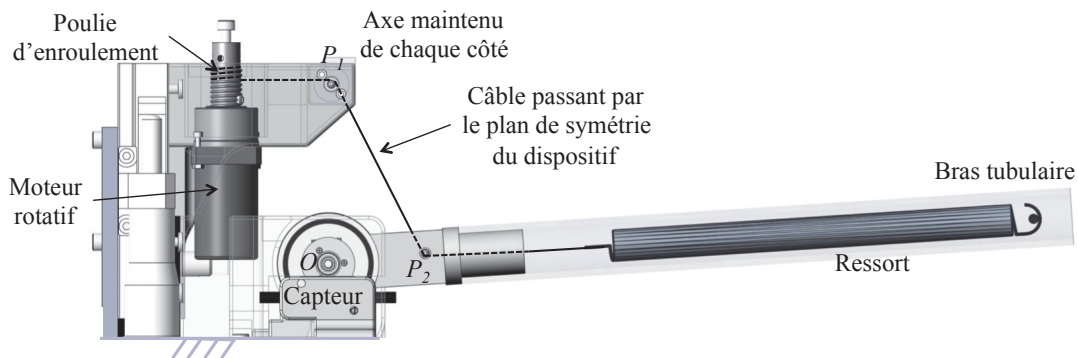


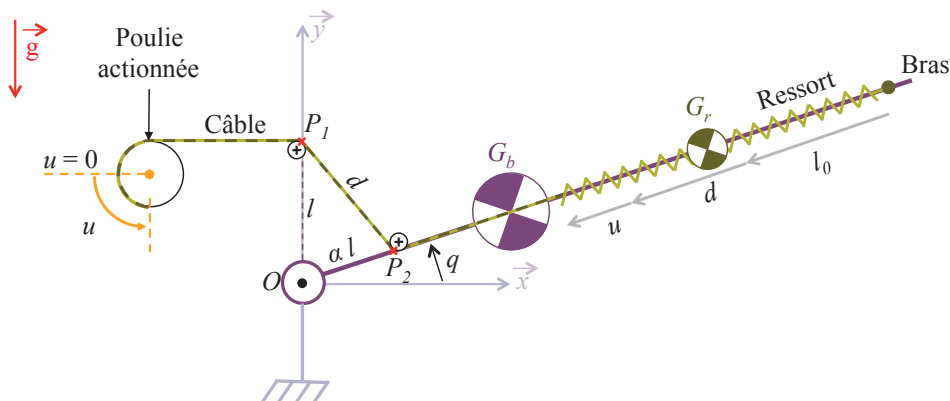
FIGURE 2.19 – Interaction avec un environnement en mouvement. Haut : trajectoire réalisée. Milieu : effort d'interaction. Bas : couple d'actionnement τ_a .

2.5 Perspectives

Dans ce chapitre, nous avons proposé une approche originale pour l'actionnement de robots en interaction avec l'homme. Son principe a été illustré par la mise en œuvre d'un prototype à 1 ddl. Les résultats obtenus nous permettent d'entrevoir certaines améliorations. Les frottements du mécanisme, en particulier au niveau de la poulie, restent importants : ils consomment de l'énergie d'actionnement et font apparaître des comportements non-linéaires. De même, les flexibilités de la transmission par bielle-manivelle introduisent des erreurs supplémentaires dans le positionnement de la poulie tandis que le profil de vitesse imposé par cette dernière est non-linéaire. En outre, on pourrait aussi imaginer un mécanisme plus compact. Le retour d'expérience amené par ce prototype permet d'ores et déjà de proposer les améliorations mises en image à la figure 2.20 et commentées ci-après.



(a) Vue CAO.



(b) Représentation schématique.

FIGURE 2.20 – Amélioration du système à 1 ddl.

Les flexibilités des axes sont principalement dues au procédé de fabrication par prototypage rapide sur l'imprimante 3D Stratasys Objet350 Connex™ [Str 2014] associé au matériau VeroWhitePlus RGD835. Très peu d'essais ont été réalisés dans la littérature pour caractériser le matériau obtenu, notamment en ce qui concerne l'influence des paramètres extérieurs sur la matière (orientation de la pièce lors de la fabrication, température, charge, évolution dans le temps). De plus, la répétabilité du procédé est médiocre. Les pièces obtenues s'avérant beaucoup plus flexibles que ce qui est annoncé par le fournisseur, il est préférable de prendre en compte un facteur de sécurité par rapport aux simulations réalisées et de monter les axes avec un maintien symétrique de chaque côté plutôt qu'en porte-à-faux, notamment pour l'axe supportant le point P_1 , comme illustré par la figure 2.20.

Quant aux frottements, ils se ressentent d'autant plus que le dispositif est équilibré. L'utilisation de la majorité de sa puissance est donc transférée de la compensation de gravité vers la compensation des frottements. Dans le prototype réalisé, les sources de frottement suivantes sont à distinguer :

- frottements des guidages en rotation (aux points O et P_1), qui sont déjà minimaux ;
- frottements de la partie actionnement (du guidage en translation jusqu'au moteur), sur lesquels nous reviendrons par la suite ;
- frottements du câble au point P_2 .

Pour supprimer la dernière catégorie de frottements, il est préférable que le câble se situe dans le plan de symétrie de la barre plutôt que sur sa face latérale (voir la figure 2.20). En outre, cet arrangement limite les éventuelles vibrations au niveau de l'axe O , dues à une répartition de charge non-uniforme sur l'axe. Néanmoins, lorsque la position du bras est proche de $q = 90^\circ$, le câble permettant l'équilibrage passe quasiment sur le point de pivot. Ainsi, un espace de travail maximal ne peut être obtenu que lorsque l'axe de centre O devient infiniment petit.

Le ressort de traction s'adapte très bien au montage et permet un équilibrage statique parfait. Sur le prototype développé, il apparaît toutefois comme une limitation à la compacité du dispositif. En effet, lorsqu'il est entièrement étiré, sa longueur avoisine 200 mm. Une façon de limiter cet encombrement consiste à intégrer le ressort à l'intérieur de la barre en carbone (voir la figure 2.20). En contrepartie, l'équilibrage statique ne sera plus parfaitement assuré puisque le système à équilibrer se composera de la barre et du ressort, dont le centre de gravité G_r varie en fonction de la position de la barre. Néanmoins, la faible masse du ressort, de l'ordre de quelques grammes, comparée à celle de la barre, laisse à présager d'une erreur d'équilibrage négligeable.

Si la transmission par bielle-manivelle permet de limiter l'élongation du ressort quelle que soit la défaillance du système, elle impose néanmoins un profil de vitesse non-linéaire au niveau de la transmission du mouvement du moteur rotatif vers la poulie et ajoute frottement et flexibilité au dispositif. En effet, le guidage en translation de la poulie de centre P_0 , réalisé par

Chapitre 2. Positionnement autonome et sûreté d'interaction

le biais d'une douille à billes coulissante le long d'un arbre rectifié, ne permet pas d'atteindre des performances équivalentes à celles d'un guidage en rotation par roulements à billes, du fait des méthodes de fabrication de ces éléments de guidage. De même, les frottements ajoutés par le tour supplémentaire de câble autour de la poulie de centre P_0 restent relativement importants malgré l'utilisation d'une poulie à gorge, qui supprime les frottements câble contre câble. Parallèlement, la transmission, actuellement réalisée en prototypage rapide, tend à fléchir, contrairement à ce qu'indiquaient les résultats obtenus en simulation avec les données du matériau utilisé. En vue de s'affranchir de ces problèmes et de rendre le dispositif plus compact, une solution consiste à remplacer l'actionnement en translation, à la technologie moins efficace, par un actionnement en rotation. Un moteur rotatif permet d'enrouler ou de dérouler le câble d'une distance u , de façon à tendre ou relâcher le ressort et ce, sans nécessiter de transmission, comme représenté sur la figure 2.20.

3 Modulation de raideur

Sommaire

3.1 Principe et fonctionnement	52
3.1.1 Principe du mécanisme proposé	52
3.1.2 Règles de conception	54
3.1.3 Mécanismes compliants et raideur variable	55
3.2 Modulation de la raideur d'une articulation	58
3.2.1 Solution proposée	58
3.2.2 Modélisation des éléments compliants	61
3.2.3 Influence des paramètres de conception	66
3.2.4 Dimensionnement des lames	68
3.3 Réalisation et validations expérimentales	69
3.3.1 Prototype	69
3.3.2 Caractérisation du prototype	73
3.4 Perspectives	77

Dans le chapitre précédent, une approche originale permettant de réaliser des tâches de positionnement avec un apport minimal en énergie a été proposée. Ce dispositif n'est toutefois pas conçu pour appliquer des efforts contrôlés sur l'environnement. Dans ce chapitre, nous proposons d'ajouter cette fonctionnalité pour guider le geste d'un utilisateur en imposant des contraintes virtuelles. Pour cela, une articulation à raideur variable couplée à un embrayage peuvent être utilisées. Le chapitre traite de la modélisation, de la conception et de la réalisation de cette articulation à raideur variable.

3.1 Principe et fonctionnement

Une stratégie pour guider le geste d'un utilisateur est l'utilisation de contraintes virtuelles (du terme anglais *virtual fixture*) [Rosenberg 1993]. Elle s'inscrit typiquement dans le cadre de tâches partagées, où l'utilisateur et le robot collaborent à la réalisation d'un geste. L'idée est d'implémenter de façon logicielle des contraintes qui favorisent par exemple le suivi d'une trajectoire, ou, au contraire, qui rendent difficile l'accès à certaines régions [Abbott 2007]. Dans le premier cas, le manipulateur est ramené sur la trajectoire de référence par les efforts qui lui sont appliqués tandis que dans le second cas, le robot est libre dans la zone accessible et ramené vers cette zone dès lors qu'il la quitte. Ainsi, la tâche réalisée est généralement plus rapide et plus précise, tout en étant sous le contrôle de l'utilisateur [Rosenberg 1993]. Le fait d'implémenter de façon logicielle ces contraintes a pour principal avantage la modularité. Il est en effet possible d'adapter ces contraintes à moindre coût (puisque c'est logiciel), à la tâche réalisée ou à l'environnement. Néanmoins, l'utilisation des contraintes virtuelles pose des problèmes de sécurité et cette technique reste moins sûre que l'utilisation de butées physiques. Par ailleurs, les efforts générés pour rejoindre une trajectoire ou une région peuvent être importants et sont potentiellement d'autant plus dangereux qu'ils sont imposés de manière active par les actionneurs du robot.

Dans la suite de ce chapitre, nous proposons de développer un mécanisme passif, qui permette de guider le geste de l'utilisateur à partir d'efforts de rappel lorsque celui-ci s'éloigne de son objectif.

3.1.1 Principe du mécanisme proposé

Les actionneurs à raideur variable, qui peuvent imposer des efforts résistifs variables autour d'une configuration donnée, semblent adaptés à notre problématique. Néanmoins, ce sont des dispositifs actifs puisqu'ils utilisent des actionneurs capables d'imposer à la fois la position et la raideur autour de cette position. Afin d'obtenir un système plus sûr, nous proposons de réaliser le positionnement à partir du dispositif développé au chapitre précédent. Un embrayage peut permettre de maintenir la position tandis que le dispositif proposé ci-après peut moduler la raideur de l'articulation autour de cette position. Cette approche contribue à la sûreté du mécanisme dans le sens où le dispositif de positionnement a été conçu pour un fonctionnement sûr et le dispositif de modulation de raideur est passif. D'après la définition donnée dans [Swanson 2003], un dispositif passif ne peut pas renvoyer plus d'énergie qu'il n'en reçoit. L'embrayage connectant les deux sous-systèmes ne peut que dissiper de l'énergie tandis que le mécanisme à raideur variable ne fait que s'opposer à l'effort appliqué par l'utilisateur.

3.1. Principe et fonctionnement

Nous proposons le principe de fonctionnement schématisé à la figure 3.1. Dans le chapitre 2, le bras était préalablement équilibré puis amené en position via le déplacement u . Dans cette partie, nous considérons, pour ce même système, que la position souhaitée est atteinte, c'est-à-dire que $u = 0$ et que c'est l'utilisateur qui a maintenant le contrôle du dispositif, avec lequel il interagit. L'utilisateur manipule alors le segment équilibré. Aucun effort résistif n'est imposé lorsque ce segment est dirigé vers la configuration recherchée. En revanche, s'il s'en éloigne, le segment articulé est solidarisé avec le mécanisme à raideur variable (cas représenté sur la figure 3.1). Soumis à un effort extérieur de la part de l'utilisateur, ce mécanisme réagit pour ramener le segment à la position d'équilibre, correspondant à la position à laquelle l'ensemble barre et mécanisme à raideur variable ont été couplés. L'effort résistif que perçoit l'utilisateur durant cette manipulation peut être modulé par un actionneur.

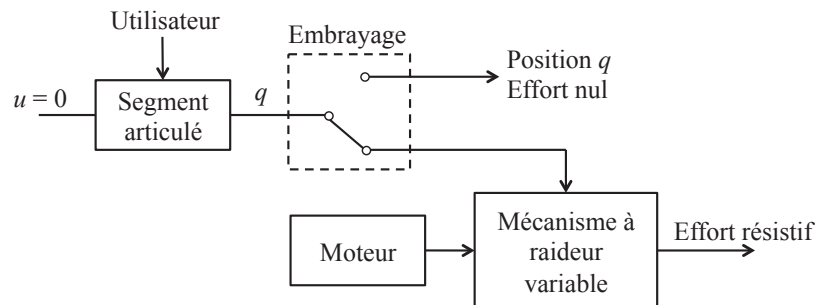


FIGURE 3.1 – Principe du guidage pour une articulation.

Ce principe est illustré à la figure 3.2, où nous pouvons visualiser la barre maintenue par l'utilisateur et le système de positionnement proposé au chapitre précédent, où $u = 0$. L'embrayage¹,

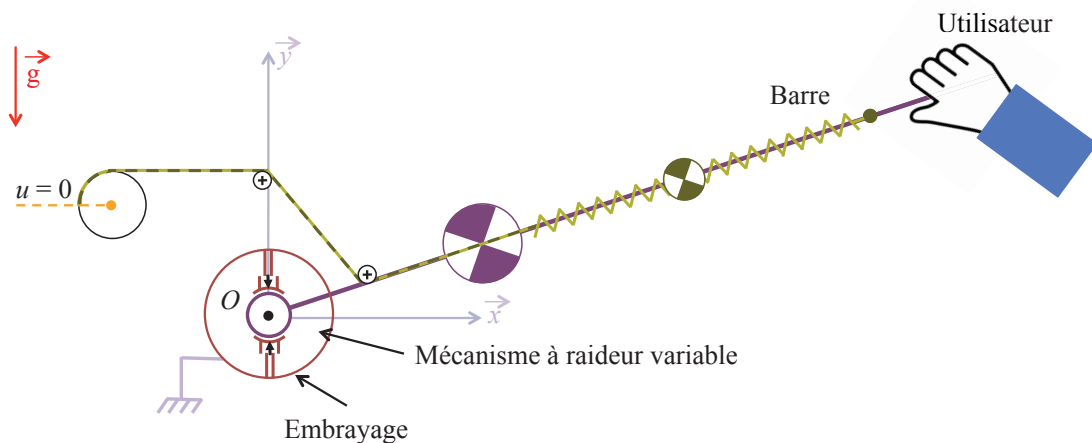


FIGURE 3.2 – Schéma de principe.

1. Dans la durée de notre travail, nous n'avons pas mis en œuvre cette fonction d'embrayage mais il en est fait mention ici pour éclairer le lecteur.

lorsqu'il est actif, permet de lier la barre au mécanisme de modulation de raideur, lui-même connecté au bâti. Ce choix permet de ne pas embarquer ce module sur la barre, contrairement au cas où l'embrayage solidariserait la barre et le module au bâti. Ainsi, lorsque l'embrayage est relâché, le comportement de la barre ne s'en trouve pas influencé et elle reste équilibrée tant que $u=0$.

La suite de ce chapitre est consacrée au mécanisme de modulation de raideur. Le terme position d'équilibre fera dorénavant référence à la position imposée par l'embrayage tandis que le déplacement Δq de la barre sera toujours considéré autour de ce point de fonctionnement.

3.1.2 Règles de conception

L'état de l'Art du paragraphe 1.3.3 montre qu'il existe de multiples façons de concevoir des articulations à raideur variable, souvent liées aux spécificités de chaque application [Tagliamonte 2012]. Néanmoins, certains critères de conception communs, proposés dans [Jafari 2012], permettent d'établir des lignes directrices :

1. **La raideur doit être indépendante de la charge.** Dès lors qu'une raideur donnée est imposée par l'actionneur, la caractéristique couple-déplacement obtenue doit être linéaire pour permettre de fixer la raideur indépendamment de la position. Observons que ce critère ne conditionne pas le profil de raideur du mécanisme pour différents ajustements, qui peut être non-linéaire ;
2. **La plage de raideur doit idéalement s'étendre de 0 à l'infini.** Son ajustement doit permettre d'obtenir aussi bien une articulation non contrainte qu'une articulation entièrement rigide. Ceci se traduit par le fait que la modulation de raideur doit être continue. Il reste néanmoins impossible de balayer entièrement cette plage idéale en raison des limitations des actionneurs qui imposent la raideur maximale, et ce, quelle que soit l'architecture retenue. De même, les éléments flexibles doivent rester sous tension dans le cas d'une architecture parallèle ou série avec prétension, ce qui impose une raideur minimale non nulle. En ce qui concerne les autres architectures de type série, les contraintes de conception limitent l'atteinte d'une raideur nulle bien que théoriquement, elle puisse être atteignable. C'est le cas, par exemple, du AwAS-II [Jafari 2011], où la raideur varie dans [130 ; 1000] N·m/rad ;
3. **Le changement de raideur doit s'effectuer avec une consommation minimale en énergie.** Dès lors que la modulation de raideur agit directement sur l'élément flexible, la consommation du/des actionneur(s) devient d'autant plus importante que la raideur est élevée. Dans le cas d'une architecture série, multiplier les éléments flexibles permet de la diminuer au prix d'un encombrement plus important mais sans apporter de réelle solution à ce problème. La stratégie exploitée sur les systèmes AwAS-II [Jafari 2011] ou CompAct-VSA [Tsagarakis 2011] consiste à réaliser l'actionnement perpendiculairement

à l'effort résistant imposé par les éléments flexibles, ce qui rend idéalement la puissance d'actionnement requise indépendante de la raideur du dispositif ;

4. **Le maintien de la raideur doit se faire sans consommation d'énergie.** Les solutions technologiques foisonnent avec notamment l'utilisation d'actionneurs non réversibles, dont les temps de réponse sont très bons, mais qui requièrent souvent l'utilisation de réducteurs pour obtenir des couples de maintien élevés. De façon moins courante, notons le recours aux transmissions par vis à billes [Wang 2012] ou encore par pignons-crémaillères [Tsagarakis 2011], beaucoup plus lents mais adaptés à certaines applications, où elles sont utilisées sur de faibles courses ;
5. **Le mécanisme d'ajustement de raideur ne doit pas apporter d'inertie au segment articulé.** Ce critère est généralement vérifié sur les architectures de type parallèle à base de ressorts de tension, où les actionneurs et les éléments flexibles se situent en amont du dispositif [Migliore 2005, Tonietti 2005]. En revanche, lorsque les moteurs sont découplés, ce qui est le cas d'une architecture série, les composants permettant d'imposer la raideur et de la moduler doivent être embarqués sur l'articulation, ce qui la rend plus encombrante mais surtout plus lourde (voir par exemple [Jafari 2010, Jafari 2011]).

3.1.3 Mécanismes compliant et raideur variable

Dans la majorité des articulations à raideur variable existantes, les éléments flexibles sont réalisés à partir d'un assemblage de ressorts longitudinaux. Les ressorts de torsion ne sont, à notre connaissance, pas utilisés. Il semble en effet difficile de modifier leur raideur en agissant sur un quelconque paramètre. Les principaux avantages des ressorts longitudinaux sont la facilité relative à moduler leur raideur lorsqu'ils sont assemblés, leur faible coût de fabrication et leur grande variété. Néanmoins, les ressorts conduisent à des dispositifs encombrants, soit du fait de leur longueur, soit du fait des dispositifs annexes garantissant leur tension ou limitant leur flambage.

C'est pourquoi certains auteurs se sont intéressés aux structures compliantes [Howell 2001], qui offrent une alternative intéressante pour implémenter une raideur variable. Une telle structure peut se définir comme un mécanisme capable de se déformer sous une charge. La déformation obéit à une loi de comportement, dépendant des paramètres dimensionnels et structurels. Cette solution est particulièrement adaptée pour obtenir des raideurs importantes pour de faibles déplacements et un encombrement limité. Par ailleurs, ces structures sont bidirectionnelles, contrairement aux ressorts traditionnels non prétendus. L'exemple le plus abouti de mécanisme compliant utilisé dans un système à raideur variable est sans conteste celui présenté dans [Palli 2010], et illustré sur la figure 3.3. Il peut être vu comme un ressort de torsion pour lequel la partie extérieure serait fixe. Le déplacement de l'anneau intérieur

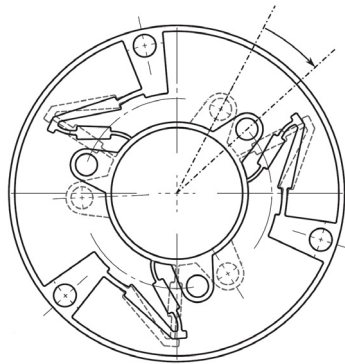


FIGURE 3.3 – Exemple de mécanisme compliant, d'après [Palli 2010].

déforme le mécanisme compliant (voir la figure 3.3) tout en produisant un couple résistant. D'une taille de 46 mm de diamètre pour 5 mm d'épaisseur, ce mécanisme est capable de se déformer de près de 30° sous un couple de 20 N·m. La raideur variable est ensuite obtenue en utilisant deux mécanismes similaires montés de façon antagoniste. D'autres mécanismes utilisent des lames flexibles [Wang 2012, Choi 2011], l'idée étant alors de contraindre une partie de la lame afin d'en modifier sa raideur apparente. Plus la longueur utile de la lame est importante, plus la raideur apparente est faible et inversement. Dans le cas des systèmes [Palli 2010, Choi 2011], ces mécanismes compliants sont associés à des architectures antagonistes, c'est-à-dire qu'ils sont liés à l'articulation et ajoutent une inertie importante au segment actionné. En outre, la consommation d'énergie pour moduler la raideur reste importante du fait des choix technologiques retenus par les auteurs.

Dans les structures compliantes, la flexibilité provient généralement de la réduction ponctuelle d'épaisseur sur des pièces rigides. Dans la littérature, cette réduction d'épaisseur se réalise le plus souvent en utilisant [Howell 2001] :

- **un amincissement circulaire**, illustré sur la figure 3.4a : soumis à un couple, l'amincissement se comporte comme un ressort de torsion. Cette solution est facilement réalisable en usinage. Elle est adaptée pour réaliser de faibles déplacements mais elle génère d'importantes concentrations de contraintes au niveau de la section de plus faible épaisseur ;
- **une lame**, illustrée sur la figure 3.4b : son comportement est plus complexe à décrire puisqu'il dépend de la longueur de la lame et du type de sollicitation. Cette solution est néanmoins utilisée pour réaliser de plus amples débattements. Les contraintes sont moins importantes puisqu'elles sont mieux réparties. Le procédé de fabrication le plus adapté est dans ce cas l'électroérosion, qui permet d'obtenir une bonne précision de fabrication, notamment sur l'épaisseur de la lame.

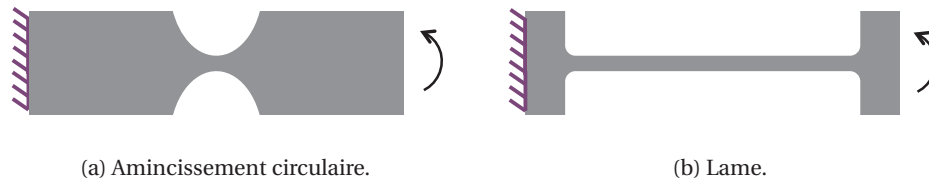


FIGURE 3.4 – Réductions de section usuelles pour la réalisation de mécanismes compliant.

En multipliant et/ou en couplant ces deux éléments, il est possible de réaliser des mécanismes élémentaires, et notamment des liaisons pivot [Heneim 2000]. Les liaisons obtenues se caractérisent par une plage de déplacement limitée et une raideur intrinsèque, dépendantes des dimensions choisies. Ces deux caractéristiques sont typiquement celles attendues pour des articulations dont on veut qu'elles possèdent une certaine raideur mécanique. C'est pourquoi les structures compliantes seront considérées par la suite.

Parmi la gamme des liaisons pivot existantes et compte tenu des avantages des lames compliantes en matière de répartition de contrainte et d'amplitude de déplacement, nous nous sommes intéressés à la structure RCC à double lames, de l'anglais *Remote Center Compliance* [Heneim 2000]. Illustrée par la figure 3.5, elle se compose de deux lames placées perpendiculairement autour d'un centre dégagé, ce qui présente des avantages en matière d'intégration. Lorsque la partie extérieure est bloquée et qu'un couple est appliqué sur la partie intérieure, les lames se déforment de sorte que la partie intérieure effectue une rotation. Il en est de même lorsque le couple est appliqué sur la partie extérieure et que la partie intérieure est bloquée.

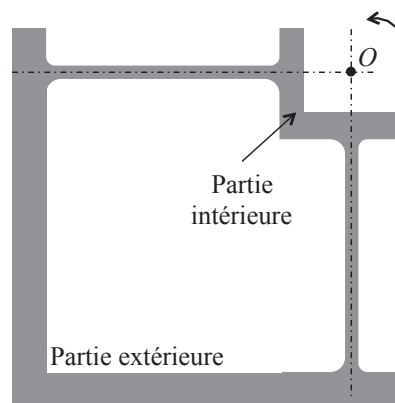


FIGURE 3.5 – Structure RCC à double lames, d'après [Heneim 2000].

Pour un même encombrement, la raideur de cette liaison autour du point O est supérieure à celle des autres liaisons pivot référencées dans [Heneim 2000], ce qui la rend intéressante pour réaliser un mécanisme à raideur variable. Une autre propriété intéressante de cette

liaison est que sa raideur dépend notamment du rapport de la longueur des lames sur la largeur de la partie intérieure [Heneim 2000]. Ainsi, en modifiant la longueur des lames, il est théoriquement possible de moduler la raideur de la liaison. Lorsque la longueur des lames augmente, la raideur décroît selon une hyperbole allant de l'infini à 0.

3.2 Modulation de la raideur d'une articulation

Nous proposons dans cette partie une solution pour réaliser le mécanisme à raideur variable envisagé, sans considérer l'accouplement réalisé par l'embrayage. Par la suite, la barre est directement liée au mécanisme à raideur variable, et supposée équilibrée. La raideur est imposée avec une structure compliant imaginée à partir du mécanisme RCC à double lames, tandis que la modulation de raideur est effectuée en changeant la longueur utile des lames considérées.

3.2.1 Solution proposée

La figure 3.6 (qui n'est pas à l'échelle et dont certains éléments sont volontairement grossis) présente le principe retenu et les choix détaillés ci-après. La barre est en liaison pivot par rapport au bâti autour du point O . Les traits en pointillés représentent la position de repos.

Le mécanisme RCC à deux lames est doublé et placé symétriquement autour du point O , pour obtenir un RCC à 4 lames. Le centre est solidaire de la barre tandis que l'extérieur est solidaire du bâti. Doubler le mécanisme RCC permet d'obtenir un système plus raide et lui-même équilibré quelle que soit la direction de la gravité. Ainsi, la position d'équilibre de la barre reste conservée tandis que la raideur peut être imposée indépendamment de la charge, ce qui vérifie le critère de conception 1 de la partie 3.1.2. Lorsque la barre est déplacée d'un angle $\Delta\theta$ autour de la configuration de repos, les lames se déforment en flexion et imposent un effort s'opposant au déplacement de la barre. Notre proposition consiste ensuite à moduler cet effort résistif en déplaçant d'une distance λ quatre translateurs, qui sont en liaison glissière par rapport aux lames et par rapport au bâti. Ces translateurs ont pour effet de modifier la forme fléchie des lames et par conséquent, de faire varier la raideur du système global. Le critère de conception 2 de la partie 3.1.2 est alors vérifié en théorie : lorsque λ est nul, la raideur est minimale et tend vers 0 pour une lame très longue. Lorsque λ est maximal, c'est-à-dire vaut la longueur de la lame, la raideur devient infinie.

Les translateurs ne rajoutent pas d'inertie au système puisqu'ils sont en liaison glissière sur le bâti, ce qui vérifie le critère 5. Notons toutefois qu'ils doivent être déplacés de manière synchronisée afin que le centre de pivot du mécanisme de modulation de raideur reste le point O et que la partie centrale ne subisse pas d'efforts transverses indésirables. Idéalement,

3.2. Modulation de la raideur d'une articulation

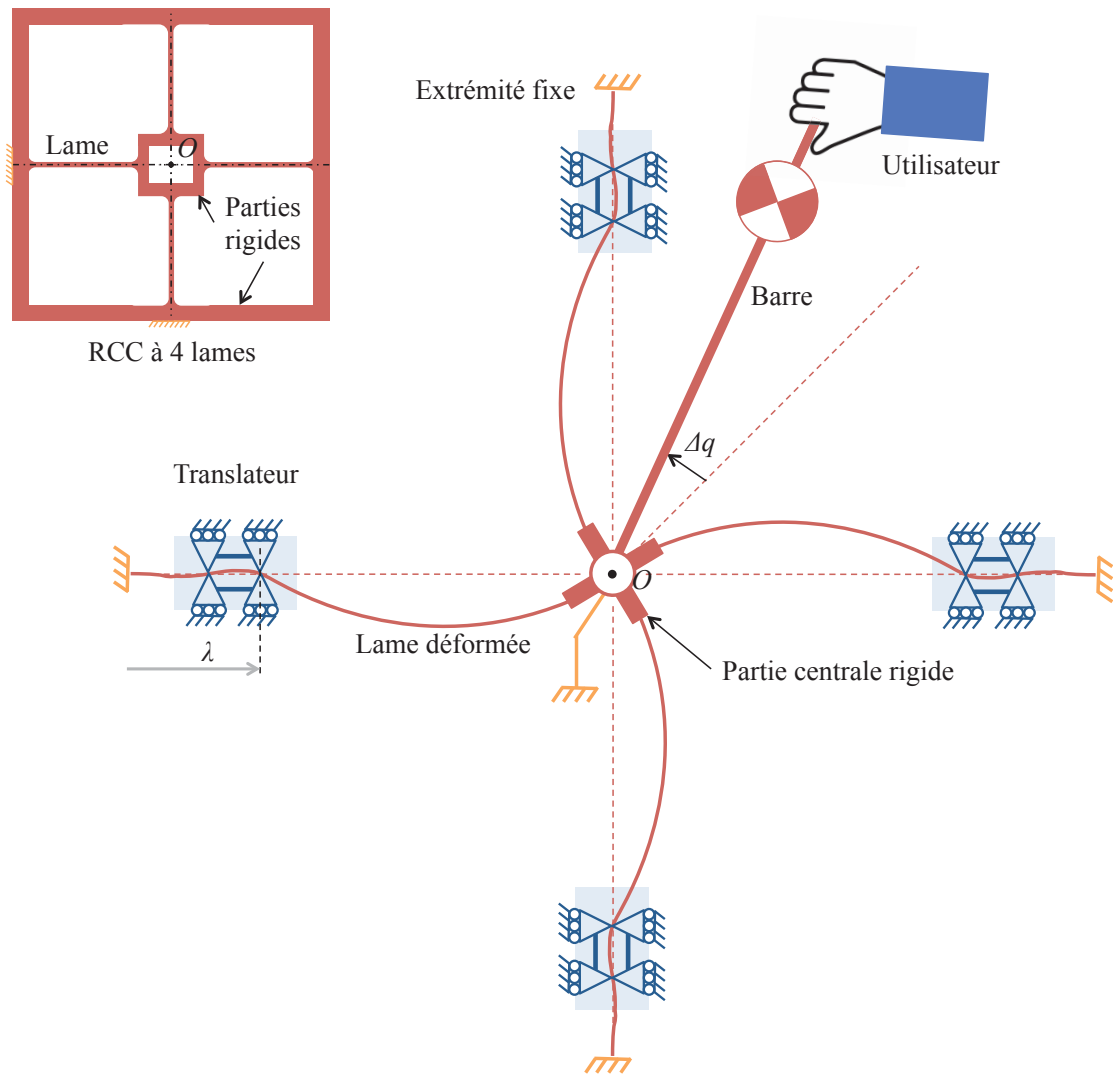


FIGURE 3.6 – Principe de la modulation de raideur.

elle n'aurait donc pas besoin d'être guidée.

Chaque translateur est conçu de manière à imposer deux contacts ponctuels successifs, afin de contraindre la lame en position à ces endroits. Les contacts ponctuels permettent de minimiser les frottements des translateurs sur les lames, ce qui diminuera par la suite l'énergie requise pour les déplacer. Le fait d'utiliser deux contacts plutôt qu'un permet d'augmenter la raideur perçue par l'utilisateur et de minimiser la puissance d'actionnement requise pour déplacer les translateurs. Ces deux aspects sont illustrés par la figure 3.7, qui représente les déformées amplifiées d'une lame soumise à un couple de la part de l'utilisateur, dans le cas d'un, puis de deux contacts ponctuels.

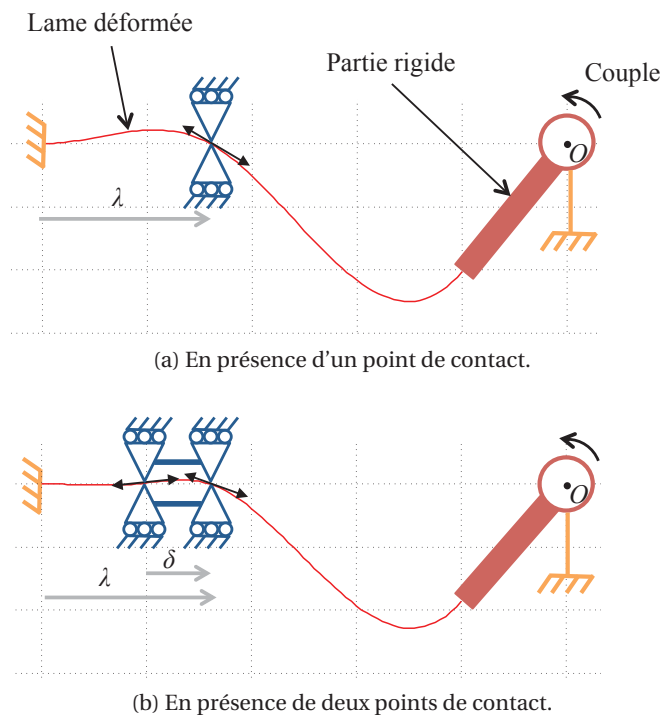


FIGURE 3.7 – Déformée d'une lame soumise à un couple extérieur.

Dans le cas (a), la lame glisse sur le contact et se déforme, y compris entre l'encastrement et le contact. Cette déformation est minimisée dans le cas (b) avec deux contacts successifs, ce qui conduit à une raideur plus élevée. En second lieu, la pente de la tangente à la déformée à la position λ doit être la plus faible possible afin de minimiser la puissance d'actionnement des translateurs. Idéalement, une pente nulle conduit à un actionnement qui n'a que des frottements à vaincre puisque l'effort de déplacement des translateurs est alors perpendiculaire à l'effort de résistance des lames. La pente en λ se trouve minimisée en présence de deux points de contact. De plus, lorsque la distance δ entre les deux points de contact des translateurs est faible, la tangente à l'origine en λ tend vers 0. Outre le fait que la puissance d'actionnement s'en trouve limitée, dans le cas statique, les efforts encaissés par les translateurs seront quasiment intégralement perpendiculaires à la lame, ce qui ne tendra pas à les faire glisser vers l'arrière, et ceci même si l'actionnement retenu est réversible. La modulation de raideur proposée se fait donc avec un apport minimal en énergie tandis que le maintien en position des translateurs n'en consomme pas, ce qui vérifie les critères de conception 3 et 4 énoncés dans la partie 3.1.2.

3.2.2 Modélisation des éléments compliant

Deux techniques de modélisation sont principalement utilisées pour concevoir des systèmes compliant. La première est basée sur le modèle des corps pseudo-rigides, plus couramment appelé PRBM, de l'anglais *Pseudo-Rigid-Body Model* [Howell 2001]. Le mécanisme compliant, généralement monobloc, est rapporté à un ensemble de corps rigides reliés entre eux par des liaisons pivot auxquelles sont associées des raideurs. Le système peut alors se décrire facilement à partir des paramètres géométriques (distances et angles) et des torseurs d'effort. Les lois de la mécanique des corps rigides sont ensuite appliquées. Ce modèle est pertinent pour simplifier l'analyse de systèmes complexes et/ou lorsque le mécanisme subit de grandes déformations. La seconde modélisation est issue de la résistance des matériaux [Gere 2004]. Le système est considéré comme un ensemble de poutres. Les hypothèses d'homogénéité, d'isotropie et de continuité de la matière doivent être vérifiées. De plus, ce modèle n'est valide qu'en présence de petites déformations puisqu'il comporte des approximations. Cette seconde modélisation est retenue pour analyser notre mécanisme car elle est plus cohérente avec les sollicitations envisagées (flexion) et les formes des parties compliantes (lames).

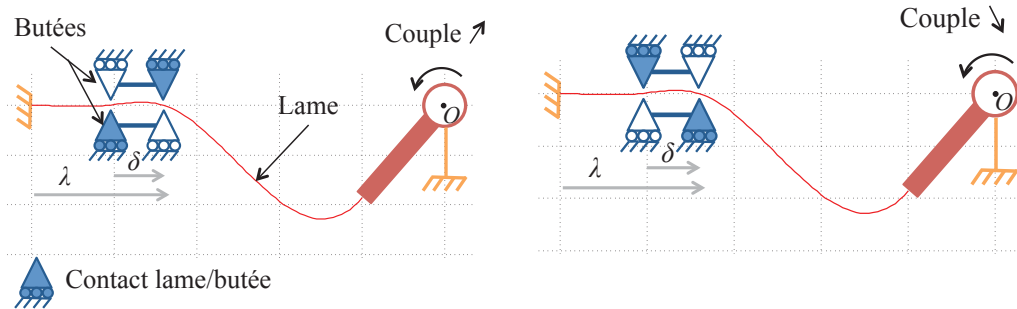
Hypothèses et terminologie

La structure compliant peut être vue comme un ensemble composé de quatre sous-parties identiques. C'est pourquoi l'étude d'un quart de la structure globale est suffisante pour la modélisation. Notons k_t la raideur du système global et k_l , la raideur d'un quart de structure. Comme les lames forment une structure parallèle avec le bâti, leur déplacement angulaire sera identique tandis que :

$$k_t = 4k_l \quad (3.1)$$

Pour obtenir les contacts ponctuels entre le translateur et la lame flexible, quatre butées sont positionnées de part et d'autre de la lame, comme représenté sur la figure 3.8. Idéalement, ces butées doivent toujours être au contact de la lame. Toutefois, dans la pratique, les butées montées en vis-à-vis vont présenter un léger jeu. Ainsi, toutes les butées ne seront pas sollicitées de la même façon lorsqu'un couple extérieur sera imposé sur l'articulation. Nous considérons dans la suite du chapitre que lorsque ce couple croît, la lame sollicite les butées colorées dans la figure 3.8a, tandis que lorsque le couple décroît, ce sont les butées opposées qui sont sollicitées (voir la figure 3.8b).

Sur la figure 3.6, la partie centrale est rigide tandis que seules les lames sont sollicitées en flexion, ce qui veut dire que la barre et la partie centrale se déplacent de la même valeur angulaire $\Delta\varphi$. Cet angle ne doit pas dépasser 10° afin de ne pas quitter le domaine des petites déformations de la lame, au-delà duquel la modélisation proposée n'est plus valide. De même,



(a) Cas où le couple croît.

(b) Cas où le couple décroît.

FIGURE 3.8 – Positionnement des butées et conditions de contact en fonction du couple extérieur.

les contraintes dans les lames ne doivent pas dépasser les contraintes admissibles du matériau afin de rester dans son domaine élastique. Pour compléter ces hypothèses, le matériau de la lame est supposé homogène, isotrope et continu, de module d'Young E . Les lames sont assimilées à des poutres, d'épaisseur h et de largeur b , comme illustré sur la figure 3.9.

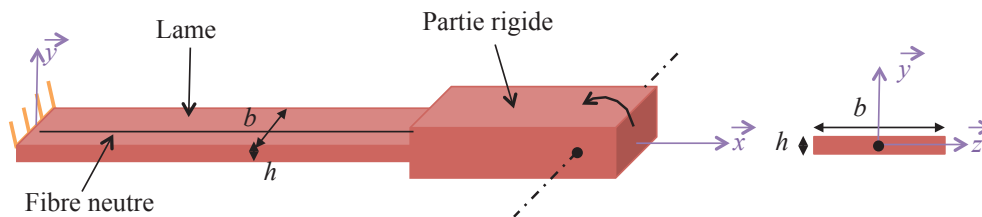


FIGURE 3.9 – Quart du mécanisme compliant.

Chaque section de la lame le long de l'axe \vec{x} est de forme rectangulaire. Ainsi, le moment quadratique I_l de la lame par rapport à l'axe \vec{z} s'écrit :

$$I_l = \frac{bh^3}{12} \tag{3.2}$$

La fibre neutre, qui correspond à la ligne passant par le centre de gravité de chaque section de la lame, est utilisée par la suite pour la représenter. La déformée de la lame représente la position de chaque section de la lame suivant la direction \vec{y} lorsqu'elle est soumise à des sollicitations extérieures.

Modélisation d'une lame et déformée

Soit le paramétrage représenté sur la figure 3.10.

3.2. Modulation de la raideur d'une articulation

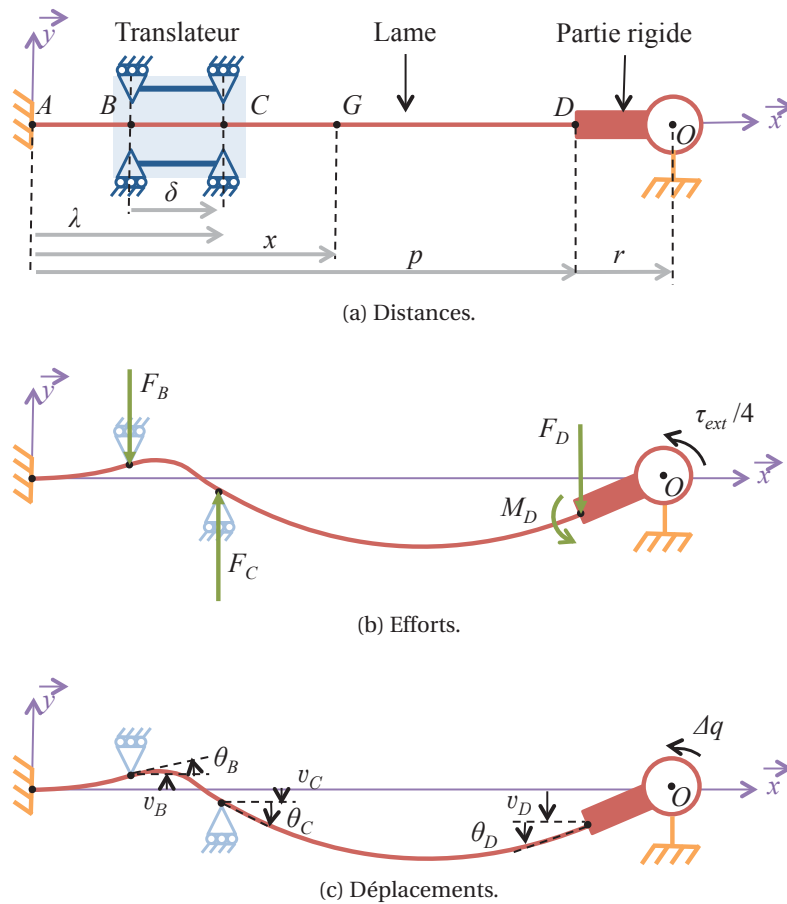


FIGURE 3.10 – Paramétrage d'un quart de structure.

La lame, de longueur p , est attachée au bâti en A . La partie DO , représentant la partie centrale du mécanisme compliant, est considérée rigide avec D le point de jonction entre la seconde extrémité de la lame et la partie centrale. Le translateur se déplace le long de la lame. Les points B et C représentent la position des contacts ponctuels entre le translateur et la lame. Ces deux points sont distants de la valeur constante δ , et déplacés simultanément d'une distance λ pouvant varier entre δ et p . G correspond au centre de la section située à une distance x de l'origine A suivant l'axe \bar{x} . Lorsque l'utilisateur déplace la barre de Δq (figure 3.6), il impose un couple τ_{ext} à l'ensemble du mécanisme compliant. Ainsi, chaque quart de structure est soumis à un couple de $\tau_{ext}/4$, comme représenté sur la figure 3.10b. On souhaite ensuite caractériser les efforts et les moments qui s'appliquent sur la lame (excepté à l'encastrement, puisqu'il n'est pas utile de les connaître pour réaliser la modélisation). Pour cela, on isole la lame. Au point D , le couple $\tau_{ext}/4$ appliqué sur la partie rigide génère sur la lame un moment M_D et un effort F_D , liés par la condition :

$$\frac{\tau_{ext}}{4} = M_D + rF_D \quad (3.3)$$

Les points de contact imposent quant à eux un effort F_C à une distance λ et un effort F_B à une distance $(\lambda - \delta)$. Du point de vue des déplacements, représentés sur la figure 3.10c, la déformée de la fibre neutre de la lame (distance entre la position de repos de la lame et sa position lorsqu'elle est sollicitée) est notée ν . Le point D va se déplacer de ν_D et sa tangente va former, par rapport à la position initiale de la lame, un angle θ_D . Cet angle correspond à l'angle Δq formé par la barre. De même, les points B et C vont respectivement se déplacer de ν_B et ν_C et les tangentes en ces points former des angles θ_B et θ_C par rapport à la position de repos.

Le système représenté est hyperstatique, c'est pourquoi sa modélisation est réalisée à partir du théorème de Castigliano, qui lie l'énergie de déformation d'une poutre à son déplacement [Gere 2004]. En un point j quelconque, le torseur d'effort dû à l'effort F_i , pour $i = \{B; C; D\}$ et/ou au moment M_D est noté $\{\mathcal{T}_i\}_j$. En coupant fictivement la lame au point G , le torseur des efforts extérieurs s'appliquant en G sur la portion de lame située du côté droit, vaut $\{\mathcal{T}_{ext \rightarrow d}\}_G = \{\mathcal{T}_B\}_G + \{\mathcal{T}_C\}_G + \{\mathcal{T}_D\}_G$ et s'écrit :

1. sur $[AB]$, soit lorsque $x \in [0; \lambda - \delta]$:

$$\{\mathcal{T}_{ext \rightarrow d}\}_G = \left\{ \begin{array}{c} (-F_B + F_C - F_D) \vec{y} \\ M_{f1} \vec{z} \end{array} \right\}_G \quad (3.4)$$

$$\text{où } M_{f1} = (x - \lambda + \delta)F_B + (\lambda - x)F_C + M_D + (x - p)F_D. \quad (3.5)$$

2. sur $[BC]$, soit lorsque $x \in [\lambda - \delta; \lambda]$:

$$\{\mathcal{T}_{ext \rightarrow d}\}_G = \left\{ \begin{array}{c} (F_C - F_D) \vec{y} \\ M_{f2} \vec{z} \end{array} \right\}_G \quad (3.6)$$

$$\text{où } M_{f2} = (\lambda - x)F_C + M_D + (x - p)F_D. \quad (3.7)$$

3. sur $[CD]$, soit lorsque $x \in [\lambda; p]$:

$$\{\mathcal{T}_{ext \rightarrow d}\}_G = \left\{ \begin{array}{c} -F_D \vec{y} \\ M_{f3} \vec{z} \end{array} \right\}_G \quad (3.8)$$

$$\text{où } M_{f3} = M_D + (x - p)F_D. \quad (3.9)$$

Chaque section de lame est soumise à des sollicitations internes se traduisant par un effort tranchant et à un moment fléchissant, qui peuvent s'écrire sous la forme d'un torseur d'efforts. Ce torseur des efforts internes en G $\{\mathcal{T}_{int}\}_G$ s'écrit : $\{\mathcal{T}_{int}\}_G = \{\mathcal{T}_{ext \rightarrow d}\}_G$ pour chaque section de lame. L'énergie de déformation \mathcal{U}_d de l'ensemble de la lame s'écrit ensuite à partir des

3.2. Modulation de la raideur d'une articulation

moments fléchissants M_{f1} , M_{f2} et M_{f3} pour chaque portion de lame :

$$\mathcal{U}_d = \frac{1}{2EI_l} \left(\int_0^{\lambda-\delta} M_{f1}^2 dx + \int_{\lambda-\delta}^{\lambda} M_{f2}^2 dx + \int_{\lambda}^p M_{f3}^2 dx \right) \quad (3.10)$$

Les déplacements linéaires des points caractéristiques et les angles formés par la barre en ces points sont alors liés aux efforts et moments par le biais des équations :

$$v_B = \frac{\partial \mathcal{U}_d}{\partial F_B}, \quad v_C = \frac{\partial \mathcal{U}_d}{\partial F_C}, \quad v_D = \frac{\partial \mathcal{U}_d}{\partial F_D} \quad \text{et} \quad \theta_D = \frac{\partial \mathcal{U}_d}{\partial M_D} \quad (3.11)$$

En linéarisant les conditions de liaisons sur les déplacements, il vient :

$$v_D = r\theta_D \quad (3.12)$$

De plus, les conditions :

$$v_B = \delta_B \quad \text{et} \quad v_C = \delta_C \quad (3.13)$$

tiennent compte des jeux dus à la conception du mécanisme. Nous considérons δ_B et δ_C les valeurs maximales des jeux aux points B et C . Les conditions (3.3), (3.12) et (3.13) permettent de définir les efforts F_B , F_C et F_D et le moment M_D . Par suite, il est possible d'en déduire la raideur k_l du quart de structure :

$$k_l = \frac{\tau_{ext}}{4\theta_D} \quad (3.14)$$

Tout calcul fait, la raideur résultante d'un quart de la structure peut se mettre sous la forme :

$$k_l = \frac{c_1 \tau_{ext}}{(c_3 \delta_B + c_2 \delta_C) + c_4 \tau_{ext}} \quad (3.15)$$

où c_1 , c_2 , c_3 et c_4 sont des fonctions de λ et dépendent de E , I_l , δ , r et p . Pour plus de détails sur l'expression de k_l , se reporter à l'annexe A.

La déformée v de la poutre est ensuite calculée pour chaque section $k = \{1 \text{ pour } [AB], 2 \text{ pour } [BC] \text{ et } 3 \text{ pour } [CD]\}$ à partir des moments fléchissants M_{fk} par double intégration de l'équation de déformée :

$$EI_l \frac{d^2 v}{dx^2} = M_{fk} \quad (3.16)$$

Les constantes d'intégration sont déterminées par les conditions initiales et la continuité de la déformée. En $x = 0$, la déformée et sa dérivée valent 0 du fait de l'encastrement. Puis, la

déformée et sa tangente lorsque x tend vers B par la droite sont égales à celles lorsque x tend vers B par la gauche. Il en est de même pour le point C .

3.2.3 Influence des paramètres de conception

Raideur lorsque λ varie

L'équation (3.15) montre que la raideur est dépendante de la charge en présence de jeux, à travers le terme τ_{ext} . Comme δ_B et δ_C tendent vers 0 dans le cas idéal, l'expression (3.15) se simplifie (cf. l'annexe A). Elle conduit au profil de raideur en fonction de λ reporté en bleu sur la figure 3.11, pour les valeurs utilisées par la suite, soit $p = 44$ mm, $r = 8,5$ mm, $\delta = 5,3$ mm et des lames en acier d'épaisseur 0,46 mm pour 11,4 mm de largeur. En considérant maintenant des jeux tels que $|\delta_B| = |\delta_C| = 0,05$ mm et un couple $\tau_{ext} = 1$ N·m, on trace les deux courbes en cyan représentant les raideurs pour les deux cas de charge représentés. On peut observer que les raideurs alors obtenues s'éloignent de la courbe de raideur idéale.

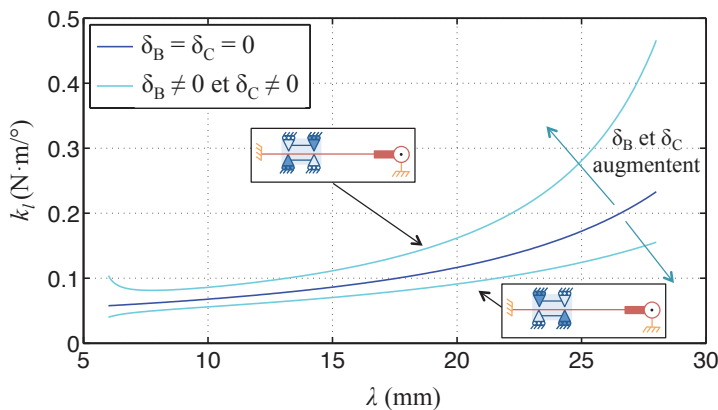


FIGURE 3.11 – Caractéristique de la raideur k_l en fonction de λ .

La figure 3.12 décrit l'évolution des paramètres $|c_2|$ et $|c_3|$ en fonction de λ . Plus λ augmente, plus le paramètre c_2 va influencer sur le comportement de la lame. Il est donc important de soigner tout particulièrement la réalisation du contact au point C afin de minimiser son jeu et par suite, les non-linéarités qui vont apparaître dans la raideur, équation (3.15).

Caractéristique couple-déplacement à λ fixé

Intéressons-nous maintenant à la caractéristique couple-déplacement d'une lame soumise à un moment variable lorsque la position λ est fixée. La figure 3.13 représente ce cas pour $\lambda = 10$ mm.

3.2. Modulation de la raideur d'une articulation

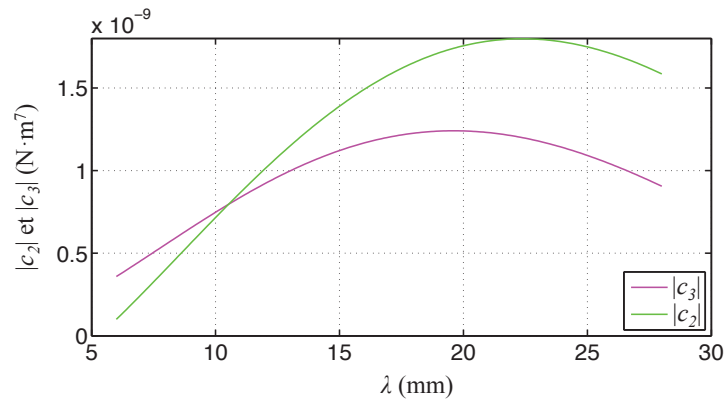


FIGURE 3.12 – Paramètres c_2 et c_3 en fonction de λ .

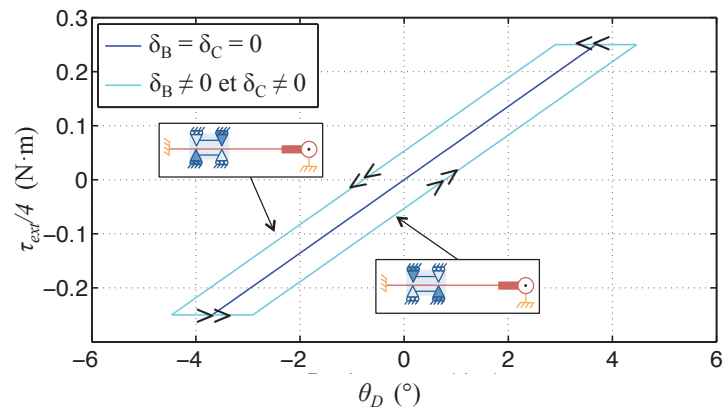


FIGURE 3.13 – Caractéristiques théoriques couple/déplacement.

Dans le cas où les jeux δ_B et δ_C sont nuls, la caractéristique couple-déplacement est linéaire et passe par l'origine (voir l'équation (3.15)), comme représenté par la courbe bleue. Lorsque la distance δ entre les deux points de contact augmente, la raideur diminue. Ceci s'explique physiquement par une capacité moindre à contraindre la déformée entre l'encastrement de la lame et les points de contact. Idéalement, la distance δ doit être la plus faible possible pour garantir une raideur plus importante. Lorsque les jeux δ_B et δ_C ne sont pas nuls, ils sont à l'origine d'un effet d'hystérésis dans la caractéristique, représenté par la courbe cyan sur la figure 3.13. Les cas de charge correspondants aux arrêts sollicités pour tracer les différentes parties de la courbe sont ajoutés sur la figure et permettent de déterminer le sens de lecture en fonction de la croissance ou décroissance du couple appliqué. Lorsque le couple $\tau_{ext}/4$ atteint ses extrêmes, la charge s'inverse. Nous considérons que le passage d'une courbe à l'autre se fait idéalement à couple constant. En pratique, cette zone est indéterminée puisqu'il n'est pas possible de savoir combien de butées seront sollicitées ni dans quelles mesures.

3.2.4 Dimensionnement des lames

Dans cette partie, les valeurs de r , p et δ sont supposées connues et réalistes, imposées par les contraintes de conception et les dimensions souhaitées pour le mécanisme. Il est néanmoins préférable d'avoir des valeurs les plus faibles possibles pour r et δ afin de compacter le mécanisme et maximiser la plage de raideur atteignable. Les critères de conception retenus pour dimensionner les lames sont :

1. Conserver les contraintes σ dans les lames à des valeurs admissibles σ_{adm} , ce qui permet de rester dans le domaine linéaire du matériau ;
2. Obtenir une plage de variation de la raideur k_l de l'ensemble du mécanisme comprise dans un intervalle $[(k_l)_{min}; (k_l)_{max}]$ adapté à l'application.

Le premier critère se traduit par :

$$\sigma_{adm} > \sigma = \frac{M_f y}{I_l} \quad (3.17)$$

où y représente la distance à la fibre neutre suivant l'axe \vec{y} et M_f est le moment fléchissant maximum défini par $M_f = \max(M_{f1}, M_{f2}, M_{f3})$, calculable à partir des expressions (3.5), (3.7) et (3.9). La lame est notamment caractérisée par le paramètre d'épaisseur h . La contrainte maximale dans une lame se situe alors à $\pm h/2$ de la fibre neutre. Le moment fléchissant est maximal au niveau de l'encastrement entre la partie centrale rigide et la lame, lorsque λ est minimal, ce que l'on vérifie grâce aux expressions de M_{f1} , M_{f2} et M_{f3} . Physiquement, ceci s'explique par une plus grande déformation de la lame lorsque k_l est minimum. Pour simplifier le calcul de contrainte, δ et λ sont dans un premier temps considérées nulles (pas de translateur sur les lames), ce qui tend à augmenter légèrement les contraintes perçues par la lame. À partir de l'équation (3.9) où $x = p$ et de l'équation (3.17), il vient :

$$\sigma_{adm} > \sigma = \frac{\theta_D E h (2p + 3r)}{p^2} \quad (3.18)$$

Connaissant l'angle $(\theta_D)_{max}$ à atteindre pour obtenir la raideur minimale, il est possible de déterminer la valeur maximale que peut prendre h :

$$h < (h)_{max} = \frac{\sigma_{adm} p^2}{E(2p + 3r)(\theta_D)_{max}} \quad (3.19)$$

en s'assurant que l'équation (3.18) est vérifiée.

D'après l'équation (3.1), le second critère peut s'écrire sous la forme :

$$k_l \in [(k_l)_{min}; (k_l)_{max}] \quad \text{où} \quad (k_l)_{min} = \frac{(k_t)_{min}}{4} \quad \text{et} \quad (k_l)_{max} = \frac{(k_t)_{max}}{4} \quad (3.20)$$

L'équation (3.15) est utilisée avec $\delta_B = \delta_C = 0$ et b est déterminé lorsque λ est minimal et que $k_l = (k_l)_{min}$. Enfin, la plage de déplacement requise pour les translateurs est elle aussi déduite de cette équation, en déterminant la valeur maximale de λ lorsque $k_l = (k_l)_{max}$.

3.3 Réalisation et validations expérimentales

3.3.1 Prototype

La figure 3.14 présente la vue d'ensemble du prototype réalisé. Pour illustrer la technologie envisagée, nous montrons sa faisabilité en considérant une articulation d'axe vertical non affectée par la gravité. La figure 3.15 est une vue de dessus du prototype, sans la partie permettant le déplacement des translateurs. Dans le but d'obtenir une preuve de concept, une structure assemblée est privilégiée à une structure usinée monobloc, afin de faciliter la modification éventuelle de certains paramètres, notamment des lames. En outre, les matériaux retenus sont d'usage courant et associés à des procédés de fabrication adaptés et peu onéreux.

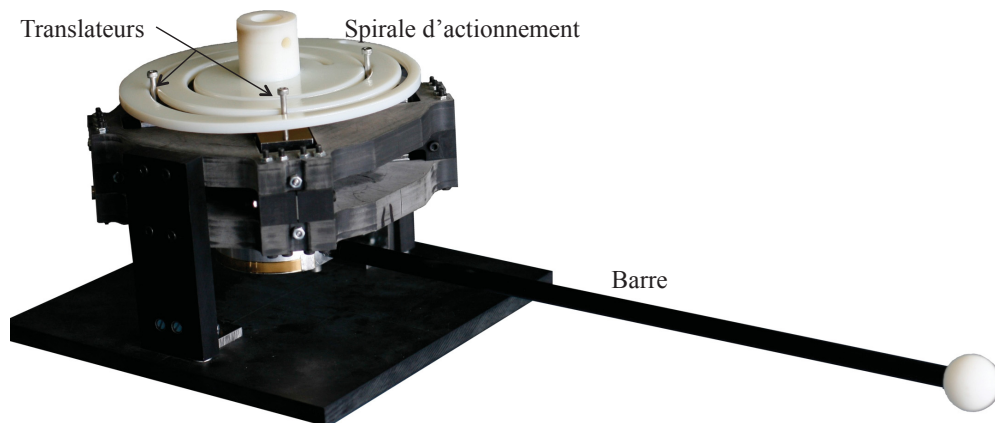


FIGURE 3.14 – Prototype de l'articulation à raideur variable.

Matériaux et procédés de fabrication

Le choix du matériau est un point clé, notamment en ce qui concerne les lames flexibles. Dans l'idéal, le fluage² et la relaxation de contrainte³ du matériau doivent être minimaux afin de garantir une bonne répétabilité et de limiter les effets non-linéaires. Le choix du matériau s'oriente donc sur les alliages métalliques puisque les phénomènes de fluage et relaxation y sont négligeables à température ambiante, contrairement aux polymères, même lorsqu'ils sont

2. Le fluage caractérise la déformation du matériau lorsqu'il est soumis à une contrainte constante sur un temps défini, à une température donnée.

3. La relaxation de contrainte caractérise la contrainte du matériau lorsqu'il est soumis à une déformation constante sur un temps défini, à une température donnée.

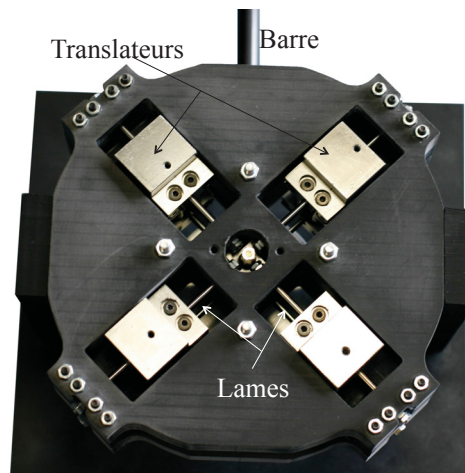


FIGURE 3.15 – Zoom sur la partie centrale, sans la spirale d'actionnement.

thermiquement traités. Le matériau doit en outre posséder un grand domaine élastique en vue de favoriser une déformée importante de la lame sans risque de plastification. Un critère de comparaison de matériaux consiste à considérer le rapport limite d'élasticité/module d'Young [Howell 2001]. Sur ce critère, l'acier retenu appartient à la gamme 304-H de module d'Young supposé 196 GPa. Il est traité thermiquement afin d'augmenter sa limite élastique pour atteindre 700 MPa. Ce choix est en adéquation avec les hypothèses d'homogénéité, de continuité et d'isotropie du matériau retenus pour la modélisation.

Les lames sont réalisées par découpe jet d'eau à haute pression. Ce procédé de fabrication limite les fragilités de frontière en minimisant les déformations et échauffements en bordure des lames, contrairement à de l'usinage conventionnel où l'outil est en contact direct avec la pièce. La tige de carbone précédemment utilisée est conservée. Néanmoins, l'articulation centrale réalisée en polymère est remplacée par une articulation métallique afin de minimiser les effets de fluage et de relaxation. Les pièces du bâti sont réalisées en polyamide 6 renforcée de fibres de verre, ce qui leur confère de bonnes propriétés mécaniques (rigidité, contraintes admissibles) pour un poids limité. Les pièces fonctionnelles sont, quant à elles, réalisées en usinage dans des aciers conventionnels de type acier inoxydable 304.

Sous-assemblages

Les lames sont assemblées sur une pièce centrale métallique, liée à la barre, comme illustré par la coupe partielle de la figure 3.16. Le guidage en rotation de la barre est assuré par une paire de roulements à billes. L'autre extrémité des lames est maintenue en position entre deux pièces liées au bâti, dont l'orientation et la position peuvent être ajustées.

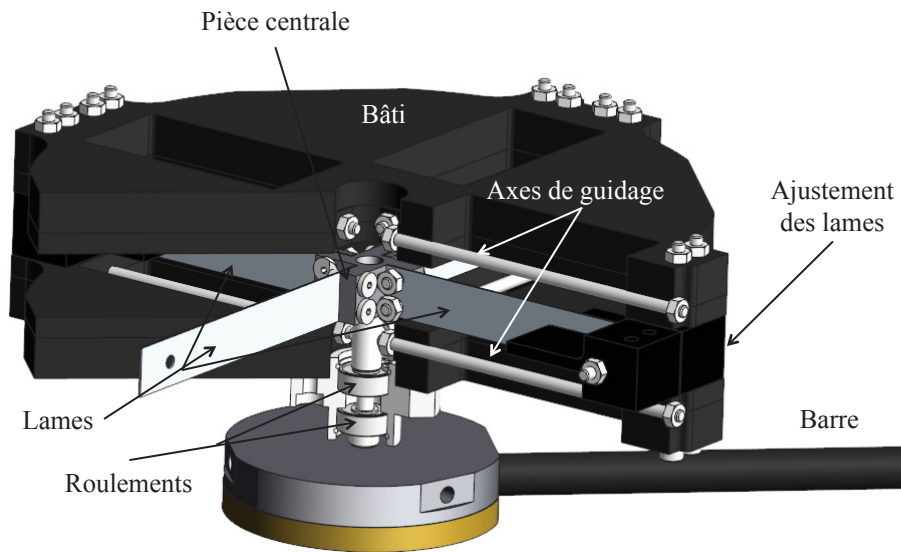


FIGURE 3.16 – Assemblage des lames.

Le guidage linéaire de chaque translateur est réalisé via deux axes de guidage positionnés au dessus et en dessous de la lame et fixés à leurs extrémités au bâti, comme représenté sur la figure 3.16. Le montage des translateurs est détaillé sur la vue de la figure 3.17. Pour favoriser le glissement des translateurs sur les axes, des douilles à billes sont utilisées. Cette solution a l'avantage d'être plus compacte, plus résistante et plus robuste que les glissières linéaires à billes et pose moins de problèmes d'hyperstatisme. Les vis de positionnement du translateur permettent de rectifier d'éventuels défauts d'alignement des axes de guidage.

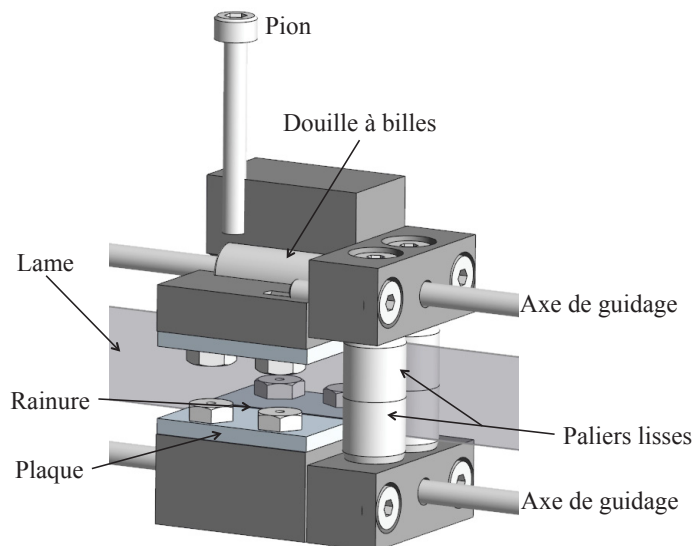


FIGURE 3.17 – Montage d'un translateur.

Chapitre 3. Modulation de raideur

Les butées des translateurs sont réalisées de la façon suivante : le contact au point C (cf. figure 3.10) est assuré par des rouleaux tandis que le contact au point B est assuré via une rainure de guidage. Ce choix permet de minimiser la distance δ entre les deux contacts tout en augmentant la surface d'appui de la lame sur le translateur de sorte que les efforts encaissés sont répartis sur une surface plus grande. Le contact choisi en C va redresser la lame lors du déplacement des translateurs. Il doit donc posséder de bonnes propriétés de glissement contre la lame. C'est pourquoi il est réalisé par un ensemble de paliers lisses montés autour d'axes liant les parties haute et basse du translateur. Ces paliers sont en polymère pour minimiser leur frottement sur les lames. Les vis de positionnement des rouleaux permettent d'ajuster la distance des rouleaux à la lame, qui doit être la plus faible possible.

La rainure de guidage va ajouter quelques frottements supplémentaires mais qui seront limités puisque la valeur de la déformée reste faible sur cette portion de lame. Les rainures de guidage des translateurs sont réalisées grâce à deux plaques de guidage mises en vis-à-vis de sorte à encadrer la lame. La largeur de la rainure est ajustable afin de pallier d'éventuels défauts de fabrication tandis que sa profondeur empêche la lame de frotter contre le fond des rainures.

Les translateurs sont entraînés de manière synchronisée par un disque dans lequel est découpée une spirale d'Archimède, visible sur la figure 3.18. Un pion, disposé sur chaque translateur (cf. figure 3.17), vient se loger dans cette spirale pour déplacer simultanément les translateurs le long des axes de guidage. Ce principe permet de n'avoir recours qu'à un seul actionneur.

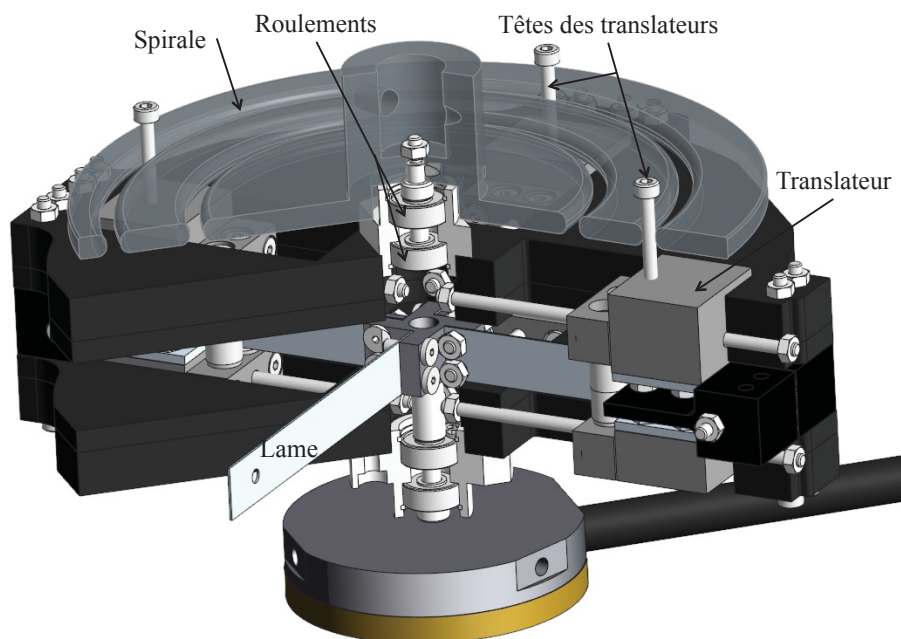


FIGURE 3.18 – Principe de l'actionnement.

Le guidage en rotation du disque est assuré par des roulements à billes tandis que la spirale garantit la position des translateurs lorsqu'elle est bloquée.

Dimensions

Les dimensions retenues sont les suivantes : $r = 8,5$ mm, $p = 44$ mm. La raideur k_t varie dans l'intervalle $[0,228; 1]$ N·m/° tandis que k_l appartient à l'intervalle $[0,057; 0,25]$ N·m/°. Cette plage de raideur permet d'obtenir :

- un déplacement de $4,4^\circ$ de la barre sous un couple de 1 N·m lorsque la raideur est minimale ;
 - un déplacement de 1° de la barre sous un couple de 1 N·m lorsque la raideur est maximale.
- D'après les critères de dimensionnement proposés, la valeur maximale de h est de 0,7 mm et la valeur $h = 0,46$ mm a été retenue parmi les épaisseurs conventionnelles de lames. Par suite, b est recherché à partir de la raideur minimale, obtenue lorsque $\lambda = \delta = 5,3$ mm et vaut $b = 11,4$ mm. Enfin, la plage de raideur désirée est entièrement balayée lorsque λ varie entre 5,65 et 28,8 mm. Les efforts maximaux appliqués aux rouleaux sont de 40 N tandis que ceux appliqués aux rainures de guidage sont inférieurs à 250 N, dans le cas le plus défavorable où λ est minimum.

3.3.2 Caractérisation du prototype

La validation du principe proposé dans ce chapitre a été réalisée sur un prototype indépendant de celui du chapitre précédent. L'intégration complète de cette technologie n'a pas été menée (embrayage, motorisation de la commande de la raideur variable), par manque de temps.

Banc d'essai et protocole

Le prototype est caractérisé en quasi-statique pour différentes positions des translateurs. L'objectif est d'évaluer le déplacement angulaire de la barre soumise à un couple donné. Pour cela, un jeu de positions est imposé à l'extrémité de la barre, tandis que les efforts résistifs correspondants sont mesurés. La figure 3.19 présente le montage du banc d'essai utilisé. Il se compose d'une table linéaire (Série FB075 couplée avec des moteurs Nanomotion HR4), dont la position est connue à 10^{-3} mm près. Un capteur d'effort unidirectionnel (Scaime K1107) est fixé à la table et permet d'évaluer l'effort dans l'axe de cette dernière à 0,8 mN près. Afin de ne pas perturber les mesures du capteur d'effort en lui imposant des efforts transverses, le capteur est en liaison glissière par rapport au bâti d'une part et est lié d'autre part par une liaison pivot à une bielle, elle-même en rotule par rapport à la barre.

Dans un premier temps, la table linéaire est commandée en position. Pour une configuration donnée des translateurs, elle est déplacée d'un échelon de 1 millimètre à une vitesse de

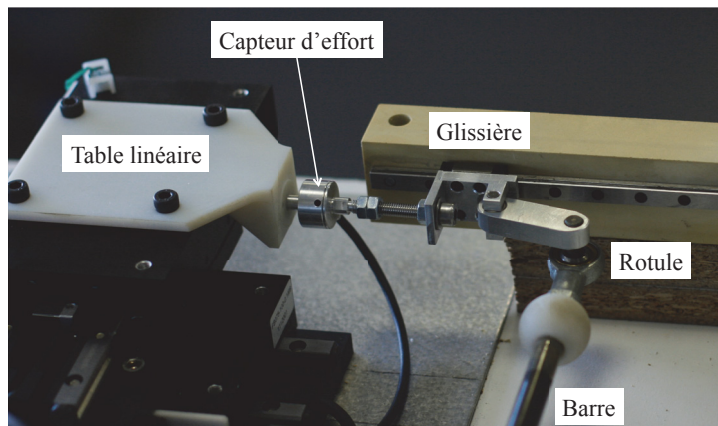


FIGURE 3.19 – Banc d'essai pour la caractérisation de l'articulation à raideur variable.

0,5 mm/s jusqu'à la stabilisation complète de sa position. La valeur d'effort est relevée lorsque le régime stationnaire est atteint. Ce cycle est alors répété en augmentant successivement la valeur de la position finale jusqu'à atteindre un déplacement maximal. Puis un cycle identique est réalisé en sens inverse. Cette expérience met en évidence les caractéristiques de raideur dans le cas statique, lorsque les lames appuient sur les rouleaux situés d'un côté puis de l'autre. Les données sont ensuite mises dans le bon repère afin de tracer les caractéristiques du couple τ_{ext} appliqué sur l'articulation en fonction du déplacement angulaire Δq de la barre, pour les différentes positions des translateurs.

Dans un second temps, la répétabilité du mécanisme est testée à travers une commande en effort de la table. Dans cette optique, la barre est en appui direct sur le capteur d'effort, sans passer par la transmission précédente, ceci afin de minimiser les effets des frottements et glissements. Des cycles sinusoïdaux d'efforts de fréquence 0,1 Hz et d'amplitude 0,75 N, centrés autour de la valeur 0,85 N, sont imposés au mécanisme. Ces cycles d'appui et de relâche successifs mettent en évidence les effets de relaxation de contrainte des matériaux.

Caractéristique couple-déplacement de la barre

Les caractéristiques couple-déplacement établies pour différentes positions des translateurs en statique, sont présentées à la figure 3.20. Afin de ne pas déformer de manière irréversible les lames, la plage maximale de déplacement angulaire, dans le cas où la raideur est minimale, ne dépasse pas 5° . Les données relevées pour les autres positions des translateurs sont basées sur les couples extrêmes alors atteints pour ce premier cas.

Le cycle d'hystérésis, attendu d'après l'analyse de conception précédent est bien présent. Il met en évidence l'influence de l'espacement des rouleaux et la largeur de la rainure de guidage. La raideur k_t du mécanisme est obtenue par le calcul $\tau_{ext}/\Delta q$ pour une position

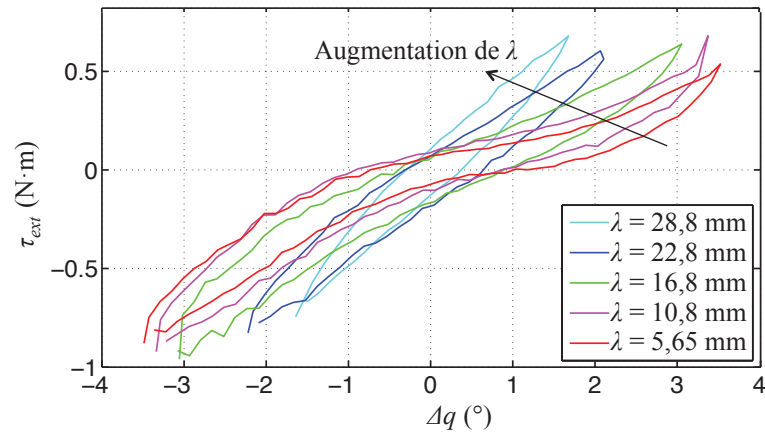


FIGURE 3.20 – Caractéristiques couple-déplacement pour des positions discrètes des translateurs.

λ donnée des translateurs et un sens de parcours de la caractéristique couple-déplacement associée à λ . D'après la figure 3.20, la raideur moyenne, obtenue pour chaque position Δq , correspond à la pente des caractéristiques couple-déplacement à λ donné. Ces pentes sont théoriquement linéaires, comme illustré par la figure 3.13. On observe en pratique des zones non-linéaires, qui apparaissent lorsque le couple τ_{ext} augmente et que la raideur diminue, c'est-à-dire lorsque les translateurs sont éloignés du centre (valeurs de λ petites). Dans cette configuration des translateurs, les efforts dus à la déformation de la lame et perçus par le bâti sont maximaux. Du fait des conditions d'assemblage et du matériau retenu pour le bâti, de faibles déformations de la matière déplacent légèrement le point d'attache de la lame sur le bâti, ce qui modifie la raideur du système.

Pour s'affranchir de ces limitations dans l'exploitation des données et trouver une valeur de raideur expérimentale pour chacune des courbes, les zones linéaires autour de la position centrale sont considérées. La méthode des moindres carrés permet alors d'obtenir la raideur moyenne pour les différents cas relevés.

Caractéristique raideur-position des translateurs

Les pentes des caractéristiques expérimentales de la figure 3.20 pour différentes positions des translateurs λ sont reportées sur la figure 3.21 (points en bleu). Les valeurs obtenues permettent de déterminer un paramètre moyen pour EI_l (cf. équation (3.15)) et, à partir de sa valeur expérimentale, de tracer la courbe de raideur totale à partir de l'équation (3.1) et de l'équation (3.15) dans laquelle $\delta_B = \delta_C = 0$ (courbe en magenta sur la figure 3.21). Notons que ces deux courbes ont la même tendance. Néanmoins, les raideurs mesurées ne correspondent pas exactement aux raideurs théoriques résultant du dimensionnement. La modélisation

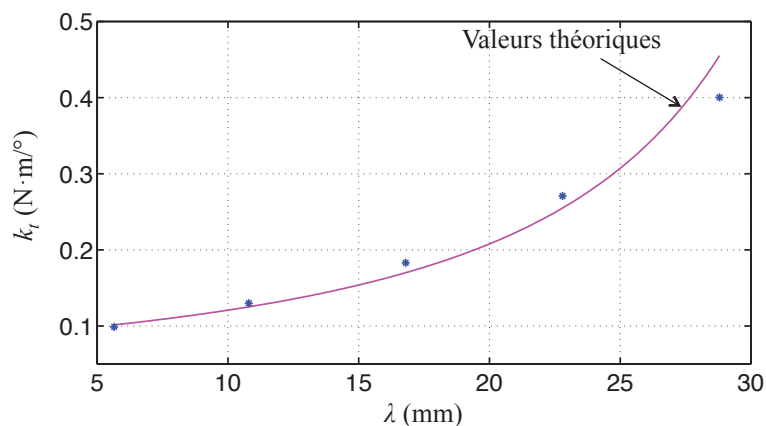


FIGURE 3.21 – Variation de raideur du mécanisme en fonction de λ .

simplifiée ayant par ailleurs été validée par des simulations par éléments finis sous Créo Parametric 2.0, la différence de raideur peut probablement s'expliquer par une incertitude sur les caractéristiques du matériau, notamment sur E .

L'espacement moyen entre les rouleaux et les lames et entre les rainures de guidage des translateurs et les lames peut être déterminé à partir des valeurs de position lorsque le couple est nul pour les différents cas où λ varie, conformément à l'équation (3.15). Il n'est pas facile de distinguer les espacements relatifs à chaque lame. En revanche, il est intéressant de différencier le cas où le couple croît du cas où le couple décroît puisque le comportement n'est pas identique, comme observé sur la figure 3.20. Dans le premier cas, les espacements moyens au niveau de la rainure de guidage et au niveau des rouleaux sont respectivement de 0,115 mm et de 0,016 mm. Dans le second cas, ils sont respectivement de 0,066 mm et de 0,006 mm. Ces valeurs sont cohérentes avec les conditions de montage, où les rouleaux ont été serrés contre les lames, tandis que les plaques de guidage ont été positionnées autour des lames.

Répétabilité

Les cycles harmoniques visant à caractériser la répétabilité du mécanisme ont été effectués pour la position des translateurs $\lambda = 14,4$ mm. Les résultats correspondants sont représentés sur la figure 3.22 qui montre la superposition des caractéristiques couple-déplacement de la barre. Le cycle moyen est reporté en bleu. La commande de la table linéaire est réalisée en effort avec une erreur moyenne inférieure à 3,5 mN, soit inférieure à la résolution du capteur d'effort. C'est pourquoi l'erreur relative en position autour du cycle de référence est un bon indicateur de la répétabilité. Cette erreur reste inférieure à 1,4 %, ce qui signifie que la plastification n'a pas été atteinte et que les effets de fluage et de relaxation sont faibles. Dans le cas contraire, les cycles seraient légèrement décalés les uns par rapport aux autres.

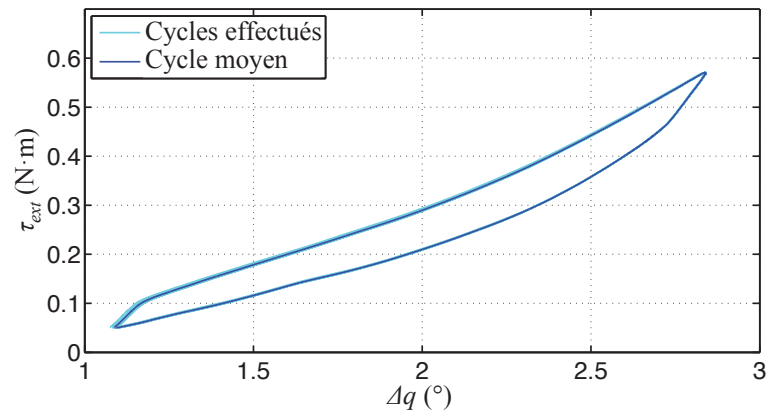


FIGURE 3.22 – Caractéristiques couple/déplacement à $\lambda = 14,4$ mm pour 10 cycles successifs.

3.4 Perspectives

Nous avons proposé dans ce chapitre d'associer un embrayage avec un mécanisme à raideur variable en vue d'imposer un effort résistif autour d'une configuration donnée. Notons alors que, lorsque la barre et le mécanisme à raideur variable sont solidaires, la position d'équilibre ne peut plus varier dans le temps. C'est ce qui différencie le principe proposé de celui des actionneurs à raideur variable et garantit la sûreté du dispositif.

La suite du chapitre a porté sur la conception et la réalisation d'un mécanisme à raideur variable qui puisse à terme être associé au dispositif précédemment étudié. Le prototype réalisé a permis de valider le principe tout en montrant la faisabilité de l'approche retenue. Néanmoins, le fait d'avoir réalisé une structure assemblée, ce qui reste cohérent avec une première preuve de concept, pose plusieurs problèmes. Les conditions d'assemblage autorisent en effet un léger déplacement des points d'attache des lames sur le bâti lorsqu'elles sont soumises à des efforts importants. Par suite, les caractéristiques couple-déplacement sont altérées et font apparaître des zones non-linéaires. D'autre part, nous avons remarqué une légère variation de position de la barre lorsque nous déplaçons les translateurs sans qu'aucun effort ne soit appliqué sur la barre. Cette variation s'explique en grande partie par les défauts de perpendicularité lors du montage des lames. Dans le temps alloué, l'étude laisse donc place à plusieurs perspectives d'améliorations.

En premier lieu, réaliser les lames et les parties centrale et extérieure de façon monolithique permettrait d'éliminer les jeux d'assemblage, de garantir les conditions de perpendicularité entre les lames et d'imposer des maintiens en position qui soient en meilleure adéquation avec le modèle proposé. Cette solution permettrait aussi de ne pas modifier la position d'équilibre du dispositif lorsque les translateurs sont déplacés. Parallèlement, s'orienter vers un matériau de type titane ou cuivre-beryllium permettrait d'augmenter le rapport limite élastique sur

module d'Young du matériau pour rendre le dispositif plus compact. À titre comparatif, il est possible d'obtenir avec du cuivre-beryllium ($E = 131$ GPa, $\sigma_{adm} = 1000$ MPa) des performances équivalentes au système actuel avec des lames d'épaisseur $h = 0,35$ mm et de largeur $b = 4$ mm pour des distances $r = 8,5$ mm et $p = 22$ mm, avec $\lambda \in [5,5; 14,5]$ mm. Dans cette optique, un procédé de fabrication de type électro-érosion est adapté. Le seul inconvénient est alors le coût des matériaux et du procédé de fabrication.

Plusieurs pistes d'améliorations sont aussi à envisager pour les translateurs : les plaques permettant de guider les lames sont difficiles à mettre en œuvre, tant au niveau du montage que du réglage. Ainsi, l'appui sur la lame est difficile à garantir, comme cela a pu être relevé expérimentalement. C'est pourquoi, il semble préférable d'imposer deux points de contact ponctuels avec des rouleaux, facilement réglables et où le contact peut être garanti avec une meilleure fiabilité. Cette solution permettrait en outre de diminuer le couple d'actionnement requis.

4 Application et généralisation

Sommaire

4.1 Vers une application médicale	80
4.1.1 La radiologie interventionnelle	80
4.1.2 Architecture et fonctionnement des assistants robotiques existants . . .	83
4.1.3 Approche proposée	86
4.2 Stratégie de positionnement en mode autonome	92
4.2.1 Système robotique	92
4.2.2 Modélisation	92
4.2.3 Prototype	97
4.2.4 Stratégie de commande	99
4.2.5 Validations expérimentales	100
4.3 Stratégie de guidage en mode comanipulé	104
4.3.1 Description	105
4.3.2 Stratégie de guidage	107
4.3.3 Simulations et résultats	109
4.4 Perspectives	114

Ce chapitre introduit les problématiques de la radiologie interventionnelle, notamment sous le guidage de l'imagerie à rayons X. Nous proposons une procédure robotisée originale où l'assistant peut être à la fois lié à la table d'opération et au patient, permettant ainsi le positionnement et l'orientation d'une aiguille tout en respectant les mouvements physiologiques du patient.

4.1 Vers une application médicale

4.1.1 La radiologie interventionnelle

La radiologie interventionnelle est une technique médicale très peu invasive, pour laquelle les traumatismes faisant suite aux interventions restent limités. En radiologie interventionnelle non vasculaire, le radiologue insère des aiguilles ou des outils en forme d'aiguille à travers la peau. Ces interventions sont effectuées à l'aide du guidage d'imageurs médicaux : fluoroscope, scanner à rayons X, IRM, ou encore échographe. Ces dispositifs d'imagerie, historiquement uniquement utilisés à des fins diagnostics, sont ainsi utilisés à des fins thérapeutiques [Goldberg 2005]. Parmi les actes les plus intéressants, on peut mentionner l'ablation de tumeurs cancéreuses. Pour cela, une ou plusieurs aiguilles doivent être insérées jusqu'aux cibles anatomiques à traiter. À titre d'illustration, la figure 4.1 montre la réalisation d'une cryoablation d'une tumeur, où des aiguilles d'un type particulier sont guidées à travers la peau jusque dans la tumeur, afin de la détruire par cryoablation. Dans ce cas, les aiguilles qui sont creuses permettent le passage successif d'argon liquide, détendu à leur extrémité pour réaliser la congélation à -180°C , puis d'hélium gazeux, pour réchauffer les tissus à $+30^{\circ}\text{C}$. Les tissus sont alors détruits grâce à plusieurs cycles de congélation/décongélation [Tsoumakidou 2013].

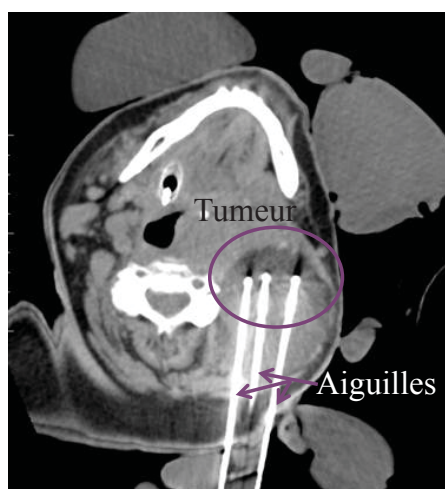


FIGURE 4.1 – Cryoablation guidée par scanner à rayons X, images CHU Strasbourg [Tsoumakidou 2013].

Avant d'envisager de telles procédures, un examen pré-opératoire est réalisé : il permet de compléter le diagnostic et de vérifier si l'intervention est nécessaire, et si elle est possible ou non. Si une intervention a lieu, elle suit alors le mode opératoire décrit à la figure 4.2 [Kadir 2006]. Le patient est installé et anesthésié, si nécessaire, soit par anesthésie générale, soit localement avec sédation. L'étape de recalage consiste alors à mettre en correspondance

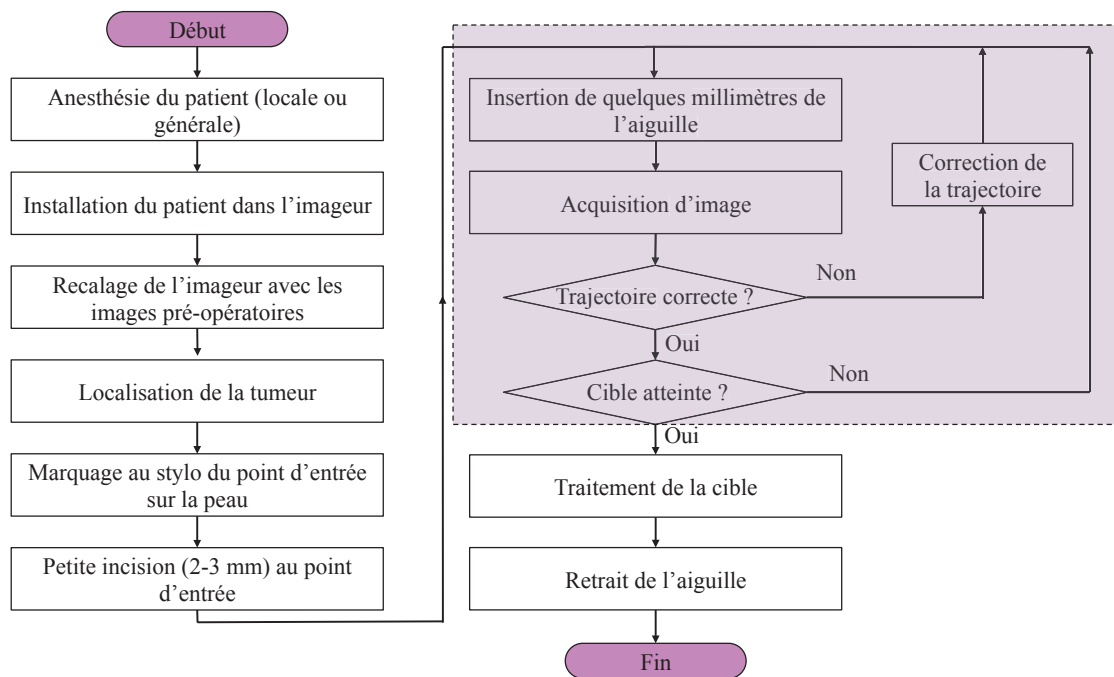


FIGURE 4.2 – Procédure lors d’une intervention percutanée guidée par imagerie.

les objectifs planifiés dans les images avec la scène. À l’issue de ce recalage, le point d’entrée de l’aiguille sur la peau est marqué. La stérilisation du patient, et l’installation du champ opératoire sont alors effectuées. L’acte débute par une incision de la peau, permettant de faciliter la pénétration de l’aiguille et de limiter le déplacement de germes situés sur la peau vers l’intérieur de la plaie. L’intervention consiste ensuite en une alternance de positionnements et d’insertions de l’aiguille, de vérifications de trajectoire et de corrections si nécessaire. Le caractère séquentiel de ces opérations est particulièrement marqué pour les procédures guidées par imagerie à rayons X où la visualisation n’est pas effectuée en temps réel, pour limiter l’exposition aux rayons X. Notons également que la vérification de la trajectoire de l’aiguille n’est utile que lorsque cette dernière est déjà insérée de plusieurs millimètres. En effet, durant cette phase de vérification, le radiologue ne tient pas l’aiguille, qui risque alors de se déplacer sous les effets de la gravité et de la respiration du patient. Une fois que l’aiguille est en place, le traitement peut être réalisé sous la surveillance du radiologue. L’aiguille est enfin extraite, généralement après une dernière prise d’image pour vérification.

Pour effectuer de telles interventions, le scanner à rayons X est un des imageurs les plus populaires. Il permet d’obtenir des images d’excellente résolution spatiale et restera l’imageur le plus adapté pour certaines procédures [Solomon 2010], puisqu’il permet de visualiser clairement certaines cibles anatomiques difficilement distinguables par les autres imageurs. Les développements récents qui visent à améliorer la résolution du scanner à rayons X, à diminuer la dose de rayons, ou encore à réduire la durée d’acquisition, prouvent d’ailleurs que ce type

de technologie sera encore viable dans les prochaines décennies malgré la présence de rayons ionisants [Ima 2006]. La présence des rayons X concerne le patient, directement positionné dans le champ du scanner, mais surtout le praticien qui répète les expositions au cours de son activité. En effet, à chaque intervention, le radiologue se trouve à proximité du scanner, y compris lors des phases d'acquisition d'images où les doses de rayons X absorbées sont les plus importantes [Vano 1998]. À long terme, cette exposition peut devenir nocive, malgré les équipements de protection (tabliers de plomb, lunettes), provoquant des problèmes de santé allant de simples irritations de peau à des cancers (principalement leucémie, cancer du sein ou de la thyroïde) [Cousins 2004, Venneri 2009]. Les étapes regroupées dans le cadre en pointillés sur la figure 4.2 sont les plus critiques en termes de complexité et vont largement contribuer à la réussite de l'opération. Une aiguille mal positionnée empêchera par exemple une complète destruction de la tumeur et/ou altérera des tissus sains.

C'est pourquoi la communauté de la robotique médicale étudie depuis maintenant presque deux décennies le développement d'assistants robotisés (voir par exemple [Stoianovici 2003, Maurin 2008, Bricault 2008, Barrett 2005]). En permettant de manipuler les aiguilles, un tel système protège le radiologue des rayons X, notamment lors des phases d'acquisition d'images. On peut aussi attendre d'un tel dispositif qu'il accélère la procédure tout en garantissant une meilleure précision du geste, notamment lors d'interventions complexes. Ce type de dispositif doit toutefois répondre à de nombreuses contraintes qui posent des problèmes de conception délicats. Premièrement, le dispositif doit être sûr d'utilisation. Il doit pouvoir cohabiter en toute sécurité avec le patient et l'équipe médicale. Dans cette optique, même si certains dispositifs de radiologie préexistent, basés sur des robots industriels [Art 2014], on peut penser qu'un robot d'assistance aux gestes serait d'autant plus intéressant qu'il serait intrinsèquement pensé pour limiter les risques lors d'interactions. Par ailleurs, un tel système doit être conçu pour assister le radiologue lors de la procédure médicale, et le guider dans l'exécution de ses gestes tout en lui laissant sa liberté de décision. Un système robotique téléopéré semble être la solution pour les interventions sous imageurs à rayons X [Stoianovici 2003, Piccin 2009], cependant l'utilisation d'un robot manipulé de façon collaborative, pourrait également être envisagée. L'idée d'une telle manipulation partagée, déjà développée en chirurgie orthopédique [Francoise 2011] ou ophtalmologique [Mitchell 2007], est tout aussi intéressante dans le cas de procédures pratiquées avec des imageurs médicaux, où la robotisation vise notamment à améliorer l'ergonomie ou le guidage du geste [Poquet 2013]. Dans le cas d'interventions guidées par imagerie à rayons X, le robot pourrait aider le praticien la plupart du temps, guider ses gestes, et se substituer ponctuellement à lui durant les phases critiques.

4.1.2 Architecture et fonctionnement des assistants robotiques existants

Dans ce paragraphe nous nous intéresserons aux assistants robotiques dédiés aux scanners à rayons X. Certains systèmes développés à l'origine pour l'IRM sont aussi compatibles avec des scanners à rayons X. Si chacun de ces imageurs possède en effet ses propres problématiques, elles sont assez proches en ce qui concerne les besoins cliniques et les contraintes dimensionnelles. Nous donnons ici un bref aperçu des systèmes robotiques conçus pour la radiologie interventionnelle. On trouvera une description plus exhaustive dans la thèse récente de Nikolai Hungr [Hungr 2014].

Dans la littérature se rapportant aux assistants robotiques pour la radiologie interventionnelle, il existe deux catégories de systèmes, que nous allons illustrer à travers quelques exemples. La première solution [Stoianovici 2003, Kronreif 2003, Melzer 2008] consiste à attacher rigidement le robot à un bâti, typiquement la table de l'imageur. Les systèmes robotiques de la seconde catégorie [Bricault 2008, Maurin 2008, Barrett 2005] ont en commun d'être montés sur le patient.

Le système AcuBot, pionnier dans le domaine de la radiologie interventionnelle robotisée, est un manipulateur à 6 ddl qui permet de pratiquer des biopsies ou des ablations percutanées en garantissant un large espace de travail. Faisant partie de la première catégorie de systèmes évoqués précédemment, il est attaché à la table de l'imageur. Sa conception est basée sur le découplage des gestes médicaux en vue d'assurer la sécurité du patient. Le dispositif est constitué de plusieurs sous-systèmes dédiés, visibles sur la figure 4.3 : un pont rigide, numéroté {2} et fixé à la table de l'imageur via {1}, soutient l'ensemble du dispositif ; un robot cartésien {3} assure le positionnement dans une zone de 200 mm×200 mm×50 mm ; un bras passif {4} mène à la zone d'intérêt par un positionnement manuel grossier ; un mécanisme à centre de rotation déporté {5} permet d'orienter l'aiguille autour de deux directions ; enfin, l'insertion motorisée de l'aiguille {7} est réalisée par un entraînement par friction, via {6}. Le positionnement et l'orientation de l'aiguille sont automatiques tandis que l'insertion de l'aiguille est réalisée à distance. Les efforts appliqués par le robot peuvent atteindre 30 N et il est possible de moduler la vitesse d'insertion jusqu'à 50 mm/s. Compte tenu du type de transmission utilisé dans le mécanisme d'insertion, il n'est pas possible de restituer les efforts d'insertion. Le radiologue utilise alors uniquement le retour visuel du scanner pour se guider. Plus récemment, le système iSYS1 [iSY 2014] de la société Medizintechnik GmbH, dédié aux biopsies sous scanner à rayons X (figure 4.3), a démontré qu'il était possible de proposer une solution compacte, légère et portable qui vienne s'attacher près du patient pour assister au positionnement et à l'orientation d'aiguille. L'insertion est cependant réalisée entièrement manuellement par le radiologue. Le déplacement du système est opéré à distance grâce à un joystick contrôlé par le radiologue, qui s'appuie sur les images acquises par le scanner.

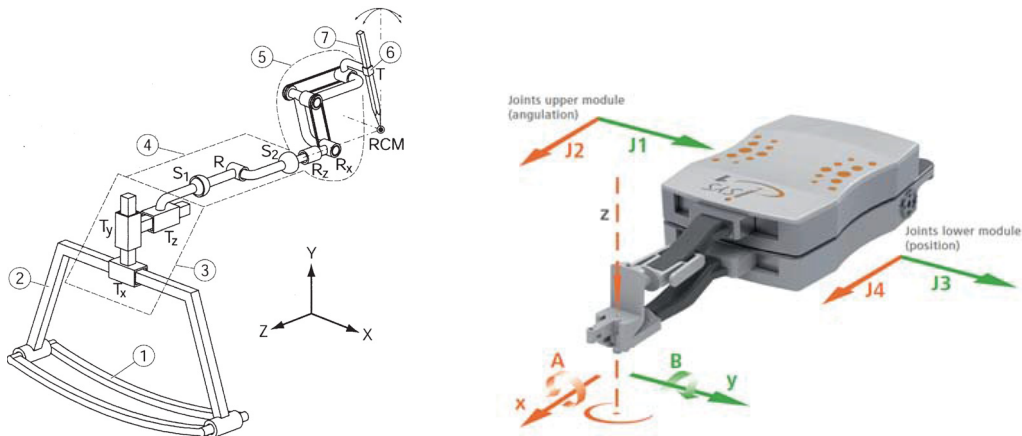


FIGURE 4.3 – À gauche : AcuBot [Stoianovici 2003] ; à droite : iSYS 1 [iSY 2014].

Les systèmes tels que ceux que nous venons de présenter sont fixés sur la table de l'imageur, possèdent une chaîne cinématique assez longue, et donc ont recours à plusieurs sous-systèmes dédiés et mis en cascade, qui garantissent au système global un large espace de travail. C'est pourquoi minimiser les encombrements est, pour de telles architectures, un défi majeur à relever. Le recalage du robot avec l'imageur est simplifié puisque la base du robot est fixe et que sa position peut en principe être connue après le placement initial. En revanche, les systèmes fixés à la table posent des problèmes de sécurité. En effet, étant rigides, ils risquent de blesser le patient s'il vient à bouger sous le système robotique, car le robot restera lui immobile. Cette rigidité des systèmes fixés à la table pose aussi le problème de la prise en compte des mouvements physiologiques du patient. Lorsque le patient respire, de tels systèmes ne permettent pas de suivre sa respiration de façon passive. En tenant l'aiguille fermement, ils peuvent provoquer des lacérations des organes traversés par l'aiguille.

En vue d'améliorer la sécurité, de compenser les mouvements et de limiter l'encombrement, certains robots sont directement posés sur le patient, au dessus de la zone d'intervention. Le patient n'a donc plus de risque de heurter le robot puisque ce dernier se déplace avec lui. En outre, cette synergie de mouvement permet de compenser au moins partiellement les mouvements physiologiques du patient, au niveau de l'interface avec la peau. Cette compensation est seulement partielle, car il faut noter que les organes internes ont des déplacements qui diffèrent des mouvements de la peau (au niveau de l'abdomen par exemple). Le CT-Bot [Maurin 2008] est un robot parallèle à 5 ddl monté sur le patient (voir la figure 4.4), développé dans notre laboratoire. Il permet de positionner et d'orienter automatiquement une aiguille. La structure asymétrique du robot à 3 chaînes cinématiques permet d'optimiser son espace de travail pour assurer un positionnement du point d'entrée dans une zone de $10\text{ mm} \times 10\text{ mm}$ et une angulation maximale de 65° . Malgré des performances intéressantes, son encombrement, de l'ordre de $200\text{ mm} \times 200\text{ mm} \times 250\text{ mm}$, et sa masse de $2,5\text{ kg}$ sont des freins à son dévelop-

pement. Notons qu'un dispositif d'insertion d'aiguille à 2 ddl, prévu pour être monté sur la plate-forme du CT-Bot, est couplé à une interface haptique pour insérer l'aiguille à distance, avec retour d'effort [Piccin 2009]. Le système Robopsy développé au MIT [Barrett 2005], présenté sur la figure 4.4, est constitué d'un dôme compact très léger, en plastique (260 g, moteurs compris). Il est positionné sur le patient, tandis que le praticien est déporté de la zone à risque. Ce système permet d'effectuer des biopsies du poumon. Il est positionné au point d'insertion et offre 2 ddl en orientation. L'insertion est réalisée grâce à un entraînement par friction : l'aiguille est guidée entre deux roues en caoutchouc à une vitesse de 20 mm/s, l'espace de travail étant délimité par un cône de 50°. Des tests sur fantôme ont permis de valider le prototype réalisé [Maier-Hein 2009]. Toutefois, la durée de la procédure et la précision sur la cible sont nettement plus faibles que pour une insertion manuelle. Les auteurs expliquent ces résultats par le fait que le praticien compense les déviations de l'aiguille dans le gel, ce que ne fait pas le robot.

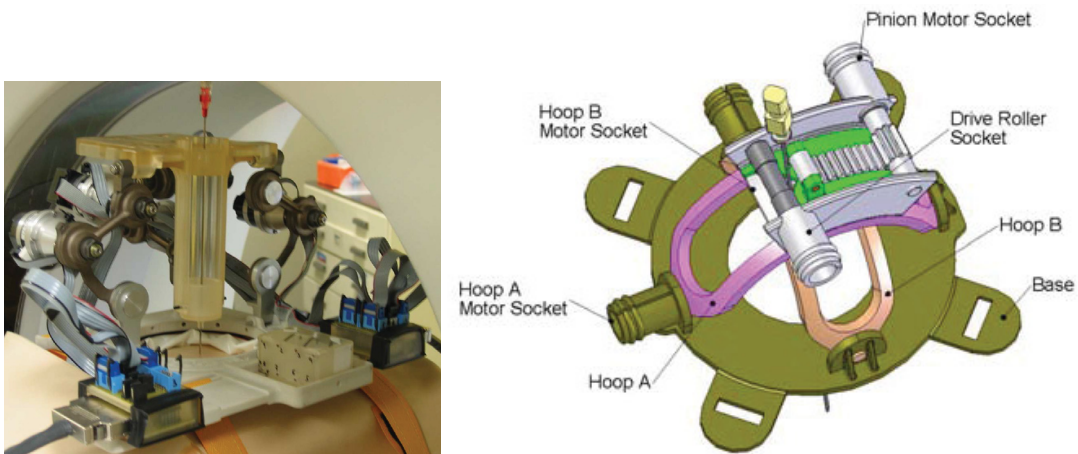


FIGURE 4.4 – À gauche : CT-Bot [Maurin 2008] ; à droite : Robopsy [Barrett 2005].

Comme ces systèmes sont embarqués sur le patient, ils doivent être légers pour être le moins inconfortables possible, et peu encombrants de sorte qu'ils puissent entrer dans le tunnel du scanner avec le patient. La fixation du système sur le patient doit garantir que l'assistant robotique reste au dessus de la zone d'intervention. Toutefois, certaines zones comme celles situées sur les côtés du patient restent impossibles à atteindre puisque le poids du robot tend à le faire basculer. Devant être compacts et légers, leur espace de travail s'en trouve restreint, comme l'illustre parfaitement le système Robopsy. Lorsque la zone d'intervention est initialement mal ciblée, le repositionnement du système peut faire perdre beaucoup de temps : déplacer le robot est fastidieux et nécessite un nouveau recalage avec l'imageur. Enfin, la base du robot ne possédant pas de référence commune avec l'imageur, son recalage avec les images du scanner est nécessaire, et il peut s'avérer complexe. Dans le cas du CT-Bot, un cadre stéréotaxique composé d'un arrangement spécifique de barres a ainsi dû être conçu et

embarqué pour repérer le robot dans les images scanner et faire le recalage [Maurin 2005].

Outre les différentes architectures que l'on peut retrouver dans la littérature sur les assistants robotiques pour la radiologie interventionnelle, il existe également différents modes de fonctionnement, qui peuvent être classifiés de la manière suivante :

- autonome, où le robot exécute seul la tâche ;
- téléopéré, où le radiologue exécute à distance le geste reproduit par le robot ;
- comanipulé, où le radiologue et le robot accomplissent ensemble la tâche.

Le mode autonome permet d'obtenir une très bonne précision de positionnement et une bonne répétabilité. Cependant il ne permet pas à l'opérateur d'intervenir dans la boucle d'action. Pour modifier le positionnement, il faut alors reprogrammer le système robotique. C'est notamment le cas du système Robopsy où l'aiguille est insérée automatiquement. Une modification de la tâche n'est pas possible en mode autonome : il faut arrêter le robot, re-planifier la tâche en changeant l'objectif, puis relancer l'exécution. Enfin, des problèmes de sécurité et de responsabilité se posent, puisque ce n'est plus le radiologue qui contrôle le geste. Le mode téléopéré, utilisé notamment pour l'insertion d'aiguille sur le CT-Bot, permet de remédier à plusieurs limitations du mode autonome, puisque c'est le radiologue qui guide directement l'insertion de l'aiguille. Le retour d'effort permet au praticien de ressentir les caractéristiques biomécaniques des organes de façon à analyser la pénétration de l'aiguille. Dans le cas du scanner à rayons X, ce mode permet d'éloigner le praticien de la source. De plus, il amène un certain confort au praticien et améliore l'ergonomie du geste. Il permet aussi de filtrer certains effets indésirables tels que les tremblements du praticien ou la respiration du patient [Joinie-Maurin 2011]. L'inconvénient majeur de la téléopération est la perte de contact physique avec le patient. Certaines tâches nécessitent toute l'expérience et l'expertise du médecin et donc une intervention directe sur le patient. Dans ce cas, la manipulation collaborative peut être d'une grande aide, en guidant le médecin dans ses actions. Le système robotique devient alors un véritable assistant appliquant des contraintes virtuelles en vue de limiter l'accès à certaines zones.

4.1.3 Approche proposée

Nous avons pu constater que les systèmes robotiques destinés aux interventions percutanées sous scanner à rayons X sont nombreux, et chacun d'entre eux offre un panel de fonctionnalités toutes aussi intéressantes les unes que les autres. Cependant, cet état de l'Art fait apparaître l'intérêt d'un dispositif ayant plusieurs modes de fonctionnement afin de s'adapter au mieux à la pratique clinique. C'est pourquoi l'assistant que nous proposons doit permettre dans une première phase de réaliser un positionnement autonome et, dans une seconde phase, de guider le geste du praticien afin de l'inclure dans la boucle de décision. Ces objectifs sont à réaliser tout en garantissant la sécurité du patient.

Un nouveau scénario pour les gestes percutanés avec assistant robotique

Pour répondre aux problématiques des interventions percutanées, le scénario suivant est proposé, décomposé en différentes sous-tâches :

1. **Placement du manipulateur.** Le dispositif est attaché à la table de l'imageur, près de la région à opérer. Au départ, le robot n'est (*a priori*) pas contraint en position, c'est-à-dire que son effecteur peut être déplacé par l'utilisateur partout dans son espace de travail. Pour faciliter ce déplacement, il doit être transparent pour la personne qui le manipule ;
2. **Suivi de trajectoire pour atteindre le point d'entrée de l'aiguille.** Le robot effectue la tâche de positionnement au point d'entrée de l'aiguille : grâce à la planification du geste effectuée sur les images pré-opératoires et au recalage, le point d'entrée de l'aiguille sur la peau du patient est connu dans le référentiel du robot. Le robot vient alors s'y « amarrer », comme représenté sur la figure 4.5a. Il effectue ce positionnement initial de manière autonome. Des images sont acquises dans le but de vérifier le bon positionnement, et si ce n'est pas le cas, le radiologue peut alors le corriger manuellement ;
3. **Suivi des mouvements physiologiques du patient.** Une fois solidaire du patient, le système robotique doit être transparent, c'est-à-dire qu'il doit suivre ses mouvements physiologiques, notamment de respiration ;
4. **Orientation de l'aiguille par comanipulation.** Le radiologue manipule le robot de façon à orienter un tube porte-aiguille dans lequel viendra par la suite se glisser l'aiguille. Le principe est représenté sur la figure 4.5, où le tube porte-aiguille peut être assimilé à une structure déployable non actionnée, positionnée en bout de l'organe terminal. En mode autonome, cette structure est maintenue en position repliée. Une fois le robot en *E*, la base de cette structure est fixée sur le patient et permet de réaliser une liaison rotule avec la peau (voir la figure 4.5a). L'utilisateur déploie la structure en déplaçant l'organe terminal. La structure est alors en liaison linéaire annulaire avec l'organe terminal,

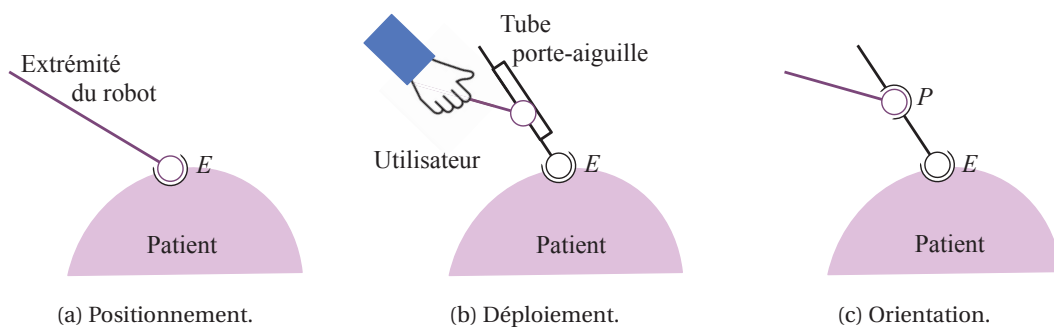


FIGURE 4.5 – Principe de fonctionnement de la structure porte-aiguille.

comme le montre la figure 4.5b. Une fois la structure totalement dépliée, la liaison linéaire annulaire est bloquée pour devenir une liaison rotule en P (figure 4.5c). Le tube porte-aiguille est donc lié, à une extrémité, au point d'entrée E sur la peau du patient et, à l'autre extrémité, au point P , organe terminal du robot. Ainsi, le placement du haut du tube porte-aiguille permet d'imposer une orientation au tube, et, par suite, à l'aiguille. Nous proposons que cette phase de déploiement et d'orientation de l'effecteur puisse se faire en manipulation collaborative. Le geste du radiologue est guidé par des contraintes virtuelles imposées par l'assistant robotique, programmées grâce à la planification préalable du geste ;

5. **Insertion manuelle de l'aiguille.** Le radiologue insère l'aiguille de quelques millimètres et une acquisition d'images est réalisée pour vérifier que la pointe de l'aiguille est correctement dirigée. Le radiologue corrige éventuellement la trajectoire de l'aiguille et le cycle recommence jusqu'à atteindre la tumeur. Pendant les phases d'insertion manuelle le système doit pouvoir se rigidifier afin de faciliter le guidage de l'aiguille. En dehors de ces phases la contrainte sur l'aiguille est relaxée.

Si le traitement requiert l'utilisation de plusieurs aiguilles, la procédure proposée est répétée autant de fois que nécessaire. La réalisation d'un système permettant d'effectuer la totalité de ces étapes va très au delà de ce travail de thèse. Toutefois, nous avons souhaité montrer ici comment les solutions proposées aux chapitres 2 et 3 pouvaient être utilisées pour contribuer à la mise en place d'un tel scénario. La zone d'intervention envisagée est l'abdomen. Nous considérerons par la suite que la cible anatomique a été identifiée et que celle-ci peut être atteinte. Nous supposerons également que le recalage est effectué. Afin de garantir une procédure d'amarrage optimale du robot sur le patient, nous souhaitons que l'effort de contact n'exède pas 2,5 N. Enfin, lors des phases de guidage, il est impératif que l'effort maximal généré par les contraintes virtuelles ne dépasse pas 8 N.

Choix de conception du robot

L'utilisation d'un système robotisé pour assister des gestes opératoires dans une salle de radiologie impose de nombreuses contraintes de conception. Le travail proposé ci-après est restreint aux contraintes imposées par l'environnement du scanner et par la réalisation du geste. Nous n'aborderons pas ici les problèmes liés à la stérilisation du système ou au recalage, qui nécessiteraient une étude complète qui n'est pas l'objet de ce travail de thèse.

Degrés de liberté et architecture Pour se positionner au point d'entrée sur la peau du patient, le robot doit pouvoir pointer un point dans l'espace, ce qui nécessite un minimum de 3 ddl. Pour effectuer l'orientation de l'aiguille, le point d'entrée et le pointage d'un second point dans l'espace sont utilisés. L'assistant robotique requiert donc un minimum de 3 ddl. Une

architecture série à trois liaisons pivot positionnées telles que représentées sur la figure 4.6 est retenue. Celle-ci présente l'avantage d'être simple à mettre en œuvre et facile à dimensionner pour respecter les contraintes dimensionnelles du scanner. De plus, cette architecture permet d'intégrer facilement les éléments d'actionnement présentés aux chapitres 2 et 3.

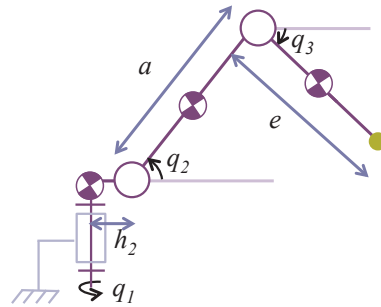


FIGURE 4.6 – Structure retenue pour l'assistant robotique.

Pré-dimensionnement et espace de travail La figure 4.7 présente une vue d'ensemble des différents éléments à considérer. La zone d'intérêt représente le patient. Elle se trouve toujours dans le tunnel du scanner. Nous proposons que le système à 3 ddl soit monté sur une glissière non actionnée positionnée le long de la table de l'imageur à côté du patient, afin de maximiser l'espace de travail. Ce ddl supplémentaire doit permettre de pré-positionner le robot dans la zone d'intervention, et donc de réduire la taille du système à 3 ddl.

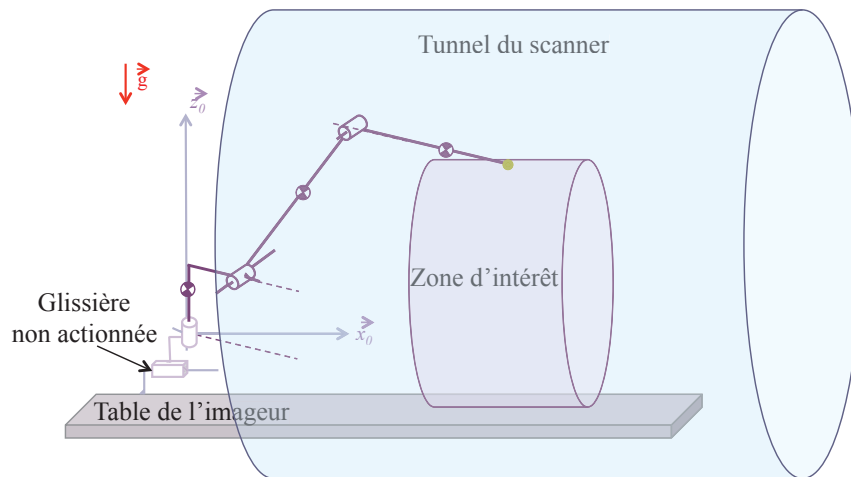


FIGURE 4.7 – Robot positionné pour une opération.

Le scanner à rayons X possède un anneau de diamètre 780 mm et de profondeur 650 mm, qui peut être incliné de $\pm 30^\circ$. Le patient est quant à lui caractérisé par des données anthro-

Chapitre 4. Application et généralisation

ométriques telles que la profondeur de l'abdomen, allant de 185 à 362 mm et la largeur des hanches, allant de 326 à 452 mm [Din 2005]. Ces données quantitatives du patient et du scanner sont reportées sur la figure 4.8.

Lorsque la zone à opérer (zone d'intérêt) est au centre du scanner, la base du robot est positionnée à 260 mm de la ligne médiane du scanner et à 325 mm du centre de l'anneau, comme représenté sur la figure 4.9. La zone orange représente l'espace de travail désiré du robot où les points B_d et B_r représentent les positions extrêmes à atteindre lorsque le bras est, respectivement, déployé et replié. Pour balayer l'espace de travail souhaité, on considère une rotation de 90° autour de l'axe vertical passant par le point O . Dans la configuration représentée sur la figure 4.9, le robot est au milieu de l'espace de travail, centré autour de la position B_m . Il décrit un angle de 25° par rapport à l'axe \vec{x}_t , situé le long de la table d'opération. La zone de 20° située en bordure permet d'assurer l'orientation des aiguilles, y compris lorsque la zone d'intervention est en bordure de la table de l'imageur.

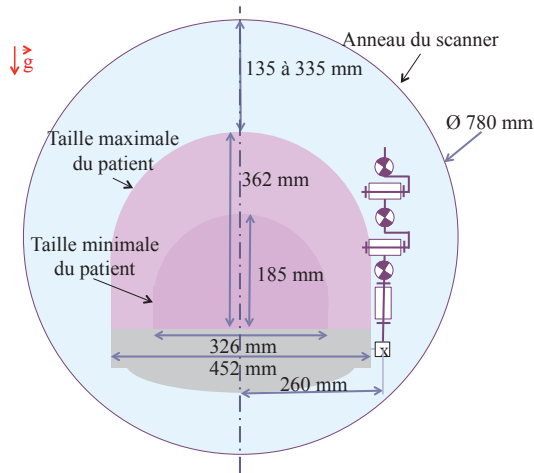


FIGURE 4.8 – Mise en évidence des dimensions (Scanner vu de face).

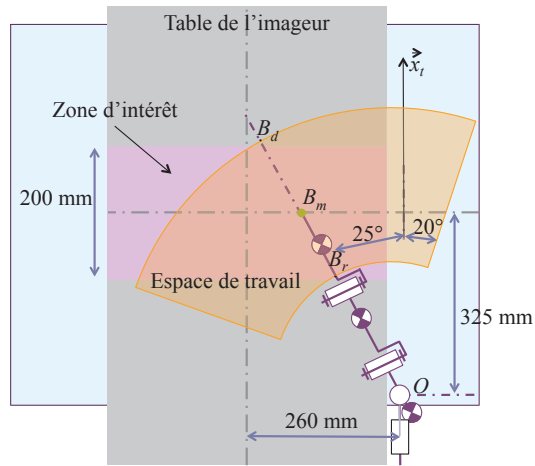


FIGURE 4.9 – Mise en évidence des dimensions (Scanner vu de dessus).

Par suite, il vient : $OB_d \approx 468$ mm, $OB_m \approx 358$ mm et $OB_r \approx 248$ mm. Les longueurs des segments du bras sont ensuite déduites du modèle géométrique du robot en tenant compte des butées articulaires dues à la conception, que nous présenterons dans la suite du chapitre, et qui imposent l'espace de travail articulaire suivant (avec les positions angulaires q_1 , q_2 et q_3 définies à la figure 4.6) :

$$\begin{cases} q_1 \in [-45^\circ; 45^\circ] \\ q_2 \in [-58^\circ; 73^\circ] \\ q_3 \in [q_2 - 114^\circ; q_2 - 20^\circ] \text{ avec } q_3 \in [-78^\circ; 53^\circ] \end{cases} \quad (4.1)$$

et une dimension $h_2 = 25,2$ mm (voir la figure 4.6).

4.1. Vers une application médicale

Les dimensions caractéristiques du robot sont notées a et e , conformément à la figure 4.6. Elles sont calculées de sorte que le bras puisse atteindre le point B_d lorsqu'il est déployé, c'est-à-dire lorsque $q_2 = 0^\circ$ (segment de longueur a horizontal) et $q_3 = -20^\circ$ (segment de longueur e en butée haute) et qu'identiquement, il puisse atteindre le point B_r lorsqu'il est replié, c'est-à-dire lorsque $q_2 = 73^\circ$ (segment de longueur a en butée haute) et $q_3 = -41^\circ$ (segment de longueur e en butée basse). Les dimensions suivantes sont alors obtenues : $a = 260$ mm et $e = 195$ mm. Afin de ne pas rentrer en collision avec le scanner, notamment lorsque ce dernier est incliné, l'espace de travail du dispositif doit être restreint en hauteur. Pour permettre l'orientation d'une aiguille, la plage de hauteur requise est d'environ 450 mm. Le robot est donc positionné selon la verticale \vec{z}_i de manière à maximiser le nombre de points atteignables, ce qui permet d'obtenir l'espace utile présenté à la figure 4.10, dans le plan (\vec{x}_0, \vec{z}_0) du robot, lorsque $q_1 = 0^\circ$.

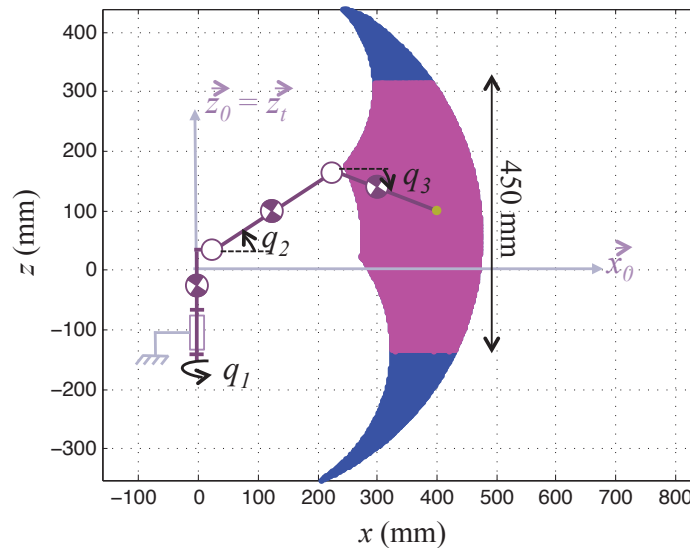


FIGURE 4.10 – Espace de travail utile (magenta) et réel (bleu), à $q_1 = 0^\circ$.

Contraintes sur les matériaux Pour les interventions guidées par imagerie à rayons X, il est impératif de choisir convenablement les matériaux utilisés pour la conception d'un système robotique. En effet, certains matériaux ne sont pas compatibles avec les scanner à rayons X car ils ont tendance à créer des artéfacts dans l'image. Ces artéfacts altèrent la qualité des images, ce qui les rend inutilisables en clinique.

Le robot que nous souhaitons concevoir étant placé près de la région d'intérêt, il doit être conçu de manière à éviter au maximum les artéfacts [Barrett 2004]. C'est pourquoi, il est préférable d'éviter la présence d'éléments métalliques près de l'organe terminal du robot.

4.2 Stratégie de positionnement en mode autonome

Dans cette section, nous présentons la conception et la réalisation d'un système à 3 ddl, obéissant à l'approche proposée précédemment. Il permettra d'évaluer le principe d'actionnement présenté au chapitre 2 avec plusieurs ddl. Des résultats expérimentaux en suivi de trajectoires sont également présentés, ce qui permet de valider la stratégie de positionnement en mode autonome tout en garantissant la sécurité d'une utilisation en environnement humain.

4.2.1 Système robotique

Le système robotique, présenté à la figure 4.11, est une architecture de type série possédant 3 ddl et qui respecte les contraintes annoncées précédemment. L'axe 1 de la première articulation étant vertical, le poids n'a pas d'influence sur son déplacement, contrairement aux axes 2 et 3. Nous avons donc pris le parti d'équiper uniquement les axes 2 et 3 avec les actionneurs présentés au chapitre 2. L'axe 1 est actionné directement par l'intermédiaire d'un cabestan. La structure de type parallélogramme permet quant à elle de faciliter l'équilibrage statique du dispositif et de déporter les actionneurs afin de limiter les masses et les inerties embarquées tout en améliorant la rigidité du système.

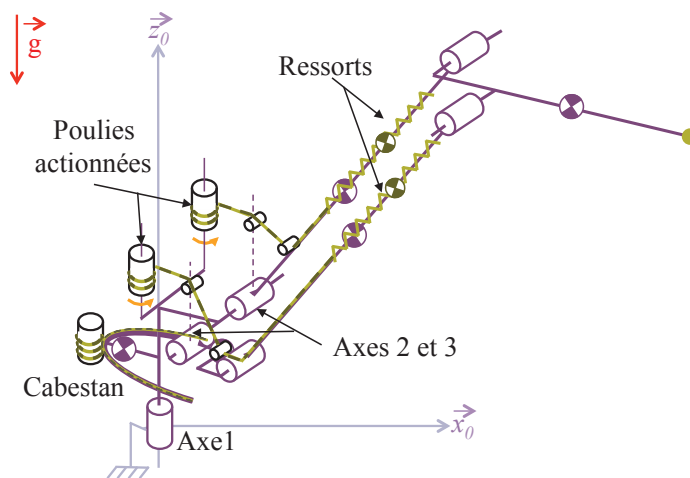


FIGURE 4.11 – Système à 3 ddl : architecture et positionnement des ressorts.

4.2.2 Modélisation

Le paramétrage du système est donné sur la figure 4.12, où les points A_k , $k = \{0; 1; 2; 3; 4\}$ représentent les centres des liaisons pivots. Le point A_5 représente l'organe terminal du robot.

Le système robotique est composé comme suit (voir figure 4.12) :

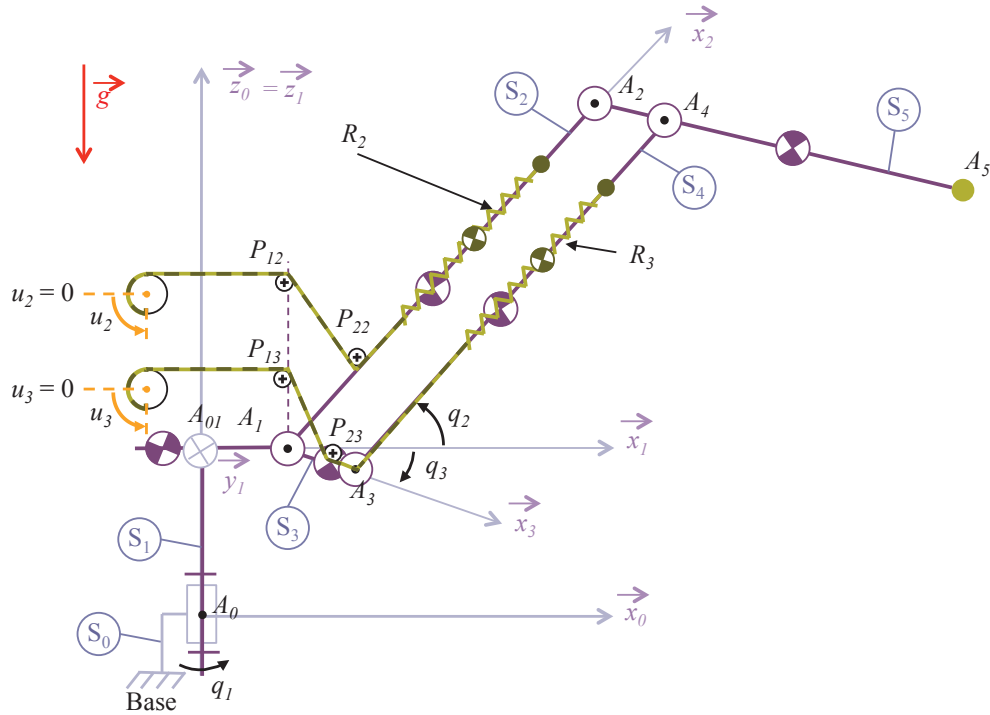


FIGURE 4.12 – Système et paramétrage.

- un bâti S_0 auquel est lié le repère $\mathcal{R}_0 = \{A_0; \vec{x}_0, \vec{y}_0, \vec{z}_0\}$;
- un solide S_1 composé d'un segment rigide de masse m_1 , auquel est lié un repère $\mathcal{R}_1 = \{A_{01}; \vec{x}_1, \vec{y}_1, \vec{z}_0\}$ est connecté au bâti par une liaison pivot d'axe (A_0, \vec{z}_0) . L'orientation de S_1 par rapport S_0 est définie par le paramètre $q_1 = (\vec{x}_0, \vec{x}_1)$. S_1 a pour centre d'inertie G_1 , avec $\mathbf{A}_0 \mathbf{G}_1 = -l_{g1} \vec{x}_1$;
- un solide S_2 , élément du parallélogramme, qui est composé d'un segment rigide de masse m_2 , auquel est lié un repère $\mathcal{R}_2 = \{A_1; \vec{x}_2, \vec{y}_2, -\vec{y}_1\}$ est connecté au solide S_1 par une liaison pivot d'axe (A_1, \vec{y}_1) . L'orientation de S_2 par rapport S_1 est définie par le paramètre $q_2 = (\vec{x}_1, \vec{x}_2)$. S_2 a pour centre d'inertie G_2 , avec $\mathbf{A}_1 \mathbf{G}_2 = l_{g2} \vec{x}_2$;
- un solide S_3 , élément du parallélogramme, qui est composé d'un segment rigide de masse m_3 , auquel est lié un repère $\mathcal{R}_3 = \{A_1; \vec{x}_3, \vec{y}_3, -\vec{y}_1\}$ est connecté au solide S_1 par une liaison pivot d'axe (A_1, \vec{y}_1) . L'orientation de S_3 par rapport S_1 est définie par le paramètre $q_3 = (\vec{x}_1, \vec{x}_3)$. S_3 a pour centre d'inertie G_3 , avec $\mathbf{A}_1 \mathbf{G}_3 = l_{g3} \vec{x}_3$;
- un solide S_4 , élément du parallélogramme, parallèle au solide S_2 , qui est composé d'un segment rigide de masse m_4 , auquel est lié un repère $\mathcal{R}_4 = \{A_3; \vec{x}_2, \vec{y}_2, -\vec{y}_1\}$ est connecté au solide S_3 par une liaison pivot d'axe (A_3, \vec{y}_1) . L'orientation de S_4 par rapport S_1 est définie par le paramètre q_2 . S_4 a pour centre d'inertie G_4 , avec $\mathbf{A}_3 \mathbf{G}_4 = l_{g4} \vec{x}_2$;

- un solide S_5 , élément du parallélogramme, parallèle au solide S_3 , qui est composé d'un segment rigide de masse m_5 , auquel est lié un repère $\mathcal{R}_5 = \{A_2; \vec{x}_3, \vec{y}_3, -\vec{y}_1\}$ est connecté au solide S_2 par une liaison pivot d'axe (A_2, \vec{y}_1) . L'orientation de S_5 par rapport S_1 est définie par le paramètre q_3 . S_5 a pour centre d'inertie G_5 , avec $\mathbf{A}_2 \mathbf{G}_5 = l_{g5} \vec{x}_3$;
- un ressort linéaire de traction R_2 associé au solide S_2 de masse m_{r2} , de raideur k_{r2} , de longueur à vide l_{02} et de tension initiale F_{02} . Une extrémité est attachée au solide S_2 et l'autre extrémité est reliée à un actionneur par l'intermédiaire d'un câble de masse négligeable et non-extensible. Ce câble passe par les points P_{22} , qui appartient au solide S_2 , et par P_{12} solidaire du solide S_1 , qui est situé à la verticale de A_1 . L'allongement du ressort est égal à $d_2 + u_2$, avec la distance $d_2 = P_{12}P_{22} = l_2 \sqrt{1 + \alpha_2^2 - 2\alpha_2 \sin q_2}$, où $l_2 = A_1 P_{12}$ et $\alpha_2 l_2 = A_1 P_{22}$, et u_2 la longueur de câble enroulé sur la poulie motrice. Le centre de gravité du ressort noté G_{r2} , avec $\mathbf{A}_1 \mathbf{G}_{r2} = l_{gr2}(q_2, u_2) \vec{x}_2$, où $l_{gr2}(q_2, u_2) = D_2 - \frac{l_{02} + d_2 + u_2}{2}$ avec D_2 la distance entre le point de pivot A_1 et l'extrémité du ressort attaché au solide S_2 ;
- un ressort linéaire de traction R_3 associé au solide S_4 , de masse m_{r3} , de raideur k_{r3} , de longueur à vide l_{03} et de tension initiale F_{03} . Une extrémité est attachée au solide S_4 et l'autre extrémité est reliée à un actionneur par l'intermédiaire d'un câble de masse négligeable et non-extensible. Ce câble passe par les points A_3 puis P_{23} , qui appartient au solide S_3 , et par P_{13} solidaire du solide S_1 et situé à la verticale de A_1 . L'allongement du ressort est égal à $d_3 + u_3$, avec la distance $d_3 = P_{13}P_{23} = l_3 \sqrt{1 + \alpha_3^2 - 2\alpha_3 \sin q_3}$, où $l_3 = A_1 P_{13}$ et $\alpha_3 l_3 = A_1 P_{23}$, et u_3 la longueur de câble enroulé sur la poulie motrice. Le centre de gravité du ressort noté G_{r3} , avec $\mathbf{A}_3 \mathbf{G}_{r3} = l_{gr3}(q_3, u_3) \vec{x}_2$, où $l_{gr3}(q_3, u_3) = D_3 - \frac{l_{03} + d_3 + u_3}{2}$ avec D_3 la distance entre le point de pivot A_3 et l'extrémité du ressort attaché au solide S_4 .

Le choix d'une telle structure en parallélogramme permet donc de contrôler l'orientation de S_5 à partir de S_3 . Ainsi, il n'est pas nécessaire d'embarquer l'actionneur proposé sur S_2 ni d'imposer un point de passage du câble à la verticale de A_2 .

Par la suite le vecteur de coordonnées généralisées sera noté $\mathbf{q} = (q_1, q_2, q_3)^T$, et le vecteur de longueur de câble enroulé sera noté $\mathbf{u} = (u_1, u_2, u_3)^T$. u_1 représente la longueur de câble enroulé au niveau du premier axe par l'intermédiaire de la transmission par cabestan. Les efforts d'actionnement fournis par les moteurs seront représentés par le vecteur $\mathbf{F}_m = (\tau_m, F_{m2}, F_{m3})^T$. Par la suite nous supposerons que la transmission par cabestan de la rotation propre du système possède une raideur k_1 et un rapport de réduction r_1 .

Chaque actionneur est donc composé d'un moteur connecté au segment à actionner par une transmission flexible. En considérant que les articulations subissent uniquement l'effet des frottements visqueux, les équations générales du mouvement peuvent s'écrire sous la forme

suivante :

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \frac{\partial \mathcal{U}_p(\mathbf{u}, \mathbf{q})}{\partial \mathbf{q}} + \frac{\partial \mathcal{U}_e(\mathbf{u}, \mathbf{q})}{\partial \mathbf{q}} = \boldsymbol{\tau}_{ext} \quad (4.2)$$

$$\mathbf{B}\ddot{\mathbf{u}} + \mathbf{D}_u\dot{\mathbf{u}} + \frac{\partial \mathcal{U}_e(\mathbf{u}, \mathbf{q})}{\partial \mathbf{u}} = \mathbf{F}_m \quad (4.3)$$

où $\mathbf{M}(\mathbf{q})$ et \mathbf{B} représentent respectivement les matrices d'inertie des segments et des moteurs. $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ et \mathbf{D}_u représentent quant à eux les frottements visqueux et les forces centrifuges et de Coriolis du mécanisme. Le vecteur $\boldsymbol{\tau}_{ext}$ définit les efforts extérieurs appliqués sur le système. Enfin, $\mathcal{U}_p(\mathbf{u}, \mathbf{q})$ et $\mathcal{U}_e(\mathbf{u}, \mathbf{q})$ représentent respectivement l'énergie potentielle de pesanteur du mécanisme et l'énergie potentielle élastique due aux ressorts et à la transmission par cabestan. En choisissant judicieusement les caractéristiques des ressorts R_2 et R_3 ainsi que les paramètres d'assemblage, l'effort engendré par l'énergie potentielle élastique permettra de compenser la gravité et d'actionner le mécanisme. L'énergie potentielle de pesanteur du mécanisme s'écrit, en choisissant l'énergie potentielle nulle en A_{01} :

$$\begin{aligned} \mathcal{U}_p(\mathbf{u}, \mathbf{q}) = & (m_2 l_{g2} + m_4 l_{g4} + m_5 a) g \sin q_2 + (m_3 l_{g3} + m_4 b + m_5 l_{g5}) g \sin q_3 \\ & + m_{r3} b g \sin q_3 + \Delta \mathcal{U}_p(\mathbf{u}, \mathbf{q}) \end{aligned} \quad (4.4)$$

avec $\Delta \mathcal{U}_p(\mathbf{u}, \mathbf{q}) = (m_{r2} l_{gr2}(q_2, u_2) + m_{r3} l_{gr3}(q_3, u_3)) g \sin q_2$ qui représente l'énergie potentielle de pesanteur engendrée par le déplacement du centre de gravité des ressorts. Comme nous le verrons par la suite, cet ajout d'énergie potentielle doit être prise en compte dans le calcul des paramètres des ressorts pour réaliser l'équilibrage statique. L'énergie potentielle élastique produite par les transmissions flexibles vaut :

$$\mathcal{U}_e(\mathbf{u}, \mathbf{q}) = \frac{1}{2} \left(k_1 (u_1 - r_c q_1)^2 + k_2 (d_2 + u_2)^2 + k_3 (d_3 + u_3)^2 \right) \quad (4.5)$$

avec r_c le rayon du cabestan. Les efforts résultants se mettent sous la forme :

$$\frac{\partial \mathcal{U}_p(\mathbf{u}, \mathbf{q})}{\partial \mathbf{q}} = \begin{pmatrix} 0 \\ (m_2 l_{g2} + m_4 l_{g4} + m_5 a) g \cos q_2 \\ (m_3 l_{g3} + (m_4 + m_{r3}) b + m_5 l_{g5}) g \cos q_3 \end{pmatrix} + \frac{\partial \Delta \mathcal{U}_p(\mathbf{u}, \mathbf{q})}{\partial \mathbf{q}} \quad (4.6)$$

et

$$\frac{\partial \mathcal{U}_e(\mathbf{u}, \mathbf{q})}{\partial \mathbf{q}} = \begin{pmatrix} -r_c k_1 (u_1 - r_c q_1) \\ -k_2 u_2 \frac{l_2^2 \alpha_2 \cos q_2}{d_2} - k_2 l_2^2 \alpha_2 \cos q_2 \\ -k_3 u_3 \frac{l_3^2 \alpha_3 \cos q_3}{d_3} - k_3 l_3^2 \alpha_3 \cos q_3 \end{pmatrix} \quad (4.7)$$

$$\frac{\partial \mathcal{U}_e(\mathbf{u}, \mathbf{q})}{\partial \mathbf{u}} = \begin{pmatrix} k_1 (u_1 - r_c q_1) \\ k_2 (u_2 + d_2) \\ k_3 (u_3 + d_3) \end{pmatrix} \quad (4.8)$$

D'après ce que nous avons établi dans le chapitre 2, l'équilibrage statique est assuré si les équations (4.6) et (4.7) sont égales, lorsque le système est au repos, c'est-à-dire que $u_2 = 0$ et $u_3 = 0$. Avec ces conditions et les équations (4.6) et (4.7), nous pouvons établir que :

$$\begin{aligned} k_2 &= \frac{(m_2 l_{g2} + m_4 l_{g4} + m_5 a) g}{l_2^2 \alpha_2} + \frac{1}{l_2^2 \alpha_2 \cos q_2} \frac{\partial \Delta \mathcal{U}_p(\mathbf{u}, \mathbf{q})}{\partial q_2} \\ k_3 &= \frac{(m_3 l_{g3} + (m_4 + m_{r3}) b + m_5 l_{g5}) g}{l_3^2 \alpha_3} + \frac{1}{l_3^2 \alpha_3 \cos q_3} \frac{\partial \Delta \mathcal{U}_p(\mathbf{u}, \mathbf{q})}{\partial q_3} \end{aligned} \quad (4.9)$$

Les équations (4.9) permettent de déterminer les raideurs des ressorts nécessaires pour réaliser l'équilibrage. Cependant, on peut constater que ces expressions sont dépendantes des positions q_2 et q_3 , à cause de la variation de position des centres de gravité des ressorts. Mais en pratique, les ressorts ont des raideurs fixes, que nous choisirons de la manière suivante :

$$\begin{aligned} k_2 &= \frac{(m_2 l_{g2} + m_4 l_{g4} + m_5 a) g}{l_2^2 \alpha_2} + k_2^0 \\ k_3 &= \frac{(m_3 l_{g3} + (m_4 + m_{r3}) b + m_5 l_{g5}) g}{l_3^2 \alpha_3} + k_3^0 \end{aligned} \quad (4.10)$$

avec k_2^0 et k_3^0 qui représentent des raideurs moyennes correspondantes à la variation de position des centres de gravité des ressorts (nous reviendrons sur ce point dans la section sur le dimensionnement).

Une fois le système statiquement équilibré et les erreurs d'équilibrage négligées, les équations de mouvement (4.2) et (4.3) deviennent, sans interaction extérieure :

$$M(\mathbf{q}) \ddot{\mathbf{q}} + C(\dot{\mathbf{q}}, \mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}} = \boldsymbol{\tau}_a(\mathbf{q}, \mathbf{u}) \quad (4.11)$$

$$\mathbf{B} \ddot{\mathbf{u}} + \mathbf{D}_u \dot{\mathbf{u}} = \mathbf{F}_m - \frac{\partial \mathcal{U}_e(\mathbf{u}, \mathbf{q})}{\partial \mathbf{u}} \quad (4.12)$$

4.2. Stratégie de positionnement en mode autonome

avec le vecteur d'actionnement $\tau_a(\mathbf{q}, \mathbf{u})$ défini par :

$$\tau_a(\mathbf{q}, \mathbf{u}) = \begin{pmatrix} r_c k_1 (u_1 - r_c q_1) \\ \left[\frac{k_2 l_2^2 \alpha_2 \cos q_2}{d_2} - \frac{m_{r2} g \cos q_2}{2} \right] u_2 - \frac{m_{r3} g \cos q_2}{2} u_3 \\ \frac{k_3 l_3^2 \alpha_3 \cos q_3}{d_3} u_3 \end{pmatrix} \quad (4.13)$$

La forme numérique du modèle dynamique (4.11) du système est donnée dans l'annexe B, en négligeant les inerties des ressorts.

4.2.3 Prototype

Le prototype réalisé est représenté sur la figure 4.13. Les dimensions des différents segments

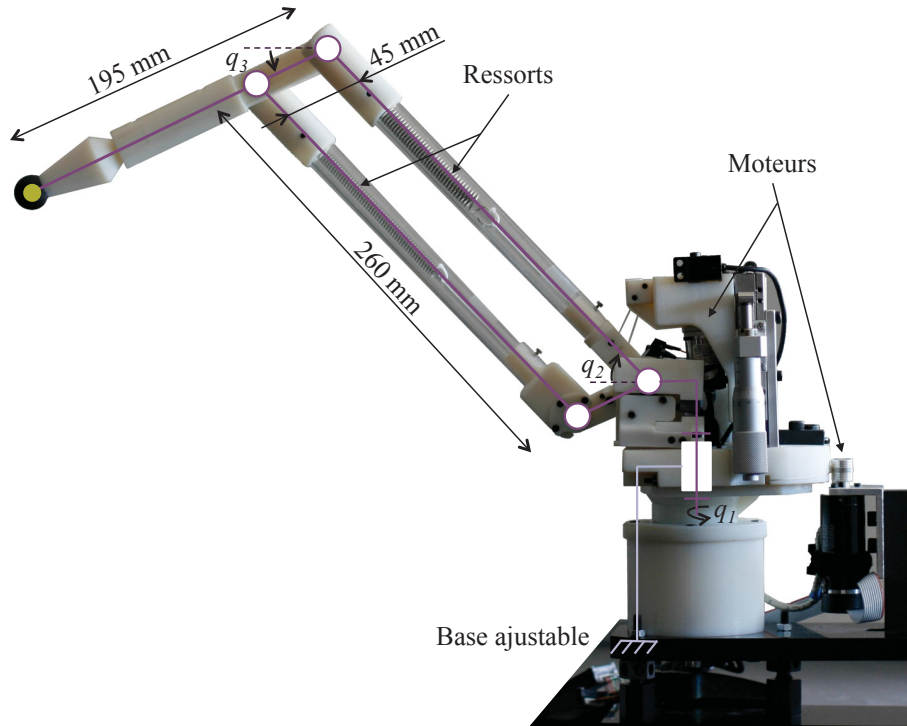


FIGURE 4.13 – Prototype à 3 ddl.

du mécanisme sont : $A_1 A_2 = 260$ mm, $A_2 A_5 = 195$ mm, $A_1 A_3 = 45$ mm et $A_0 A_1 \cdot \vec{x}_1 = 25$ mm (cf. figure 4.12). La majorité des éléments sont en polymère en vue de minimiser les masses et les inerties de l'ensemble de la structure. Après pesage des différents éléments, nous avons : $m_2 = 60$ g, $m_3 = 27$ g, $m_4 = 70$ g et $m_5 = 98$ g tandis que les masses des ressorts sont de $m_{r2} = 6$ g et $m_{r3} = 3$ g. À partir de la CAO nous avons pu déterminer la position des centres

Chapitre 4. Application et généralisation

de gravité, ce qui nous donne : $l_{g2} = 110$ mm, $l_{g3} = 18$ mm, $l_{g4} = 98$ mm et $l_{g5} = 80$ mm. Les autres paramètres dynamiques tels que les matrices d'inertie ont été déterminés à partir de la CAO, et intégrés dans les paramètres du modèle dynamique donné en Annexe B.

Les singularités dues à la stratégie d'actionnement restreignent l'espace de travail articulaire de q_2 et q_3 à l'intervalle $] -90^\circ; 90^\circ[$ tandis que la singularité due à la structure en parallélogramme impose $q_2 \neq q_3$. L'espace de travail articulaire théoriquement atteignable sera en outre réduit si l'on veut prendre en compte les contraintes de réalisation telles que le volume réel des pièces et des axes. Ainsi, afin d'éviter les singularités tout en autorisant une réalisation pratique, les positions angulaires sont limitées à :

$$\begin{cases} q_1 \in [-45^\circ; 45^\circ] \\ q_2 \in [-58^\circ; 73^\circ] \\ q_3 \in [q_2 - 114^\circ; q_2 - 20^\circ] \text{ avec } q_3 \in [-78^\circ; 53^\circ] \end{cases} \quad (4.14)$$

En ce qui concerne le dimensionnement des actionneurs basés sur l'équilibrage statique, nous suivons la procédure détaillée dans le chapitre 2, toutefois en prenant en compte le fait qu'il y ait plusieurs ddl. Nous souhaitons que le système ne puisse pas appliquer un effort en bout d'organe terminal supérieur à 2,5 N en statique et que les dimensions de l'articulation ne dépasse pas 60 mm de diamètre. Enfin, pour limiter la puissance des actionneurs, nous limiterons la force de traction pour enrouler le câble à 25 N. À partir de ces considérations, les paramètres l_2 , l_3 et α_2 , α_3 sont calculés en suivant l'algorithme du chapitre 2. Ainsi nous obtenons les paramètres suivant : $\alpha_2 = 0,5$ et $\alpha_3 = 0,4$ (avec un facteur de sécurité pour vaincre les frottements secs pour lesquels nous n'avons aucune donnée). Les ressorts sont choisis sur la base des données fournies par les constructeurs et des équations (4.10), où l'erreur d'équilibrage est minimale au centre de l'espace de travail du dispositif. Ainsi nous avons, après caractérisation expérimentale, $k_2 = 220 \text{ N}\cdot\text{m}^{-1}$ et $k_3 = 90 \text{ N}\cdot\text{m}^{-1}$ avec un allongement de l'ordre de 100 mm, $l_2 = 60$ mm et $l_3 = 55$ mm, tandis que $u_2 \in [-20; 20]$ mm et $u_3 \in [-26; 26]$ mm. Les ressorts sont placés à l'intérieur des segments, comme visible sur la figure 4.13.

Avec ces choix, les couples d'actionnement maximaux associés aux angles q_2 et q_3 sont respectivement compris entre 49 et 131 N·mm et entre 8 et 52 N·mm. Théoriquement, avec la stratégie d'équilibrage choisie, l'erreur provenant des variations de position des centres de gravité des ressorts est inférieure à 2 N·mm sur les couples articulaires des liaisons 2 et 3, ce qui est négligeable.

En ce qui concerne la partie motorisation, pour le premier axe nous avons fait le choix de prendre un moteur RE25 de Maxon, associé à une transmission par cabestan, réalisée avec

4.2. Stratégie de positionnement en mode autonome

un câble en acier CarlStalh de diamètre 0,45 mm. Ce dernier possède un allongement sous charge négligeable et peut facilement s'attacher et se régler en tension, contrairement aux câbles en polyéthylène. Ces choix permettent une très bonne réversibilité de l'articulation. Les deux autres axes sont motorisés à l'aide de deux moteurs *Harmonic Drive* (Série RSF-5A) couplés à des capteurs de position de résolution $3,6 \cdot 10^{-3}^\circ$. Les câbles assurant la transmission entre les moteurs et les ressorts sont en Dyneema® et sont guidés par des axes montés sur des roulements à billes, qui minimisent les frottements. La base du dispositif peut être réglée à l'aide de trois plots de positionnement afin de compenser d'éventuelles erreurs de verticalité dues à une surface d'appui non-horizontale. Afin d'améliorer les précisions de mesure des positions q_2 et q_3 , des capteurs optiques sans contact Mercury Série 1500-S, composés d'une tête optique montée en face d'une bague graduée à 4096 points par tour, ont été fixés sur chaque articulation après la transmission flexible.

4.2.4 Stratégie de commande

L'objectif est de suivre une trajectoire sans présence d'obstacle. Une commande en position basée sur une linéarisation par découplage non-linéaire du modèle dynamique du système est proposée. Les moteurs choisis sont commandés en vitesse, ce qui permet de négliger leur dynamique dans la suite. De plus, la transmission par cabestan est considérée parfaitement rigide afin de simplifier le modèle dynamique, qui devient, avec $\boldsymbol{\tau}_{ext} = \mathbf{0}_{3 \times 1}$:

$$M(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} = A(\mathbf{q})\mathbf{v} \quad (4.15)$$

avec $\mathbf{v} = (r_1 \tau_m, u_2, u_3)^T$ et :

$$A(\mathbf{q}) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{k_2 l_2^2 \alpha_2 \cos q_2}{d_2} - \frac{m_{r2} g \cos q_2}{2} & -\frac{m_{r3} g \cos q_2}{2} \\ 0 & 0 & \frac{k_3 l_3^2 \alpha_3 \cos q_3}{d_3} \end{pmatrix} \quad (4.16)$$

La figure 4.14 représente la stratégie de commande retenue, basée sur l'inversion du modèle dynamique du mécanisme en vue d'obtenir un système linéaire en boucle fermée et ce, en minimisant le recours aux approximations. La loi de commande peut s'écrire :

$$\mathbf{v} = \hat{A}^{-1}(\mathbf{q}) (\hat{M}(\mathbf{q})\mathbf{w} - \hat{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}}) \quad (4.17)$$

où les matrices $\hat{M}(\mathbf{q})$, $\hat{A}(\mathbf{q})$ et $\hat{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ sont respectivement les estimées des matrices $M(\mathbf{q})$, $A(\mathbf{q})$

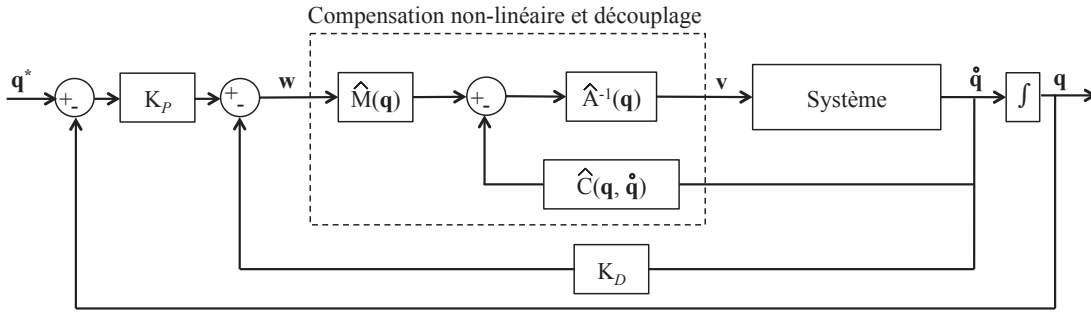


FIGURE 4.14 – Stratégie de commande en position basée sur une linéarisation par découplage.

et $C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$. Le choix :

$$\mathbf{w} = K_P(\mathbf{q}^* - \mathbf{q}) - K_D\dot{\mathbf{q}} \quad (4.18)$$

avec K_P et K_D deux matrices de gain et \mathbf{q}^* la consigne, permet d'obtenir une équation de mouvement linéaire dès lors que $\hat{M}(\mathbf{q})$, $\hat{A}(\mathbf{q})$ et $\hat{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ tendent vers $M(\mathbf{q})$, $A(\mathbf{q})$ et $C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$. En effet, le système en boucle fermée se transforme alors en un système linéaire du second ordre :

$$K_P^{-1}\ddot{\mathbf{q}} + K_P^{-1}K_D\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{q} = \mathbf{q}^* \quad (4.19)$$

En conséquence, il reste stable tant que les matrices de gain K_P and K_D sont définies positives. Afin d'avoir un système aux propriétés dynamiques équivalentes sur chaque ddl, les matrices de gains suivantes sont retenues :

$$\begin{aligned} K_P &= \omega_n^2 I_{3 \times 3} \\ K_D &= 2\zeta\omega_n I_{3 \times 3} \end{aligned} \quad (4.20)$$

avec $I_{3 \times 3}$ la matrice identité et ω_n et ζ respectivement la pulsation propre et le coefficient d'amortissement choisis.

4.2.5 Validations expérimentales

Les expériences décrites ci-après permettent d'évaluer les performances du dispositif, notamment lors d'une interaction non planifiée. La commande proposée, validée en simulation, est implémentée sur le prototype avec les valeurs théoriques du modèle dynamique. Des ajustements des gains sont néanmoins réalisés. Ils diffèrent donc légèrement de la simulation afin de maximiser les performances de suivi.

4.2. Stratégie de positionnement en mode autonome

La première expérience (voir figure 4.15) vise à suivre une trajectoire planifiée dans l'espace articulaire en l'absence d'obstacle. Le prototype est manuellement positionné dans une configuration, d'où le suivi démarre. Les trajectoires de référence sont des droites. La caractéristique de suivi du premier axe (figure 4.15, haut) peut être décrite par une première phase transitoire (lorsque la consigne croît) où quelques oscillations sont présentes et où l'erreur absolue est

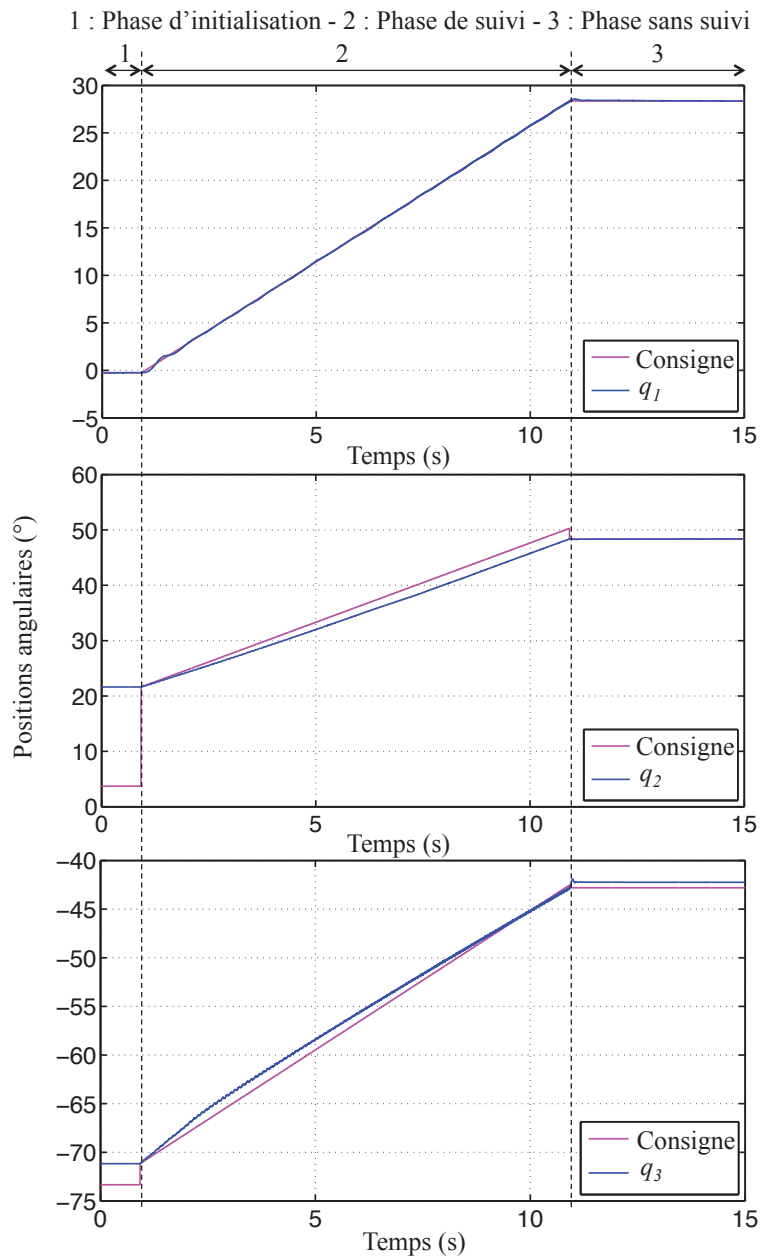


FIGURE 4.15 – Suivi de trajectoire dans l'espace articulaire.

inférieure à $0,3^\circ$. Lorsque le régime permanent est atteint, l'erreur absolue diminue et reste inférieure à $0,12^\circ$. Les oscillations s'expliquent par la présence de légères flexibilités dans la transmission par cabestan. Les erreurs absolues de suivi des deux autres coordonnées q_2 et q_3 restent respectivement limitées à $1,15^\circ$ et $1,72^\circ$. Ces erreurs se justifient par les termes négligés lors de la modélisation puisque les frottements ainsi que l'inertie apportée par les ressorts ne sont pas pris en compte dans l'équation (4.17). De plus, les erreurs de fabrication ne sont pas considérées. Ces approximations sont pour la plupart inévitables dans le cadre de dispositifs réalisés en prototypage rapide. En effet, la stabilité des matériaux dans le temps n'est pas assurée, notamment lorsqu'ils sont sous charge. De légères erreurs dimensionnelles apparaissent, et les valeurs des coefficients de frottement évoluent.

Dans un second temps, on souhaite tester le comportement du prototype lorsqu'une collision avec un environnement statique a lieu. Pour cela, le dispositif suit, dans l'espace articulaire, des trajectoires linéaires pour q_2 et q_3 , tandis que q_1 reste constant, comme l'illustre la figure 4.16. L'environnement se compose de la plate-forme rigide sur laquelle est fixée le capteur d'effort unidirectionnel utilisé lors de la première série d'expériences sur le système à 1 ddl. Ce protocole permet de mesurer précisément les efforts résultants des actionneurs élastiques. Connaissant la position et l'orientation du capteur d'effort par rapport au prototype, les efforts mesurés (imposés par le prototype sur l'environnement) sont ensuite projetés sur la direction principale du manipulateur.

En l'absence d'obstacle, le système suit les trajectoires spécifiées (voir la figure 4.16), de la même façon que dans l'expérience précédente. À $t = 1$ s, le prototype arrive au contact de l'environnement (voir la figure 4.16 et la figure 4.17). Dès que le contact a lieu, u_2 et u_3 augmentent jusqu'à saturer (respectivement à -20 mm et -26 mm), comme illustré par la figure 4.17, en haut. Il est à noter que les pentes de u_2 et u_3 après l'impact diffèrent du fait de légères différences dans les gains du correcteur. L'effort maximal appliqué par l'organe terminal sur l'environnement est reporté à la figure 4.17, bas, où le signal a été filtré. Comme on peut l'observer, l'effort reste toujours inférieur à $0,6$ N, de la collision au régime permanent. Cette valeur est similaire à l'effort d'interaction théorique obtenu en quasi-statique à partir du couple d'actionnement défini par l'équation (4.13), où q_i et u_i , $i = \{2; 3\}$ sont remplacés par les valeurs expérimentales.

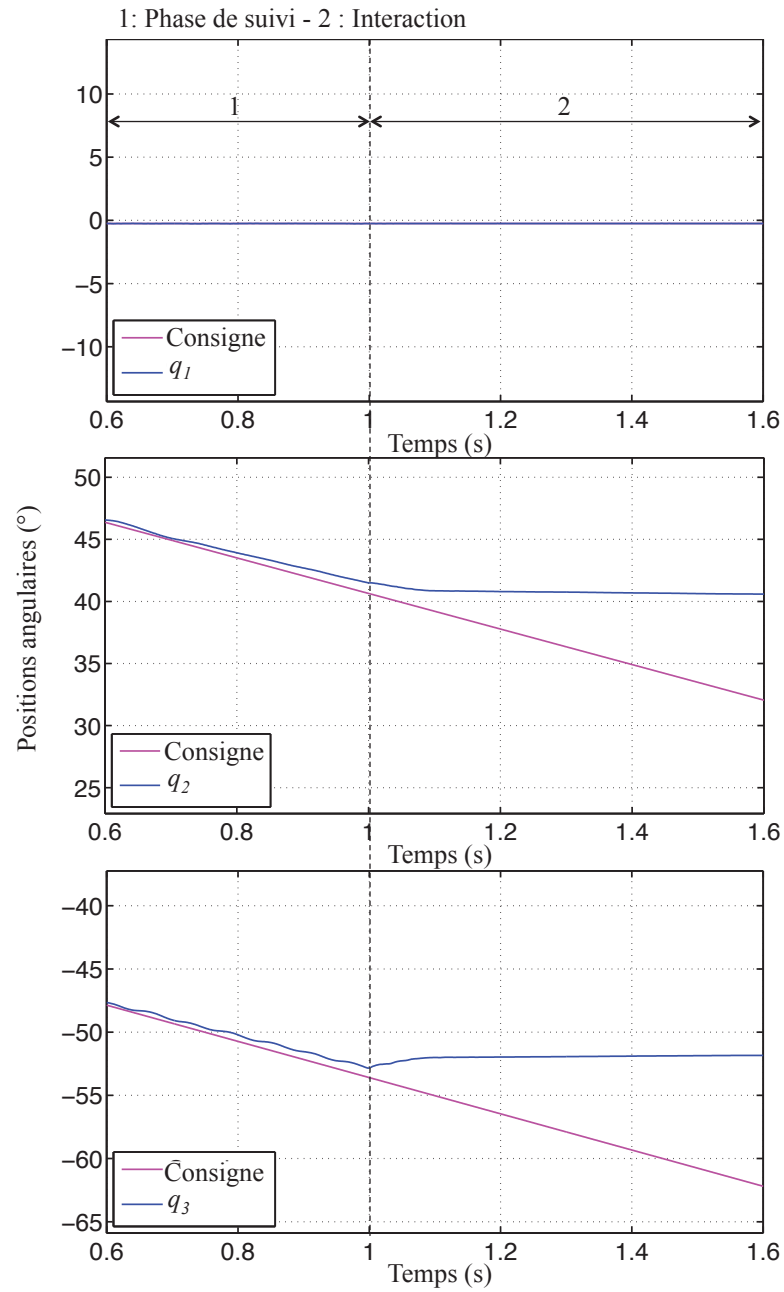


FIGURE 4.16 – Suivi de trajectoire et interaction, dans l'espace articulaire.

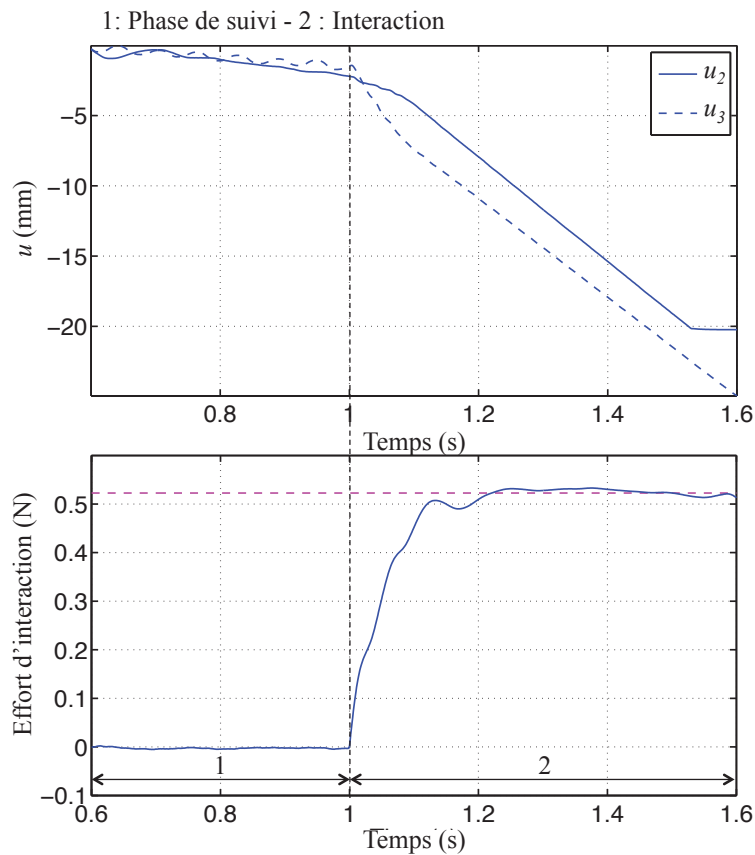


FIGURE 4.17 – Déplacements u_2 et u_3 (haut) et effort d'interaction (bas). L'effort mesuré est en bleu tandis que la ligne magenta représente l'effort d'interaction théorique pour la configuration du prototype imposée par la position de l'environnement.

4.3 Stratégie de guidage en mode comanipulé

Le mode comanipulé est utilisé pour guider le geste de l'utilisateur. Dans la pratique, deux cas sont considérés :

1. Le robot est positionné au-dessus de la région à opérer : le radiologue le déplace pour l'amener au point d'entrée E sur la peau du patient ;
2. Le robot est déjà positionné au point d'entrée E sur la peau du patient : le radiologue le déplace pour effectuer l'orientation de l'aiguille.

Pour conserver un dispositif sûr, c'est l'utilisateur qui apporte l'énergie motrice tandis que l'assistant robotique impose seulement des efforts résistifs pour guider le geste de l'utilisateur. Pour cela, on utilise le dispositif à 3 ddl précédemment développé et on vient associer à chaque articulation actionnée un ensemble {embrayage + mécanisme à raideur variable}, noté {ERV}, fonctionnant sur le principe décrit dans le chapitre 3. Cette section présente une mise en œuvre du tube porte-aiguille, détaille le principe de guidage et l'illustre par des simulations.

4.3.1 Description

L'utilisateur manipule l'assistant robotique au niveau de l'organe terminal. Dans le cas 1, il le déplace simplement pour l'amener en E , point d'entrée sur la peau du patient. Dans le cas 2, nous supposons que le robot est déjà correctement positionné en E et que l'utilisateur le manipule afin d'orienter le tube porte-aiguille.

Tube porte-aiguille

Le tube porte-aiguille réalisé est représenté, dans ses différentes phases de fonctionnement, sur la figure 4.18. Il se compose d'une sphère, qui assure la liaison rotule avec la peau du patient, au point E , puis d'une structure delta, qui permet de réaliser la tâche de déploiement. Enfin, une liaison de type cardan permet d'obtenir le second point P , nécessaire à l'orientation de l'aiguille. La partie supérieure du cardan s'attache à l'organe terminal du robot. Quatre trous répartis autour de la sphère permettent le passage de l'aiguille. Lors de la tâche de positionnement, la structure est maintenue repliée comme visible sur la figure 4.18a. L'équilibrage statique du robot est alors assuré. La figure 4.18b représente la structure en déploiement tandis que la figure 4.18c représente la structure entièrement déployée. La position déployée est conservée par la biais de butées positionnées sur les segments, qui, une fois la singularité de la structure delta passée, l'empêchent de se replier.

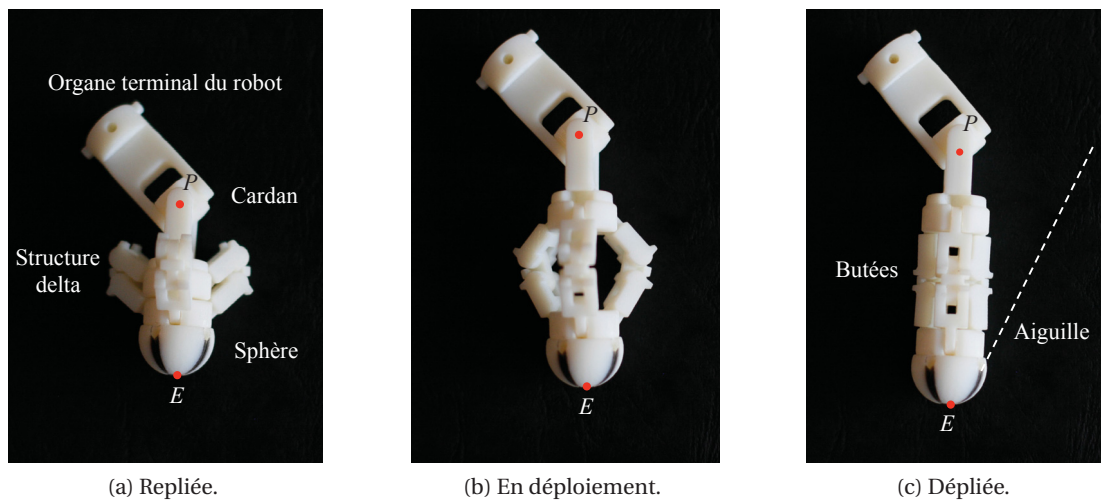


FIGURE 4.18 – Déploiement de la structure porte-aiguille.

Ce mécanisme est réalisé en prototypage rapide, en bi-matière et en une seule fois. Sans assemblage, les jeux de fonctionnement des liaisons pivots sont justes suffisants et permettent alors d'obtenir une structure respectant parfaitement la chaîne cinématique du dispositif.

Principe général du guidage

La figure 4.19 schématise le principe adopté pour guider le geste de l'utilisateur lors du déploiement du tube porte-aiguille. Afin de faciliter la compréhension, les éléments ne sont pas à l'échelle, le dispositif à 3 ddl est représenté sous forme de squelette et le tube porte-aiguille est représenté avec une aiguille. Sur chaque articulation actionnée du système à 3 ddl précédemment développé sont positionnés trois {ERV}, permettant de contrôler la raideur des articulations. La trajectoire à suivre pour orienter l'aiguille est déduite des images acquises par le scanner. Elle passe par le point d'entrée E sur le patient et par le point à atteindre dans la tumeur. La trajectoire souhaitée est contenue dans un cône de guidage, qui est une représentation des efforts résistifs imposés à l'utilisateur lorsqu'il s'éloigne de la trajectoire. En dehors du cône, les efforts de rappel sont maximaux, tandis qu'à l'intérieur du cône, ils vont en diminuant lorsque l'utilisateur se rapproche de la trajectoire.

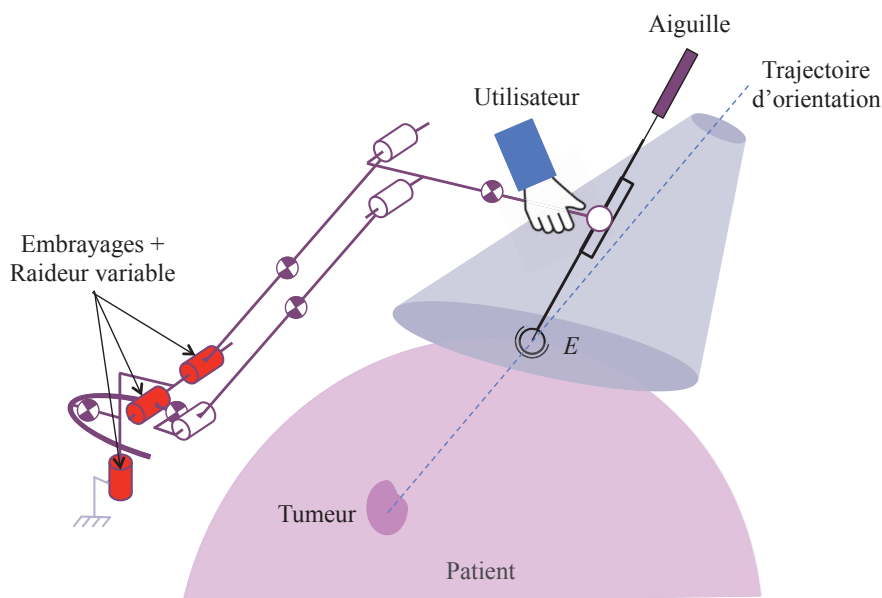


FIGURE 4.19 – Principe de guidage lors du déploiement du tube porte-aiguille.

Le guidage du geste de l'utilisateur est réalisé selon le schéma proposé à la figure 4.20. Le système à 3 ddl de la section précédente n'est pas actionné pendant le guidage : $\tau_a(\mathbf{q}, \mathbf{u})$ est nul. Le dispositif est statiquement équilibré en l'absence d'autres couples extérieurs. L'utilisateur agit sur le robot en imposant les couples articulaires τ_h . Son geste suit une vitesse d'intention \mathbf{v}_h^* . Les {ERV} réagissent en imposant des couples résistifs τ_r . Ces couples résistifs dépendent de la position de l'organe terminal par rapport à la trajectoire de référence et par rapport au cône de guidage. Le couple extérieur τ_{ext} appliqué au dispositif à 3 ddl de la section

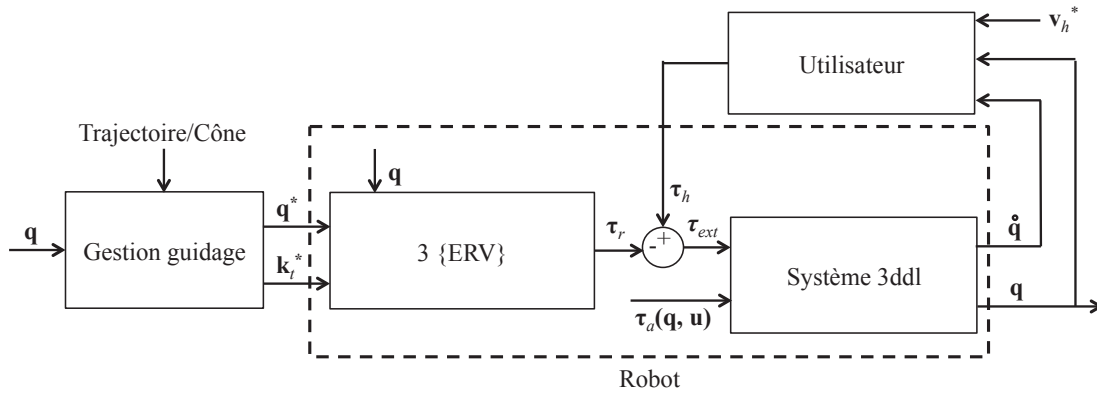


FIGURE 4.20 – Guidage du geste de l'utilisateur.

précédente vaut alors :

$$\boldsymbol{\tau}_{ext} = \boldsymbol{\tau}_h - \boldsymbol{\tau}_r \quad (4.21)$$

Le bloc *Gestion guidage* permet de déterminer la consigne de position \mathbf{q}^* et la raideur \mathbf{k}_t^* nécessaires pour revenir sur la trajectoire. Ces deux consignes dépendent notamment des paramètres de la trajectoire à effectuer et du cône de guidage considéré.

4.3.2 Stratégie de guidage

Le paramétrage retenu pour réaliser les contraintes de guidage est représenté à la figure 4.21. Pour faciliter la visualisation, le cas d'une trajectoire appartenant au plan (\vec{x}_0, \vec{z}_0) est représenté, mais la stratégie de comanipulation est valable dans l'espace tridimensionnel. La trajectoire à suivre se caractérise par le point de départ E_i et le point d'arrivée E_f . On rappelle que A_5 représente le point associé à l'organe terminal. Le point A_P est la projection de A_5 sur la trajectoire. La direction de l'effort de rappel \mathbf{F}_r est choisie orthogonale à la trajectoire afin de ne pas imposer d'effort résiduel sur la liaison linéaire annulaire (cf. figure 4.19). La valeur de l'effort ressenti par l'utilisateur lorsque l'organe terminal est en bordure du cône est notée F_c . Le cône considéré est tronqué en E_f afin de ne pas amener l'organe terminal vers une position où les efforts résistifs atteindraient F_c . Les rayons r_{max} et r_{min} permettent de le décrire. On cherche à déterminer les deux sorties \mathbf{q}^* et \mathbf{k}_t^* du bloc *Gestion guidage* de la figure 4.20.

Détermination de \mathbf{q}^* Le point A_P correspond à la consigne de position, déterminée en fonction de A_5 (et non du temps). La position de référence \mathbf{q}^* est donc obtenue grâce au modèle géométrique inverse du robot, appliqué en A_P .

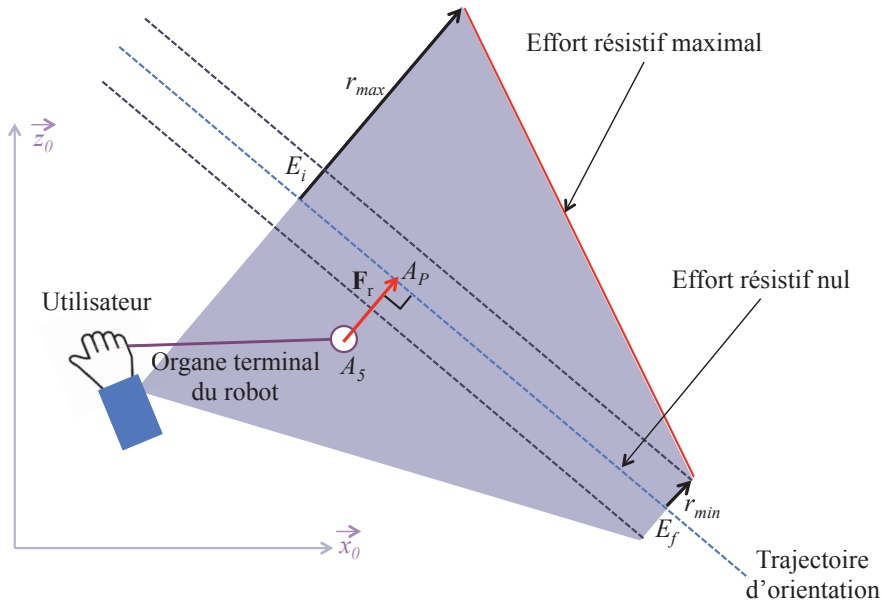


FIGURE 4.21 – Trajectoire et cône d'effort.

Détermination de \mathbf{k}_t^* Les contraintes virtuelles sont définies par les conditions suivantes :

- lorsque A_5 est situé à une distance largement inférieure à r_{min} de la trajectoire E_iE_f , l'utilisateur ne ressent pas d'effort résistif de la part du robot :

$$\mathbf{F}_r = \mathbf{0} \quad (4.22)$$

- lorsque A_5 est en dehors du cône, l'utilisateur ressent un effort résistif maximal tel que :

$$\mathbf{F}_r = F_c \frac{\mathbf{A}_5\mathbf{A}_P}{\|\mathbf{A}_5\mathbf{A}_P\|} \quad (4.23)$$

- lorsque A_5 est dans le cône (cas représenté sur la figure 4.21), l'utilisateur ressent un effort résistif \mathbf{F}_r dépendant de sa position par rapport au bord du cône, de la forme :

$$\mathbf{F}_r = F_c \frac{\mathbf{A}_5\mathbf{A}_P \|\mathbf{E}_i\mathbf{E}_f\|}{\|\mathbf{E}_i\mathbf{E}_f\| r_{min} + \|\mathbf{A}_P\mathbf{E}_f\| (r_{max} - r_{min})} \quad (4.24)$$

Les couples articulaires $\boldsymbol{\tau}_r^*$ que devrait fournir le robot pour obtenir cet effort résistif sont calculés à partir de la matrice jacobienne \mathbf{J} du robot, au point A_5 , suivant :

$$\boldsymbol{\tau}_r^* = \mathbf{J}^T \mathbf{F}_r \quad (4.25)$$

Parallèlement, on calcule les différences angulaires $\Delta \mathbf{q}$ entre les points A_p et A_5 , dans l'espace articulaire :

$$\Delta \mathbf{q} = \mathbf{q}|_{A_p} - \mathbf{q}|_{A_5} \quad (4.26)$$

Enfin, on en déduit la raideur \mathbf{k}_t^* , dont chaque composante correspond au rapport entre le couple articulaire et la différence angulaire pour chaque coordonnée articulaire. La raideur doit être positive et rester inférieure à la raideur maximum que peut fournir le mécanisme à raideur variable.

4.3.3 Simulations et résultats

Modélisation

Système 3 ddl Il représente le dispositif réalisé précédemment. Il est modélisé conformément aux équations (4.2) et (4.21), sans toutefois tenir compte des frottements ni des erreurs d'équilibrage, qui sont faibles et imperceptibles pour l'utilisateur.

Utilisateur Durant la phase de guidage, la main de l'utilisateur se déplace avec l'organe terminal du robot sans le lâcher. Leurs positions et vitesses respectives sont donc égales. Dans les simulations proposées, l'utilisateur est modélisé par plusieurs systèmes masse-amortisseur-ressort [Speich 2005]. On considère que l'utilisateur impose un effort \mathbf{F}_h sur l'organe terminal. Dans le domaine de Laplace, cet effort est lié aux impédances mécaniques Z_a de la main, Z_h de l'activation des muscles et au transfert G_h [Barbé 2007] :

$$\mathbf{F}_h = \frac{Z_a}{1 + Z_a G_h} Z_h G_h \mathbf{v}_h^* - \frac{Z_a}{1 + Z_a G_h} \mathbf{v}_h \quad (4.27)$$

où \mathbf{v}_h^* est la vitesse d'intention de l'utilisateur et \mathbf{v}_h sa vitesse réelle, dans l'espace cartésien. Avec s la variable de Laplace :

$$Z_a = \frac{k_a + b_a s}{s}, \quad Z_h = \frac{k_h + b_h s}{s} \quad \text{et} \quad G_h = \frac{s}{m_h s^2 + b_h s + k_h} \quad (4.28)$$

où les valeurs utilisées sont celles proposées dans [De Vlugt 2004] : $m_h = 1,88$ kg, $b_h = 178$ N·s/m, $k_h = 14998$ N/m, $b_a = 37,3$ N·s/m et $k_a = 733$ N/m.

L'utilisateur a une connaissance approximative du positionnement de la cible, on considère donc que la direction de son geste est cohérente avec la position du point d'arrivée E_f . En outre, le profil de vitesse d'intention considéré commence par une vitesse croissante au démarrage du geste et finit par une vitesse décroissante près de la cible, de sorte que la vitesse soit nulle au point d'arrivée et que l'utilisateur stoppe ainsi son geste.

Embrayages + mécanismes à raideur variable Comme chaque sous-système {ERV} est lié à une coordonnée articulaire, le principe de fonctionnement est par la suite décrit pour une articulation et les notations introduites précédemment dans cette section avec des vecteurs sont appliquées au cas scalaire. En outre, conformément au chapitre 3, on rappelle que q représente la position angulaire de l'articulation, k_t la raideur du mécanisme et λ la position des translateurs. Les frottements de ces sous-systèmes ne sont pas modélisés. Néanmoins, lorsque les embrayages ne sont pas actifs, la partie {ERV} est transparente pour l'utilisateur et le robot se comporte comme si le système à 3 ddl était utilisé seul. Lorsque les embrayages sont actifs, les efforts en jeu deviennent importants, les frottements ne représentent donc pas une perte significative d'énergie. On considère aussi que les modifications de raideur sont instantanées, c'est-à-dire que $k_t = k_t^*$.

Le fonctionnement d'un {ERV} est illustré à la figure 4.22, où la courbe représente τ_r en fonction de $q - q^*$ avec q^* la position articulaire souhaitée. Le paramètre ϵ représente la position de changement d'état de l'embrayage, supposée instantanée.

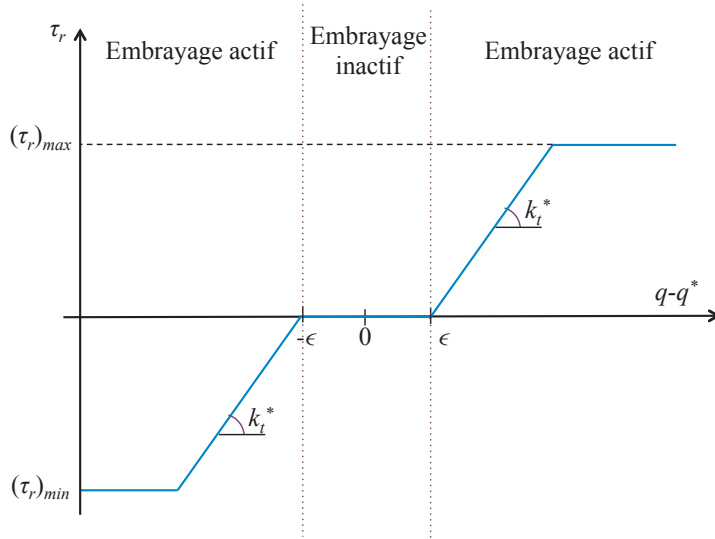


FIGURE 4.22 – Fonctionnement de l'embrayage.

Le fonctionnement retenu peut se décrire par :

- lorsque $|(q - q^*)| \leq \epsilon$:
 $\tau_r = 0$;
- lorsque $(q - q^*) > \epsilon$:
 $\tau_r = k_t^*(q - q^* - \epsilon)$, jusqu'à atteindre la saturation de couple $(\tau_r)_{max}$, qui représente le couple de serrage maximal de l'embrayage ;
- lorsque $(q - q^*) < -\epsilon$:
 $\tau_r = k_t^*(q - q^* + \epsilon)$, jusqu'à atteindre la saturation de couple $(\tau_r)_{min}$.

La valeur de ϵ correspond à l'erreur articulaire maximale. Elle doit être choisie en accord avec l'erreur maximale admissible au point E_f . Plus sa valeur est faible, plus le système est réactif lorsque l'utilisateur s'éloigne de la consigne.

Résultats

La trajectoire considérée est de 100 mm. Dans une première simulation, on choisit $r_{min} = 2$ mm et $r_{max} = 12$ mm. Les composantes de τ_r sont bornées à 2,5 N·m, tandis que F_c est choisie égale à 8 N. Les raideurs articulaires sont bornées à 4,5 N·m/°. L'embrayage change d'état dès lors que $\epsilon = 0,01^\circ$. On introduit dans le profil de vitesse d'intention \mathbf{v}_h^* de l'utilisateur une perturbation, permettant de simuler différentes conditions d'éloignement de la trajectoire.

Suivi de trajectoire La figure 4.23 représente, dans l'espace cartésien, un suivi de trajectoire effectué par l'utilisateur en collaboration avec le robot. La trajectoire à réaliser est la droite allant de E_i vers E_f . L'extérieur du cône de guidage correspond à la zone grisée. La trajectoire d'intention, en bleu, est partiellement à l'extérieur du cône de guidage. Grâce aux contraintes virtuelles imposées par le robot à l'utilisateur, la trajectoire effectuée en simulation (représentée en magenta) reste dans le cône défini et se rapproche de la trajectoire de consigne lorsque le cône se resserre.

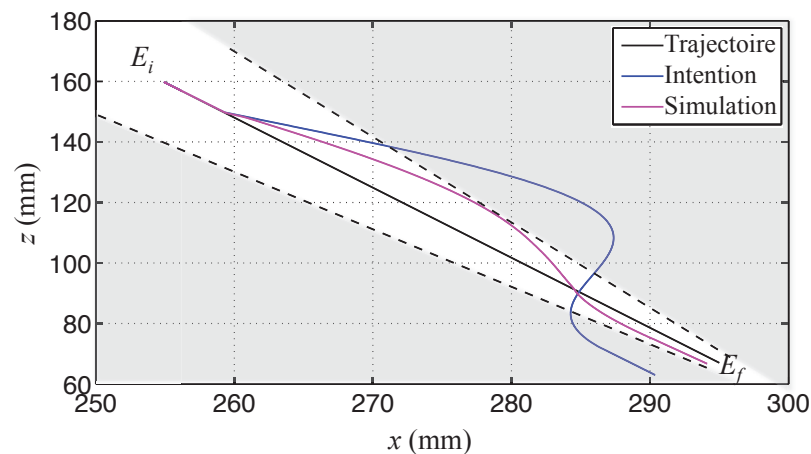


FIGURE 4.23 – Suivi de trajectoire guidé pour un cône d'effort donné.

Les raideurs requises pour imposer l'effort de rappel sont représentées sur la figure 4.24, pour les articulation q_2 et q_3 sollicitées lors du guidage. Comme nous pouvions nous y attendre, ces raideurs ont tendance à augmenter dès lors que le cône se resserre. Leurs saturations, inévitables en pratique, n'empêchent pas un fonctionnement correct du guidage, comme l'illustre la figure 4.23.

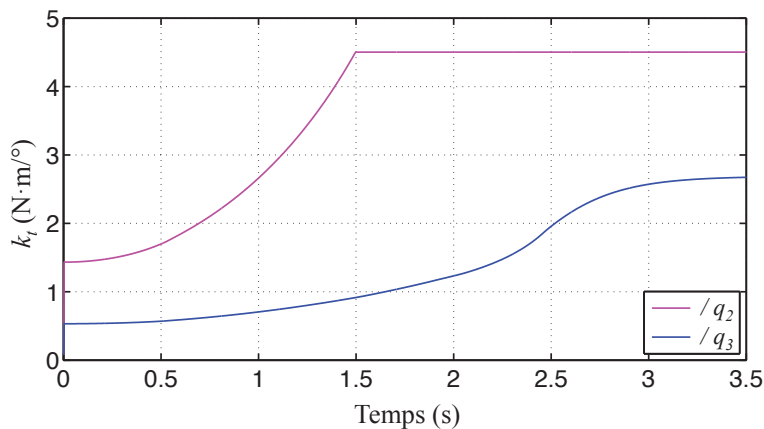


FIGURE 4.24 – Raideurs aux articulations q_2 et q_3 lors du suivi de trajectoire.

Pour comprendre l'influence de la raideur sur l'effort de rappel, examinons les résultats de la figure 4.25. La courbe du haut représente l'erreur de suivi, définie comme la distance orthogonale entre la trajectoire de l'organe terminal et la trajectoire de consigne en fonction du temps. Le cône de guidage apparaît en grisé. La courbe du bas de la figure représente la force de rappel correspondante (en norme). Dans la phase 1, l'erreur de suivi est faible tandis que la bordure du cône de guidage est éloignée : l'effort résistif est donc nul. Dans les phases 2 et 4, les erreurs de suivi fluctuent, ce qui fait varier l'effort résistif, jusqu'à atteindre un peu plus de 5 N lorsque l'erreur de suivi est importante. Remarquons que l'effort est à la fois lié à l'erreur de suivi et au paramétrage du cône de guidage, comme mis en évidence dans l'équation (4.24).

Lorsque la trajectoire de l'utilisateur croise la trajectoire de consigne, l'effort devient nul (phase 3). Dans la phase 5, l'erreur de suivi reste constante. Ceci s'explique par la vitesse nulle de l'utilisateur lorsque A_P est en E_f . Sa position ne varie alors plus, comme le montre la figure 4.25. Ainsi, l'effort de rappel dans la phase 5 reste constant et vaut un peu moins de 4 N.

Influence du cône La figure 4.26 montre les trajectoires effectuées par l'utilisateur pour suivre la trajectoire désirée de E_i vers E_f avec une même trajectoire d'intention (représentée en bleu) mais pour différents cônes de guidage. Ces cônes se distinguent par des valeurs différentes de r_{max} , respectivement 18, 12 et 6 mm. Plus la base r_{max} du cône est réduite, plus la trajectoire de l'utilisateur se rapproche de la consigne. L'arrivée se fait au même point, puisque la valeur de $r_{min} = 2$ mm est la même pour les trois cas représentés.

4.3. Stratégie de guidage en mode comanipulé

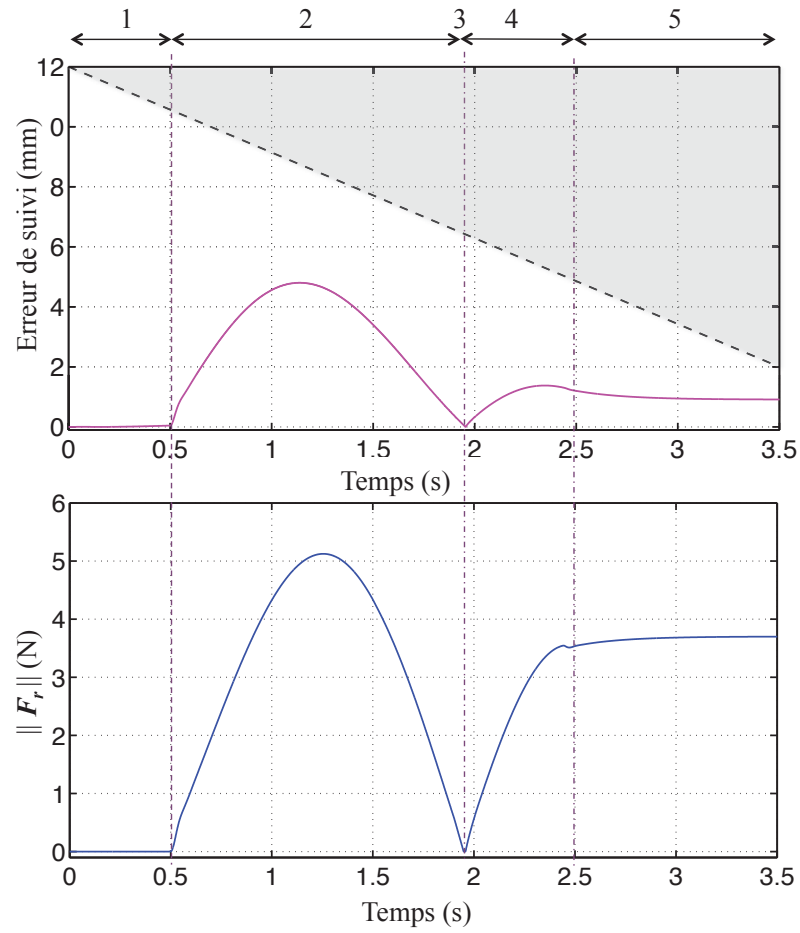


FIGURE 4.25 – Haut : distance entre la trajectoire réelle et la trajectoire d'intention. Bas : force de rappel.

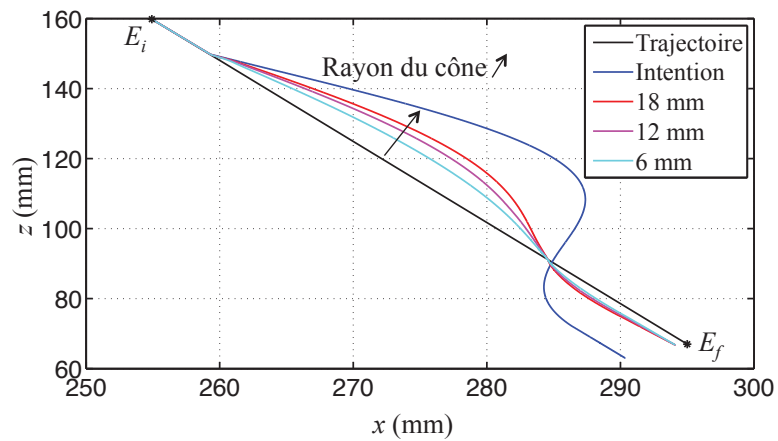


FIGURE 4.26 – Suivi de trajectoire pour différents cônes d'effort.

4.4 Perspectives

Les problématiques médicales présentées dans la première partie du chapitre ont été abordées sous deux angles.

Le prototype à 3 ddl proposé a permis de répondre aux besoins du positionnement sûr d'aiguille. Les résultats sont prometteurs mais quelques améliorations sont aussi envisageables. En premier lieu, il faudrait identifier plus finement les paramètres du modèle (notamment les inerties) afin d'envisager des suivis de trajectoire plus rapides sans pour autant modifier la stabilité du dispositif. Il serait aussi intéressant de vérifier le comportement du dispositif commandé en effort, lorsqu'il est contraint sur une cible mobile. Même une consigne d'effort très faible devrait permettre un suivi correct, d'autant plus que la dynamique de l'environnement en mouvement est faible. À plus long terme, il faudrait réaliser le prototype en usinage pour profiter des meilleures propriétés mécaniques des matériaux usinés et rendre certaines parties, comme les supports des moteurs, plus compactes. Il faudrait aussi intégrer un actionnement sûr sur le premier axe pour garantir la sûreté de tout le dispositif. D'un point de vue du contexte applicatif, il faudrait vérifier la compatibilité avec l'environnement du scanner. Il ne devrait pas y avoir d'artéfact gênant puisque les parties métalliques les plus proches de l'organe terminal sont les ressorts, qui se trouvent relativement loin du patient.

Par ailleurs, les simulations réalisées dans la seconde partie du chapitre montrent que le guidage du geste est réalisable avec un tel système. Néanmoins, certains paramètres ont été négligés comme les frottements ou les temps de réponse de certains éléments. Si le premier paramètre n'a pas d'incidence majeure sur le fonctionnement, le second est en revanche critique, notamment en ce qui concerne les embrayages. En effet, plus le dispositif sera capable d'embrayer rapidement, plus la correction de trajectoire de l'organe terminal sera facile à effectuer et plus l'utilisateur aura un retour rapide sur son geste. La technologie de l'embrayage doit donc être choisie avec soin. En ce qui concerne les simulations, le modèle utilisateur pourrait être amélioré. Dans l'état actuel, ce dernier prend en entrée une vitesse d'intention mais ne réagit pas aux efforts imposés par la régulation de raideur sur l'organe terminal, comme le ferait un utilisateur réel. De plus, nous avons fait le choix de simuler un effort qui ramène l'organe terminal perpendiculairement à la trajectoire, choix le plus approprié dans le cas où le tube porte-aiguille est déjà déployé. Mais lorsque l'on souhaite atteindre un point donné, il serait intéressant d'envisager le déplacement du robot le long de la contrainte. Ce déplacement, plus intuitif pour l'utilisateur, signifie néanmoins que la position d'équilibre des embrayages doit pouvoir varier dynamiquement. Pour conserver la passivité du dispositif, on pourrait imaginer que les embrayages possèdent un couple de serrage ajustable. Ce couple pourrait alors être diminué et permettre le re-positionnement de l'embrayage par l'utilisateur dès lors que ce dernier reste dans le champ de contrainte. De

plus, un tel dispositif permettrait de limiter les discontinuités de raideur lors des phases de changement d'état de l'embrayage. Cette réflexion doit être approfondie et évaluée pour voir dans quelle mesure elle pourrait améliorer le concept des embrayages.

En dernier lieu, bien évidemment, la réalisation du dispositif et son utilisation en conditions réelles sont les perspectives naturelles de ce travail, que nous avons dû limiter, pour la partie guidage, à une preuve de faisabilité. Fabriquer les modules de guidage, mais aussi les embrayages, représente un travail d'ingénierie non négligeable, qui n'a pu être mené dans le temps imparti. Réaliser l'intégralité du scénario médical robotisé proposé permettra à terme de se confronter aux problèmes pratiques et de vérifier la cohérence de la stratégie de positionnement et de guidage proposée.

Conclusion

Les travaux présentés dans ce mémoire de thèse portent sur la conception et la réalisation de dispositifs intrinsèquement sûrs pour effectuer des tâches de positionnement et de guidage du geste. Les approches proposées permettent notamment d'apporter une réponse aux besoins des assistants robotiques utilisés en radiologie interventionnelle.

Le premier objectif de ce travail était donc de proposer un actionnement sûr permettant de garantir la sécurité des personnes en interaction avec le mécanisme. Le second objectif était d'offrir un outil pour réaliser le guidage d'un geste. Pour atteindre ces objectifs, nous nous sommes d'abord concentrés sur l'actionnement et la modulation des contraintes virtuelles de guidage, présentés aux chapitre 2 et 3 sous la forme de deux sous-systèmes. Puis, nous avons considéré ces solutions dans un contexte plus général, au chapitre 4, en les replaçant dans l'application médicale visée.

Conclusions

Dans le premier chapitre, nous avons étudié les solutions technologiques existantes pour garantir une interaction physique sûre entre un opérateur humain et un robot. De cette étude, nous avons extrait les règles de conception suivantes :

- diminuer l'énergie d'impact en cas de collision en minimisant les masses et les inerties des parties mobiles des robots ;
- limiter mécaniquement les couples d'actionnement pour pallier toute défaillance logicielle ;
- garantir la transparence et la réversibilité du système.

Nous avons alors constaté qu'un dispositif intégrant de telles contraintes n'était pas très répandu dans le domaine de la radiologie interventionnelle, alors que la sécurité du patient et de l'équipe médicale y est primordiale. Dans la seconde partie de ce chapitre, nous nous sommes intéressés aux actionneurs à raideur variable. Ils sont une alternative intéressante pour réaliser le guidage de gestes puisqu'ils s'appuient sur des composants mécaniques à la place de contraintes virtuelles entièrement logicielles. Nous avons donc présenté les différentes solutions technologiques existantes, qui ont servi de point de départ pour la

Conclusion

réalisation du mécanisme à raideur variable.

Dans le chapitre 2, nous avons proposé une solution d'actionnement innovante pour l'interaction physique homme-robot. Le principe de l'actionneur développé s'appuie sur l'équilibrage statique du robot à l'aide de ressorts linéaires, puis sur la modulation de l'énergie potentielle qu'ils apportent. Le couple moteur est ainsi généré en tirant ou relâchant les ressorts. Nous avons détaillé une méthode de dimensionnement des ressorts qui s'appuie sur la tâche à réaliser. Afin de valider l'approche retenue, des expériences sur un prototype à 1 ddl ont été réalisées. L'objectif était de montrer qu'un système équipé d'un tel actionneur est capable de suivre une trajectoire tout en restant intrinsèquement sûr lors d'une collision avec un environnement. Pour réaliser le suivi de trajectoire, nous avons implémenté une loi de commande en position à gains adaptatifs, basée sur l'inversion du modèle dynamique. Les résultats obtenus lors de ces expériences ont démontré la validité de l'approche. En environnement libre, le système suit très bien la trajectoire de référence, tandis que lors d'une collision, les efforts d'interaction restent inférieurs à 1 N. À la fin de ce chapitre, nous avons également proposé une solution moins encombrante pour faciliter l'intégration de cet actionneur dans un mécanisme à plusieurs ddl.

Le dispositif présenté au chapitre 2 est une bonne alternative pour l'actionnement d'un système robotique, en particulier lorsqu'il s'agit de suivre une trajectoire dans un environnement humain. Cependant, s'il était légèrement modifié afin d'augmenter les efforts qu'il peut engendrer, et utilisé pour réaliser le deuxième objectif de cette thèse (à savoir effectuer le guidage du geste) il ne satisferait plus à la sûreté recherchée. C'est pourquoi nous avons imaginé dans le chapitre 3 un mécanisme complémentaire, alliant une articulation à raideur variable et un embrayage. Cette technique permet de ne pas apporter d'énergie supplémentaire au dispositif. Nous nous sommes ensuite intéressés à la réalisation du mécanisme à raideur variable. Après avoir étudié la littérature associée à cette thématique, nous avons proposé une solution basée sur un mécanisme compliant de type RCC à base de lames flexibles. Cette solution a la particularité d'être relativement simple à mettre en œuvre tout en limitant l'effort requis pour changer sa raideur. Dans ce chapitre, nous avons détaillé le dimensionnement, la conception et la réalisation d'un tel mécanisme. L'objectif étant de valider l'approche, nous avons donc développé le système sur la base de pièces standards sans chercher à minimiser les dimensions. Les expériences de caractérisation menées ont ensuite permis de quantifier la plage de raideur et de valider la modélisation du système.

Le chapitre 4 aborde les questions de l'application médicale, ce qui implique la généralisation des concepts précédents. Dans un premier temps, nous avons présenté la radiologie interventionnelle, en détaillant le protocole clinique suivi lors d'une intervention en vue de

proposer une alternative robotisée. À partir de l'état de l'Art des systèmes robotiques dédiés à la radiologie interventionnelle, nous distinguons deux types de structure : les systèmes posés sur le patient et ceux attachés à la table de l'imageur. Nous avons proposé une structure mécanique alternative qui puisse être à la fois liée au patient et à la table, afin de combiner les avantages des deux approches. Il est clairement établi qu'un tel système est une valeur ajoutée lors des phases où l'exposition du radiologue aux rayons X est importante, soit durant le positionnement et l'orientation d'une aiguille. À notre connaissance, aucun système robotique pour la radiologie interventionnelle n'intègre le radiologue dans la chaîne décision-action. Le système que nous avons imaginé pourra à la fois être manipulé manuellement, commandé automatiquement ou encore comanipulé, en fonction des tâches que l'utilisateur souhaite réaliser. L'objectif de ce chapitre était de montrer que les dispositifs présentés aux chapitres 2 et 3 peuvent être intégrés dans un système à plusieurs ddl et ainsi valider les différents modes de fonctionnement. Pour cela nous avons développé un robot série à 3 ddl, dimensionné de manière à répondre aux contraintes d'espace liées à l'utilisation d'un scanner à rayons X. Dans un premier temps, un prototype qui intègre les actionneurs présentés au chapitre 2 a été réalisé. Cela nous a permis de valider le suivi de trajectoire en mode autonome et également de vérifier les efforts lors d'une collision avec un environnement. Dans un deuxième temps, nous avons simulé l'utilisation de mécanismes à raideur variable sur la structure à 3 ddl. Ces simulations ont permis d'établir et de valider l'algorithme de gestion des contraintes virtuelles utilisées pour guider l'utilisateur le long d'une trajectoire prédéfinie.

Perspectives

Au cours de ce travail de thèse, nous avons proposé des solutions innovantes dans le domaine de l'interaction physique homme-robot, afin de garantir la sécurité de l'opérateur et d'assurer le guidage de son geste. Nous avons pu mettre en œuvre la plupart de ces solutions, soit sur des systèmes à 1 ddl, soit sur un système à 3 ddl. Les prototypes réalisés et les approches envisagées nous ont déjà permis de considérer différentes perspectives, qui ont été exposées tout au long de cette thèse et qui sont ici complétées.

À court terme, il conviendrait d'évaluer la robustesse de la loi de commande du dispositif à 3 ddl vis-à-vis des erreurs de modélisation ou encore de proposer une méthode d'estimation des paramètres du modèle dynamique. En ce qui concerne le guidage du geste, nous envisageons de développer le système d'embrayage associé au mécanisme à raideur variable. Pour cela, il faudrait minimiser les dimensions de l'ensemble afin de l'intégrer dans le système à 3 ddl. Une solution serait notamment de travailler sur les matériaux et la géométrie des mécanismes compliant. Nous pourrions ensuite implémenter, une fois le prototype réalisé, l'algorithme de guidage. Ceci nous permettrait de vérifier qu'il est possible de guider un geste à partir d'un dispositif passif, sans mettre en danger la sécurité des différents acteurs. Dans le cadre plus

Conclusion

général de l'application médicale, il faudrait valider la correcte réalisation de l'orientation de l'aiguille via le dispositif porte-aiguille. Il serait ensuite intéressant d'évaluer la compatibilité du système à 3 ddl avec l'environnement médical et valider l'approche robotisée proposée.

À plus long terme, pour que le système robotique puisse être un jour utilisé en radiologie interventionnelle, la structure cinématique devrait être optimisée pour répondre au mieux à la tâche d'insertion d'aiguille. Il conviendrait aussi d'évaluer quantitativement les besoins des radiologues en termes de raideurs requises pour guider leur geste mais aussi pour maintenir avec une légère souplesse le tube porte-aiguille lors des phases d'insertion et d'acquisition d'images par le scanner. Ces données permettraient, dans un premier temps, de dimensionner les mécanismes à raideur variable et, dans un second temps, d'optimiser l'algorithme de gestion du guidage pour qu'il adapte les contraintes virtuelles aux étapes successives qu'effectuent les radiologues. D'un point de vue automatique, le mécanisme à raideur variable associé à un embrayage soulève la question de la stabilité et des performances, puisqu'il s'agit d'un système hybride. Une étude du système complet permettrait d'optimiser les performances et de garantir un guidage stable.

Pour conclure, les thématiques abordées dans ce travail de thèse sont nouvelles au sein de l'équipe AVR et ouvrent de plus larges perspectives, que ce soit en conception mécatronique ou en automatique. Comme les utilisateurs sont directement dans l'espace de travail du robot, les problématiques de sécurité y sont en effet récurrentes. Un actionnement intrinsèquement sûr et une approche par manipulation collaborative pour réaliser des gestes percutanés dans le cadre de la radiologie interventionnelle deviennent deux axes de développement très prometteurs.

A Modélisation d'un quart du mécanisme à raideur variable

D'après le paramétrage de la figure 3.10 et la méthodologie proposée au chapitre 3, l'énergie de déformation \mathcal{U}_d s'écrit :

$$\begin{aligned}
 \mathcal{U}_d &= \frac{1}{2EI_l} \left(\int_0^{\lambda-\delta} M_{f1}^2 dx + \int_{\lambda-\delta}^{\lambda} M_{f2}^2 dx + \int_{\lambda}^p M_{f3}^2 dx \right) \\
 &= \frac{1}{6EI_l} [(-3\lambda^2\delta + \lambda^3 - \delta^3 + 3\lambda\delta^2)F_B^2 + (3\lambda^2\delta - 2\lambda^3 - \delta^3)F_C F_B + 3M_D^2 p + p^3 F_D^2 - 3M_D p^2 F_D \\
 &\quad + ((-3\delta^2 - 6\delta p)\lambda + \delta^3 + 3\delta^2 p - \lambda^3 + (3p + 3\delta)\lambda^2)F_D F_B + (6\lambda\delta - 3\lambda^2 - 3\delta^2)M_D F_B + \lambda^3 F_C^2 \\
 &\quad + (-3\lambda^2 p + \lambda^3)F_D F_C + 3\lambda^2 F_C M_D]
 \end{aligned} \tag{A.1}$$

Par suite, il vient :

$$\begin{aligned}
 v_B = \frac{\partial \mathcal{U}_d}{\partial F_B} &= \frac{-6\lambda^2\delta + 2\lambda^3 - 2\delta^3 + 6\lambda\delta^2}{6EI_l} F_B + \frac{3\lambda^2\delta - 2\lambda^3 - \delta^3}{6EI_l} F_C \\
 &\quad + \frac{\delta^3 + (3\delta + 3p)\lambda^2 - \lambda^3 + 3p\delta^2 + (-3\delta^2 - 6p\delta)\lambda}{6EI_l} F_D + \frac{-3\lambda^2 - 3\delta^2 + 6\lambda\delta}{6EI_l} M_D
 \end{aligned} \tag{A.2}$$

$$v_C = \frac{\partial \mathcal{U}_d}{\partial F_C} = \frac{3\lambda^2\delta - 2\lambda^3 - \delta^3}{6EI_l} F_B + \frac{2\lambda^3}{6EI_l} F_C + \frac{\lambda^3 - 3p\lambda^2}{6EI_l} F_D + \frac{3\lambda^2}{6EI_l} M_D \tag{A.3}$$

$$\begin{aligned}
 v_D = \frac{\partial \mathcal{U}_d}{\partial F_D} &= \frac{(3p + 3\delta)\lambda^2 - \lambda^3 + \delta^3 + 3p\delta^2 + (-3\delta^2 - 6p\delta)\lambda}{6EI_l} F_B + \frac{\lambda^3 - 3p\lambda^2}{6EI_l} F_C \\
 &\quad - \frac{3p^2}{6EI_l} M_D + \frac{2p^3}{6EI_l} F_D
 \end{aligned} \tag{A.4}$$

$$\theta_D = \frac{\partial \mathcal{U}_d}{\partial M_D} = \frac{-3\lambda^2 - 3\delta^2 + 6\lambda\delta}{6EI_l} F_B + \frac{3\lambda^2}{6EI_l} F_C - \frac{3p^2}{6EI_l} F_D + \frac{6p}{6EI_l} M_D \quad (\text{A.5})$$

En utilisant les conditions (3.3), (3.12) et (3.13) dans les équations (A.2) à (A.5), on peut déterminer F_B , F_C , F_D et M_D . Leurs formes littérales étant complexes, elles ne sont pas reportées ici. Par suite, la raideur d'une lame vaut :

$$k_l = \frac{c_1 \tau_{ext}}{(c_3 \delta_B + c_2 \delta_C) + c_4 \tau_{ext}} \quad (\text{A.6})$$

avec :

$$\begin{aligned} c_1 = & 2EI_l(\delta - \lambda)\delta[(2\delta + 6\lambda)p^3 + (9r\lambda + 9\lambda r - 18\lambda^2 + 3\delta r + 3\delta r)p^2 \\ & + (18\lambda r^2 - 18\lambda^2 r - 18r\lambda^2 + 18\lambda^3 + 6\delta r^2 - 6\lambda^2\delta)p \\ & + (-6\lambda^4 - 3r\lambda^2\delta - 3\delta\lambda^2 r + 9\lambda^3 r - 18r^2\lambda^2 + 4\lambda^3\delta + 9\lambda^3 r)] \end{aligned} \quad (\text{A.7})$$

$$\begin{aligned} c_2 = & 24EI_l(\delta - \lambda)[(-\delta - \lambda)p^3 + (-\delta^2 + 3\lambda^2 - 3\delta r - 3\lambda r)p^2 + (3\lambda^2\delta - 2r\delta^2 + 6\lambda^2 r - 3\lambda^3)p \\ & + (-3\lambda^3 r - 2\lambda^3\delta + \delta^2\lambda^2 + 3\lambda^2\delta r + \lambda^4)] \end{aligned} \quad (\text{A.8})$$

$$c_3 = -24EI_l\lambda^2(\lambda - p)^2(\lambda - p - 3r) \quad (\text{A.9})$$

$$c_4 = -\delta(\lambda - p)^3(\delta - \lambda)(3\delta\lambda + \delta p - 3\lambda^2 + 3\lambda p) \quad (\text{A.10})$$

Lorsque $\delta_B = \delta_C = 0$, on obtient :

$$k_l = \frac{c_5}{c_6} \quad (\text{A.11})$$

où

$$\begin{aligned} c_5 = & 2EI_l(-6\lambda^4 + (4\delta + 18p + 9r + 9r)\lambda^3 - (3\delta r + 18r^2 + 18rp + 6\delta p + 18pr + 18p^2 + 3\delta r)\lambda^2 \\ & + (9p^2 r + 6p^3 + 9p^2 r + 18pr^2)\lambda + 3\delta r p^2 + 2\delta p^3 + 6\delta r^2 p + 3\delta p^2 r \end{aligned} \quad (\text{A.12})$$

$$c_6 = 3\lambda^5 - (3\delta + 12p)\lambda^4 + (18p^2 + 8\delta p)\lambda^3 - (12p^3 + 6\delta p^2)\lambda^2 + 3\lambda p^4 + \delta p^4 \quad (\text{A.13})$$

B Modèle du système à 3 ddl

D'après les valeurs CAO, on peut définir :

$$M(\mathbf{q}) = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{12} & m_{22} & m_{23} \\ m_{13} & m_{23} & m_{33} \end{pmatrix} \quad (\text{B.1})$$

et :

$$C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \begin{pmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{12} & c_{22} & c_{23} \\ c_{13} & c_{23} & c_{33} \end{pmatrix} \quad (\text{B.2})$$

avec m_{ij} , en kg m^2 tels que :

$$m_{11} = 0.0110 + 0.0051 \cos 2q_2 + 5.4640 \cdot 10^{-4} \cos 2q_3 + 0.0022 \cos q_2 \\ + 5.7838 \cdot 10^{-4} \cos q_3 + 0.0048 \cos q_2 \cos q_3$$

$$m_{12} = 1.4758 \cdot 10^{-5} \sin q_2$$

$$m_{13} = -9.4962 \cdot 10^{-5} \sin q_3$$

$$m_{22} = 0.0102$$

$$m_{23} = 0.0024 \cos(q_2 - q_3)$$

$$m_{33} = 0.0011$$

Annexe B. Modèle du système à 3 ddl

et c_{ij} , en $\text{kg m}^3 \text{s}^{-1}$, tels que :

$$c_{11} = (-0.0022 \sin q_2 - 0.0048 \sin q_2 \cos q_3 - 0.0101 \sin 2q_2) \dot{q}_2$$

$$c_{12} = (1.4758 \cdot 10^{-5} \sin q_2) \dot{q}_2$$

$$c_{13} = (-9.4962 \cdot 10^{-5} \cos q_3) \dot{q}_3$$

$$+ (-0.0011 \sin 2q_3 - 5.7838 \cdot 10^{-4} \sin q_3 - 0.0048 \sin q_3 \cos q_2) \dot{q}_1$$

$$c_{21} = 1.4758 \cdot 10^{-5} \dot{q}_1$$

$$c_{22} = 0$$

$$c_{23} = (0.0024 \sin (q_2 - q_3)) \dot{q}_3$$

$$c_{31} = (0.0024 \sin q_3 \cos q_2 + 2.8919 \cdot 10^{-4} \sin q_3 + 5.4640 \cdot 10^{-4} \sin 2q_3) \dot{q}_1$$

$$c_{32} = (-0.0024 \sin (q_2 - q_3)) \dot{q}_2$$

$$c_{33} = 0$$

Bibliographie

- [Abbott 2007] J. Abbott et A.M. Okamura. *Pseudo-admittance Bilateral Telemanipulation with Guidance Virtual Fixtures*. The International Journal of Robotics Research, vol. 26, no. 8, pages 865–884, 2007.
- [Alami 2006] R. Alami, A. Albu-Schaeffer, A. Bicchi, R. Bischoff, R. Chatila, A. De Luca, A. De Santis, G. Giralt, J. Guiochet, G. Hirzinger, F. Ingrand, V. Lippiello, R. Mattone, D. Powell, S. Sen, B. Siciliano, G. Tonietti et L. Villani. *Safe and Dependable Physical Human-Robot Interaction in Anthropic Domains : State of the Art and Challenges*. In IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Workshop on Physical Human-Robot Interaction, Beijing, China, 2006.
- [Albu-Schäffer 2007] A. Albu-Schäffer, S. Haddadin, C. Ott, A. Stemmer, T. Wimböck et G. Hirzinger. *The DLR lightweight robot : design and control concepts for robots in human environments*. Industrial Robot : An International Journal, vol. 34, no. 5, pages 376–385, 2007.
- [Art 2014] <http://usa.healthcare.siemens.com/surgical-c-arms-and-navigation/hybrid-or/artis-zeego>, Dernier accès en 2014.
- [Barbé 2007] L. Barbé, B. Bayle, M. de Mathelin et A. Gangi. *In Vivo Model Estimation and Haptic Characterization of Needle Insertions*. International Journal of Robotics Research, vol. 26, no. 11-12, pages 1283–1301, 2007.
- [Barents 2009] R. Barents, M. Schenk, W.D. van Dorsser, B.M. Wisse et J.L. Herder. *Spring-to-Spring Balancing as Energy-Free Adjustment Method in Gravity Equilibrators*. In ASME International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference, volume 7, pages 689–700, San Diego, CA, USA, 2009.
- [Barrett 2004] J. F. Barrett et N. Keat. *Artifacts in CT : Recognition and Avoidance*. Radiographics, vol. 24, no. 6, pages 1679 – 1691, 2004.
- [Barrett 2005] S.R.H. Barrett, N.C. Hanumara, C.J. Walsh, A.H. Slocum, R. Gupta et J.O. Shepard. *A remote needle guidance system for percutaneous biopsies*. In ASME International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference, volume 7, Long Beach, CA, USA, 2005.

Bibliographie

- [Bicchi 2008] A. Bicchi, M.A. Peshkin et J.E. Colgate. *Safety for Physical Human-Robot Interaction*. In B. Siciliano et O. Khatib, éditeurs, Springer Handbook of Robotics, pages 1335–1348. Springer Berlin Heidelberg, 2008.
- [Bischoff 2010] R. Bischoff, J. Kurth, G. Schreiber, R. Koeppe, A. Albu-Schäeffer, A. Beyer, O. Eiberger, S. Haddadin, A. Stemmer, G. Grunwald et G. Hirzinger. *The KUKA-DLR Lightweight Robot arm - a new reference platform for robotics research and manufacturing*. In 41st International Symposium on Robotics and 6th German Conference on Robotics, pages 1–8, Munich, Germany, 2010.
- [Brand 2008] DSM Brand. *Fact sheet : Dyneema high-strength, high-modulus polyethylene fiber*, 2008.
- [Bricault 2008] I. Bricault, N. Zemiti, E. Jouniaux, C. Fouard, E. Taillant, F. Dorandeu et P. Cinquin. *A Light Puncture Robot for CT and MRI Interventions*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 27, no. 3, pages 42–50, 2008.
- [Catalano 2011] M.G. Catalano, G. Grioli, M. Garabini, F. Bonomo, M. Mancinit, N. Tsagarakis et A. Bicchi. *VSA-CubeBot : A modular variable stiffness platform for multiple degrees of freedom robots*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 5090–5095, Shanghai, China, 2011.
- [Choi 2011] J. Choi, S. Hong, W. Lee, S. Kang et M. Kim. *A Robot Joint With Variable Stiffness Using Leaf Springs*. IEEE Transactions on Robotics, vol. 27, no. 2, pages 229–238, 2011.
- [Colgate 1996] J. E. Colgate, M.A. Peshkin et W. Wannasuphprasit. *Cobots : Robots For Collaboration With Human Operators*. In International Mechanical Engineering Congress and Exhibition, volume 58, pages 433–439, Atlanta, GA, USA, 1996.
- [Cousins 2004] C. Cousins et C. Sharp. *Medical interventional procedures - reducing the radiation risks*. Clinical Radiology, vol. 59, pages 468–473, 2004.
- [De Vlugt 2004] E. De Vlugt. *Identification of Spinal Reflexes*. PhD thesis, Delft University of Technology, 2004.
- [Din 2005] <http://www.dinbelg.be/anthropometrie.htm>, 2005.
- [Duchaine 2009] V. Duchaine, N. Lauzier, M. Baril, M.-A. Lacasse et C. Gosselin. *A flexible robot skin for safe physical human robot interaction*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 3676–3681, Kobe, Japan, 2009.
- [Duchemin 2004] G. Duchemin, P. Poinnet, E. Dombre et F. Pierrot. *Medically safe and sound, human-friendly robot dependability*. IEEE Robotics Automation Magazine, vol. 11, no. 2, pages 46–55, 2004.
- [Endo 2010] G. Endo, H. Yamada, A. Yajima, M. Ogata et S. Hirose. *A passive weight compensation mechanism with a non-circular pulley and a spring*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 3843–3848, Anchorage, AK, USA, 2010.

- [Francoise 2011] V. Francoise, A. Sahbani et G. Morel. *A comanipulation device for orthopedic surgery that generates geometrical constraints with real-time registration on moving bones*. In IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, pages 38–43, Thailand, 2011.
- [Gere 2004] J.M. Gere. *Mechanics of materials*. Thomson, Brooks/Cole, 2004.
- [Goldberg 2005] S.N. Goldberg, C.J. Grassi, J.F. Cardella, J.W. Charboneau, G.D. Dodd, D.E. Dupuy, D. Gervais, A.R. Gillams, R.A. Kane, F.T. Lee, T. Livraghi, J. McGahan, D.A. Phillips, H Rhim et S.G. Silverman. *Image-guided Tumor Ablation : Standardization of Terminology and Reporting Criteria*. *Radiology*, pages 728–739, 2005.
- [Goodrich 2007] M. A. Goodrich et A. C. Schultz. *Human-robot interaction : a survey*. *Foundations and Trends in Human-Computer Interaction*, vol. 1, no. 3, pages 203–275, 2007.
- [Gosselin 2008] C. Gosselin. *Gravity Compensation, Static Balancing and Dynamic Balancing of Parallel Mechanisms*. In *Smart Devices and Machines for Advanced Manufacturing*, chapitre 2, pages 27–47. Springer, 2008.
- [Graham 1986] J.H. Graham, J.F. Meagher et S.J. Derby. *A Safety and Collision Avoidance System for Industrial Robots*. *IEEE Transactions on Industry Applications*, vol. IA-22, no. 1, pages 195–203, 1986.
- [Guizzo 2012] E. Guizzo et E. Ackerman. *The rise of the robot worker*. *IEEE Spectrum*, vol. 49, no. 10, pages 34–41, 2012.
- [Haddadin 2007] S. Haddadin, A. Albu-Schäffer et G. Hirzinger. *Safety evaluation of physical human-robot interaction via crash-testing*. In *Robotics : Science and Systems III*, pages 217–224, Atlanta, Georgia, USA, 2007.
- [Haddadin 2008a] S. Haddadin, A. Albu-Schäffer, M. Frommberger et G. Hirzinger. *The role of the robot mass and velocity in physical human-robot interaction - Part II : Constrained blunt impacts*. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1339–1345, Pasadena, CA, USA, 2008.
- [Haddadin 2008b] S. Haddadin, A. Albu-Schäffer et G. Hirzinger. *The role of the robot mass and velocity in physical human-robot interaction - Part I : Non-constrained blunt impacts*. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1331–1338, Pasadena, CA, USA, 2008.
- [Haddadin 2011] S. Haddadin, A. Albu-Schäffer et G. Hirzinger. *Safe Physical Human-Robot Interaction : Measurements, Analysis and New Insights*. In *Robotics Research*, volume 66, pages 395–407. Springer Berlin Heidelberg, 2011.
- [Heneim 2000] S. Heneim. *Conception des structures articulées à guidages flexibles de haute précision*. PhD thesis, École polytechnique fédérale de Lausanne, 2000.

Bibliographie

- [Herder 2001] J.L. Herder. *Energy-free Systems. Theory, conception, and design of statically balanced spring mechanisms*. PhD thesis, Delft University of Technology, 2001.
- [Herder 2011] J.L. Herder, R. Barents, B.M. Wisse et W.D. Van Dorsser. *Efficiently variable zero stiffness mechanisms*. In 4th International Workshop on Human-Friendly Robotics, The Netherlands, 2011.
- [Hirzinger 2002] G. Hirzinger, N. Sporer, A. Albu-Schaffer, M. Hahnle, R. Krenn, A. Pascucci et M. Schedl. *DLR's torque-controlled light weight robot III - are we reaching the technological limits now?* In IEEE International Conference on Robotics and Automation, volume 2, pages 1710–1716, Washington DC, USA, 2002.
- [Hogan 1985] N. Hogan. *Impedance Control : An Approach to Manipulation*. Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control, vol. 107, no. 1, pages 1–24, 1985.
- [Howell 2001] L. Howell. *Compliant mechanisms*. Wiley, 2001.
- [Hungr 2014] N. Hungr. *Design and evaluation of robotic systems for medical image guided percutaneous needle interventions*. PhD thesis, Université de Grenoble, 2014.
- [Hurst 2004] J.W. Hurst, J.E. Chestnutt et A.A. Rizzi. *An actuator with physically variable stiffness for highly dynamic legged locomotion*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, volume 5, pages 4662–4667, New Orleans, LA, USA, 2004.
- [Ima 2006] *The future of interventional*. Imaging Management : The official voice of the european imaging initiative, 2006.
- [ISO 2011a] *ISO 10218-1 : Robots pour environnements industriels - Exigences de sécurité - Partie 1 : Robots*, Août 2011.
- [ISO 2011b] *ISO 10218-2 : Robots pour environnements industriels - Exigences de sécurité - Partie 2 : Système Robot et Intégration*, 2011.
- [iSY 2014] *iSYS 1*. <http://www.isys.co.at/>, Dernier accès en 2014.
- [Jafari 2010] A. Jafari, N. G. Tsagarakis, B. Vanderborght et D. G. Caldwell. *An Intrinsically Safe Actuator with the Ability to Adjust the Stiffness*. In IARP Workshop on Technical Challenges for Dependable Robots in Human Environments, Toulouse, France, 2010.
- [Jafari 2011] A. Jafari, N.G. Tsagarakis et D.G. Caldwell. *AwAS-II : A new Actuator with Adjustable Stiffness based on the novel principle of adaptable pivot point and variable lever ratio*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 4638–4643, Shanghai, China, 2011.
- [Jafari 2012] A. Jafari. *Variable Impedance Actuators*. Rapport technique, ETH Summer School on Soft Robotics, 2012.
- [Jean 1996] M. Jean et C.M. Gosselin. *Static balancing of planar parallel manipulators*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, volume 4, pages 3732–3737, Minneapolis, MN, USA, 1996.

- [Joinie-Maurin 2011] M. Joinie-Maurin, B. Bayle et J. Gangloff. *Force feedback teleoperation with periodical disturbance compensation*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 4828–4833, Shanghai, China, 2011.
- [Kadir 2006] S. Kadir. *Teaching atlas of interventional radiology : non-vascular interventional procedures*. Thieme, 2006.
- [Kazerooni 1989] H. Kazerooni. *Statically balanced direct drive manipulator*. *Robotica*, vol. 7, no. 2, pages 143–149, 1989.
- [Kazerooni 1996] H. Kazerooni. *The human power amplifier technology at the University of California, Berkeley*. *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 19, no. 2, pages 179–187, 1996.
- [Kronreif 2003] G. Kronreif, M. Fürst, J. Kettenbach, M. Figl, W. Birkfellner et R. Hanel. *Interactive localisator for percutaneous interventions*. In International Congress Series. Computer Assisted Radiology and Surgery. Proceedings of the 17th International Congress and Exhibition, volume 1256, pages 498 – 503, London, England, 2003.
- [Kulic 2007] D. Kulic et E. Croft. *Pre-collision safety strategies for human-robot interaction*. *Autonomous Robots*, vol. 22, no. 2, pages 149–164, 2007.
- [Laffranchi 2009] M. Laffranchi, N.G. Tsagarakis et D.G. Caldwell. *Safe human robot interaction via energy regulation control*. In IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 35–41, Saint-Louis, MO, USA, 2009.
- [Laliberte 1999] T. Laliberte, C.M. Gosselin et M. Jean. *Static balancing of 3-DOF planar parallel mechanisms*. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 4, no. 4, pages 363–377, 1999.
- [Lauzier 2010] N. Lauzier et C. Gosselin. *3-DOF Cartesian Force Limiting Device Based on the Delta architecture for safe physical human-robot interaction*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 3420–3425, Anchorage, AK, USA, 2010.
- [Lauzier 2011] N. Lauzier et C. Gosselin. *Series Clutch Actuators for safe physical human-robot interaction*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 5401–5406, Shanghai, China, 2011.
- [Lens 2012] T. Lens. *Physical Human-Robot Interaction with a Lightweight, Elastic Tendon Driven Robotic Arm : Modeling, Control, and Safety Analysis*. PhD thesis, TU Darmstadt, Department of Computer Science, 2012.
- [Lingane 2010] P.J. Lingane. *Analysis and design of a resonant robotic rolling polyhedron*. Master's thesis, Cornell University, Department of Mechanical and Aerospace Engineering, 2010.
- [Lumelsky 2001] V. Lumelsky, M.S. Shur et S. Wagner. *Sensitive skin*. *IEEE Sensors Journal*, vol. 1, no. 1, pages 41–51, 2001.

Bibliographie

- [Mahalingam 1986] S. Mahalingam et A. Sharan. *The optimal balancing of the robotic manipulators*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 828–835, San Francisco, USA, 1986.
- [Maier-Hein 2009] L. Maier-Hein, C.J. Walsh, A. Seitel, N.C. Hanumara, J.-A. Shepard, A.M. Franz, F. Pianka, S.A. Müller, B. Schmied, A.H. Slocum, R. Gupta et H.-P. Meinzer. *Human vs. robot operator error in a needle-based navigation system for percutaneous liver interventions*. Proceedings of the SPIE Medical Imaging : Visualization, Image-guided Procedures and Modeling, 2009.
- [Mathijssen 2013] G. Mathijssen, B. Brackx, M. Van Damme, D. Lefeber et B. Vanderborght. *Series-parallel elastic actuation (SPEA) with intermittent mechanism for reduced motor torque and increased efficiency*. In IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 5841–5846, Tokyo, Japan, 2013.
- [Maurin 2005] B. Maurin, C. Doignon, J. Gangloff, B. Bayle, M. De Mathelin, O. Piccin et A. Gangi. *CTBot : A stereotactic-guided robotic assistant for percutaneous procedures of the abdomen*. In Medical Imaging 2005 : Visualization, Image-Guided Procedures, and Display, volume 5744, San Diego, CA, USA, 2005.
- [Maurin 2008] B. Maurin, B. Bayle, O. Piccin, J. Gangloff, M. de Mathelin, C. Doignon, P. Zanne et A. Gangi. *A Patient-Mounted Robotic Platform for CT-Scan Guided Procedures*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 55, no. 10, pages 2417–2425, 2008.
- [Melzer 2008] A. Melzer, B. Gutmann, T. Remmele, R. Wolf, A. Lukoscheck, M. Bock, H. Bardenheuer et H. Fischer. *INNOMOTION for Percutaneous Image-Guided Interventions*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 27, no. 3, pages 66–73, 2008.
- [Migliore 2005] S.A. Migliore, E.A. Brown et S.P. DeWeerth. *Biologically Inspired Joint Stiffness Control*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 4508–4513, Barcelona, Spain, 2005.
- [Mitchell 2007] B. Mitchell, J. Koo, M. Iordachita, P. Kazanzides, Ankur Kapoor, J. Handa, G. Hager et Russell Taylor. *Development and Application of a New Steady-Hand Manipulator for Retinal Surgery*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 623–629, Roma, Italy, 2007.
- [Paine 2014] N. Paine, O. Sehoon et L. Sentis. *Design and Control Considerations for High-Performance Series Elastic Actuators*. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 19, no. 3, pages 1080–1091, 2014.
- [Palli 2008] G. Palli, C. Melchiorri et A. De Luca. *On the feedback linearization of robots with variable joint stiffness*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 1753–1759, Pasadena, CA, USA, 2008.
- [Palli 2010] G. Palli, C. Melchiorri, G. Berselli et G. Vassura. *Design and Modeling of Variable Stiffness Joints Based on Compliant Flexures*. In ASME International Design Enginee-

- ring Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference, volume 2, pages 1069–1078, Montreal, Quebec, Canada, 2010.
- [Park 2008] J.-J. Park, J.-B. Song et H.-S. Kim. *Safe Joint Mechanism Based on Passive Compliance for Collision Safety*. In *Recent Progress in Robotics : Viable Robotic Service to Human*, volume 370, pages 49–61. Springer Berlin Heidelberg, 2008.
- [Piccin 2009] O. Piccin, L. Barbé, B. Bayle, M. De Mathelin et A. Gangi. *A force feedback teleoperated needle insertion device for percutaneous procedures*. *International Journal of Robotics Research*, vol. 28, no. 9, pages 1154–1168, 2009.
- [Poquet 2013] C. Poquet, P. Mozer, G. Morel et M.-A. Vitrani. *A novel comanipulation device for assisting needle placement in ultrasound guided prostate biopsies*. In *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 4084–4091, Tokyo, Japan, 2013.
- [Pratt 1995] G.A. Pratt et M.M. Williamson. *Series elastic actuators*. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 'Human Robot Interaction and Cooperative Robots'*, volume 1, pages 399–406, Pittsburgh, PA, USA, 1995.
- [Pratt 2002] J. Pratt, B. Krupp et C. Morse. *Series elastic actuators for high fidelity force control*. *Industrial Robotics Journal*, vol. 29, no. 3, pages 234–241, 2002.
- [Rahman 1995] T. Rahman, R. Ramanathan, R. Seliktar et W. Harwin. *A Simple Technique to Passively Gravity-Balance Articulated Mechanisms*. *Journal of Mechanical Design*, vol. 117, no. 4, page 655, 1995.
- [Raibert 1981] M.H. Raibert et J.J. Craig. *Hybrid Position/Force Control of Manipulators*. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 102, pages 126–133, 1981.
- [Rooks 2006] B. Rooks. *The harmonious robot*. *Industrial Robot : an international journal*, vol. 33, no. 2, pages 125–130, 2006.
- [Rosenberg 1993] L.B. Rosenberg. *Virtual fixtures : Perceptual tools for telerobotic manipulation*. In *IEEE Virtual Reality Annual International Symposium*, pages 76–82, 1993.
- [Roy 2008] B. Roy. *Design and Control of a Gravity-Assisted Underactuated Snake Robot with Application to Aircraft Wing Assembly*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology, 2008.
- [Salisbury 1980] J.K. Salisbury. *Active stiffness control of a manipulator in cartesian coordinates*. In *19th IEEE Conference on Decision and Control including the Symposium on Adaptive Processes*, pages 95–100, Albuquerque, NM, USA, 1980.
- [Salisbury 1988] K. Salisbury, W. Townsend, B. Ebrman et D. DiPietro. *Preliminary design of a whole-arm manipulation system (WAMS)*. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 1, pages 254–260, Philadelphia, PA USA, 1988.

Bibliographie

- [Schiavi 2008] R. Schiavi, G. Grioli, S. Sen et A. Bicchi. *VSA-II : a novel prototype of variable stiffness actuator for safe and performing robots interacting with humans*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 2171–2176, Pasadena, CA, USA, 2008.
- [Solomon 2010] S.B. Solomon et S.G. Silverman. *Imaging in Interventional Oncology*. *Radio-logy*, vol. 257, no. 3, pages 624–640, 2010.
- [Speich 2005] E. Speich, L. Shao et M. Goldfarb. *Modeling the human hand as it interacts with a telemanipulation system*. *Mechatronics*, vol. 15, no. 9, pages 1127–1142, 2005.
- [Stiehl 2006] W.D. Stiehl et C. Breazeal. *A Sensitive Skin for Robotic Companions Featuring Temperature, Force, and Electric Field Sensors*. In IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Beijing, China, 2006.
- [Stoianovici 2003] D. Stoianovici, K. Cleary, A. Patriciu, D. Mazilu, A. Stanimir, N. Craciunoiu, V. Watson et L. Kavoussi. *AcuBot : a robot for radiological interventions*. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 19, no. 5, pages 927 – 930, 2003.
- [Str 2014] <http://www.stratasys.com/>, Dernier accès en 2014.
- [Swanson 2003] D.K. Swanson et W.J. Book. *Path-following control for dissipative passive haptic displays*. In 11th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, pages 101–108, Los Angeles, CA, USA, 2003.
- [Tagliamonte 2012] N. L. Tagliamonte, F. Sergi, D. Accoto, G. Carpino et E. Guglielmelli. *Double actuation architectures for rendering variable impedance in compliant robots : A review*. *Mechatronics*, vol. 22, no. 8, pages 1187–1203, 2012.
- [Tonietti 2005] G. Tonietti, R. Schiavi et A. Bicchi. *Design and Control of a Variable Stiffness Actuator for Safe and Fast Physical Human/Robot Interaction*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 526–531, Barcelona, Spain, 2005.
- [Townsend 1988] W. T. Townsend. *The effect of transmission design on force-controlled manipulator performance*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology, 1988.
- [TQ-Group 2014] TQ-Group. *Lightweight Torque Servo Motors*. <http://www.tq-group.com>, Dernier accès en 2014.
- [Tremblay 2008] P. Tremblay. *Équilibrage statique adaptatif d'un manipulateur sériel à 4 degrés de liberté*. Rapport technique, Université Laval, 2008.
- [Tsagarakis 2011] N.G. Tsagarakis, I. Sardellitti et D.G. Caldwell. *A new variable stiffness actuator (CompAct-VSA) : Design and modelling*. In IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 378–383, San Francisco, USA, 2011.
- [Tsoumakidou 2013] G. Tsoumakidou, J. Garnon, I. Enescu, J.-P. Bergerat, J.-E. Kurtz et A. Gangi. *Cryoablation of extra-abdominal desmoid tumours : initial experience and results*. In European Society of Radiology, 2013.

- [Ulrich 1991] N. Ulrich et V. Kumar. *Passive mechanical gravity compensation for robot manipulators*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, volume 2, pages 1536–1541, Sacramento, CA, USA, 1991.
- [Ulrich 1995] K.T. Ulrich, T.T. Tuttle, J.P. Donoghue et W.T. Townsend. *Intrinsically safer robots*. Rapport technique, Barrett Technology Inc., 1995.
- [Vallery 2008] H. Vallery, J. Veneman, E. Van Asseldonk, R. Ekkelenkamp, M. Buss et H. Van Der Kooij. *Compliant actuation of rehabilitation robots*. IEEE Robotics Automation Magazine, vol. 15, no. 3, pages 60–69, 2008.
- [Van Der Wijk 2009] V. Van Der Wijk et J.L. Herder. *Force balancing of variable payload by active force-balanced reconfiguration of the mechanism*. In ASME/IFToMM International Conference on Reconfigurable Mechanisms and Robots, pages 323–330, 2009.
- [Van Ham 2006] R. Van Ham. *Compliant Actuation for Biologically Inspired Bipedal Walking Robots*. PhD thesis, Vrije Universiteit Brussel, 2006.
- [Van Ham 2009] R. Van Ham, T. Sugar, B. Vanderborght, K. Hollander et D. Lefeber. *Compliant actuator designs. Review of Actuators with Passive Adjustable Compliance/Controllable Stiffness for Robotic Applications*. IEEE Robotics Automation Magazine, vol. 16, no. 3, pages 81–94, 2009.
- [Vanderborght 2009] B. Vanderborght, N.G. Tsagarakis, C. Semini, R. Van Ham et D.G. Caldwell. *MACCEPA 2.0 : Adjustable compliant actuator with stiffening characteristic for energy efficient hopping*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 544–549, Kobe, Japan, 2009.
- [Vanderborght 2013] B. Vanderborght, A. Albu-Schaeffer, A. Bicchi, E. Burdet, D.G. Caldwell, R. Carloni, M. Catalano, O. Eiberger, W. Friedl, G. Ganesh, M. Garabini, M. Grebenstein, G. Grioli, S. Haddadin, H. Hoppner, A. Jafari, M. Laffranchi, D. Lefeber, F. Petit, S. Stramigioli, N. Tsagarakis, M. Van Damme, R. Van Ham, L.C. Visser et S. Wolf. *Variable impedance actuators : A review*. Robotics and Autonomous Systems, vol. 61, no. 12, pages 1601–1614, 2013.
- [Vano 1998] E. Vano, L. Gonzales, E. Guibelalde, J.M. Fernandez et J.I. Ten. *Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology*. The British Journal of Radiology, vol. 71, pages 954–960, 1998.
- [Venneri 2009] L. Venneri, F. Rossi, N. Botto, M.G. Andreassi, N. Salcone, A. Emad, M. Lazzeri, C. Gori, E. Vano et E. Picano. *Cancer risk from professional exposure in staff working in cardiac catheterization laboratory : Insights from the National Research Council's Biological Effects of Ionizing Radiation VII Report*. American Heart Journal, vol. 157, no. 1, pages 118–124, 2009.

Bibliographie

- [Vermeulen 2010] M. Vermeulen et M. Wisse. *Intrinsically Safe Robot Arm : Adjustable Static Balancing and Low Power Actuation*. International Journal of Social Robotics, vol. 2, no. 3, pages 275–288, 2010.
- [Verrelst 2005] B. Verrelst, R. Van Ham, B. Vanderborght, F. Daerden, D. Lefeber et J. Vermeulen. *The Pneumatic Biped “Lucy” Actuated with Pleated Pneumatic Artificial Muscles*. Autonomous Robots, vol. 18, no. 2, pages 201–213, 2005.
- [Wang 2012] R.-J. Wang et H.-P. Huang. *Mechanically stiffness-adjustable actuator using a leaf spring for safe physical human-robot interaction*. Mechanika, vol. 18, no. 1, pages 77–83, 2012.
- [Whitney 1977] D. Whitney. *Force Feedback Control of Manipulator Fine Motions*. Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control, vol. 99, no. 2, pages 91–97, 1977.
- [Wisse 2007] B.M. Wisse, W.D. van Dorsser, R. Barents et J.L. Herder. *Energy-Free Adjustment of Gravity Equilibrators Using the Virtual Spring Concept*. In IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, pages 742–750, Noordwijk, Netherlands, 2007.
- [Wolf 2008] S. Wolf et G. Hirzinger. *A new variable stiffness design : Matching requirements of the next robot generation*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 1741–1746, Pasadena, CA, USA, 2008.
- [Yamada 1990] Y. Yamada, N. Tsuchida et M. Ueda. *A proximity-tactile sensor to detect obstacles for a cylindrical arm*. Journal of Robotics and Mechatronics, vol. 2, no. 3, pages 172–179, 1990.
- [Yamada 1997] Y. Yamada, Y. Hirasawa, S. Huang, Y. Umetani et K. Suita. *Human-robot contact in the safeguarding space*. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 2, no. 4, pages 230–236, 1997.
- [Ylikorpi 2007] T. Ylikorpi et J. Suomela. *Ball-shaped Robots*. In Itech Education et Publishing, editeurs, Climbing & Walking Robots, Towards New Applications, pages 235–256, 2007.
- [Zinn 2004] M. Zinn, O. Khatib, B. Roth et J.K. Salisbury. *Playing it safe, human-friendly robots*. IEEE Robotics Automation Magazine, vol. 11, no. 2, pages 12–21, 2004.

Liste des publications

Communications internationales avec actes

L. Esteveny, L. Barbé et B. Bayle. *A novel actuation technology for safe physical human-robot interactions*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 5032-5037, Hong-Kong, China. 2014.

L. Esteveny, L. Barbé et B. Bayle. A new indirect actuation principle for safe physical human-robot interactions. In ASME International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference, volume 6B, Portland, USA. 2013.

Communication nationale avec actes

L. Esteveny, L. Barbé et B. Bayle. *Nouvel actionnement pour des interactions homme-robot plus sûres*. In 5èmes Journées Doctorales / Journées Nationales MACS. Strasbourg, France. 2013.

Revue nationale à comité de lecture

L. Esteveny, L. Barbé et B. Bayle. *Nouvel actionnement pour des interactions homme-robot plus sûres*. Journal Européen des Systèmes Automatisés, vol. 47, no. 4-8, pages 547-562, 2013.

Vers un actionnement sûr pour la radiologie interventionnelle robotisée

Résumé

En radiologie interventionnelle, l'assistance robotisée permet de diminuer les doses de rayons X absorbées par le praticien et d'apporter plus de précision et de rapidité pour effectuer des opérations complexes. La présence de robots dans un environnement humain pose alors la question de la sécurité du patient et de l'équipe médicale, que ce soit lors d'interactions ou de manipulations.

Dans cette thèse, nous nous intéressons dans un premier temps aux problématiques de sûreté en robotique. Une structure d'actionnement intrinsèquement sûre est proposée. Le prototype réalisé permet un positionnement en mode autonome et est capable de suivre un environnement en mouvement.

Parallèlement, une stratégie de guidage basée sur une approche passive est proposée. Un système à raideur variable, utilisant un mécanisme compliant, permet d'imposer un effort résistif variable à l'utilisateur en vue de contraindre son geste.

Dans une deuxième partie, nous décrivons une solution originale au problème de placement d'aiguille, et nous étudions la possibilité d'intégrer de tels systèmes sur un dispositif à plusieurs degrés de liberté.

Mots-clés : Conception mécatronique, architecture intrinsèquement sûre, mécanisme à raideur variable, robotique médicale.

Abstract

In the context of interventional radiology, robotic-assisted surgery limits practitioners' exposure to radiations and brings more accuracy to perform complex interventions. However, the presence of robot in the environment is a potential danger for the patient and the medical staff in case of unexpected interactions and manipulations.

In this PhD thesis, we first focus on safety problems. An intrinsically safe mechanism is proposed. The achieved prototype allows to follow both planned trajectories and moving environments.

Secondly, a guidance mechanism based on a passive approach is suggested. With a variable stiffness system, using a compliant mechanism, a resistive force is applied to the user which allows him to be guided in his gesture.

Based on medical needs, we then study the possibility to integrate and generalize such systems to multiple degrees of freedom.

Keywords : mechatronics, intrinsically safe architecture, variable stiffness mechanism, medical robotics.