



HAL
open science

De la conception à la commande d'une nouvelle interface haptique 4 axes hybride pneumatique électrique pour la simulation d'accouchement : Le BirthSIM

Nicolas Herzig

► To cite this version:

Nicolas Herzig. De la conception à la commande d'une nouvelle interface haptique 4 axes hybride pneumatique électrique pour la simulation d'accouchement : Le BirthSIM. Automatique / Robotique. Université de Lyon, 2016. Français. NNT : 2016LYSEI064 . tel-02067733

HAL Id: tel-02067733

<https://theses.hal.science/tel-02067733>

Submitted on 14 Mar 2019

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.



INSA

N°d'ordre NNT : 2016LYSEI064

THESE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITE DE LYON
opérée au sein de
Institut National des Sciences Appliquées de Lyon

Ecole Doctorale N°160
Electronique, Electrotechnique, Automatique (EEA)

Spécialité de doctorat : Automatique

Soutenue publiquement le 24/06/2016, par :
Nicolas HERZIG

De la Conception à la Commande d'une Nouvelle Interface Haptique 4 Axes Hybride Pneumatique Électrique pour la Simulation d'Accouchement : le BirthSIM

Devant le jury composé de :

MOREL, G.	Professeur des Universités	ISIR – Université Pierre-et-Marie-Curie	Rapporteur
RENAUD, P.	Professeur des Universités	ICube - INSA Strasbourg	Rapporteur
BARTHOD, C.	Maître de Conférences	SYMME – Université Savoie Mont-Blanc	Examinatrice
DUPUIS, O.	Professeur des Universités	Université de Lyon	Examineur
LOTTIN, J.	Praticien Hospitalier	Centre Hospitalier Universitaire Lyon Sud	Examineur
LOTTIN, J.	Professeur des Universités	SYMME - Polytech Annecy-Chambéry	Examinatrice
ZARA, F.	Maître de Conférences	LIRIS – Université Claude Bernard Lyon 1	Co-directeur de thèse
MOREAU, R.	Maître de Conférences	Ampère - INSA Lyon	Directeur de thèse
REDARCE, T.	Professeur des Universités	Ampère - INSA Lyon	

Département FEDORA – INSA Lyon - Ecoles Doctorales – Quinquennal 2016-2020

SIGLE	ECOLE DOCTORALE	NOM ET COORDONNEES DU RESPONSABLE
CHIMIE	CHIMIE DE LYON http://www.edchimie-lyon.fr Sec : Renée EL MELHEM Bat Blaise Pascal 3 ^e étage secretariat@edchimie-lyon.fr Insa : R. GOURDON	M. Stéphane DANIELE Institut de Recherches sur la Catalyse et l'Environnement de Lyon IRCELYON-UMR 5256 Équipe CDFA 2 avenue Albert Einstein 69626 Villeurbanne cedex directeur@edchimie-lyon.fr
E.E.A.	ELECTRONIQUE, ELECTROTECHNIQUE, AUTOMATIQUE http://edeea.ec-lyon.fr Sec : M.C. HAVGOUDOUKIAN Ecole-Doctorale.eea@ec-lyon.fr	M. Gérard SCORLETTI Ecole Centrale de Lyon 36 avenue Guy de Collongue 69134 ECULLY Tél : 04.72.18 60.97 Fax : 04 78 43 37 17 Gerard.scorletti@ec-lyon.fr
E2M2	EVOLUTION, ECOSYSTEME, MICROBIOLOGIE, MODELISATION http://e2m2.universite-lyon.fr Sec : Safia AIT CHALAL Bat Darwin - UCB Lyon 1 04.72.43.28.91 Insa : H. CHARLES Safia.ait-chalal@univ-lyon1.fr	Mme Gudrun BORNETTE CNRS UMR 5023 LEHNA Université Claude Bernard Lyon 1 Bât Forel 43 bd du 11 novembre 1918 69622 VILLEURBANNE Cédex Tél : 06.07.53.89.13 e2m2@univ-lyon1.fr
EDISS	INTERDISCIPLINAIRE SCIENCES-SANTE http://www.ediss-lyon.fr Sec : Safia AIT CHALAL Hôpital Louis Pradel - Bron 04 72 68 49 09 Insa : M. LAGARDE Safia.ait-chalal@univ-lyon1.fr	Mme Emmanuelle CANET-SOULAS INSERM U1060, CarMeN lab, Univ. Lyon 1 Bâtiment IMBL 11 avenue Jean Capelle INSA de Lyon 696621 Villeurbanne Tél : 04.72.68.49.09 Fax :04 72 68 49 16 Emmanuelle.canet@univ-lyon1.fr
INFOMATHS	INFORMATIQUE ET MATHEMATIQUES http://infomaths.univ-lyon1.fr Sec : Renée EL MELHEM Bat Blaise Pascal 3 ^e étage infomaths@univ-lyon1.fr	Mme Sylvie CALABRETTO LIRIS – INSA de Lyon Bat Blaise Pascal 7 avenue Jean Capelle 69622 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72. 43. 80. 46 Fax 04 72 43 16 87 Sylvie.calabretto@insa-lyon.fr
Matériaux	MATERIAUX DE LYON http://ed34.universite-lyon.fr Sec : M. LABOUNE PM : 71.70 –Fax : 87.12 Bat. Saint Exupéry Ed.materiaux@insa-lyon.fr	M. Jean-Yves BUFFIERE INSA de Lyon MATEIS Bâtiment Saint Exupéry 7 avenue Jean Capelle 69621 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72.43 71.70 Fax 04 72 43 85 28 Ed.materiaux@insa-lyon.fr
MEGA	MECANIQUE, ENERGETIQUE, GENIE CIVIL, ACOUSTIQUE http://mega.universite-lyon.fr Sec : M. LABOUNE PM : 71.70 –Fax : 87.12 Bat. Saint Exupéry mega@insa-lyon.fr	M. Philippe BOISSE INSA de Lyon Laboratoire LAMCOS Bâtiment Jacquard 25 bis avenue Jean Capelle 69621 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72 .43.71.70 Fax : 04 72 43 72 37 Philippe.boisse@insa-lyon.fr
ScSo	ScSo* http://recherche.univ-lyon2.fr/scso/ Sec : Viviane POLSINELLI Brigitte DUBOIS Insa : J.Y. TOUSSAINT viviane.polsinelli@univ-lyon2.fr	Mme Isabelle VON BUELTZINGLOEWEN Université Lyon 2 86 rue Pasteur 69365 LYON Cedex 07 Tél : 04.78.77.23.86 Fax : 04.37.28.04.48

*ScSo : Histoire, Géographie, Aménagement, Urbanisme, Archéologie, Science politique, Sociologie, Anthropologie

Remerciements

Le travail effectué au sein du laboratoire Ampère et présenté dans ce manuscrit ne serait certainement pas le même sans les personnes qui m'ont accompagné et soutenu durant ces trois dernières années. C'est pourquoi je tiens à les remercier grandement.

De prime abord, je souhaite remercier Tanneguy Redarce, mon directeur de thèse, pour son suivi et ses conseils qui m'ont permis de devenir le docteur que je suis aujourd'hui. Son énergie et sa confiance en mes travaux m'ont grandement motivé durant ces trois ans de thèse.

Je tiens également à exprimer ma reconnaissance à Richard Moreau, mon co-directeur de thèse, pour sa disponibilité, son implication dans mon travail et sa confiance. J'ai pris grand plaisir à travailler avec lui et le remercie encore pour m'avoir permis de m'épanouir professionnellement sur ce projet.

Je remercie Pierre Renaud et Guillaume Morel d'avoir accepté d'être rapporteurs de ce mémoire de thèse et pour le temps passé à la lecture de mes travaux. Ces remerciements s'adressent également à Jacques Lottin et Christine Barthod pour avoir fait partie de mon jury de thèse. Leurs remarques et questions respectives m'ont permis d'améliorer mon mémoire et d'enrichir les perspectives possibles de mon travail.

Les travaux présentés ne seraient pas les mêmes sans le contexte du projet SAGA, c'est pourquoi je tiens à remercier l'ensemble des collaborateurs de ce projet. En particulier, je souhaite exprimer toute ma gratitude pour Fabrice Jaillet, Florence Zara, Lucile Vadcard, Stéphanie Mothes, Mathieu Baillet et Matthieu Coquet pour les heures passées à mettre au point les scénarios et la communication entre simulation numérique et interface haptique du simulateur. Je tiens également à remercier Olivier Dupuis et Élise Deshormière pour leurs conseils d'experts, leurs explications sur la mécanique obstétricale et leurs essais sur le simulateur.

J'aimerais exprimer ma reconnaissance à Frédéric Abry et Xavier Brun pour leurs conseils avisés sur la commande d'actionneurs pneumatique et la transmission de leurs travaux. Je tiens également à remercier Sylvie Sesmat, Christophe Ducat et Hugues Dorgeron dont l'expertise technique et l'implication ont grandement participé à la réalisation du prototype du nouveau BirthSIM. Mes remerciements s'adressent également à Wilfrid Marquis-Favre et Romain Delpoux pour m'avoir permis de les assister dans leurs enseignements et pour leurs conseils qui m'ont permis d'améliorer l'efficacité pédagogique de mes enseignements. Un grand merci à Damien Eberard, collègue et ami, pour ses conseils et sa

rigueur qui m'ont permis de formaliser certains aspects mathématiques de mes travaux. Je le remercie également pour ces discussions et moments festifs passés jusqu'à des heures parfois tardives. J'exprime également ma gratitude au reste des permanents du laboratoire Ampère pour leur disponibilité et leur accueil chaleureux qui m'a permis de m'intégrer rapidement dans cette ambiance propice à un travail de recherche.

Thomas Schaep, Martin Gendrin, Alan Chauvin et Thiago Caetano, merci à vous pour ces moments d'échanges, de discussions et de rires que nous avons pu partager aussi bien au laboratoire qu'en dehors. Je remercie également Said Aoues, Sérine Damak, Omar Ameer et les autres doctorants du laboratoire Ampère pour les divers moments que nous avons passés ensemble.

Enfin, je souhaite remercier grandement l'ensemble de ma famille et particulièrement Jeanne et Étienne, mes parents, et Sébastien, mon petit frère, pour leur soutien et leur amour qui m'ont permis de m'épanouir aussi bien personnellement que professionnellement. Je remercie également l'ensemble de mes amis, savoyards, lyonnais, varois ou des quatre coins du globe pour les moments passés en dehors du travail qui m'ont apporté cette joie et cette bonne humeur qui me font tellement de bien au quotidien. Merci à Kévin mon ancien colocataire qui a su me supporter, mais aussi me soutenir pendant une partie de ma thèse. Finalement, un dernier merci à Hélène, Tiphaine, Catherine, Aurore et Jennifer qui m'ont permis de préparer au mieux la journée de soutenance et de faire de ce jour un moment exceptionnel pour moi.

Résumé

Les simulateurs d'accouchement sont des outils dédiés à la formation du personnel médical en gynécologie obstétrique. Le BirthSIM développé au laboratoire Ampère constitue une interface haptique de simulateur d'accouchement permettant de reproduire divers scénarios d'accouchement et de former les jeunes sages-femmes et obstétriciens aux différents gestes techniques nécessaires dans le cadre de leurs professions.

Dans ce manuscrit, les récentes améliorations apportées au prototype du BirthSIM seront présentées. Parmi ces améliorations, deux sont particulièrement remarquables. La première concerne l'augmentation du nombre de degrés de liberté pilotés de l'interface. Ainsi, les travaux ayant permis le passage d'une interface ne comptant qu'un seul degré de liberté à quatre seront détaillés. Le BirthSIM est le seul simulateur d'accouchement qui intègre à la fois des actionneurs électriques et pneumatiques. La seconde évolution concerne le développement de lois de commande permettant d'améliorer le rendu haptique de l'interface. Les lois de commande retenues permettent d'asservir en position le BirthSIM, mais également de régler la raideur de l'interface. Ce réglage de raideur en coordonnées cartésiennes a pour objectif de reproduire le comportement de la tête fœtale en contact avec les tissus mous du bassin au cours d'une contraction.

La loi de commande présentée dans ces travaux de thèse est une loi de commande non-linéaire synthétisée par backstepping. En effet, cette méthode permet de prendre en compte les phénomènes non-linéaires agissant sur le comportement des actionneurs pneumatiques. Cette commande, assurant le suivi d'une consigne de position et une modification de la raideur en temps réel à partir d'une stratégie de réglage de gain, a été testée à la fois en simulation et sur le prototype du BirthSIM. Les performances de cette commande sont également comparées à celles de lois de commande plus classiquement utilisées en robotique.

Mots Clés

Robotique médicale, Simulateurs médicaux, Modélisation, Commande non-linéaire, Robots compliants, Commande en raideur, Actionneurs pneumatiques.

Abstract

The childbirth simulators are developed for practitioner training in gynecology and obstetrics. The BirthSIM is a haptic interface which simulates various childbirth scenarios to teach obstetricians and midwives the technical delivery gestures.

In this work, the latest improvements on the BirthSIM prototype will be presented. Two improvements are especially detailed. The first one consists in adding actuated degrees of freedom to the haptic interface. Thus, the works which have led to a new four degrees of freedom robot are presented. The BirthSIM is the only childbirth simulator which is actuated by electrical and pneumatic actuators. The aim of the second improvement is to synthesize control laws which improve the haptic rendering. The studied control laws allow the haptic interface to be controlled in position and its stiffness to be tuned in real time. This cartesian stiffness tuning is suitable to reproduce the behavior of the fetal head surrounded by the maternal pelvic muscles.

The control law presented in this document have been obtained by the non-linear backstepping synthesis. Indeed, the non-linear phenomenons occurring in pneumatic cylinders can be taken into account by this method. The controller obtained in this work allows the BirthSIM end-effector to track a reference position but also allows the robot stiffness to be tuned in real time. The stiffness control is based on a gain tuning strategy. Finally, the performances have been evaluated in simulation and experimental tests. Those performances have also been compared to the other conventional compliant controllers of the robotic field.

Keywords

Medical robotics, Medical simulators, Modeling, Non-linear control, Compliant robots, Stiffness control, Pneumatic actuators.

Abréviations

AFNOR	Association Française de Normalisation
CEPESSF	Comité Éditorial Pédagogique des Écoles de Sages-Femmes de France
CEUMVAF	Comité Éditorial de l'Université Virtuelle de Maïeutique Francophone
CNGOF	Collège National des Gynécologues et Obstétriciens Français
CPU	<i>Central Processing Unit</i>
DDL	Degré De Liberté
FEA	Force Expulsive Automatique
FEI	Force Expulsive Instrumentée
FEV	Force Expulsive Volontaire
FPGA	<i>Field-Programmable Gate Array</i>
GPU	<i>Graphics Processing Unit</i>
HEML	<i>Hyper-Elastic Mass Link</i>
IHM	Interface Homme-Machine
INSA	Institut National des Sciences Appliquées
LIRIS	Laboratoire d'InfoRmatique en Image et Systèmes d'information
LSE	Laboratoire des Sciences de l'Éducation
MCC	Machine à Courant Continu
MCD	Modèle Cinématique Direct
MGD	Modèle Géométrique Direct
MGI	Modèle Géométrique Inverse
MIDA	Mento Iliaque Droite Antérieure
MIDP	Mento Iliaque Droite Postérieure
MIDT	Mento Iliaque Droite Transverse
MIGA	Mento Iliaque Gauche Antérieure
MIGP	Mento Iliaque Gauche Postérieure
MIGT	Mento Iliaque Gauche Transverse
MIMO	<i>Multiple-Input Multiple-Output</i>
MLI	Modulation de Largeur d'Impulsions
MP	Mento Pubienne
OIDA	Occipito Iliaque Droite Antérieur
OIDP	Occipito Iliaque Gauche Postérieure
OIDT	Occipito Iliaque Droite Transverse
OIGA	Occipito Iliaque Gauche Antérieure
OIGP	Occipito Iliaque Gauche Postérieure
OIGT	Occipito Iliaque Gauche Transverse
OP	Occipito Pubienne
OS	Occipito Sacrée
PI	Proportionnel Intégral

SAGA	Simulateur pour l'Apprentissage des Gestes de l'Accouchement
TIMC-IMAG	Techniques de l'Ingénierie Médicale et de la Complexité - Informatique, Mathématiques et Applications, Grenoble
VSA	<i>Variable Stiffness Actuator</i>

Table des matières

Remerciements	III
Résumé / Abstract	V
Abréviations	VII
Introduction générale	1
1 Biomécanique de l'accouchement et état de l'art des simulateurs	4
1.1 Introduction	5
1.2 Rappels anatomiques	5
1.2.1 Les plans et axes biomécaniques	5
1.2.2 Le bassin maternel	6
1.2.3 Le fœtus	7
1.3 Biomécanique de l'accouchement	9
1.3.1 les trois phases de l'accouchement	9
1.3.2 L'accouchement eutocique	10
1.3.2.1 Les variétés de présentation	10
1.3.2.2 La trajectoire de la tête fœtale	11
1.3.2.3 La flexion	13
1.3.2.4 L'asynclitisme	14
1.3.3 L'accouchement instrumenté	14
1.3.3.1 Les outils obstétricaux d'extraction	14
1.3.3.2 Les efforts mis en jeu au cours de l'accouchement	17
1.4 L'apprentissage de la gynécologie obstétricale	17
1.4.1 La diversité des simulateurs	18
1.4.2 Les simulateurs dans la recherche	19
1.4.2.1 Le simulateur développé à l'Université Johns Hopkins, USA	19
1.4.2.2 Le simulateur développé à School of Computing Sciences, UK	19
1.4.2.3 Le simulateur breveté par Riener et <i>al.</i> (US 7241145 B2)	20
1.4.2.4 Simulateur développé à l'Université de Salerne, Italie	21
1.4.3 Les simulateurs disponibles dans le commerce	21
1.4.3.1 Noelle	21
1.4.3.2 SimMom	22
1.4.3.3 SIMone	23
1.4.3.4 LM-095N	23
1.4.4 Le BirthSIM	24
1.4.5 Comparaison des simulateurs	25
1.5 Conclusion	27

2	Conception d'un nouveau simulateur	28
2.1	Introduction	29
2.2	Le projet SAGA	29
2.2.1	Tâche 2 : Système d'apprentissage	29
2.2.2	Tâche 3 : Un modèle numérique	30
2.2.3	Tâche 4 : Une nouvelle interface haptique	32
2.3	Cahier des charges	32
2.3.1	Augmentation des degrés de mobilité de la tête fœtale	33
2.3.2	Augmentation du nombre de scénarios	34
2.3.3	Augmentation du degré d'anthropomorphisme	35
2.3.4	Interface de visualisation de la tête et du bassin mou	36
2.3.5	Couplage entre simulation numérique et interface haptique	36
2.4	Les évolutions du prototype	37
2.4.1	Robot 1 degré de liberté	37
2.4.2	Robot 2 axes	38
2.4.3	Robot 4 axes	38
2.5	Choix techniques	41
2.5.1	Le mannequin anatomique	41
2.5.2	Les actionneurs	42
2.5.2.1	Les actionneurs pneumatiques	43
2.5.2.2	Les actionneurs électriques	44
2.5.2.3	Les pré-actionneurs	45
2.5.3	Les capteurs	46
2.5.3.1	Les capteurs de positions	46
2.5.3.2	Les capteurs de pression	50
2.5.3.3	Les capteurs d'effort et de perception tactile	51
2.5.4	La carte de contrôle	52
2.6	Conclusion	53
3	Modélisation en vue d'une synthèse de loi de commande en position et raideur	54
3.1	Introduction	55
3.2	La raideur en robotique	55
3.2.1	La compliance passive	56
3.2.2	Les actionneurs à raideur variable	57
3.2.2.1	les actionneurs à architecture antagoniste	57
3.2.2.2	les actionneurs à raideur de structure variable	58
3.2.2.3	les actionneurs à variation de contrainte	59
3.2.3	Les commandes en raideur	60
3.2.3.1	Commande en impédance avec retour d'effort	60
3.2.3.2	Commande en impédance sans retour d'effort	61
3.2.3.3	Commande en raideur par backstepping	62
3.2.3.4	Commande en raideur par mode glissant	63
3.2.3.5	Commande en impédance utilisant les fonctions de Casimir	63

3.3	Modélisation	63
3.3.1	Modèle de simulation	64
3.3.1.1	Approche robotique	64
3.3.1.2	Modèle Géométrique Direct	64
3.3.1.3	Modèle Géométrique Inverse	67
3.3.1.4	Modèle Cinématique Direct	67
3.3.1.5	Modèle dynamique	68
3.3.1.6	Modèle thermodynamique	70
3.3.2	Modèle de commande	72
3.3.3	Caractérisations	76
3.3.3.1	Servo-distributeurs	76
3.3.3.2	Vérins	78
3.4	Conclusion	83
4	Synthèse et simulation d'une loi de commande en position et raideur et simulation	84
4.1	Introduction	85
4.2	Synthèse de loi de commande	85
4.2.1	Contrôle de la position du vérin 2	86
4.2.2	Contrôle de la raideur pneumatique du vérin 2	88
4.2.3	Contrôle de la position du vérin 1	88
4.2.4	Contrôle de la raideur pneumatique du vérin 1	90
4.2.5	Preuve de stabilité	90
4.3	Rejet de perturbation et contrôle de la raideur et de l'amortissement en boucle fermée	91
4.3.1	Raideur pneumatique et raideur en boucle fermée	91
4.3.2	Réglage des raideurs et amortissements en boucle fermée	92
4.3.3	De la raideur articulaire à la raideur cartésienne	94
4.4	Simulations	95
4.4.1	Commande avec 2 servo-distributeurs	96
4.4.1.1	Suivi de trajectoire en position et raideur	96
4.4.1.2	Rejet de perturbation	100
4.4.2	Commande avec 1 servo-distributeur	104
4.4.2.1	Algorithme de calcul des tensions de consigne	105
4.4.2.2	Raideur pneumatique	107
4.4.2.3	Simulation du système avec un servo-distributeur par vérin	109
4.5	Conclusion	112
5	Implémentation et résultats expérimentaux	113
5.1	Introduction	114
5.2	Implémentation expérimentale de la loi de commande en position avec réglage de raideur	114
5.2.1	De la simulation à la pratique	114
5.2.2	Suivi de trajectoire en position	115
5.2.3	Rejet de perturbation	119
5.3	Comparaison avec une loi de commande en impédance sans retour d'effort	122

5.3.1	Comparaison en simulation	123
5.3.2	Comparaison des résultats expérimentaux	125
5.3.2.1	Suivi de trajectoire en position	125
5.3.2.2	Rejet de perturbation	127
5.3.3	Bilan de comparaison	129
5.4	La nouvelle interface du BirthSIM dans le projet SAGA	130
5.4.1	Couplage avec la simulation d'accouchement	130
5.4.2	Les scénarios	131
5.5	Tests avec les praticiens	133
5.5.1	Accouchement eutocique	133
5.5.2	Accouchement instrumenté	137
5.6	Axes d'amélioration et perspectives	138
5.7	Conclusion	140
	Conclusion générale	141
	Références bibliographiques	144
	Annexes	154
Annexe A	Étude des singularités cinématiques du BirthSIM 4DDL	155
Annexe B	Frottements d'adhérence	157
Annexe C	Calcul de la dérivée temporelle de l'effort pneumatique du vérin 1	159

Introduction générale

À l'instar des simulateurs de vol, les simulateurs médicaux tendent à se démocratiser ces dernières années. En effet, ces simulateurs permettent au personnel médical d'apprendre ou de s'entraîner à réaliser divers gestes professionnels. On trouve par exemple sur le marché des simulateurs pour la chirurgie mini-invasive, pour l'anesthésie ou encore pour la gynécologie obstétricale. En France, ces simulateurs sont encore peu utilisés, mais la récente mise en place de plateformes de simulation commence à inverser la tendance. Ainsi Marisol Touraine, l'actuelle ministre des Affaires sociales, de la Santé et des Droits des Femmes, a annoncé en 2015 vouloir développer l'apprentissage par simulation et équiper l'ensemble des Centres Hospitaliers Universitaires (CHU) d'un centre de formation sur simulateur pour 2017 [Bienvault, 2016].

L'ensemble des travaux présentés dans ce mémoire est consacré au BirthSIM. Ce simulateur développé depuis plusieurs années au laboratoire Ampère, a pour but de fournir aux obstétriciens et aux sage-femmes un outil pour pouvoir apprendre les différents gestes techniques liés à l'accouchement. Les travaux, dont il est question, s'inscrivent dans un projet plus global intitulé Simulateur pour l'Apprentissage des Gestes de l'Accouchement (SAGA [ANR-12-MONU-0006]) financé par l'Agence Nationale de la Recherche. L'objectif du projet SAGA est de coupler l'interface haptique que constitue le BirthSIM avec un modèle de simulation numérique afin de reproduire le plus fidèlement possible en termes d'effort et de déplacement le comportement du fœtus dans bassin maternel. Ce couplage entre simulation numérique et interface haptique est une première mondiale dans le domaine de l'obstétrique. Pour pouvoir profiter au mieux de ce couplage, certaines améliorations du BirthSIM étaient nécessaires. Ainsi, les travaux réalisés sur cette interface haptique ont mené à une reconception du système afin de simuler au mieux la trajectoire et les rotations du mobile fœtal, mais également l'amélioration des lois de commande pour pouvoir proposer un retour haptique plus fidèle. La démarche scientifique qui a mené à cette nouvelle version de simulateur d'accouchement sera détaillée tout au long de ce manuscrit.

Dans le premier chapitre de ce manuscrit, les principales notions de mécanique obstétricale seront présentées. Ainsi, les différents mouvements du mobile fœtal au cours de la descente dans la filière pelvienne seront détaillés. Les outils employés pour l'extraction instrumentale, ainsi que les problématiques liées à l'utilisation de ces instruments seront également décrites. Dans un second temps, nous présenterons un état de l'art sur une partie des simulateurs d'accouchement disponibles sur le marché ou présentés dans la littérature. Cet état de l'art a permis de détecter certaines voies d'amélioration pour les simulateurs d'accouchement et notamment pour le BirthSIM.

Forts de la comparaison entre les différents simulateurs, nous présenterons dans le second chapitre le cahier des charges du projet SAGA. En effet, les différentes spécialités des partenaires du projet ont été mises à profit, dans le but d'aboutir à un nouveau prototype de simulateur d'accouchement. Concernant le BirthSIM, la nouvelle architecture à 4 Degrés De Liberté (DDL) sera présentée. La conception de ce nouveau prototype s'est faite de manière itérative à partir d'une architecture 1 DDL équivalente à l'ancienne version puis 2 DDL. L'originalité du BirthSIM réside dans l'intégration d'actionneurs

pneumatiques permettant d'améliorer le rendu haptique au cours de l'accouchement simulé. Ainsi, la nouvelle version de l'interface haptique décrite dans ce mémoire intègre deux actionneurs permettant de reproduire les translations du fœtus dans le bassin maternel. Les deux autres degrés de liberté, simulant les rotations principales de la tête fœtale, sont quant à eux actionnés à l'aide d'actionneurs électriques. Le dimensionnement et les caractéristiques techniques de ces actionneurs seront fournis. Pour pouvoir contrôler l'interface haptique que constitue le BirthSIM ou pour pouvoir mesurer les gestes effectués par l'utilisateur, de nombreux capteurs sont nécessaires. Le choix et la justification de l'emploi des capteurs intégrés au robot seront également détaillés.

Le troisième chapitre est consacré à la modélisation de l'interface haptique. En effet, afin de pouvoir simuler et contrôler le comportement du BirthSIM, les modèles de simulation et de commande sont nécessaires. Toujours dans le but d'améliorer le retour haptique du simulateur d'accouchement, les lois de commande envisagées pour contrôler le robot sont des lois de commande en position permettant également un réglage en temps réel de la raideur en boucle fermée. Ce type de loi de commande permet d'une part de suivre une trajectoire de consigne et d'autre part de reproduire le comportement de la tête fœtale entourée des muscles pelviens grâce au réglage de raideur. Après un rappel sur les différentes méthodes permettant d'introduire de la compliance (inverse de la raideur) en robotique, nous détaillerons la démarche suivie pour l'obtention d'un premier modèle : le modèle de simulation. Ce modèle a pour but de retranscrire de manière assez fine le comportement du robot qui fait intervenir différents phénomènes physiques (mécaniques, thermodynamiques). C'est à l'aide de ce premier modèle que les différents contrôleurs synthétisés seront testés en simulation. Ce modèle étant généralement trop complexe pour la synthèse de loi de commande, dans la troisième partie du chapitre, nous proposerons des simplifications et changements de variable permettant d'aboutir à un modèle de commande. C'est à partir de ce second modèle que les lois de commande en position et raideur seront synthétisées. Finalement, dans la dernière partie de ce chapitre, les essais de caractérisation permettant d'obtenir certaines valeurs de paramètres de modèle seront détaillés.

Le quatrième chapitre présente une synthèse de loi de commande pour le robot BirthSIM. Cette synthèse se base sur la méthode du backstepping, ainsi que certains travaux réalisés au laboratoire Ampère, notamment ceux d'Abry [Abry, 2013]. Cette synthèse de loi de commande permet d'asservir l'interface haptique en position et raideur pneumatique. La stabilité du système en boucle fermée sera également étudiée. Dans un second temps, l'étude du rejet de perturbation du contrôleur proposé permet de dégager une stratégie de réglage de gain afin de modifier la raideur et l'amortissement en boucle fermée du système. Les deux notions distinctes de raideur pneumatique et de raideur en boucle fermée seront explicitées dans ce chapitre. Après avoir étudié le comportement en simulation de la loi de commande synthétisée, initialement conçue pour un système comportant deux servo-distributeurs par vérin, l'impact d'un passage de deux servo-distributeurs par vérin à un seul sera exposé. Les performances du contrôleur adapté pour un seul servo-distributeur seront également évaluées en simulation.

Enfin, le dernier chapitre est dédié aux résultats expérimentaux obtenus au cours des travaux présentés dans ce manuscrit. Ainsi, la loi de commande développée précédemment est testée sur le prototype du BirthSIM et comparée à une autre loi de commande permettant l'asservissement en position avec un réglage de raideur : la commande en impédance sans retour d'effort. Les performances de ces deux contrôleurs sont évaluées aussi bien en termes de suivi de trajectoires, qu'en termes de

rejet de perturbation. L'étude du comportement du robot en régulation permet notamment d'évaluer le respect du réglage de raideur en boucle fermée. Dans un second temps, les collaborations effectuées avec les partenaires du projet SAGA seront présentées, notamment le couplage entre l'interface haptique et la simulation numérique d'accouchement, l'intégration des scénarios, ainsi que l'évaluation de la nouvelle version du BirthSIM par des praticiens. Finalement, une ouverture sur les différents points à améliorer en vue d'une poursuite des travaux sur le BirthSIM sera exposée.

Chapitre 1

Biomécanique de l'accouchement et état de l'art des simulateurs

1.1	Introduction	5
1.2	Rappels anatomiques	5
1.2.1	Les plans et axes biomécaniques	5
1.2.2	Le bassin maternel	6
1.2.3	Le fœtus	7
1.3	Biomécanique de l'accouchement	9
1.3.1	les trois phases de l'accouchement	9
1.3.2	L'accouchement eutocique	10
1.3.2.1	Les variétés de présentation	10
1.3.2.2	La trajectoire de la tête fœtale	11
1.3.2.3	La flexion	13
1.3.2.4	L'asynclitisme	14
1.3.3	L'accouchement instrumenté	14
1.3.3.1	Les outils obstétricaux d'extraction	14
1.3.3.2	Les efforts mis en jeu au cours de l'accouchement	17
1.4	L'apprentissage de la gynécologie obstétricale	17
1.4.1	La diversité des simulateurs	18
1.4.2	Les simulateurs dans la recherche	19
1.4.2.1	Le simulateur développé à l'Université Johns Hopkins, USA	19
1.4.2.2	Le simulateur développé à School of Computing Sciences, UK	19
1.4.2.3	Le simulateur breveté par Riener et <i>al.</i> (US 7241145 B2)	20
1.4.2.4	Simulateur développé à l'Université de Salerne, Italie	21
1.4.3	Les simulateurs disponibles dans le commerce	21
1.4.3.1	Noelle	21
1.4.3.2	SimMom	22
1.4.3.3	SIMone	23
1.4.3.4	LM-095N	23
1.4.4	Le BirthSIM	24
1.4.5	Comparaison des simulateurs	25
1.5	Conclusion	27

1.1 Introduction

De prime abord, ce chapitre a pour vocation d'expliquer une partie des phénomènes qui interviennent lors d'un accouchement. En effet, la mécanique d'un accouchement est un phénomène complexe qui a motivé l'ensemble des travaux présentés dans ce manuscrit.

Dans un second temps, un état de l'art des simulateurs d'accouchement existants sera proposé. Celui-ci présentera non seulement une partie des simulateurs proposés dans le commerce, mais également les travaux scientifiques les plus récents concernant les simulateurs d'accouchement. Enfin, une étude comparative de ces différents simulateurs sera proposée.

1.2 Rappels anatomiques

1.2.1 Les plans et axes biomécaniques

Tout au long de ce manuscrit, il sera question de décrire des mouvements et des efforts intervenant dans le cadre de l'accouchement. Afin de décrire au mieux ces mouvements, il est nécessaire de définir des repères. La biomécanique est l'étude des phénomènes mécaniques des organismes vivants. Ainsi, les conventions employées dans cette discipline semblent adéquates pour l'étude proposée dans ce manuscrit.

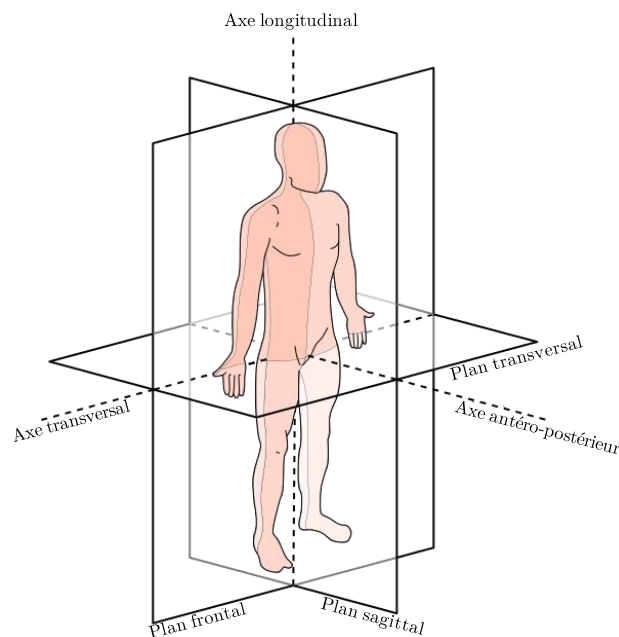


FIGURE 1.1 – Plans et axes du corps humain [CFCF, 2014]

La figure 1.1 illustre les plans et les axes traditionnellement employés en biomécanique. Les plans de référence sont décrits de la manière suivante :

Le plan sagittal ou médian est le plan qui divise le corps en deux parties symétriques droite et gauche.

le plan transversal ou transverse est le plan horizontal, orthogonal au plan sagittal qui sépare le corps en une partie supérieure ou crâniale et une partie inférieure ou caudale.

Le plan frontal ou coronal est le plan orthogonal aux deux plans précédents. Il coupe ainsi le corps en une partie antérieure ou ventrale et une partie postérieure ou dorsale.

Il en découle la définition des axes :

L'axe longitudinal correspond à l'intersection entre les plans frontal et sagittal.

L'axe antéro-postérieur est l'axe normal au plan frontal.

L'axe transversal est l'axe complémentaire permettant de définir un repère orthogonal.

1.2.2 Le bassin maternel

Le bassin maternel est décomposé en deux sous parties, le bassin osseux et le bassin mou. Le bassin osseux, illustré par la figure 1.2, est l'ensemble de la ceinture osseuse située entre la colonne vertébrale et les membres inférieurs. Ce bassin est constitué de 3 os :

- l'os iliaque ou os coxal
- le sacrum
- le coccyx

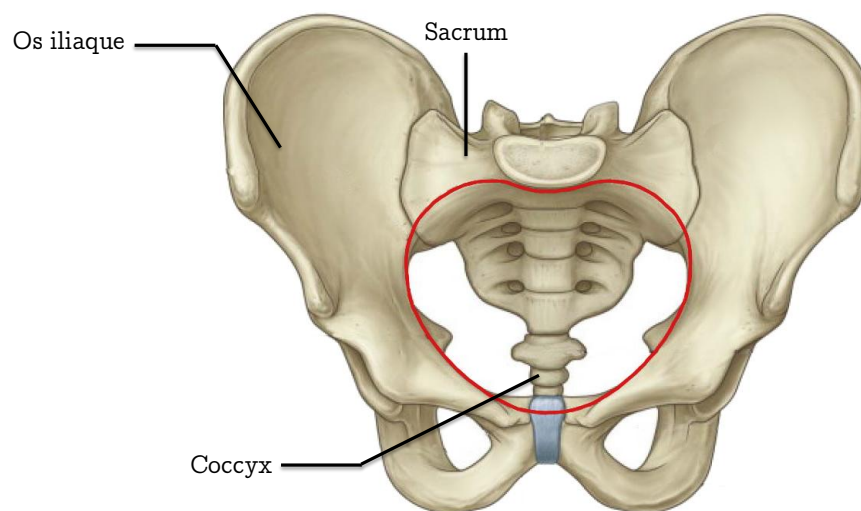


FIGURE 1.2 – Bassin osseux [Drake *et al.*, 2015]

Le bassin osseux est utilisé comme référence pour repérer la position fœtale. On repère par exemple le niveau d'engagement à partir des épines sciatiques. La figure 1.3 présente les principaux repères anatomiques utilisés pour l'analyse de l'accouchement.

L'étude du bassin osseux permet aussi de mieux comprendre la mécanique obstétricale. En effet, la forme du bassin maternel impose certains mouvements au fœtus lors de sa descente. Ainsi, durant la phase d'expulsion la trajectoire fœtale suit la courbure du sacrum concave. D'autre part, la forme du détroit supérieur (repéré en rouge sur les figures 1.2 et 1.3) du bassin maternel favorise certaines orientations de présentation (*cf.* 1.3.2.1). Les diamètres principaux moyens sont les suivants :

- diamètre Promonto-Rétro-Pubien : 10,5 cm
- diamètre transverse médian : 12,5 cm
- diamètres obliques droit et gauche : 12 cm

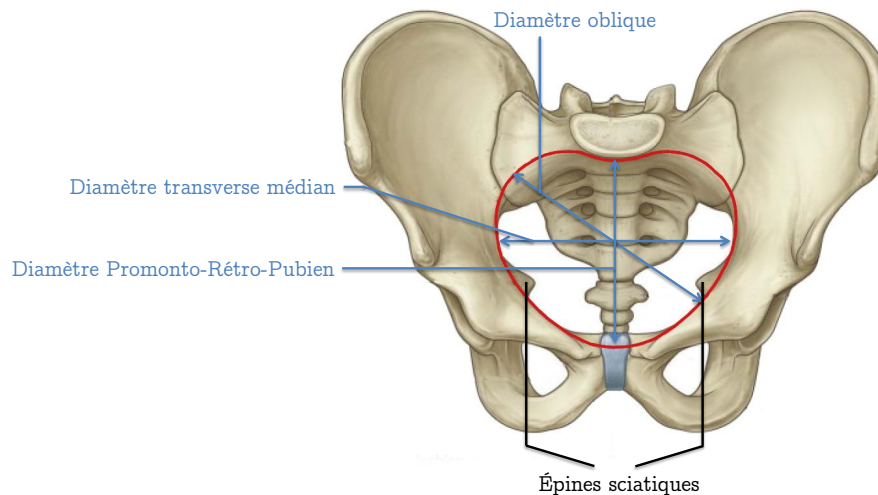


FIGURE 1.3 – Repères anatomiques du bassin [Drake *et al.*, 2015]

D'autre part, le bassin mou ou plancher pelvien est l'ensemble des muscles servant à maintenir les différents organes situés dans le bassin. Il est notamment constitué des muscles suivants :

- muscle releveur de l'anus
- muscle ischio-caverneux
- muscle bulbo-caverneux
- muscle transverse superficiel du périnée

La figure 1.4 présente les différents organes composant le plancher pelvien. Ces différents organes jouent un rôle important durant la descente du fœtus. En effet, si le bassin osseux sert de guide durant la phase d'expulsion, le plancher pelvien applique des efforts résistifs qui s'opposent à la descente du fœtus. Ces muscles se distendent sous la pression exercée par le fœtus lors de sa descente.

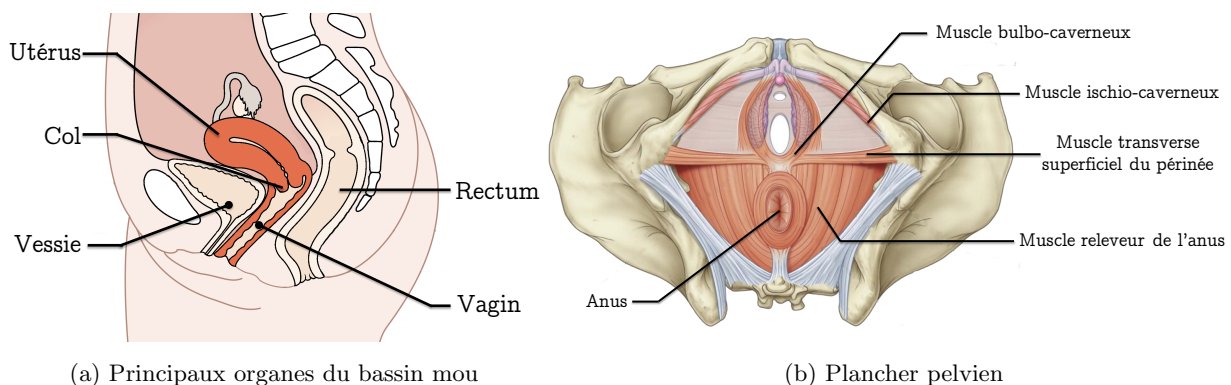


FIGURE 1.4 – Bassin mou [Drake *et al.*, 2015]

1.2.3 Le fœtus

Le fœtus est le corps mobile qui dans le cadre d'un accouchement naturel descend le canal pelvien mû par les contractions utérines. Il pèse en moyenne 3,5 kg et mesure environ 50 cm. L'une des parties du fœtus qui joue un rôle primordial durant l'accouchement est la tête. En effet, la tête du fœtus étant

le plus souvent la partie la plus grosse du mobile foetal, une fois la tête expulsée, le reste du corps est ensuite expulsé sans problème. Ainsi, dans ce manuscrit, seules les présentations céphaliques seront abordées (*cf.* 1.3.2.1) et donc seule la tête du fœtus sera présentée en détail dans cette section.

La tête foetale est constituée des os suivants :

- l'os frontal
- l'os pariétal
- l'os occipital
- l'os temporal

Ces derniers sont répertoriés sur la figure 1.5a.

Les os de la tête foetale ne sont pas encore soudés. Ils sont reliés entre eux par des sutures qui sont des bandes non ossifiées et qui permettent la déformation de la tête. Les plus importantes du point de vue obstétrical sont :

- la suture sagittale
- la suture métopique
- la suture coronale
- la suture lambdoïde

Les fontanelles sont des parties molles de la tête foetale qui correspondent aux intersections d'au moins deux sutures. Les deux fontanelles principales du crâne foetal sont la grande fontanelle ou fontanelle antérieure ou bregma et la petite fontanelle ou fontanelle postérieure ou lambda. La grande fontanelle est à l'intersection des sutures métopique, coronale et sagittale. Cette suture située sur le dessus du crâne forme un losange, elle est d'ailleurs souvent modélisée ainsi sur les schémas décrivant les orientations de présentation. La petite fontanelle, intersection des sutures sagittale et lambdoïde, forme quant à elle un triangle situé sur l'arrière du crâne. La figure 1.5b présente le schéma d'une tête foetale avec les sutures et fontanelles importantes.

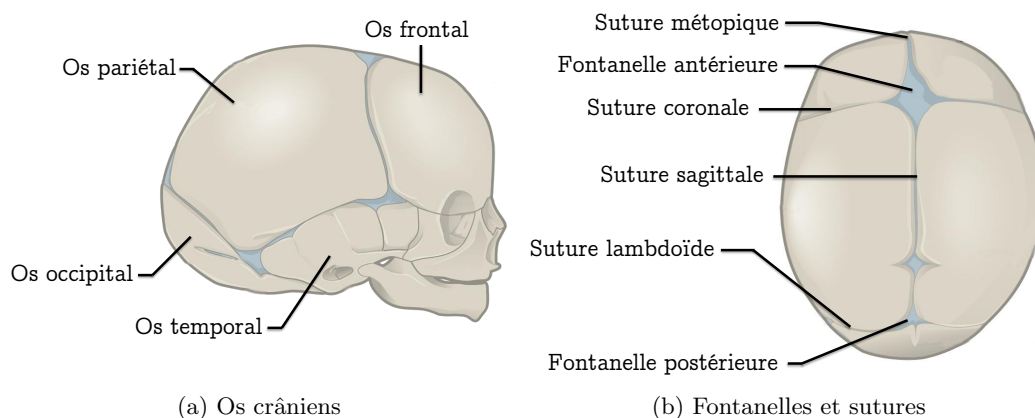


FIGURE 1.5 – Tête foetale [OpenStax, 2014]

Les dimensions moyennes de la tête foetale sont :

- diamètre bipariétal : 9,5 cm
- diamètre sous occipito-bregmatique : 9,5 cm
- diamètre occipito-frontal : 12 cm

Ces diamètres sont illustrés sur la figure 1.6.

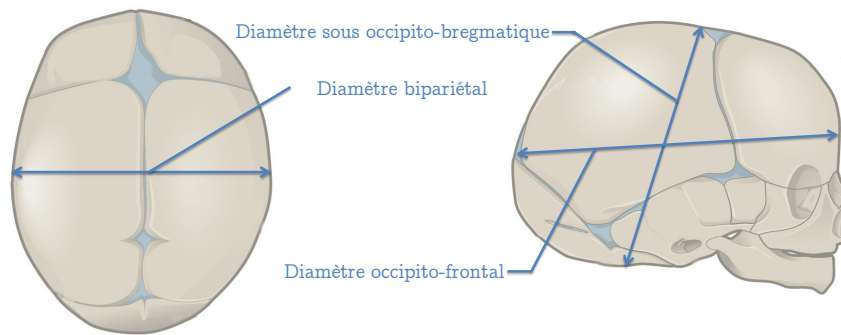


FIGURE 1.6 – Diamètres de la tête fœtale [OpenStax, 2014]

Si ces différents repères anatomiques sont si importants dans l'étude de l'accouchement, c'est que les praticiens doivent entre autres évaluer la position et l'orientation du fœtus et déterminer si la descente se déroule normalement. Il est possible de déterminer la position en palpant le ventre ou par échographie, mais une fois la descente commencée, le diagnostic principal est le toucher vaginal. En effet, lors d'un toucher vaginal le praticien cherche des éléments facilement repérables du bassin maternel (comme les épines sciatiques) et de la tête fœtale (les fontanelles, le nez ou les oreilles) afin de déterminer le plus précisément possible la position et l'orientation du mobile fœtal dans le canal pelvien maternel. La section suivante détaillera plus précisément la mécanique intervenant durant l'accouchement.

1.3 Biomécanique de l'accouchement

1.3.1 les trois phases de l'accouchement

L'accouchement peut être divisé en trois grandes phases : l'effacement et la dilatation du col, l'expulsion et la délivrance. L'effacement et la dilatation correspondent à une seule phase, car les deux phénomènes sont souvent couplés chez la multipare¹. L'effacement décrit l'amincissement du col de l'utérus passant d'une épaisseur 35 mm à 5 mm environ. La dilatation, correspondant à l'ouverture du col de l'utérus, doit atteindre 10 cm pour être considérée comme complète. La phase d'effacement et de dilatation annonce le début de l'accouchement, les contractions commencent à s'intensifier. Cette phase dure en moyenne 14 heures pour la primipare² et 10h pour la multipare [Friedman, 1978]. L'expulsion est la période qui commence à partir de la dilatation complète du col et se termine une fois que le fœtus est sorti du bassin maternel. Durant cette phase, le fœtus parcourt l'ensemble de la filière pelvienne. C'est cette phase qui sera la plus largement traitée dans ce manuscrit. Enfin, la délivrance est la période qui suit l'expulsion et concerne le décollement et l'expulsion du placenta et la rétractation de l'utérus. Cette dernière phase dure en moyenne 30 minutes.

Comme il a été dit précédemment, ce manuscrit s'intéresse essentiellement à la phase d'expulsion. Cette phase peut être subdivisée en trois parties : l'engagement, la descente et la rotation intrapelvienne et le dégagement. L'engagement correspond au moment où une partie du fœtus, généralement la tête, passe le détroit supérieur du bassin maternel. Durant la seconde phase, le fœtus va continuer à

1. Une multipare est une femme ayant déjà accouché au moins une fois
 2. Primipare désigne une femme accouchant pour la première fois

descendre tout en tournant dans le canal pelvien. En effet, le désalignement des diamètres principaux du détroit supérieur et inférieur impose une rotation au mobile fœtal. Enfin, le dégagement correspond au moment où le fœtus franchit le détroit inférieur.

1.3.2 L'accouchement eutocique

Un accouchement est dit eutocique ou normal lorsque cet accouchement se déroule par voie basse et sans aucune manœuvre ou intervention instrumentale. Heureusement, c'est le cas la majorité des accouchements. En effet, une étude statistique effectuée pour le ministère du Travail, de l'Emploi et de la Santé en 2010, montre que dans 66,9% des cas l'accouchement se fait par voie basse sans opération [Blondel et Kermarrec, 2011].

1.3.2.1 Les variétés de présentation

Il existe de nombreuses variétés de présentation. On peut ainsi distinguer 3 grandes familles de présentations, certaines étant plus rares que d'autres :

- Les présentations céphaliques, pour lesquelles la tête fœtale s'engage en premier.
- Les présentations podaliques, dites du siège. Ici ce sont les membres inférieurs (pieds, fesses, jambes) qui passent en premier le détroit supérieur.
- Les présentations transverses, plus rares, mais pour lesquelles un autre membre est le premier à s'engager dans le canal pelvien maternel.

Les présentations céphaliques concernant la grande majorité des cas, le choix a été pris de ne traiter que ces présentations dans le cadre des travaux présentés dans ce manuscrit. En effet, dans 95% des cas, le fœtus se présente la tête la première et bien fléchie (présentation du sommet) [CNGOF, 2006a].

L'orientation de la tête varie aussi d'un accouchement à un autre. Cette orientation est repérée par rapport au bassin maternel à l'aide des différents repères anatomiques présentés précédemment (*cf.* 1.2). La figure 1.7 présente les différentes orientations que peut prendre la tête fœtale dans le cadre d'une présentation du sommet. Ces orientations sont repérées par rapport à la petite fontanelle et l'occiput. On dénote, ainsi, les présentations suivantes :

- Occipito Iliaque Droite Antérieure (OIDA)
- Occipito Iliaque Droite Postérieure (OIDP)
- Occipito Iliaque Droite Transverse (OIDT)
- Occipito Pubienne (OP)
- Occipito Iliaque Gauche Antérieure (OIGA)
- Occipito Iliaque Gauche Postérieure (OIGP)
- Occipito Iliaque Gauche Transverse (OIGT)
- Occipito Sacrée (OS)

Cette orientation évolue au cours de la descente du canal pelvien. En effet, si la forme du détroit supérieur impose à la tête un engagement oblique, majoritairement OIDA, OIGA et plus rarement OIDP, OIGP, le fœtus tourne durant la descente pour un dégagement en OP (majoritairement) ou OS. En termes de statistique, dans 57% des cas l'engagement se fait en OIGA, 33% en OIDA, 6% en OIGP et 4% en OIDP. Lors de la rotation, toutes les variétés antérieures aboutissent à un dégagement en OP ce qui signifie une rotation de 45° . Une grande majorité des variétés postérieures se termine également en OP impliquant une rotation de 135° de la tête fœtale. Enfin seulement 2% des fœtus engagés en

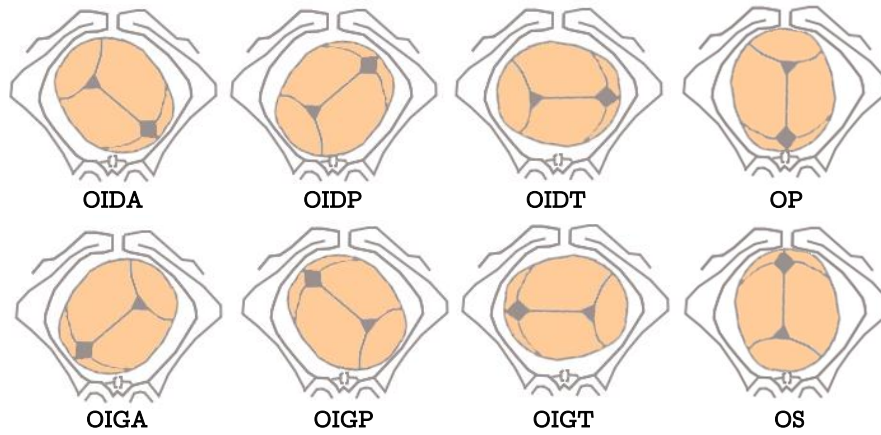


FIGURE 1.7 – Orientation de la tête foetale [CEPESFF, 2011]

variété postérieure tournent de 45° pour finir en OS [Zabéo *et al.*, 2008]. La figure 1.8 schématise la rotation du fœtus durant la descente.

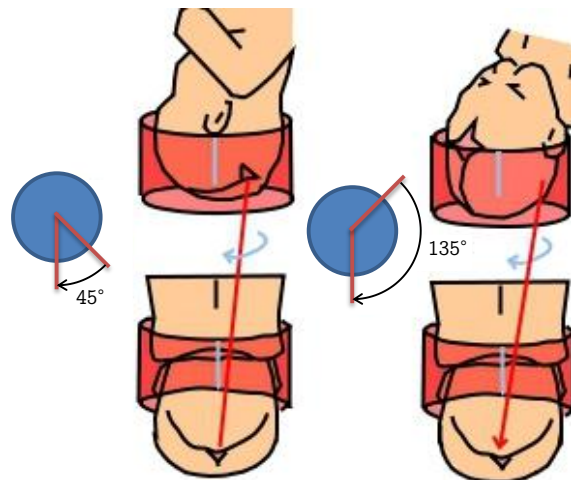


FIGURE 1.8 – Rotation intrapelvienne [CEPESFF, 2011]

1.3.2.2 La trajectoire de la tête foetale

Durant l'expulsion, le fœtus traverse le bassin maternel. La géométrie du bassin contraint la trajectoire du mobile foetal. En effet, dans la littérature il est indiqué que cette trajectoire suit la forme concave du sacrum [CNGOF, 2006b]. La figure 1.9 présente la trajectoire suivie par la tête foetale dans le canal pelvien selon une coupe sagittale du bassin. Les trois secteurs dans lesquels se déroulent les sous-phases de l'expulsion (l'engagement, la descente et le dégagement) sont également repérés sur cette figure.

Afin de suivre l'évolution du fœtus dans la filière pelvienne, les praticiens ont recours à des manœuvres pour établir un diagnostic au cours de la descente. Les manœuvres classiquement utilisées en France sont la palpation du ventre et le toucher vaginal. La première méthode consiste à palper le ventre maternel afin de trouver l'épaule antérieure du fœtus et d'estimer la distance séparant cette

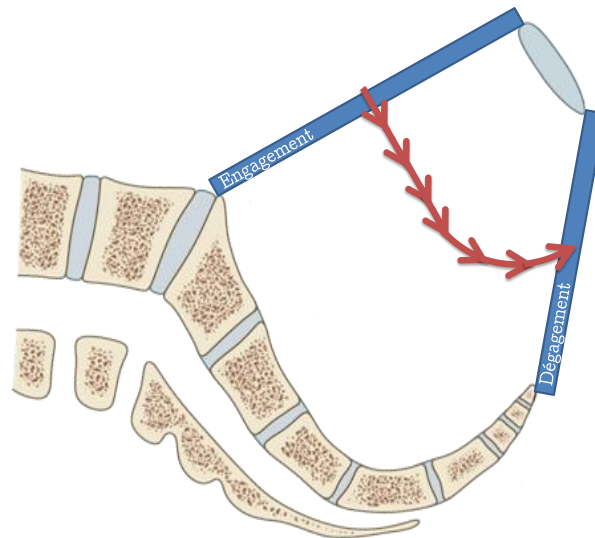


FIGURE 1.9 – Descente foetale [Standring, 2015]

épaule du bord supérieur du pubis maternel afin de diagnostiquer l'engagement ou non. Le toucher vaginal consiste à introduire les doigts dans le vagin de parturiente³ et estimer la position de la tête foetale par rapport aux épines sciatiques du bassin maternel. Différents gestes existent pour effectuer un toucher vaginal, notamment le signe de Farabeuf et le signe de Démelin, tous deux présentés sur la figure 1.10.

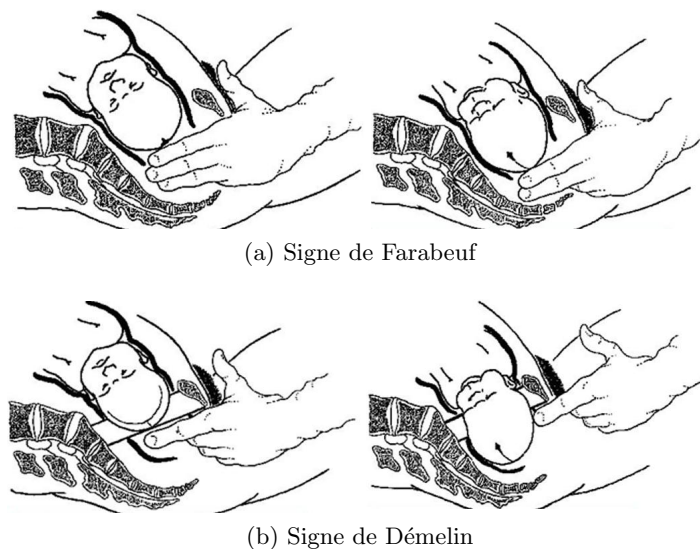


FIGURE 1.10 – Toucher vaginal [CNGOF, 2006b]

La position de la tête foetale est donc évaluée de manière algébrique en centimètres dans le plan frontal du bassin par rapport aux épines sciatiques de la parturiente et est appelée le niveau de présentation. Les niveaux négatifs correspondent à la partie supérieure du bassin et les niveaux positifs à la partie inférieure. Le fœtus est considéré comme engagé à partir du niveau -4 , la tête commence

3. Une parturiente est une femme en cours de travail d'accouchement.

à distendre la vulve au niveau +5. Plus généralement, les praticiens parlent de partie haute pour les niveaux de -5 à -1, partie moyenne pour les niveaux 0 et +1, de partie basse pour les niveaux +2 et +3 et enfin de partie « la plus basse » pour les niveaux supérieurs à +4. La figure 1.11 illustre les différents niveaux de présentation dans le plan frontal du bassin maternel.

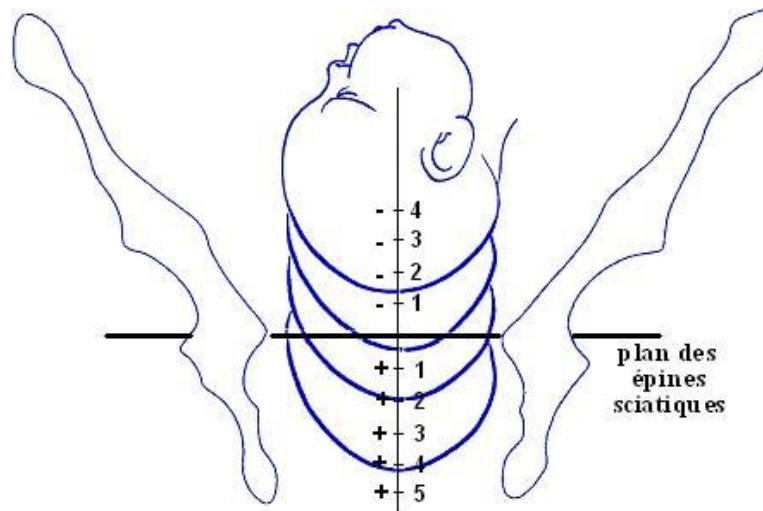


FIGURE 1.11 – Niveau de présentation de la tête fœtale [CNGOF, 2006b]

1.3.2.3 La flexion

La flexion est le mouvement de rotation de la tête fœtale autour de son axe transversal. Cette rotation intervient essentiellement durant l'engagement et se poursuit durant la descente. Elle permet à la tête du fœtus de se positionner de manière à ce que les dimensions céphaliques soient les plus petites, et ainsi favoriser le passage des détroits du bassin. La figure 1.12 présente le mouvement de flexion de la tête fœtale.

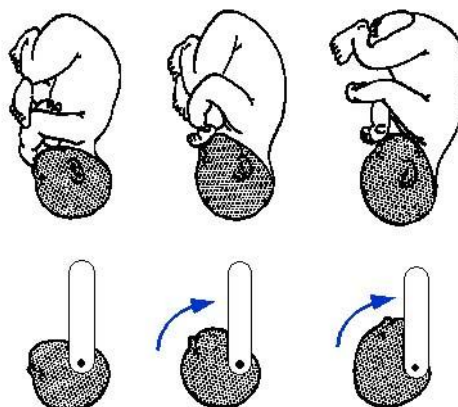


FIGURE 1.12 – Flexion la tête fœtale [CNGOF, 2006b]

Le mouvement de flexion de la tête fœtale est induit par les différents efforts qui s'appliquent durant la descente. En effet, d'un côté les efforts expulsifs générés par les contractions utérines et les

poussées de la parturiente et de l'autre les efforts résistifs dus au contact de la tête avec le bassin génèrent un couple qui entraîne la flexion de la tête. Il est à noter que généralement les positions antérieures favorisent la flexion durant la descente, alors que les variétés postérieures induisent plutôt une déflexion de la tête.

Dans 95% des cas, la tête fœtale se présente de manière bien fléchie, cette présentation est appelée présentation du sommet. Dans les autres cas, on parle généralement de présentation défléchie, on dénote par exemple les présentations bregmatiques, du front et de la face. Les cas de présentation défléchie sont relativement rares et ne touchent que 1 à 2% des accouchements.

1.3.2.4 L'asynclitisme

L'asynclitisme correspond au dernier degré de rotation de la tête fœtale, l'inclinaison latérale de la tête. Les présentations synclites sont les présentations pour lesquelles le plan sagittal de la tête fœtale est orthogonal au plan du détroit supérieur. Dans le cas contraire, la présentation est dite asynclite. On parle d'asynclitisme postérieur lorsque la suture sagittale est orientée vers le pubis et d'asynclitisme antérieur si la suture est orientée vers le sacrum. Les présentations synclites et asynclites sont illustrées par la figure 1.13

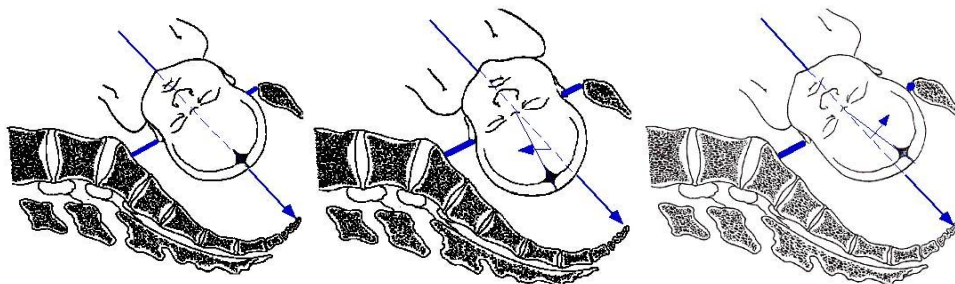


FIGURE 1.13 – Présentation synclite et asynclite [CNGOF, 2006b]

1.3.3 L'accouchement instrumenté

Dans le cas de complications durant la phase de descente du fœtus, il est parfois nécessaire que les praticiens aient à intervenir pour accompagner l'expulsion du fœtus. On parle dans ce cas d'accouchement instrumenté. Différentes causes peuvent être à l'origine de ces complications. On peut par exemple citer le cas d'anomalie du rythme cardiaque du fœtus ou le cas de la dystocie des épaules. Ce dernier correspond au cas où les épaules du fœtus se coincent dans le bassin maternel.

1.3.3.1 Les outils obstétricaux d'extraction

Il existe différents outils permettant aux praticiens d'accompagner la descente de la tête fœtale. Les familles d'outils les plus utilisées en France sont les ventouses et les forceps.

L'invention du forceps est attribuée aux frères Chamberlain au XVII^e siècle. Cet instrument est constitué de deux cuillères concaves qui permettent d'englober la tête fœtale puis d'exercer un effort de traction pour accompagner l'expulsion du fœtus [Feraud, 2009]. Si au départ cet outil fut délaissé à cause de sa difficulté d'utilisation, les améliorations apportées entre le XVIII^e et XX^e siècles ont

entraîné sa démocratisation [Oury *et al.*, 2000]. Il existe de nombreux forceps que l'on peut séparer en deux catégories. La première est la catégorie des forceps à branches croisées, c'est-à-dire que les deux cuillères, après placement autour de la tête fœtale dans le vagin, se croisent et sont solidarisées à l'aide d'une vis ou d'un pivot. Une fois assemblé, le forceps à branches croisées se comporte comme une pince. C'est notamment le cas des forceps de Levret, de Tarnier et de Simpson. L'autre catégorie est celle des forceps à branches parallèles qui s'assemblent cette fois-ci à l'aide d'une barre ou d'une vis permettant de régler l'espacement entre les cuillères. Le forceps de Suzor fait partie de cette catégorie.

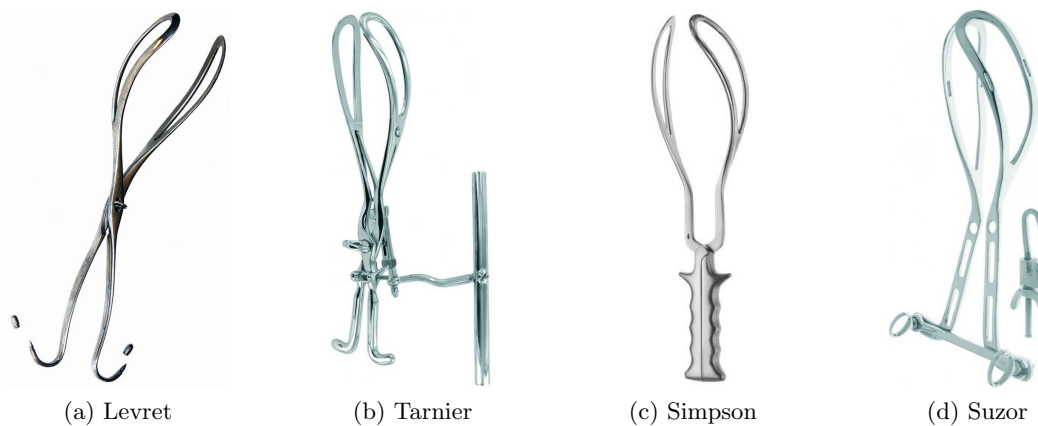


FIGURE 1.14 – Différents types de forceps

En France, le forceps particulièrement utilisé est celui de Levret. Ce dernier a la particularité de posséder deux courbures, la première permet d'épouser la forme de la tête fœtale alors que la seconde a pour but de s'adapter à la forme concave du bassin maternel. Le profil de ce forceps a été conçu afin d'éviter au maximum les lésions périnatales et de la tête. La figure 1.14 illustre la procédure d'utilisation du forceps de Levret.

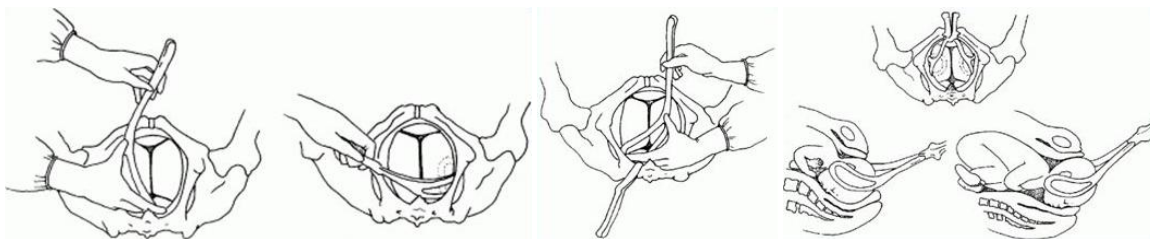


FIGURE 1.15 – Utilisation du forceps de Levret [CEUMVAF, 2014]

Le second instrument fréquemment utilisé est la ventouse. Comme son nom l'indique, cet outil est composé d'une cupule qui se place sur la tête fœtale et dans laquelle on vient faire le vide à l'aide d'une pompe. Une fois la ventouse mise en place, une poignée reliée à la cupule via une chaînette permet d'exercer les efforts d'expulsion. Les premières utilisations de cet instrument sont attribuées à Yonge de Plymouth en 1705, mais les réelles évolutions de l'outil ont eu lieu courant du XX^e siècle. La figure 1.16 illustre une ventouse à usage unique qui est fréquemment utilisée en France, ainsi qu'un schéma expliquant l'utilisation de la ventouse.

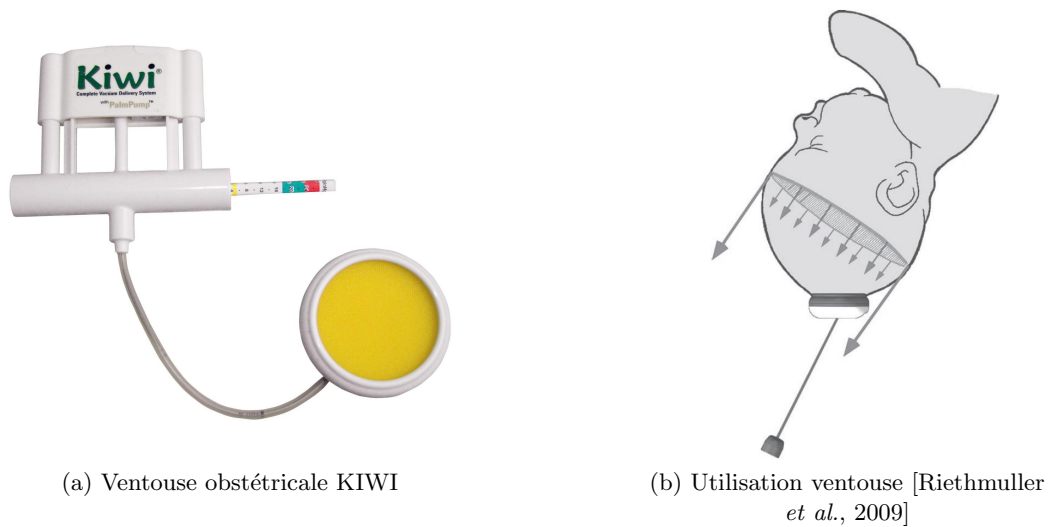


FIGURE 1.16 – Ventouse à usage unique et utilisation

L'utilisation de ces instruments n'est pas sans risque, c'est pourquoi le praticien doit toujours estimer la nécessité de l'emploi de ceux-ci. Les principales lésions liées à leurs mauvaises utilisations touchent aussi bien la parturiente que le fœtus. Pour la mère, on recense notamment des déchirures vulvaires, périnéales ou vaginales, des hématomes périnéaux ou des lésions du col de l'utérus. Pour le fœtus, ces lésions peuvent aller de la simple blessure cutanée à la lésion nerveuse en passant par la fracture de la boîte crânienne appelée embarrure [Gei et Belfort, 1999]. La figure 1.17 illustre certaines de ces lésions.

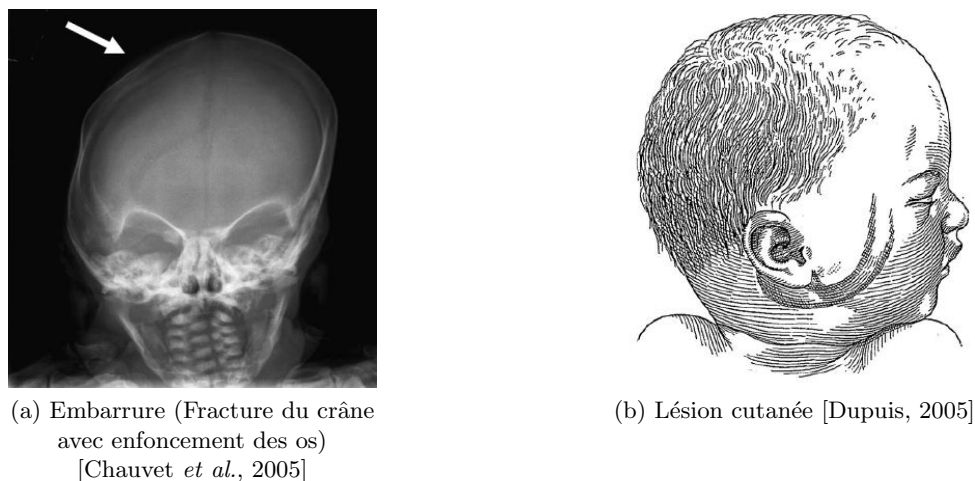


FIGURE 1.17 – Lésions liées à une mauvaise utilisation des instruments d'extraction

L'un des objectifs du simulateur dont il est question dans ce manuscrit est de permettre la formation sans risque pour la parturiente et le fœtus. Cette formation a pour but d'améliorer l'apprentissage des geste par la pratique et ainsi réduire le nombre de lésions dues à une mauvaise gestuelle du praticien et notamment les mauvaises utilisations des instruments obstétricaux. En effet, le BirthSIM a été conçu dans un but de formation aux gestes de l'accouchement, il permet entre autres de former ou de

travailler les procédures d'extraction instrumentale. Ce simulateur, au travers d'une analyse et d'une évaluation des gestes, permet à l'apprenant d'améliorer ses compétences et ainsi de limiter le risque de lésions.

1.3.3.2 Les efforts mis en jeu au cours de l'accouchement

Trois efforts sont à prendre en compte dans le cadre d'un accouchement par voie basse. La Force Expulsive Automatique (FEA), la Force Expulsive Volontaire (FEV) et la Force Expulsive Instrumentée (FEI).

La FEA est la résultante des efforts de pression appliqués par le plancher pelvien sur le fœtus afin de l'expulser hors du bassin maternel. Ces pressions peuvent être séparées en deux catégories, le tonus de base d'une part, et la pression due aux contractions d'autre part. Le bassin mou possède une raideur naturelle, cette raideur naturelle applique des efforts sur le corps fœtal, c'est ce que l'on appelle le tonus de base. À ceci s'ajoutent les contractions naturelles du plancher pelvien. Ces contractions commencent avant la phase de descente fœtale. Elles s'intensifient à la fois en termes d'effort et de fréquence et sont maximales durant la phase d'expulsion.

La FEV est l'effort qu'exerce la parturiente pour faciliter l'expulsion. En effet, en contractant ses muscles pelviens et ses abdominaux, la parturiente exerce une pression qui entraîne la descente fœtale. Afin que ces efforts soient efficaces, il est important que la parturiente apprenne à synchroniser ses efforts avec les contractions de la FEA.

Enfin, la FEI est la résultante des interactions exercées par le praticien. Exercée la plupart du temps à l'aide d'outils obstétricaux, la FEI n'est bien évidemment pas toujours nécessaire et n'est pas appliquée dans le cas d'un accouchement eutocique. Afin d'optimiser l'efficacité de ces efforts, le praticien doit également synchroniser ses gestes avec la FEA.

1.4 L'apprentissage de la gynécologie obstétricale

À l'heure actuelle, dans leur formation les praticiens apprennent la mécanique obstétricale sous forme de cours magistraux, mais en ce qui concerne la pratique elle est généralement enseignée *in situ* lors d'accouchement réel par observation d'une personne expérimentée. Malheureusement, l'utilisation de simulateur se fait de manière épisodique seulement et ceux utilisés dans ces formations permettent rarement de s'entraîner sur des cas d'accouchement complexes ou rares. Ainsi, la maxime « jamais la première fois sur le patient » n'est pas toujours respectée.

Une étude récente [Granry et Moll, 2012] pour la Haute Autorité de la Santé fait l'état de l'art des simulateurs utilisés dans la santé, et conclut sur le fait que les simulateurs pour le médical sont de véritables outils permettant le « développement personnel continu » et insiste sur l'importance d'équiper les écoles de médecine de tels simulateurs. Dans le domaine de l'obstétrique, les simulateurs sont utilisés depuis des années. En effet, Angélique du Coudray fit réaliser en 1759 des mannequins anatomiques représentant le corps maternel et celui du fœtus. Ce mannequin avait pour but, à l'époque, de transmettre son expérience acquise lors des nombreux accouchements sur lesquels elle était intervenue [Petitcolas, 2006].

Les avancées techniques ont permis, depuis, d'améliorer les outils d'apprentissage de la mécanique obstétricale. Dans cette section les différentes catégories de simulateur seront présentées, puis les



FIGURE 1.18 – La machine du Coudray [Petitcolas, 2006]

principaux simulateurs de la littérature et disponibles dans le commerce seront décrits.

1.4.1 La diversité des simulateurs

Il existe différents types de simulateurs. En effet, on peut les répertorier en trois catégories différentes [Silveira, 2004] :

- Les simulateurs anatomiques
- Les simulateurs automatisés
- Les simulateurs virtuels

Les simulateurs anatomiques sont des simulateurs qui se concentrent la représentation physique de la parturiente ainsi que celle du fœtus. Ce sont pour la plupart des mannequins articulés, qui modélisent plus ou moins précisément l'anatomie des corps. On retrouve en général le bassin osseux de la parturiente, le corps du fœtus (articulé ou non), ainsi que d'autres éléments selon le degré de fidélité du simulateur.

Les simulateurs automatisés sont des simulateurs pilotés et instrumentés. Ces simulateurs permettent aux praticiens de s'entraîner sans risques dans le cadre d'une formation. Grâce à cet entraînement, les utilisateurs acquièrent de l'expérience sur des cas rares ou complexes et réduisent les risques d'erreurs en situation réelle. Le fait que le simulateur soit instrumenté permet souvent de mesurer ou étudier les gestes et opérations réalisés par l'opérateur en vue d'une évaluation.

Enfin, les simulateurs virtuels sont des simulateurs où les anatomies de la parturiente et du fœtus sont modélisées numériquement. Une interface graphique permet ensuite la visualisation de ces modèles. Cela a pour but de comprendre les différentes interactions qu'il peut y avoir entre le fœtus et le bassin maternel. Ces simulateurs offrent la possibilité de voir ce qu'il se passe à l'intérieur du bassin mais ne proposent généralement pas de retour haptique⁴.

4. Le retour haptique est un retour d'effort ayant pour but de retranscrire la sensation du toucher à l'utilisateur

1.4.2 Les simulateurs dans la recherche

1.4.2.1 Le simulateur développé à l'Université Johns Hopkins, USA

Ce simulateur automatisé a été développé dans le but de mesurer les différents efforts mis en jeu sur la tête fœtale lors d'une présentation avec dystocie des épaules. En effet, l'objectif était de comparer 3 manœuvres différentes d'extraction de dystocie des épaules, à savoir la manœuvre de Mac Roberts, celle de Rubin antérieure et celle de Rubin postérieure [Allen *et al.*, 2007]. Ce simulateur est composé d'un mannequin représentant les membres inférieurs de la parturiente (bassin et jambes) et d'un mannequin fœtal instrumenté. Les capteurs utilisés sont une jauge de contrainte permettant de mesurer l'effort appliqué sur la tête fœtale, un potentiomètre rotatif pour la mesure de la rotation de la tête et enfin un potentiomètre linéaire qui mesure l'élongation du plexus brachial. Les efforts de traction exercés sur la tête fœtale sont dans les trois manœuvres de l'ordre de 100 N [Kim *et al.*, 2004] [Kim *et al.*, 2005].

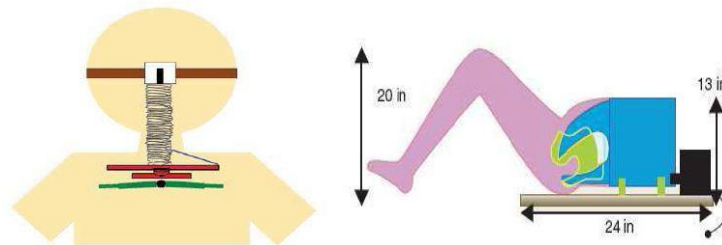


FIGURE 1.19 – Le simulateur développé à l'Université Johns Hopkins [Kim *et al.*, 2005]

Les opérations ont également été réalisées avec des gants instrumentés, toujours dans le but valider les efforts exercés sur la tête fœtale. Deux versions de gants ont été conçues, les premiers avec des capteurs piezoresistifs, les seconds avec des capteurs piézoélectriques. Il est à noter que le mannequin maternel simule les contractions utérines qui expulsent le mannequin fœtal. En effet, un compresseur pneumatique est utilisé pour la mise sous pression de ballons, la variation de pression dans ces ballons modélise les contractions utérines et permettent au mannequin fœtal d'avancer. Ce système de ballons permet d'améliorer le biomimétisme, toutefois elle réduit la répétabilité des exercices.

1.4.2.2 Le simulateur développé à School of Computing Sciences, UK

Ce simulateur est un compromis entre un simulateur instrumenté et un simulateur virtuel. En effet, ce simulateur est composé d'un mannequin représentant le bassin osseux uniquement. La représentation du corps fœtal est obtenue par incrustation en réalité augmentée [Lapeer *et al.*, 2004a]. Il est possible d'interagir avec cette interface de réalité augmentée à l'aide de forceps équipés de capteurs de position optiques. Ces forceps permettent ainsi de déplacer le modèle de fœtus dans le bassin osseux. En revanche, ce simulateur ne gère ni la déformation de la tête fœtale due à l'extraction par forceps ni le retour haptique des efforts mis en jeu lors d'une telle extraction. En parallèle du simulateur, une modélisation de la tête fœtale par éléments finis a été réalisée. Cette modélisation a pour but d'affiner le simulateur pour l'avenir [Lapeer *et al.*, 2004b].

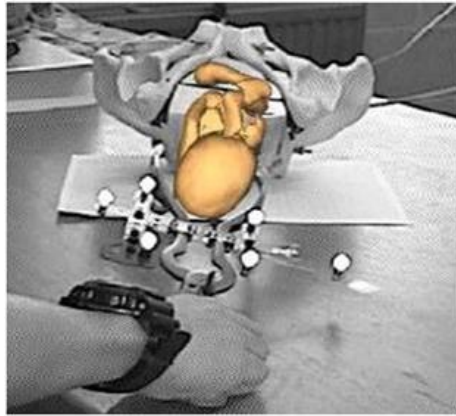


FIGURE 1.20 – Le simulateur développé à School of Computing Sciences [Lapeer *et al.*, 2004b]

1.4.2.3 Le simulateur breveté par Riener *et al.* (US 7241145 B2)

Ce simulateur est constitué d'un mannequin de bassin maternel et d'un mannequin fœtal (ce mannequin peut être réduit à la tête seulement). Ce mannequin fœtal peut être piloté par diverses chaînes cinématiques. On ne trouve toutefois que des publications d'essais effectués à l'aide d'un robot 6 axes dans la littérature. Une interface permet la visualisation de la position de la tête dans le bassin maternel. Dans le brevet, il est aussi proposé d'instrumenter la tête fœtale à l'aide de capteurs de forces et de couples situés au niveau de la nuque, et de capteurs de pression, afin de mesurer les efforts de contact exercés par les forceps lors d'une extraction instrumentale [Obst *et al.*, 2004] [Riener et Burgkart, 2007].

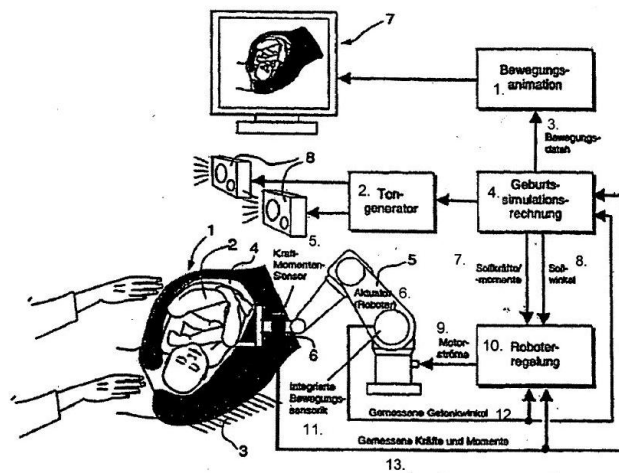


FIGURE 1.21 – Le simulateur breveté par Riener et Burgkart [Riener et Burgkart, 2007]

Une seconde version du simulateur a été réalisée (mais elle n'apparaît pas dans le brevet), en intégrant une interface de réalité augmentée. Ainsi Sielhorst *et al.* ont conçu cette interface constituée d'un casque avec des lunettes qui permet de déterminer les mouvements de la tête de l'utilisateur et de cibles optiques disposés sur les forceps pour déterminer la position des instruments. La technologie utilisée pour le suivi des différents mouvements est exclusivement optique [Sielhorst *et al.*, 2004a] [Sielhorst *et al.*, 2004b]. La position de la tête fœtale est quant à elle obtenue grâce aux différents capteurs intégrés au robot 6 axes. Cette évolution a permis d'étudier des métriques pour l'analyse des

gestes d'utilisation de forceps en termes de trajectoire. La méthode de comparaisons de trajectoire employée est le *Dynamic Time Warping* [Sielhorst *et al.*, 2005]. Sielhorst *et al.* concluent par la remarque suivante, il serait plus pertinent d'étudier le déplacement de 3 points non colinéaires sur les forceps, plutôt que la position et l'orientation d'un repère fixe de l'instrument.

1.4.2.4 Simulateur développé à l'Université de Salerne, Italie

Le simulateur développé à l'Université de Salerne est un simulateur automatisé couplé à une interface de réalité virtuelle. L'interface haptique du simulateur est composée de deux exosquelettes de bras et de mains qui permettent à l'utilisateur d'interagir sur une simulation numérique d'accouchement. En effet, les exosquelettes permettent à la fois de mesurer les gestes effectués par le praticien, mais aussi de fournir un retour d'efforts lors d'interactions. La visualisation est faite à l'aide de lunettes de réalité virtuelle [Abate *et al.*, 2010]. Cette architecture permet l'immersion totale de l'utilisateur dans le scénario d'apprentissage, elle n'est toutefois pas adaptée à la formation en groupe ou en équipe. De plus, l'utilisation d'exosquelette n'est pas particulièrement adéquate pour l'utilisation d'outils. En effet, avec un tel simulateur, il serait nécessaire de modéliser les outils dans la simulation numérique contrairement aux interfaces haptiques conçues à partir de mannequin sur lesquelles il est possible d'utiliser les outils réels. Enfin, dans la littérature les difficultés de couplages entre l'interface haptique et le modèle numérique ne sont pas abordées. En effet, l'une des problématiques liées à ce type de simulateur est le calcul en temps réel de la simulation numérique.

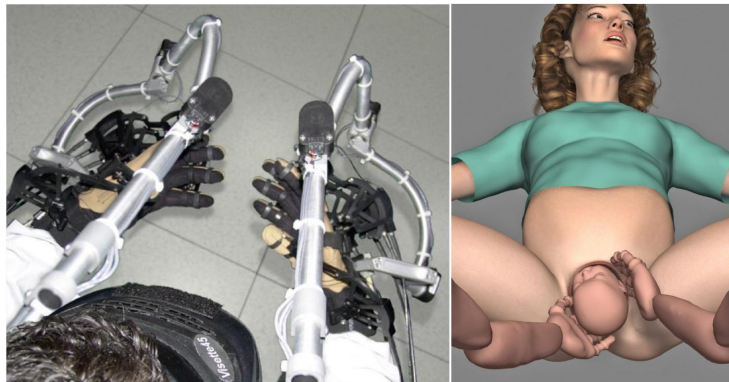


FIGURE 1.22 – Le simulateur développé à l'Université de Salerne [Abate *et al.*, 2010]

1.4.3 Les simulateurs disponibles dans le commerce

1.4.3.1 Noelle

Le premier simulateur Noelle a été développé en 2000 par la société Gaumard⁵. Ce simulateur est automatisé et a la particularité de pousser relativement loin le réalisme. En effet, ce simulateur est composé d'un mannequin complet représentant la parturiente et de différents mannequins représentant des fœtus à différentes maturités. D'autre part, Noelle simule la plupart des comportements physiologiques de la parturiente et du fœtus, par exemple les contractions, la respiration ou les battements de cœur [Jastrow *et al.*, 2013]. Ce simulateur a été développé dans le but de servir de base de formation à différents cas possibles d'accouchement, il permet ainsi de s'exercer aussi bien sur des

5. <http://www.gaumard.com/> visité le 11/09/2015

gestes fondamentaux que sur des cas critiques d'accouchements difficiles. Ce simulateur est muni d'interfaces permettant de le piloter et permettant la visualisation en temps réel de certaines informations liées à l'accouchement. En revanche, il ne dispose pas d'interface qui permette de voir, en temps interactif⁶, la position de la tête fœtale et d'éventuels instruments employés. Il est souvent compliqué de connaître précisément les capteurs et actionneurs utilisés sur les modèles industriels, toutefois il semblerait que Noelle intègre différents actionneurs électriques permettant de reproduire la trajectoire de la tête fœtale et la rotation intrapelvienne du fœtus. Enfin, aucun capteur ne semble mesurer les efforts appliqués par l'utilisateur sur la tête fœtale.



FIGURE 1.23 – Le simulateur Noelle

1.4.3.2 SimMom

SimMom commercialisé par Laerdal⁷ est, au même titre que Noelle de Gaumard, un simulateur automatisé constitué d'un mannequin de femme complet et articulé, ainsi que d'un mannequin de fœtus. Une interface permet de simuler et de représenter en temps interactif les caractéristiques vitales de la parturiente, notamment les caractéristiques cardiaques et respiratoires. Ce simulateur permet aux équipes médicales de s'exercer sur de nombreux cas d'accouchement [Bouin, 2013]. Ainsi, il est possible de simuler une extraction instrumentale, une présentation du siège, une dystocie des épaules. En revanche, les capteurs présents sur le simulateur ne permettent pas de mesurer les efforts exercés sur la tête fœtale et ce dernier ne simule pas non plus les efforts expulsifs. Ainsi, lors d'une formation ou d'un exercice, le formateur ne peut qu'évaluer les gestes de l'opérateur en fonction de ce qu'il voit, il ne dispose pas d'éléments lui permettant une analyse plus approfondie et réellement quantitative.



FIGURE 1.24 – Le simulateur SimMom

6. Le temps interactif est le temps généralement utilisé pour le rafraîchissement des interfaces graphiques (de l'ordre de 24 Hz). On le distingue généralement du temps réel pour les interfaces haptiques, car les lois de commandes employées pour ces interfaces calculent à des fréquences comprises entre la centaine de hertz et la dizaine de kilohertz

7. <http://www.laerdal.com> visité le 11/09/2015

1.4.3.3 SIMone

Le simulateur SIMone commercialisé par 3Bscientific⁸ est constitué d'une partie anatomique, représentant le bassin maternel et d'une tête fœtale dont le déplacement est piloté. Il dispose aussi d'une interface permettant la visualisation de différentes informations sur l'accouchement simulé en cours, ainsi que la position de la tête fœtale dans le bassin maternel. Un capteur d'effort, présent au niveau de la nuque du fœtus, mesure l'effort appliqué sur la tête. Ce capteur permet aussi de mesurer l'orientation de l'effort appliqué, et cette orientation est affichée dans l'interface graphique du simulateur. Les différences marquantes avec le simulateur BirthSIM sont notamment la prise en compte des différentes opérations médicales réalisées (la médication par exemple) et la simulation sonore de la douleur et de la respiration de la parturiente. En revanche, il n'est pas possible avec ce simulateur de visualiser la position des instruments à l'intérieur du bassin.



FIGURE 1.25 – Le simulateur SIMone

1.4.3.4 LM-095N

Le simulateur LM-095N ou Virtual Reality Vaginal Exam Model II commercialisé par Koken MPC⁹ est un simulateur instrumenté, composé d'un mannequin de bassin maternel, muni de différents accessoires dans le but de représenter différents diamètres de dilatation de col ou plusieurs niveaux d'engagements de la tête fœtale. La descente fœtale n'est donc pas pilotée, les modules interchangeables sont statiques et ne représentent que certaines étapes de l'expulsion. À ce mannequin s'ajoute une interface permettant de visualiser l'intérieur du bassin en 3 dimensions, ainsi que la position des doigts de l'opérateur. En effet, un capteur de position magnétique 6 axes est fourni afin d'instrumenter les gants de l'opérateur. Ces capteurs sont des capteurs de position électromagnétiques Trackstar commercialisés par Ascension Technology Corporation.

8. <https://www.3bscientific.fr/> visité le 11/09/2015

9. <http://www.kokenmpc.co.jp/english/> visité le 11/09/2015



FIGURE 1.26 – Le simulateur LM-095

1.4.4 Le BirthSIM

Depuis plusieurs années, le laboratoire Ampère a mis au point un simulateur d'accouchement : le BirthSIM. Les travaux successifs de Ruimark Silveira [Silveira *et al.*, 2004], Olivier Dupuis [Dupuis, 2005], Osama Olaby [Olaby *et al.*, 2006], Richard Moreau [Moreau, 2007] et Romain Buttin [Buttin *et al.*, 2013] ont permis de réaliser différentes versions du simulateur BirthSIM. Ce simulateur est un outil de formation et d'évaluation des gestes de l'accouchement qui a été développé essentiellement pour l'apprentissage des gestes d'extractions instrumentales. Le BirthSIM est constitué d'un bassin maternel et d'une tête fœtale. Ces mannequins anatomiques sont commercialisés par la société SIMULAIDS et sont couramment utilisés en école de sage-femme ou pour des formations en gynécologie obstétricale. La tête fœtale est pilotée par un actionneur pneumatique. Le simulateur propose divers scénarios, afin de reproduire plusieurs cas d'accouchement de complexités différentes. La version du BirthSIM à l'origine des travaux présentés dans ce manuscrit permettait de simuler la trajectoire de la tête fœtale dans le canal pelvien selon 3 degrés de liberté. Le premier est une translation pilotée par l'actionneur pneumatique. Les deux autres sont des rotations passives permettant d'indexer l'orientation et la flexion de la tête fœtale. Ce simulateur a été breveté par Dupuis et les membres du laboratoire Ampère travaillant sur le projet en 2004 [Dupuis *et al.*, 2005].

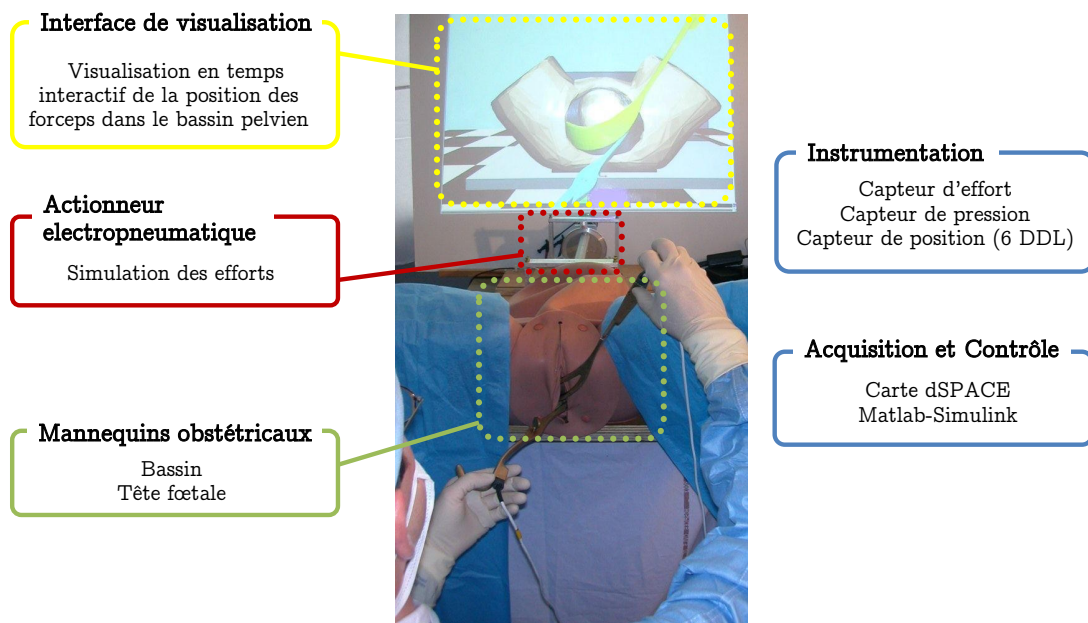


FIGURE 1.27 – L'ancienne version du simulateur BirthSIM

Le simulateur BirthSIM est équipé d'une interface graphique permettant de régler les scénarios, mais aussi d'afficher en temps interactif la position de la tête fœtale et des instruments d'extraction dans le bassin maternel. En effet, des forceps équipés de capteurs de position 6 axes magnétiques permettent d'enregistrer la position et l'orientation des instruments lors de leur utilisation. Ces informations permettent d'une part d'évaluer, à partir de trajectoires d'experts, le geste de l'utilisateur. D'autre part, elles permettent de développer des scénarios où le praticien a un repère visuel et doit suivre une trajectoire cible, afin de mieux comprendre le mouvement de ses outils dans le bassin.

Enfin, la tête fœtale du BirthSIM est équipée d'un capteur d'effort qui permet de mesurer les efforts de traction exercés par le praticien. Cette information a notamment permis de définir les efforts maximaux applicables à la tête [Moreau *et al.*, 2011]. En effet, pour des raisons d'éthique il est compliqué de mesurer *in vivo* ce type de données. L'introduction de matériel expérimental en salle d'accouchement est très complexe aussi bien pour des raisons techniques qu'éthiques ; c'est pourquoi les simulateurs sont aussi intéressants pour quantifier le geste des experts.

1.4.5 Comparaison des simulateurs

Cette section a pour vocation de donner quelques éléments de comparaison entre les différents simulateurs présentés précédemment. Ces critères ne sont pas exhaustifs, mais permettront d'envisager quelques axes d'amélioration pour le simulateur BirthSIM. Ces axes d'amélioration seront traités de manière plus approfondie dans le chapitre suivant. Les critères de comparaison proposés sont les suivants :

1. Niveau d'anthropomorphisme
2. Types d'accouchements simulés
3. Trajectoire concave de la tête respectée
4. Orientations de présentation multiples
5. Rotation intrapelvienne pilotée
6. Flexion pilotée
7. Possibilité de faire un diagnostic d'engagement
8. Interface de visualisation du mouvement fœtal à l'intérieur du bassin
9. Interface de visualisation de la position des instruments et/ou des mains
10. Simulation des efforts ou retour haptique
11. Répétabilité des opérations
12. Instrumentation pour l'évaluation du geste
13. Possibilité d'expérimenter de nouvelles techniques

Le niveau d'anthropomorphisme permet de comparer les degrés de réalisme des différents simulateurs. Pour définir cela, une note de 1 à 3 a été attribuée selon différents critères. Par exemple, le mannequin est-il complet, ou ne représente-t-il qu'une section ? Les textures au toucher sont-elles réalistes ? Les fluides sont-ils présents ? La note 3 étant un degré de réalisme maximal et la note 1 étant la moins bonne.

Le type d'accouchements simulés détermine les différents cas d'accouchement que le simulateur prend en charge. En effet, les différents types d'accouchements que peut prendre en compte le simulateur sont les suivants :

- eutocique
- instrumental
- par le siège
- dystocique
- par césarienne

Les critères concernant la trajectoire concave de la tête fœtale, l'orientation de présentation, la rotation intrapelvienne et la flexion visent à vérifier que les différents mouvements du mobile fœtal lors de l'expulsion sont respectés et pilotés.

Le critère suivant évalue la possibilité de faire un diagnostic d'engagement. C'est à dire évaluer s'il est possible de faire un toucher vaginal ou un diagnostic permettant de connaître la position et l'orientation du fœtus.

Les critères sur l'interface de visualisation du mouvement fœtal et de la position des instruments évaluent la présence d'une interface qui permet de visualiser en temps interactif ce qu'il se passe à l'intérieur du bassin.

Pour le critère concernant la simulation des efforts ou le retour haptique, il s'agit de déterminer si le simulateur est capable de reproduire le comportement de l'accouchement en termes d'effort. Les différents efforts qui s'appliquent permettent ou s'opposent à l'avancée du fœtus dans le canal pelvien. Ces efforts sont notamment la force d'expulsion volontaire due aux contractions abdominales, la force d'expulsion automatique due aux contractions utérines, la force d'expulsion instrumentale due à l'utilisation d'outils obstétriques et enfin la force résistive des muscles pelviens.

Un autre critère intéressant à évaluer est la répétabilité du simulateur. En effet, à partir de mêmes conditions initiales et pour un même scénario, le simulateur reproduit-il le même comportement ?

Le critère lié à l'instrumentation pour l'évaluation du geste est intéressant pour pouvoir analyser le geste de l'utilisateur de manière quantitative. En effet, même s'il n'existe pas une métrique absolue pour l'évaluation d'un geste, l'instrumentation permet de quantifier le mouvement en termes d'erreur de position ou d'effort par rapport à un geste de référence. Cette instrumentation permet d'accompagner l'évaluateur dans l'analyse du geste de l'apprenant. Elle est également vectrice de l'apprentissage en autonomie pour ces derniers.

Enfin, le dernier critère concerne la possibilité d'expérimenter de nouvelles techniques sans risque pour la parturiente ou le fœtus. En effet, on peut imaginer qu'un simulateur peut aussi permettre de tester de nouvelles techniques ou de nouveaux instruments et ainsi de les comparer aux techniques classiques.

Le tableau 1.1 compare les simulateurs précédemment présentés sur les critères qui viennent d'être définis. On remarque qu'il existe des pistes d'amélioration pour chacun des simulateurs présentés, notamment pour le BirthSIM. L'amélioration du BirthSIM a été le leitmotiv des travaux présentés dans ce manuscrit. Les simulateurs, respectivement breveté par Riener et développé par l'Université de Salerne, semblent respecter la totalité des critères, mais des améliorations sont encore possibles. Comme il a été expliqué précédemment, le simulateur de l'université de Salerne n'est pas adéquat pour le travail en équipe et ne permet pas la formation aux extractions instrumentales. D'autre part, si le

TABLEAU 1.1 – Comparatif des simulateurs

† : e : eutocique, i : instrumental, s : siège, d : dystocie des épaules, c : césarienne

simulateurs \ critères	1	2 [†]	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Université Hopkins	2	e,d		×			×			×		×	×
School of Computing Sciences	1	i	×	×				×	×		×	×	
Riener <i>et al.</i>	2	e,i	×	×	×	×	×	×	×	×	×	×	×
Université de Salerne	2	e,s,d	×	×	×	×	×	×	×	×	×	×	×
Noelle	3	e,i,s,d,c		×	×		×			×	×		×
SimMom	3	e,i,s,d		×			×			×			
SIMone	2	e,i	×		×	×	×	×		×	×	×	×
LM-095	2	e	×	×			×	×	×		×	×	
BirthSIM	2	e,i		×			×	×	×	×	×	×	×

simulateur breveté par Riener permet lui la formation aux techniques d'accouchement employant des instruments, les résultats de publication ont été obtenus seulement à l'aide d'un robot 6 axes industriel. Or, l'utilisation de ce type de robot n'est pas compatible avec un mannequin de bassin maternel pour des raisons d'encombrement. D'autre part, les robots industriels sont généralement surdimensionnés et peu adaptés à une utilisation comme interface haptique. C'est en effet le constat de Kheddar *et al.* qui à la suite d'une étude préliminaire ont conclu que les interfaces haptiques disponibles dans le commerce ne sont pas vraiment adaptées pour une utilisation dans un simulateur d'accouchement. Ils insistent, donc, sur l'intérêt de développer une interface haptique dédiée [Kheddar *et al.*, 2004].

1.5 Conclusion

Dans ce chapitre, les principes élémentaires de la mécanique obstétricale ont été présentés. Ainsi, les mobilités de la tête fœtale sont multiples. On recense 5 degrés de liberté principaux, deux translations dans le plan sagittal du bassin maternel et trois rotations à savoir la flexion, l'asynclitisme et la rotation intrapelvienne. Les praticiens sont formés pour comprendre ces mécanismes et au travers de divers diagnostics suivent l'évolution de la descente du mobile fœtal. Si tout se passe bien, ils n'interviennent pas particulièrement, en revanche en cas de complications une extraction instrumentale est parfois nécessaire. Cette extraction est une procédure d'urgence qui est particulièrement technique et nécessite une gestuelle précise afin d'éviter les risques de blessure pour la parturiente ou le fœtus.

Les simulateurs d'accouchement sont des outils particulièrement adaptés à l'apprentissage des gestes obstétricaux. Ainsi, le BirthSIM développé par le laboratoire Ampère a pour vocation de favoriser l'apprentissage des praticiens. Ce n'est pas le seul simulateur qui offre cette possibilité et l'étude comparative avec les différents simulateurs expérimentaux et commerciaux, présentée dans ce chapitre, montre que certaines améliorations permettraient d'augmenter le réalisme de ces simulateurs.

Le chapitre suivant est consacré à l'expression des améliorations à apporter au simulateur BirthSIM et la définition d'un nouveau cahier des charges. Dans un second temps, la nouvelle architecture et les choix de conception permettant de répondre à ce cahier des charges seront développés.

Chapitre 2

Conception d'un nouveau simulateur

2.1	Introduction	29
2.2	Le projet SAGA	29
2.2.1	Tâche 2 : Système d'apprentissage	29
2.2.2	Tâche 3 : Un modèle numérique	30
2.2.3	Tâche 4 : Une nouvelle interface haptique	32
2.3	Cahier des charges	32
2.3.1	Augmentation des degrés de mobilité de la tête fœtale	33
2.3.2	Augmentation du nombre de scénarios	34
2.3.3	Augmentation du degré d'anthropomorphisme	35
2.3.4	Interface de visualisation de la tête et du bassin mou	36
2.3.5	Couplage entre simulation numérique et interface haptique	36
2.4	Les évolutions du prototype	37
2.4.1	Robot 1 degré de liberté	37
2.4.2	Robot 2 axes	38
2.4.3	Robot 4 axes	38
2.5	Choix techniques	41
2.5.1	Le mannequin anatomique	41
2.5.2	Les actionneurs	42
2.5.2.1	Les actionneurs pneumatiques	43
2.5.2.2	Les actionneurs électriques	44
2.5.2.3	Les pré-actionneurs	45
2.5.3	Les capteurs	46
2.5.3.1	Les capteurs de positions	46
2.5.3.2	Les capteurs de pression	50
2.5.3.3	Les capteurs d'effort et de perception tactile	51
2.5.4	La carte de contrôle	52
2.6	Conclusion	53

2.1 Introduction

Ce chapitre présente les travaux de conception et les choix technologiques pour l'amélioration du simulateur BirthSIM dans le cadre du projet SAGA. Dans un premier temps, le contexte du projet sera décrit. Après une description du cahier des charges, les différents prototypes de la nouvelle version du BirthSIM seront présentés. Enfin, les choix technologiques en termes d'actionneurs et de capteurs seront développés.

2.2 Le projet SAGA

Le projet SAGA (Simulateur pour l'Apprentissage des Gestes de l'Accouchement) est un projet financé par l'ANR (Agence Nationale de la Recherche) [ANR-12-MONU-0006]. Ce projet regroupe sept partenaires à savoir :

- Le Laboratoire d'InfoRmatique en Image et Systèmes d'information (LIRIS) à Lyon
- Le laboratoire des Techniques de l'Ingénierie Médicale et de la Complexité - Informatique, Mathématiques et Applications, Grenoble (TIMC-IMAG)
- Le centre de robotique des Mines ParisTech (CAOR)
- Le Laboratoire des Sciences de l'Éducation de Grenoble (LSE)
- Le laboratoire Ampère de Lyon
- La société Haptique et Réalité Virtuelle (HRV) à Laval
- La société All4tec à Massy

L'objectif du projet, comme son nom l'indique, est de développer un simulateur d'accouchement permettant de favoriser l'apprentissage des gestes de l'accouchement. Pour y arriver les compétences de chacun des partenaires sont exploitées, ainsi le projet a été découpé en cinq tâches. La première tâche concerne la gestion du projet en lui même. Les quatre autres tâches, quant à elles, concernent les aspects plus techniques. Ainsi la tâche 2 consiste à mettre au point un système d'apprentissage adéquat à l'apprentissage des gestes. La troisième tâche concerne la réalisation d'un modèle numérique et d'une simulation d'un accouchement. La quatrième tâche consiste à développer une interface haptique compatible avec la simulation numérique. Enfin, la cinquième et dernière tâche a pour objectif d'intégrer les trois tâches précédentes et de réaliser un démonstrateur. La figure 2.1 illustre la décomposition en tâche du projet et les interactions entre ces tâches.

Évidemment, ce manuscrit abordera majoritairement la tâche 4, mais les tâches 2 et 3 seront également présentées de manière détaillée dans les sections suivantes.

2.2.1 Tâche 2 : Système d'apprentissage

Cette tâche, pilotée par le LSE, est primordiale dans la réalisation du nouveau simulateur. En effet, il s'agit ici de recueillir les attentes des futurs utilisateurs. En collaboration avec l'Association Naissance et Connaissance (ANC), la maternité du Centre Hospitalier Lyon Sud et l'école de sages-femmes de Grenoble, le LSE doit dégager les points importants de la formation des praticiens et ainsi définir les scénarios qui seront joués par le simulateur. De plus dans l'élaboration de ces scénarios la tâche 2 pourra proposer des critères d'auto-évaluation pour l'utilisateur, des programmes pédagogiques permettant d'assimiler tel ou tel geste, ainsi que des aides pour les formateurs dans l'évaluation ou l'accompagnement des étudiants.

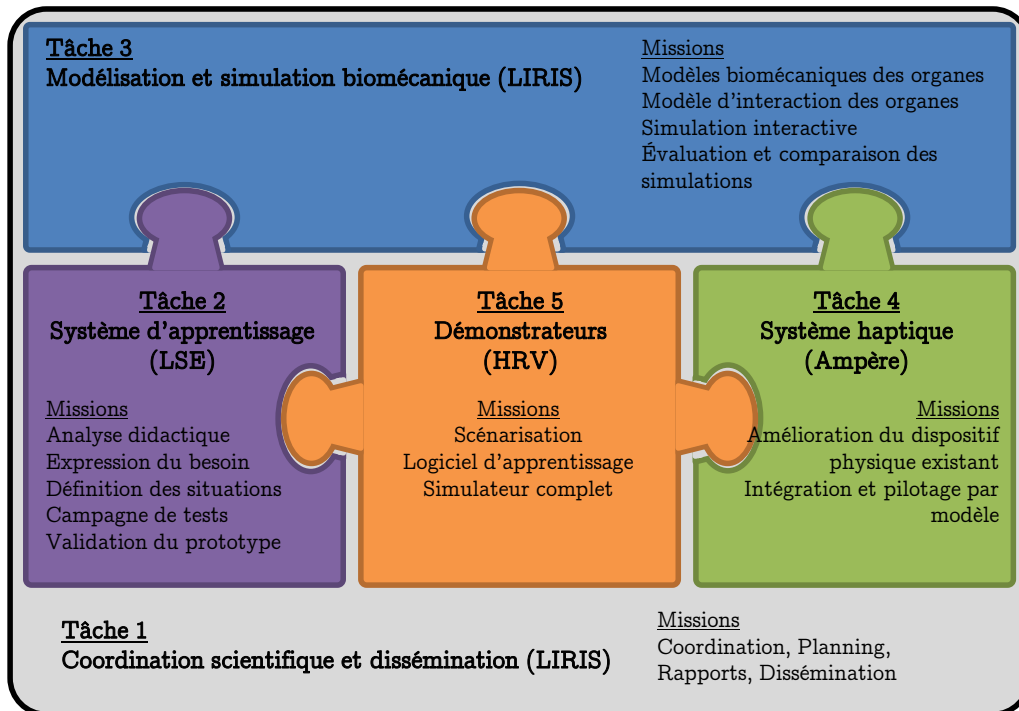


FIGURE 2.1 – structuration du projet SAGA

Enfin, il incombe également à la tâche 2 de valider les scénarios et le prototype en recueillant le ressenti des testeurs. En effet, il est d'usage d'évaluer l'impact des simulateurs sur une formation. Ces études statistiques sont pour la plupart effectuées sur un groupe de personnes dans le cadre de leur formation et ont pour objectif d'évaluer la plus-value qu'apporte un tel outil en termes de pédagogie.

2.2.2 Tâche 3 : Un modèle numérique

La tâche 3 est pilotée par le LIRIS et implique les travaux du laboratoire TIMC-IMAG de Grenoble et du CAOR de Paris. Cette tâche concerne le développement d'un modèle biomécanique de la descente du fœtus au cours de l'accouchement ainsi que sa simulation numérique sans trajectoire imposée. C'est-à-dire que la descente du fœtus est issue uniquement des forces de contractions et des forces de poussées maternelles qui sont appliquées sur l'utérus, ainsi que de l'interaction entre les organes.

Les travaux de Romain Buttin [Buttin *et al.*, 2009] [Buttin *et al.*, 2013] élaborés en collaboration entre le LIRIS et le laboratoire Ampère ont initié ces recherches. En effet, durant ses travaux de thèse, Buttin a rassemblé les données et paramètres biomédicaux des différents organes composant le bassin maternel et le mobile fœtal disponibles dans la littérature. À partir de ces données, Buttin a proposé le premier modèle d'accouchement tenant compte du comportement de l'utérus, du bassin, du fœtus et de l'abdomen lors de la descente fœtale. La simulation de cet accouchement est réalisée à partir de modèles éléments finis en utilisant le progiciel Abaqus développé par Dassault System. La figure 2.2 présente la simulation obtenue par Buttin à différentes étapes successives de l'accouchement.

Si le modèle obtenu par éléments finis est fonctionnel et a été validé en termes de comportements par des praticiens expérimentés, il possède un inconvénient majeur dans le cadre d'un couplage avec une interface haptique : le temps de calcul. En effet, une telle simulation demande des ressources de

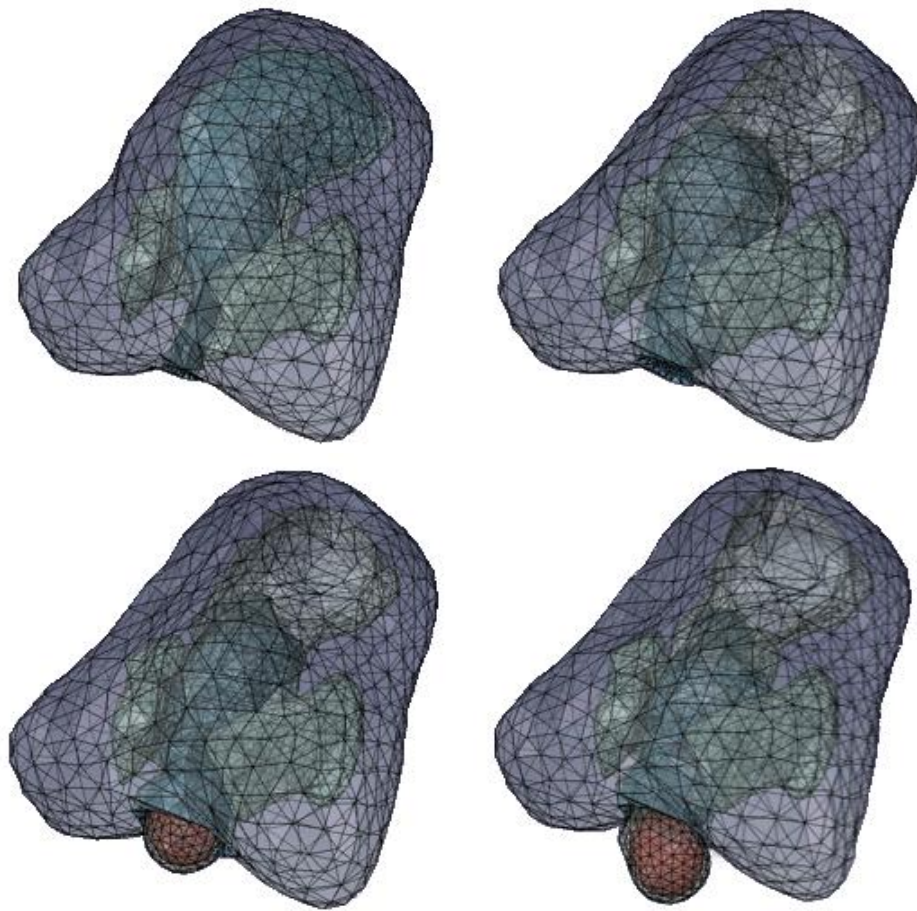


FIGURE 2.2 – Simulation d'accouchement [Buttin, 2010]

calculs importantes et il est impossible d'obtenir des résultats en temps interactifs sur un ordinateur conventionnel. Les trois partenaires évoqués précédemment travaillent donc sur l'optimisation de modèle afin de réduire les temps de calcul tout en conservant une précision suffisante pour le contrôle de l'interface haptique. L'objectif final étant de réaliser un couplage entre la simulation numérique et l'interface haptique. Les travaux engagés pour y parvenir concernent quatre axes, le remplacement de la méthode éléments finis par la méthode *Hyper-Elastic Mass Links* (HEML), l'optimisation des maillages des différents organes, l'amélioration de la gestion des collisions et la parallélisation de calcul CPU/GPU.

La technique HEML est une méthode employant des modèles de liaisons hyperélastiques entre les éléments. Celle-ci permet de gérer les grands déplacements et serait adaptée à la modélisation des corps mous [Goulette et Chen, 2015]. Un autre intérêt de cette méthode réside dans le fait que la complexité (ou le nombre de calculs) est proportionnelle au nombre d'éléments, alors que dans le cas de la méthode éléments finis la complexité est d'ordre supérieur.

D'autre part, une manière de réduire le temps de calcul est la réduction du nombre d'éléments ou de noeuds. Toutefois, réduire de manière trop conséquente implique des pertes d'informations et de précision importantes. Ainsi les partenaires travaillent sur l'optimisation du maillage. L'objectif cette fois-ci est d'optimiser le type d'élément utilisé et la densité du maillage pour conserver un comportement réaliste et négliger les parties qui ont moins d'importance durant l'accouchement.

Comme il a été présenté au chapitre précédent, différents organes interagissent durant l'accouchement. Durant la simulation numérique, les modèles de ces organes rentrent en collision. Ainsi pour un rendu réaliste ces interactions doivent être prises en compte, sachant que le comportement lors d'une collision n'est pas toujours le même selon les organes concernés.

Enfin, la parallélisation GPU/CPU consiste à profiter du calculateur de la carte graphique d'une machine en même temps que celui de la carte mère. Ainsi en séparant les tâches et en confiant une partie des calculs au GPU il est possible de gagner en rapidité de simulation. En optimisant ce procédé, il devrait être possible d'obtenir une simulation numérique suffisamment rapide pour faire du calcul en temps interactif et pouvant intégrer les actions mesurées par l'interface haptique.

2.2.3 Tâche 4 : Une nouvelle interface haptique

La tâche 4 pilotée par le laboratoire Ampère a pour objectif de développer une interface haptique pouvant jouer les scénarios conçus par la tâche 2 et compatible avec le modèle numérique d'accouchement. Deux partenaires travaillent sur cette tâche, le laboratoire Ampère et le CAOR. Les deux entités travaillent sur deux architectures différentes, le CAOR développe une interface actionnée uniquement par des machines à courant continu (MCC). En revanche, au laboratoire Ampère les travaux précédemment effectués sur le BirthSIM sont mis à profit pour concevoir une architecture hybride pneumatique/électrique. L'intérêt de développer deux interfaces est de pouvoir comparer les deux architectures et valider celle dont le rendu haptique est le plus fidèle. Ce manuscrit ne traitera pas de l'interface haptique développée par le CAOR.

Cette nouvelle interface haptique est un aspect important du projet SAGA. En effet, c'est cette interface qui permettra aux praticiens de s'entraîner aux gestes de l'accouchement. Ainsi, le robot permettra de mesurer l'ensemble des actions réalisées par l'utilisateur et de reproduire le plus fidèlement possible le comportement fœtal dans sa descente du canal pelvien. Tous les simulateurs existants à l'heure actuelle rejouent une trajectoire prédéfinie. C'est-à-dire que la trajectoire consigne que suit le fœtus est définie à l'avance et les opérations effectuées par le praticien n'influent pas sur cette consigne. Dans le projet SAGA, une autre approche est abordée, le couplage entre l'interface haptique et le modèle numérique permet de s'affranchir de cette trajectoire imposée. En effet, le modèle numérique calcule le mouvement du fœtus en fonction des interactions de l'utilisateur, ainsi c'est le modèle numérique qui transmettra les consignes à l'interface haptique en termes de position ou d'effort. Par conséquent, pour un même scénario, des actions de l'utilisateur différentes feront évoluer la trajectoire fœtale de manière différente.

2.3 Cahier des charges

L'étude comparative réalisée au chapitre précédent (*cf.* 1.4.5) montre qu'il est possible d'améliorer l'interface haptique BirthSIM. D'autre part, à l'instar des simulateurs de vol, les simulateurs biomédicaux modernes couplent de plus en plus une interface haptique avec un modèle numérique. En effet, dans le cas des simulateurs de vol cela permet de confronter sans risque des pilotes en formation à des situations complexes ou d'urgence. L'ensemble des opérations effectuées par ces pilotes est pris en compte, injecté dans la simulation numérique. Puis, ce modèle numérique calcule le comportement supposé de l'objet volant. Ce comportement est ensuite rejoué par l'interface qui permet aux pilotes

de ressentir l'impact de leurs actions. Ce couplage entre modèle numérique et interface haptique a fait son apparition depuis quelques années dans le domaine du biomédical. On trouve ainsi dans la littérature un certain nombre de références concernant des simulateurs couplant un modèle numérique avec une interface haptique [Dang *et al.*, 2001] [Basdogan *et al.*, 2004] [Courtecuisse *et al.*, 2010]. Dans la majorité des cas ces simulateurs ont pour domaine d'application la chirurgie mini-invasive ou l'anesthésie. Le projet SAGA s'inspire donc de ces simulateurs dans le but d'appliquer cette technique au cas de l'accouchement.

2.3.1 Augmentation des degrés de mobilité de la tête fœtale

Dans la section 1.3 il a été montré que cinq des six degrés de mobilité de la tête fœtale jouent un rôle important durant la descente fœtale. Or la version précédente du simulateur BirthSIM ne permet de contrôler qu'un seul de ces degrés de liberté ce qui semble assez limitant. C'est pourquoi l'un des premiers aspects à améliorer concerne la mobilité fœtale. Le dialogue avec les praticiens partenaires a permis de définir un ordre de priorité dans ces mobilités. Le classement du plus au moins important est le suivant :

1. la translation selon l'axe longitudinal de la parturiente
2. la translation selon l'axe antéro-postérieur de la parturiente
3. la rotation intrapelvienne
4. la flexion
5. l'asynclitisme

Afin de ne pas trop complexifier la réalisation de la nouvelle interface, il a été décidé de reproduire seulement 4 degrés de liberté. Ainsi l'asynclitisme considéré moins important ne sera pas piloté sur l'interface haptique.

Pour dimensionner les actionneurs, il est nécessaire de caractériser l'amplitude des mouvements. Pour les deux translations, les amplitudes ont été estimées de deux manières différentes. La première estimation des amplitudes en translation a été obtenue à partir des résultats de simulation de Buttin *et al.* [Buttin *et al.*, 2009]. D'autre part, la littérature indique le mouvement de la tête du fœtus suit la forme du sacrum maternel. Une mesure effectuée sur un mannequin anatomique a également permis d'estimer l'amplitude de ces mouvements. La figure 2.3 illustre la mesure effectuée sur le bassin, ainsi que les résultats des travaux de Buttin *et al.*

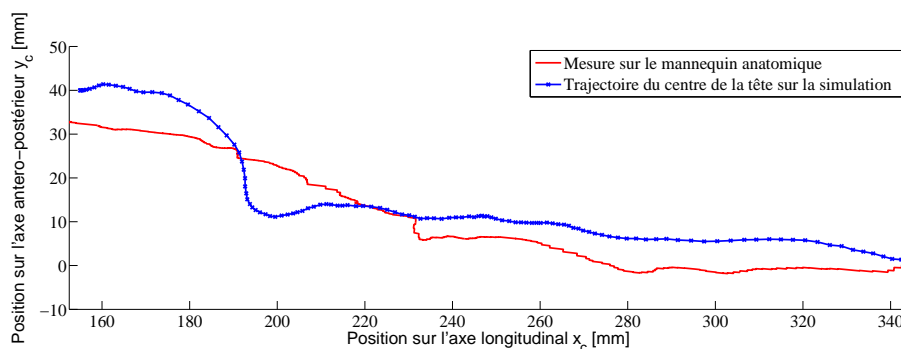


FIGURE 2.3 – Estimations de la trajectoire fœtale dans la filière pelvienne

On peut mesurer sur la figure 2.3 que l'amplitude du mouvement est d'environ 190 mm selon l'axe longitudinal et de 40 mm selon l'axe antéro-postérieur. Toutefois, il est important de noter que ces trajectoires ne prennent en compte que la partie de la descente située entre l'engagement et le dégagement. Ainsi, il est nécessaire d'ajouter environ 150 mm selon l'axe longitudinal permettant de dégager complètement la tête du bassin et de conserver une certaine mobilité avant l'engagement. D'autre part, selon l'axe antéro-postérieur le mouvement de la tête est bien plus important, une fois la tête dégagée totalement. C'est pourquoi il est proposé d'augmenter l'amplitude de déplacement selon cet axe à une centaine de millimètres.

La rotation selon l'axe longitudinal du fœtus permettra à la fois de simuler la rotation intrapelvienne et les différentes variétés de présentation. Ainsi pour pouvoir couvrir l'ensemble de ces variétés, il est évident qu'une amplitude d'au moins 360° soit nécessaire.

Enfin pour la flexion, afin de couvrir un maximum de cas, il serait intéressant de pouvoir fléchir la tête dans une position du sommet, qui rappelle le représente 95% des cas. Il serait également important de pouvoir défléchir la tête jusqu'à la présentation de la face. L'amplitude de ce mouvement est de l'ordre de 120° .

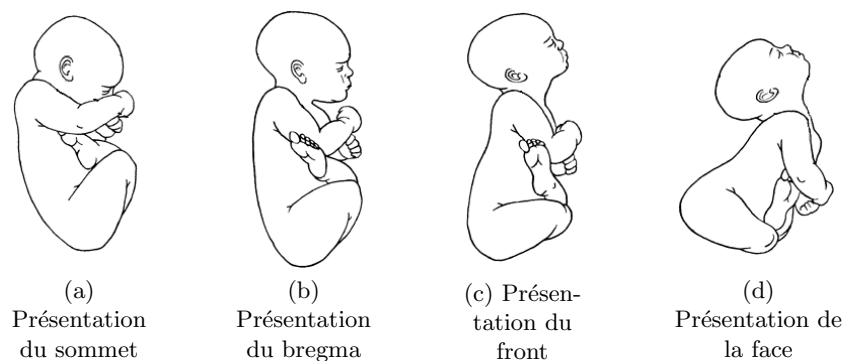


FIGURE 2.4 – Différentes variétés en flexion [Gimovsky, 2004]

2.3.2 Augmentation du nombre de scénarios

L'ancienne version du BirthSIM proposait déjà plusieurs scénarios d'accouchement, notamment un scénario d'accouchement eutocique ainsi que des scénarios d'accouchements instrumentés facile, difficile et impossible. Le scénario d'accouchement eutocique permet à l'utilisateur de s'entraîner sur les différents gestes de diagnostic, et ainsi de suivre le bon déroulement de l'accouchement simulé. Les scénarios d'accouchements instrumentés sont divisés en trois niveaux de difficulté pour une raison précise. Dans la version facile, l'objectif pédagogique est d'aider l'apprenant à comprendre le principe de simple ou double synchronisation. En effet, durant une extraction instrumentale le praticien doit apprendre à synchroniser ses efforts d'extraction (FEI) avec les contractions utérines (FEA) et les efforts de poussée de la parturiente (FEV), afin que la somme de ces trois efforts dépasse un seuil d'effort pour lequel la tête commence à se déplacer. La figure 2.5 illustre le principe de double synchronisation.

Les scénarios d'accouchement difficile et impossible ont pour objectif pédagogique de montrer aux praticiens qu'il est parfois nécessaire d'exercer des efforts importants, mais qu'il y a aussi une limite à partir de laquelle il est trop risqué pour le f etus et pour la parturiente de tirer. En effet, des études

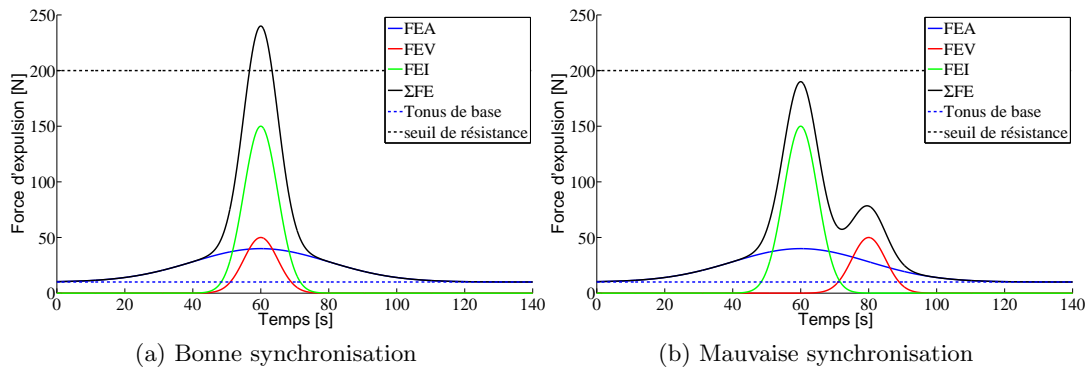


FIGURE 2.5 – Principe de synchronisation des efforts d'expulsion

ont montré que la FEI maximale à appliquer est de l'ordre de 200 N [Leslie *et al.*, 2005] [Moreau *et al.*, 2011].

La nouvelle version du simulateur devra, évidemment, conserver les scénarios décrits précédemment, mais également intégrer les nouveaux scénarios rédigés par la tâche 2. Ainsi, les scénarios envisagés seraient ceux liés à une mauvaise flexion durant la descente fœtale ou les cas de grande rotation intrapelvienne.

2.3.3 Augmentation du degré d'anthropomorphisme

Le degré d'anthropomorphisme est un indicateur évaluant la ressemblance aussi bien esthétique que comportementale du simulateur par rapport à une parturiente et un fœtus. L'utilisation de mannequins anatomiques dédiés à l'apprentissage de la gynécologie obstétricale permet d'obtenir un degré d'anthropomorphisme minimal, toutefois plusieurs améliorations sont possibles. De prime abord, les praticiens ayant testé l'ancienne version du BirthSIM regrettent souvent l'absence des muscles pelviens. En effet, sur la majorité des mannequins disponibles dans le commerce ces muscles ne sont pas présents. Dans le cadre du nouveau simulateur, il serait intéressant de les ajouter pour différentes raisons, notamment parce qu'ils permettent de recouvrir les repères osseux du bassin ce qui entraîne un rendu plus réaliste lors des diagnostics de présentation. D'autre part, ces muscles permettent également aux cuillères de forceps, lors de leur placement, de rester en place ce qui est également plus réaliste et améliore la qualité de formation.

Un autre axe à améliorer concerne la sensation haptique lors des contacts avec la tête fœtale. En effet, les travaux de Moreau *et al.* ont permis de confirmer que l'utilisation d'actionneurs pneumatiques était pertinente dans la reproduction du comportement des tissus mous [Moreau, 2007]. De plus, les lois de commandes employées pour le contrôle de ces actionneurs sont des lois de commande à raideur variable. Ce type de loi de commande est pertinent, car il permet de reproduire le changement de comportement des muscles pelviens au cours d'une contraction. Ainsi améliorer les lois de commande pourrait également améliorer le rendu haptique et l'anthropomorphisme. La synthèse de lois de commande en raideur sera étudiée en détail dans le chapitre 4.

Enfin, les praticiens aimeraient un simulateur tenant compte des épaules, des déformations de la tête et les éventuelles bosses séro-sanguines¹. En effet, les épaules d'une part permettent d'affiner les

1. Une bosse séro-sanguine est formée par un épanchement de sérum et de sang dans le cuir chevelu. C'est une lésion

diagnostics de présentation par palpation. D'autre part, les déformations de la tête lors de la descente du canal pelvien maternel sont relativement conséquentes et dépendent notamment de la variété de présentation et de l'utilisation ou non d'instruments d'extraction. Ces aspects pourront être pris en compte par le modèle numérique, toutefois il est extrêmement complexe de simuler cela avec l'interface haptique. En effet, l'intégration des épaules demanderait l'ajout d'un ou plusieurs actionneurs ce qui complexifie la conception du robot. En outre, l'utilisation d'une tête fœtale achetée dans le commerce n'est pas compatible avec la reproduction des déformations dues à la descente.

2.3.4 Interface de visualisation de la tête et du bassin mou

L'ancienne version du BirthSIM propose une interface permettant de visualiser le bassin osseux de la parturiente, la tête fœtale ainsi que la position des outils d'extraction. Dans le projet SAGA, une représentation graphique du modèle numérique pourra remplir les mêmes fonctions et même fournir plus d'information. En effet, en plus des éléments solides visibles sur l'ancienne interface, le modèle numérique développé par les partenaires du projet simule également le comportement des corps mous. Ainsi il serait possible d'afficher le comportement du reste du corps du fœtus, les déformations de l'utérus, des muscles et de l'abdomen de la parturiente. De plus, comme il a été évoqué précédemment, cette interface graphique pourrait éventuellement afficher les déformations de la tête dues à l'utilisation des outils d'extraction.

2.3.5 Couplage entre simulation numérique et interface haptique

Si l'intérêt du couplage entre la simulation numérique et l'interface haptique a été évoqué plusieurs fois précédemment, il est question ici de définir les informations qu'il serait intéressant d'échanger. Il est à noter que la simulation numérique ne communique pas seulement avec l'interface haptique, mais également avec une Interface Homme-Machine (IHM) qui gère à la fois la visualisation, mais aussi le déroulement du scénario ainsi que le temps de référence pour l'ensemble du simulateur.

Les informations transmises de la simulation numérique vers l'interface haptique sont les suivantes :

Le scénario selon le scénario choisi (eutocique, instrumenté, *etc.*) les paramètres de contrôle de l'interface haptique pourraient être différents.

Le temps de simulation afin de synchroniser l'ensemble des parties du simulateur, il est nécessaire qu'un temps global soit défini. Il permet également l'enregistrement des mesures horodaté par rapport au début de la simulation.

La position et l'orientation de la tête fœtale qui servira de consigne pour l'interface haptique.

Les vitesses et accélérations de la tête qui peuvent également servir de consigne ou permettront d'interpoler si toutefois la simulation numérique n'était pas suffisamment rapide pour piloter l'interface haptique en temps réel.

La raideur ou l'effort de contractions qui permettront, comme il a été abordé précédemment, de régler les lois de commandes.

En contrepartie, l'interface haptique devra transmettre les informations qui suivent :

fréquente qui se produit au cours de l'accouchement et se résorbe sous 2 à 6 jours. Elle peut toutefois poser problème car elle perturbe le diagnostic de présentation et peut induire en erreur les praticiens.

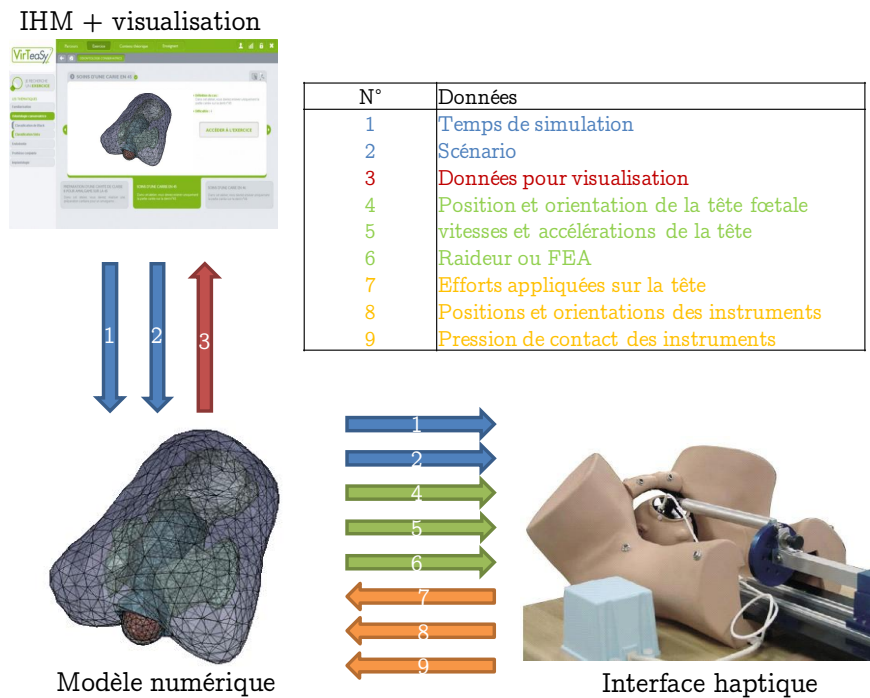


FIGURE 2.6 – Protocole de communication

Les efforts appliqués par l'utilisateur sur la tête fœtale qui permettront à la simulation numérique de prendre en compte ces actions.

La position et l'orientation des instruments afin de les faire apparaître sur l'interface de visualisation

Les pressions de contact des instruments sur la tête pour modéliser les déformations.

2.4 Les évolutions du prototype

L'une des principales évolutions du simulateur concerne l'augmentation du nombre de degrés de liberté. Ainsi, l'objectif final est de proposer une interface haptique avec quatre DDL : deux translations et deux rotations. Afin de simplifier l'implémentation de ces mobilités, la conception s'est faite en plusieurs étapes, dans un premier temps une architecture avec un seul degré de mobilité a été conçue. Cette architecture est équivalente à celle de l'ancienne version du BirthSIM et a eu principalement pour intérêt de caractériser les actionneurs pneumatiques. La seconde étape a été de réaliser une architecture comprenant les 2 DDL permettant de reproduire la trajectoire concave de la descente. Enfin, le prototype intégrant les 2 DDL en translation et les 2 DDL en rotation reproduisant la flexion et la rotation intrapelvienne a été conçu.

2.4.1 Robot 1 degré de liberté

La réalisation du prototype à 1 DDL en translation n'apporte aucune valeur ajoutée par rapport à l'ancienne version du BirthSIM. Toutefois, cette architecture est intéressante pour la caractérisation des actionneurs pneumatiques. La conception mécanique pour la réalisation de ce prototype étant

relativement basique, elle ne sera pas abordée dans ce manuscrit. L'architecture système est illustrée par la figure 2.7. L'architecture étant relativement simple, elle a également permis de tester différentes technologies de capteur notamment un capteur de position à câble et une centrale inertielle permettant de mesurer respectivement la position et l'accélération du piston du vérin pneumatique. Le détail et les caractéristiques des différents composants seront exprimés dans la section suivante (*cf.* 2.5) et la partie caractérisation des actionneurs pneumatiques sera quant à elle abordée au chapitre suivant (*cf.* 3.3.3.2).

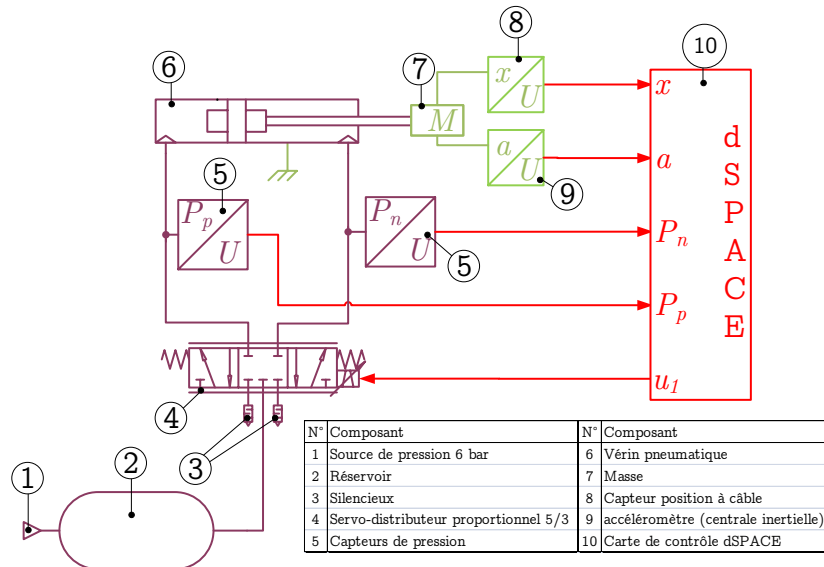


FIGURE 2.7 – Architecture système du prototype 1 DDL

2.4.2 Robot 2 axes

Le deuxième prototype intègre un second degré de liberté. Au-delà du fait de permettre la conception étape par étape, le prototype à 2 DDL a aussi permis de tester dans un premier temps les lois de commande en raideur détaillées dans les chapitres suivants. La solution retenue pour réaliser les deux DDL en translation est une structure cinématique bouclée dont le schéma cinématique est présenté par la figure 2.8a.

Le premier vérin est modélisé par les solides 3 et 4. Le second vérin, dont la tige est carrée, est quant à lui modélisé par les solides 1 et 2. La structure cinématique proposée permet à l'organe terminal, que constitue le mannequin de tête fœtale, de suivre la trajectoire concave du sacrum. Les différents composants mécaniques ont été dimensionnés de manière à ce que l'espace de travail du robot concorde avec les amplitudes de mouvement déterminées précédemment (*cf.* 2.3.1). La figure 2.8b illustre l'architecture système de l'interface haptique à 2 DDL.

2.4.3 Robot 4 axes

Parmi ces quatre DDL, il est intéressant de reproduire le comportement des tissus mous pour seulement deux d'entre eux. En effet, pour les deux translations permettant de suivre la trajectoire concave du bassin il est pertinent de reproduire l'aspect compliant des muscles pelviens, car les tissus

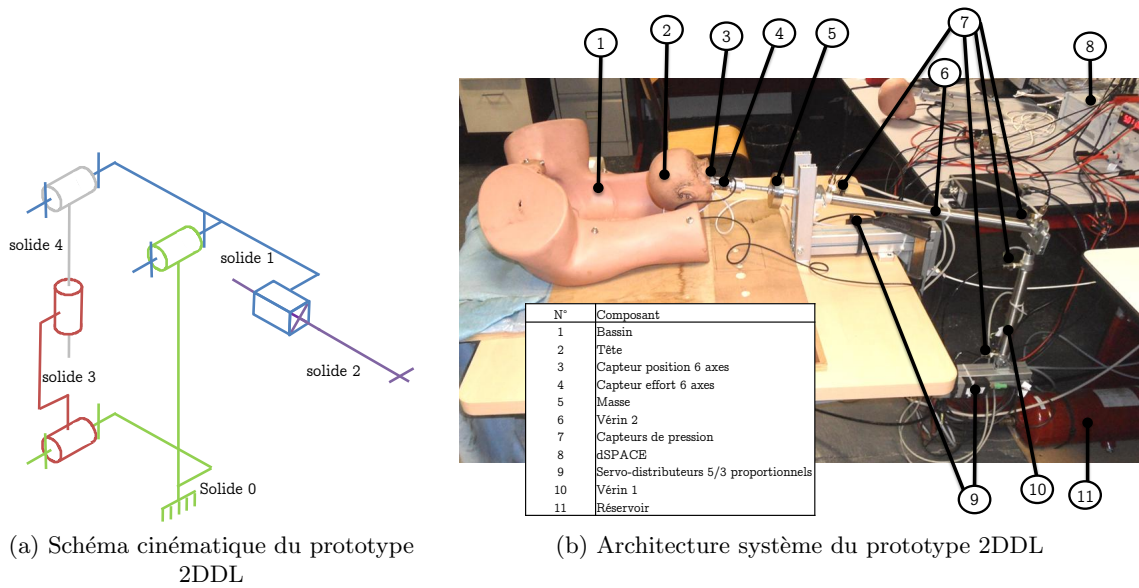


FIGURE 2.8 – Prototype 2 DDL

mous interviennent de manière notable sur le déplacement du fœtus (efforts résistifs). En revanche, l'aspect compliant des tissus n'intervient quasiment pas sur la flexion et la rotation. Ainsi, l'architecture retenue pour l'interface haptique est une architecture hybride comportant deux vérins pneumatiques pour les deux translations et deux actionneurs électriques pour les rotations. Les caractéristiques de ces actionneurs sont données dans la section suivante. Les figures 2.9 et 2.10 illustrent respectivement l'architecture et un visuel de l'interface haptique à quatre DDL.

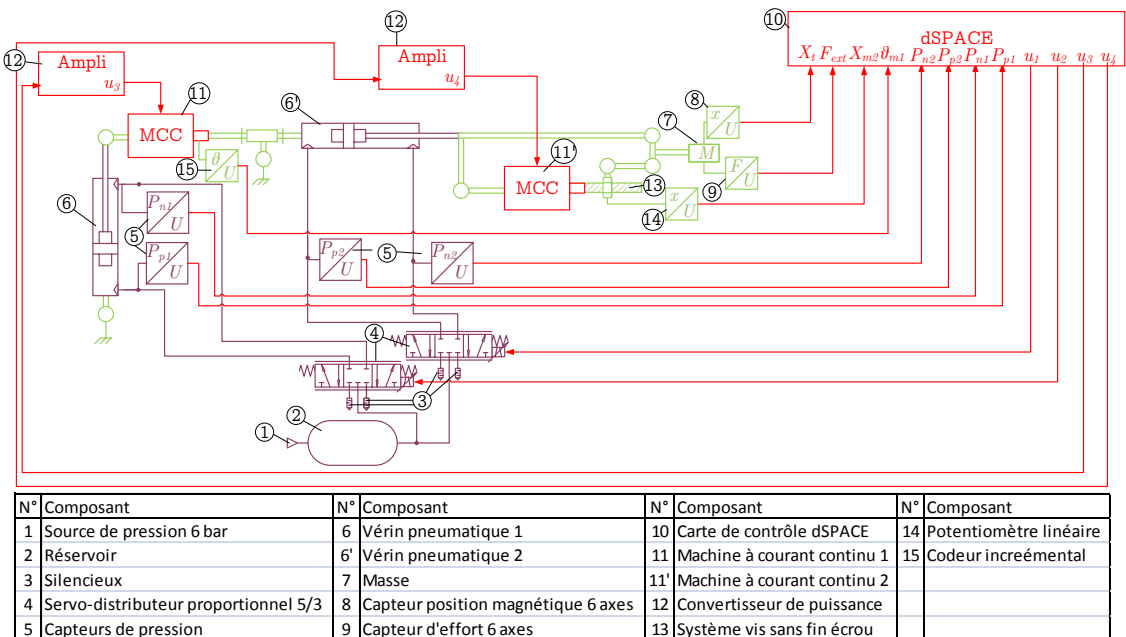
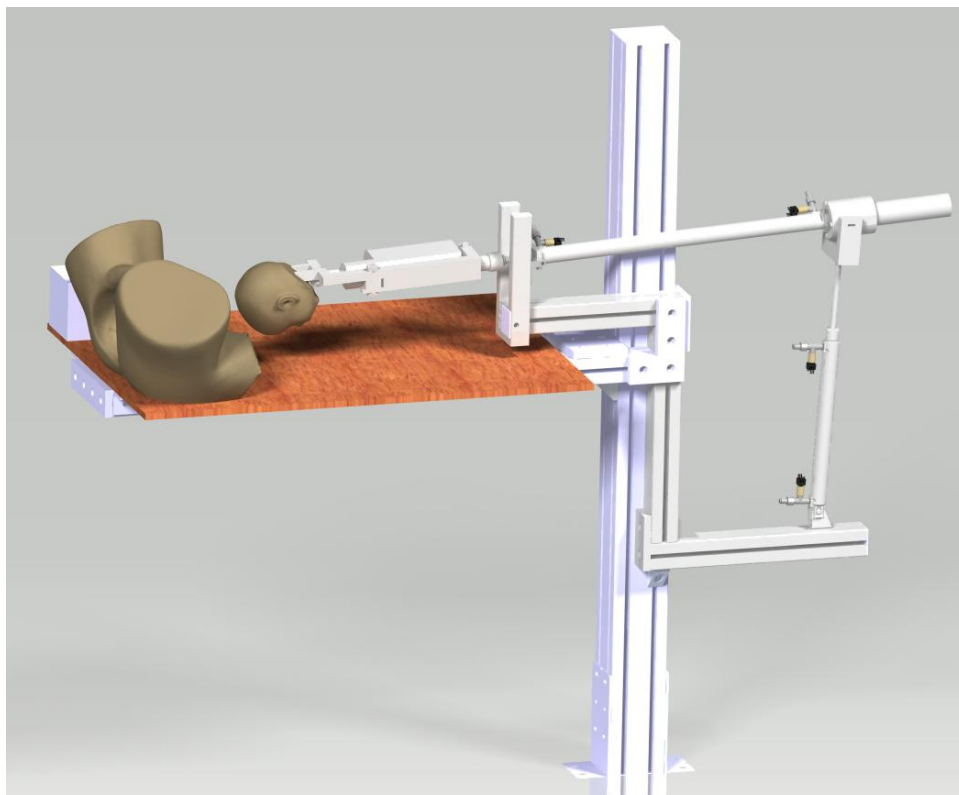
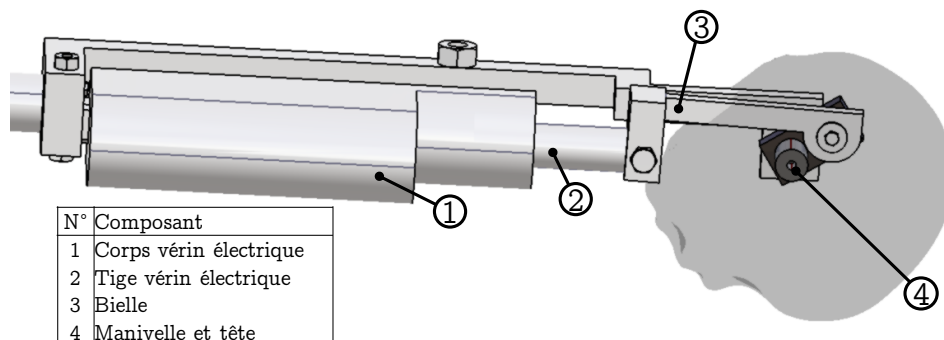


FIGURE 2.9 – Architecture système du prototype 4DDL

La machine à courant continu (MCC) notée 11 sur la figure 2.9 permet de piloter la rotation intrapelvienne. Le regroupement de la seconde MCC et du système vis sans fin écrou (respectivement notés 11' et 13 sur la figure 2.9) constitue ce que l'on appelle un vérin électrique. En effet, la MCC actionne une vis sans fin qui en tournant déplace un écrou. C'est une manière de convertir le mouvement de rotation de la MCC en translation d'où le nom de vérin. Ce type d'actionneur se trouve dans le commerce déjà assemblé et instrumenté d'un potentiomètre linéaire servant de capteur de position. La translation de ce vérin électrique est ensuite reconvertie en rotation et permet de gérer la flexion de la tête via un système bielle-manivelle. Le mécanisme permettant la flexion de la tête est présenté sur la figure 2.10b. Cette solution avec deux conversions mécaniques (rotation/translation et translation/rotation) n'est pas vraiment optimale énergétiquement, mais elle a pour avantage de proposer un montage relativement simple à intégrer sur le mannequin de la tête fœtale.



(a) Vue générale du simulateur



(b) Vue détaillée mécanisme de flexion

FIGURE 2.10 – La nouvelle version du BirthSIM

2.5 Choix techniques

Cette section présente les différents choix techniques qui ont été faits lors de la conception du simulateur et dresse un court état de l'art sur certaines technologies.

2.5.1 Le mannequin anatomique

Le mannequin anatomique est une partie essentielle du simulateur. En effet, ce sont les mannequins du bassin et de la tête fœtale qui permettront à l'utilisateur de retrouver les différents repères anatomiques. Le mannequin utilisé pour l'interface haptique a été choisi après une comparaison de plusieurs simulateurs anatomiques disponibles dans le commerce, notamment les mannequins Prompt de la société Laerdal², S500 de Gaumard³, AK063B d'Adam Rouilly⁴, Obstetrical Manikin de Simulaids⁵ et VG395 de 3B Scientific⁶. Pour le BirthSIM, seuls le bassin et la tête du mannequin fœtal seront utilisés. L'ensemble des mannequins cités précédemment propose un bassin modélisant le bassin osseux, la vulve, le ventre et une partie des hanches. En revanche, seul le simulateur Prompt dispose d'une reproduction des muscles pelviens. Pour le fœtus, tous modélisent les fontanelles. Enfin, un critère qui a été déterminant dans le choix du mannequin est la possibilité d'utiliser les instruments d'extraction. En effet, certains de ces simulateurs ne peuvent pas être utilisés avec des forceps parce que la tête n'est pas assez rigide ou parce que la vulve ne tient pas en place lors de l'extraction. D'autres ne sont pas adaptés à l'utilisation de la ventouse, car la cupule ne tient pas sur le sommet de la tête fœtale. Le tableau 2.1 propose une comparaison des différents mannequins, alors que la figure 2.11 présente les cinq simulateurs cités précédemment.

TABLEAU 2.1 – Tableau comparatif des simulateurs anatomiques existants dans le commerce

Mannequin	Prompt	S500	AK063B	Obstetrical Manikin	VG395
Fabricant	Laerdal	Gaumard	Adam Rouilly	Simulaids	3B Scientific
Bassin	×	×	×	×	×
Fœtus	×	×	×	×	×
Muscles pelviens	×				
Compatible forceps	×	×		×	
Compatible ventouse	×		×	×	
Prix approximatif	4350€	500€	4600€	750€	1400€
Bassin utilisé pour		Noelle	LM095 (Koken)	BirthSIM	

Dans l'étude comparative des mannequins anatomiques, deux simulateurs se sont distingués le Prompt et l'Obstetrical Manikin. Le premier se distingue plutôt sur la partie bassin avec la présence des muscles pelviens et un meilleur réalisme au toucher. Toutefois, ce simulateur est très cher et la conception du ventre contraint grandement l'espace disponible pour placer les actionneurs. Le mannequin de Simulaids quant à lui se distingue sur le mannequin fœtal dont la tête est particulièrement réaliste notamment dans la représentation des sutures et des fontanelles et dont la rigidité de la tête est assez similaire à celle d'un vrai fœtus. Même si le mannequin Prompt est le seul à respecter l'ensemble des critères, il a été décidé d'utiliser l'Obstetrical Manikin pour la nouvelle version de l'interface

2. <http://www.laerdal.com> visité le 11/09/2015

3. <http://www.gaumard.com/> visité le 11/09/2015

4. <http://www.adam-rouilly.co.uk/> visité le 11/09/2015

5. <http://www.simulaids.com/> visité le 11/09/2015

6. <https://www.3bscientific.fr/> visité le 11/09/2015

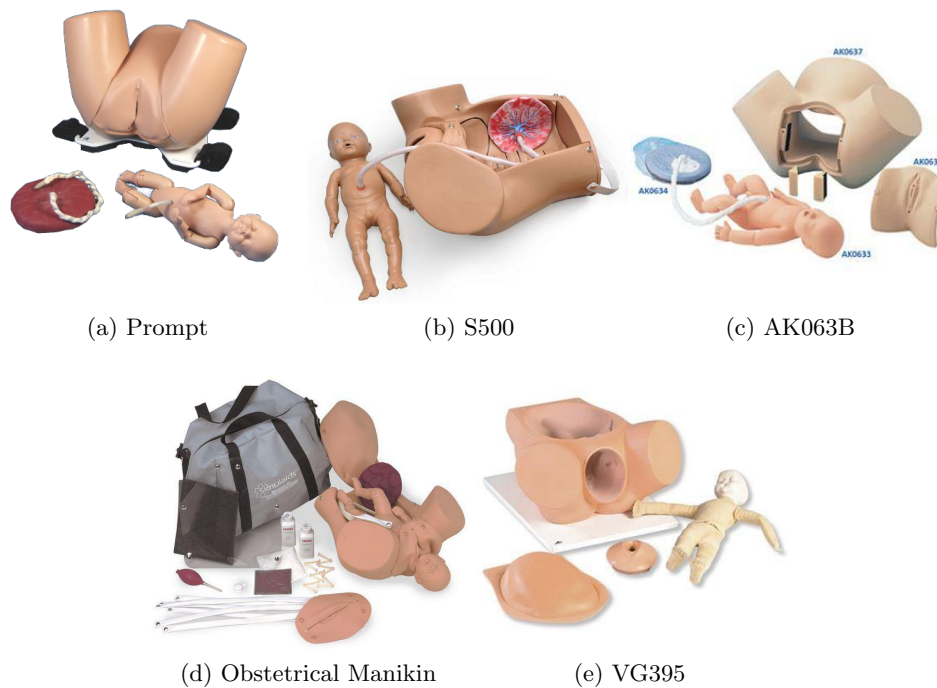


FIGURE 2.11 – Différents simulateurs anatomiques dans le commerce

haptique. En effet, ce dernier respecte l'ensemble des critères sauf pour les muscles pelviens. Afin de limiter les coûts du simulateur, la représentation du bassin mou pouvant être réalisée de manière moins onéreuse.

2.5.2 Les actionneurs

L'ancienne version du BirthSIM ne dispose que d'un seul degré de liberté actionné par un vérin pneumatique. L'intérêt de l'actionnement pneumatique réside dans le fait que ce type d'actionneur possède une compliance naturelle. Pour rappel la compliance est l'inverse de la raideur. Ainsi la compliance du vérin pneumatique est intéressante car elle permet de mieux simuler le comportement des tissus mous. En effet, les actionneurs électriques plus largement utilisés en robotique sont réputés pour être des actionneurs très raides ce qui induit, lorsque les efforts à transmettre sont importants, un manque de réversibilité⁷ et de transparence⁸ du robot, ce qui n'est pas vraiment compatible avec une interface haptique.

La nouvelle version du BirthSIM comporte quatre DDL pilotés. Deux actionneurs pneumatiques pour reconstituer les deux translations de la tête fœtale dans le plan sagittal du bassin maternel et deux actionneurs électriques pour reproduire la flexion et la rotation intrapelvienne de la tête.

7. La réversibilité d'un robot est la capacité de ce robot à être mû par des efforts extérieurs. Autrement dit, est-ce que si l'on applique un effort sur l'organe terminal du robot, ce robot se déplace ?

8. La transparence du robot est une notion qui intervient lorsqu'il y a une comanipulation entre le robot et l'utilisateur, c'est-à-dire que l'utilisateur dirige directement le mouvement et que le robot l'accompagne dans ce mouvement pour généralement amplifier ses efforts (exemple : exosquelette). La transparence correspond au ressenti que peut avoir l'utilisateur du robot. Est-ce que l'utilisateur sent la présence du robot dans son geste ?

2.5.2.1 Les actionneurs pneumatiques

Les actionneurs pneumatiques utilisés pour l'interface haptique sont deux vérins double effet à simple tige. Ces vérins sont composés d'un tube cylindrique dans lequel se déplace un piston. Le piston sépare ainsi le tube en deux parties appelées chambres respectivement notées P et N. Le piston auquel est rattachée la tige est mû par un différentiel de pression entre les deux chambres. Ainsi, lorsque la pression dans la chambre P est supérieure à celle de la chambre N, la tige du vérin sort.



FIGURE 2.12 – Vérin pneumatique commercialisé par Festo

Pour dimensionner ces actionneurs, la course et les efforts maximaux ont été pris en compte. En effet, il a été défini dans le cahier des charges précédent (*cf.* 2.3.1) que les deux translations doivent respectivement couvrir une amplitude de l'ordre de 350 mm selon l'axe longitudinal et de 150 mm selon l'axe antéro-postérieur. Des études réalisées sur simulateurs ont servi à dimensionner ces actionneurs en termes d'effort. En effet, éthiquement il est compliqué de réaliser ce type de mesures sur des cas réels d'accouchement. Ainsi, les études d'Allen *et al.* [Allen *et al.*, 1995], Leslie *et al.* [Leslie *et al.*, 2005] et Moreau *et al.* [Moreau *et al.*, 2011] ont permis d'estimer l'effort maximal appliqué pour extraire le fœtus à l'aide de forceps. Cet effort est de l'ordre de 200 N.

Les vérins choisis pour l'interface haptique sont deux vérins cylindriques de la gamme DSNU commercialisés par Festo⁹. La table 2.2 donne les principales caractéristiques de ces deux vérins. Pour le vérin 2 une tige carrée a été choisie afin d'empêcher la rotation de la tige dans le cylindre qui poserait problème pour le contrôle de la rotation intrapelvienne.

TABLEAU 2.2 – Caractéristiques principales des vérins pneumatiques du BirthSIM

Référence	DSNU-25-400-PPV-A-Q	DSNU-25-200-PPV-A
Notation	vérin 2	vérin 1
Position	horizontale	verticale
Masse du corps	0,478 kg	0,291 kg
Masse de la tige	0,511 kg	0,358 kg
Course	400 mm	200 mm
Diamètre du piston	25 mm	25 mm
Effort théorique de poussée à 6 bar	295 N	295 N
Effort théorique de rentrée à 6 bar	247 N	247 N
Géométrie de la tige	carrée	ronde
Dimension tige rentrée	Ø27x542 mm	Ø27x342 mm

9. https://www.festo.com/cms/fr_fr/index.htm visité le 03/03/2016.

2.5.2.2 Les actionneurs électriques

Au départ, des solutions pneumatiques ont également été envisagées pour les rotations, toutefois ces solutions n'ont pas été retenues pour diverses raisons. En effet, si en termes de rapport poids/puissance ces actionneurs sont très bons, ces derniers sont relativement encombrants. De plus, dans le cas spécifique des actionneurs pneumatiques à palette, la course en rotation de ces actionneurs est limitée à 270° , ce qui n'est pas suffisant pour reproduire l'ensemble des orientations de présentation. En revanche, les actionneurs électriques permettent d'obtenir les amplitudes en rotation souhaitées dans un encombrement acceptable. Deux actionneurs différents ont été retenus, une MCC couplé à un réducteur pour actionner la rotation intrapelvienne, et un vérin électrique couplé à un système bielle-manivelle pour la flexion. Un réducteur est nécessaire, car les MCC fonctionnent généralement à vitesse élevée, mais à faible couple.

Un vérin électrique est composé d'une MCC, d'un réducteur, d'une vis sans fin et d'un écrou. Ainsi l'écrou guidé par une glissière se met en translation lorsque la vis sans fin, mue par la MCC, se met à tourner. Le système bielle-manivelle placé en série avec le vérin permet ensuite de reconvertir la translation en rotation. Une autre solution utilisant une MCC et des engrenages coniques pour un renvoi d'angle avait été envisagée, mais cette solution s'est avérée trop compliquée à monter sur le mannequin de tête fœtale. Il est à noter qu'un vérin pneumatique aurait pu remplacer le vérin électrique qui est relativement encombrant. Toutefois, cette solution n'a pas été retenue car le système bielle-manivelle implique que pour une erreur de position faible du vérin, l'erreur d'orientation de la tête est importante (environ $10^\circ/\text{mm}$). En effet, les récentes améliorations sur les commandes de vérins pneumatiques permettent d'obtenir une précision d'asservissement en position qui conviendrait, mais la difficulté de mise en œuvre de ce type de solution reste bien plus élevée que celle pour un vérin électrique.

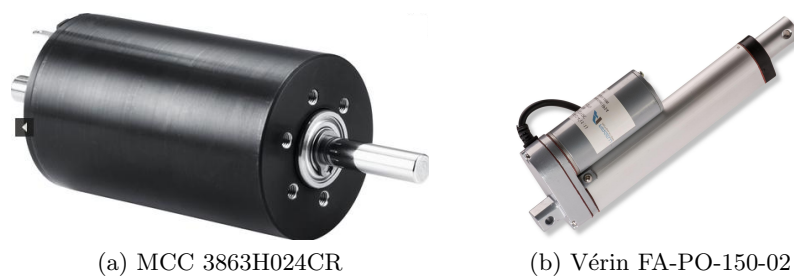


FIGURE 2.13 – Actionneurs électriques

Le dimensionnement des actionneurs électriques a également été réalisé en termes d'effort et d'amplitudes de rotation de la tête. Cette fois-ci, peu d'études ont été faites sur les couples appliqués à la tête fœtale dans le cadre d'une extraction instrumentale. On note toutefois les travaux d'Allen *et al.* [Allen *et al.*, 1994] [Allen *et al.*, 1995] qui estiment le couple maximal appliqué à la tête dans le cadre d'une dystocie des épaules à 6,21 Nm.

Les caractéristiques principales de la MCC commercialisée par Faulhaber¹⁰ et du vérin électrique commercialisé par Firgelli¹¹ sont répertoriées dans les tables 2.3 et 2.4

10. <https://fmcc.faulhaber.com> visité le 03/03/2016

11. <https://www.firgelliauto.com> visité le 03/03/2016

TABLEAU 2.3 – Caractéristique de la MCC et du réducteur

MCC 3863H024CR		Réducteur 38A	
Tension nominale	24 V	Rapport de réduction	80 :1
Vitesse nominale	577 rad/s		
Couple nominal	129 mNm	Nombre d'étages	3
Couple de frottement	6,5 mNm		
Rendement maximal	85%	Vitesse maximale en entrée	471 rad/s
Masse	0,390 kg		
Constante FEM	39,8 mVs/rad	Rendement maximal	90%
Constante de couple	39,8 mNm/A		
Dimensions	∅38x64 mm	Dimensions	∅38x67,6 mm

TABLEAU 2.4 – Caractéristiques principales du vérin électrique

Vérin FA-PO-150-02	
Tension nominale	12 V
Course	50,8 mm
Vitesse nominale	12,7 mm/s
Effort nominal	667 N
Masse	1,2 kg
Dimensions arbre rentré	198x76x40 mm

2.5.2.3 Les pré-actionneurs

Les pré-actionneurs sont des composants qui permettent l'apport d'énergie aux actionneurs. Pour le BirthSIM deux technologies d'actionneur ont été utilisées, ainsi, deux types de pré-actionneurs ont donc été dimensionnés. Pour les actionneurs pneumatiques, les pré-actionneurs employés sont des servo-distributeurs proportionnels 5/3 fabriqués par Festo. Un distributeur est composé d'un tiroir glissant se déplaçant dans un corps comportant des orifices. Ainsi selon la position du tiroir un débit d'air peut circuler entre un orifice et l'autre. Le préfixe « servo » et l'adjectif proportionnel signifient que le tiroir du distributeur est asservi en position et que la position de ce même tiroir est proportionnelle à la tension de consigne. Ainsi, le réglage de cette position permet d'ouvrir plus ou moins les orifices ce qui agit sur les débits. Les chiffres « 5/3 » signifient que le distributeur est constitué de 5 orifices et de 3 positions. Les positions correspondent au nombre de configurations de routage de l'air possible dans le distributeur. Une vue de coupe et la représentation schématique d'un servo-distributeur proportionnel 5/3 sont respectivement présentées sur la figure 2.14.

Les principales caractéristiques des servo-distributeurs sont données par la table 2.5. L'ensemble comprenant un vérin et un ou plusieurs servo-distributeurs est généralement appelé un actionneur électropneumatique.

Pour les actionneurs électriques, deux possibilités de pré-actionneurs ont été envisagées, à savoir les amplificateurs de classe C et de classe D. Pour la commande de petits actionneurs électriques comme ceux dimensionnés pour le BirthSIM, les deux technologies de pré-actionneurs sont équivalentes. L'amplificateur de classe C est un montage électronique composé d'éléments actifs (amplificateur

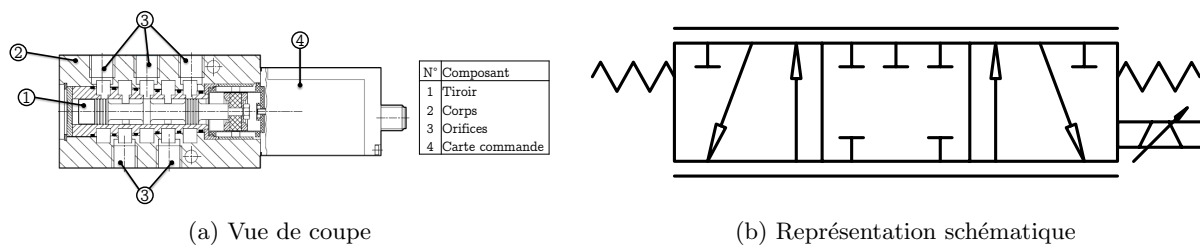


FIGURE 2.14 – Servo-distributeur proportionnel 5/3

TABLEAU 2.5 – Caractéristiques principales des servo-distributeurs

Servo-distributeur proportionnel 5/3 MYPE-5-M5-010-B	
Tension d'alimentation	17 – 30 V
Valeur de consigne	0 – 10 V
Pression de service	0 – 10 bar
Débit nominal normal	100 L/min

opérationnel et transistor de puissance) permettant d'amplifier la tension ou le courant d'une consigne continue.

L'amplificateur de classe D est réalisé avec des interrupteurs permettant de connecter indépendamment les bornes de la MCC à un potentiel positif ou nul. La commutation de ces interrupteurs est commandée généralement par modulation en largeur d'impulsion (MLI), aussi connue en anglais comme la *Pulse Width Modulation* (PWM), cette commande permet ainsi d'obtenir un convertisseur continu-continu piloté grâce au rapport cyclique du signal de consigne.

2.5.3 Les capteurs

L'interface haptique présentée ici intègre de nombreux capteurs de technologies différentes. Les capteurs sont à la fois utiles pour la commande des actionneurs, mais également pour la mesure des gestes appliqués par l'opérateur. Cette section a pour objectif de présenter l'ensemble des capteurs utilisés pour le BirthSIM, à savoir des capteurs permettant de mesurer la position et l'orientation de la tête et des instruments d'extraction, la pression de l'air à l'intérieur des chambres et les efforts appliqués par l'utilisateur sur la tête fœtale. Il est à noter que selon la version du prototype (1, 2 ou 4 DDL) pour mesurer une même grandeur, des capteurs différents ont été utilisés, l'augmentation des mobilités empêchant parfois l'intégration de ceux-ci.

2.5.3.1 Les capteurs de positions

Pour le simulateur, différentes informations de positions sont nécessaires. En effet, dans un premier temps, il est nécessaire de connaître la position de la tête fœtale. Cette information est à la fois utile pour les utilisateurs du simulateur, mais également dans le cadre la commande du système. Dans un deuxième temps, il est aussi nécessaire de connaître la position des instruments ou des mains de l'utilisateur. Ces informations sont utiles dans le cadre de l'analyse du geste et pour l'interface de

visualisation du simulateur.

Pour caractériser la position d'un objet dans l'espace, 6 informations sont nécessaires. En effet, les 3 premières sont les projections sur une base orthonormée de la distance entre un point de cet objet et un point d'origine, les 3 suivantes correspondent aux 3 angles de rotation du repère lié à l'objet par rapport au repère de référence. Ces six informations permettent d'évaluer les 6 mobilités (3 rotations, 3 translations) d'un objet libre dans l'espace également appelées degrés de liberté.

En robotique, généralement, l'objectif des robots dits « manipulateurs » est de déplacer un organe terminal dans l'espace. La position et l'orientation de cet organe sont généralement mesurées. Deux méthodes sont possibles pour obtenir ces informations. La première consiste à positionner directement un capteur 6 axes sur l'organe terminal. Le principe de ce capteur est de mesurer les 6 informations de position par rapport à une référence fixe dans l'espace de travail. Pour déterminer la position de chacun des actionneurs, le Modèle Géométrique Inverse (MGI) est alors employé. Cette méthode nécessite toutefois que le modèle géométrique soit inversible et donc que le robot n'ait pas de position singulière ou ne soit pas suractionné.

La seconde solution consiste à mesurer la position de chacun des actionneurs à l'aide de capteurs articulaires (ou proprioceptifs), puis calculer la position et l'orientation de l'organe terminal à l'aide du Modèle Géométrique Direct (MGD). Dans le cadre du BirthSIM l'organe terminal dont on cherchera à mesurer la position est la tête fœtale. Le MGD du simulateur sera présenté dans la section 3.3.1.2.

Pour le BirthSIM il est également nécessaire de mesurer la position des instruments pour lesquels un capteur 6 axes est forcément nécessaire. Il a donc été décidé d'utiliser les deux possibilités : de mesurer à la fois certaines coordonnées articulaires et également la position et l'orientation de la tête fœtale à l'aide d'un capteur 6 axes.

De nombreuses technologies permettent de mesurer la position, pour le BirthSIM les capteurs suivants ont notamment été envisagés :

- Les capteurs à câble
- Les centrales inertielles
- Les codeurs
- Les traqueurs magnétiques, optiques et à ultrasons

Les capteurs de position à câble sont des capteurs articulaires. Ainsi, ils permettent de mesurer la position en sortie d'un actionneur linéaire. Ce capteur est constitué d'un potentiomètre rotatif, sur lequel est enroulé un câble et dont le rembobinage est assuré par un ressort. Ainsi le capteur délivre une tension proportionnelle au déroulement du câble. Ces capteurs sont peu onéreux, toutefois ils sont assez encombrants et appliquent un effort sur l'actionneur. En effet, le ressort, permettant la tension du câble et le réenroulement, applique un effort continu sur l'actionneur. Si ce type de capteur était idéal pour la mesure de position sur le prototype 1DDL du BirthSIM, ils n'ont pas pu être intégrés aux versions multi-axes pour des raisons d'encombrement.

Une centrale inertielle n'est à proprement parler pas un capteur de position. En effet, une centrale inertielle est composée de trois accéléromètres et trois gyromètres qui mesurent donc respectivement les accélérations et les vitesses angulaires. Ce type de capteur est donc un senseur 6 axes qui permet, après intégration des signaux, de remonter à la position et l'orientation de l'élément sur lequel il est monté. Les principaux inconvénients de l'utilisation de ces dispositifs en tant que capteur de position sont la dérive et l'initialisation de mesure. En effet, pour passer de l'accélération à la position, il



FIGURE 2.15 – Capteur à câble

est nécessaire d'intégrer deux fois le signal par rapport au temps. Par conséquent, la moindre erreur statique sur la mesure d'accélération implique une dérive dans la mesure de position ce qui en fait un senseur de position de faible précision. De plus, l'intégration impose de connaître les conditions initiales, ainsi il est nécessaire d'effectuer à chaque redémarrage une procédure de réinitialisation ce qui peut être contraignant. Ces deux inconvénients majeurs expliquent pourquoi cette solution a été écartée. Toutefois des essais ont tout de même été réalisés sur le prototype à 1 DDL ; la caractérisation des actionneurs pneumatiques nécessitant une mesure d'accélération.

Les codeurs sont des capteurs articulaires angulaires. Il existe deux types de codeurs : les codeurs absolus et les codeurs incrémentaux. Dans le cadre du BirthSIM, un codeur incrémental est utilisé pour la mesure de position de la MCC de rotation intrapelvienne. Ce capteur directement monté la MCC génère 1024 impulsions par tours. Ainsi, compter ces impulsions permet de mesurer la position avec une précision définie par la distance entre deux impulsions. Ces capteurs sont peu coûteux, mais une initialisation au démarrage est nécessaire. Le codeur utilisé dans le cadre des travaux présentés dans ce manuscrit est un codeur IE3-1024 commercialisé par Faulhaber. Pour la mesure de la flexion, le vérin électrique était directement équipé d'un potentiomètre linéaire. Ce capteur est composé d'une piste résistive sur laquelle un curseur vient se déplacer modifiant ainsi la résistance entre la borne du curseur et l'une de celles de la piste. Ainsi, en appliquant une tension entre les deux bornes de la piste, on obtient une tension proportionnelle au déplacement du vérin électrique entre la borne du curseur et l'une des bornes de la piste.

Enfin les capteurs de position 6 axes également appelés traqueurs permettent directement d'obtenir les six informations de position et d'orientation. On distingue trois technologies de traqueurs, les traqueurs magnétiques, optiques et à ultrasons [Fuchs, 2007]. Les capteurs magnétiques sont composés d'une base émettrice qui génère alternativement un champ magnétique dans trois directions orthogonales. Un récepteur placé sur l'objet dont on veut mesurer la position est composé d'une spire, la mesure du courant induit par le flux magnétique dans cette spire permet de mesurer la position et l'orientation du récepteur. Les traqueurs à ultrasons sont eux composés d'une base contenant trois émetteurs ultrasons fixes et d'un ensemble de trois récepteurs. La mesure de position et d'orientation se fait par triangulation en comparant les temps de propagation des ondes sonores. Enfin, le traqueur optique est composé d'au moins deux caméras et d'une cible composée de plusieurs repères ponctuels

que l'on attache sur l'objet à suivre. Le traitement de l'image permet de remonter à la mesure de position et d'orientation de la cible. Les traqueurs, en général, sont des capteurs relativement chers comparés à la plupart des capteurs articulaires, mais permettent d'obtenir les six informations de position et d'orientation de l'objet auquel ils sont rattachés.

Les traqueurs magnétiques sont relativement précis et compacts, mais ils sont sensibles à un environnement métallique, les traqueurs à ultrasons sont moins chers, mais en revanche souffrent d'un manque de précision. Enfin, les capteurs optiques sont performants, cependant leurs principaux inconvénients sont le risque d'occultation des cibles et l'encombrement de ces dernières. En effet, si un objet occulte la cible en se plaçant entre la caméra et un des repères ponctuels, la mesure de position est impossible. En prenant en compte ces divers éléments, le traqueur choisi pour le BirthSIM est le capteur magnétique Trackstar commercialisé par Ascension Technology Corporation¹². Ce traqueur est équipé de 4 récepteurs qui permettent de repérer à la fois la tête fœtale et les instruments d'extraction. La plage de mesure est une sphère de 80 cm autour de la base émettrice, la fréquence de rafraîchissement des mesures est de 100 Hz.



FIGURE 2.16 – Trackstar commercialisé par Ascension Technology Corporation

La sensibilité du traqueur magnétique à l'environnement métallique est en revanche une contrainte importante. En effet, afin de minimiser les perturbations de mesure, une grande partie des pièces ont été réalisées en matériaux amagnétiques. C'est notamment le cas des forceps qui ont été moulés en bronze pour ne pas perturber la mesure de position. En effet, l'acier utilisé pour la fabrication des forceps classique est légèrement ferromagnétique ce qui influe sur le champ magnétique et impacte la mesure. Le bronze a été choisi, car c'est un alliage amagnétique dont la densité est assez proche de celle de l'acier. On pourra remarquer que si le choix d'utiliser un traqueur magnétique pour le simulateur BirthSIM, c'est aussi le choix qui a été fait pour le simulateur LM-095, alors que pour le simulateur breveté par Riener les capteurs choisis sont des capteurs optiques (*cf.* 1.4).

Le tableau 2.6 propose une comparaison des différentes technologies de capteurs présentées dans cette section.

12. <http://www.ascension-tech.com/> visité le 11/09/2015

TABLEAU 2.6 – Comparatif des technologies de capteurs de position

Capteur	Avantages	Inconvénients
Capteur à câble	précision élevée Coût faible	Effort de retour Encombrement important
Centrale inertielle	Coût faible Compacité	Dérive de la mesure dans le temps Initialisation
Codeur	Coût faible Compacité Précision élevée	Initialisation
Traqueur magnétique	Précision élevée Compacité	Sensibilité à un environnement métallique Coût élevé
Traqueur à ultrason	Coût faible	Précision faible Possibilité d'occultation
Traqueur optique	Précision élevée	Possibilité d'occultation Coût élevé

2.5.3.2 Les capteurs de pression

Pour les lois de commande étudiées dans ce manuscrit, à savoir des commandes en position et raideur, la mesure de la pression dans les chambres des vérins est nécessaire. L'idéal serait de placer un capteur de pression directement dans les chambres, toutefois les dimensions des vérins choisis et présentés précédemment ne permettent pas une telle intégration. C'est pourquoi il a été décidé de monter les capteurs en sortie des chambres au plus proche des orifices d'alimentation. La figure 2.17 illustre le montage réalisé. Par la suite, il sera supposé que la mesure de pression effectuée par ces capteurs correspond à la pression à l'intérieur de la chambre. Cette hypothèse revient à négliger les pertes de charge dans le té et au passage de l'orifice. On notera que cette hypothèse est généralement admise dans les travaux sur la commande d'actionneurs pneumatiques [Olaby, 2006] [Le, 2011].

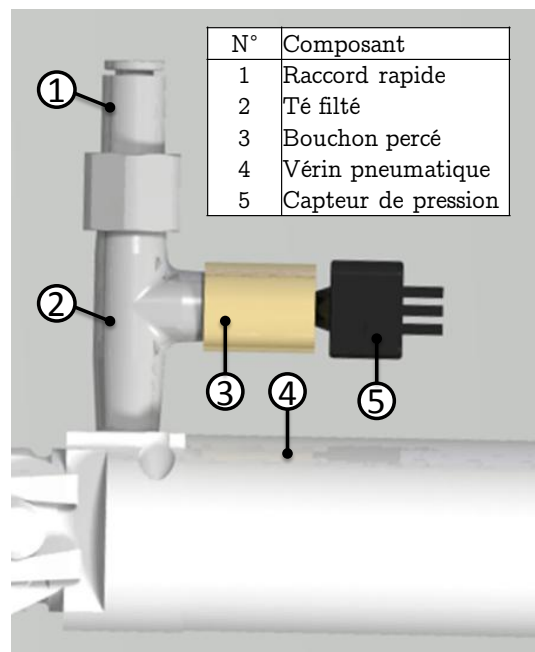


FIGURE 2.17 – Montage capteur de pression sur un vérin

Les capteurs retenus pour l'intégration dans l'interface haptique sont des capteurs commercialisés par Honeywell¹³ dont les principales caractéristiques sont recensées dans la table 2.7. Ces capteurs sont environ dix fois moins chers que la plupart des capteurs industriels proposés sur le marché, toutefois ils ne sont pas calibrés. Un banc de test a donc été réalisé permettant d'obtenir le gain de calibration des capteurs de pression du BirthSIM à l'aide de capteurs industriels déjà calibrés, avec de meilleures sensibilités et précisions. Les capteurs utilisés pour la calibration sont des capteurs commercialisés par Kulite¹⁴. Le gain de calibration est d'abord obtenu à partir de mesure statique à différents paliers de pression, puis le capteur une fois calibré est retesté de manière dynamique sur une montée en pression et une détente.

TABLEAU 2.7 – Caractéristiques principales des capteurs de pression

Capteur de pression 40PC100G2A	
Plage de mesure	0 – 6,9 bar
Tension d'alimentation	5 V
Sensibilité	580 mV/bar

2.5.3.3 Les capteurs d'effort et de perception tactile

Le capteur d'effort est intégré dans le but de mesurer les actions de l'utilisateur sur la tête fœtale. Les anciennes versions du BirthSIM ne mesuraient que les efforts selon l'axe de la descente fœtale. La nouvelle version du simulateur intègre maintenant 4 DDL, il semble par conséquent intéressant de mesurer les efforts appliqués par le praticien sur les différents axes. Ainsi le capteur d'effort implémenté sur la nouvelle version de l'interface haptique est un capteur d'effort 6 axes. Il mesure donc les efforts appliqués dans 3 directions orthogonales, ainsi que les moments autour de ces trois axes. Les caractéristiques du capteur d'effort fabriqué par Schunk¹⁵ sont données dans la table 2.8

TABLEAU 2.8 – Caractéristiques principales du capteur d'effort 6 axes

Capteur Nano 25 SI-250-6	
Plage de mesure efforts radiaux	±250 N
Plage de mesure effort axial	±1000 N
Plage de mesure moments axiaux et radiaux	±6 Nm
Poids	63,4 g
Dimensions	∅25x21,6 mm

Il aurait été également intéressant d'intégrer des capteurs permettant de mesurer les pressions de contacts exercées par les instruments sur la tête fœtale. Toutefois, cette fonctionnalité n'a pas été implémentée sur la nouvelle version du BirthSIM au cours des travaux présentés dans ce document. Néanmoins, deux approches ont été étudiées, la première consiste à placer directement des capteurs sur

13. <https://honeywell.com> visité le 03/03/2016

14. <http://www.kulite.com/> visité le 03/03/2016

15. <http://www.fr.schunk.com> visité le 03/03/2016

la tête fœtale et la seconde à placer des capteurs sur chacun des instruments. La deuxième possibilité a déjà été abordée dans la littérature. Schmitt *et al.* [Schmitt *et al.*, 2006] et Chino *et al.* [Chino *et al.*, 2014] notamment ont travaillé sur des prototypes de forceps instrumentés intégrant des capteurs permettant de mesurer les efforts de contact appliqués par les cuillères sur la tête. D'autre part, Patel *et al.* [Patel *et al.*, 2002] ont travaillé sur des gants permettant de mesurer les pressions de contact des mains sur le fœtus. D'autres exemples d'applications d'outils et gants instrumentés pour la mesure de pression contact sont disponibles dans la littérature [Maréchal *et al.*, 2007] [King *et al.*, 2009]. Dans la plupart des cas, les capteurs utilisés sont des pastilles piezoresistives. Ainsi il semblerait que l'utilisation de ce type capteur soit également adaptée au BirthSIM.

2.5.4 La carte de contrôle

La carte de contrôle est un dispositif électronique permettant d'acquérir les signaux de mesure, calculer les lois de commande et générer les signaux de commande. Pour contrôler l'interface haptique, la carte de contrôle choisie est une carte dSPACE MicroLabBox (DS1202), illustrée en figure 2.18.



FIGURE 2.18 – dSPACE MicroLabBox

Ce type de carte est particulièrement adaptée pour le prototypage rapide de loi de commande. En effet, elle est directement programmable à l'aide de la solution Matlab/Simulink qui permet un développement « haut niveau » via une interface graphique. D'autre part, le logiciel dSPACE ControlDesk permet la réalisation d'une IHM en temps réel de manière relativement simple. La MicroLabBox possède une grande puissance de calcul qui est surdimensionnée par rapport aux besoins du simulateur, mais justifiée lors de la phase de conception et de prototypage de lois de commande. En revanche, à terme, une fois les lois de commande validées et réglées, il serait intéressant, afin de réduire les coûts du dispositif haptique, de s'affranchir de cette carte de contrôle en la remplaçant par des microcontrôleurs et/ou Field Programmable Gate Array (FPGA) moins chers, mais peu adaptés au prototypage. La table 2.9 présente les principales caractéristiques de la carte MicroLabBox.

Comme expliqué précédemment, l'interface haptique n'utilise pas l'ensemble des possibilités de la carte de contrôle. Voici les caractéristiques minimales requises dans le but de contrôler la nouvelle version du BirthSIM :

- 11 entrées analogiques (4 pour les pressions des chambres, 6 pour le capteur d'effort et 1 pour la position du vérin électrique)
- 4 sorties analogiques (2 pour les servo-distributeurs, 1 pour la MCC et 1 pour le vérin électrique)
- 3 entrées numériques (pour le codeur incrémental)

TABLEAU 2.9 – Caractéristiques principales de la carte de contrôle MicroLabBox

MicroLabBox DS102	
Microprocesseur	Freescale QorIQ P5020, dual-core, 2 GHz
FPGA	Xilinx Kintex-7 FPGA
Entrées Analogiques	32
Sorties Analogiques	16
Entrées/sorties numériques	48
Interface série (RS232/422/485)	2
Interface CAN	2
Dimensions	310x250x115 mm

- 2 interfaces série RS232 (1 pour le traqueur magnétique et 1 pour la communication avec la simulation numérique)

2.6 Conclusion

Le projet SAGA a pour objectif le développement d'un nouveau simulateur d'accouchement qui couplerait une interface haptique avec une simulation numérique d'accouchement. Pour que ce simulateur soit pertinent vis-à-vis des simulateurs existants dans le commerce ou développés par d'autres laboratoires, il est nécessaire que l'interface haptique BirthSIM soit améliorée. Il ressort du cahier des charges présenté dans ce chapitre que les évolutions majeures concernent l'augmentation du nombre de degrés de liberté pilotés de la tête du BirthSIM, ainsi que l'amélioration des lois de commande en raideur.

L'augmentation de la mobilité de la tête foetale de l'interface haptique s'est faite par étape, ainsi 3 prototypes avec un, deux puis quatre DDL ont été réalisés. Les différents choix de conceptions en termes d'architecture, d'actionneurs, de capteurs et de carte de contrôle ont ainsi été présentés.

Pour l'amélioration des commandes, une loi de commande non linéaire en position et raideur a été envisagée. L'architecture du simulateur étant maintenant figée, la modélisation du système en vue de la synthèse de ces lois de commande est présentée dans le chapitre suivant.

Chapitre 3

Modélisation en vue d'une synthèse de loi de commande en position et raideur

3.1	Introduction	55
3.2	La raideur en robotique	55
3.2.1	La compliance passive	56
3.2.2	Les actionneurs à raideur variable	57
3.2.2.1	les actionneurs à architecture antagoniste	57
3.2.2.2	les actionneurs à raideur de structure variable	58
3.2.2.3	les actionneurs à variation de contrainte	59
3.2.3	Les commandes en raideur	60
3.2.3.1	Commande en impédance avec retour d'effort	60
3.2.3.2	Commande en impédance sans retour d'effort	61
3.2.3.3	Commande en raideur par backstepping	62
3.2.3.4	Commande en raideur par mode glissant	63
3.2.3.5	Commande en impédance utilisant les fonctions de Casimir	63
3.3	Modélisation	63
3.3.1	Modèle de simulation	64
3.3.1.1	Approche robotique	64
3.3.1.2	Modèle Géométrique Direct	64
3.3.1.3	Modèle Géométrique Inverse	67
3.3.1.4	Modèle Cinématique Direct	67
3.3.1.5	Modèle dynamique	68
3.3.1.6	Modèle thermodynamique	70
3.3.2	Modèle de commande	72
3.3.3	Caractérisations	76
3.3.3.1	Servo-distributeurs	76
3.3.3.2	Vérins	78
3.4	Conclusion	83

3.1 Introduction

Dans ce chapitre, il est question de la commande en raideur du BirthSIM. En effet, il semble intéressant de contrôler ce robot à la fois en position et en raideur. Le réglage de la raideur permettra ainsi de simuler le comportement des tissus mous composant le bassin pelvien, et ainsi améliorer le rendu haptique durant la simulation de l'accouchement.

Dans un premier temps, la notion de raideur et son utilisation dans le contexte de la robotique seront rappelées. Ainsi, une étude bibliographique présentant les différentes approches de commandes et réglages en raideur sera présentée. La seconde partie de ce chapitre présentera la modélisation du BirthSIM en vue d'une synthèse de loi de commande en position et raideur. La modélisation du système se déroulera en plusieurs étapes. En effet, le système considéré dans ce manuscrit est multi-physique, c'est pourquoi sa modélisation fait intervenir aussi bien des notions de mécanique pour la robotique que des équations de thermodynamique.

D'autre part, on distinguera deux modèles : le modèle de simulation et le modèle de commande. Le premier modèle est le plus fin et permet d'étudier le comportement du système, alors que le second plus simple permet la synthèse de lois de commande. Enfin les différentes caractérisations effectuées sur les composants constituant le BirthSIM seront présentées.

3.2 La raideur en robotique

La raideur est une notion mécanique caractérisant la déformation élastique d'un objet. Autrement dit, elle renseigne sur la capacité de cet objet à se déformer de manière réversible sous l'action d'une contrainte. La raideur est généralement notée K et s'exprime en N/m pour une raideur linéaire et en Nm/rad pour une raideur angulaire.

Par extension, la raideur en robotique définit la capacité d'un robot à se déplacer sous l'action d'un effort extérieur. Ainsi, plus la raideur du robot est élevée, moins le robot se déplacera pour une même action extérieure exercée. On retrouve également le terme de compliance qui correspond à l'inverse de la raideur. Dans ce document, les termes de raideur et de compliance seront employés alternativement. La raideur du robot doit être dimensionnée en fonction de la tâche que le robot doit exercer. Ainsi, certains robots sont conçus pour avoir une raideur élevée afin de rejeter au maximum les perturbations extérieures. C'est notamment le cas des machines d'usinage [Lee, 1995] ou de certains bras manipulateurs [Park *et al.*, 2006]. Au contraire d'autres robots peuvent être conçus pour être plutôt compliants, c'est le cas des cobots¹ afin d'éviter les risques de blessure [Bicchi et Tonietti, 2004] ou robots d'assemblage pour faciliter l'insertion d'une pièce dans une autre [Pernel *et al.*, 2015].

Il existe de nombreux travaux concernant la raideur ou la compliance robotique et cette section a pour vocation de présenter les différentes approches abordées dans la littérature. Ainsi, on distinguera la compliance passive et la compliance active [André, 1991] [Wang *et al.*, 1998]. La raideur passive consiste à dimensionner les liaisons mécaniques du robot ou à ajouter des éléments élastiques passifs, tels que des ressorts ou des élastomères, de manière à adapter la raideur du robot. En revanche, la raideur active permet de contrôler la raideur du robot durant son fonctionnement. Deux approches permettant de faire varier cette raideur se démarquent dans la littérature. La première consiste à

1. Cobot est un néologisme désignant les robots en coopération directe avec un être humain

intégrer des actionneurs à raideur variable (VSA de l'anglais *Variable Stiffness Actuator*). La seconde consiste à piloter la raideur grâce à des lois de commande dédiées².

En robotique on distinguera généralement deux types de raideur. La première est la raideur articulaire. Elle désigne en fait la raideur de chacun des actionneurs ou plus généralement la raideur de chacune des liaisons. La seconde est la raideur cartésienne. Cette dernière désigne la raideur équivalente de l'organe terminal dans le repère cartésien. Ces deux raideurs peuvent s'écrire de manière matricielle. Ainsi, on notera \mathbf{K}_q la raideur articulaire et \mathbf{K}_c la raideur cartésienne. Les relations faisant intervenir ces raideurs sont les suivantes :

$$\begin{aligned} df_e &= \mathbf{K}_c dX \\ d\tau_e &= \mathbf{K}_q dq \end{aligned} \quad (3.1)$$

où df_e est le vecteur des variations d'efforts et de couples appliqués par l'environnement sur l'organe terminal, dX la différentielle des coordonnées cartésiennes, $d\tau_e$ est la variation des efforts extérieurs appliqués aux liaisons et dq est la différentielle des coordonnées articulaires du robot. On en déduit que \mathbf{K}_c sera au plus de dimension 6×6 alors que \mathbf{K}_q , elle, sera de dimension $n \times n$ avec n le nombre de liaisons compliantes.

3.2.1 La compliance passive

La compliance passive d'un robot est généralement étudiée lors de sa conception. En effet, si le cahier des charges spécifie les efforts auxquels le robot va être confronté et des objectifs de précision, il est possible de déterminer la raideur du robot. Le dimensionnement des liaisons et des pièces mécaniques peut être réalisé pour respecter cet objectif de raideur. C'est cette approche qui est par exemple abordée dans [Book, 1990] ou [Havlik, 2011].

Il existe maintenant différents dispositifs permettant d'augmenter la compliance passive d'un robot dans le commerce. En effet, les robots pilotés par des actionneurs électriques sont en général très raides. Cette raideur élevée est essentiellement due à l'utilisation de réducteur mécanique pour amplifier les couples fournis par ces actionneurs électriques. Ainsi, si l'utilisation de ces robots requiert une raideur plus faible, l'intégration de dispositifs passifs standards est une solution relativement simple. L'un de ces dispositifs couramment utilisés est le système à centre de compliance déporté (*Remote Center of Compliance* (RCC) en anglais) [Watson, 1978]. Conçu pour les tâches d'assemblage, ce système également appelé poignet compliant est constitué de tiges élastiques déformables. Ainsi lors d'une tâche d'assemblage, les efforts de contacts entraînent une déformation de ces tiges ce qui compense les éventuels défauts d'alignement. La figure 3.1 illustre le fonctionnement de ce système. De nombreuses études ont été réalisées sur des systèmes s'inspirant du centre de compliance déporté. On pourra par exemple citer les travaux de Fakri sur le DCR-LAI [Fakri, 1985], un poignet compliant comportant cette fois-ci deux centres de rotation.

Les principaux inconvénients de la compliance passive sont que, d'une part, elle dégrade les performances dynamiques du robot et d'autre part il n'est pas possible de l'adapter au cours de l'utilisation.

2. Il est à noter que dans la littérature, certains actionneurs à raideur variable sont considérés comme passifs. En effet, certains auteurs distinguent les actionneurs à raideur active uniquement gérée par loi de commande avec les actionneurs à raideur passive adaptable, pour lesquels la raideur est modifiée par un changement de précontrainte d'éléments passifs et effectuée par un actionneur dédié. Cette distinction vient du fait que dans le cas des actionneurs à raideur passive adaptable, le système est capable de stocker de l'énergie contrairement aux commandes en raideur.

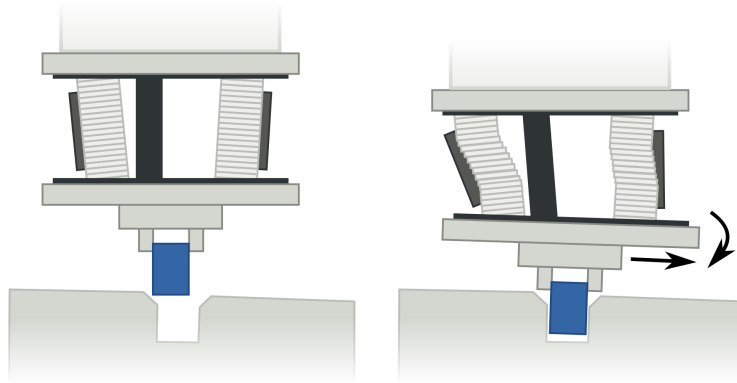


FIGURE 3.1 – Système à centre de compliance déporté [Nordmann, 2008]

En effet, sur des dynamiques rapides, la présence d'éléments passifs de raideur peut introduire des dépassements de consigne ou augmenter les temps de réponse [Cetinkunt et Book, 1990]. Afin de retrouver les performances d'un robot rigide, il est nécessaire d'adapter la commande en tenant compte de ces déformations [Gebler, 1987] [Spong, 1987].

3.2.2 Les actionneurs à raideur variable

Il existe de nombreuses architectures d'actionneurs à raideur variable. Cette section a pour objectif de présenter de manière non exhaustive ces architectures. Cette section s'inspire de l'état de l'art effectué par Van Ham *et al.* [Van Ham *et al.*, 2009]. Ainsi, il est possible de distinguer trois catégories d'actionneur à raideur variable :

- les actionneurs à architecture antagoniste
- les actionneurs à raideur de structure variable
- les actionneurs à variation de contrainte

3.2.2.1 les actionneurs à architecture antagoniste

Les actionneurs à architecture antagoniste s'inspirent du fonctionnement des membres humains. En effet, les mouvements des bras ou des jambes sont le résultat de l'action de deux muscles antagonistes (contraction/relâchement). D'autre part, la raideur de ces membres peut également être modifiée en contractant ou relâchant ces muscles. De la même manière, les architectures antagonistes comme celles illustrées sur la figure 3.2 permettent de contrôler la position du bras en actionnant les deux actionneurs électriques dans le même sens pour l'architecture 3.2a, ou en augmentant la pression dans un muscle et en diminuant la pression dans l'autre pour l'architecture 3.2b. En revanche, une rotation des deux machines électriques en sens opposés sur l'architecture 3.2a ou une mise en pression symétrique des deux muscles pour l'architecture 3.2b influe sur la raideur de l'actionneur. Ce type d'actionneur à raideur variable est très présent dans la littérature et fait partie des thématiques abordées fréquemment aujourd'hui en robotique (par actionnement électrique [Migliore *et al.*, 2005] [Petit *et al.*, 2015b] ou avec des actionneurs pneumatiques [Prelle, 1997] [Ugurlu *et al.*, 2015]). On pourra noter que d'un certain point de vue, les vérins pneumatiques peuvent être vus comme des actionneurs à architecture antagoniste.

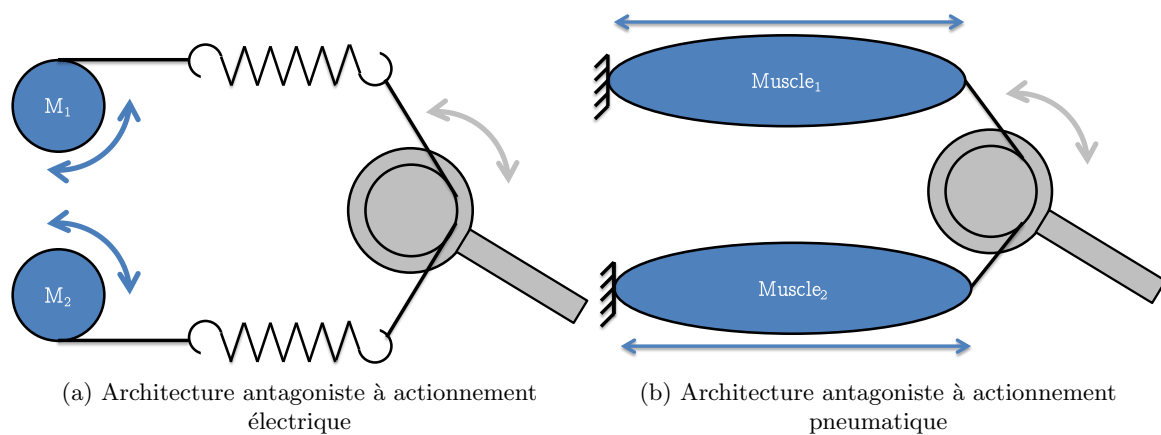


FIGURE 3.2 – Schéma d'actionneur à architecture antagoniste

3.2.2.2 les actionneurs à raideur de structure variable

Les actionneurs à raideur de structure variable sont un autre type de VSA. Afin de modifier la raideur de l'actionneur, la raideur de structure d'un des éléments est modifiée. En effet, cet élément peut être une poutre déformable dont on vient modifier les conditions aux limites [Morita et Sugano, 1995] [Morita et Sugano, 1997] ou l'orientation pour influencer sur le moment quadratique. Une autre approche consiste à modifier le nombre de spires « actives » d'un ressort. C'est notamment le cas du *Jack Spring actuator* [Sugar et Hollander, 2011] dont le schéma de fonctionnement est présenté sur la figure 3.3.

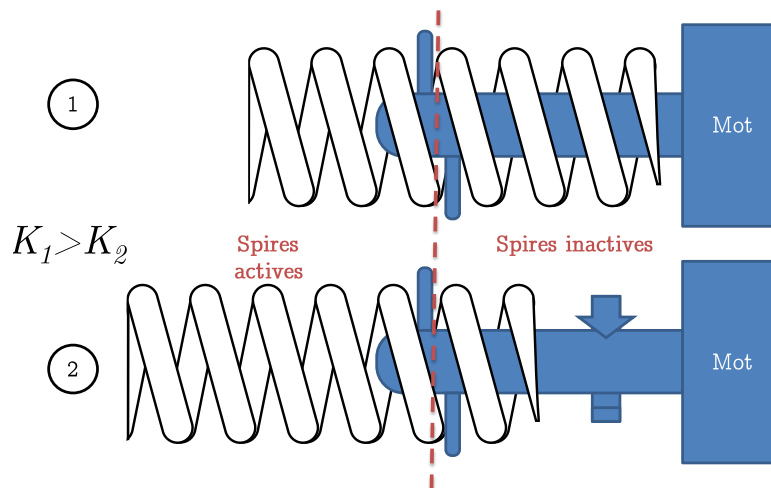


FIGURE 3.3 – Jack spring

En effet, la raideur d'un ressort linéaire peut être calculée par la formule suivante :

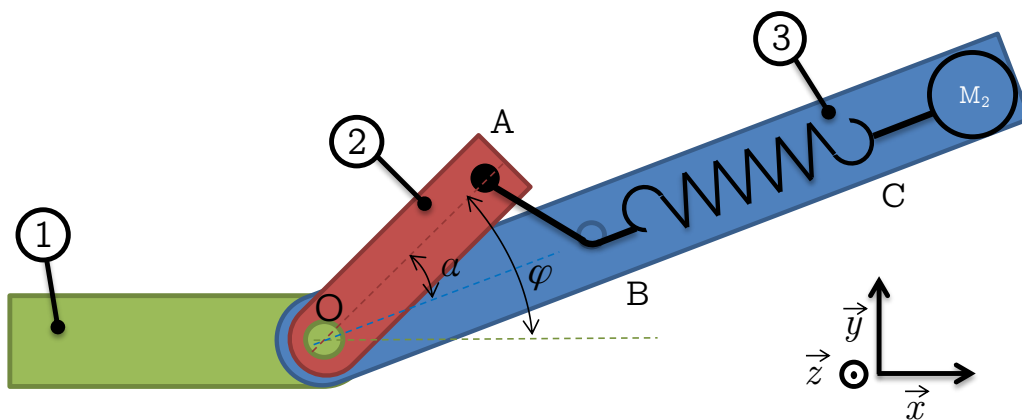
$$K = \frac{Gd^4}{8D^3n} \quad (3.2)$$

avec G le module de cisaillement, d le diamètre du fil, D le diamètre du ressort et n le nombre de spires. Ainsi réduire le nombre de spires du *Jack Spring* permet d'augmenter la raideur. Les principaux

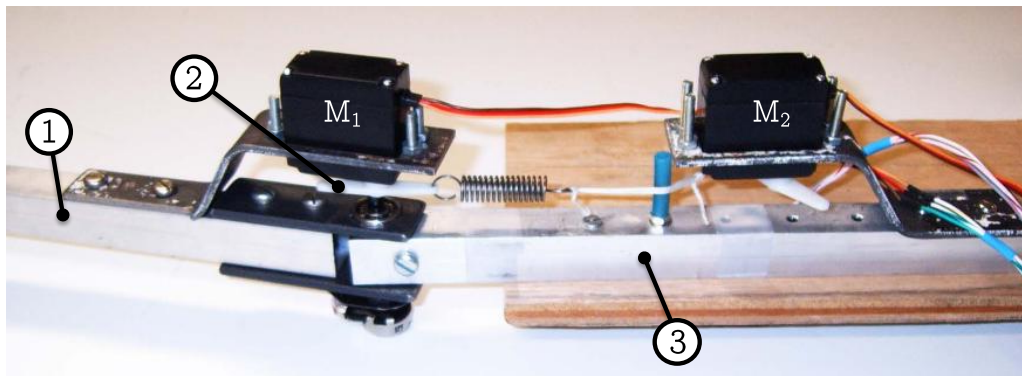
inconvenients de ce type d'actionneur sont que les lois de comportement de la raideur des éléments déformables sont souvent non linéaires et que la plage de variation de raideur est courte. Enfin, la plupart de ces actionneurs sont restés au stade de prototypes et ne sont pas disponibles sur le marché, ce qui implique de reconcevoir un actionneur adapté à l'utilisation souhaitée.

3.2.2.3 les actionneurs à variation de contrainte

Cette classe de VSA est certainement la plus généralement utilisée. Il s'agit cette fois-ci de modifier la raideur de l'actionneur en modifiant la précontrainte d'un élément passif. Il est, majoritairement, choisi de déplacer les points d'attache de cet élément pour le contraindre ou le relaxer selon la raideur souhaitée. Le MACCEPA [Van Ham *et al.*, 2006], dont le principe de fonctionnement est illustré sur la figure 3.4, fait partie des VSA à variation de contrainte. Les pièces 2 et 3 schématisées sur la figure 3.4a



(a) Schéma de fonctionnement du MACCEPA



(b) Photo d'un prototype de MACCEPA [Van Ham *et al.*, 2006]

FIGURE 3.4 – Principe de fonctionnement du MACCEPA

sont toutes deux en liaison pivot d'axe (O, \vec{z}) avec la pièce 1. Un premier actionneur électrique (non représenté sur le schéma) permet de piloter l'angle entre les pièces 1 et 2 noté φ . La raideur quant à elle est modifiée grâce au second actionneur noté M_2 . L'actionnement de ce dernier permet de déplacer le point C et ainsi d'augmenter ou réduire la contrainte du ressort. En absence de perturbation, les points O, A et C sont alignés et l'angle α est nul. En revanche si un couple extérieur est appliqué sur la pièce 3, l'angle α est différent de zéro et le ressort applique un effort générant un couple s'opposant à la perturbation.

L'inconvénient, encore une fois, de ce type d'actionneur est la plage de variation de raideur. En effet, même si cette solution a pour avantage d'être facilement implémentable sur un robot, si l'on souhaite obtenir un actionneur compact, les possibilités de réglage de raideur sont d'autant plus réduites.

3.2.3 Les commandes en raideur

La commande en raideur est également étudiée depuis plusieurs années. Cette approche consiste à gérer la raideur du robot ou des actionneurs grâce à des lois de commandes particulières. L'avantage de cette approche est qu'elle ne demande pas de conception mécanique ni d'actionneurs supplémentaires pour obtenir un comportement compliant du système. Toutefois, elle peut comporter certains inconvénients. De prime abord, il est parfois nécessaire d'intégrer un plus grand nombre de capteurs, ce qui a pour conséquence d'augmenter les coûts de fabrication du système. Deuxièmement, la réponse du système à une perturbation et donc le comportement compliant sont limités par la bande passante de la commande. Ainsi pour un meilleur rendu, il est nécessaire d'avoir une loi de commande ou un correcteur fonctionnant à haute fréquence [Wang *et al.*, 1998]. Ce critère est d'autant plus critique lorsqu'il s'agit d'obtenir un comportement compliant pour la gestion des chocs.

La plupart des commandes utilisées dans l'industrie sont des commandes linéaires. Ainsi, les lois de commande majoritairement implémentées sont les commandes en impédance avec retour d'effort et sans retour d'effort. On parle de contrôle en impédance car ces lois de commande permettent de contrôler la raideur, mais aussi l'amortissement. On note, d'autre part, un regain récent d'intérêt pour les lois de commande non linéaires en vue d'un contrôle en raideur. Ces dernières sont essentiellement employées pour la commande d'actionneurs pneumatiques ou hydrauliques pour lesquels le comportement non linéaire est plus marqué. Cette section a pour but de présenter un état de l'art des différentes lois de commande employées en robotique et permettant un réglage en raideur.

3.2.3.1 Commande en impédance avec retour d'effort

La commande en impédance avec retour d'effort [Heinrichs *et al.*, 1996] est une commande relativement simple qui est constituée de deux boucles de régulation imbriquées. La boucle intérieure est une boucle d'asservissement en position. Ainsi, chacun des actionneurs du robot est asservi en position. La boucle extérieure, quant à elle, modifie la consigne de position en coordonnées cartésiennes en fonction de l'effort de perturbation mesuré et de la raideur réglée selon :

$$\Delta X = (\mathbf{B}_x p + \mathbf{K}_x)^{-1} \mathbf{f}_e \quad (3.3)$$

Où \mathbf{B}_x et \mathbf{K}_x désignent respectivement la matrice d'amortissement et la matrice de raideur en coordonnées cartésiennes, \mathbf{f}_e est l'effort de perturbation mesuré et ΔX est la variation de consigne à appliquer au système.

Les consignes de position des actionneurs q_d sont calculées à partir de la nouvelle consigne en coordonnée cartésienne $X_d + \Delta X$ grâce au Modèle Géométrique Inverse (MGI) du robot. Le schéma bloc décrivant la commande en impédance avec retour d'effort est donné par la figure 3.5.

Il est à noter que pour l'emploi de cette commande, le robot ou la boucle intérieure d'asservissement doivent être très raides. En effet, la consigne de position cartésienne étant modifiée avec la mesure de l'effort, au plus la consigne en position articulaire est respectée, au plus la raideur sera respectée. C'est

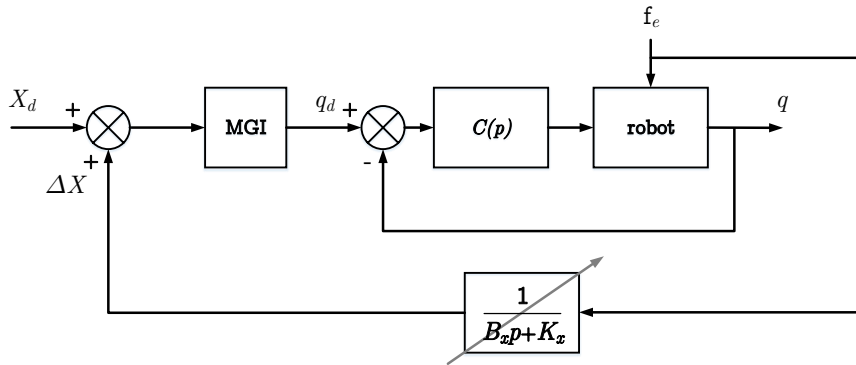


FIGURE 3.5 – Commande en impédance avec retour d'effort

pourquoi cette loi de commande est particulièrement adaptée aux robots qui ne sont pas réversibles. C'est pour ces raisons également que l'on privilégiera un asservissement qui permet de réduire au maximum l'erreur statique de position. On notera que l'asservissement considéré sur la figure 3.5 est linéaire, mais il est possible d'employer d'autres types de lois de commande en position. La seule contrainte reste que cette commande doit être la plus raide possible.

Le principal inconvénient de cette méthode est qu'elle nécessite une mesure des efforts de perturbation. Au-delà de l'impact sur le coût du robot dû à l'intégration de capteurs, une problématique d'intégration de ces capteurs se pose. En effet, il est nécessaire de connaître précisément où les efforts de perturbation sont appliqués avant d'intégrer les capteurs. Ainsi, si ces efforts sont appliqués en dehors de la zone de mesure des capteurs, le robot ne réagit pas de manière compliant.

3.2.3.2 Commande en impédance sans retour d'effort

La commande en impédance sans retour d'effort permet de contrôler à la fois la raideur et l'amortissement [Liu et Hirzinger, 1999]. L'hypothèse de départ consiste à supposer que les erreurs de position et de vitesse sont dues aux perturbations extérieures. Ainsi, l'effort que doit fournir le robot est calculé en fonction de l'erreur de position, l'erreur de vitesse, la raideur et l'amortissement. Les erreurs de position et de vitesse peuvent être considérées dans le repère cartésien ou dans le repère articulaire.

$$f = \mathbf{K}_x (X_d - X) + \mathbf{B}_x (\dot{X}_d - \dot{X}) \quad \text{ou} \quad \tau = \mathbf{K}_q (q_d - q) + \mathbf{B}_q (\dot{q}_d - \dot{q}) \quad (3.4)$$

Avec \mathbf{B}_q et \mathbf{K}_q les matrices d'amortissement et de raideur en coordonnées articulaires, τ le vecteur des efforts que doivent fournir chacun des actionneurs, f le vecteur des efforts et moments équivalents appliqués à l'organe terminal par les actionneurs exprimés dans le repère cartésien. La figure 3.6 illustre une commande par impédance sans retour d'effort dans le repère cartésien. Ainsi, les positions et vitesses cartésiennes sont calculées à partir du Modèle Géométrique Direct (MGD) et du Modèle Cinématique Directe (MCD). Ces modèles s'écrivent généralement de la manière suivante :

$$\begin{aligned} X &= f(q) & (\text{MGD}) \\ \dot{X} &= \mathbf{J}(q)\dot{q} & (\text{MCD}) \end{aligned} \quad (3.5)$$

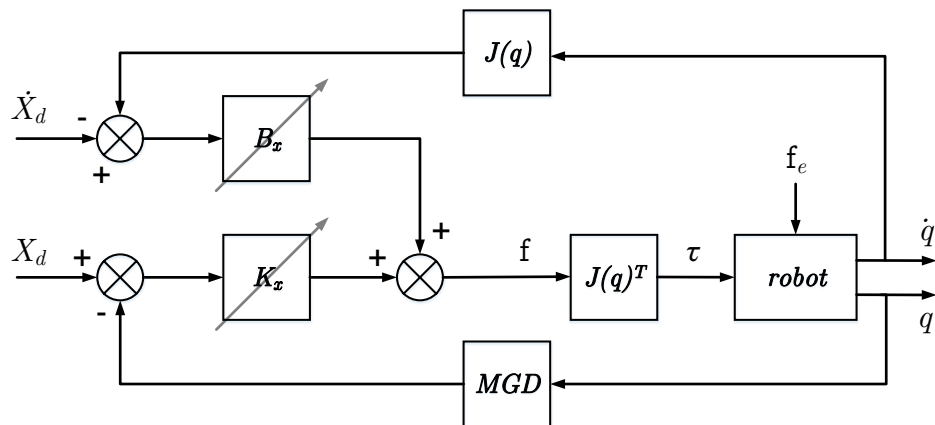


FIGURE 3.6 – Schéma bloc de la commande en impédance sans retour d'effort en coordonnées cartésiennes

La relation liant l'effort du robot en coordonnées cartésiennes à l'effort que doit fournir chacun des actionneurs du robot est la suivante :

$$\tau = \mathbf{J}(q)^T \mathbf{f} \quad (3.6)$$

Le principal inconvénient de cette stratégie de commande vient de l'hypothèse évoquée précédemment. L'effort de perturbation extérieure n'étant cette fois-ci pas mesuré, il est estimé à partir des erreurs de position. Par conséquent toutes perturbations autres que celles appliquées par l'environnement sur le robot seront également rejetées de manière compliant. C'est par exemple pour cette raison que cette commande est généralement employée avec une compensation des efforts de gravité pour éviter que ces efforts ne soient traités comme des perturbations.

3.2.3.3 Commande en raideur par backstepping

Le backstepping est une méthode de synthèse de loi de commande non linéaire. Cette approche établie sur les bases de la théorie de Lyapunov consiste à modéliser le système sous une forme dite *strict-feedback*, puis à calculer itérativement les consignes permettant de suivre une trajectoire désirée et d'assurer la stabilité asymptotique du système [Krstic *et al.*, 1995] [Khalil, 2002].

On trouve dans la littérature des travaux appliquant la méthode du backstepping en vue d'un contrôle en raideur d'un actionneur électrique [Oh et Lee, 1997] ou de robots actionnés par machine à courant continu [Petit *et al.*, 2015a]. La commande développée par Abry *et al.* [Abry *et al.*, 2015b] permet, quant à elle, d'obtenir une loi de commande permettant de contrôler la position et la raideur en boucle fermée d'un actionneur électropneumatique. Cette synthèse de loi de commande s'appuie sur un changement de variable qui permet d'obtenir un modèle de l'actionneur électropneumatique sous forme *strict-feedback*. Ce changement de variable, appelé transformée A-T, introduit deux nouvelles entrées q_{mA} et q_{mT} respectivement les débits massiques actifs et de pressurisation. Le réglage de raideur est obtenu par modification des gains de la loi de commande non linéaire.

Les travaux décrits dans ce manuscrit ont pour vocation d'étendre la méthode d'Abry *et al.* à un robot à deux degrés de liberté. Ainsi les notions abordées dans cette section seront plus amplement détaillées par la suite.

3.2.3.4 Commande en raideur par mode glissant

La commande par mode glissant est une autre approche non linéaire fondée également sur la théorie de Lyapunov. Cette fois-ci, il s'agit de construire une commande de manière à faire converger les états du système vers une surface de glissement, puis vers le point d'équilibre désiré [Khalil, 2002]. La particularité de cette commande est qu'elle commute en fonction de la position des états par rapport à la surface de glissement dans le plan de phase.

Les travaux de Shen et Goldfarb [Shen et Goldfarb, 2007] s'appuient sur cette méthode pour la synthèse d'une loi de commande en effort et raideur pneumatiques pour un actionneur électropneumatique. Taheri *et al.* ont quant à eux développé une loi de commande mélangeant les méthodes de backstepping et de mode glissant permettant également de contrôler l'effort et la raideur pneumatique [Taheri *et al.*, 2014]. Ces lois de contrôles ont été testées expérimentalement, toutefois, le comportement des actionneurs face à une perturbation extérieure n'a pas été évoqué. Il n'est donc pas possible d'évaluer les performances du contrôle de la raideur en boucle fermée. Enfin, ce type de commande n'a pas été étendue pour des systèmes comportant plusieurs actionneurs.

3.2.3.5 Commande en impédance utilisant les fonctions de Casimir

Cette commande en impédance introduite par Sakai *et al.* [Sakai et Stramigioli, 2012] repose cette fois-ci sur une approche énergétique. Ainsi, à partir de la formulation hamiltonienne du système physique, Sakai *et al.* propose une méthode de synthèse de commande passive visant à imposer la raideur et l'amortissement. Cette commande est construite à partir d'une classe de fonctions invariantes, dites fonctions de Casimir. Ces fonctions ont comme propriétés de déplacer l'ensemble d'équilibre vers lequel le système tend à converger sans modifier la dynamique originelle de ce dernier. On notera que la principale difficulté réside dans la détermination des équilibres accessibles pour lesquels les fonctions de Casimir sont solutions d'une équation aux dérivées partielles.

Cette stratégie de commande a notamment été appliquée sur un robot hydraulique à 2 DDL [Sakai et Shintani, 2016]. Elle permet d'obtenir une plage de réglage en raideur comprise entre 3000 N/m et 10000 N/m. Les valeurs utilisées pour le réglage d'amortissement ne sont en revanche pas fournies, mais il semblerait que ces dernières soient relativement élevées au vu de la dynamique de régulation du système commandé (temps de réponse de l'ordre de la seconde pour un effort de perturbation d'une centaine de newtons).

3.3 Modélisation

La modélisation consiste à décrire différents phénomènes physiques de manière mathématique. Ainsi, la précision des modèles dépendra directement des hypothèses employées et des domaines de validité de ces dernières. En automatique, on distingue différents modèles, plus précisément les modèles de simulation et les modèles de commande. Les modèles de commandes sont les modèles utilisés pour synthétiser des lois de commande. Ils sont en général moins précis que les modèles de simulation. Ainsi un modèle de simulation, généralement plus complexe, sert à tester les lois de commande sur un domaine plus large que le domaine de validité du modèle de commande. Lorsque le modèle de commande est obtenu en augmentant les hypothèses sur le modèle de simulation, on pourra parler de modèle dégradé.

3.3.1 Modèle de simulation

3.3.1.1 Approche robotique

Trois modèles sont généralement utilisés pour modéliser le comportement d'un robot. Ainsi, on parlera de modèle géométrique, modèle cinématique et modèle dynamique. Le modèle géométrique direct (MGD) permet le passage des coordonnées articulaires, notées q , aux coordonnées opérationnelles (également appelées coordonnées cartésiennes) de l'organe terminal, notées X . Comme son nom l'indique, le modèle géométrique inverse (MGI) permet quant à lui le passage inverse : des coordonnées cartésiennes aux coordonnées articulaires. Ces modèles sont généralement exprimés de la façon suivante :

$$\begin{aligned} X &= f(q) \\ q &= f^{-1}(X) \end{aligned} \quad (3.7)$$

Le modèle cinématique dérive du modèle géométrique. Ainsi, il permet de passer des vitesses articulaires à la vitesse de l'organe terminal dans le repère cartésien :

$$\dot{X} = \mathbf{J}(q)\dot{q} \quad (3.8)$$

Où $\mathbf{J}(q) = \frac{\partial f}{\partial q}$ est appelée la jacobienne du robot.

Enfin, le modèle dynamique illustre la relation entre les accélérations articulaires et les efforts et couples des actionneurs du robot.

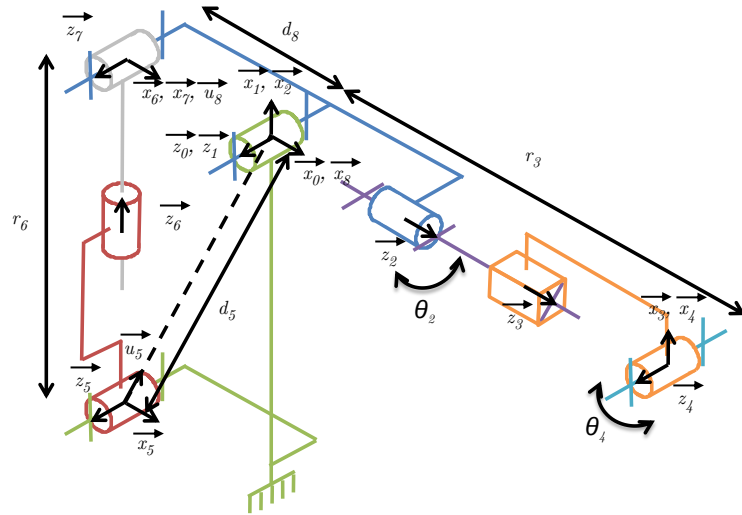
3.3.1.2 Modèle Géométrique Direct

La méthode employée pour l'obtention du MGD du BirthSIM provient des travaux de Khalil et Kleinfinger [Khalil et Dombre, 2004]. Cette méthode est particulièrement adaptée pour les robots comportant des boucles cinématiques comme le BirthSIM. Ainsi, Khalil et Kleinfinger proposent une paramétrisation du robot particulière également appelée paramétrisation de « Denavit Hartenberg modifiée ». La figure 3.7 et la table 3.1 récapitulent la paramétrisation choisie pour l'interface haptique à 4 DDL.

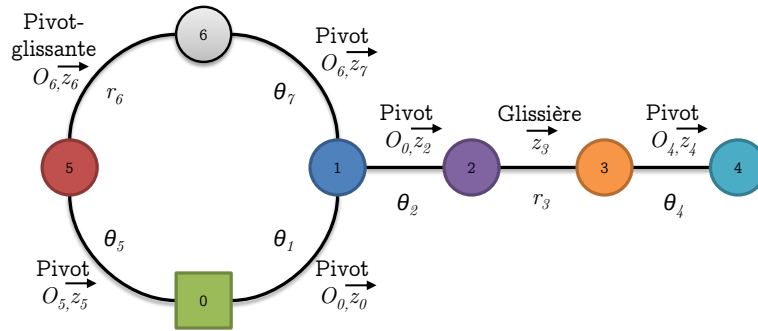
TABLEAU 3.1 – Paramètres géométriques du BirthSIM

j	$a(j)$	σ	μ	b	d	r	γ	α	θ
1	0	0	0	0	0	0	0	0	θ_1
2	1	0	1	0	0	0	0	$\frac{\pi}{2}$	θ_2
3	2	1	1	0	0	r_3	0	0	0
4	3	0	1	0	0	0	0	$-\frac{\pi}{2}$	θ_4
5	0	0	0	0	$-d_5$	0	γ_5	0	θ_5
6	5	1	1	0	0	r_6	0	$-\frac{\pi}{2}$	0
7	6	0	0	0	0	0	0	$-\frac{\pi}{2}$	θ_7
8	1	2	0	0	$-d_8$	0	$-\frac{\pi}{2}$	0	0

Comme l'illustre la figure 3.7b le robot possède une boucle cinématique. Il est donc nécessaire de distinguer les coordonnées articulaires en trois catégories. La première catégorie est celle des co-



(a) Schéma cinématique



(b) Graphe des liaisons

FIGURE 3.7 – Modèle mécanique du BirthSIM

ordonnées articulaires actives, elle regroupe l'ensemble des coordonnées liées aux liaisons actionnées. La seconde est la catégorie des coordonnées passives, ces dernières correspondent aux paramètres de mouvement des liaisons non actionnées. Enfin, la dernière catégorie contient la coordonnée de liaison coupée³. Ainsi, les vecteurs de coordonnées actives, passives et coupées sont respectivement :

$$q_a = \begin{bmatrix} r_6 \\ r_3 \\ \theta_2 \\ \theta_4 \end{bmatrix} \quad q_p = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_5 \end{bmatrix} \quad q_c = \theta_7 \quad (3.9)$$

Avant d'obtenir le modèle géométrique, il est nécessaire de résoudre les équations de contraintes. Ces dernières permettent d'obtenir les expressions des coordonnées passives et coupées en fonction des

3. Dans la méthode de Khalil et Kleinfinger pour chaque boucle cinématique, il est nécessaire de couper une liaison. Deux repères sont ensuite définis, un pour chacune des parties de la liaison coupée.

coordonnées actives. Ainsi :

$$\begin{aligned}\theta_1 &= \gamma_5 - \arcsin\left(\frac{r_6^2 - d_5^2 - d_8^2}{2d_5d_8}\right) \\ \theta_5 &= -\arcsin\left(\frac{r_6^2 + d_5^2 - d_8^2}{2r_6d_5}\right) \\ \theta_7 &= \arcsin\left(\frac{r_6^2 - d_5^2 + d_8^2}{2r_6d_8}\right)\end{aligned}\quad (3.10)$$

Le MGD se déduit du calcul de la matrice de transformation ${}^0\mathbf{T}_4$:

$${}^0\mathbf{T}_4 = \begin{bmatrix} s_x & n_x & a_x & x_c \\ s_y & n_y & a_y & y_c \\ s_z & n_z & a_z & z_c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}\quad (3.11)$$

Où $s_x, n_x, a_x, s_y, n_y, a_y, s_z, n_z$ et a_z sont les coefficients de la matrice des cosinus directeurs et x_c, y_c et z_c correspondent aux projections de la position de la tête fœtale dans le repère R_0 . Cette dernière est considérée comme étant l'organe terminal et assimilée à une masse ponctuelle. Les cosinus directeurs permettent de remonter aux angles d'Euler, les angles de Roulis-Tangage-Lacet ou aux quaternions. Le détail des éléments de la matrice ${}^0\mathbf{T}_4$ est donné ci-dessous :

$$\begin{aligned}s_x &= \cos \theta_1 \cos \theta_2 \cos \theta_4 - \sin \theta_1 \sin \theta_4 & s_y &= \cos \theta_2 \cos \theta_4 \sin \theta_1 + \cos \theta_1 \sin \theta_4 \\ s_z &= \cos \theta_4 \sin \theta_2 & n_x &= -\cos \theta_4 \sin \theta_1 - \cos \theta_1 \cos \theta_2 \sin \theta_4 \\ n_y &= \cos \theta_1 \cos \theta_4 - \cos \theta_2 \sin \theta_1 \sin \theta_4 & n_z &= -\sin \theta_2 \sin \theta_4 \\ a_x &= -\cos \theta_1 \sin \theta_2 & a_y &= -\sin \theta_1 \sin \theta_2 \\ a_z &= \cos \theta_2 & x_c &= r_3 \sin \theta_1 \\ y_c &= -r_3 \cos \theta_1 & z_c &= 0\end{aligned}\quad (3.12)$$

Avec θ_1 déduit de l'équation (3.10).

Le MGD a notamment permis de valider l'espace de travail du BirthSIM [Herzig *et al.*, 2014]. La figure 3.8 illustre les limites l'espace de travail du centre de la tête du BirthSIM.

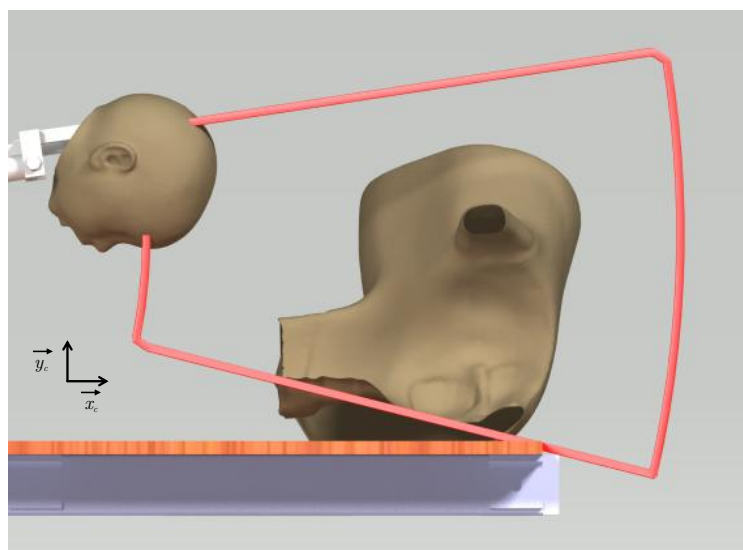


FIGURE 3.8 – Limites de l'espace de travail du centre de la tête du BirthSIM

3.3.1.3 Modèle Géométrique Inverse

Le MGI a quant à lui été obtenu en utilisant la méthode de Paul [Paul, 1982]. Après application de cette méthode, on peut en déduire :

$$\begin{aligned}
 \theta_2 &= \text{atan2}(-a_x \cos \theta_1 - a_y \sin \theta_1, a_z) \\
 r_3 &= -y_c \cos \theta_1 + x_c \sin \theta_1 \\
 \theta_4 &= \text{atan2}(s_y \cos \theta_1 - s_x \sin \theta_1, n_y \cos \theta_1 - n_x \sin \theta_1) \\
 r_6 &= \sqrt{d_5^2 + d_8^2 + 2d_5d_8 \sin(\gamma_5 - \theta_1)}
 \end{aligned} \tag{3.13}$$

avec

$$\theta_1 = \text{atan2}(x_c, -y_c)$$

Il est à noter que r_6 est déduit directement de l'expression des équations de contrainte (3.10), l'application liant θ_1 et r_6 étant bijective dans l'espace de travail du BirthSIM.

Le MGI fait apparaître la fonction atan2 . Cette application est fréquemment utilisée en robotique. Elle permet d'étendre le domaine d'application de la fonction \arctan à $] -\pi, \pi]$ et est définie comme suit :

$$\text{atan2}(y, x) = \begin{cases} \arctan\left(\frac{y}{x}\right) & x > 0 \\ \arctan\left(\frac{y}{x}\right) + \pi & y \geq 0, x < 0 \\ \arctan\left(\frac{y}{x}\right) - \pi & y < 0, x < 0 \\ \frac{\pi}{2} & y > 0, x = 0 \\ -\frac{\pi}{2} & y < 0, x = 0 \\ \text{non définie} & y = 0, x = 0 \end{cases} \tag{3.14}$$

3.3.1.4 Modèle Cinématique Direct

Le modèle cinématique donne la relation entre les vitesses de l'organe terminal dans le repère cartésien et les vitesses de chacune des coordonnées articulaires actives. Différentes méthodes sont possibles pour obtenir le modèle cinématique. Ici, il a été choisi d'exprimer ce modèle par composition de vitesse. Ainsi, en définissant $\dot{X} = [\dot{x}_c \ \dot{y}_c \ \dot{z}_c \ \omega_x \ \omega_y \ \omega_z]^T$ avec ω_x, ω_y et ω_z les trois projections du vecteur instantané de rotation de l'organe terminal par rapport au bâti dans le repère R_0 , on obtient :

$$\dot{X} = \underbrace{\begin{pmatrix} -\frac{r_3 r_6 \cos \theta_1}{d_5 d_8 \cos(\gamma_5 - \theta_1)} & \sin \theta_1 & 0 & 0 \\ -\frac{r_3 r_6 \sin \theta_1}{d_5 d_8 \cos(\gamma_5 - \theta_1)} & -\cos \theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \sin \theta_1 & -\sin \theta_2 \cos \theta_1 \\ 0 & 0 & -\cos \theta_1 & -\sin \theta_2 \sin \theta_1 \\ \frac{r_6}{d_5 d_8 \cos(\gamma_5 - \theta_1)} & 0 & 0 & \cos \theta_2 \end{pmatrix}}_{\mathbf{J}(\mathbf{q})} \dot{q}_a \tag{3.15}$$

avec $\theta_1 = \gamma_5 - \arcsin\left(\frac{r_6^2 - d_5^2 - d_8^2}{2d_5d_8}\right)$ et $\cos(\gamma_5 - \theta_1) = \sqrt{1 - \left(\frac{r_6^2 - d_5^2 - d_8^2}{2d_5d_8}\right)^2}$.

Le modèle cinématique permet de détecter les éventuelles singularités cinématiques du robot. Dans

le but d’alléger cette section, l’étude prouvant que le BirthSIM ne possède pas de singularité cinématique sur son espace de travail a été renvoyée dans l’annexe A.

L’objectif de ce chapitre est l’obtention d’un modèle en vue d’une synthèse de loi de commande en raideur. Il a été évoqué dans le chapitre précédent que le contrôle en raideur des actionneurs du BirthSIM permettrait de reproduire le comportement des tissus mous. Toutefois, il a été décidé de reproduire ce comportement compliant seulement pour les deux translations dans le repère cartésien. En effet, il nous semble que le comportement compliant soit particulièrement intéressant dans le cadre des deux translations et moins pertinent pour les rotations. Cette théorie pourra être confirmée d’après le ressenti des praticiens lors des tests réalisés sur le BirthSIM (cf. 5.5). Ainsi, pour la suite de ce chapitre, nous ne tiendrons plus compte des deux rotations, pour lesquelles un simple asservissement en position avec un correcteur Proportionnel Intégral (PI) a été mis en place. Ainsi, nous définissons une nouvelle jacobienne réduite ne concernant que les deux translations :

$$\mathbf{J} = \begin{pmatrix} -\frac{r_3 r_6 \cos \theta_1}{d_5 d_8 \cos(\gamma_5 - \theta_1)} & \sin \theta_1 \\ -\frac{r_3 r_6 \sin \theta_1}{d_5 d_8 \cos(\gamma_5 - \theta_1)} & -\cos \theta_1 \end{pmatrix} \quad (3.16)$$

3.3.1.5 Modèle dynamique

Pour le modèle dynamique également, nous négligerons les deux rotations. En effet, la rotation intrapelvienne et la flexion sont des phénomènes qui s’opèrent lentement durant un accouchement. On peut donc négliger les effets d’inertie liés à ces rotations. Le nouveau schéma cinématique et le nouveau graphe de liaisons réduits pour l’étude dynamique sont présentés sur la figure 3.9a.

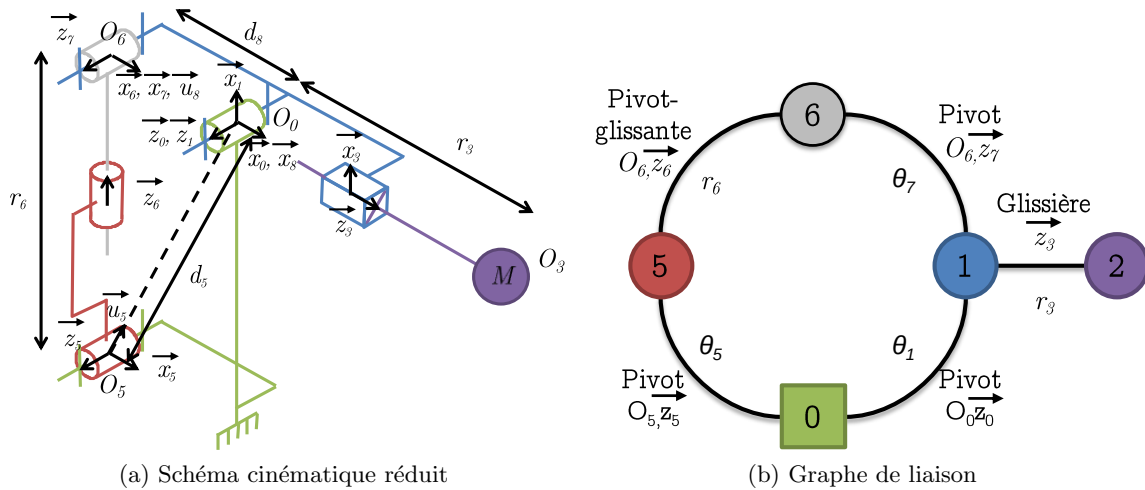


FIGURE 3.9 – Schéma pour modélisation dynamique

Il pourra être noté que cette architecture est équivalente à l’architecture du BirthSIM à 2 degrés de liberté. Dans un souci de simplicité, les paramètres et variables définies pour le MGD (cf. 3.3.1.2) sont conservés.

Dans le but d’obtenir un modèle simple et de limiter le temps passé à l’identification des paramètres dynamique, les hypothèses suivantes ont été appliquées :

- les éléments mécaniques du robot sont supposés indéformables.

- Les frottements des liaisons pivots sont négligés devant ceux des liaisons glissière et pivot-glissante.
- La masse M de l'organe terminal est supposée ponctuelle en O_3 .
- Les masses et inerties des autres éléments sont négligées devant la masse de l'organe terminal.

Le modèle dynamique du BirthSIM est obtenu en deux étapes. La première étape consiste à appliquer le théorème de la résultante dynamique au solide 2 en projection sur \vec{z}_2 . La seconde est l'application du théorème du moment dynamique à l'ensemble constitué des solides 1 et 2 en O_0 en projection sur \vec{z}_0 . Les expressions obtenues après application de ces théorèmes peuvent être mises sous la forme matricielle suivante :

$$\mathbf{M}(q)\ddot{q} + \mathbf{C}(q, \dot{q}) + \mathbf{D}(\dot{q}) + \mathbf{G}(q) = \mathbf{f}_{pneu} + \tau_e \quad (3.17)$$

avec $q = [r_6 \ r_3]^T$, \mathbf{M} est la matrice d'inertie, \mathbf{C} est le vecteur comportant les effets d'inertie, centrifuges et de Coriolis, \mathbf{D} contient les termes dissipatifs, \mathbf{G} modélise les efforts de pesanteur, enfin \mathbf{f}_{pneu} et \mathbf{f}_e sont respectivement les vecteurs des efforts pneumatiques et des efforts de perturbations extérieures appliqués par l'utilisateur ou l'environnement.

La matrice \mathbf{M} et le vecteur \mathbf{C} sont obtenus à partir de la résultante dynamique du solide 2 et du moment dynamique de l'ensemble $\{1 + 2\}$ en O_0 :

$$\mathbf{M}(q) = \begin{bmatrix} \frac{Mr_3^2 r_6}{d_5 d_8^2 \cos(\theta_1 - \gamma_5) \cos \theta_7} & 0 \\ 0 & M \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{C}(q, \dot{q}) = \begin{bmatrix} 2\dot{r}_3 r_6 + r_3 \dot{r}_6 \left(\frac{r_6^2 (r_6^2 - d_5^2 - d_8^2)}{2d_5^2 d_8^2 \cos^2(\theta_1 - \gamma_5)} + 1 \right) \\ Mr_3 \dot{r}_6 \frac{r_6^2 (r_6^2 - d_5^2 - d_8^2)}{d_5 d_8^2 \cos(\theta_1 - \gamma_5) \cos \theta_7} \\ - \frac{Mr_6^2 r_3^2}{d_5^2 d_8^2 \cos^2(\theta_1 - \gamma_5)} \end{bmatrix} \quad (3.18)$$

avec $\cos(\theta_1 - \gamma_5)$ et $\cos \theta_7$ déduits de l'équation (3.10) :

$$\cos(\theta_1 - \gamma_5) = \sqrt{1 - \left(\frac{r_6^2 - d_5^2 - d_8^2}{2d_5 d_8} \right)^2} \quad \cos \theta_7 = \sqrt{1 - \left(\frac{r_6^2 - d_5^2 + d_8^2}{2r_6 d_8} \right)^2}. \quad (3.19)$$

Le vecteur \mathbf{D} fait intervenir les efforts de frottement du piston. Le modèle classiquement utilisé pour les vérins pneumatiques en vue d'une synthèse de loi de commande est un modèle prenant en compte les frottements de Coulomb et les frottements visqueux [Armstrong-Hélouvy *et al.*, 1994]. Ainsi, on notera F_{ci} et F_{vi} , respectivement, le coefficient de frottement Coulomb et le coefficient de frottement visqueux du vérin i ⁴. Ces coefficients ont été déterminés de manière expérimentale. La description du protocole employé est donnée dans la suite du manuscrit (*cf.* 3.3.3.2). Le vecteur \mathbf{D}

4. Dans la suite du document, l'indice i fera référence au vérin i , avec $i \in \{1, 2\}$

s'exprime de la manière suivante :

$$D(\dot{q}) = \begin{bmatrix} F_{c1}\text{signe}(\dot{r}_6) + F_{v1}\dot{r}_6 \\ F_{c2}\text{signe}(\dot{r}_2) + F_{v2}\dot{r}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_{f1} \\ F_{f2} \end{bmatrix} \quad (3.20)$$

Le vecteur f_{pneu} introduit les efforts pneumatiques des vérins 1 et 2 :

$$f_{pneu} = \begin{bmatrix} F_{pneu1} - F_{pext1} \\ F_{pneu2} - F_{pext2} \end{bmatrix} \quad (3.21)$$

avec F_{pneui} l'effort pneumatique du vérin i et F_{pexti} l'effort appliqué par la pression atmosphérique sur la tige du vérin. Ainsi :

$$\begin{aligned} F_{pneui} &= P_{pi}S_{pi} - P_{ni}S_{ni} \\ F_{pexti} &= P_{atm}(S_{pi} - S_{ni}) \end{aligned} \quad (3.22)$$

où P_{pi} et P_{ni} sont, respectivement, les pressions absolues dans les chambres P et N du vérin i , S_{pi} et S_{ni} les surfaces effectives du piston dans les chambres P et N, et P_{atm} la pression atmosphérique environnante.

Enfin, les autres vecteurs de l'équation (3.17) sont détaillés ci-dessous :

$$G(q) = \begin{bmatrix} -\frac{Mg r_3 \sin \theta_1}{d_8 \cos \theta_7} \\ -Mg \cos \theta_1 \end{bmatrix} \quad \tau_e = \begin{bmatrix} F_{e1} \\ F_{e2} \end{bmatrix} \quad (3.23)$$

où g est l'accélération de pesanteur, F_{e1} et F_{e2} sont les efforts de perturbation appliqués par l'environnement ou l'utilisateur sur les actionneurs 1 et 2. On notera que si les efforts de perturbation sont appliqués seulement sur l'organe terminal, ce qui est généralement le cas pour une interface haptique, on pourra appliquer la transformation suivante :

$$\begin{bmatrix} F_{e1} \\ F_{e2} \end{bmatrix} = \mathbf{J}^T \begin{bmatrix} F_{ex} \\ F_{ey} \end{bmatrix} \quad (3.24)$$

où \mathbf{J} est la jacobienne définie par l'équation (3.16), F_{ex} et F_{ey} sont les efforts de perturbation appliqués sur l'organe terminal dans le repère cartésien.

3.3.1.6 Modèle thermodynamique

Le comportement du gaz à l'intérieur des chambres de l'actionneur pneumatique est donné par le modèle thermodynamique. Ce modèle décrit les variations de pression et de température du gaz dans les chambres à partir des lois de conservation de la matière et du premier principe de la thermodynamique [Shearer, 1956]. Les hypothèses prises en compte pour ce modèle sont les suivantes :

- Le gaz est assimilé à un gaz parfait
- Les échanges de chaleur sont uniquement convectifs
- Les fuites sont négligées
- L'échange de travail entre le gaz et le piston est supposé réversible.

La figure 3.10 illustre une chambre de vérin, avec q_{min} , q_{mout} les débits massiques d'entrée et de sortie de la chambre, P la pression du gaz dans la chambre, V le volume de la chambre, T , T_s et T_{env}

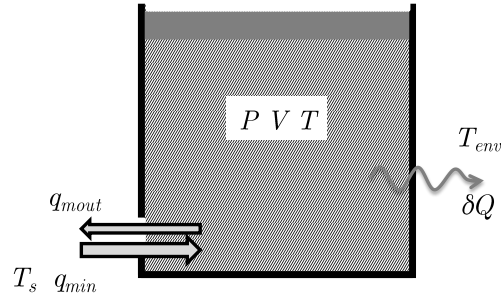


FIGURE 3.10 – Chambre de vérin

respectivement les températures dans la chambre, de la source de pression et de l'air ambiant. Et enfin, δQ l'échange de chaleur entre le gaz de la chambre et l'air environnant. Ainsi pour cette chambre le premier principe de la thermodynamique peut s'exprimer sous la forme :

$$\frac{dU}{dt} = h_{min}q_{min} - h_{mout}q_{mout} + \frac{\delta W}{dt} + \frac{\delta Q}{dt} \quad (3.25)$$

où U est l'énergie interne du gaz dans la chambre, h_{min} et h_{mout} les enthalpies massiques du gaz entrant et sortant et δW le travail du gaz fourni au piston.

Pour un gaz parfait, la variation d'énergie interne s'exprime :

$$dU = \frac{PV}{rT} c_v dT \quad (3.26)$$

Avec r la constante spécifique de l'air, c_v la capacité calorifique massique isochore de l'air. Les enthalpies massiques d'entrée et de sortie sont données par :

$$\begin{aligned} h_{min} &= c_p T_s \\ h_{mout} &= c_p T \end{aligned} \quad (3.27)$$

où c_p est la capacité calorifique massique isobare de l'air. Enfin, les hypothèses de travail réversible et d'échange de chaleur convectif permettent de définir :

$$\begin{aligned} \delta W &= -PdV \\ \delta Q &= hS_{conv}(T_{env} - T)dt \end{aligned} \quad (3.28)$$

S_{conv} désignant l'aire de la surface d'échange de chaleur et h le coefficient de transfert thermique entre la surface d'échange et le gaz. Il est à noter que l'on néglige ici le transfert thermique d'une chambre de vérin à l'autre (*i.e.* le transfert thermique passant par le piston). On obtient, après simplification, la relation décrivant l'évolution de la température dans la chambre :

$$\frac{dT}{dt} = \frac{T}{PV} \left((1 - \gamma) \frac{dV}{dt} P + r(\gamma T_s - T) q_{min} - rT(\gamma - 1) q_{mout} + hS_{conv}(T_{env} - T)(\gamma - 1) \right) \quad (3.29)$$

avec pour un gaz parfait $\gamma = c_p/c_v$ et $c_v = r/(\gamma - 1)$. D'autre part, le bilan de conservation de la matière permet d'écrire :

$$\frac{dm}{dt} = q_{min} - q_{mout} \quad (3.30)$$

Avec m la masse de fluide dans la chambre. On rappelle que pour un gaz parfait $PV = mrT$. Ainsi, l'équation (3.30) peut être réécrite sous la forme :

$$\frac{dP}{dt}VT + \frac{dV}{dt}PT - \frac{dT}{dt}PV = rT^2(q_{min} - q_{mout}) \quad (3.31)$$

En injectant l'équation (3.29) on obtient l'expression de la variation de pression dans la chambre :

$$\frac{dP}{dt} = \frac{\gamma}{V} \left(rT_s q_{min} - rT q_{mout} - P \frac{dV}{dt} \right) + \frac{\gamma - 1}{V} h S_{conv} (T_{env} - T) \quad (3.32)$$

Enfin la chambre d'un vérin ne comporte qu'un seul orifice permettant l'admission et l'échappement du gaz. Ainsi, il est possible de simplifier les expressions obtenues précédemment en introduisant :

$$q_m = \begin{cases} q_{min} & \text{en cas d'admission} \\ -q_{mout} & \text{en cas d'échappement} \end{cases} \quad \text{et} \quad T_m = \begin{cases} T_s & \text{en cas d'admission} \\ T & \text{en cas d'échappement} \end{cases} \quad (3.33)$$

On obtient donc le modèle thermodynamique suivant :

$$\begin{cases} \frac{dP}{dt} = \frac{\gamma}{V} \left(rT_m q_m - P \frac{dV}{dt} \right) + \frac{\gamma - 1}{V} h S_{conv} (T_{env} - T) \\ \frac{dT}{dt} = \frac{T}{PV} \left((1 - \gamma) \frac{dV}{dt} P + r(\gamma T_m - T) q_m + h S_{conv} (T_{env} - T) (\gamma - 1) \right) \end{cases} \quad (3.34)$$

3.3.2 Modèle de commande

Les équations obtenues précédemment constituent le modèle de simulation du BirthSIM. Toutefois, ce modèle est trop complexe pour une synthèse de loi de commande. On cherche dans cette section à simplifier le modèle de simulation, en vue d'une synthèse par backstepping. Le modèle obtenu sera appelé modèle de commande. La méthode de backstepping permet la synthèse de loi de commande non linéaire. Cette méthode permet de construire les lois de commande de manière itérative. Afin de simplifier la procédure d'application du backstepping, le modèle doit être mis sous forme dite *strict-feedback*. Ainsi, nous chercherons à exprimer le modèle de commande du BirthSIM sous la forme *strict-feedback* étendue au système multi-entrée multi-sortie (MIMO) suivante [Herzig *et al.*, 2016b] :

$$\begin{cases} \dot{x}_{i_k} &= f_{i_k}(x_1, \dots, x_{i_k}, u_1, \dots, u_{k-1}) + g_{i_k}(x_1, \dots, x_{i_k}, u_1, \dots, u_{k-1})x_{i_k+1} + \delta_{i_k, j_k} g_{i_k, k}(x_1, \dots, x_{i_k}, \\ & u_1, \dots, u_{k-1})u_k \\ s_k &= h_k(x_1, \dots, x_{j_k}) \end{cases} \quad (3.35)$$

où

$$\begin{aligned} k &\in \{1, \dots, m\} \\ i_k &\in \{j_{k-1}, \dots, j_k\} \\ j_k &= \sum_{b=1}^k n_b \\ j_0 &= 1 \\ n &= \sum_{k=1}^m n_k \end{aligned}$$

$x_{j_{k-1}}, \dots, x_{j_k}$ sont les n_k états du $k^{\text{ième}}$ bloc, u_1, \dots, u_m , et s_1, \dots, s_m sont les m entrées et sorties. δ_{i_k, j_k} correspond au symbole de Kronecker. Enfin les notations f , g , et h désignent des fonctions non linéaires.

Pour réduire le modèle obtenu dans la section précédente vers un modèle de commande sous forme *strict-feedback*, des simplifications et des changements de variables sont nécessaires. Les simplifications seront justifiées au travers d'hypothèses supplémentaires.

Dans un premier temps, les simplifications de modèle concernent le modèle dynamique. Ainsi, en première hypothèse, nous supposons que les effets d'inertie, de Coriolis et de gravité sur le vérin 2 (*i.e.* le vérin horizontal) sont négligeables devant les autres efforts. D'autre part, afin de simplifier les calculs présentés dans ce manuscrit, nous linéariserons la vitesse et l'accélération angulaires de θ_1 autour du point d'équilibre $r_6 = \sqrt{d_5^2 - d_8^2}$, $\dot{r}_6 = 0$ et $\ddot{r}_6 = 0$. Il est à noter que cette linéarisation n'est pas nécessaire, la synthèse de commande peut se faire en conservant l'expression exacte de $\dot{\theta}_1$ et $\ddot{\theta}_1$. Toutefois cette simplification allège grandement les expressions obtenues pendant la synthèse de commande. Ainsi, on supposera :

$$\begin{aligned} \dot{\theta}_1 &\simeq \left. \frac{\partial \dot{\theta}_1}{\partial \dot{r}_6} \right|_{x_e} \dot{r}_6 + \left. \frac{\partial \dot{\theta}_1}{\partial r_6} \right|_{x_e} r_6 = -\frac{\dot{r}_6}{d_8} \\ \ddot{\theta}_1 &\simeq \left. \frac{\partial \ddot{\theta}_1}{\partial \ddot{r}_6} \right|_{x_e} \ddot{r}_6 + \left. \frac{\partial \ddot{\theta}_1}{\partial \dot{r}_6} \right|_{x_e} \dot{r}_6 + \left. \frac{\partial \ddot{\theta}_1}{\partial r_6} \right|_{x_e} r_6 = -\frac{\ddot{r}_6}{d_8} \end{aligned} \quad (3.36)$$

Enfin, les efforts appliqués par l'environnement extérieur ou l'utilisateur sont vus comme des perturbations, et ne sont donc pas pris en compte dans le modèle de commande. Avec ces hypothèses, les matrices exprimées dans les équations (3.18) et (3.23) peuvent être simplifiées comme suit :

$$\begin{aligned} \mathbf{M}(q) &= \begin{bmatrix} \frac{Mr_3^2}{d_8^2 \cos \theta_7} & 0 \\ 0 & M \\ -\frac{Mgr_3 \sin \theta_1}{d_8 \cos \theta_7} & 0 \end{bmatrix} & \mathbf{C}(q, \dot{q}) &= \begin{bmatrix} \frac{2Mr_3 \dot{r}_3 \dot{r}_6}{d_8^2 \cos \theta_7} \\ 0 \end{bmatrix} \\ \mathbf{G}(q) &= \begin{bmatrix} -\frac{Mgr_3 \sin \theta_1}{d_8 \cos \theta_7} \\ 0 \end{bmatrix} & \mathbf{f}_e &= \mathbb{O}_{\mathcal{M}_{2,1}} \end{aligned} \quad (3.37)$$

Afin de simplifier les expressions du modèle de commande, nous procédons à un premier changement de variables en définissant y_1 et y_2 les positions des pistons des vérins 1 et 2 par rapport au milieu du cylindre. La figure 3.11 illustre le nouveau paramètre y_i pour le vérin i . Ainsi, $y_1 = r_6 - k_1$ et $y_2 = r_3 - k_2$ avec k_1 et k_2 deux constantes réelles positives.

Après application de ce changement de variables, le comportement dynamique du BirthSIM est donné par les équations :

$$\begin{cases} \frac{dv_2}{dt} = \frac{F_{pneu2} - F_{pert2} - F_{f2}}{M} \\ \frac{dv_1}{dt} = \frac{d_8}{y_2 + k_2} \left(g \sin \theta_1 - \frac{d_8 \cos \theta_7}{m(y_2 + k_2)} (F_{f1} + F_{pert1} - F_{pneu1}) \right) - \frac{2v_1 v_2}{y_2 + k_2} \end{cases} \quad (3.38)$$

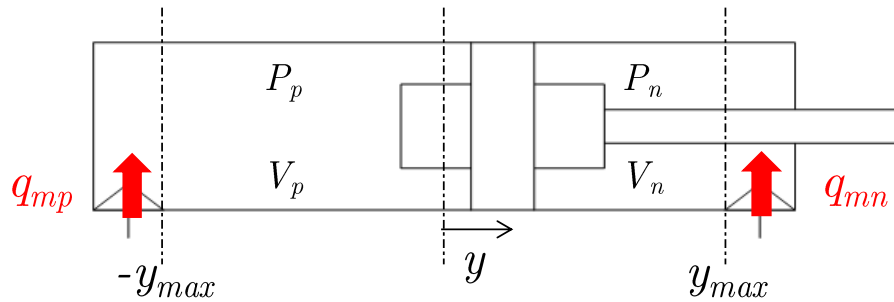


FIGURE 3.11 – Schéma d'un vérin pneumatique

avec

$$v_1 = \frac{dy_1}{dt}$$

$$v_2 = \frac{dy_2}{dt}$$

$$\sin \theta_1 = \sin \gamma_5 \sqrt{1 - \left(\frac{(y_1 + k_1)^2 - d_5^2 - d_8^2}{2d_5 d_8} \right)^2} - \cos \gamma_5 \frac{(y_1 + k_1)^2 - d_5^2 - d_8^2}{2d_5 d_8}$$

$$\cos \theta_7 = \sqrt{1 - \left(\frac{(y_1 + k_1)^2 - d_5^2 + d_8^2}{2r_6 d_8} \right)^2}$$

Deuxièmement, il est nécessaire de simplifier le modèle thermodynamique. Pour ce faire, nous supposons d'une part que l'évolution thermodynamique de l'air dans les chambres de vérin suit un comportement polytropique. D'autre part, que la variation de température dans les chambres est négligeable. Ces deux hypothèses sont classiquement employées dans le but d'obtenir un modèle de commande pour un vérin pneumatique [Andersen, 1967]. On obtient, ainsi, pour le vérin illustré sur la figure 3.11 les évolutions de pression suivantes :

$$\begin{cases} \frac{dP_{pi}}{dt} = \frac{k}{S_{pi} L_{pi}(y_i)} (rT q_{mpi} - P_{pi} S_{pi} v_i) \\ \frac{dP_{ni}}{dt} = \frac{k}{S_{ni} L_{ni}(y_i)} (rT q_{mni} + P_{ni} S_{ni} v_i) \end{cases} \quad (3.39)$$

avec

$$L_{ni}(y_i) = \frac{l_i}{2} - y_i \quad L_{pi}(y_i) = \frac{l_i}{2} + y_i$$

où k est la constante polytropique choisie, S_{pi} et S_{ni} sont respectivement les sections utiles du piston dans la chambre P et N du vérin et l_i la course du vérin.

Le modèle thermodynamique est maintenant plus simple, mais il ne respecte pas la forme *strict-feedback*. On introduit donc un nouveau changement de variable : la transformée A-T. Cette transformation développée par Abry *et al.* [Abry *et al.*, 2013] [Abry *et al.*, 2015a], est analogue à la transformée de Park développée pour la commande de machines électriques. En effet, la transformée A-T introduit pour les actionneurs électro-pneumatiques deux nouveaux débits virtuels, notés q_{mA} et q_{mT} respecti-

vement, le débit actif et le débit de pressurisation. La transformation s'exprime comme suit :

$$\begin{bmatrix} q_{mAi} \\ q_{mTi} \end{bmatrix} = \frac{l_i}{2} \underbrace{\begin{bmatrix} \frac{1}{L_{pi}(y_i)} & -\frac{1}{L_{ni}(y_i)} \\ \frac{1}{L_{pi}(y_i)} & \frac{1}{L_{ni}(y_i)} \end{bmatrix}}_{\Lambda(y_i)} \begin{bmatrix} q_{mpi} \\ q_{mni} \end{bmatrix} \quad (3.40)$$

D'autre part, si l'on introduit les états F_{pneu} et K_{pneu} respectivement l'effort pneumatique et la raideur pneumatique. L'effort pneumatique correspond à la force appliquée sur le piston due à la différence de pression dans les deux chambres et la raideur pneumatique décrit la variation d'effort pneumatique lors d'un déplacement en régime libre. Ainsi :

$$\begin{aligned} F_{pneui} &= P_{pi}S_{pi} - P_{ni}S_{ni} \\ K_{pneui} &= -\frac{dF_{pneui}}{dy_i} = k \left(\frac{P_{pi}S_{pi}}{L_{pi}(y_i)} + \frac{P_{ni}S_{ni}}{L_{ni}(y_i)} \right) \end{aligned} \quad (3.41)$$

avec le changement de variable précédent, le modèle décrivant le comportement thermodynamique d'un vérin peut être mis sous la forme :

$$\begin{cases} \frac{dF_{pneui}}{dt} = \frac{2krT}{l_i} q_{mAi} - K_{pneui} v_i \\ \frac{dK_{pneui}}{dt} = \frac{A_1 v_i y_i K_{pneui} - A_2 v_i F_{pneui} - B_{1,i} y_i q_{mAi} + B_2 q_{mTi}}{L_{pi}(y_i) L_{ni}(y_i)} \end{cases} \quad (3.42)$$

avec

$$\begin{aligned} A_1 &= 2(k+1) & A_2 &= k(k+1) \\ B_{1,i} &= \frac{2k^2 rT}{l_i} & B_2 &= k^2 rT \end{aligned}$$

En regroupant les différentes équations obtenues, nous obtenons le modèle de commande suivant :

$$\left\{ \begin{aligned} \frac{dy_2}{dt} &= v_2 \\ \frac{dv_2}{dt} &= \frac{F_{pneu2} - F_{pext2} - F_{f2}}{M} \\ \frac{dF_{pneu2}}{dt} &= \frac{2krT}{l_2} q_{mA2} - K_{pneu2} v_2 \\ \frac{dK_{pneu2}}{dt} &= \frac{A_1 v_2 y_2 K_{pneu2} - A_2 v_2 F_{pneu2} - B_{1,2} y_2 q_{mA2} + B_2 q_{mT2}}{L_{p2}(y_2) L_{n2}(y_2)} \\ \frac{dy_1}{dt} &= v_1 \\ \frac{dv_1}{dt} &= \frac{d_8}{y_2 + k_2} \left(g \sin \theta_1 - \frac{d_8 \cos \theta_7}{m(y_2 + k_2)} (F_{f1} + F_{pext1} - F_{pneu1}) \right) - \frac{2v_1 v_2}{y_2 + k_2} \\ \frac{dF_{pneu1}}{dt} &= \frac{2krT}{l_1} q_{mA1} - K_{pneu1} v_1 \\ \frac{dK_{pneu1}}{dt} &= \frac{A_1 v_1 y_1 K_{pneu1} - A_2 v_1 F_{pneu1} - B_{1,1} y_1 q_{mA1} + B_2 q_{mT1}}{L_{p1}(y_1) L_{n1}(y_1)} \end{aligned} \right. \quad (3.43)$$

Nous noterons que ce modèle est bien sous forme *strict-feedback*. En effet, en posant :

$$\begin{aligned}
 x_1 &= y_2 & x_5 &= y_1 & u_1 &= q_{mA2} \\
 x_2 &= v_2 & x_6 &= v_1 & u_2 &= q_{mT2} \\
 x_3 &= F_{pneu2} & x_7 &= F_{pneu1} & u_3 &= q_{mA1} \\
 x_4 &= K_{pneu2} & x_8 &= K_{pneu1} & u_4 &= q_{mT1}
 \end{aligned} \tag{3.44}$$

Le modèle d'état du BirthSIM s'écrit :

$$\left\{ \begin{array}{l}
 \dot{x}_1 = x_2 \\
 \dot{x}_2 = f_2(x_2) + g_2 x_3 \\
 \dot{x}_3 = g_3(x_2)x_4 + g_{3,1}u_1 \\
 \dot{x}_4 = f_4(x_1, x_2, x_3, x_4, u_1) + g_{4,2}(x_1)u_2 \\
 \dot{x}_5 = x_6 \\
 \dot{x}_6 = f_6(x_1, x_2, x_5, x_6) + g_6(x_1, x_5)x_7 \\
 \dot{x}_7 = g_7(x_6)x_8 + g_{7,3}u_3 \\
 \dot{x}_8 = f_8(x_5, x_6, x_7, x_8, u_3) + g_{8,4}(x_5)u_4 \\
 s_1 = x_1 \\
 s_2 = x_4 \\
 s_3 = x_5 \\
 s_4 = x_8
 \end{array} \right. \tag{3.45}$$

et respecte la forme présentée dans l'équation (3.35). Il est maintenant possible d'appliquer la méthode du backstepping pour synthétiser une loi de commande pour le BirthSIM.

3.3.3 Caractérisations

Pour obtenir certaines valeurs de paramètres ou pour modéliser le comportement de certains composants, il est parfois nécessaire de recourir à des essais expérimentaux. On qualifiera ces essais de caractérisations ou d'identification. Dans le cas du BirthSIM, deux types de composants ont été caractérisés : les vérins pneumatiques et les servo-distributeur.

3.3.3.1 Servo-distributeur

Les servo-distributeur ont été caractérisés afin de déterminer de manière précise la relation entre le débit en sortie d'un orifice, la tension de consigne et la pression d'utilisation (ou pression aval). En effet, les constructeurs fournissent rarement ce type de données et dans le cas contraire, les données ne sont pas chiffrées et ne couvrent qu'un seul point de fonctionnement. La figure 3.12 illustre une caractérisation de débit donnée par le constructeur Festo pour les distributeurs de la gamme employée pour le BirthSIM. Cette figure donne ainsi le débit de l'orifice 1 vers l'orifice 2 et le débit de l'orifice 1 vers l'orifice 4 pour une pression d'utilisation de 5 bar en fonction de la tension de consigne.

La figure 3.13 détaille la numérotation des orifices. L'orifice 1 est relié au réservoir d'air à 7 bar, les orifices 3 et 5 sont reliés à l'échappement à pression atmosphérique. Enfin, les orifices 2 et 4 sont reliés aux chambres dont la pression est considérée comme étant les pressions d'utilisation.

Seul le débit en sortie de l'orifice 2 a été caractérisé. Nous supposons que le comportement du

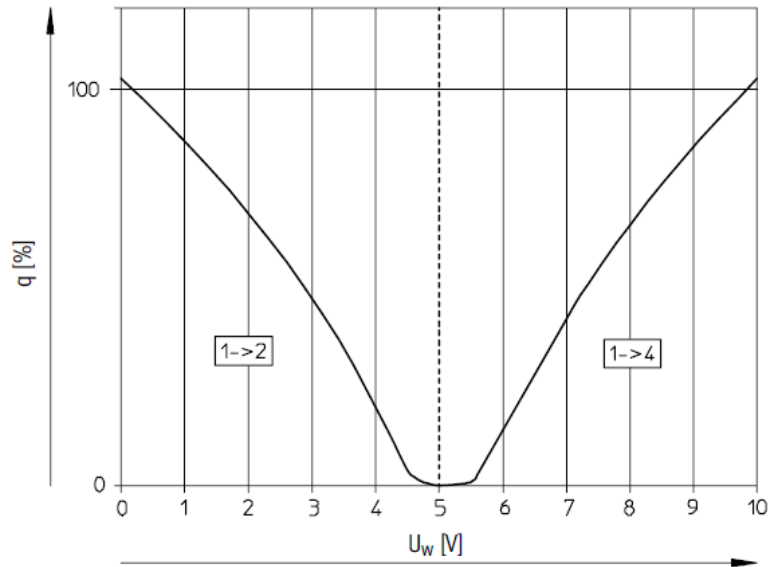


FIGURE 3.12 – Caractérisation constructeur d'un servo-distributeur de la gamme MYPE-5 fournie par le constructeur [Festo, 2005]

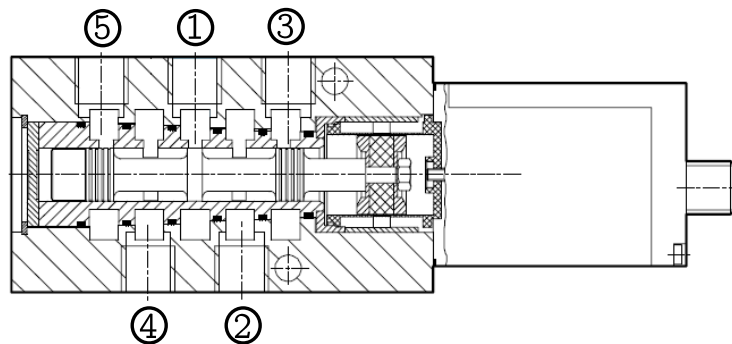


FIGURE 3.13 – Numérotation des orifices d'un servo-distributeur proportionnel 5/3

dispositif est symétrique pour l'orifice 4. La caractérisation effectuée respecte la norme NF ISO 6358 [AFNOR, 2013] décrivant les règles de caractérisation de débit des composants traversés par fluides compressibles. La figure 3.14 illustre le résultat obtenu où q_m désigne le débit massique traversant l'orifice 2, P_u la pression d'utilisation en aval de l'orifice 2 et u la tension de consigne appliquée au servo-distributeur. On notera qu'une fois de plus le comportement de cet élément est fortement non linéaire.

Cette caractérisation est utilisée pour modéliser le comportement des servo-distributeurs. En effet, pour la commande, la tension de consigne du servo-distributeur est interpolée à partir d'un débit désiré et de la pression d'utilisation mesurée. Pour la simulation, en revanche, on interpolera le débit en fonction de la tension de consigne et de la pression d'utilisation simulée. On ajoutera, toutefois, un délai d'établissement pour le modèle de simulation. Plus précisément, le servo-distributeur est assimilé à un système du premier ordre dont la constante de temps a été évaluée à 1 ms.

Une autre approche pour modéliser les servo-distributeurs est également couramment employée dans la littérature. En effet, elle consiste à modéliser le comportement du servo-distributeur par une

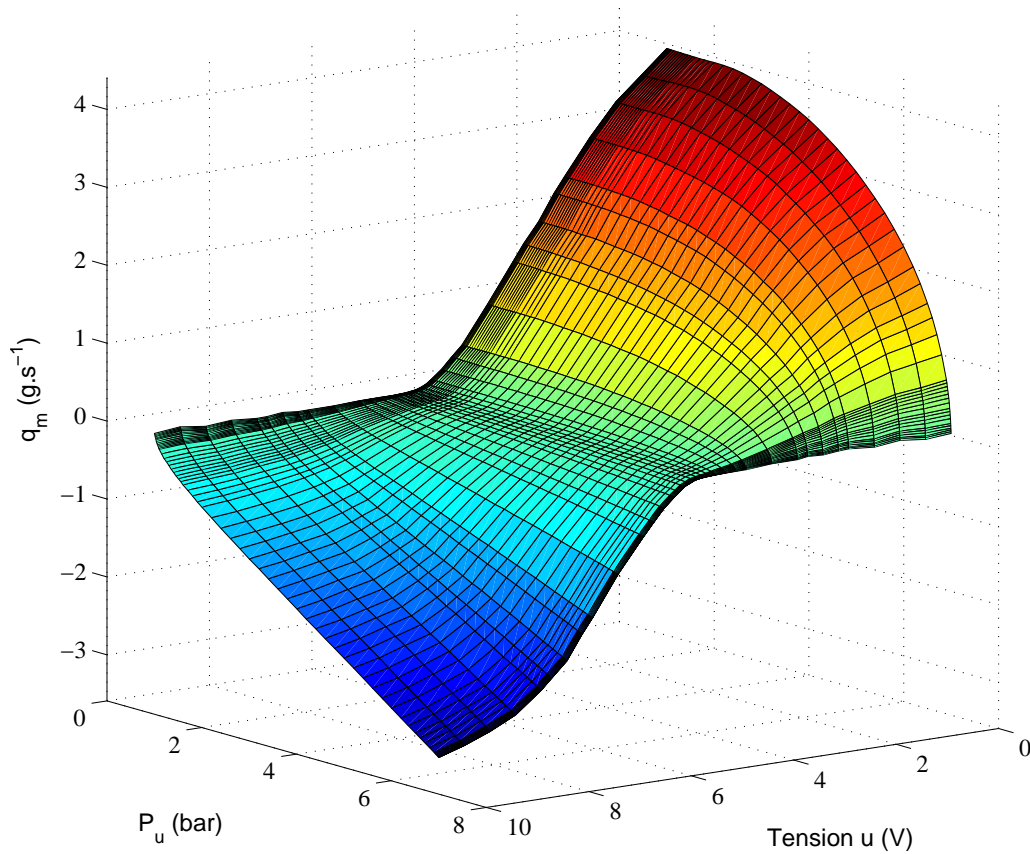


FIGURE 3.14 – Caractérisation d'un servo-distributeur MYPE-5-M5-010-B effectuée au sein du laboratoire Ampère

fonction non linéaire (le plus souvent polynomiale) [Bobrow et McDonell, 1998]. Dans ce cas, la caractérisation a pour but d'ajuster les coefficients de cette fonction non linéaire.

3.3.3.2 Vérins

Les vérins ont également été caractérisés. En effet, les paramètres de frottement ne sont généralement pas fournis par le constructeur. Afin d'évaluer ces paramètres, un banc de test équivalent à l'architecture du BirthSIM 1 DDL a été employé. Ce banc de test est illustré sur la figure 3.15. L'objectif est donc de déterminer les paramètres de frottement de Coulomb⁵ (ou frottement sec) f_{c1} et f_{c2} et les paramètres de frottements visqueux f_{v1} et f_{v2} .

Pour les frottements de Coulomb, la procédure consiste à appliquer une consigne de vitesse de sortie de tige constante. Ainsi, pour une vitesse de consigne faible, le phénomène de redécollage (*stick-slip* en anglais) intervient. Ce phénomène est caractérisé par le fait que la tige vérin sorte ou rentre par à-coup. Ces à-coups sont notamment dus à l'adhérence du piston dans la chambre. D'après le principe fondamental de la dynamique, lorsque le piston est « collé » les efforts de frottement sont donnés par l'équation suivante :

$$F_{fi} = F_{pneui} - F_{pexti} - F_{capt} \quad (3.46)$$

5. On négligera pour les frottements secs la différence entre l'adhérence et le glissement

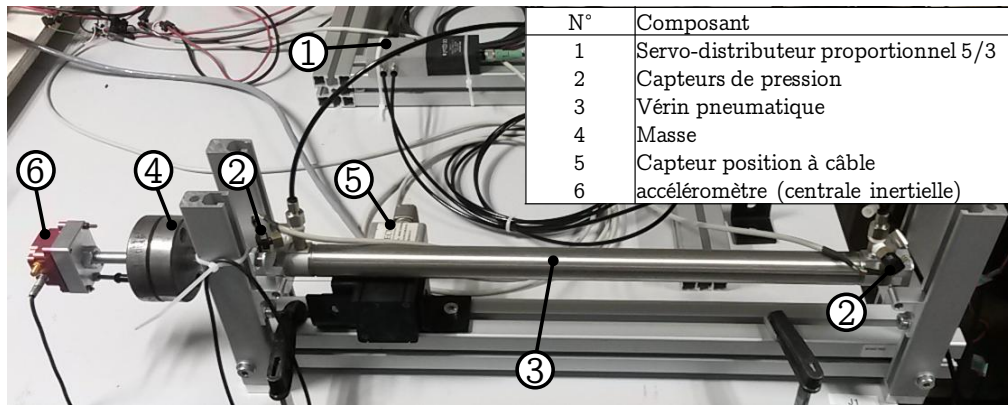


FIGURE 3.15 – Banc de caractérisation des frottements des vérins

où $F_{capt} = 5 \text{ N}$ est l'effort de rappel du câble du capteur de position. D'après Armstrong *et al.* [Armstrong-Hélouvy *et al.*, 1994], les courbes faisant apparaître le phénomène de redécollage permettent d'obtenir le coefficient de frottement de Coulomb, mais également le coefficient de frottement d'adhérence. La figure 3.16 montre la position mesurée et les forces de frottements calculées pour un essai sur le vérin de 200 mm chargé d'une masse de 1 kg pour une vitesse de consigne de 5 mm/s. Sur

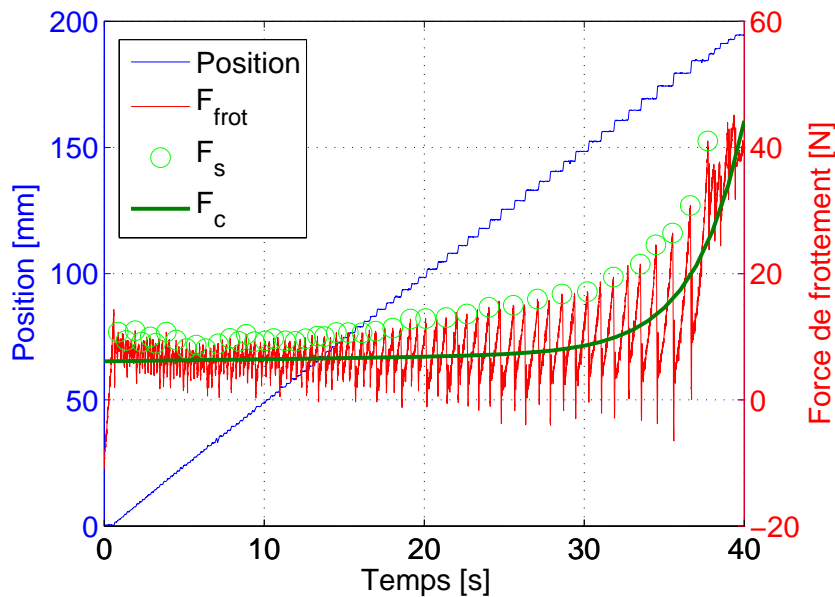


FIGURE 3.16 – Caractérisation du vérin 1, $M = 1 \text{ kg}$, $v_d = 5 \text{ mm/s}$

cette figure il est possible de voir les à-coups sur la courbe de position. On constate également que lorsque le piston décolle, il y a un pic sur la courbe d'effort de frottement. Ce pic correspond à l'effort d'adhérence du piston dans le cylindre. Les cercles verts correspondent aux valeurs mesurées pour le coefficient de frottement d'adhérence noté F_s . Le modèle de frottement envisagé ne nécessite pas la caractérisation des frottements d'adhérence, l'étude de ces frottements est donc relayé en annexe (*cf.* Annexe B). Enfin, la courbe verte représente quant à elle les frottements de Coulomb qui, d'après Armstrong, est la courbe moyenne entre les points de redécollage et d'arrêt.

Cet essai a été répété plusieurs fois pour des vitesses de consigne et des masses différentes. Les

figures 3.17 et 3.18 rassemblent l'ensemble de ces essais. Ces deux figures mettent en avant une forte dépendance des frottements en fonction de la masse et de la position du piston. Ce phénomène s'explique par le fait que plus la masse ou la position du piston sont élevées, plus le moment dû à l'effort de pesanteur sur la tige au niveau de l'alésage de sortie de tige est élevé. Ce moment augmente l'effort normal de contact entre le piston et le corps du vérin ce qui d'après la loi de Coulomb augmente également les frottements secs entre le piston et le corps du vérin. On notera que pour une masse élevée, on observe un phénomène d'arc-boutement⁶ sur la fin de course des vérins. La figure 3.19 illustre ce phénomène. Les figures 3.17 et 3.18 montrent qu'il n'y a qu'une légère influence de la vitesse de consigne sur les frottements de Coulomb.

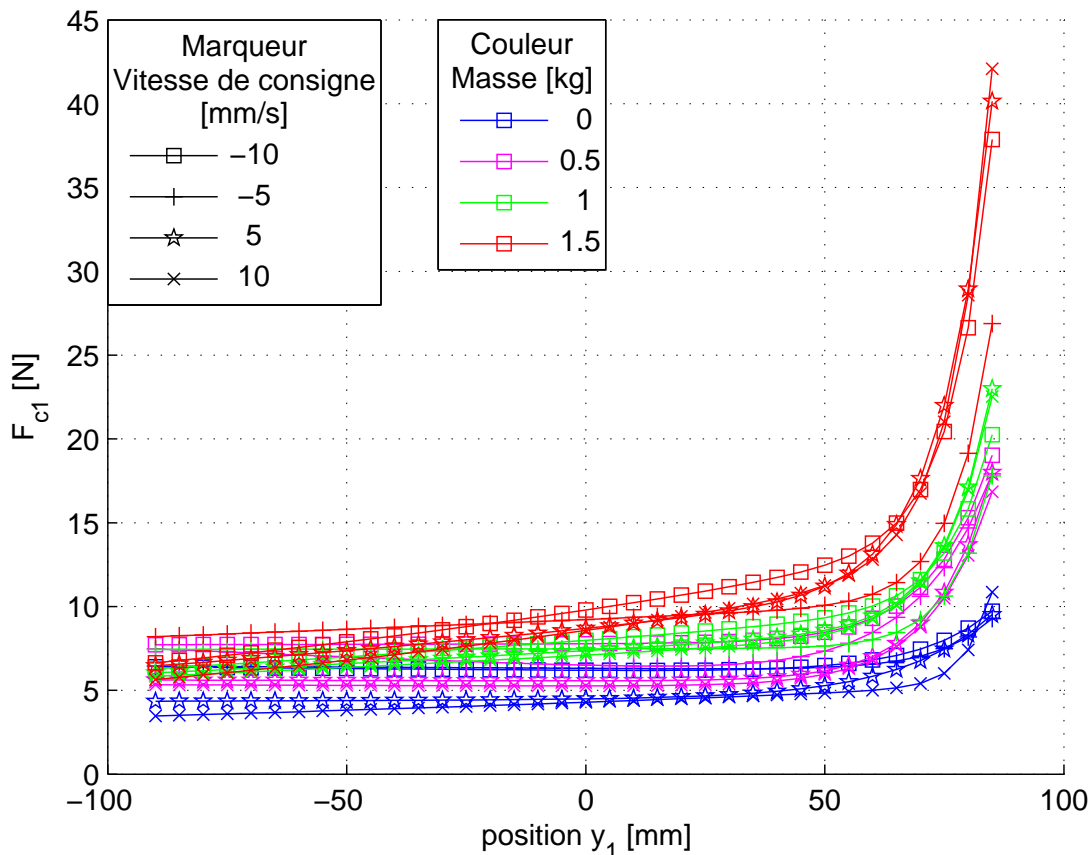


FIGURE 3.17 – Caractérisation du coefficient de frottement de Coulomb du vérin 1 (200 mm)

Au vu des résultats présentés sur les figures 3.17 et 3.18, choisir un coefficient de frottement de Coulomb constant pourrait sembler être une hypothèse importante. Toutefois, il est à noter que dans le cadre du BirthSIM, la masse ne varie pas. Ainsi la charge pour le vérin 2 est de l'ordre de 1,5 kg. Nous considérerons, pour le vérin 1, les résultats de caractérisation effectués à vide, ce dernier travaillant à la verticale. D'autre part, pour une utilisation en commande, il est préférable de sous-estimer la valeur de frottement de Coulomb que de le surestimer. En effet, une valeur trop importante de l'effort de frottement risquerait d'augmenter le dépassement ou engendrer des oscillations autour de la consigne de position. Une sous estimation de cet effort provoquerait quant à elle une mauvaise atténuation du phénomène de redécollage. La valeur du coefficient de frottement de Coulomb choisie est la moyenne

6. l'arc-boutement est le phénomène de blocage de deux pièces en liaison glissière à cause des frottements.

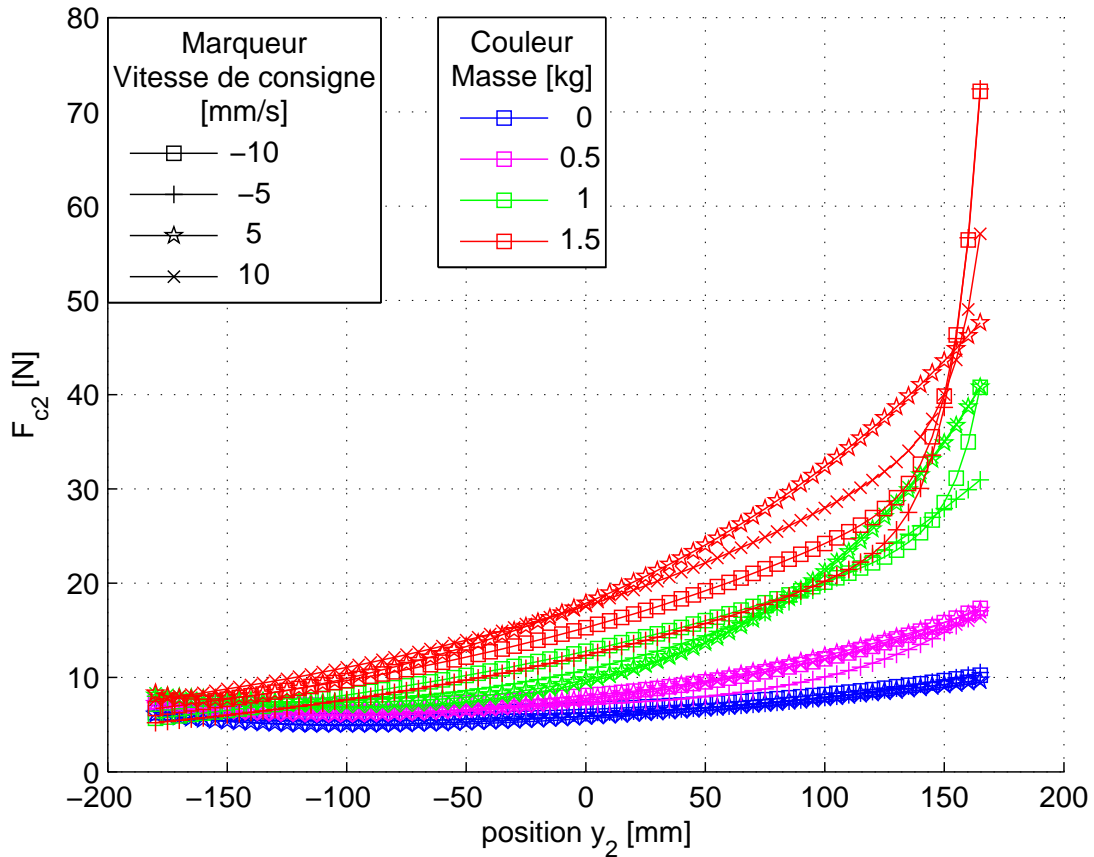


FIGURE 3.18 – Caractérisation du coefficient de frottement de Coulomb du vérin 2 (400 mm)

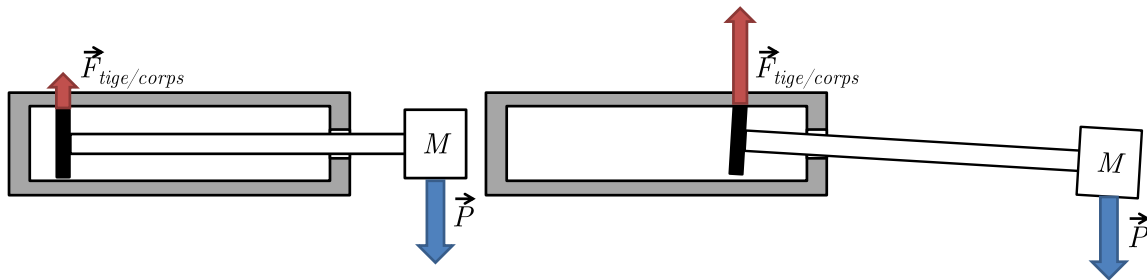


FIGURE 3.19 – Arc-boutement du vérin

des valeurs de frottement pour les positions inférieures à 0 des essais effectués à vide pour le vérin 1 et avec une masse de 1,5 kg pour le vérin 2. Les valeurs obtenues sont respectivement $F_{c1} = 5,2$ N et $F_{c2} = 15,1$ N.

Pour déterminer le coefficient de frottement visqueux, des essais à plus hautes vitesses sont effectués. En effet, avec une vitesse de consigne élevée, le phénomène de redécollage n'intervient plus et la consigne de vitesse est atteinte. À vitesse constante, l'équation (3.46) est également vérifiée. On en déduit :

$$F_{vi}v_i = F_{pneui} - F_{pexti} - F_{capt} - F_{ci}\text{signe}(v_i) \tag{3.47}$$

où v_i désigne la vitesse du piston et sera supposée égale à la vitesse de consigne v_d . La figure 3.20 illustre un test effectué sur le vérin 1, pour une vitesse de consigne de position triangulaire de vitesse

± 100 mm/s et une charge de 1 kg. Sur cette figure, la courbe verte donne les efforts de frottements

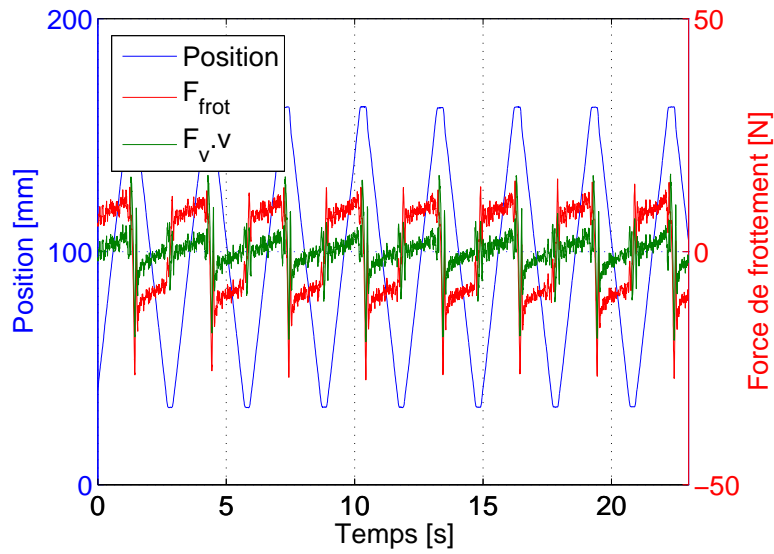


FIGURE 3.20 – Caractérisation du vérin 1, $M = 1$ kg, $v_d = \pm 100$ mm/s

visqueux en Newton. Cet essai a été répété plusieurs fois pour des vitesses de consigne et des masses différentes. En moyennant la valeur prise par les efforts de frottements visqueux sur les périodes où la vitesse est stabilisée, on obtient les résultats présentés sur les figures 3.21a et 3.21b respectivement pour le vérin de course de 200 mm et le vérin de course de 400 mm.

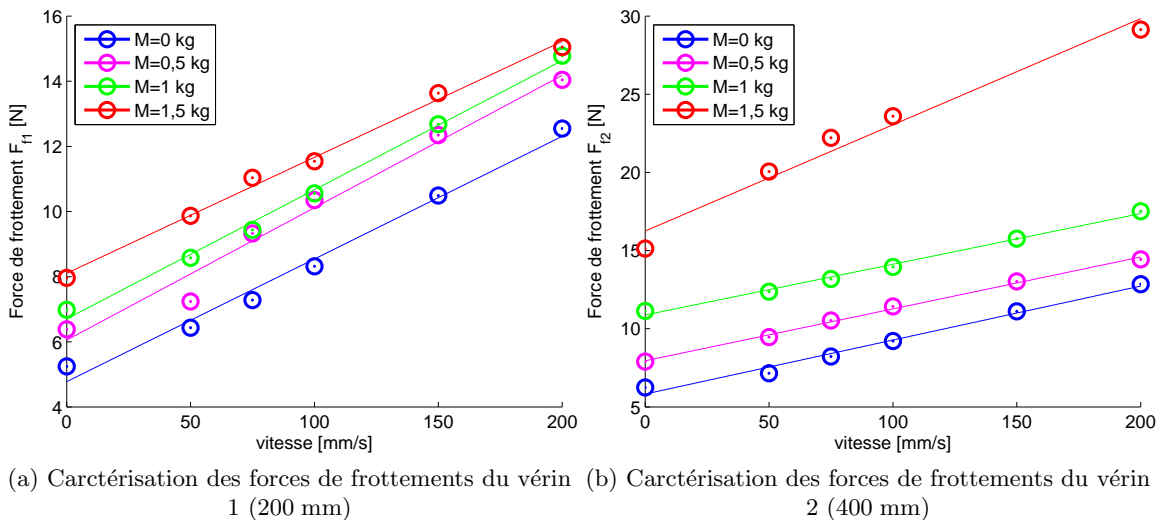


FIGURE 3.21 – Caractérisation des efforts de frottements des vérins du BirthSIM

Le coefficient de frottement de Coulomb correspond au coefficient directeur des courbes de tendance affines. On peut remarquer que ce coefficient varie peu d'un chargement à un autre, hormis dans le cas d'une charge de 1,5 kg pour le vérin 2. Faute de temps, ce phénomène n'a pas été étudié et mériterait d'être approfondi à l'aide d'essais supplémentaires. Les coefficients de frottement visqueux obtenus sont finalement $F_{v1} = 37,6$ Ns/m et $F_{v2} = 67,9$ Ns/m

3.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons montré qu'il existe de nombreuses solutions pour obtenir un robot compliant. En effet, on trouve dans la littérature deux approches principales, la première consiste à utiliser des actionneurs à raideur variable et la seconde privilégie la synthèse de lois de commande en raideur. C'est la seconde approche que nous avons décidé de suivre avec pour objectif de synthétiser une loi de commande en position et raideur pour le BirthSIM.

Les modèles de simulation et de commande du BirthSIM ont été obtenus. Ces modèles non linéaires tiennent compte des efforts et de la dynamique des composants du robot mais également des phénomènes thermodynamiques intervenant dans les chambres des deux actionneurs pneumatiques du système. Le modèle de commande obtenu, après l'utilisation de la transformée A-T et application de certaines hypothèses simplificatrices, est sous forme *strict-feedback*. Cette forme particulière, présentée précédemment, est particulièrement adéquate pour la synthèse de loi de commande par backstepping. La synthèse par backstepping permettant le contrôle en position et raideur du BirthSIM est proposée au chapitre suivant.

Enfin, pour modéliser au mieux le comportement du BirthSIM, certains de ces composants ont été caractérisés. Ainsi, les démarches suivies pour l'obtention des paramètres du modèle de frottement intervenant dans les vérins ont été présentées. La caractérisation des servo-distributeurs utilisés pour l'alimentation des chambres des vérins en air a également été réalisée.

Chapitre 4

Synthèse et simulation d'une loi de commande en position et raideur et simulation

4.1	Introduction	85
4.2	Synthèse de loi de commande	85
4.2.1	Contrôle de la position du vérin 2	86
4.2.2	Contrôle de la raideur pneumatique du vérin 2	88
4.2.3	Contrôle de la position du vérin 1	88
4.2.4	Contrôle de la raideur pneumatique du vérin 1	90
4.2.5	Preuve de stabilité	90
4.3	Rejet de perturbation et contrôle de la raideur et de l'amortissement en boucle fermée	91
4.3.1	Raideur pneumatique et raideur en boucle fermée	91
4.3.2	Réglage des raideurs et amortissements en boucle fermée	92
4.3.3	De la raideur articulaire à la raideur cartésienne	94
4.4	Simulations	95
4.4.1	Commande avec 2 servo-distributeur	96
4.4.1.1	Suivi de trajectoire en position et raideur	96
4.4.1.2	Rejet de perturbation	100
4.4.2	Commande avec 1 servo-distributeur	104
4.4.2.1	Algorithme de calcul des tensions de consigne	105
4.4.2.2	Raideur pneumatique	107
4.4.2.3	Simulation du système avec un servo-distributeur par vérin	109
4.5	Conclusion	112

4.1 Introduction

Dans le chapitre précédent, nous avons modélisé le comportement du robot BirthSIM. Le modèle de commande obtenu respectant la forme *strict-feedback*, nous pouvons envisager une synthèse de loi de commande par backstepping. Cette dernière sera utilisée pour piloter le robot en position et raideur. Elle sera détaillée dans une première partie.

Dans un second temps, une stratégie de réglage de gain permettant d'obtenir un réglage en raideur et amortissement en boucle fermée sera présentée. En effet, après avoir explicité la différence entre la raideur pneumatique et la raideur en boucle fermée, l'étude du rejet de perturbation du contrôleur obtenu permet de dégager une stratégie de réglage pour certains des gains de la loi de commande.

Enfin le comportement du système commandé est étudié en simulation. En effet, cette première étude permet d'estimer les performances que l'on peut attendre de la loi de commande. Deux types de simulation sont présentés, la première est un suivi de trajectoire, la seconde permet l'étude du rejet de perturbation et ainsi de déterminer si le réglage en raideur est effectif. La synthèse de loi de commande présentée dans ce manuscrit permet d'obtenir des lois pour quatre entrées du système. Pour pouvoir appliquer ces commandes, quatre servo-distributeur sont nécessaires. Toutefois nous montrerons grâce à la simulation qu'il est possible de conserver l'asservissement en position et le réglage de la raideur en boucle fermée en utilisant seulement deux servo-distributeur.

4.2 Synthèse de loi de commande

La méthode de synthèse par backstepping repose sur la théorie de Lyapunov. Cette méthode non linéaire s'appuie sur la forme *strict-feedback* du modèle qui permet de construire étape par étape une loi de commande assurant la convergence asymptotique du système vers une position d'équilibre. En effet, la forme *strict-feedback* peut être assimilée à une forme triangulaire inférieure. C'est-à-dire que dans chacune des équations d'état, l'état suivant ou une commande interviennent. Ainsi, si une commande n'apparaît pas directement, l'état suivant est vu comme une commande virtuelle.

L'objectif de la synthèse de loi de commande présentée ici est d'obtenir un contrôle en position et raideur pneumatique. Cette synthèse est une extension des travaux d'Abry [Abry, 2013] pour un système pneumatique à 2 DDL. Ainsi nous verrons les débits massiques actifs et de pressurisation comme les commandes du système. Les débits massiques actifs q_{mA1} et q_{mA2} permettront de faire converger les positions des vérins 1 et 2 vers leurs consignes respectivement notées y_{d1} et y_{d2} . Nous supposons que les consignes de position y_{d1} et y_{d2} sont de classe \mathcal{C}^3 par rapport au temps. On notera les dérivées temporelles successives des consignes de position comme il suit :

$$\begin{aligned} \frac{dy_{d1}}{dt} = v_{d1} \quad \frac{d^2y_{d1}}{dt^2} = a_{d1} \quad \frac{d^3y_{d1}}{dt^3} = j_{d1} \\ \frac{dy_{d2}}{dt} = v_{d2} \quad \frac{d^2y_{d2}}{dt^2} = a_{d2} \quad \frac{d^3y_{d2}}{dt^3} = j_{d2} \end{aligned} \tag{4.1}$$

Les débits massiques de pressurisation q_{mT1} et q_{mT2} permettront d'assurer le suivi de trajectoires de consigne en raideur pneumatique notées K_{pneud1} et K_{pneud2} , pour chacun des vérins. Elles seront, quant à elles, supposées de classe \mathcal{C}^1 .

Pour obtenir les expressions des quatre commandes, huit étapes sont nécessaires. Afin de faciliter

la compréhension de la synthèse de loi de commande, les étapes permettant de calculer une même commande seront regroupées. On notera par ailleurs que dans la méthode du backstepping il est possible de définir une fonction de Lyapunov à chaque étape permettant de prouver la convergence asymptotique de chacune des variables d'erreur. Toutefois, afin d'alléger cette section, il a été décidé de ne détailler que les fonctions de Lyapunov choisies lors de l'obtention d'une commande. Enfin, la preuve de stabilité est donnée pour le système global après avoir obtenu l'ensemble des commandes.

4.2.1 Contrôle de la position du vérin 2

Pour rappel le modèle de commande donné par l'équation (3.43) s'écrit comme suit :

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{dy_2}{dt} = v_2 \\ \frac{dv_2}{dt} = \frac{F_{pneu2} - F_{pext2} - F_{f2}}{M} \\ \frac{dF_{pneu2}}{dt} = \frac{2krT}{l_2} q_{mA2} - K_{pneu2} v_2 \\ \frac{dK_{pneu2}}{dt} = \frac{A_1 v_2 y_2 K_{pneu2} - A_2 v_2 F_{pneu2} - B_{1,2} y_2 q_{mA2} + B_2 q_{mT2}}{L_{p2}(y_2) L_{n2}(y_2)} \\ \frac{dy_1}{dt} = v_1 \\ \frac{dv_1}{dt} = \frac{d_8}{y_2 + k_2} \left(g \sin \theta_1 - \frac{d_8 \cos \theta_7}{m(y_2 + k_2)} (F_{f1} + F_{pext1} - F_{pneu1}) \right) - \frac{2v_1 v_2}{y_2 + k_2} \\ \frac{dF_{pneu1}}{dt} = \frac{2krT}{l_1} q_{mA1} - K_{pneu1} v_1 \\ \frac{dK_{pneu1}}{dt} = \frac{A_1 v_1 y_1 K_{pneu1} - A_2 v_1 F_{pneu1} - B_{1,1} y_1 q_{mA1} + B_2 q_{mT1}}{L_{p1}(y_1) L_{n1}(y_1)} \end{array} \right.$$

Étape 1 : On définit la première variable d'erreur z_1 , erreur entre la position y_2 et la consigne y_{d2} de la manière suivante :

$$z_1 = y_2 - y_{d2} \quad (4.2)$$

On en déduit que la dynamique en boucle ouverte de z_1 est régie par l'équation suivante.

$$\dot{z}_1 = v_2 - v_{d2} \quad (4.3)$$

Où la variable d'état v_2 est vue comme une variable de commande. Pour assurer la convergence de z_1 vers 0 on définit la commande virtuelle v_2^* :

$$v_2^* = v_{d2} - C_1 z_1 \quad (4.4)$$

avec C_1 une constante strictement positive.

Étape 2 : On souhaite faire converger l'état v_2 vers la commande virtuelle définie dans l'équation (4.4). Ainsi la seconde variable d'erreur est l'erreur de vitesse du vérin 2 :

$$z_2 = v_2 - v_2^* \quad (4.5)$$

La dynamique en boucle ouverte de l'erreur de vitesse est décrite par l'expression suivante :

$$\dot{z}_2 = \frac{F_{pneu2} - F_{pext2} - F_{f2}}{M} - a_{d2} + C_1 \dot{z}_1 \quad (4.6)$$

D'autre part, on peut obtenir la dynamique en boucle fermée de l'erreur de position du vérin 2 par combinaison des équations (4.3), (4.4) et (4.5) :

$$\dot{z}_1 = z_2 - C_1 z_1 \quad (4.7)$$

On verra cette fois-ci l'état F_{pneu2} comme la commande virtuelle de cette étape. On définit cette commande virtuelle de la manière suivante :

$$F_{pneu2}^* = F_{pext2} + F_{f2} + M (a_{d2} + z_1 (C_1^2 - 1) - z_2 (C_1 + C_2)) \quad (4.8)$$

Avec C_2 une constante strictement positive.

Étape 3 : La variable d'erreur suivante est la variable d'erreur d'effort pneumatique du vérin 2. On définit également z_{3i} l'intégrale de cette variable d'erreur. Ainsi :

$$\begin{aligned} z_3 &= F_{pneu2} - F_{pneu2}^* \\ z_{3i} &= \int z_3 dt \end{aligned} \quad (4.9)$$

La dynamique en boucle fermée de z_2 et la dynamique en boucle ouverte de z_3 sont données, respectivement, par les équations suivantes :

$$\begin{aligned} \dot{z}_2 &= \frac{z_3}{M} - z_1 - C_2 z_2 \\ \dot{z}_3 &= \dot{F}_{pneu2} - b_2 \frac{F_{pneu2} - F_{pext2} - F_{f2}}{M} - M \left(j_{d2} + (C_1^2 - 1) (z_2 - C_1 z_1) - \left(\frac{z_3}{M} - z_1 - C_2 z_2 \right) (C_1 + C_2) \right) \end{aligned} \quad (4.10)$$

La première commande réelle q_{mA2} est enfin définie comme suit :

$$q_{mA2} = f_0 + f_1 z_1 + f_2 z_2 + f_3 z_3 + f_4 z_{3i} \quad (4.11)$$

avec

$$\begin{aligned} f_0 &= \frac{l_2 (b_2 (F_{pneu2} - F_{pext2} - F_{f2}) + M K_{pneu2} v_2 + M^2 j_{d2})}{2MkrT} \\ f_1 &= \frac{M l_2 (2C_1 + C_2 - C_1^3)}{2krT} \\ f_2 &= \frac{l_2 (M^2 (C_1^2 + C_1 C_2 + C_2^2 - 1) - 1)}{2MkRT} \\ f_3 &= -\frac{l_2 (C_1 + C_2 + C_3)}{2krT} \\ f_4 &= -\frac{K_{i3} l_2}{2krT} \end{aligned}$$

Où C_3 et K_{i3} sont des constantes strictement positives. L'erreur intégrale z_{3i} est ajoutée afin d'éliminer l'erreur statique potentielle de F_{pneu2} .

La première fonction de Lyapunov, notée V_1 est choisie :

$$V_1 = \frac{z_1^2}{2} + \frac{z_2^2}{2} + \frac{z_3^2}{2} + K_{i3} \frac{z_{3i}^2}{2}. \quad (4.12)$$

En utilisant les équations (4.7), (4.10), et (4.11), on peut déduire l'expression de la dérivée de V_1 suivante :

$$\dot{V}_1 = -C_1 z_1^2 - C_2 z_2^2 - C_3 z_3^2. \quad (4.13)$$

4.2.2 Contrôle de la raideur pneumatique du vérin 2

Étape 4 : On définit pour cette quatrième étape la variable d'erreur z_4 pour l'erreur de raideur pneumatique du vérin 2 :

$$z_4 = K_{pneu2} - K_{pneud2}. \quad (4.14)$$

Par dérivation, on peut déduire la dynamique en boucle ouverte de cette variable d'erreur :

$$\dot{z}_4 = \frac{A_1 v_2 y_2 K_{pneu2} - A_2 v_2 F_{pneu2} - B_{1,2} y_2 q_{mA2} + B_2 q_{mT2}}{L_{p2}(y_2) L_{n2}(y_2)} - \dot{K}_{pneud2} \quad (4.15)$$

La seconde commande q_{mT2} est choisie :

$$q_{mT2} = \frac{L_{p2}(y_2) L_{n2}(y_2) \left(\dot{K}_{pneud2} - C_4 z_4 \right) + A_2 v_2 F_{pneu2} - A_1 v_2 y_2 K_{pneu2}}{B_2} + \frac{2 y_2 q_{mA2}}{l_2} \quad (4.16)$$

avec C_4 une constante strictement positive et $A_1 = 2(k+1)$, $A_2 = k(k+1)$ et $B_2 = k^2 r T$ définis dans la section 3.3.2.

On choisit la seconde fonction de Lyapunov V_2 telle que :

$$V_2 = \frac{z_4^2}{2} \quad (4.17)$$

En substituant la commande q_{mT2} par l'expression obtenue dans l'équation (4.16), la dérivée de la fonction de Lyapunov s'exprime :

$$\dot{V}_2 = -C_4 z_4^2. \quad (4.18)$$

4.2.3 Contrôle de la position du vérin 1

Étape 5 : Comme pour le vérin 2, nous définissons les variables d'erreur de position et de vitesse, respectivement z_5 et z_6 :

$$z_5 = y_1 - y_{d1} \quad (4.19)$$

$$z_6 = v_1 - v_1^*$$

Où v_1^* est la commande virtuelle de vitesse. La dynamique en boucle ouverte de z_5 est donnée par l'équation suivante :

$$\dot{z}_5 = v_1 - v_{d1}. \quad (4.20)$$

On peut donc choisir v_1^* :

$$v_1^* = v_{d1} - C_5 z_5 \quad (4.21)$$

Où C_5 est une fois de plus une constante positive. On en déduit que le comportement de la variable d'erreur z_5 en boucle fermée est régi par l'équation :

$$\dot{z}_5 = z_6 - C_5 z_5. \quad (4.22)$$

Étape 6 : La dynamique en boucle ouverte de la variable d'erreur de position du vérin 1 peut être décrite par l'équation suivante :

$$\dot{z}_6 = \frac{d_8}{y_2 + k_2} \left(g \sin \theta_1 - \frac{d_8 \cos \theta_7}{M(y_2 + k_2)} (F_{f1} + F_{pext1} - F_{pneu1}) \right) - \frac{v_1 v_2}{y_2 + k_2} - a_{d1} + C_5 \dot{z}_5 \quad (4.23)$$

Où F_{pneu1} est vu comme une commande virtuelle et est choisie comme il suit :

$$\begin{aligned} F_{pneu1}^* = & F_{pext1} + F_{f1} + \frac{M(y_2 + k_2)^2}{d_8^2 \cos \theta_7} (a_{d1} + (C_5^2 - 1)z_5 - (C_5 + C_6)z_6) + \frac{M v_1 v_2 (y_2 + k_2)}{d_8^2 \cos \theta_7} \\ & - \frac{M g \sin \theta_1 (y_2 + k_2)}{d_8 \cos \theta_7} \end{aligned} \quad (4.24)$$

avec $C_6 \in \mathbb{R}_+^*$.

Étape 7 : La variable d'erreur d'effort pneumatique, z_7 , est définie par :

$$z_7 = F_{pneu1} - F_{pneu1}^* \quad (4.25)$$

La dynamique en boucle fermée de z_6 et la dynamique en boucle ouverte de z_7 sont décrites par :

$$\begin{aligned} \dot{z}_6 &= \frac{d_8^2 \cos \theta_7}{M(y_2 + k_2)^2} z_7 - z_5 - C_6 z_6 \\ \dot{z}_7 &= \dot{F}_{pneu1} - \dot{F}_{pneu1}^* \end{aligned} \quad (4.26)$$

Pour simplifier les expressions, le calcul de \dot{F}_{pneu1}^* est renvoyé en annexe (cf. Annexe C). Le choix de la troisième commande q_{mA1} est donné par :

$$q_{mA1} = \frac{l_1}{2krT} \left(\dot{F}_{pneu1}^* + K_{pneu1} v_1 - C_7 z_7 - K_{i7} z_{7i} - \frac{d_8 \cos \theta_7}{M(y_2 + k_2)^2} z_6 \right) \quad (4.27)$$

où C_7 et K_{i7} sont des constantes strictement positives. z_{7i} est l'intégrale de la variable d'erreur z_7 par rapport au temps (*i.e.* $z_{7i} = \int z_7 dt$). Cette intégrale est, cette fois-ci, ajoutée dans le but de supprimer l'éventuelle erreur statique de F_{pneu1} . La troisième candidate de Lyapunov notée V_3 est choisie :

$$V_3 = C_5 \frac{z_5^2}{2} + C_6 \frac{z_6^2}{2} + C_7 \frac{z_7^2}{2} + K_{i7} \frac{z_{7i}^2}{2} \quad (4.28)$$

En utilisant les expressions obtenues dans les équations (4.22), (4.26) et (4.27), la dérivée de la fonction

de Lyapunov peut-être, mise sous la forme suivante :

$$\dot{V}_3 = -C_5 z_5^2 - C_6 z_6^2 - C_7 z_7^2 \quad (4.29)$$

4.2.4 Contrôle de la raideur pneumatique du vérin 1

Step 8 : La variable d'erreur de raideur pneumatique du vérin 1 est définie comme suit :

$$z_8 = K_{pneu1} - K_{pneud1}. \quad (4.30)$$

On en déduit la dynamique en boucle ouverte de z_8 :

$$\dot{z}_8 = \frac{A_1 v_1 y_1 K_{pneu1} - A_2 v_1 F_{pneu1} - B_{1,1} y_1 q_{mA1} + B_2 q_{mT1}}{L_{p1}(y_1) L_{n1}(y_1)} - \dot{K}_{pneud1} \quad (4.31)$$

Enfin la dernière commande q_{mT1} est choisie :

$$q_{mT1} = \frac{L_{p1}(y_1) L_{n1}(y_1) (\dot{K}_{pneud1} - C_8 z_8) + A_2 v_1 F_{pneu1} - A_1 v_1 y_1 K_{pneu1}}{B_2} - \frac{2y_1 q_{ma1}}{l_1} \quad (4.32)$$

avec C_8 une constante strictement positive. Finalement, la dernière candidate de Lyapunov est choisie :

$$V_4 = \frac{z_8^2}{2}. \quad (4.33)$$

En utilisant l'expression (4.32), la dérivée de V_4 est :

$$\dot{V}_4 = -C_8 z_8^2. \quad (4.34)$$

4.2.5 Preuve de stabilité

La méthode du backstepping a permis de dimensionner les commandes q_{mA1} , q_{mA2} , q_{mT1} et q_{mT2} de manière à assurer la stabilité globale et asymptotique du système en boucle fermée. En effet, en choisissant V la fonction de Lyapunov suivante :

$$\begin{aligned} V &= V_1 + V_2 + V_3 + V_4 \\ &= \frac{z_1^2}{2} + \frac{z_2^2}{2} + \frac{z_3^2}{2} + K_{i3} \frac{z_{3i}^2}{2} + \frac{z_4^2}{2} + C_5 \frac{z_5^2}{2} + C_6 \frac{z_6^2}{2} + C_7 \frac{z_7^2}{2} + K_{i7} \frac{z_{7i}^2}{2} + \frac{z_8^2}{2} \end{aligned} \quad (4.35)$$

On notera que V est globalement définie positive. En remplaçant les commandes par les expressions obtenues dans les équations (4.27), (4.11), (4.32) et (4.16), la dérivée de V peut s'exprimer de la manière suivante :

$$\dot{V} = \dot{V}_1 + \dot{V}_2 + \dot{V}_3 + \dot{V}_4 = - \sum_{i=1}^8 C_i z_i^2 \quad (4.36)$$

La dérivée de la fonction Lyapunov étant globalement définie négative, la théorie de Lyapunov assure la convergence des variables d'erreur z_i vers le point d'équilibre $z_i = 0$. Le système modélisé par le

modèle de commande est donc globalement asymptotiquement stable. On notera en particulier que :

$$\left\{ \begin{array}{l} z_1 \xrightarrow[t \rightarrow \infty]{} 0 \\ z_4 \xrightarrow[t \rightarrow \infty]{} 0 \\ z_5 \xrightarrow[t \rightarrow \infty]{} 0 \\ z_8 \xrightarrow[t \rightarrow \infty]{} 0 \end{array} \right. \Rightarrow \left\{ \begin{array}{l} y_2 \xrightarrow[t \rightarrow \infty]{} y_{d2} \\ K_{pneu2} \xrightarrow[t \rightarrow \infty]{} K_{pneud2} \\ y_1 \xrightarrow[t \rightarrow \infty]{} y_{d1} \\ K_{pneu1} \xrightarrow[t \rightarrow \infty]{} K_{pneud1} \end{array} \right. \quad (4.37)$$

Ainsi, la convergence asymptotique des sorties vers leur consigne respective est assurée.

4.3 Rejet de perturbation et contrôle de la raideur et de l'amortissement en boucle fermée

Il est rappelé que les efforts extérieurs appliqués sur le robot, c'est-à-dire les efforts exercés par l'utilisateur sur la tête fœtale dans le cas du BirthSIM, ne sont pas pris en compte dans le modèle de commande. Dans le cadre des lois de commande précédemment obtenues, ces efforts sont donc vus comme des perturbations. L'étude du rejet de perturbation du système en boucle fermée décrit donc le comportement du système lorsque l'utilisateur du BirthSIM applique des efforts sur la tête fœtale. Dans cette étude, nous introduirons les notions de raideur et d'amortissement en boucle fermée. Il sera important par la suite de ne pas confondre la raideur en boucle fermée notée K_{cl} avec la raideur pneumatique K_{pneu} . Deuxièmement, une méthode de réglage des gains de commande sera proposée. Ce réglage permet notamment de modifier la raideur et l'amortissement en boucle fermée. Cette méthode s'inspire des travaux proposés par Abry [Abry, 2013] et a été adaptée à la commande d'un système pneumatique multi-axes. Enfin, le passage des raideurs en boucle fermée de chacun des actionneurs vers la raideur en boucle fermée de l'organe terminal dans le repère cartésien sera présenté.

4.3.1 Raideur pneumatique et raideur en boucle fermée

Il est essentiel de distinguer la raideur pneumatique de la raideur en boucle fermée. La première, K_{pneu} a été définie lors du changement de variable par la transformée A-T (*cf.* 3.3.2). La raideur pneumatique est un état du système et décrit la variation d'effort pneumatique d'un actionneur en fonction de la position du piston en régime libre. Pour rappel, la définition de la raideur pneumatique est :

$$K_{pneui} = -\frac{dF_{pneui}}{dy_i} = k \left(\frac{P_{pi}S_{pi}}{L_{pi}(y_i)} + \frac{P_{ni}S_{ni}}{L_{ni}(y_i)} \right)$$

La raideur en boucle fermée, quant à elle, décrit le comportement de l'actionneur en boucle fermée à répondre à une perturbation extérieure. Ainsi, pour une raideur en boucle fermée élevée, le déplacement engendré par cette perturbation est faible. À l'inverse, une raideur en boucle fermée faible rendra l'actionneur plus compliant. Ainsi, si l'on suppose que l'erreur de position est seulement due à une perturbation, l'expression de la raideur en boucle fermée est la suivante :

$$K_{cl} = \frac{dF_e}{d(y - y_d)} \quad (4.38)$$

où F_e est l'effort de perturbation appliqué sur l'actionneur, y la position du piston et y_d la consigne

de position. Dans le cadre du BirthSIM on définit donc les raideurs en boucle fermée de chacun des actionneurs pneumatiques du robot :

$$K_{cl1} = \frac{dF_{e1}}{dz_5} \quad \text{et} \quad K_{cl2} = \frac{dF_{e2}}{dz_1} \quad (4.39)$$

avec z_1 et z_5 les variables d'erreur de position des vérins 1 et 2, respectivement définies dans les équations (4.2) et (4.19) et F_{e1} et F_{e2} les efforts extérieurs appliqués sur les vérins introduits dans le modèle dynamique du robot (*cf.* (3.23)).

On peut définir, par analogie avec la raideur en boucle fermée, l'amortissement en boucle fermée. Pour le robot dont il est question dans ce manuscrit, les amortissements en boucle fermée des actionneurs pneumatiques 1 et 2 sont :

$$B_{cl1} = \frac{dF_{e1}}{d(v_1 - v_{d1})} \quad \text{et} \quad B_{cl2} = \frac{dF_{e2}}{d(v_2 - v_{d2})} \quad (4.40)$$

4.3.2 Réglage des raideurs et amortissements en boucle fermée

Sous certaines hypothèses, nous pouvons montrer que les raideurs et amortissements en boucle fermée dépendent directement du réglage de certains des gains de la loi de commande obtenue précédemment. Les gains des commandes q_{mA1} , q_{mA2} , q_{mT1} et q_{mT2} sont les constantes positives C_1 , C_2 , C_3 , C_4 , C_5 , C_6 , C_7 , C_8 , K_{i3} et K_{i7} .

Ainsi, en supposant que le rejet de perturbation se fait de manière quasi-statique, le modèle dynamique (3.17) permet d'obtenir l'expression des efforts de perturbation :

$$\begin{aligned} F_{e2} &= -(F_{pneu2} - F_{pert2} - F_{f2}) \\ F_{e1} &= F_{f1} - \frac{M(y_2 + k_2)}{d_8 \cos \theta_7} \left(g \sin \theta_1 - \frac{v_1 v_2}{d_8} \right) - F_{pneu1} + F_{pert1} \end{aligned} \quad (4.41)$$

Deuxièmement, on supposera que lors du rejet de perturbation, les variables d'erreur z_3 et z_7 sont nulles. Pour rappel, nous avons introduit les corrections intégrales afin de supprimer les erreurs statiques et améliorer la convergence de ces deux variables d'erreur vers zéro. Sous ces conditions :

$$F_{pneu1} = F_{pneu1}^* \quad \text{et} \quad F_{pneu2} = F_{pneu2}^* \quad (4.42)$$

Avec F_{pneu1}^* et F_{pneu2}^* exprimés dans les équations (4.24) et (4.8). On notera que ces hypothèses ne sont faites que pour définir la méthode de réglage de gains. En remplaçant les expressions des efforts de perturbations et des efforts pneumatiques dans les équations (4.39) et (4.40) on obtient :

$$\begin{aligned} K_{cl1} &= - \frac{d \left(\frac{M(y_2 + k_2)^2}{d_8^2 \cos \theta_7} (a_{d1} + (C_5^2 - 1)z_5) - \frac{M(y_2 + k_2)^2}{d_8^2 \cos \theta_7} (C_5 + C_6)z_6 \right)}{dz_5} \\ K_{cl2} &= -M \frac{d(a_{d2} + z_1(C_1^2 - 1) - z_2(C_1 + C_2))}{dz_1} \\ B_{cl1} &= - \frac{d \left(\frac{M(y_2 + k_2)^2}{d_8^2 \cos \theta_7} (a_{d1} + (C_5^2 - 1)z_5) - \frac{M(y_2 + k_2)^2}{d_8^2 \cos \theta_7} (C_5 + C_6)z_6 \right)}{d(v_1 - v_{d1})} \end{aligned} \quad (4.43)$$

$$B_{cl2} = -M \frac{d(a_{d2} + z_1(C_1^2 - 1) - z_2(C_1 + C_2))}{d(v_2 - v_{d2})}$$

or $z_2 = v_2 - v_{d2} + C_1 z_1$ et $z_6 = v_1 - v_{d1} + C_5 z_5$. En négligeant les variations de $\cos \theta_7$ dans K_{cl1} , on obtient après simplification :

$$\begin{aligned} K_{cl1} &= \frac{M(y_2 + k_2)^2}{d_8^2 \cos \theta_7} (C_5 C_6 + 1) \\ K_{cl2} &= M(C_1 C_2 + 1) \\ B_{cl1} &= \frac{M(y_2 + k_2)^2}{d_8^2 \cos \theta_7} (C_5 + C_6) \\ B_{cl2} &= M(C_1 + C_2) \end{aligned} \tag{4.44}$$

En résolvant le système d'équations (4.44) on peut proposer des valeurs de réglage des gains C_1 , C_2 , C_5 et C_6 en fonction des raideurs et amortissements en boucle fermée souhaitée pour chacun des actionneurs pneumatiques :

$$\begin{aligned} C_1 &= \frac{B_{cl2} + \sqrt{B_{cl2}^2 - 4M(K_{cl2} - M)}}{2M} \\ C_2 &= \frac{B_{cl2} - \sqrt{B_{cl2}^2 - 4M(K_{cl2} - M)}}{2M} \\ C_5 &= d_8^2 \cos \theta_7 \frac{B_{cl1} + \sqrt{\Delta}}{2M(y_2 + k_2)^2} \\ C_6 &= d_8^2 \cos \theta_7 \frac{B_{cl1} - \sqrt{\Delta}}{2M(y_2 + k_2)^2} \end{aligned} \tag{4.45}$$

où

$$\Delta = B_{cl1}^2 - 4 \frac{M(y_2 + k_2)^2}{d_8^2 \cos \theta_7} \left(K_{cl1} - \frac{M(y_2 + k_2)^2}{d_8^2 \cos \theta_7} \right).$$

On notera que les solutions de C_1 et C_2 sont interchangeables. Il en est de même pour les solutions de C_5 et C_6 . D'autre part, on rappelle que ces gains doivent nécessairement être réels et positifs pour assurer la stabilité du système en boucle fermée. Ainsi, ces conditions impliquent :

$$\begin{aligned} K_{cl1} &> \frac{M(y_2 + k_2)^2}{d_8^2 \cos \theta_7} \\ K_{cl2} &> M \\ B_{cl1} &\geq 2 \sqrt{\frac{M(y_2 + k_2)^2}{d_8^2 \cos \theta_7} \left(K_{cl1} - \frac{M(y_2 + k_2)^2}{d_8^2 \cos \theta_7} \right)} \\ B_{cl2} &\geq 2 \sqrt{M(K_{cl2} - M)} \end{aligned} \tag{4.46}$$

Il est à noter qu'une partie des relations précédentes ne sont pas homogènes. Cela provient de la méthode de synthèse par backstepping, dans laquelle il est souvent nécessaire de compenser certains termes par des gains unitaires présentant une dimension. Ces gains ont volontairement été omis de manière à simplifier les expressions.

Dans cette section, nous avons donc proposé une méthode de réglage de certains gains des lois de commande en fonction de la raideur et de l'amortissement en boucle fermée. Il est souvent compliqué de régler les différents gains des lois de commandes non linéaires. En effet, les changements de variables complexifient l'appréciation physique des commandes ou de certains états. L'originalité de cette méthode réside dans la simplicité de réglage de certains gains des lois de commande à partir d'un cahier des charges en termes de rejet de perturbation. Ainsi en définissant des tolérances en termes d'erreur de position pour un effort de perturbation donné, il est aisé de remonter aux gains C_1 , C_2 , C_5 et C_6 . On notera qu'en revanche pour les autres gains, le réglage reste complexe.

4.3.3 De la raideur articulaire à la raideur cartésienne

Dans les sections précédentes, nous n'avons abordé que la raideur en boucle fermée des actionneurs. Toutefois, dans le cadre du BirthSIM, l'objectif est le réglage de la raideur en coordonnée cartésienne. En effet, les efforts de perturbation correspondent aux interactions qu'exerce le praticien sur la tête fœtale, c'est pourquoi nous cherchons à modifier la raideur ressentie au niveau de l'organe terminal plutôt qu'au niveau des actionneurs. Les raideurs en boucle fermée de l'organe terminal K_{clx} et K_{cly} sont donc définies de la manière suivante :

$$\begin{aligned} K_{clx} &= \frac{dF_{ex}}{dx_c} \\ K_{cly} &= \frac{dF_{ey}}{dy_c} \end{aligned} \tag{4.47}$$

avec F_{ex} et F_{ey} les projections de l'effort appliqué par le praticien sur la tête fœtale dans le repère cartésien et x_c et y_c les coordonnées cartésiennes de l'organe terminal. D'autre part nous définissons la matrice de raideur dans le repère cartésien :

$$\mathbf{K}_x = \begin{bmatrix} K_{clx} & 0 \\ 0 & K_{cly} \end{bmatrix} \tag{4.48}$$

Ainsi les expressions (4.47) peuvent être reformulées de manière matricielle :

$$df_e = \mathbf{K}_x dX \tag{4.49}$$

Où $f_e = [F_{ex} \ F_{ey}]^T$ le vecteur des efforts de perturbation appliqués sur la tête et dX la différentielle du vecteur des coordonnées cartésiennes. Or le modèle cinématique donne la relation entre dX et dq :

$$dX = \mathbf{J}dq \tag{4.50}$$

avec $dq = [dy_1 \ dy_2]^T$ la différentielle du vecteur des coordonnées articulaire et \mathbf{J} la jacobienne réduite exprimée dans (3.16). D'autre part, la dualité entre force et vitesse nous permet d'écrire :

$$\tau_e = \mathbf{J}^T f_e \tag{4.51}$$

où $\tau_e = [F_{e1} \ F_{e2}]^T$. Une hypothèse classique dans l'étude de la raideur en robotique est de négliger les variations de la jacobienne lors de l'application d'un effort extérieur. Ainsi, la jacobienne étant

inversible sur l'ensemble de l'espace de travail on obtient :

$$df_e = \mathbf{J}^{-T} d\tau_e \quad (4.52)$$

En intégrant les expressions (4.50) et (4.52) dans (4.49) on obtient la relation suivante :

$$d\tau_e = \underbrace{\mathbf{J}^T \mathbf{K}_x \mathbf{J}}_{\mathbf{K}_q} dq \quad (4.53)$$

avec \mathbf{K}_q la matrice raideur en coordonnées cartésiennes. On notera que cette dernière n'est pas nécessairement diagonale. Finalement, pour obtenir l'expression des raideurs articulaires, nous décidons d'appliquer les projections suivantes :

$$\begin{aligned} K_{cl1} &= \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix}^T \mathbf{K}_q \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix}, \\ K_{cl2} &= \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix}^T \mathbf{K}_q \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix}. \end{aligned} \quad (4.54)$$

Nous obtenons, ainsi, des expressions permettant de calculer la raideur en boucle fermée de chacun des actionneurs pneumatiques en fonction d'une raideur cartésienne souhaitée.

Il est important de noter que la méthode proposée comporte deux limites. La première vient de l'hypothèse concernant la non-variation de la jacobienne lors de l'application d'un effort extérieur. En effet, si cette hypothèse est classiquement utilisée, elle n'est valable que pour de petits déplacements autour du point d'équilibre $f_e = 0$. On trouve dans la littérature des transformations plus précises, notamment celle proposée par Chen et Kao basée sur une congruence conservative [Chen et Kao, 2000]. Toutefois ces transformations nécessitent la mesure de l'effort de perturbation. Deuxièmement le fait de négliger les termes diagonaux de \mathbf{K}_q induit des erreurs. En effet, pour obtenir les raideurs en coordonnées cartésiennes exactes, il est nécessaire de tenir compte des termes diagonaux de la matrice de raideur en boucle fermée \mathbf{K}_q . Ces termes correspondent aux raideurs de couplage entre les actionneurs. Ainsi, ils mettent en relation le déplacement que devrait subir un actionneur lorsque l'on applique un effort de perturbation sur un autre. Ces raideurs de couplage pourraient être prises en compte dans la commande, mais ne font pas intervenir de gain des lois de commandes. Une fois de plus, pour tenir compte de ces raideurs de couplage, la mesure des efforts de perturbation serait nécessaire.

4.4 Simulations

Dans cette section, l'objectif est d'estimer les performances de la loi de commande obtenue précédemment à l'aide du modèle de simulation. En effet, les résultats de simulation permettront de vérifier que les hypothèses prises pour l'obtention du modèle de commande impactent de manière acceptable les performances du système en boucle fermée.

Dans un premier temps, les performances de la loi de commande seront testées sur le modèle du système comportant deux servo-distributeurs par vérin. Ainsi, les débits massiques q_{mpi} et q_{mni} peuvent être fournis au vérin de manière indépendante. Dans un second temps, nous étudierons les

performances de la loi de commande sur le système présenté dans le chapitre 2 ne comportant qu'un seul servo-distributeur par vérin. Nous détaillerons les conséquences qu'implique un tel choix technologique.

4.4.1 Commande avec 2 servo-distributeurs

Nous avons obtenu dans les sections précédentes une loi de commande en position et raideur pneumatique, ainsi qu'une méthode de réglage des gains de la loi de commande permettant de régler la raideur et l'amortissement en boucle fermée. La figure 4.1 illustre l'architecture du contrôleur de l'interface haptique.

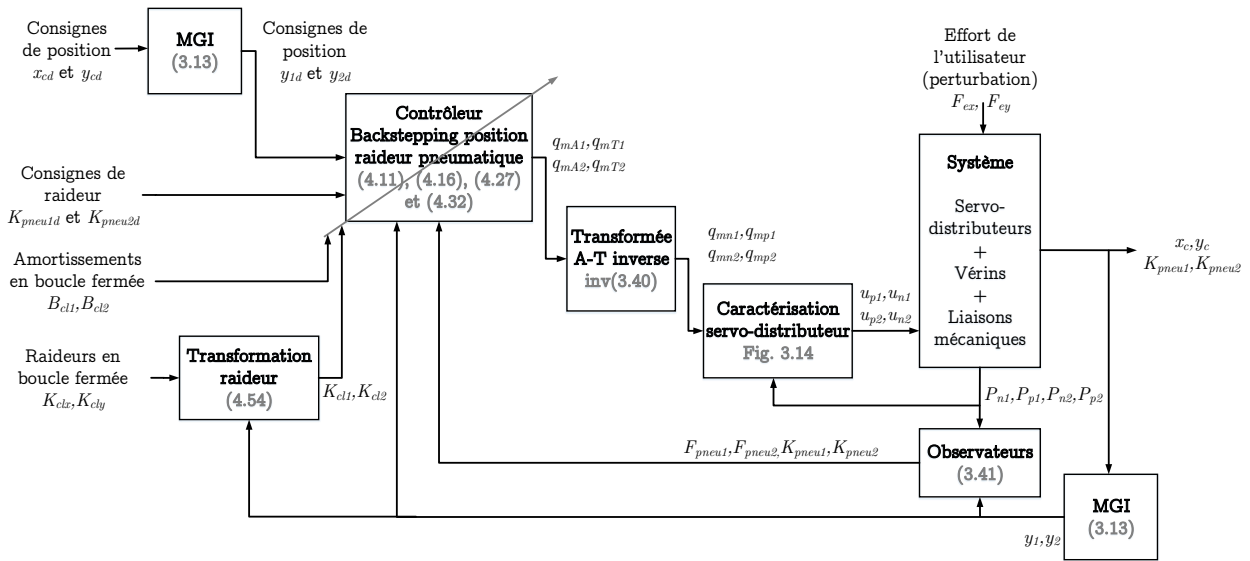


FIGURE 4.1 – Architecture du contrôleur en position et raideur

Plusieurs simulations ont été effectuées avec différents objectifs. Ainsi la première simulation a pour but de confirmer le suivi de trajectoire en position et en raideur pneumatique. Dans un second temps, les performances du rejet de perturbation seront évaluées pour différentes valeurs de raideur et d'amortissement en boucle fermée.

Les différents paramètres utilisés pour les simulations sont donnés dans la table 4.1. Nous rappelons que certains de ces paramètres ont été caractérisés (cf. 3.3.3.2), le reste provient de la littérature ou de mesures directes. Enfin les gains de commandes $C_3, C_4, C_7, C_8, K_{i3}$ et K_{i7} , qui ne dépendent pas des raideurs ou amortissements en boucle fermée, ont été choisis empiriquement. Les valeurs choisies pour ces gains sont les suivantes : $C_3 = 150, C_4 = 200, K_{i3} = 1500, C_7 = 150, C_8 = 200, K_{i7} = 1500$.

4.4.1.1 Suivi de trajectoire en position et raideur

Pour cette simulation nous cherchons à vérifier les performances de suivi de trajectoires en raideur pneumatique et en position. Les consignes de position dans le repère cartésien ont été choisies telles que $x_{cd}(t) = 0.3 + 0.004t$ et $y_{cd}(t) = -0.03 + 0.025 \sin(x_{cd}(t))$. D'autre part, les trajectoires des raideurs pneumatiques ont été définies comme une succession d'échelons aléatoires restant dans le domaine de définition de K_{pneu1} et K_{pneu2} (cf. 4.4.2.2). Les transitions entre ces échelons ont été lissées avec la fonction tangente hyperbolique dans le but de conserver la classe C^1 pour K_{pneu1}

TABLEAU 4.1 – Paramètres de simulation et de commande

Paramètres mécaniques			
M	Masse de l'organe terminal	2	kg
S_{p1}	Surface du piston dans la chambre P du vérin 1	$4,91 \times 10^{-4}$	m^2
g	Constante de pesanteur	9,81	$m.s^{-2}$
S_{n1}	Surface du piston dans la chambre N du vérin 1	$4,12 \times 10^{-4}$	m^2
F_{c1}	Frottement de Coulomb du vérin 1	5,2	N
S_{p2}	Surface du piston dans la chambre P du vérin 2	$4,91 \times 10^{-4}$	m^2
F_{v1}	Coefficient de frottement visqueux du vérin 1	37,6	$N.s.m^{-1}$
S_{n2}	Surface du piston dans la chambre N du vérin 2	$4,10 \times 10^{-4}$	m^2
F_{v2}	Coefficient de frottement visqueux du vérin 2	67,9	$N.s.m^{-1}$
d_5	Paramètre géométrique	644×10^{-3}	m
F_{c2}	Frottement de Coulomb du vérin 2	15,1	N
d_8	Paramètre géométrique	$477,5 \times 10^{-3}$	m
l_1	Course du vérin 1	0,2	m^2
k_1	Constante de changement de variable	457×10^{-3}	m
l_2	Course du vérin 2	0,4	m^2
k_2	Constante de changement de variable	250×10^{-3}	m
γ_5	Paramètre géométrique	0,7401	rad
Paramètres thermodynamiques			
r	Constante spécifique de l'air	287	$J.kg^{-1}.K^{-1}$
T_{env}	Température de l'air ambiant	298	K
γ	Rapport des chaleurs spécifiques	1,4	SI
P_{atm}	Pression atmosphérique	1×10^5	Pa
k	Coefficient polytropique	1,2	SI

et K_{pneud2} . Les positions et raideurs pneumatiques initiales sont respectivement : $x_c(0) = 0.454$ m , $y_c(0) = 0$ m, $K_{pneu1}(0) = 1091$ N/m et $K_{pneu2}(0) = 540$ N/m. Enfin pour cette simulation, les raideurs et amortissements en boucle fermée ont été choisis constants avec $K_{clx}(t) = 2000$ N/m, $K_{cly}(t) = 2000$ N/m, $B_{cl1}(t) = 400$ Ns/m et $B_{cl2}(t) = 400$ Ns/m.

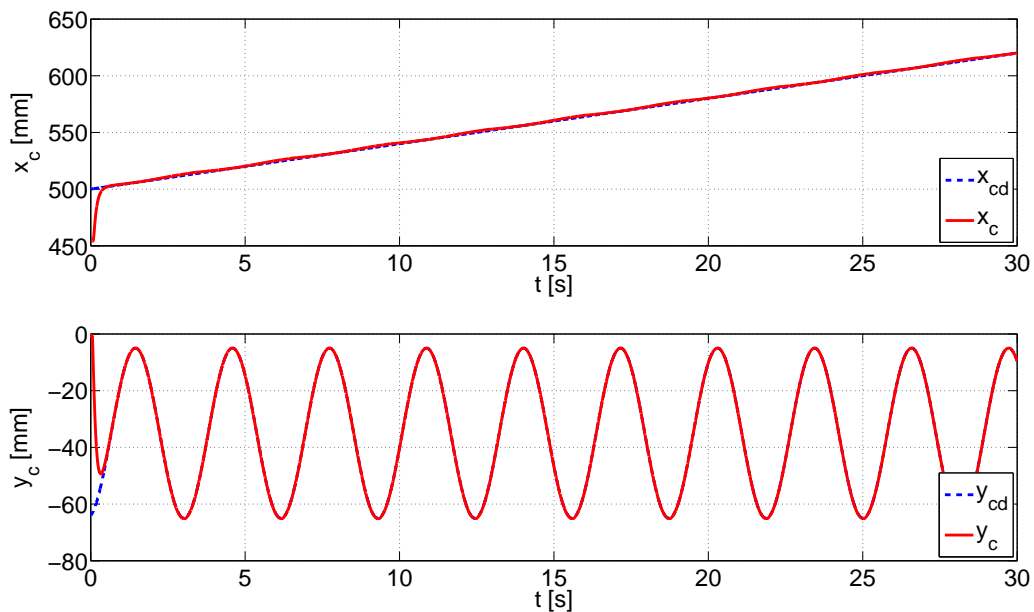


FIGURE 4.2 – Suivi de trajectoire en position

Les figures 4.2 et 4.3 montrent la convergence des coordonnées cartésiennes et respectivement des

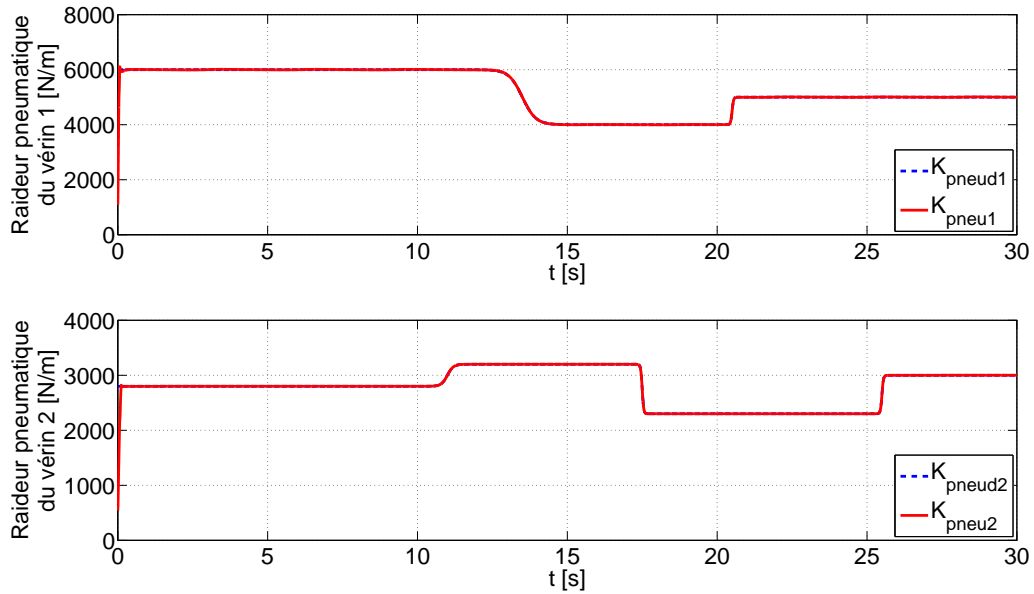


FIGURE 4.3 – Suivi de trajectoire en raideur pneumatique

raideurs pneumatiques vers leur trajectoire de consigne. Cette convergence est relativement rapide, comme l'illustre la figure 4.4 donnant l'évolution des erreurs de suivi $E_{x_c} = |x_{cd} - x_c|$, $E_{y_c} = |y_{cd} - y_c|$, $E_{K_{pneu1}} = |z_4|$ et $E_{K_{pneu2}} = |z_8|$. On notera que le temps de convergence des positions est de l'ordre de la seconde. Le temps de convergence pour les erreurs de raideur pneumatique est quant à lui bien plus rapide. On peut observer des oscillations pour les erreurs de position. Ce phénomène est plus

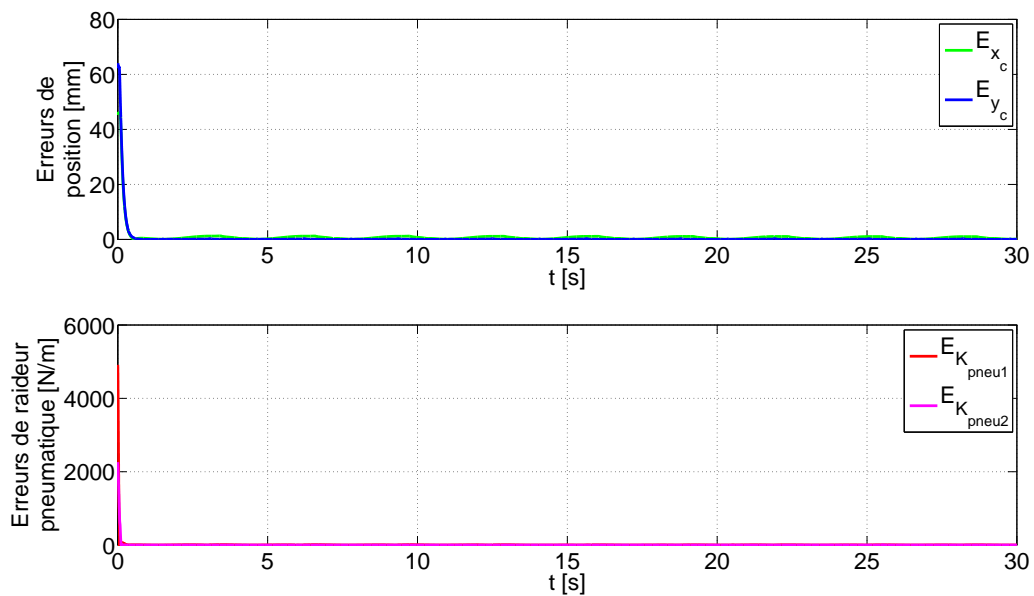


FIGURE 4.4 – Erreurs de suivi de trajectoire

nettement marqué pour l'erreur E_{x_c} . Ces oscillations sont dues au fait que les efforts de pesanteur sur le vérin 2 sont négligés. En effet, après convergence, l'erreur de position est d'autant plus importante que l'organe terminal s'éloigne de la position où le vérin 2 est à l'horizontale (*i.e.* $y_c = 0$).

La figure 4.5 montre l'évolution du centre de l'organe terminal dans le plan cartésien. On notera

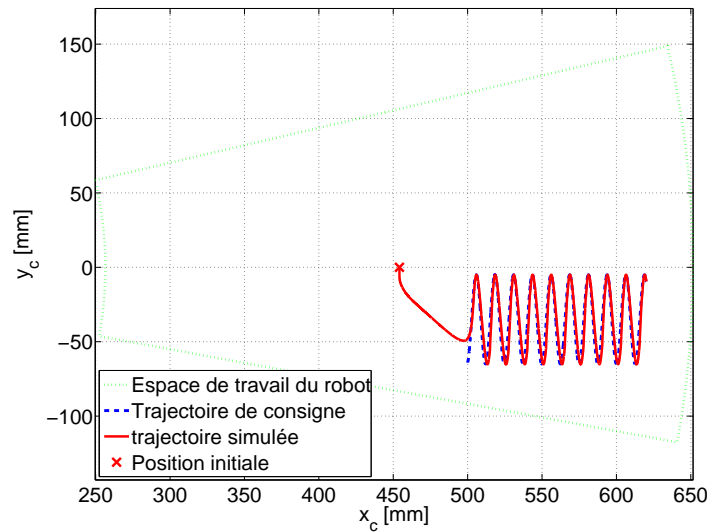


FIGURE 4.5 – Trajectoire de l'organe terminal dans l'espace de travail

que la dynamique de cette simulation est bien plus élevée que celle d'un accouchement. Pour rappel, la vitesse moyenne de descente du fœtus est de l'ordre de 1×10^{-4} m/s, alors que dans cette simulation la vitesse de descente est de $2,5 \times 10^{-2}$ m/s.

Enfin les commandes des servo-distributeurs ne saturent pas lors de la simulation, hormis au démarrage, car ce dernier ne se fait pas à l'équilibre. Les évolutions temporelles durant la simulation de ces commandes sont présentées sur la figure 4.6. La plage de variation des tensions de commandes des servo-distributeurs u_{p1} , u_{n1} , u_{p2} et u_{n2} , respectivement la tension de commande appliquée au servo-distributeur alimentant la chambre P du vérin 1, la chambre N du vérin 1, la chambre P du vérin 2 et la chambre N du vérin 2, est [0 V, 10 V].

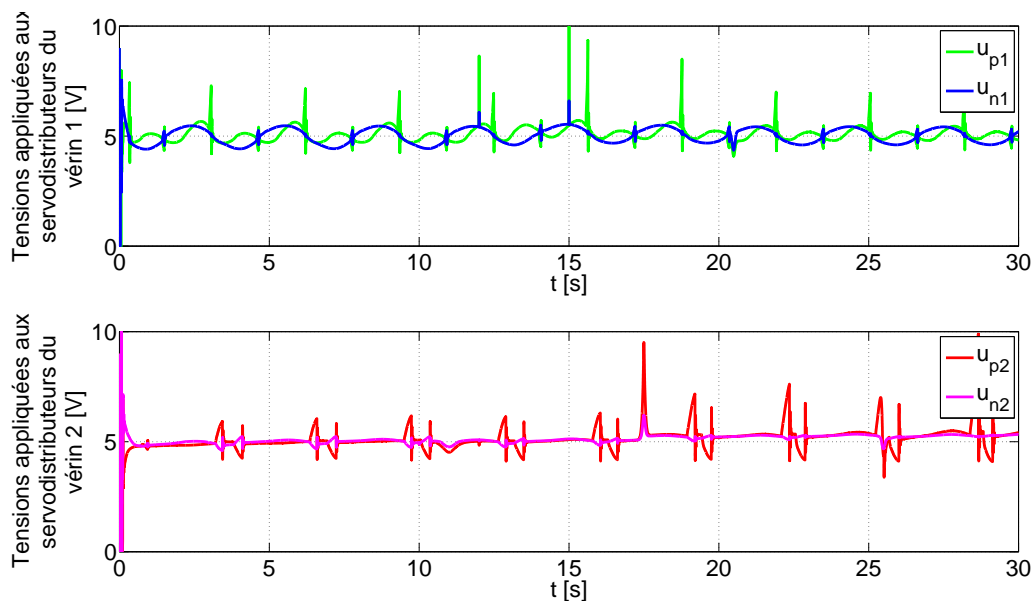


FIGURE 4.6 – Commandes des servo-distributeurs

Cette première simulation permet de confirmer que la loi de commande assure le suivi de trajec-

toire en position et raideur pneumatique, malgré les hypothèses prises pour le passage du modèle de simulation au modèle de commande. La seule hypothèse qui semble limitante est celle qui consiste à négliger les effets de gravitation sur le vérin 2. Pour réduire l'erreur qu'apporte cette hypothèse, une compensation des efforts de pesanteur peut être envisagée. Cette méthode est utilisée classiquement pour des commandes linéaires et consiste à réinjecter les efforts de pesanteur dans une consigne en effort [Kelly, 1997] [Luca *et al.*, 2005]. Ces efforts sont généralement calculés à partir du modèle dynamique et de la mesure ou de la consigne de position. Dans le cadre de la loi de commande proposée dans ce manuscrit, l'intégration de la compensation des effets de gravitation se ferait à l'étape 3 de la synthèse de loi de commande (*cf.* 4.2.1) avec l'ajout du terme de compensation dans l'erreur z_3 . Le suivi de trajectoire étant satisfaisant pour l'utilisation de la loi de commande sur le BirthSIM, cette compensation des efforts de pesanteur n'a pas été implémentée pour l'instant.

4.4.1.2 Rejet de perturbation

L'objectif de cette seconde simulation est d'évaluer les performances de rejet de perturbation. Considérant une fois encore que la seule perturbation appliquée au système est l'effort de l'utilisateur sur l'interface haptique, cette étude permet d'évaluer le réglage en raideur et boucle fermée. Ainsi, pour cette simulation les consignes de position en coordonnées cartésiennes et en raideurs pneumatiques sont constantes : $x_{cd}(t) = 0.470$ m, $y_{cd}(t) = -5 \times 10^{-3}$ m, $K_{pneud1} = 6000$ N/m et $K_{pneud2} = 3000$ N/m.

Des efforts de perturbation appliqués sur l'organe terminal sont cette fois-ci simulés. Les projections de ces efforts dans le repère global sont respectivement notées F_{ex} et F_{ey} . La même séquence d'effort de perturbation est répétée neuf fois au cours de la simulation. Cette séquence de 10 s au total commence par un effort de perturbation nul pendant 2,5 s, puis un effort de -50 N est appliqué selon la direction de \vec{y} durant 2,5 s. Lors des 25 dixièmes de seconde suivants, un effort de perturbation oblique est appliqué avec pour composantes $F_{ex} = 50$ N et $F_{ey} = -50$ N. Finalement la séquence se termine par un effort horizontal de 50 N pendant également 2,5 s. Entre chacune de ces séquences, les valeurs de raideurs et d'amortissement en boucle fermée sont modifiées. Le tableau 4.2 donne les valeurs affectées à ces derniers au cours de la simulation.

TABLEAU 4.2 – Réglage de la raideur et de l'amortissement au cours de la simulation

Numéro de séquence	1	2	3	4	5	6	7	8	9
période de simulation [s]	0-10	10-20	20-30	30-40	40-50	50-60	60-70	70-80	80-90
K_{clx} [N/m]	1500	2250	3000	1500	2250	3000	1500	2250	3000
K_{cly} [N/m]	1500	2250	3000	1500	2250	3000	2500	3000	1500
B_{cl1} [Ns/m]	300	300	300	600	600	600	600	600	600
B_{cl2} [Ns/m]	500	500	500	1000	1000	1000	1000	1000	1000

Les évolutions temporelles des efforts de perturbation, des raideurs et amortissements en boucle fermée sont tracées sur la figure 4.7.

La figure 4.8 donnant les variations de coordonnées cartésiennes du centre de l'organe terminal permet de confirmer que le rejet de perturbation est bien modifié par les changements de raideur et amortissement en boucle fermée. Ainsi, comme attendu, l'augmentation de la raideur en boucle fermée réduit bien l'erreur de position due à l'application d'un effort de perturbation. De même,

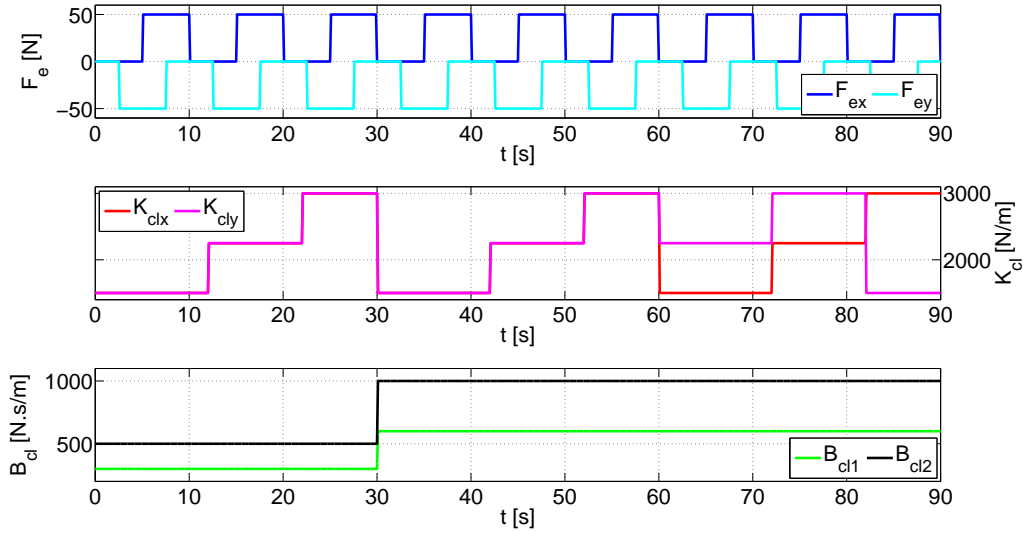


FIGURE 4.7 – Efforts de perturbation et réglages des raideurs et amortissements en boucle fermée

l'augmentation de l'amortissement en boucle fermée augmente le temps de réponse à un échelon de perturbation. Les courbes x_{ck} et y_{ck} correspondent aux positions attendues lors de l'application des efforts de perturbation :

$$x_{ck} = x_{cd} + \frac{F_{ex}}{K_{clx}} \quad y_{ck} = y_{cd} + \frac{F_{ey}}{K_{cly}} \quad (4.55)$$

On pourra remarquer une fois de plus que l'effet de pesanteur négligé implique une erreur statique (essentiellement visible sur x_c) lorsque y_c s'éloigne de 0.

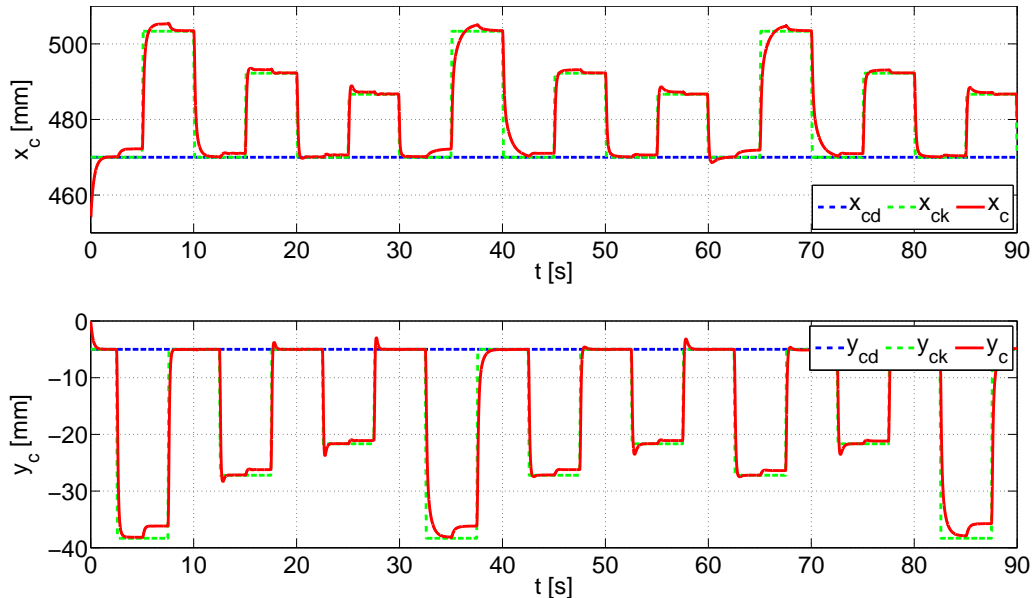


FIGURE 4.8 – Rejet de perturbation en coordonnées cartésiennes

La figure 4.9 présente la trajectoire du centre de l'organe terminal dans le plan (\vec{x}, \vec{y}) durant la simulation découpée en trois périodes. La figure 4.9a correspond à la période incluant les trois premières séquences d'effort, la figure 4.9b illustre la trajectoire pour les trois séquences suivantes.

Enfin la figure 4.9c montre la trajectoire de l'organe terminal lorsque les raideurs en boucle fermée K_{clx} et K_{cly} sont différentes. On notera que la partie pour laquelle $t < 1,25$ s n'est pas illustrée car elle correspond à la période de stabilisation.

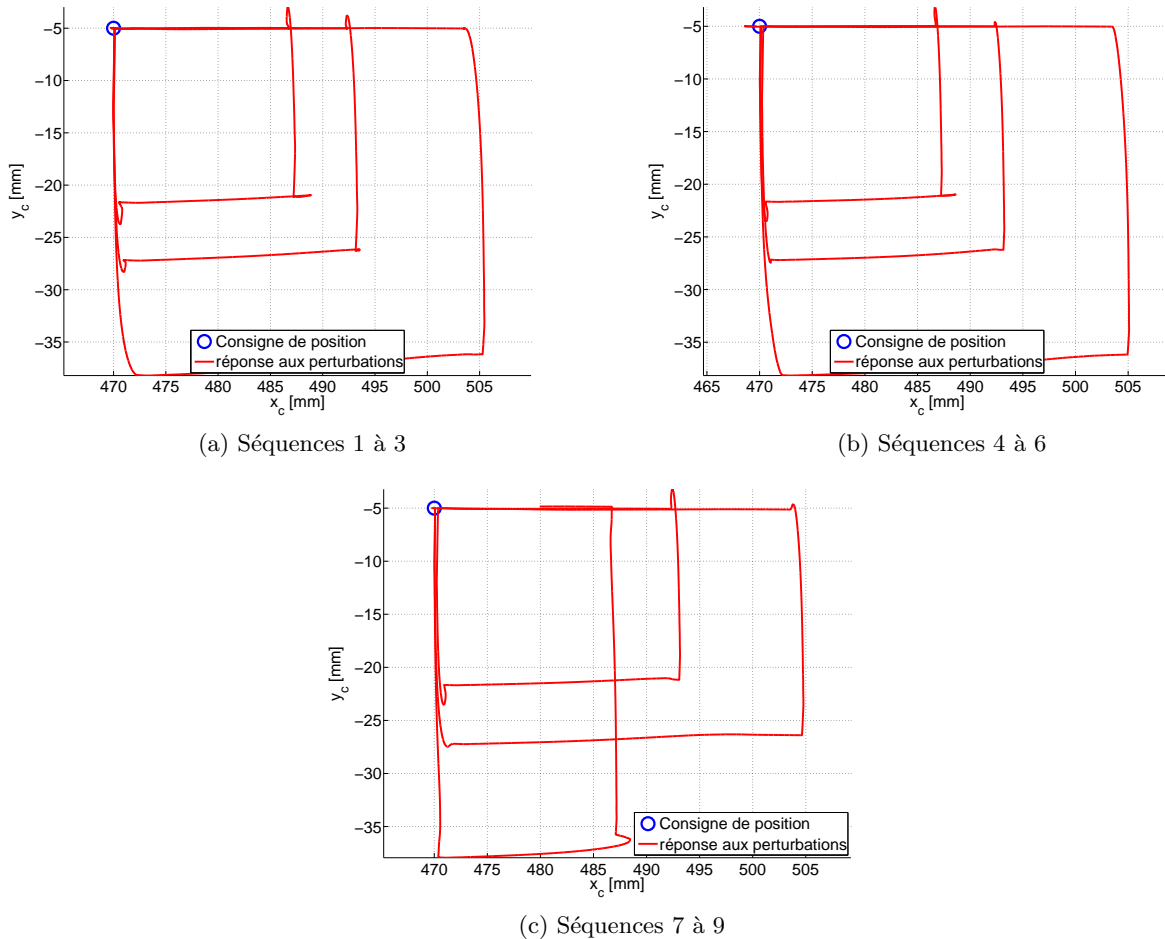


FIGURE 4.9 – Trajectoire de l'organe terminal dans le repère cartésien

La figure 4.10, quant à elle, fournit l'évolution temporelle des coordonnées articulaires du robot. Comme pour les coordonnées cartésiennes, on définit les positions attendues y_{1k} et y_{2k} de la manière suivante.

$$y_{1k} = y_{d1} + \frac{F_{e1}}{K_{cl1}} \quad y_{2k} = y_{d2} + \frac{F_{e2}}{K_{cl2}} \quad (4.56)$$

On notera que malgré le fait que les coordonnées articulaires atteignent bien les valeurs attendues, ce n'est pas le cas pour les coordonnées cartésiennes. Ce phénomène est dû aux deux causes déjà abordées dans la section 4.3.3. Pour rappel, la première cause est le fait que dans la transformation de la raideur cartésienne vers les raideurs articulaires, les termes de couplage sont négligés. Toutefois, lorsque les deux raideurs K_{clx} et K_{cly} sont égales, ces termes diagonaux sont nuls. La seconde raison vient du fait que cette même transformation donnée par l'équation (4.54) n'est pas conservative. Ainsi, cette transformation est théoriquement vraie que lorsque les efforts de perturbation sont nuls et plus on s'éloigne du point d'équilibre plus l'erreur est grande.

Afin d'évaluer les performances du réglage de raideur en boucle fermée, le tableau 4.3 qui fournit pour les différents efforts de perturbation l'erreur entre la raideur en boucle fermée fixée et la raideur

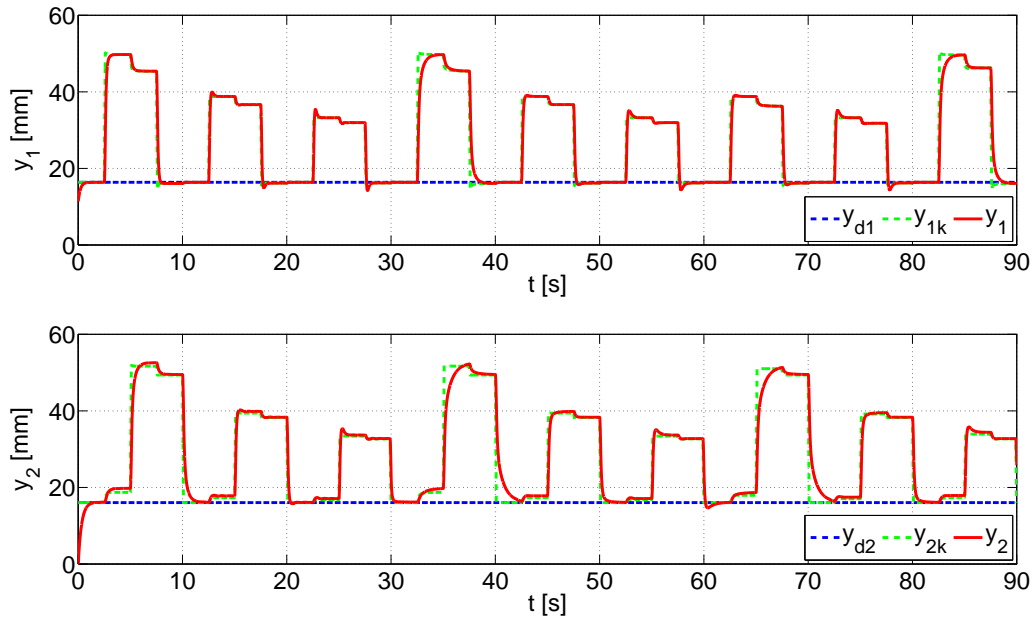


FIGURE 4.10 – Rejet de perturbation en coordonnées articulaires

mesurée. Les raideurs mesurées notées K_{clxm} et K_{clym} sont obtenues en faisant le ratio entre le déplacement dû à l'effort de perturbation et ce même effort. On notera que pour les valeurs de Δx_c lorsque y_c est éloigné de 0, on prendra l'écart permettant de supprimer l'erreur statique due aux efforts de pesanteur. Les résultats montrent que généralement, plus le déplacement dû à l'effort de perturbation est grand, plus l'erreur de raideur est importante.

TABLEAU 4.3 – Erreur de raideur en boucle fermée

		$B_{cl1} = 600 \text{ Ns/m}, B_{cl2} = 1000 \text{ Ns/m}$ $K_{clx} = K_{clx}$			$B_{cl1} = 600 \text{ Ns/m}, B_{cl2} = 1000 \text{ Ns/m}$ $K_{clx} \neq K_{clx}$				
Directions de la perturbation	↓	$K_{cly} [N/m]$	1500	2250	3000	$K_{cly} [N/m]$	1500	2250	3000
		$\Delta y_c [mm]$	-33,02	-22,17	-16,75	$\Delta y_c [mm]$	-32,9	-22,2	-16,66
		$K_{clym} [N/m]$	1514	2242	2985	$K_{clym} [N/m]$	1520	2252	3001
		$E_{K_{cly}} [\%]$	0,95	0,24	-0,50	$E_{K_{cly}} [\%]$	1,32	0,10	0,04
	→	$K_{clx} [N/m]$	1500	2250	3000	$K_{clx} [N/m]$	1500	2250	3000
		$\Delta x_c [mm]$	33,5	22,3	16,7	$\Delta x_c [mm]$	33,0	22,0	16,7
		$K_{clxm} [N/m]$	1493	2242	2994	$K_{clxm} [N/m]$	1515	2272	2994
		$E_{K_{clx}} [\%]$	-0,50	-0,35	-0,20	$E_{K_{clx}} [\%]$	1,01	1,01	-0,20
	↙	$K_{cly} [N/m]$	1500	2250	3000	$K_{cly} [N/m]$	1500	2250	3000
		$\Delta y_c [mm]$	-31,2	-21,23	-16,1	$\Delta y_c [mm]$	-30,76	-21,38	-16,18
		$K_{clym} [N/m]$	1603	2355	3106	$K_{clym} [N/m]$	1625	2339	3090
		$E_{K_{cly}} [\%]$	6,84	4,67	3,52	$E_{K_{cly}} [\%]$	8,37	3,94	3,01
$K_{clx} [N/m]$		1500	2250	3000	$K_{clx} [N/m]$	1500	2250	3000	
$\Delta x_c [mm]$		33	22,2	16,7	$\Delta x_c [mm]$	33	22,2	16,7	
$K_{clxm} [N/m]$		1515	2252	2994	$K_{clxm} [N/m]$	1515	2252	2994	
$E_{K_{clx}} [\%]$		1,01	0,1	0,1	$E_{K_{clx}} [\%]$	1,01	0,1	0,1	

Enfin, les tensions de consigne des servo-distributeurs sont données sur la figure 4.11, on remarque

que les commandes arrivent à saturation lors des fronts de perturbations, mais ces saturations restent ponctuelles, elles ne sont donc pas nécessairement problématiques. D'autre part, les évolutions temporelles des raideurs pneumatiques ne sont pas présentées pour cette simulation, mais on peut tout de même préciser que les efforts de perturbations n'affectent pas le suivi de trajectoire en raideur pneumatique.

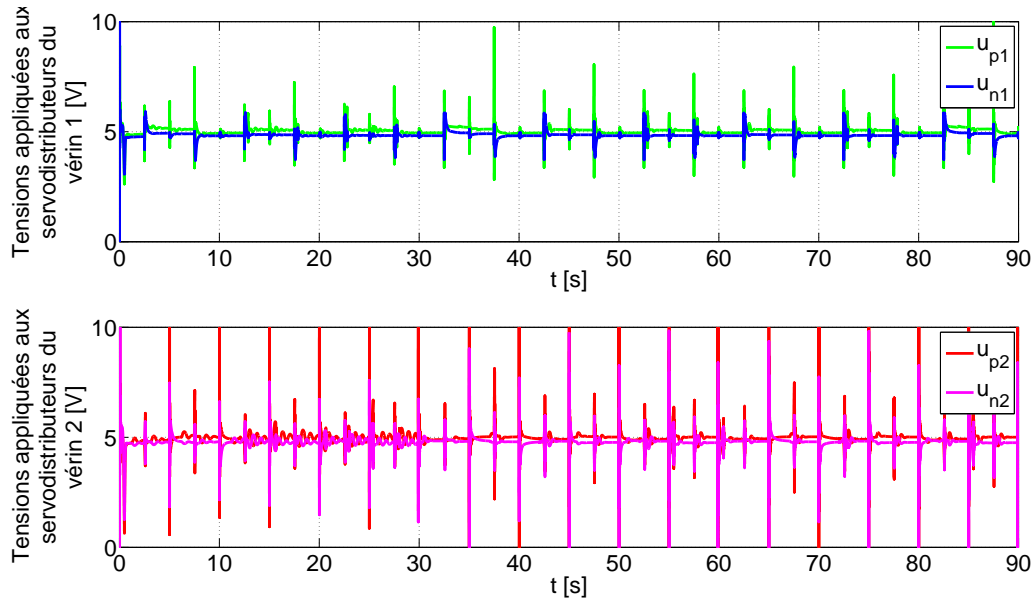


FIGURE 4.11 – Commandes des servo-distributeurs

Cette simulation permet de valider la méthode proposée pour le réglage des gains de loi de commande. En effet, malgré une légère erreur, les raideurs et amortissements en boucle fermée sont globalement respectés. Les pistes d'amélioration en vue d'une augmentation de la précision des réglages sont la prise en compte des termes de couplage de raideur, un passage à une transformation conservatrice de raideur et la compensation des efforts de pesanteur.

4.4.2 Commande avec 1 servo-distributeur

Jusqu'ici, les lois de commande ont été construites en supposant que l'on disposait d'un servo-distributeur par chambre. Toutefois les servo-distributeurs sont des composants relativement onéreux en comparaison avec le vérin. En effet, par exemple dans le cadre du BirthSIM, les vérins coûtent une centaine d'euros pièce et un servo-distributeur coûte cinq fois plus cher. D'autre part, les servo-distributeurs choisis permettent à l'origine d'alimenter en air deux chambres de vérin, il serait donc intéressant de réduire le nombre de servo-distributeurs. Toutefois, l'utilisation d'un seul servo-distributeur par vérin ne permet plus de commander indépendamment les débits massiques d'entrée q_{mp} et q_{mn} de chaque chambre. Par conséquent, il n'est plus envisageable de contrôler, non plus, les débits virtuels q_{mA} et q_{mT} de manière indépendante.

Le passage de deux servo-distributeurs par vérin à un seul nécessite donc des compromis sur la loi de commande. Pour rappel, les débits massiques actifs q_{mA} permettent d'assurer le suivi de trajectoire en position, alors que les débits de pressurisation q_{mT} permettent l'asservissement en raideur pneumatique. Par conséquent, il a été choisi de conserver l'asservissement en position et donc de

conserver la commande des débits actifs. Ainsi, q_{mT1} et q_{mT2} n'étant plus commandés, le contrôle en raideur pneumatique est perdu. De plus, les raideurs pneumatiques des vérins sont maintenant vues comme des dynamiques résiduelles et la preuve de stabilité obtenue en section 4.2.5 n'est plus valide. Toutefois on pourra montrer que ces dynamiques résiduelles restent bornées sur le système physique.

Le fait de ne conserver que les débits massiques actifs empêche l'utilisation de la transformée A-T inverse pour le calcul des tensions de consigne des servo-distributeurs. Pour pallier ce problème, un algorithme a été développé. Ce dernier permet de calculer à partir de q_{mA1} et q_{mA2} , les deux tensions de consignes u_1 et u_2 des servo-distributeurs du vérin 1 et du vérin 2 respectivement. Cet algorithme est présenté dans la section 4.4.2.1. Dans une seconde partie, nous détaillerons les bornes des raideurs pneumatiques. Enfin, une simulation sera présentée dans le but de montrer que d'une part le suivi de trajectoire en position est toujours effectif et que d'autre part le réglage en raideur et amortissement en boucle fermée est conservé.

4.4.2.1 Algorithme de calcul des tensions de consigne

L'algorithme considéré dans cette section a pour but de calculer la tension de consigne du servo-distributeur pour assurer un débit virtuel q_{mA} en entrée du vérin que ce servo-distributeur alimente. Pour ce faire, la caractérisation du servo-distributeur (cf. 3.14) est une nouvelle fois utilisée. Pour rappel, cette caractérisation donne le débit en sortie de la voie alimentant la chambre P en fonction de la pression d'utilisation et de la tension de consigne appliquée au composant. Le résultat de la projection de la surface sur le plan débit/tension pour les différentes pressions est donné en figure 4.12. On supposera que la caractéristique de débit de sortie pour l'autre voie (alimentant la chambre N) est obtenue par symétrie par rapport à la tension $u = 5$ V.

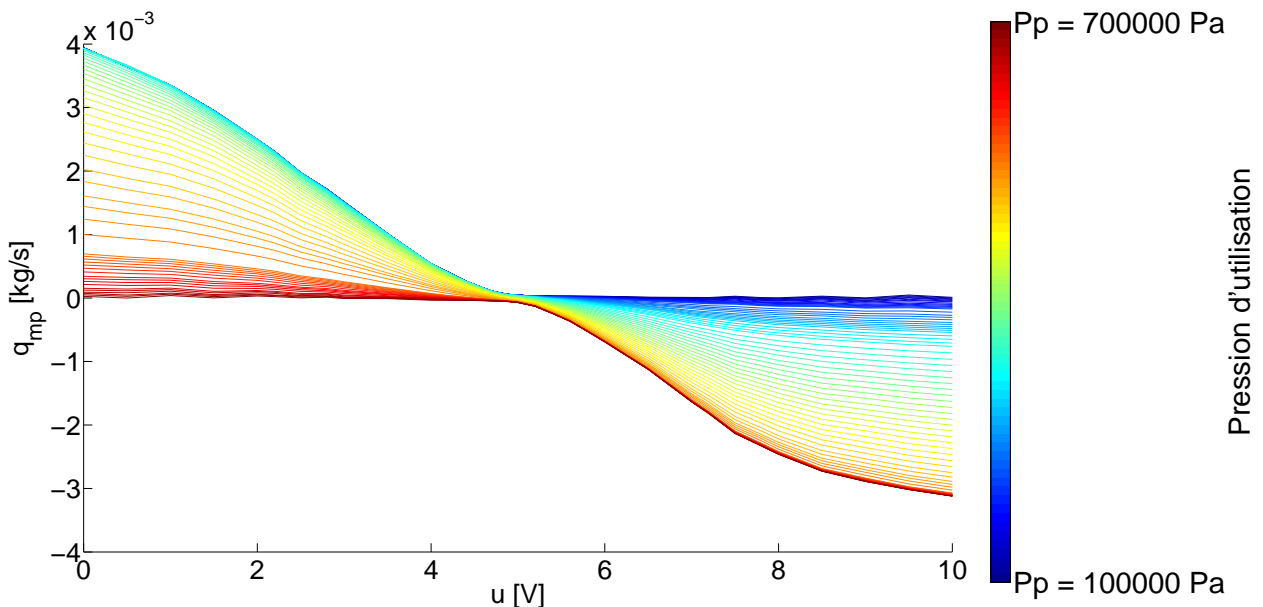


FIGURE 4.12 – Projection de la caractérisation de servo-distributeur sur le plan (u, q_{mp})

Dans un premier temps, on supposera que les courbes obtenues par projection sont strictement monotones. Dans un second temps, on modifiera l'algorithme afin d'augmenter la robustesse, notamment pour compenser les cas où la monotonie n'est pas effective ou les cas où les mesures sortent des

plages de caractérisation.

La première étape dans l'algorithme consiste à déterminer les courbes de débit correspondantes au point de fonctionnement. Ainsi, pour les mesures de pression des chambres P et N, on reconstruit les courbes de débit $\tilde{q}_{mp,P_p}(u)$ et $\tilde{q}_{mn,P_n}(u)$ à partir des projections de la cartographie les plus proches et une pondération inverse à la distance. Une fois ces deux reconstitutions obtenues, avec la mesure de position du piston du vérin, il est possible de calculer la courbe de débit actif pour le point de fonctionnement en reprenant la définition de q_{mA} donnée dans l'équation (3.40)

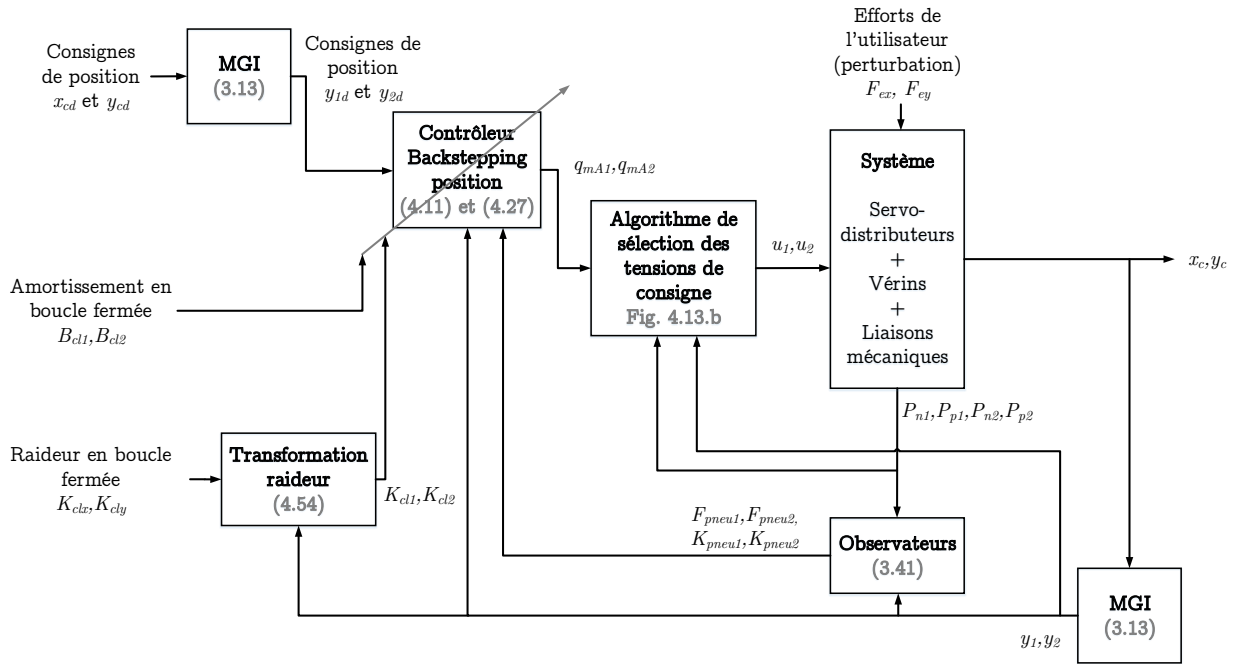
$$\tilde{q}_{mA,P_p,P_n}(u) = \frac{l}{2} \left(\frac{\tilde{q}_{mp,P_p}(u)}{\frac{l}{2} + y} - \frac{\tilde{q}_{mn,P_n}(u)}{\frac{l}{2} - y} \right) \quad (4.57)$$

Enfin, la tension à appliquer au servo-distributeur pour assurer le débit actif calculé par la loi de commande est obtenue par inversion de $\tilde{q}_{mA,P_p,P_n}(u)$ et interpolation. La bijectivité de \tilde{q}_{mA,P_p,P_n} est assurée dans l'hypothèse de monotonie évoquée précédemment. En effet, pour un P_p fixé $q_{mp}(P_p, u)$ étant strictement décroissante, on déduit de la symétrie que $q_{mn}(P_n, u)$ est quant à elle strictement croissante pour un P_n fixé. Les fonctions $\tilde{q}_{mp,P_p}(u)$ et $\tilde{q}_{mn,P_n}(u)$ étant obtenues par addition de deux fonctions de monotonie identiques (les coefficients de pondération étant toujours positifs) on en déduit que $\tilde{q}_{mp,P_p}(u)$ est strictement décroissante et que $\tilde{q}_{mn,P_n}(u)$ est strictement croissante. Enfin, en étudiant l'expression (4.57), on peut déduire que $\tilde{q}_{mA,P_p,P_n}(u)$ est strictement décroissante pour $y \in]-l/2, l/2[$. Or une fonction continue et strictement monotone est nécessairement bijective. La bijectivité de $\tilde{q}_{mA,P_p,P_n}(u)$ assure son inversibilité et donc l'unicité de la solution de u .

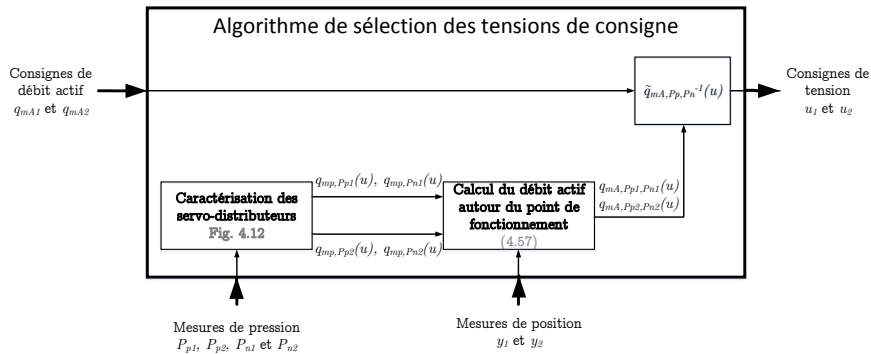
Toutefois, l'hypothèse de base concernant la monotonie de $q_{mp}(P_p, u)$ pour un P_p fixé n'est pas toujours vérifiée. En effet, on peut noter que sur la figure 4.12 que les bruits de mesures impactent la monotonie des courbes de caractérisation. Cependant, les parties des courbes pour lesquelles la monotonie est impactée concernent toujours des régions où le débit massique est bas. Ainsi en raisonnant une nouvelle fois sur l'expression (4.57), on peut en déduire que les que l'unicité de solution est compromise seulement pour des valeurs de débit actif proche de zéro.

Afin, d'apporter de la robustesse à l'algorithme, une idée peut être de choisir, dans le cas où plusieurs solutions sont obtenues, la valeur de u la plus proche de 5 V qui est la tension pour laquelle les deux voies sont fermées et donc le débit massique actif est nul. Une autre approche serait de choisir la valeur de tension la plus proche de la valeur de tension précédente. Ce choix permet d'éviter les discontinuités de commande et ainsi préserver les servo-distributeurs. En pratique, les cas où la multiplicité des solutions de u interviennent sont suffisamment rares pour que la méthode choisie pour l'augmentation de robustesse n'impacte pas la commande. Enfin, il est également nécessaire de traiter les cas où les mesures de pression ou la consigne de débit actif sortent du domaine de la caractérisation pour améliorer la robustesse de l'algorithme. Ainsi, si une valeur se trouve en dehors du domaine de validité de la caractérisation, la valeur la plus proche du domaine sera considérée à la place.

Le schéma général du contrôleur et un schéma détaillant le fonctionnement de l'algorithme de sélection de tension sont présentés en figure 4.13a et 4.13b respectivement.



(a) Architecture du contrôleur pour le système avec un servo-distributeur par vérin



(b) Algorithme de sélection de tension de consigne

FIGURE 4.13 – Schémas du contrôleur avec un servo-distributeur par vérin

4.4.2.2 Raideur pneumatique

Comme annoncé précédemment, le passage du contrôleur pour deux servo-distributeurs par vérin au contrôleur pour un servo-distributeur par vérin implique la perte du contrôle en raideur pneumatique. Cet état n'étant plus contrôlé, il est nécessaire de vérifier que son évolution est bornée, pour être certain que cet état ne diverge pas. Toutefois cette étude ne permet pas d'assurer la stabilité globale du système.

Pour rappel l'expression de la raideur pneumatique est la suivante (cf. (3.41)) :

$$K_{pneui} = k \left(\frac{P_{pi} S_{pi}}{\frac{l_i}{2} + y_i} + \frac{P_{ni} S_{ni}}{\frac{l_i}{2} - y_i} \right)$$

Ainsi la raideur pneumatique du vérin dépend à la fois de la position du piston, mais aussi des pressions dans chacune des chambres. On cherche à montrer que sur le domaine d'utilisation K_{pneui} est bornée. On rappelle que les pressions P_{pi} et P_{ni} sont définies sur l'intervalle $\mathcal{P} = [P_{atm}, P_{max}]$ avec $P_{max} = 7.10^5$ Pa la pression du réservoir. La position est quant à elle bornée par la course du vérin $y_i \in \mathcal{Y} = [-y_{imax}, y_{imax}]$ avec $y_{imax} < l_i/2$ la position extrême atteignable par le piston. En effet, la course théorique du vérin est donnée par la longueur l_i , toutefois des butées mécaniques sont positionnées de part et d'autre du vérin afin d'empêcher que le volume de la chambre soit nul. On cherche donc les bornes supérieure et inférieure de la raideur pneumatique :

$$\min_{(P_{pi}, P_{ni}, y_i) \in \mathcal{P}^2 \times \mathcal{Y}} (K_{pneui}) \leq K_{pneui} \leq \max_{(P_{pi}, P_{ni}, y_i) \in \mathcal{P}^2 \times \mathcal{Y}} (K_{pneui}) \quad (4.58)$$

Or pour $y_i \in \mathcal{Y}$, K_{pneui} est strictement croissante en P_{pi} et P_{ni} . On en déduit que :

$$\begin{aligned} \min_{(P_{pi}, P_{ni}, y_i) \in \mathcal{P}^2 \times \mathcal{Y}} (K_{pneui}) &= kP_{atm} \min_{y_i \in \mathcal{Y}} (f(y)) \\ \max_{(P_{pi}, P_{ni}, y_i) \in \mathcal{P}^2 \times \mathcal{Y}} (K_{pneui}) &= kP_{max} \max_{y_i \in \mathcal{Y}} (f(y)) \end{aligned} \quad (4.59)$$

où

$$f(y) = \frac{2S_{pi}}{l_i + 2y_i} + \frac{2S_{ni}}{l_i - 2y_i}$$

L'étude de la fonction $f(y)$ permet rapidement de trouver les extremums de la fonction sur le domaine \mathcal{Y} . Ainsi :

$$\begin{aligned} \min_{(P_{pi}, P_{ni}, y_i) \in \mathcal{P}^2 \times \mathcal{Y}} (K_{pneui}) &= K_{pneui} \left(y_i = \frac{l_i(\sqrt{S_{pi}} - \sqrt{S_{ni}})}{2(\sqrt{S_{pi}} + \sqrt{S_{ni}})}, P_{pi} = P_{atm}, P_{ni} = P_{atm} \right) \\ &= kP_{atm} \frac{(\sqrt{S_{pi}} + \sqrt{S_{ni}})^2}{l_i} \\ \max_{(P_{pi}, P_{ni}, y_i) \in \mathcal{P}^2 \times \mathcal{Y}} (K_{pneui}) &= K_{pneui} (y_i = -y_{imax}, P_{pi} = P_{max}, P_{ni} = P_{max}) \\ &= kP_{max} \left(\frac{2S_{pi}}{l_i + 2y_{imax}} + \frac{2S_{ni}}{l_i - 2y_{imax}} \right) \end{aligned} \quad (4.60)$$

On a ainsi obtenu les bornes des raideurs pneumatiques :

$$\begin{aligned} 1081 \text{ N/m} &\leq K_{pneui1} \leq 43056 \text{ N/m} \\ 539 \text{ N/m} &\leq K_{pneui2} \leq 21523 \text{ N/m} \end{aligned} \quad (4.61)$$

Une seconde étude sur les raideurs pneumatiques est intéressante. En effet, lorsque l'on doit définir une consigne de raideur (dans le cas du contrôleur avec deux servo-distributeurs par vérin), il n'est pas instinctif de définir une consigne. Ainsi, l'étude du domaine de définition de K_{pneui} permet de connaître les plages de consigne des raideurs pneumatiques. Les figures 4.14a et 4.14b illustrent les limites de variation des raideurs pneumatiques en fonction de la position des pistons. Ces graphiques ont été obtenus à partir de la relation (4.59). Sur ces figures on peut distinguer trois zones. La première est la zone hachurée en rouge. Cette zone illustre le domaine pour lequel la raideur pneumatique n'est pas définie. La seconde correspond au domaine où la raideur pneumatique est définie pour

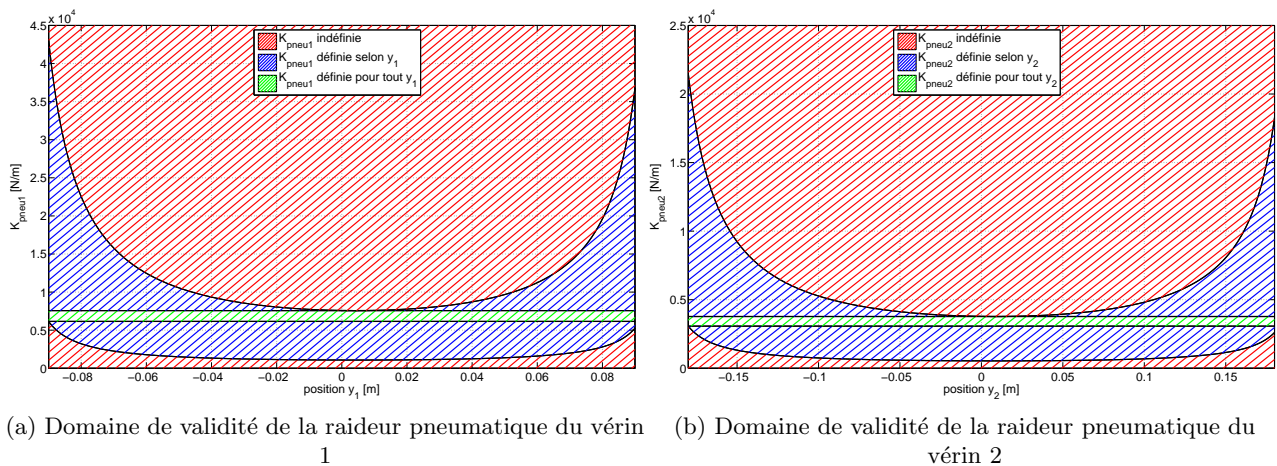


FIGURE 4.14 – Schémas du contrôleur avec un servo-distributeur par vérin

certaines positions du piston. Enfin la zone en vert correspond au domaine où la raideur est définie indépendamment de la position du piston. On notera que dans le test de simulation présenté dans la section 4.4.1.1, les consignes de raideur ont été choisies afin de respecter ces domaines de validité.

4.4.2.3 Simulation du système avec un servo-distributeur par vérin

Dans cette section, nous chercherons à montrer, grâce à une simulation, que le passage de deux servo-distributeurs à un seul permet de conserver le suivi de trajectoire en position, ainsi que le réglage de raideur en boucle fermée [Herzig *et al.*, 2015]. Dans cette simulation la trajectoire de consigne est un cercle dans le plan cartésien : $x_{cd}(t) = 0,460 - 0,03 \cos(2\pi t/6)$, $y_{cd}(t) = 0,045 + 0,03 \sin(2\pi t/6)$. K_{pneud1} et K_{pneud2} ne sont évidemment plus nécessaires le suivi en raideur pneumatique n'étant plus effectif. La séquence d'efforts de perturbation simulée n'est répétée cette fois-ci que deux fois. Ces séquences de 30 s peuvent être décrites par l'équation suivante :

$$\left\{ \begin{array}{lll} F_{ex}(t) = 0 \text{ N} & F_{ey}(t) = 0 \text{ N} & \text{pour } 0[30] \leq t < 7,5[30] \\ F_{ex}(t) = 150 \text{ N} & F_{ey}(t) = 0 \text{ N} & \text{pour } 7,5[30] \leq t < 15[30] \\ F_{ex}(t) = 150 \text{ N} & F_{ey}(t) = -150 \text{ N} & \text{pour } 15[30] \leq t < 22,5[30] \\ F_{ex}(t) = 0 \text{ N} & F_{ey}(t) = -150 \text{ N} & \text{pour } 22,5[30] \leq t < 30[30] \end{array} \right. \quad (4.62)$$

Les valeurs de raideurs en boucle fermée sont doublées entre les deux séquences de perturbation. Ainsi, $K_{clx} = K_{cly} = 2000 \text{ N/m}$ les trente premières secondes et $K_{clx} = K_{cly} = 4000 \text{ N/m}$ les trente secondes suivantes. Les amortissements en boucle fermée sont quant à eux réglés à une valeur constante pour toute la simulation : $B_{cl1} = 600 \text{ Ns/m}$ et $B_{cl2} = 1000 \text{ Ns/m}$. Les efforts de perturbation et le réglage de la raideur en boucle fermée sont illustrés sur la figure 4.15.

Les évolutions temporelles des positions en coordonnées cartésiennes et respectivement en coordonnées articulaires sont présentées dans les figures 4.16 et 4.17. Sur ces figures, les trajectoires attendues sont une nouvelle fois reportées. Ainsi, x_{ck} , y_{ck} , y_{1k} et y_{2k} sont définis par les équations (4.55) et (4.56). L'analyse de ces courbes permet de constater que le suivi de consigne de position et le réglage de raideur en boucle fermée sont effectifs. Le passage à un seul servo-distributeur par vérin ne

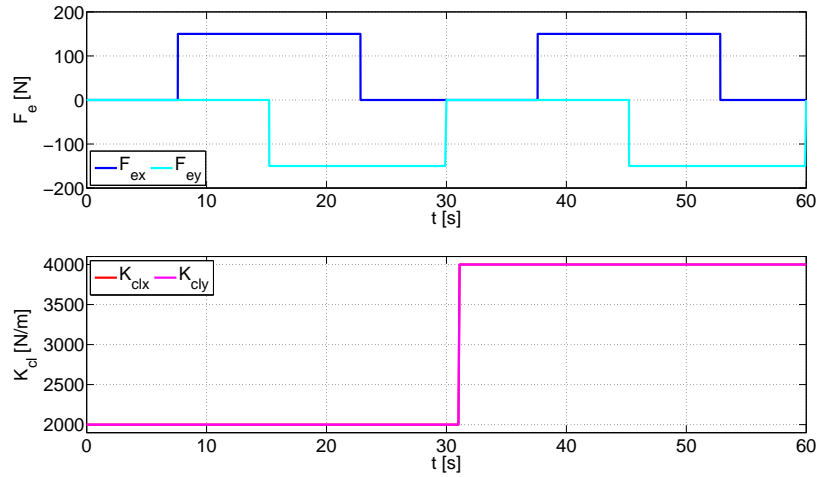


FIGURE 4.15 – Efforts de perturbation et réglages des raideurs en boucle fermée

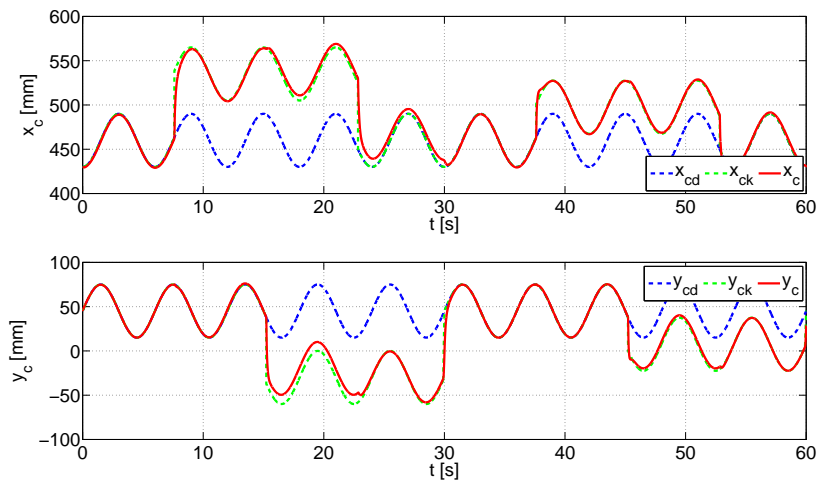


FIGURE 4.16 – Évolution temporelle des coordonnées cartésiennes

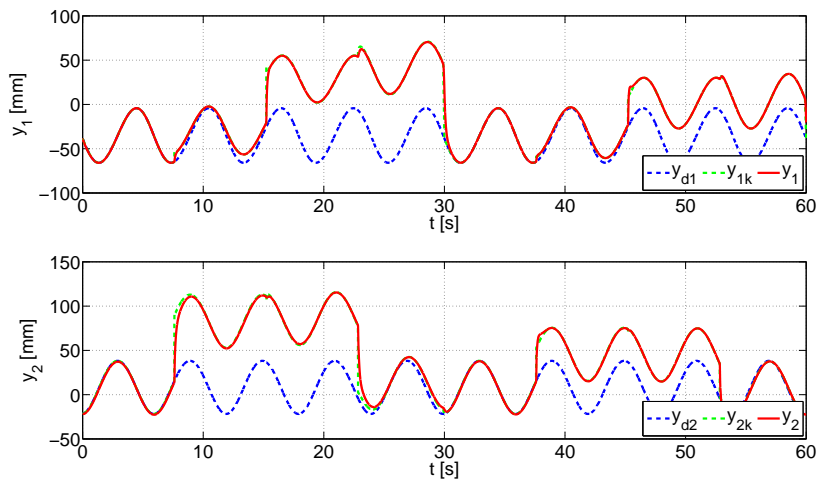


FIGURE 4.17 – Évolution temporelle des coordonnées articulaires

semble pas impacter les performances obtenues avec la commande à deux servo-distributeurs par vérin. On retrouve les mêmes phénomènes générant des erreurs, à savoir la non-compensation des efforts de pesanteur sur le vérin 2 et l'erreur sur le rejet de perturbation dans le repère cartésien due à la transformation de la matrice de raideur. Ce dernier est également visible sur les figures 4.18 et plus particulièrement sur la figure 4.18a, où l'on voit que les centres des quatre cercles ne forment pas tout à fait les quatre sommets d'un carré.

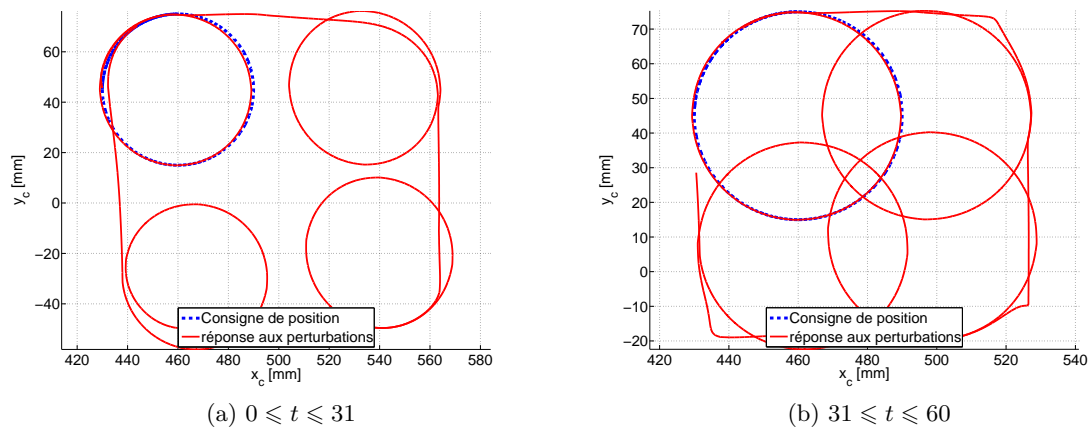


FIGURE 4.18 – Trajectoire de l'organe terminal dans le repère cartésien

La figure 4.19 reporte l'évolution des tensions de consigne simulées pour chacun des servo-distributeurs. On remarque, cette fois aussi que les consignes u_1 et u_2 ne saturent que ponctuellement. De plus, ces saturations correspondent aux instants de discontinuités des efforts de perturbation.

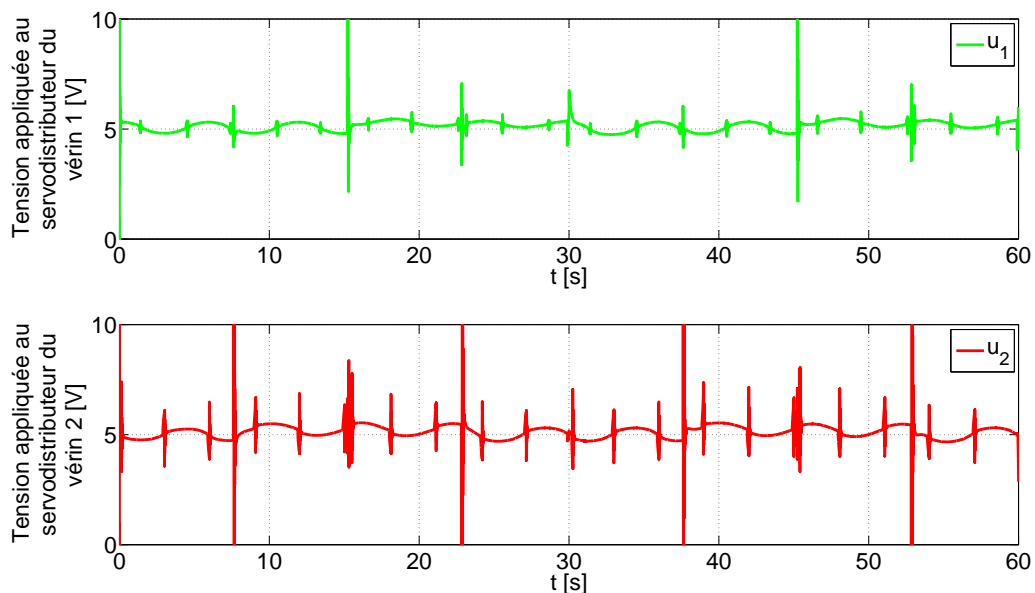


FIGURE 4.19 – Commandes des servo-distributeurs

Enfin, si l'on étudie les évolutions des raideurs pneumatiques des deux vérins, on peut voir que ces évolutions restent bornées et stables. Ces évolutions sont reportées sur la figure 4.20.

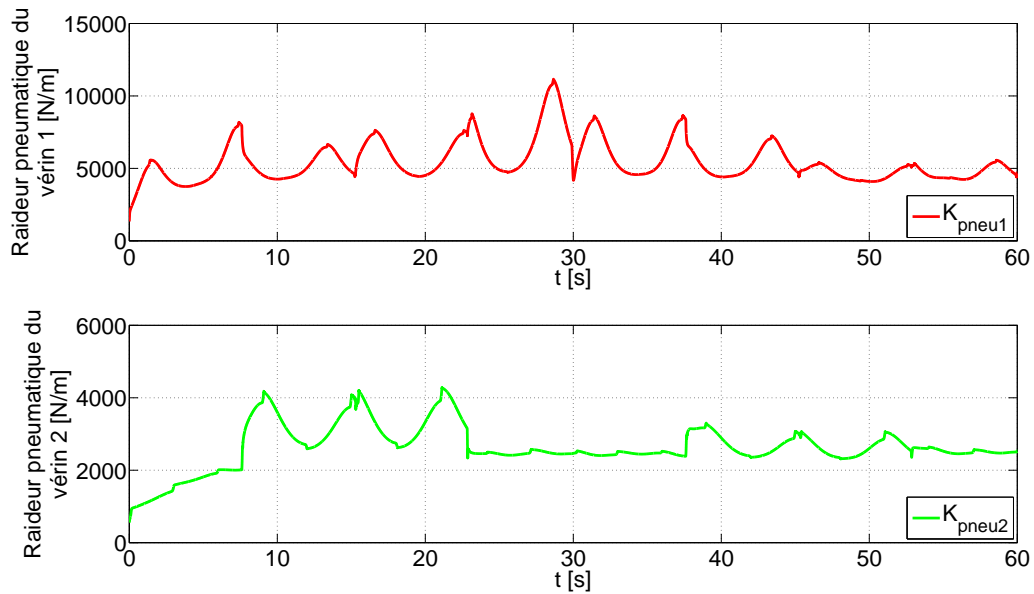


FIGURE 4.20 – Évolution temporelle des raideurs pneumatiques

4.5 Conclusion

La synthèse par backstepping nous a permis d'obtenir une loi de commande pour les débits actifs et de pressurisation de chacun des vérins. Cette loi de commande permet de contrôler la position et la raideur pneumatique des actionneurs pneumatiques du BirthSIM. D'autre part l'étude du rejet de perturbation de celle-ci permet de dégager une stratégie de réglage des gains en fonction d'une raideur et d'un amortissement en boucle fermée désirés. Nous avons également prouvé la stabilité globale et asymptotique du système modélisé en boucle fermée.

Le contrôle de la raideur pneumatique n'ayant pas nécessairement d'intérêt dans le cadre du BirthSIM, il a été décidé d'abandonner la commande en raideur pneumatique. Cette simplification permet en contrepartie une réduction du nombre de servo-distributeurs nécessaires pour piloter le robot. Un algorithme permettant de conserver le contrôle en position du robot ainsi que le réglage en raideur et amortissement en boucle fermée a été présenté. Les performances attendues du contrôleur avec un servo-distributeur par vérin ont également été évaluées en simulation.

De manière générale, le comportement attendu du système bouclé est atteint en simulation. En effet, les consignes de position sont atteintes et le réglage de raideur et d'amortissement en boucle fermée, via la modification des gains de la loi de commande, est effectif. La simulation permet toutefois de cerner les premières limites de la loi de commande, à savoir une mauvaise compensation des efforts de pesanteur sur le vérin 2, ainsi qu'une erreur due à la transformation permettant de passer de la raideur articulaire à la raideur cartésienne. Dans le chapitre suivant, nous évaluerons cette loi de commande de manière expérimentale.

Chapitre 5

Implémentation et résultats expérimentaux

5.1	Introduction	114
5.2	Implémentation expérimentale de la loi de commande en position avec réglage de raideur	114
5.2.1	De la simulation à la pratique	114
5.2.2	Suivi de trajectoire en position	115
5.2.3	Rejet de perturbation	119
5.3	Comparaison avec une loi de commande en impédance sans retour d'effort	122
5.3.1	Comparaison en simulation	123
5.3.2	Comparaison des résultats expérimentaux	125
5.3.2.1	Suivi de trajectoire en position	125
5.3.2.2	Rejet de perturbation	127
5.3.3	Bilan de comparaison	129
5.4	La nouvelle interface du BirthSIM dans le projet SAGA	130
5.4.1	Couplage avec la simulation d'accouchement	130
5.4.2	Les scénarios	131
5.5	Tests avec les praticiens	133
5.5.1	Accouchement eutocique	133
5.5.2	Accouchement instrumenté	137
5.6	Axes d'amélioration et perspectives	138
5.7	Conclusion	140

5.1 Introduction

Nous chercherons dans ce chapitre à évaluer, au travers de différents tests, les performances de la loi de commande développée au chapitre précédent. Dans un premier temps, le contrôleur en position avec réglage en raideur est testé en suivi de position, puis en rejet de perturbation.

Deuxièmement, les performances de cette loi de commande seront comparées à celle d'une autre loi de commande basée sur un asservissement en effort avec une commande en impédance. Après avoir détaillé la structure de ce second contrôleur, nous reproduirons les tests précédents avec cette nouvelle architecture de commande.

Les avancées générales du projet SAGA seront également traitées dans ce chapitre. En effet, l'un des objectifs étant de coupler l'interface haptique avec un modèle numérique d'accouchement, nous détaillerons les étapes qui ont mené à ce couplage et l'intérêt que peut apporter une loi de commande en raideur dans un tel couplage. Les scénarios implémentés seront ensuite présentés.

Une campagne de tests réalisée avec des praticiens permettra d'évaluer le contrôle en raideur du BirthSIM et de conclure sur la plage de raideur à rejouer pour simuler un accouchement. Ces tests permettront également de déterminer les couples maximaux appliqués à la tête fœtale dans le cadre d'une extraction par forceps.

Enfin, nous évoquerons les différents axes d'amélioration qu'il serait intéressant d'apporter au BirthSIM à l'avenir. En effet, les divers essais présentés dans ce chapitre ont permis de discerner certains points à améliorer. Ainsi, nous expliquerons en quoi ces points sont limitants et proposerons des ébauches de solutions pour supprimer ces blocages.

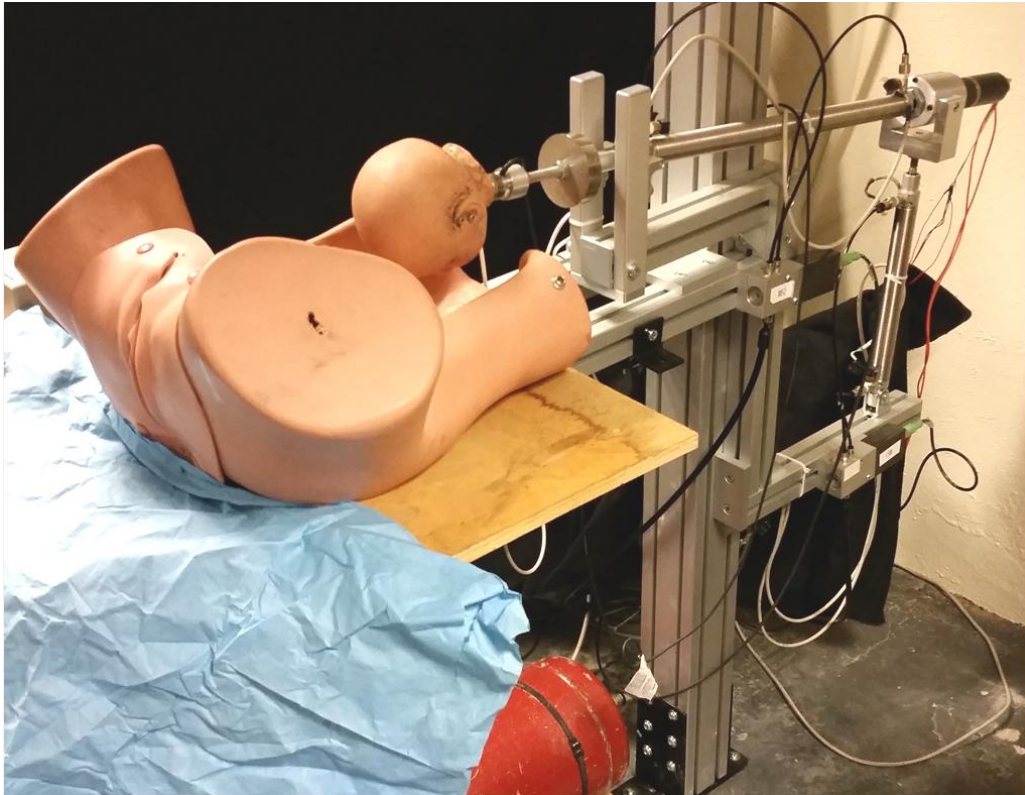
5.2 Implémentation expérimentale de la loi de commande en position avec réglage de raideur

5.2.1 De la simulation à la pratique

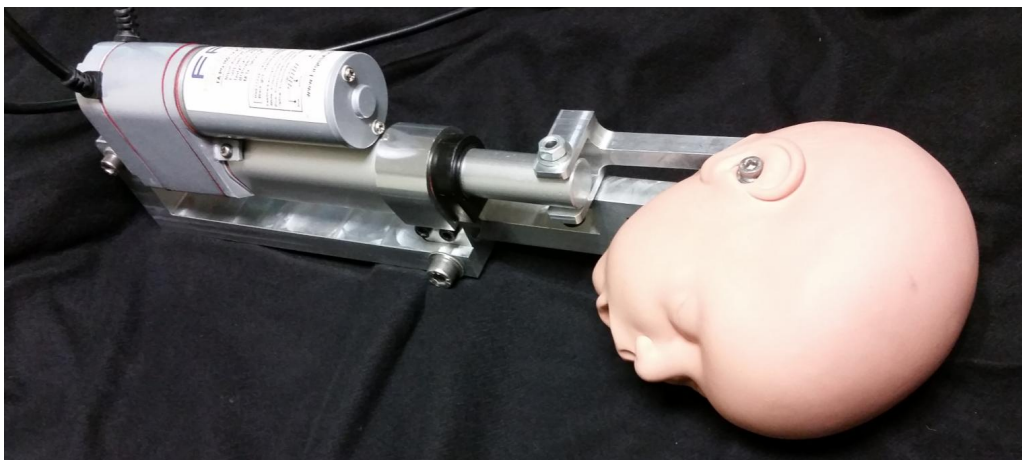
Nous avons présenté au chapitre 2 les différentes architectures du simulateur BirthSIM et notamment la version à 4 DDL. L'objectif initial était d'implémenter la loi de commande obtenue précédemment sur le prototype 4 DDL. Toutefois, il s'avère que la tige du vérin 2 (le vérin horizontal) est moins rigide que prévu (*cf.* 5.6) et fléchit de manière importante, et ce surtout en fin de course. La flèche pouvant atteindre 3 cm lorsque la tige est chargée, le dispositif permettant la flexion n'a pas été assemblé au reste du simulateur, ce dernier ayant une masse de plus de 2 kg.

Le mécanisme permettant la rotation intrapelvienne a quant à lui été assemblé. L'hypothèse de tenir compte uniquement de la masse de l'organe terminal était à l'origine plutôt adaptée à la version du simulateur à 2 DDL et permettait de simplifier les expressions présentées dans les deux précédents chapitres. L'ajout du mécanisme permettant la rotation intrapelvienne remet en cause cette hypothèse, c'est pourquoi une adaptation des lois de commande a été faite, en prenant compte cette fois-ci une seconde masse ponctuelle, correspondante au mécanisme de rotation intrapelvienne, située au niveau de la liaison pivot entre le vérin 1 et 2. La figure 5.1 présente le prototype sur lequel les essais de lois de commande ont été effectués.

D'autre part, une seconde différence majeure entre le modèle de simulation considéré et le prototype du BirthSIM concerne la mesure de position. En effet, pour rappel, le capteur de position utilisé pour le



(a) Le BirthSIM



(b) Mécanisme de flexion déporté

FIGURE 5.1 – Nouvelle version du BirthSIM

BirthSIM est un capteur de position magnétique 6 axes. Ce dernier a une fréquence de rafraîchissement de la mesure de l'ordre de la centaine de hertz. Or le contrôleur rafraîchit la commande à 1 kHz. Si ce suréchantillonnage de la position est pris en compte pour le contrôleur implémenté sur le BirthSIM, il ne l'était pas pour la simulation.

5.2.2 Suivi de trajectoire en position

Pour ce premier test, l'objectif est d'évaluer les performances en suivi de position de la commande synthétisée au chapitre 4. Pour ce faire, nous définissons une trajectoire de consigne circulaire dans

le plan cartésien : $x_{cd}(t) = 0,33 + 0,04 \cos(2\pi t/6)$, $y_{cd}(t) = 0,031 + 0,04 \sin(2\pi t/6)$. Les raideurs et amortissements en boucle fermée ont été fixés aux valeurs suivantes : $K_{clx} = 3000$ Ns/m, $K_{cly} = 3000$ Ns/m, $B_{cl1} = 300$ Ns/m et $B_{cl2} = 300$ Ns/m.

Les figures 5.2 et 5.3 présentent respectivement les évolutions temporelles des coordonnées articulaires et des coordonnées cartésiennes de l'organe terminal. La figure 5.4 illustre la trajectoire du centre de la tête fœtale dans le plan cartésien.

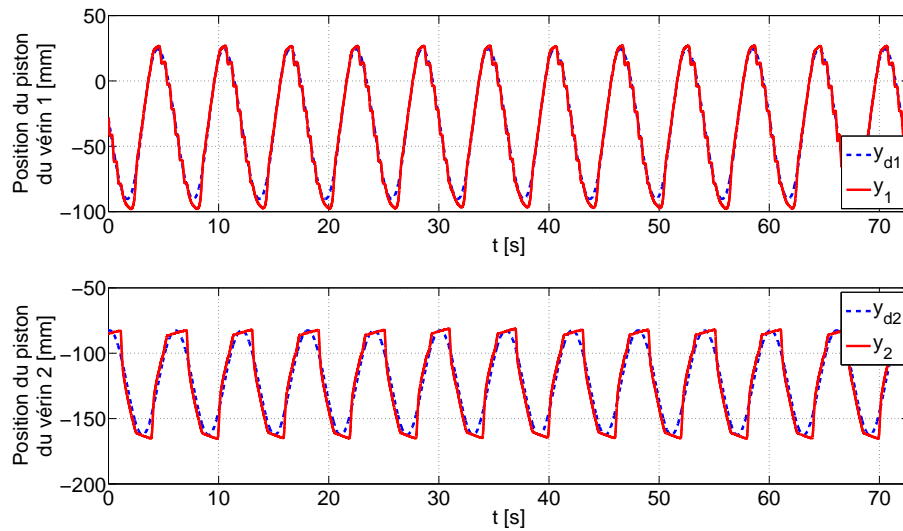


FIGURE 5.2 – Évolution temporelle des coordonnées articulaires

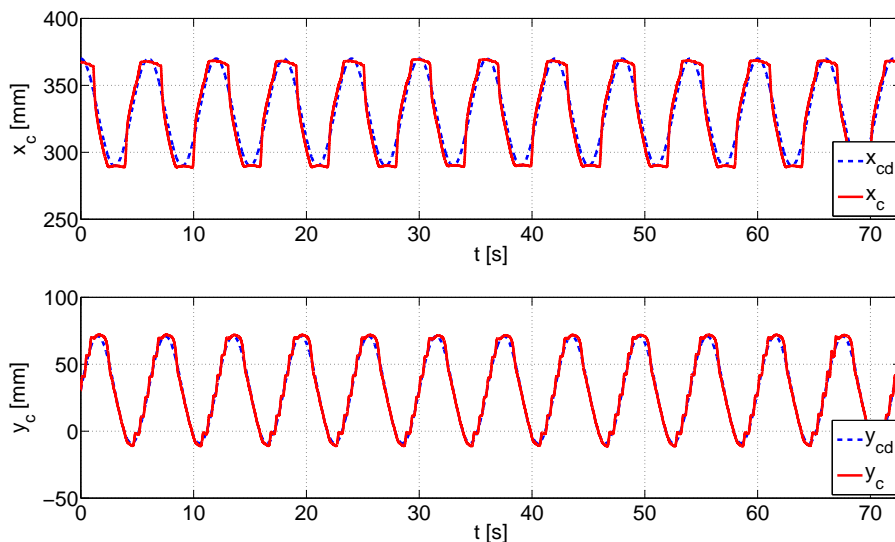


FIGURE 5.3 – Évolution temporelle des coordonnées cartésiennes

On peut remarquer sur ces figures que l'évolution de la position se fait par à-coups. Ces à-coups sont essentiellement dus au phénomène de redécollage (*cf.* 3.3.3.2). En effet, malgré la modélisation des frottements le phénomène n'est pas bien compensé. Augmenter les paramètres de frottement pourrait réduire ce phénomène pour certaines positions, mais entraîne une surcompensation et un dépassement de la consigne pour d'autres positions. On peut remarquer que le phénomène de redécollage est plus

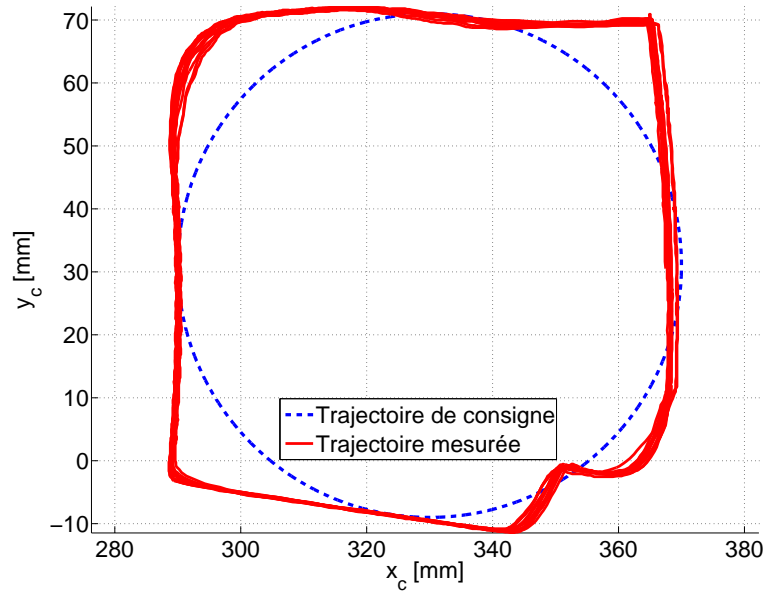


FIGURE 5.4 – Trajectoire de l'organe terminal

important sur le vérin 2 que sur le vérin 1. Ceci peut être expliqué par le fait que la tige de ce vérin est carrée d'une part et par le fait que le vérin soit chargé de manière radiale. En effet, ces deux facteurs ont pour conséquence d'augmenter de manière importante les frottements secs et ainsi le phénomène d'adhérence.

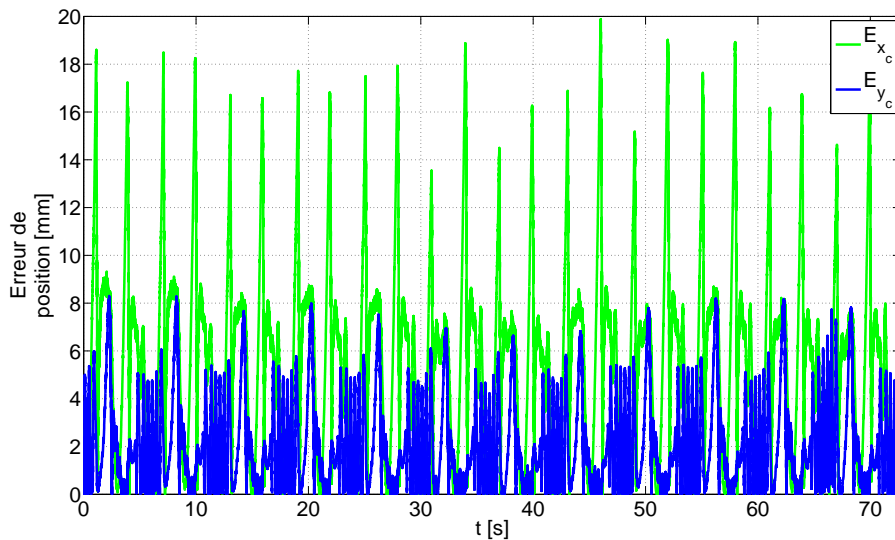
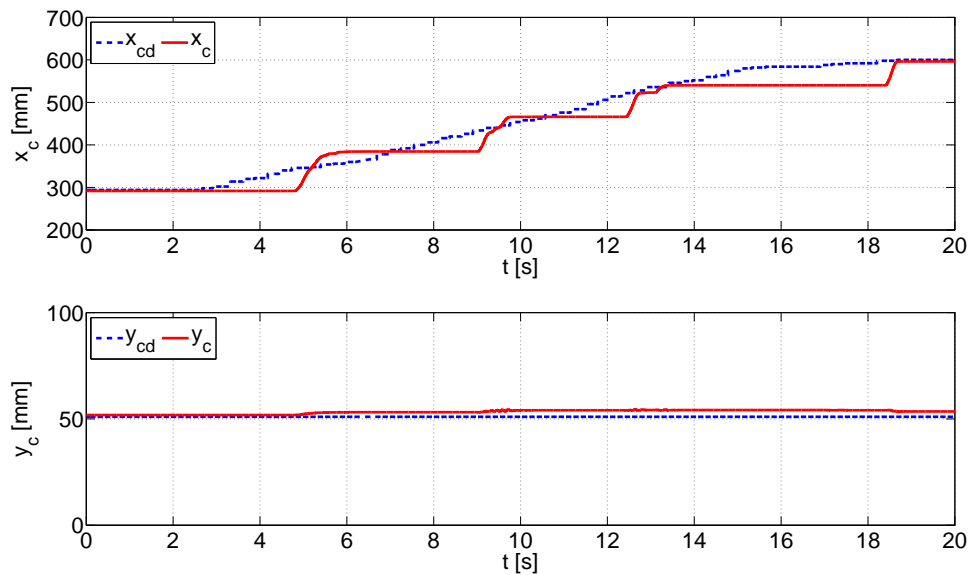


FIGURE 5.5 – Évolution temporelle des coordonnées cartésiennes

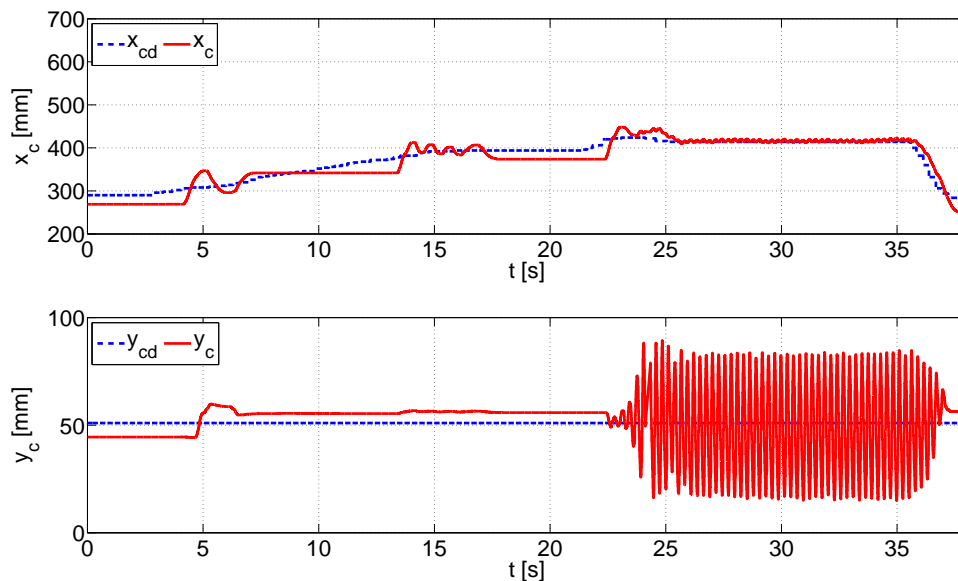
Cette disparité entre les deux vérins est d'autant plus remarquable sur la figure 5.5. En effet, si l'erreur de position ne dépasse pas le centimètre pour l'erreur en \vec{y} , selon l'axe \vec{x} elle peut atteindre 2 cm. L'objectif étant de réduire cette erreur en dessous du centimètre, il faudrait augmenter la dynamique d'évolution de l'effort pneumatique en modifiant les gains de commande. Ainsi augmenter la raideur et les gains C_3 et C_7 des lois de commande données par les équations (4.27) et (4.11) a pour effet d'augmenter la dynamique des efforts F_{pneu2} et F_{pneu1} respectivement. Toutefois augmenter de

manière trop importante ces gains génère des oscillations des pistons autour de leur position de référence. En effet, l'augmentation de ces gains, couplée au retard de mesure dû à l'utilisation du capteur de position magnétique, augmente fortement les débits de consigne, ce qui engendre des dépassements de consigne et ainsi les oscillations.

Ce phénomène d'oscillation est plus gênant encore sur le vérin 1, car les gains C_5 et C_6 de la commande q_{mA1} dépendent fortement des positions des pistons. Ainsi, les oscillations peuvent être engendrées à partir d'une certaine position pour un réglage de gain C_7 et de raideur choisi et ne pas osciller pour un réglage différent. Plus généralement, baisser les réglages de raideurs et des gains C_3 et C_7 réduit le problème d'oscillation, mais dégrade en contrepartie le suivi de position.



(a) Évolution temporelle des coordonnées cartésiennes avec $C_7 = 20$



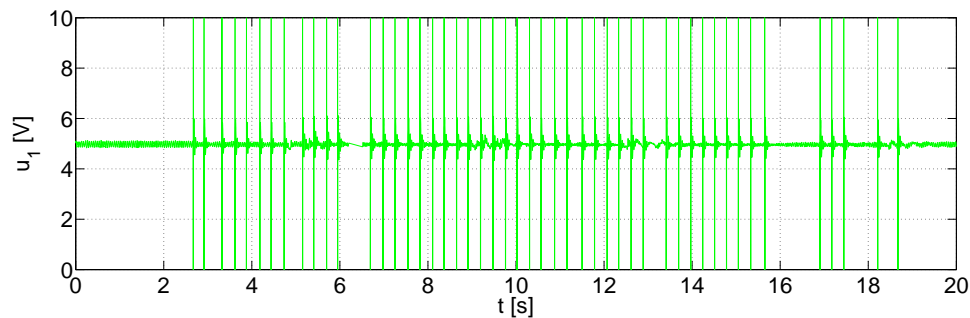
(b) Évolution temporelle des coordonnées cartésiennes avec $C_7 = 60$

FIGURE 5.6 – Suivi de position avec et sans oscillations

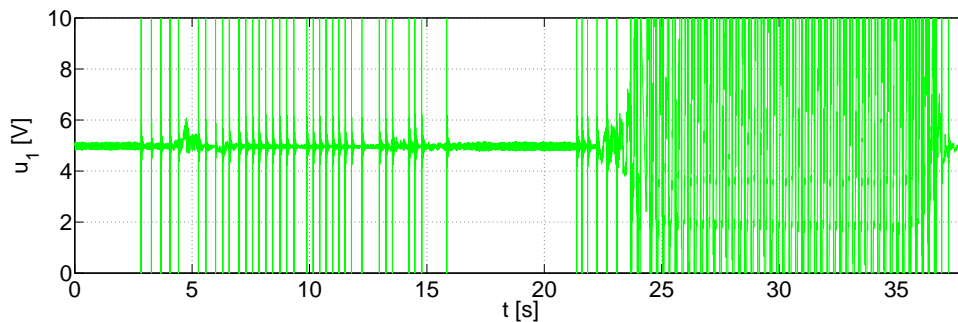
La figure 5.6 présente deux essais de suivi de position effectués pour mettre en avant le phénomène

d'oscillation. Ainsi, les deux essais se font tous deux pour des valeurs de raideur en boucle fermée, d'amortissement en boucle fermée et de C_3 identiques. Seule la valeur de C_7 varie d'un essai à l'autre. $C_7 = 20$ pour l'essai illustré par la figure 5.6a et $C_7 = 60$ pour le test présenté sur la figure 5.6b. On constate dans le premier cas que la position en y est bien respectée alors que pour la valeur de C_7 supérieure, le vérin 1 se met à osciller autour de la position de référence lorsque la position en x de l'organe terminal dépasse 400 mm. On notera que ces oscillations ne sont pas dues au rapport entre la masse, la raideur en boucle fermée et l'amortissement en boucle fermée, car ce dernier est choisi de manière à assurer un taux d'amortissement strictement supérieur à 1 et donc un comportement apériodique du système.

Enfin si l'on compare les consignes de tension appliquées au distributeur du vérin 1 pour les deux cas précédents, on peut noter que dans le premier cas les consignes ne saturent que de manière ponctuelle¹, alors que pour le second essai la consigne sature sur des périodes pouvant atteindre 100 ms. Ces consignes de tension sont présentées en figure 5.7.



(a) Consigne de tension du servo-distributeur du vérin 1 pour l'essai avec $C_7 = 20$



(b) Consigne de tension du servo-distributeur du vérin 1 pour l'essai avec $C_7 = 60$

FIGURE 5.7 – Consignes de tension du servo-distributeur alimentant le vérin 1 des valeurs de C_7 différentes

5.2.3 Rejet de perturbation

Le second essai a pour vocation de tester le réglage de la raideur en boucle fermée. Pour ce faire, une consigne de position est imposée : $x_{cd}(t) = 0,283$ m et $y_{cd}(t) = 0,048$ m. Des efforts de perturbation sont ensuite appliqués manuellement selon les deux directions principales du repère cartésien. Ces séquences de perturbations sont répétées pour trois valeurs distinctes de raideur en boucle fermée

1. Ces saturations sont notamment dues au fait que la consigne de position est formée par une somme d'échelons ne respectant pas la contrainte de continuité C^3 pour la consigne de position.

respectivement 3000 N/m, 2000 N/m et 1000 N/m. La figure 5.8 montre les efforts de perturbation et les raideurs en boucle fermée au cours de l'essai.

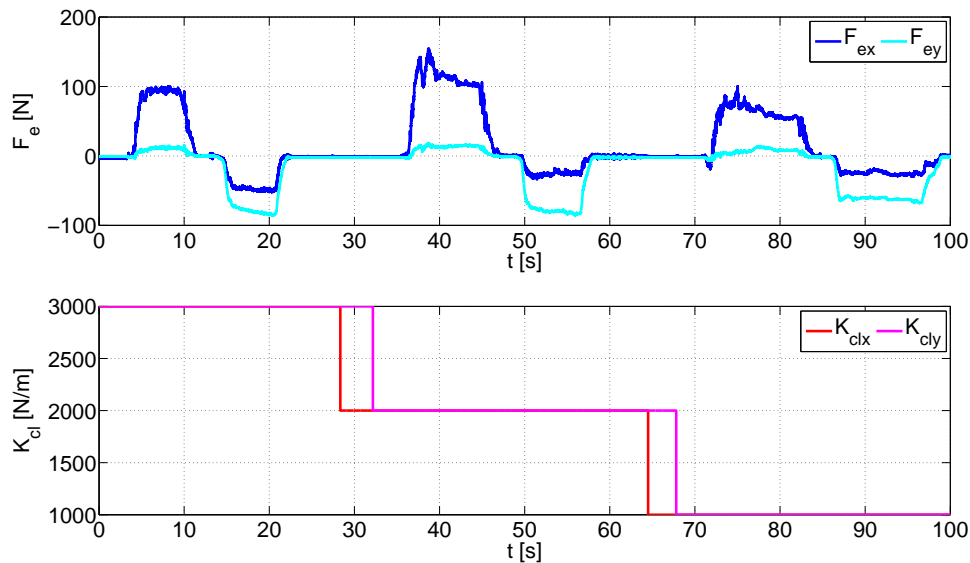


FIGURE 5.8 – Évolution temporelle des efforts de perturbation et des raideurs en boucle fermée

On notera d'une part que contrairement à la simulation, les efforts de perturbations avec une composante à la fois sur \vec{x} et sur \vec{y} ne sont pas appliqués, car une fois encore la flexion et l'arc-boutement de la tige du vérin 2 empêchent le vérin de se déplacer lorsque l'effort radial est trop important. D'autre part, on note que lorsque l'effort de perturbation selon \vec{y} est appliqué, on mesure tout de même un effort selon \vec{x} , cela vient du fait que les efforts sont appliqués à la main et que le capteur d'effort est légèrement déporté du point d'application de ceux-ci.

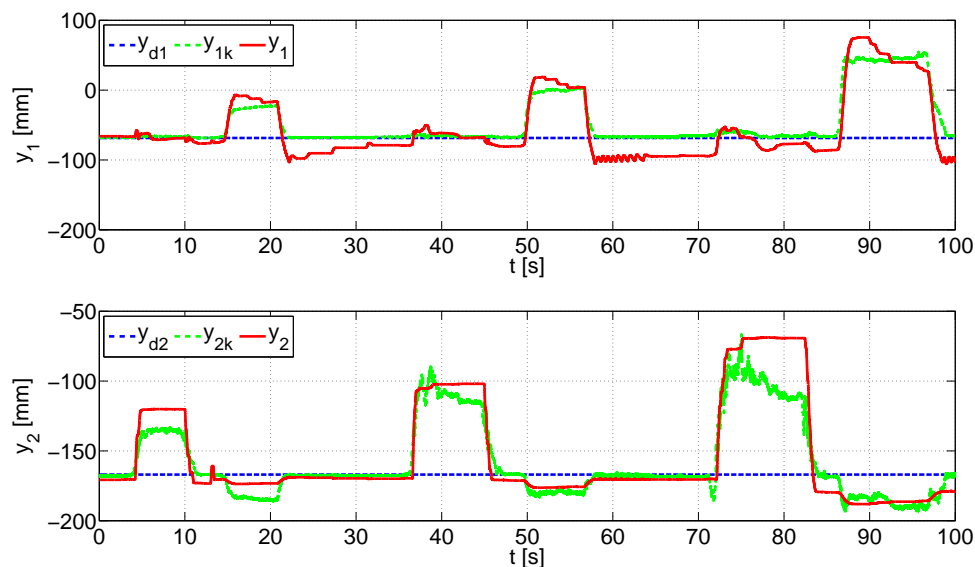


FIGURE 5.9 – Évolution temporelle des coordonnées articulaires

Les figures 5.9 et 5.10 donnent l'évolution de la position de l'organe terminal dans le repère articulaire et cartésien respectivement. Comme pour les figures présentées dans le chapitre précédent, les

variables y_{1k} , y_{2k} , x_{ck} et y_{ck} sont construites à partir de la position de consigne en ajoutant la variation de position attendue c'est-à-dire le rapport de l'effort de perturbation sur la raideur en boucle fermée (cf. (4.56) et (4.55)). L'analyse de ces résultats nous permet de confirmer globalement que le réglage en raideur est effectif, même si les performances sont moins bonnes que celles estimées en simulation. En effet, on peut remarquer par exemple qu'un certain temps est nécessaire pour que la position du vérin 1 (y_1) converge vers la position attendue (y_{1k}) lorsque l'on applique un effort de perturbation. Ce temps de convergence peut être réduit grâce au gain K_{i7} , mais encore une fois une augmentation trop importante de ce gain engendre des oscillations.

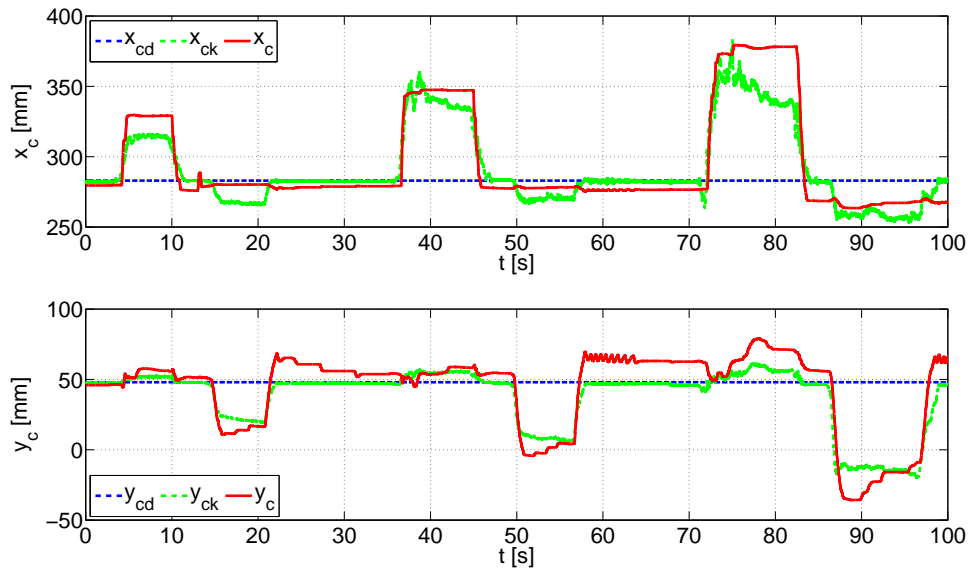


FIGURE 5.10 – Évolution temporelle des coordonnées cartésiennes

D'autre part on remarque que plus la raideur est faible, plus l'erreur de position en dehors des périodes de perturbation est importante. Ce phénomène est essentiellement dû au fait que la raideur permet de régler les gains liés à l'erreur de position et de vitesse. Ainsi, au plus C_1 et C_5 sont faibles au moins les erreurs de position sont compensées. Le tableau 5.1 répertorie les erreurs relatives sur le réglage de raideur et les compare à celles obtenues en simulation. Après analyse, la moyenne de l'erreur relative du réglage de raideur est de l'ordre de 27% en dessous de la valeur souhaitée. Une fois de plus, l'augmentation des gains C_3 et C_7 permettrait de réduire cette erreur, mais l'augmentation de ce gain engendre les problèmes d'oscillation détaillés précédemment.

Enfin, si l'on s'intéresse aux tensions de consignes appliquées aux servo-distributeur, on remarque que ces signaux de commandes oscillent de manière importante. Ces oscillations sont dues aux bruits de mesures des différents signaux intervenant dans le calcul de la commande. On notera plus particulièrement que les vitesses sont obtenues par dérivation des mesures de position, ainsi les retards et les bruits sur la mesure de position affectent grandement les calculs de vitesse. Ces erreurs sur les vitesses impactent également le réglage des amortissements en boucle fermée. En effet, le réglage de l'amortissement en boucle fermée tend à réduire l'erreur de suivi en vitesse. Les mesures de vitesse étant relativement bruitées, l'augmentation de l'amortissement en boucle fermée entraîne une augmentation de l'amplitude des oscillations de commande à tel point que cette tension ne cesse de commuter entre les deux valeurs de saturation extrêmes, c'est ce que l'on appelle le phénomène de *chattering*.

TABLEAU 5.1 – Erreur de raideur en boucle fermée

Directions de la perturbation		Simulation			Experimental			
↓	K_{cly} [N/m]	1500	2250	3000	K_{cly} [N/m]	1000	2000	3000
	Δy_c [mm]	-33,02	-22,17	-16,75	Δy_c [mm]	-78,5	-46,6	-37,6
	F_{ey} [N]	-50	-50	-50	F_{ey} [N]	-60	-79,8	-79,1
	K_{clym} [N/m]	1514	2242	2985	K_{clym} [N/m]	765	1711	2103
	$E_{K_{cly}}$ [%]	0,95	0,24	-0,50	$E_{K_{cly}}$ [%]	-23,52	-14,45	-29,91
→	K_{clx} [N/m]	1500	2250	3000	K_{clx} [N/m]	1000	2000	3000
	Δx_c [mm]	33,5	22,3	16,7	Δx_c [mm]	100,5	68,4	48,9
	F_{ex} [N]	50	50	50	F_{ex} [N]	67	104	94
	K_{clxm} [N/m]	1493	2242	2994	K_{clxm} [N/m]	667	1520	1922
	$E_{K_{clx}}$ [%]	-0,50	-0,35	-0,20	$E_{K_{clx}}$ [%]	-33,3	-24	-35,9

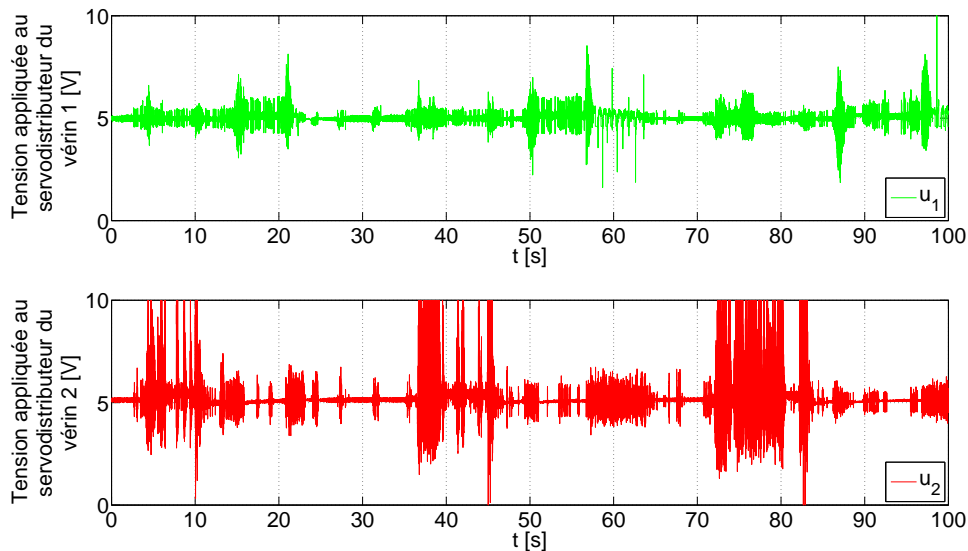


FIGURE 5.11 – Tension de consignes des servo-distributeurs

5.3 Comparaison avec une loi de commande en impédance sans retour d'effort

Dans cette section, nous cherchons à comparer la loi de commande développée au chapitre 4 avec une autre loi de commande. Nous avons présenté précédemment (*cf.* 3.2.3) les lois de commandes employées classiquement pour la commande en raideur de robot. Parmi celles-ci, nous avons retenu particulièrement la commande en impédance sans retour d'effort qui semble être la commande principalement utilisée pour les robots dont on veut contrôler la raideur sans mesurer les efforts de perturbation. Pour développer cette commande, deux boucles imbriquées sont nécessaires. La boucle interne permet l'asservissement du robot en effort. La boucle externe permet quant à elle de régler la raideur et l'amortissement des actionneurs du robot. Cette seconde boucle peut être assimilée à une commande par retour d'état.

En se basant sur l'architecture de commande en impédance, différentes lois de commande ont

été synthétisées. Ainsi, pour la boucle interne deux stratégies de commande ont été testées : un asservissement en effort réalisé avec un correcteur PI [Bobrow et McDonell, 1998] d’une part et une commande non linéaire en effort synthétisée par backstepping [Taheri *et al.*, 2014] d’autre part. La seconde boucle a, elle, été réalisée dans le repère cartésien et dans le repère articulaire.

Par souci de concision, seuls les résultats de la loi de commande couplant l’asservissement en effort obtenu par backstepping et la boucle de régulation d’impédance en coordonnée articulaire seront présentés. En effet, après évaluation de ces résultats, cette commande semble être la plus performante. La figure 5.12 illustre l’architecture de la commande par impédance en question.

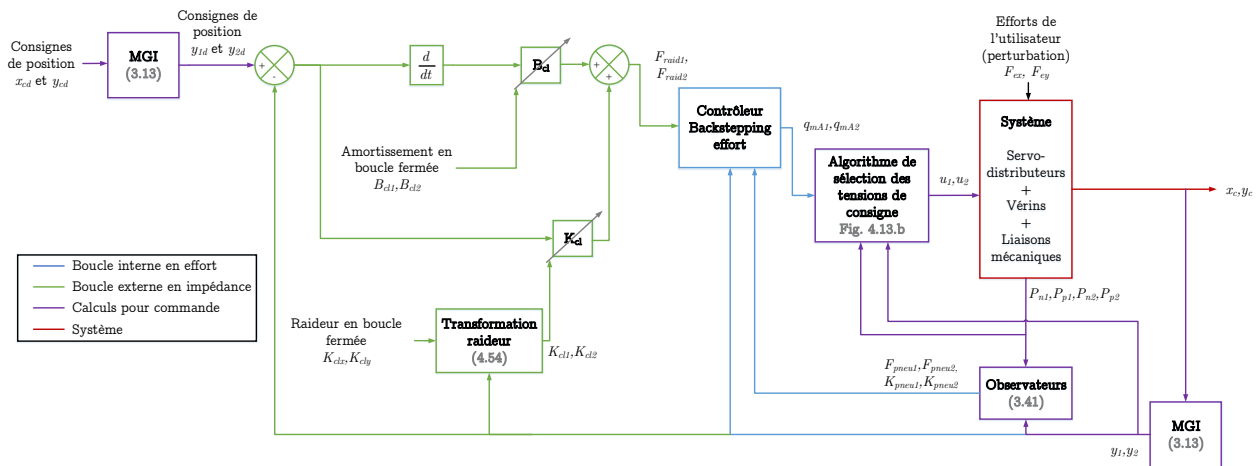


FIGURE 5.12 – Commande par impédance implémentée sur le BirthSIM

Au même titre que la loi de commande testée précédemment, nous évaluerons la commande en impédance en simulation, puis sur deux essais expérimentaux : un suivi de trajectoire en position et un essai de rejet de perturbation.

5.3.1 Comparaison en simulation

Dans un premier temps, on cherche à comparer les performances attendues des deux lois de commande en simulation. Ainsi, la simulation décrite dans la section 4.4.2.3 est reproduite en remplaçant la loi de commande étudiée dans le chapitre précédent par la commande en impédance décrite dans cette section.

Pour rappel, dans cette simulation, une trajectoire de consigne circulaire est définie tout le long de la simulation. On simule une séquence d’effort de perturbation qui est répétée pour des valeurs de raideur en boucle fermée différentes. La figure 5.13 rappelle les valeurs de consignes de raideur en boucle fermée, ainsi que les efforts de perturbations appliqués au cours de la simulation.

La figure 5.14 illustre l’évolution temporelle des coordonnées pour les deux commandes. La figure 5.15 présente quant à elle les trajectoires de l’organe terminal dans le plan cartésien obtenues pour chacune des lois de commande. Sur ces figures, les courbes bleues correspondent à la consigne. Les courbes rouges sont relatives à la loi de commande en position avec réglage de raideur alors que les courbes roses quant à elles illustrent les résultats obtenus pour la commande en impédance. Enfin les courbes vertes correspondent aux trajectoires attendues pour les perturbations et réglages de raideurs simulés.

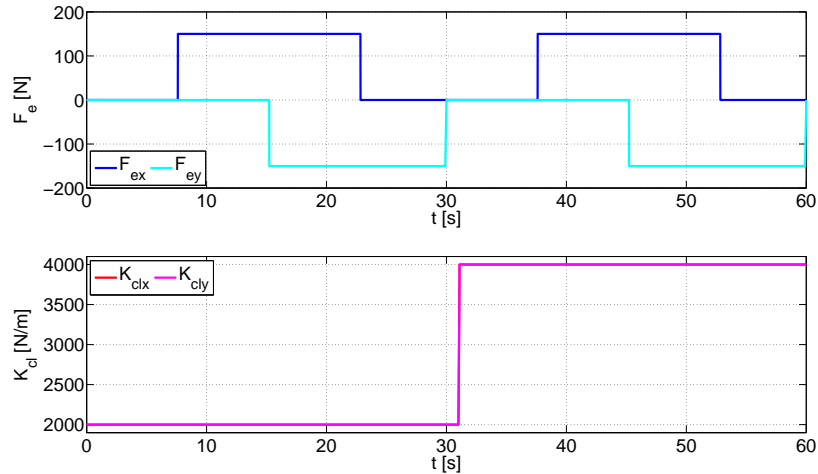


FIGURE 5.13 – Efforts de perturbation et réglages des raideurs en boucle fermée

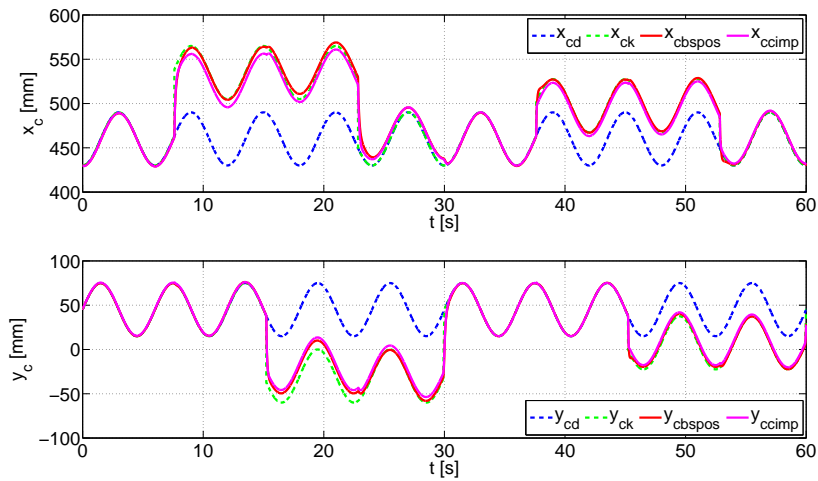


FIGURE 5.14 – Évolution temporelle des coordonnées cartésiennes

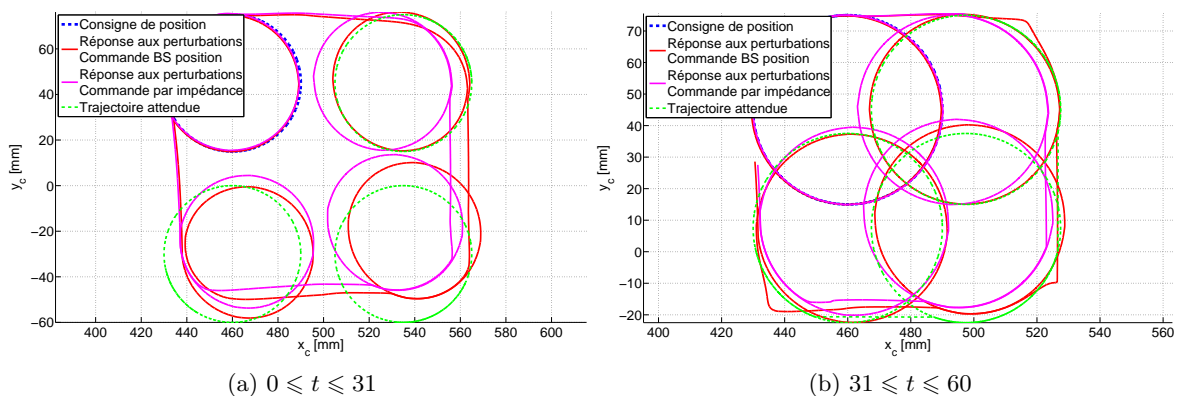


FIGURE 5.15 – Trajectoire de l'organe terminal dans le repère cartésien

On notera que d'après cette simulation, la commande en position avec réglage de raideur semble être plus précise. Ce constat est d'autant plus clair sur la figure 5.16 qui présente les erreurs de position

en coordonnées cartésiennes par rapport à la trajectoire attendue pour les deux lois de commande. Cette dernière montre que globalement l'erreur de position avec la commande en position avec réglage de raideur est plus faible que l'erreur de position avec la commande en impédance. On notera que les pics d'erreurs correspondent au moment où les efforts de perturbation sont appliqués. En effet, les trajectoires attendues ne tenant pas compte du régime transitoire, l'erreur de position est importante à chaque changement d'effort de perturbation.

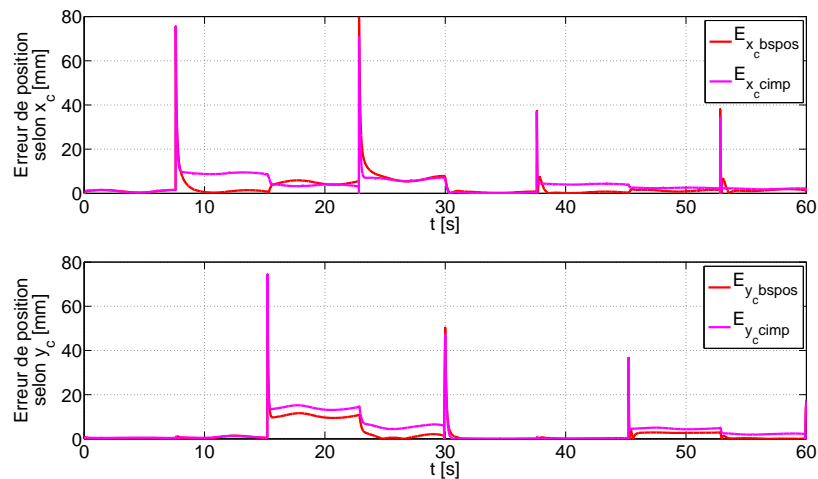


FIGURE 5.16 – Erreur de position en coordonnées cartésiennes

Cette simulation permet de justifier l'intérêt de la commande développée au chapitre précédent. En effet, on constate qu'en simulation les résultats sont meilleurs que celles d'une commande classiquement utilisée en robotique. Cette amélioration de précision est essentiellement due au fait que les dynamiques non-linéaires de certains phénomènes sont prises en compte dans le réglage de gains de la commande synthétisée par Backstepping, alors que la commande en impédance ne s'appuie que sur la performance de la boucle de régulation interne en effort pour la précision du réglage de raideur.

5.3.2 Comparaison des résultats expérimentaux

5.3.2.1 Suivi de trajectoire en position

Pour cet essai la trajectoire de consigne est une nouvelle fois un cercle dans le plan cartésien : $x_{cd}(t) = 0,45 + 0,04 \cos(2\pi t/6)$, $y_{cd}(t) = 0,025 + 0,04 \sin(2\pi t/6)$. Les raideurs et amortissements en boucle fermée sont fixés aux mêmes valeurs que pour la commande précédemment testée : $K_{clx} = 3000$ Ns/m, $K_{cly} = 3000$ Ns/m, $B_{cl1} = 300$ Ns/m et $B_{cl2} = 300$ Ns/m. Les figures 5.17 et 5.18 donnent respectivement l'évolution temporelle de la position de l'organe terminal et la trajectoire de ce dernier dans le repère cartésien.

En comparant les courbes obtenues pour la commande en impédance (en rose) avec celles obtenues pour la commande décrite au chapitre précédent, on note que la consigne de position du vérin 2 est globalement mieux suivie. En effet, la boucle d'asservissement ayant été synthétisée par backstepping les efforts de frottement sont également pris en compte. En effet, le réglage des gains de cette loi agissant directement sur la dynamique d'évolution de l'effort pneumatique, le phénomène de redécollage est mieux compensé.

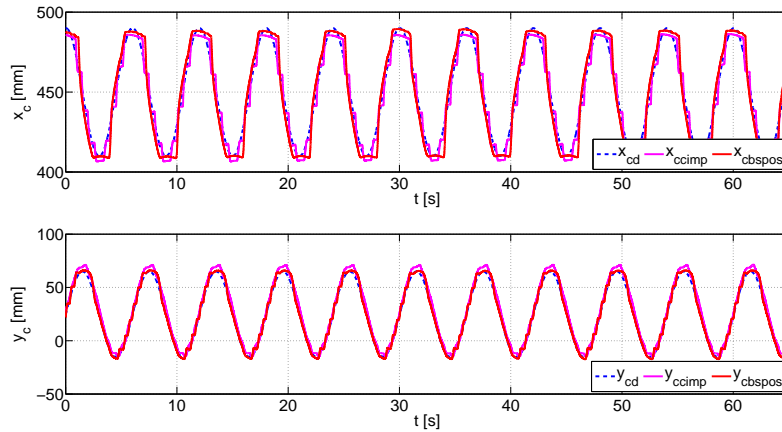


FIGURE 5.17 – Évolution temporelle des coordonnées cartésiennes

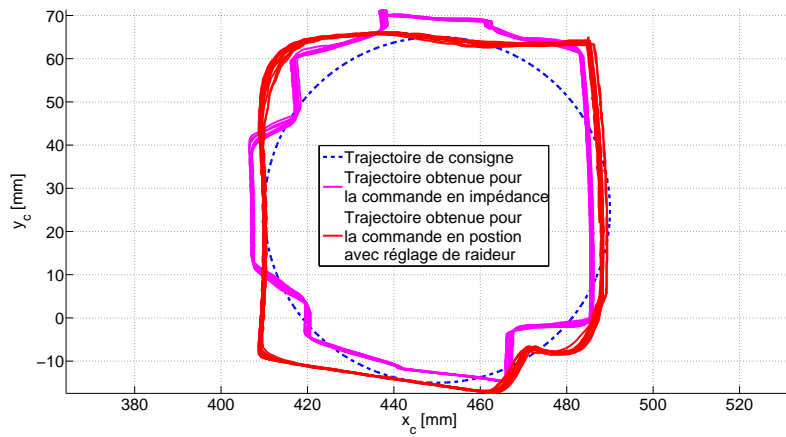


FIGURE 5.18 – Trajectoire de l'organe terminal

On notera, d'autre part, que les phénomènes d'oscillation sont également présents pour des gains de commandes élevés que ce soit pour la commande en raideur avec asservissement en effort linéaire ou non linéaire. Ce qui semble confirmer le fait que ces oscillations soient liées au manque de précision et des retards dans la mesure de position, ainsi qu'à la saturation de la tension de consigne des servodistributeurs.

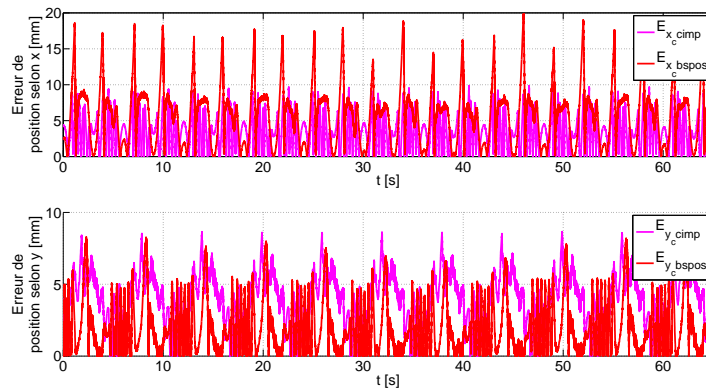


FIGURE 5.19 – Erreur absolue de position en coordonnées cartésiennes

La figure 5.19 illustre quant à elle les erreurs absolues de position en coordonnées cartésiennes. Contrairement à la loi de commande en position avec réglage de raideur, l'erreur de position selon \vec{x} ne dépasse pas le centimètre, le suivi de position est donc globalement meilleur pour la commande par indépendance avec asservissement en effort que pour la commande développée au chapitre précédent. On pourra toutefois remarquer que selon l'axe \vec{y} pour lequel les phénomènes de redécollage sont moins importants, le suivi est plus précis pour la commande en position que pour la commande en impédance.

5.3.2.2 Rejet de perturbation

Le second test pour cette loi de commande concerne le rejet de perturbation. La consigne de position est fixée à : $x_{cd}(t) = 0,335$ m et $y_{cd}(t) = 0,049$ m. Le protocole du précédent essai de rejet de perturbation est ensuite répété. Des efforts de perturbation sont donc appliqués manuellement selon les deux axes principaux du repère cartésien. Entre chaque série d'effort, les raideurs en boucle fermée sont modifiées. Ainsi $K_{clx} = K_{cly} = 3000$ N/m pour la première série d'effort, $K_{clx} = K_{cly} = 2000$ N/m pour la seconde et finalement $K_{clx} = K_{cly} = 1000$ N/m pour la dernière. Les modifications de raideur en boucle fermée et les efforts de perturbations appliquées sont représentés sur la figure 5.20.

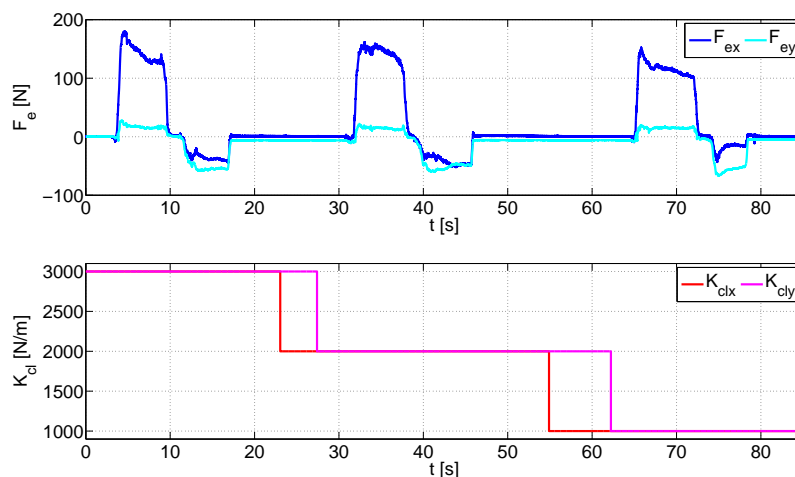


FIGURE 5.20 – Évolution temporelle des efforts de perturbation et des raideurs en boucle fermée

Les évolutions temporelles des coordonnées articulaires et cartésiennes sont illustrées sur les figures 5.21 et 5.22 respectivement. Comme pour les essais de rejet de perturbation précédents les courbes y_{1k} , y_{2k} , x_{ck} et y_{ck} représentent les trajectoires attendues de y_1 , y_2 , x_c et y_c . On remarque sur ces figures que pour cette commande également, la diminution de la raideur entraîne une erreur de position plus importante même si ce phénomène est moins marqué que pour la commande précédente. D'autre part la dynamique de convergence de l'effort pneumatique étant plus rapide, le pic présent à l'établissement de l'effort de perturbation sur le vérin 1 (*cf.* figure 5.9) ne sont pas présents.

Le tableau 5.2 permet de comparer les résultats de réglage de raideur entre la commande en position avec réglage de raideur et la commande en impédance avec asservissement en effort par backstepping.

Après analyse des résultats, il s'avère que la loi de commande en impédance permet un meilleur réglage de la raideur en boucle fermée que la loi de commande testée précédemment. En effet, si les erreurs relatives maximales de réglage en raideur sont du même ordre de grandeur, en moyenne

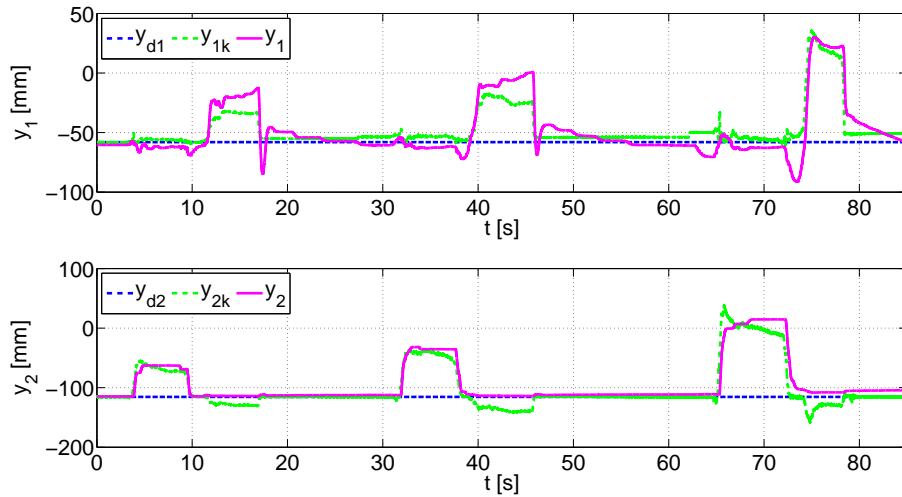


FIGURE 5.21 – Évolution temporelle des coordonnées articulaires

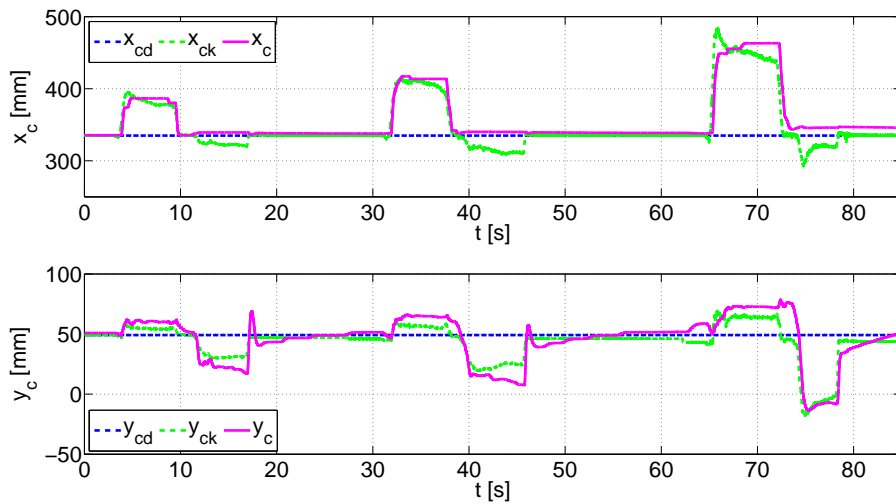


FIGURE 5.22 – Évolution temporelle des coordonnées cartésiennes

TABEAU 5.2 – Erreur de raideur en boucle fermée

		Commande en impédance			Commande position avec réglage de raideur					
		K_{cly} [N/m]	1000	2000	3000	K_{cly} [N/m]	1000	2000	3000	
Directions de la perturbation	↓	Δy_c [mm]	-59,24	-36,94	-29,24	Δy_c [mm]	-78,5	-46,6	-37,6	
		F_{ey} [N]	-56	-52	-57	F_{ey} [N]	-60	-79,8	-79,1	
		K_{clym} [N/m]	935	1408	1949	K_{clym} [N/m]	765	1711	2103	
		$E_{K_{cly}}$ [%]	-6,51	-29,62	-35,02	$E_{K_{cly}}$ [%]	-23,52	-14,45	-29,91	
		→	K_{clx} [N/m]	1000	2000	3000	K_{clx} [N/m]	1000	2000	3000
			Δx_c [mm]	124,8	75,8	51	Δx_c [mm]	100,5	68,4	48,9
F_{ex} [N]	118		147	137	F_{ex} [N]	67	104	94		
K_{clxm} [N/m]	946		1939	2686	K_{clxm} [N/m]	667	1520	1922		
$E_{K_{clx}}$ [%]	-5,45		-3,03	-10,46	$E_{K_{clx}}$ [%]	-33,3	-24	-35,9		

l'erreur relative pour la commande en impédance est 15% en dessous de la valeur de raideur désirée (soit 12 points de mieux que la commande en position avec réglage en raideur). En revanche, le réglage de l'amortissement en boucle fermée ne fonctionne pas particulièrement mieux que pour l'autre loi commande. Les problèmes liés à la dérivation de la mesure de position s'appliquant pour cette commande également, le réglage de l'amortissement en boucle fermée n'est pas concluant.

Finalement, la figure 5.23 présente les tensions de commandes appliquées aux servo-distributeurs durant l'essai de rejet de perturbation. Après comparaison avec la figure 5.11, on remarque clairement que les oscillations de ces tensions sont nettement plus faibles. D'autre part, même lors de l'application d'un effort de perturbation, les commandes ne saturent plus. Ces deux remarques sont plutôt positives pour la loi de commande en impédance. En effet, la baisse des oscillations ralentit le vieillissement des servo-distributeurs, alors que la disparition des saturations laisse présager une meilleure stabilité de la commande.

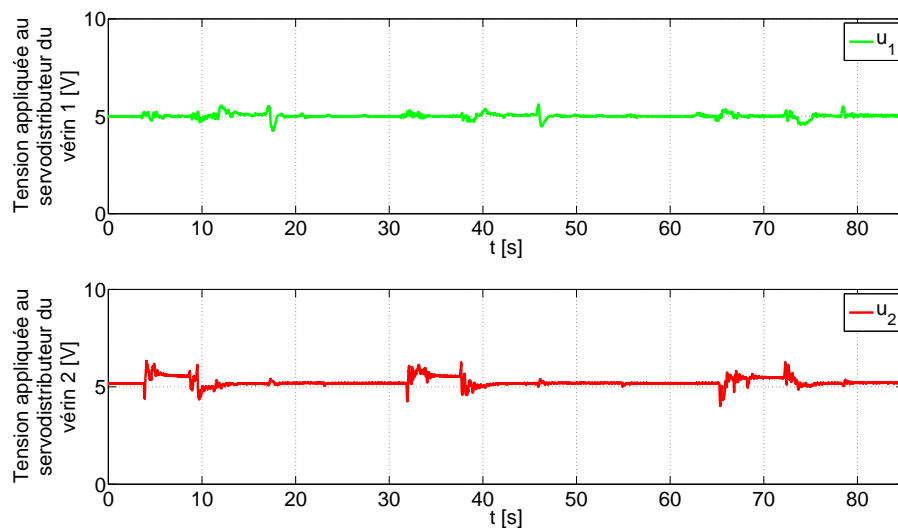


FIGURE 5.23 – Tension de consignes des servo-distributeurs

5.3.3 Bilan de comparaison

Malgré des résultats de simulation prometteurs, l'ensemble des essais effectués pour comparer la loi de commande en position avec réglage de raideur en boucle fermée et la loi de commande en impédance avec un asservissement en effort par backstepping montre que la seconde loi de commande est meilleure pour une utilisation sur le prototype du BirthSIM actuel. De prime abord, le suivi de position est plus précis pour la loi de commande en impédance que pour la loi de commande développée au chapitre précédent. En effet, les erreurs de position en coordonnées cartésiennes restent inférieures au centimètre.

D'autre part, sur les valeurs de réglage présentées, 1000 N/m, 2000 N/m et 3000 N/m couvrant la majorité de la plage de réglage pour laquelle le système est stable, la loi de commande en impédance est également meilleure que l'asservissement en position. Les travaux publiés par Zhu et Barth [Zhu et Barth, 2005] sur une commande en impédance avec un asservissement en effort obtenu par sliding mode pour un vérin dont les dimensions sont du même ordre de grandeur et utilisant les mêmes servo-distributeurs, montrent que les plages de variation de raideur sont les mêmes à savoir K_{cl} variant de

800 N/m à 3200 N/m.

Enfin, la commande en raideur est également plus stable et moins sensible aux variations de gains, ce qui rend son réglage plus aisé. L'ensemble de ces remarques ne concerne que l'utilisation de ces lois de commande sur le prototype du BirthSIM. Ainsi, certaines améliorations sur le prototype pourraient certainement améliorer les performances de la loi de commande en position avec réglage de raideur. Ces améliorations seront abordées dans la section 5.6. D'autre part, il se peut également que les performances de cette loi de commande soient meilleures sur un système différent. Par exemple, il semble que les systèmes dont les inerties mises en jeu sont plus importantes soient moins sujets aux problèmes d'instabilités de commande [Abry, 2013]. D'autre part, une comparaison de ces lois de commande réalisée sur un système à 1 DDL avec un vérin à faibles frottements secs montre que la précision du suivi de position est meilleure avec la loi de commande en position avec réglage de raideur que pour la commande en impédance [Herzig *et al.*, 2016a].

Pour conclure, les essais étant plus proches du comportement souhaité avec la commande en impédance, c'est cette dernière qui a été implémentée sur le simulateur BirthSIM pour les tests avec les praticiens et le couplage avec la simulation.

5.4 La nouvelle interface du BirthSIM dans le projet SAGA

5.4.1 Couplage avec la simulation d'accouchement

Le couplage entre une interface haptique et la simulation numérique se fait généralement à l'aide d'un accouplement virtuel. En effet, les interfaces haptiques et les simulations nécessitent généralement des consignes en effort. Ainsi, cet élément de couplage permet, à partir de la différence entre la position de l'organe terminal de l'interface haptique et la position de l'objet virtuel correspondant dans la simulation, de calculer les consignes d'effort pour la simulation et le robot. La figure 5.24 illustre le principe de couplage entre une interface haptique et une simulation numérique. L'élément de couplage virtuel peut être réglé afin d'affiner le rendu haptique [Salisbury *et al.*, 2004] [Vlachos et Papadopoulos, 2006]. Il est généralement considéré que l'utilisateur impose une position de consigne à l'interface haptique qui génère un effort en retour à l'utilisateur. Toutefois il est possible d'envisager que l'utilisateur impose un effort et que l'interface se déplace en fonction [Herrera, 2006], c'est notamment le cas du BirthSIM.

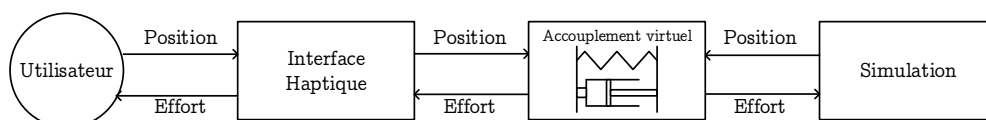


FIGURE 5.24 – Couplage classique entre interface haptique et simulation numérique

D'autre part, Peterlík *et al.* ont étendu la notion d'accouplement virtuel en proposant un « mécanisme compliant » qui permet de mieux prendre en compte les différences de temps de rafraîchissement entre la commande de l'interface haptique et de la simulation [Peterlik *et al.*, 2011]. En effet, les simulations intégrant un grand nombre d'objets ou des objets dont la déformation est importante nécessitent souvent un temps de calcul important. Le temps de rafraîchissement des simulations est

donc de l'ordre de la dizaine de hertz. En revanche, les interfaces haptiques nécessitent des fréquences de rafraîchissement de commande élevées de l'ordre du kilohertz, pour pouvoir conserver la stabilité du système (la stabilité de la loi commande de l'interface haptique n'étant assurée que si la fréquence de rafraîchissement de cette loi de commande est supérieure à la dynamique des composants qu'elle vise à contrôler) et également assurer un rendu haptique réaliste. Pour l'accouplement proposé par Peterlík *et al.*, il est proposé de rafraîchir la raideur et l'amortissement de l'accouplement en calculant une compliance équivalente à partir de la simulation.

Une partie de l'originalité du projet SAGA est d'avoir introduit l'accouplement virtuel directement dans les lois de commande développées pour le BirthSIM. En effet, l'accouplement virtuel est remplacé par les raideurs et amortissements en boucle fermée de la commande, permettant ainsi un écart entre la position de la tête fœtale du BirthSIM et la position du crâne du fœtus virtuel de la simulation. D'autre part, en reprenant le concept de « mécanisme compliant », la simulation peut également fournir les consignes de réglage de raideur et d'amortissement. La figure 5.25 présente le principe de couplage du BirthSIM.

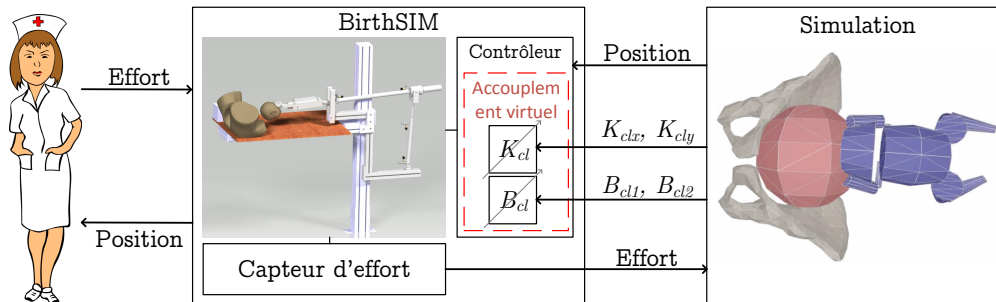


FIGURE 5.25 – Couplage entre interface haptique et simulation numérique BirthSIM

Du point de vue physique, la communication entre le BirthSIM contrôlé par la carte dSPACE et l'ordinateur réalisant les calculs de simulation a été réalisée par liaison série RS232. La loi de commande du BirthSIM est rafraîchie à 1 kHz, la simulation quant à elle est à pas variable avec un temps de calcul moyen de l'ordre de 100 ms, il a donc été choisi de procéder à un échange de données à une fréquence de 100 Hz afin de s'assurer que l'effort mesuré par l'interface haptique soit bien actualisé entre deux pas de simulation. Enfin, pour alléger les calculs effectués par la simulation, les raideurs et amortissements ne sont pas calculés à partir du modèle mécanique de l'accouchement, mais estimés en fonction de l'intensité des contractions modélisées dans la simulation.

5.4.2 Les scénarios

L'étude du Laboratoire des Sciences de l'Éducation (LSE) a permis de définir de nombreux scénarios d'accouchement. À partir de la littérature et des retours d'expérience de praticiens, le LSE a dégagé différentes trajectoires classiques pouvant servir de consigne au BirthSIM dans les cas où la simulation numérique de l'accouchement ne serait pas nécessaire. Les tables 5.3 et 5.4 donnent des exemples de trajectoires.

On notera que pour les orientations de la présentation de la face, la tête n'étant pas bien fléchie, l'occiput n'est pas accessible au toucher vaginal, c'est pourquoi les orientations sont repérées par

TABLEAU 5.3 – Descente fœtale présentation du sommet avec grande rotation [Mothes et Vadcard, 2015]

Hauteur	Flexion	Orientation		Asynclitisme
-5	Sommet mal fléchi	OIGP ou OIGT	OIDP ou OIDT	Toute valeur
-4				
-3				
-2				
-1				
0	OIGP	OIDP	Synclite ou Asynclitisme postérieur	
1	Sommet mal fléchi puis éventuellement sommet bien fléchi	OIGP puis OIGT	OIDP puis OIDT	Synclite
2				
3		puis OP	puis OP	
4				
5	OP	OP		

TABLEAU 5.4 – Descente fœtale présentation de la face [Mothes et Vadcard, 2015]

Hauteur	Flexion	Orientation		Asynclitisme
-5	Sommet mal fléchi ou partiellement défléchi (bregma) ou totalement défléchi	MIGP ou MIGT ou MIGA	MIDP ou MIDT ou MIDA	Toute valeur
-4				
-3				
-2				
-1	Totalement défléchi	MIGT	MIDT	Autre que synclite
0		MIGT puis MP	MIDT puis MP	
1				
2	La tête se fléchi progressivement	MP	MP	Toute valeur
3				
4				
5				
6				

rapport au menton (MIGP, MIDP, *etc.*). De plus, pour définir une trajectoire de consigne pour le BirthSIM, il est nécessaire de convertir ces informations qualitatives en données quantitatives.

D'autre part, les travaux du LSE ont permis de dégager différents niveaux de difficulté pour les extractions instrumentales [Mothes et Vadcard, 2014]. Le tableau 5.5 récapitule les niveaux de difficulté en fonction des conditions dans lesquelles l'exercice est réalisé.

À partir de ces travaux, les exercices suivants ont été mis au point pour la nouvelle version du BirthSIM :

- le toucher vaginal
- l'accouchement eutocique
- l'accouchement instrumenté

L'exercice concernant le toucher vaginal consiste à mettre en position la tête fœtale à des position et orientation définies par l'examineur ou l'apprenant. Ce dernier procède ensuite au diagnostic afin de déterminer la configuration dans laquelle se trouve la tête. Dans le cadre de l'accouchement

TABLEAU 5.5 – Niveau de difficulté d'extraction [Mothes et Vadcard, 2014]

Composante du geste d'extraction	Niveau de difficulté
Préhension	Facile : en OP ou MP Moyen : en OIGA, MIGA, OIDA ou MIDA Difficile : en OS, OIDP, OIGP, OIDT, OIGT
Direction de l'axe de traction	Facile : Peu de variation = Tête fœtale en position basse Moyen : Variation nécessaire = Tête fœtale en position moyenne Difficile : Grande variation nécessaire = Tête fœtale en position haute
Intensité de la FEI fourni par le praticien	Facile : < 75 N Moyen : de 75 N à 150 N Difficile : de 150 N à 225 N Impossible : > 225 N

eutocique, l'utilisateur n'interagit pas directement avec le BirthSIM. En effet, cet exercice a pour vocation d'illustrer le déplacement de la tête fœtale dans le cas où l'extraction instrumentale n'est pas nécessaire. Ce scénario permet à l'apprenant de mieux comprendre le déplacement du fœtus dans le bassin maternel, mais également de l'intérêt de synchroniser la FEA et la FEV.

Dans le cadre des exercices d'accouchement instrumentés, il est cette fois nécessaire que l'utilisateur intervienne directement sur l'interface haptique. En effet, cette fois-ci l'accouchement simulé ne peut se passer de l'intervention du praticien, l'utilisateur devra donc placer les instruments et accompagner la tête fœtale dans la descente. Quatre niveaux de difficulté sont proposés en fonction des difficultés recensées dans le tableau 5.5. L'objectif du scénario le plus facile est essentiellement d'apprendre à placer les outils d'extraction, ainsi que la direction des efforts à appliquer pour extraire le fœtus. Le niveau de difficulté moyen permet quant à lui de mieux comprendre l'intérêt de la double synchronisation entre les forces mises en jeu (FEA, FEV et FEI). Finalement, les niveaux de difficulté difficile et impossible ont pour objectifs d'apprendre à l'utilisateur à cerner les efforts maximaux applicables à un fœtus dans le cadre d'une extraction instrumentale.

Enfin, les différents capteurs installés sur le BirthSIM permettront de mettre en place une évaluation des gestes médicaux. L'analyse et l'évaluation du geste médical n'ont pas été traitées au cours des travaux présentés dans ce manuscrit, mais ont fait l'objet de travaux au sein du laboratoire Ampère [Cifuentes, 2015]. Ces travaux ont notamment permis de mettre au point une technique permettant l'évaluation de la courbure d'un geste en s'affranchissant de l'aspect temporel en utilisant le calcul de longueur d'arc [Cifuentes *et al.*, 2013]. Afin de proposer une évaluation du geste, des trajectoires et relevés de mesures de personnes expertes sont nécessaires. La section suivante concerne, ainsi, les essais et validations effectués à l'aide de praticiens expérimentés.

5.5 Tests avec les praticiens

5.5.1 Accouchement eutocique

Afin de valider l'architecture 4 DDL du BirthSIM, deux essais d'accouchement eutociques ont été proposés. Le premier est un essai en couplage avec la simulation numérique d'accouchement. Cet essai

a pour vocation de valider à la fois le comportement de l'interface haptique, mais également celui de la simulation. La simulation numérique fonctionnant pour le moment avec un modèle de bassin ne comportant pas l'ensemble des tissus mous et un modèle de tête fœtale relativement simplifié, les rotations de la tête ne sont pas tout à fait respectées. C'est pourquoi la trajectoire et les rotations du second essai ont été construites à partir du tableau 5.3 décrivant la descente fœtale avec une présentation du sommet et une grande rotation intra-pelvienne. L'actionneur permettant de simuler la flexion ne pouvant être monté sur le prototype pour les raisons évoquées précédemment (*cf.* 5.2.1), cette dernière est rejouée sur l'actionneur non assemblé.

La figure 5.26 présente le rendu visuel obtenu par le modèle numérique d'accouchement à des instants différents de la simulation. La simulation ne comportant pour l'instant pas les tissus mous du plancher pelvien, les rotations et le comportement de la descente fœtale ne sont pas tout à fait respectés. En revanche les translations de la tête dans le bassin maternel ont été validées.

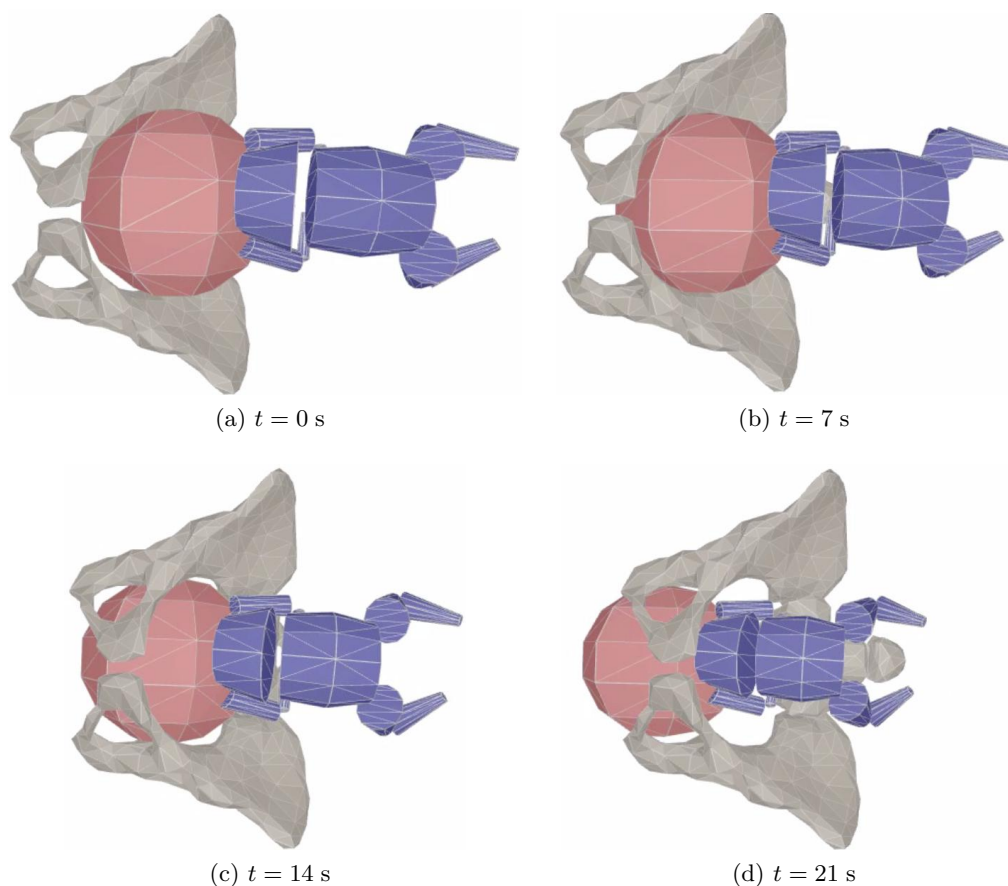


FIGURE 5.26 – Rendu visuel calculé par le modèle numérique

Afin d'exploiter au mieux les capacités de la nouvelle version du BirthSIM, le second test incluant une grande rotation intrapelvienne a été réalisé. Ainsi, les figures 5.27 à 5.29 donnent les évolutions temporelles des positions et de la rotation de la tête fœtale lors de l'essai pour lequel la trajectoire de consigne a été construite à partir de la table 5.3. La figure 5.30 montre la trajectoire suivie par la tête fœtale dans le plan sagittal du bassin maternel. Enfin la figure 5.31 illustre l'évolution temporelle des efforts d'expulsion simulés.

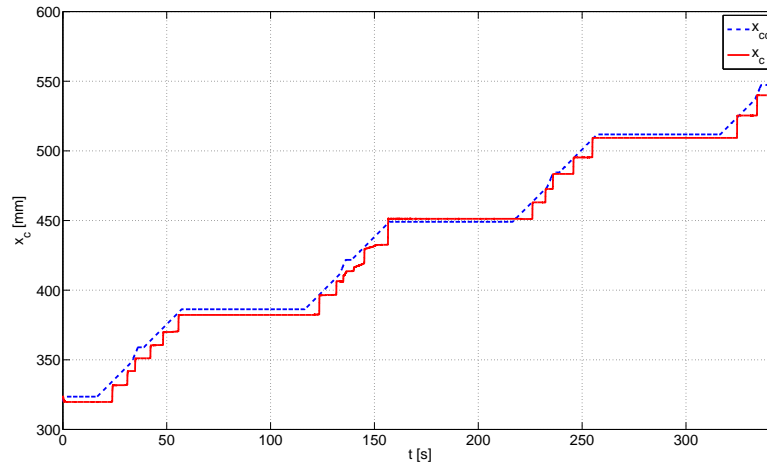


FIGURE 5.27 – Évolution temporelle de la position de la tête fœtale selon x_c

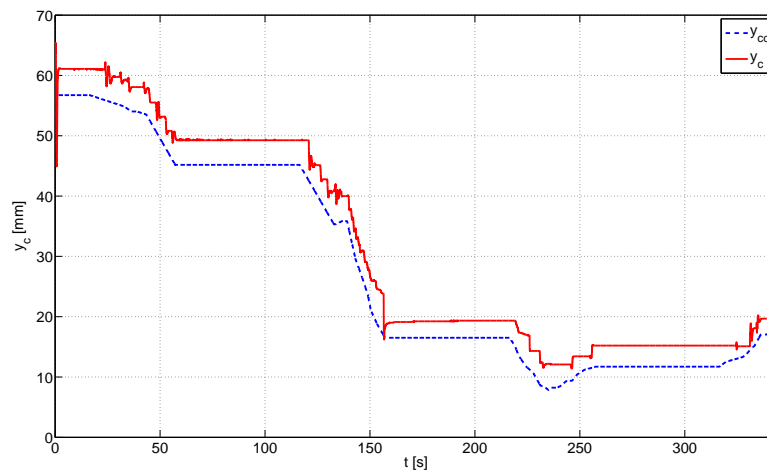


FIGURE 5.28 – Évolution temporelle de la position de la tête fœtale selon y_c

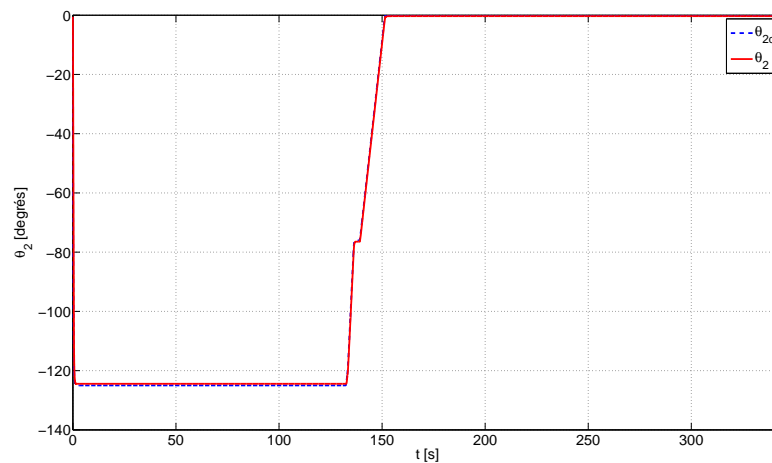


FIGURE 5.29 – Évolution temporelle de la rotation intrapelvienne de la tête fœtale

Pour ce second essai, la consigne de position selon \vec{x} est calculée de la manière suivante :

$$\begin{cases} x_{cd}(t + T_e) = x_{cd}(t) & , \text{ si } \Sigma FE < \text{seuil de résistance} \\ x_{cd}(t + T_e) = x_{cd}(t) + v_a T_e & , \text{ si } \Sigma FE > \text{seuil de résistance} \end{cases} \quad (5.1)$$

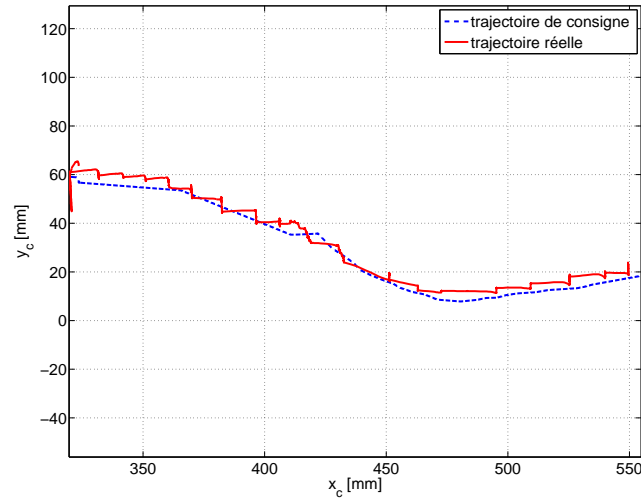


FIGURE 5.30 – Trajectoire de la tête fœtale dans le plan sagittal

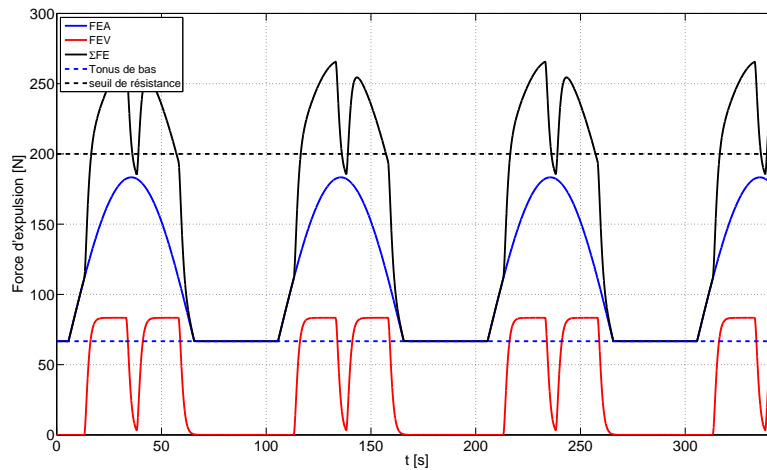


FIGURE 5.31 – Évolution temporelle des efforts d'expulsion

avec T_e la période d'échantillonnage de la commande, $v_a = 1,5 \text{ mm/s}$ la vitesse de descente. Les consignes y_{cd} et θ_{2d} sont quant elles reconstruites à partir de la consigne x_{cd} pour pouvoir respecter la trajectoire décrite dans la table 5.3. On notera que la fréquence et l'intensité des contractions, ainsi que les vitesses de descente ont volontairement été augmentées dans le but d'accélérer la simulation d'accouchement. En effet, la phase de descente dure en moyenne 90 minutes pour la primipare et 30 minutes pour la multipare avec 4 contractions par 10 minutes dans les deux cas. Dans le cadre de l'accouchement simulé, la descente est réalisée en seulement quatre contractions et environ 400 secondes.

Les praticiens ont pu valider les trajectoires de la tête fœtale dans le cadre des deux essais présentés dans cette section et les rotations seulement pour le second essai. Le fait que la nouvelle version du BirthSIM intègre la rotation intrapelvienne et les déplacements de la tête fœtale selon l'axe antéro-postérieur du bassin maternel permet de simuler de manière plus fine le comportement du fœtus au cours de la descente que sur les précédentes versions. Il reste toutefois le problème de l'avance par à-coups particulièrement marqué selon l'axe \vec{x} à régler. En effet, on peut voir la figure 5.27 que les

échelons les plus importants sont de l'ordre de 15 mm ce qui est trop élevé d'après les praticiens. Pour rappel, ces à-coups sont dus au phénomène de redécollage et amplifiés par la flexion de la tige du vérin. Les axes d'amélioration pour pallier ce problème sont proposés dans la section 5.6.

5.5.2 Accouchement instrumenté

Il s'agit cette fois-ci de valider et régler l'interface haptique pour les cas d'accouchement nécessitant une extraction instrumentale. Ainsi, nous chercherons à déterminer les réglages de raideur adaptés à la simulation de ce type d'accouchements. Deux facteurs influent sur le réglage de raideur, de prime abord la raideur dépendra du niveau de difficulté. Nécessairement, au plus la difficulté d'extraction est élevée, au plus la raideur le sera également. D'autre part, le niveau de contraction influe également sur l'évolution de la raideur. Ainsi, pour une intensité élevée de contraction, la raideur est réduite, facilitant ainsi le déplacement et inversement pour une intensité faible de contraction.

La figure 5.32 montre les mesures réalisées lors d'un essai d'extraction instrumental moyen. Le tableau 5.6 quant à lui présente les variations de raideur en fonction de la difficulté d'extraction.

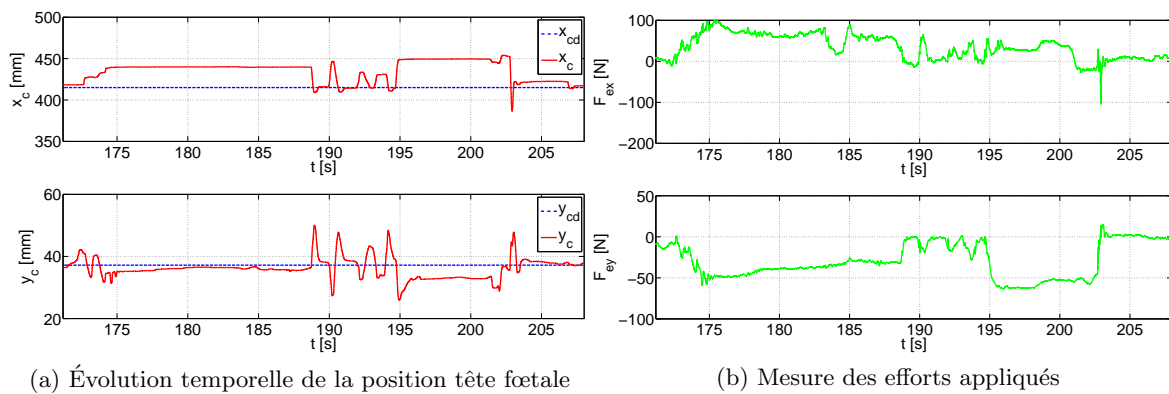


FIGURE 5.32 – Mesures réalisées dans le cadre d'un accouchement instrumenté de difficulté moyenne

TABLEAU 5.6 – Plage de variation de raideur en fonction de la difficulté d'extraction

Difficulté	Raideur minimale [N/m]	Raideur maximale [N/m]
Facile	1500	2000
Moyenne	2000	3000
Difficile	3000	4000

Deuxièmement la littérature étant relativement peu fournie en termes de mesures des couples appliqués à la tête fœtale lors d'une extraction par forceps, un test a été mis en place dans le but de déterminer les moments maximaux appliqués à la tête en flexion et en rotation au cours d'une extraction instrumentale. La figure 5.33 illustre l'essai réalisé pour déterminer le couple maximal appliqué pour accompagner la tête dans sa rotation lors d'un passage d'une orientation postérieure vers une orientation Occipito Pubienne (OP).

Après répétition de cet essai pour différentes positions et variétés de présentation, le couple maximal moyen est de l'ordre de 2 Nm soit trois fois moins que ce qui est annoncé par Allen *et al.* [Allen *et al.*,

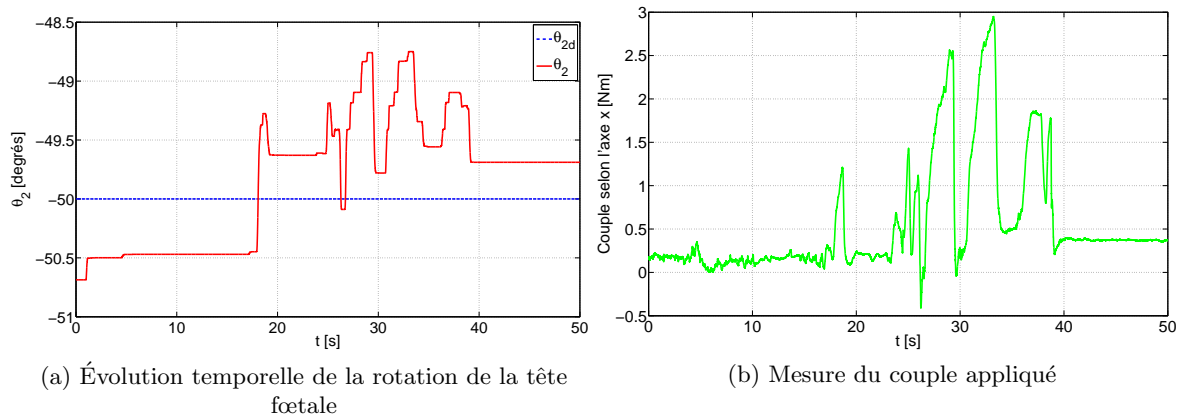


FIGURE 5.33 – Mesure du couple maximal appliqué pour accompagner la rotation intrapelvienne

1995]. Cet essai n'a été réalisé qu'avec un seul obstétricien expérimenté et il serait intéressant de le confirmer avec d'autres experts.

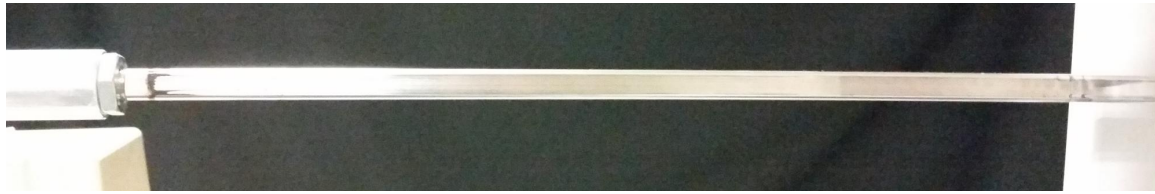
5.6 Axes d'amélioration et perspectives

Les différents essais expérimentaux réalisés au cours de ce chapitre ont permis de dégager des axes d'amélioration pour les versions futures du simulateur. En effet, une nouvelle phase de conception est nécessaire afin de corriger les quelques faiblesses du prototype présenté dans ce manuscrit.

La première faiblesse concerne le vérin horizontal permettant la descente de la tête fœtale le long du canal pelvien. En effet, la flexion de la tige de ce vérin est problématique sur plusieurs aspects. Le premier est que la flexion trop importante lors d'un chargement radial empêche l'assemblage du mécanisme permettant le quatrième DDL (permettant la flexion de la tête). Deuxièmement, la flexion de la tige augmente considérablement les efforts de frottements ce qui dégrade d'une part les performances des lois de commande, car les modèles de frottement pris en compte ne tiennent pas compte des variations de paramètres. D'autre part, ces frottements peuvent s'avérer si élevés (en cas de flexion importante) qu'ils provoquent l'arc-boutement de la tige et du piston dans le cylindre. La figure 5.34 montre la flexion que peut subir la tige en cas de chargement important en bout de tige.

Pour pallier ce problème, deux solutions ont été envisagées, la première consiste à remplacer le vérin utilisé par un autre vérin dont la tige serait plus raide ou un vérin double tige. La seconde solution consisterait à employer une glissière en parallèle du vérin ce qui réduirait les efforts radiaux subis par la tige. Ces deux solutions ont été envisagées, mais l'étude réalisée n'est à l'heure actuelle pas suffisamment complète pour privilégier une solution par rapport à une autre. Dans les deux cas, la reconception de plusieurs pièces mécaniques est nécessaire pour pouvoir intégrer cette nouvelle solution, c'est pourquoi cette modification n'a pas été réalisée durant les travaux présentés dans ce manuscrit.

Un second axe d'amélioration concerne le capteur de position 6 axes. En effet, s'il semble indispensable pour la mesure des positions et orientations des instruments d'extraction, il n'est pas adapté pour les mesures de position liées à la commande. La précision insuffisante de ces capteurs et la faible fréquence de rafraîchissement de la mesure impactent grandement les performances des lois de com-



(a) Tige droite



(b) Tige fléchie par un effort exercé sur la tête foetale

FIGURE 5.34 – Flexion de la tige du vérin horizontal du BirthSIM en cas de chargement important en bout de tige

mandes. De plus le manque de précision affecte le calcul des positions en coordonnées articulaires. D'autre part, l'utilisation d'un capteur de position 6 axes magnétique pour la commande pose également un problème de robustesse et de sécurité. En effet, ces capteurs étant fortement perturbés par un environnement métallique, l'utilisation d'objet métallique dans la zone d'action de la base émettrice peut altérer la mesure et ainsi induire des déplacements indésirables des actionneurs.

La solution proposée pour réduire les risques et améliorer les performances consiste à ajouter des capteurs de positions articulaires. Cet ajout concerne particulièrement les deux translations actionnées par les vérins pneumatiques, car les actionneurs électriques sont, eux, déjà équipés de capteurs. Une fois encore, l'intégration de ces capteurs sur les vérins pneumatiques nécessitait une phase de conception mécanique, qui n'a pas été réalisée au profit des travaux de recherche.

Enfin, les actionneurs électriques permettant les deux rotations de la tête foetale ont été dimensionnés de manière à pouvoir fournir 7 Nm. Or les tests préliminaires effectués dans le cadre de ce manuscrit semblent montrer que les couples maximaux appliqués à la tête lors d'une extraction instrumentée est de l'ordre de 2 Nm. Si ces valeurs se confirment après d'autres essais, il serait intéressant de redimensionner les deux actionneurs électriques afin de réduire l'encombrement, mais également la masse de l'organe terminal.

Même s'il reste certains points à améliorer, la version actuelle du BirthSIM n'en reste pas moins opérationnelle et peut permettre de réaliser certains exercices d'accouchement. Le prototype du BirthSIM peut également être employé afin d'expérimenter de nouvelles lois de commande sur un robot pneumatique multi-axe. En effet, les travaux présentés dans ce manuscrit traitent essentiellement de lois de commandes synthétisées par la méthode du backstepping, mais d'autres commandes non linéaires pour actionneurs pneumatiques n'ont pas encore été expérimentées sur des systèmes pneumatiques à plusieurs degrés de liberté.

5.7 Conclusion

Dans ce chapitre, les différents résultats obtenus et essais expérimentaux réalisés sur le BirthSIM ont été présentés. Ainsi, deux lois de commande permettant le suivi de position et le réglage de raideur en boucle fermée ont été implémentées sur l'interface haptique : une loi de commande en position synthétisée par backstepping avec un réglage de gain permettant le réglage en raideur et une commande par impédance intégrant un contrôle en effort obtenu par backstepping. Les résultats de ces tests semblent montrer que dans le cadre du robot présenté dans ce manuscrit, les performances de la commande par impédance sont meilleures que celles de l'asservissement en position.

Dans un second temps, l'intégration du simulateur d'accouchement dans le projet SAGA a été présentée. Ainsi, le couplage entre le BirthSIM et le modèle numérique d'accouchement et une partie des scénarios ont été présentés. Le BirthSIM a ensuite été testé par des praticiens expérimentés. Ces essais ont permis à la fois de procéder aux derniers réglages du prototype, mais également de mieux estimer les efforts appliqués à la tête fœtale au cours d'une extraction instrumentale.

Enfin, les principaux axes d'amélioration à effectuer sur le prototype ont été évoqués en vue du développement de la prochaine version du BirthSIM. Ces améliorations concernent essentiellement le remplacement de certains composants et une étude de conception visant à intégrer ces derniers.

Conclusion générale

Dans ce manuscrit, les travaux effectués pour l'amélioration du simulateur d'accouchement BirthSIM ont été présentés. Ce simulateur constitue un outil pour la formation et l'apprentissage du geste clinique en gynécologie obstétricale. Après avoir expliqué les principaux phénomènes intervenant au cours de l'accouchement et passé en revue les différents simulateurs d'accouchement existants, nous avons dégagé deux axes principaux d'amélioration à apporter à l'ancienne version du BirthSIM. Le premier axe concerne l'augmentation du nombre de degrés de liberté pilotés de l'interface. Ainsi, l'ancienne version ne disposait que d'un seul DDL piloté, la nouvelle en propose quant à elle quatre. Ces quatre DDL permettent de simuler les deux translations de la tête fœtale dans le plan sagittal du bassin maternel, ainsi que la rotation intrapelvienne et la flexion au cours de la descente. Le second axe d'amélioration, plus largement traité dans le cadre de cette thèse, concerne la synthèse d'une loi de commande permettant d'améliorer le rendu haptique du simulateur.

Pour l'amélioration du rendu haptique du BirthSIM, il a été décidé d'implémenter des lois de commande permettant le suivi d'une trajectoire en position, mais également le réglage de la raideur en boucle fermée du système. En effet, l'asservissement en position permet de prime abord de suivre une consigne en position, soit générée par la simulation numérique d'un accouchement, soit obtenue à partir d'une trajectoire de descente fœtale prédéfinie. Le réglage de la raideur permet quant à lui de reproduire les variations de raideur des muscles pelviens au cours d'une contraction. Si les lois de commande compliantes en robotique ont largement été étudiées, ce type de lois de commande n'a que très peu été développé pour des robots comportant des actionneurs pneumatiques. Ces derniers ayant un comportement fortement non-linéaire à cause de la compressibilité du fluide et des frottements entre le piston et la chambre, il est nécessaire de développer des lois de commande non-linéaires. Les travaux présentés se sont donc essentiellement focalisés sur une synthèse de loi de commande non linéaire permettant l'asservissement en position avec une stratégie de réglage de gains menant à un réglage de la raideur en boucle fermée du système.

La synthèse de loi de commande proposée est obtenue par la méthode du backstepping. Cette méthode nécessite l'obtention du modèle du système sous une forme appelée *strict-feedback*. Pour écrire le modèle du BirthSIM sous cette forme des simplifications de modèle, ainsi que des changements de variables ont été employés. On notera en particulier le changement de variable proposé par Abry *et al.* : la transformée A-T. L'utilisation de cette transformée permet notamment d'introduire les notions d'effort et de raideur pneumatiques. La synthèse de loi de commande initialement proposée permet d'obtenir une commande assurant le suivi de trajectoire en position, mais également en raideur pneumatique du système. Toutefois, la raideur pneumatique ne traduisant pas le comportement du système face à une perturbation, contrairement à la raideur en boucle fermée, nous avons proposé une adaptation du contrôleur permettant de réduire le nombre de servo-distributeurs nécessaires tout en gardant le contrôle de la position et de la raideur en boucle fermée.

L'étude en simulation du comportement de la loi développée dans ce manuscrit a permis de mettre en exergue les premières limites de cette commande. Ainsi, deux points d'amélioration ont été évoqués. Le premier concerne la compensation des efforts de pesanteur sur le vérin horizontal. En effet, les diverses simplifications réalisées pour l'obtention du modèle de commande du BirthSIM ont amené

à négliger ces termes. Pour gagner en précision, il serait intéressant d'introduire dans la commande un terme venant compenser ces efforts. Le second point limitant est lié au passage de la raideur en boucle fermée articulaire à la raideur en boucle fermée cartésienne. La transformation employée pour ce passage est relativement classique, mais n'est pas précise. D'autres transformations plus précises permettant le passage d'un repère à l'autre existent, mais la plupart nécessitent une mesure de l'effort extérieur appliqué.

Les performances de la loi de commande en position avec réglage de raideur ont été testées expérimentalement sur la nouvelle version du BirthSIM. Ces performances ont été comparées à celles d'une autre loi de commande : la commande en impédance sans retour d'effort. Cette seconde loi commande, plus classique en robotique, est basée sur deux boucles imbriquées. La première boucle est une boucle permettant d'asservir les actionneurs pneumatiques en effort. Cette boucle a également été obtenue par synthèse avec la méthode du backstepping. La seconde boucle permet quant à elle de générer une consigne d'effort en fonction d'une raideur et d'un amortissement en boucle fermée désirés. Après comparaison des stratégies de commande, la commande en impédance semble fournir de meilleurs résultats. En effet, la commande en impédance est à la fois plus précise en suivi de position et en réglage de raideur que la loi de commande en position synthétisée par backstepping. Si ce résultat est vrai pour le BirthSIM, ce n'est en revanche pas le cas pour d'autres systèmes. En effet, une étude réalisée récemment sur un autre système pneumatique a montré que sur ce dernier, la commande en impédance est plus précise pour le réglage de raideur. En revanche c'est la commande largement étudiée dans ce manuscrit qui fournit les meilleurs résultats pour le suivi de position [Herzig *et al.*, 2016a]. Deux facteurs principaux nuisent aux performances de la loi de commande en position avec réglage de raideur. Le premier est dû aux fortes variations des frottements secs au niveau du vérin horizontal. Ce dernier étant chargé radialement, la flexion de la tige a tendance à augmenter les frottements et amplifier le phénomène de redécollage du vérin. Le second facteur impactant les performances de la loi de commande est l'utilisation d'un capteur magnétique 6 axes pour mesurer la position de la tête fœtale. Ce capteur n'est pas particulièrement adapté à une utilisation en commande, car d'une part il souffre de perte de précision lorsqu'il est employé dans un environnement métallique, mais d'autre part, la fréquence d'échantillonnage de la mesure est dix fois plus faible que la fréquence de rafraîchissement de la commande.

Finalement, le comportement de la nouvelle version du BirthSIM a été testé par des praticiens. Ces derniers ont validé de manière globale les améliorations effectuées depuis la précédente version, même si certains points nécessitent des améliorations. On citera notamment la suppression des à-coups sur les translations de la tête. La société HRV, partenaire dans le projet SAGA travaille actuellement sur une nouvelle version de simulateur intégrant les différents résultats des travaux présentés dans ce manuscrit en vue d'une future commercialisation. Ces travaux seront également récupérés pour le développement d'autres robots intégrant un actionnement pneumatique, par exemple le périSIM [Alès *et al.*, 2016], un simulateur d'anesthésie péridurale ou de ponction lombaire.

Plusieurs perspectives sont envisageables pour la prolongation des travaux présentés dans ce manuscrit. Ces perspectives peuvent être scindées en 3 axes. Le premier axe concerne l'utilisation de robots pneumatiques dans le domaine du médical. En effet, au-delà de l'utilisation des robots pneumatiques que l'on propose dans ce mémoire, à savoir une utilisation comme interface haptique, il est possible d'envisager l'utilisation de ce type de robot sur 2 autres applications. La première est une

utilisation pour la réalisation de prothèse robotique, la seconde serait une utilisation comme robot d'intervention en IRM. L'emploi de robots pneumatiques comme prothèse semble pertinent, car, de prime abord, ce type de robot propose un rapport poids/puissance très faible ce qui permet de les porter, deuxièmement la compliance de ces robots semble indispensable pour une utilisation comme prothèse. Pour la seconde utilisation de robots pneumatiques, l'utilisation en IRM, l'intérêt réside dans le fait qu'il est maintenant possible de développer des actionneurs pneumatiques amagnétiques. En effet, il est complexe à l'heure actuelle d'introduire des robots permettant d'opérer un patient sous imagerie IRM, car ce sont des environnements qui ne supportent pas la présence d'objet métallique. Or la plupart des robots chirurgicaux sont actionnés électriquement, ce qui impose l'emploi de matériaux métalliques, ainsi la conception d'un robot pneumatique amagnétique permettrait d'envisager des opérations réalisées dans une IRM.

Le second axe que l'on peut envisager pour prolonger les travaux présentés concerne les lois de commande en raideur sans retour d'effort. En effet, plusieurs pistes d'amélioration pour les lois de commande proposées ont été envisagées et seraient intéressantes de poursuivre. On retiendra par exemple qu'une étude récente de Sobczyk propose une commande adaptative permettant d'augmenter la robustesse aux variations de frottements [Sobczyk *et al.*, 2016], ce qui pourrait peut-être améliorer les performances des lois de commande qui subissent les erreurs de modélisation des frottements. D'autre part, Turki propose quant à elle une loi de commande hybride permettant de minimiser le phénomène de redécollage [Turki, 2010]. L'adaptation d'une partie de ces travaux aux lois de commande décrites dans ce mémoire pourrait peut-être permettre de réduire le phénomène de redécollage qui pénalise les résultats obtenus sur le BirthSIM. Pour terminer, l'amélioration du réglage de l'amortissement en boucle fermée semble être un enjeu important pour pouvoir proposer une commande, non plus en raideur, mais en impédance et ainsi augmenter les possibilités d'utilisation de ces lois de commande.

Enfin, le dernier axe concerne les perspectives pour le projet SAGA. En effet, après ces trois années de travaux, nous avons développé un simulateur permettant de l'apprentissage de gestes pour l'accouchement, mais il reste encore certain point d'amélioration ou des études qui permettrait d'améliorer les connaissances sur l'accouchement et les performances du simulateur. Le premier point concerne l'intégration des modèles de muscles pelviens et organes du bassin mou dans le modèle numérique. En effet, l'ajout de ces éléments permettrait d'envisager la génération de consignes de raideur directement à partir du modèle numérique d'accouchement. Un second point, qui a été évoqué dès la rédaction du cahier des charges, mais qui n'a pas été abordé, de par sa complexité même, est l'intégration de la mesure des pressions de contact des instruments. Ainsi, en intégrant cette mesure, il serait possible d'ajouter les déformations subies par la tête. Cela permettrait également d'améliorer l'évaluation et l'analyse du geste. Un troisième point concerne la simulation et l'apprentissage sur des modèles patients spécifiques. C'est-à-dire qu'à partir de mesure réalisée en imagerie médicale, il serait possible de proposer des scénarios adaptés à une morphologie de parturiente et de fœtus particuliers, et à plus long terme préparer un accouchement compliqué en le travaillant directement sur le simulateur. Finalement, le projet SAGA et le simulateur BirthSIM pourraient permettre de travailler sur la perception des variations de raideur. En effet, pour la suite des travaux sur les interfaces haptiques dans le milieu du biomédical, il pourrait être intéressant de cerner avec quelle précision un utilisateur est capable de sentir une variation de raideur d'une interface.

Références bibliographiques

- ABATE, A., ACAMPORA, G., LOIA, V., RICCIARDI, S. et VASILAKOS, A. (2010). A pervasive visual-haptic framework for virtual delivery training. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14(2):326–334.
- ABRY, F. (2013). *Contribution à la commande et l'observation des actionneurs électropneumatiques : de l'intérêt de la transformée A-T*. Thèse de doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. Thèse de Doctorat en Automatique industrielle.
- ABRY, F., BRUN, X., DI LORETO, M., SESMAT, S. et BIDEAUX, E. (2015a). Piston position estimation for an electro-pneumatic actuator at standstill. *Control Engineering Practice (CEP)*, 41:176–185.
- ABRY, F., BRUN, X., SESMAT, S. et BIDEAUX, E. (2013). Non-linear position control of a pneumatic actuator with closed-loop stiffness and damping tuning. In *European Control Conference (ECC)*, pages 1089–1094, Zürich.
- ABRY, F., BRUN, X., SESMAT, S., BIDEAUX, E. et DUCAT, C. (2015b). Electropneumatic cylinder backstepping position controller design with real-time closed-loop stiffness and damping tuning. *IEEE Transactions on Control Systems Technology (T-CST)*, PP(99).
- AFNOR (2013). NF ISO 6358-1 Transmissions pneumatiques – détermination des caractéristiques de débit des composants traversés par un fluide comprésible – partie 1 : Règles générales et méthodes d'essai en régime stationnaire. Association Française de Normalisation.
- AFNOR (2013). NF ISO 6358-2 Transmissions pneumatiques – détermination des caractéristiques de débit des composants traversés par un fluide comprésible – partie 2 : Méthode d'essai alternatives. Association Française de Normalisation.
- ALLEN, R., BANKOSKI, B., BUTZIN, C. et NAGEY, D. (2007). Comparing mechanical fetal response during descent, crowning, and restitution among deliveries with and without shoulder dystocia. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 171(6):1621–1627.
- ALLEN, R. H., BANKOSKI, B. R., BUTZIN, C. A. et NAGEY, D. A. (1994). Comparing clinician-applied loads for routine difficult and shoulder dystocia deliveries. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 171(6):1621 – 1627.
- ALLEN, R. H., BANKOSKI, B. R. et NAGEY, D. (1995). Simulating birth to investigate clinician-applied loads on newborns. *Medical Engineering & Physics*, 17(5):380 – 384.
- ALÈS, P.-J., HERZIG, N., LELEVÉ, A., MOREAU, R. et BAUER, C. (2016). 3D haptic rendering of tissues for epidural needle insertion using a 6 degrees of freedom device. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. [submitted].
- ANDERSEN, B. (1967). *The analysis and design of pneumatic systems*. Wiley.

- ANDRÉ, G. (1991). Capteurs d'environnement en robotique - la perception tactile. *Techniques de l'ingénieur*, (ref. article : R7754).
- ARMSTRONG-HÉLOUVRY, B., DUPONT, P. et CANUDAS DE WIT, C. (1994). A survey of models, analysis tools and compensation methods for control of machines with friction. *Automatica*, 30(7): 1083–1138.
- BASDOGAN, C., DE, S., KIM, J., MUNIYANDI, M., KIM, H. et SRINIVASAN, M. (2004). Haptics in minimally invasive surgical simulation and training. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 24(2):56–64.
- BICCHI, A. et TONIETTI, G. (2004). Fast and “soft-arm” tactics. *IEEE Robotics Automation Magazine*, 11(2):22–33.
- BIENVAULT, P. (2016). La simulation, voie d'avenir pour mieux former les médecins. La Croix 04/01/2016. <http://www.la-croix.com/Ethique/Sciences-Ethique/Sciences/La-simulation-voie-d-avenir-pour-mieux-former-les-medecins-2016-01-04-1399585> [visité le 31/03/2016].
- BLONDEL, B. et KERMARREC, M. (2011). Enquête nationale périnatale. Rapport technique, Direction Générale de la Santé.
- BOBROW, J. et MCDONELL, B. (1998). Modeling, identification, and control of a pneumatically actuated, force controllable robot. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 14(5):732–742.
- BOOK, W. J. (1990). Modeling design, and control of flexible manipulator arms : A tutorial review. In *IEEE Conference on Decision and Control (CDC)*, pages 500–506, Honolulu.
- BOUIN, T. (2013). La simulation sur mannequin haute fidélité dans la formation initiale des sages-femmes. *La Revue Sage-Femme*, 12(0):93–97.
- BUTTIN, R. (2010). *Modélisation biomécanique du système reproductif féminin et du fœtus humain pour la réalisation d'un simulateur virtuel d'accouchement*. Thèse de doctorat, Université Claude Bernard Lyon 1. Thèse de Doctorat en Informatique.
- BUTTIN, R., ZARA, F., SHARIAT, B. et REDARCE, T. (2009). A biomechanical model of the female reproductive system and the fetus for the realization of a childbirth virtual simulator. In *IEEE International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pages 5263–5266, Minneapolis.
- BUTTIN, R., ZARA, F., SHARIAT, B., REDARCE, T. et GRANGÉ, G. (2013). Biomechanical simulation of the fetal descent without imposed theoretical trajectory. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 111(2):389 – 401.
- CEPESFF (2011). *L'étude de l'accouchement en présentation du sommet*, chapitre le travail : mécanique obstétricale - surveillance - partogramme (Premier et deuxième temps de la deuxième étape du travail). Comité Éditorial Pédagogique des Écoles de Sages-Femmes de France.

- CETINKUNT, S. et BOOK, W. (1990). Performance limitations of joint variable-feedback controllers due to manipulator structural flexibility. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 6(2):219–231.
- CEUMVAF (2014). *Pathologies de l'accouchement*, chapitre extractions instrumentales par forceps et spatules. Comité Éditorial de l'Université Virtuelle de Maïeutique Francophone.
- CFCF (2014). Anatomical planes. Wikimedia Commons. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Anatomical_Planes.svg [visité le 31/03/2016].
- CHAUVET, A., BOUKERROU, M., NAYAMA, M., DUFOUR, P. et PUECH, F. (2005). Traumatismes crâniens obstétricaux spontanés : mythe ou réalité? *Gynécologie Obstétrique & Fertilité*, 33(9):582 – 585.
- CHEN, S.-F. et KAO, I. (2000). Conservative congruence transformation for joint and cartesian stiffness matrices of robotic hands and fingers. *The International Journal of Robotics Research*, 19(9):835–847.
- CHINO, M., NAKAJIMA, Y., BEKKU, A., TSUDA, H., KOTANI, T. et KIKKAWA, F. (2014). An obstetric forceps contouring the head surface to improve gripping capability in delivery assistance. In *IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, pages 233–237, São Paulo.
- CIFUENTES, J. (2015). *Développement d'une nouvelle technique pour l'évaluation objective des gestes en chirurgie mini-invasive*. Thèse de doctorat, Universidad Nacional de Colombia Sede Manizales / Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. Doctorado de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica / Thèse de doctorat en Automatique industrielle.
- CIFUENTES, J., MOREAU, R., PRIETO, F., PHAM, M. et REDARCE, T. (2013). Why and how to objectively evaluate medical gestures? *IRBM*, 34(1):74 – 78. Digital Technologies for Healthcare.
- CNGOF (2006a). *Cours de Mécanique et Techniques Obstétricales*, chapitre Rotation intra-pelvienne de la tête foetale. Collège National des Gynécologues et Obstétriciens Français.
- CNGOF (2006b). *Cours de Mécanique et Techniques Obstétricales*, chapitre Engagement. Collège National des Gynécologues et Obstétriciens Français.
- COURTECUISSÉ, H., JUNG, H., ALLARD, J., DURIEZ, C., LEE, D. Y. et COTIN, S. (2010). GPU-based real-time soft tissue deformation with cutting and haptic feedback. *Progress in biophysics and molecular biology*, 103(2):159–168.
- DANG, T., ANNASWAMY, T. et SRINIVASAN, M. (2001). Development and evaluation of an epidural injection simulator with force feedback for medical training. *Studies in Health Technology and Informatics*, 81:97–102.
- DRAKE, R., VOGL, A. et MITCHELL, A. (2015). *Gray's Anatomy for Students*, chapitre 5, pages 421–532. Elsevier Health Sciences, 3 édition.
- DUPUIS, O. (2005). *Apport du forceps instrumenté dans la sécurité de l'extraction instrumentale*. Thèse de doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. Thèse de doctorat en Images et Systèmes.

- DUPUIS, O., BETEMPS, M., DELHOMME, G., DITTMAR, A., REDARCE, H. et SILVEIRA, R. (2005). Simulateur fonctionnel et anatomique d'accouchement. Brevet WO 2005/013229 A3.
- FAKRI, A. (1985). *Conception, modélisation et simulation de la structure compliant passive DCR pour robot d'assemblage*. Thèse de doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. Thèse de Doctorat en Automatique et Informatique appliquées.
- FERAUD, O. (2009). Forceps : description, mécanique, indications et contre-indications. *La Revue Sage-Femme*, 8(2):108 – 116.
- FESTO (2005). *Distributeur proportionnels MPYE*. https://www.festo.com/cat/en-gb_gb/data/doc_FR/PDF/FR/MPYE_FR.PDF [visité le 31/03/2016].
- FRIEDMAN, E. A. (1978). *Labor : Clinical evaluation and management*. Appleton-Century-Crofts.
- FUCHS, P. (2007). Interfaces de localisation et de commande. *Techniques de l'ingénieur Réalité virtuelle*, base documentaire : TIB299DUO(ref. article : te5902).
- GEBLER, B. (1987). Feed-forward control strategy for an industrial robot with elastic links and joints. *In IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, volume 4, pages 923–928, Raleigh.
- GEI, A. F. et BELFORT, M. A. (1999). Forceps-assisted vaginal delivery. *Obstetrics and Gynecology Clinics of North America*, 26(2):345 – 370.
- GIMOVSKY, M. L. (2004). *Gynecology and Obstetrics*, chapitre 76 Abnormal Fetal Lie and Presentation.
- GOULETTE, F. et CHEN, Z.-W. (2015). Fast computation of soft tissue deformations in real-time simulation with hyper-elastic mass links. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 295:18 – 38.
- GRANRY, J.-C. et MOLL, M.-C. (10 janvier 2012). Rapport de mission, état de l'art (national et international) en matière de pratiques de simulation dans le domaine de la santé dans le cadre du développement professionnel continu (DPC) et de la prévention des risques associés aux soins. Rapport technique, Haute Autorité de Santé.
- HAVLIK, S. (2011). Passive compliant mechanisms for robotic (micro)devices. *In Congress in Mechanism and Machine Science*, pages 2215–2221, Guanajuato.
- HEINRICH, B., SEPEHRI, N. et THORNTON-TRUMP, A. B. (1996). Position-based impedance control of an industrial hydraulic manipulator. *In IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, volume 1, pages 284–290, Minneapolis.
- HERRERA, D. (2006). *Analyse du couplage personne-système haptique*. Thèse de doctorat, Université de Grenoble. Thèse de doctorat en Ingénierie de la Cognition, de l'Interaction, de l'Apprentissage et de la Création.
- HERZIG, N., MOREAU, R., LELEVÉ, A. et PHAM, M. (2016a). Stiffness control of pneumatic actuators to simulate human tissues behavior on medical haptic simulators. *In Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), 2016 IEEE International Conference on*, pages 1591–1597.

- HERZIG, N., MOREAU, R., REDARCE, H., ABRY, F. et BRUN, X. (2016b). Non linear position and closed-loop stiffness controller for a two degrees of freedom pneumatic robot. *IEEE Transactions on Control Systems Technology (T-CST)*. [submitted].
- HERZIG, N., MOREAU, R. et REDARCE, T. (2014). A new design for the BirthSIM simulator to improve realism. In *IEEE International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pages 2065–2068, Chicago.
- HERZIG, N., MOREAU, R., REDARCE, T., ABRY, F. et BRUN, X. (2015). Non linear position and closed loop stiffness control for a pneumatic actuated haptic interface : the BirthSIM. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 1612–1618, Hamburg.
- JASTROW, N., IRION, O., SAVOLDELLI, G. et PICCHIOTTINO, P. (2013). Simulation en obstétrique. *Revue Medicale Suisse*, 403:1938–1942.
- KELLY, R. (1997). PD control with desired gravity compensation of robotic manipulators : A review. *The International Journal of Robotics Research*, 16(5):660–672.
- KHALIL, H. K. (2002). *Nonlinear systems*. Prentice Hall, 3rd édition.
- KHALIL, W. et DOMBRE, E. (2004). *Modeling, Identification & Control of Robots*. Butterworth-Heinemann.
- KHEDDAR, A., DEVINE, C., BRUNEL, M., DURIEZ, C. et SIBONY, O. (2004). Preliminary design of a childbirth simulator haptic feedback. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, volume 4, pages 3270–3275, Sendai.
- KIM, E., ALLEN, R., YANG, J., McDONALD, M., TAM, W. et GUREWITSCH, E. (2004). Simulating complicated human birth for research and training. In *IEEE International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, volume 26, pages 2762–2766, San Francisco.
- KIM, E., THEPRUNGSIRIKUL, P., McDONALD, M., GUREWITSCH, E. et ALLEN, R. (2005). A biofidelic birthing simulator. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 24(6):34–39.
- KING, C.-H., CULJAT, M., FRANCO, M., LEWIS, C., DUTSON, E., GRUNDFEST, W. et BISLEY, J. (2009). Tactile feedback induces reduced grasping force in robot-assisted surgery. *IEEE Transactions on Haptics*, 2:103–110.
- KRSTIC, M., KOKOTOVIC, P. V. et KANELLAPOULOS, I. (1995). *Nonlinear and Adaptive Control Design*. John Wiley & Sons, Inc., 1st édition.
- LAPEER, R., CHEN, M. et VILLAGRANA, J. (2004a). An augmented reality based simulation of obstetric forceps delivery. In *IEEE/ACM International Symposium on Mixed and Augmented Reality*, pages 274–275, Arlington.
- LAPEER, R., CHEN, M. et VILLAGRANA, J. (2004b). Simulating obstetric forceps delivery in an augmented environment. In *Augmented environments for Medical Imaging including Augmented Reality in Computer-aided Surgery*, Saint-Malo.

- LE, M.-Q. (2011). *Development of bilateral control for pneumatic actuated teleoperation system*. Thèse de doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. Thèse de Doctorat en Automatique industrielle.
- LEE, M. (1995). Design of a high stiffness machining robot arm using double parallel mechanisms. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, volume 1, pages 234–240, Nagoya.
- LESLIE, K., DIPASQUALE-LEHNERZ, P. et SMITH, M. (2005). Obstetric forceps training using visual feedback and the isometric strength testing unit. *American College of Obstetricians and Gynecologists*, 105(2):377–382.
- LIU, H. et HIRZINGER, G. (1999). Joint torque based cartesian impedance control for the DLR hand. In *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, pages 695–700, Atlanta.
- LUCA, A. D., SICILIANO, B. et ZOLLO, L. (2005). PD control with on-line gravity compensation for robots with elastic joints : Theory and experiments. *Automatica*, 41(10):1809 – 1819.
- MARÉCHAL, L., BARTHOD, C., LOTTIN, J., GAUTIER, G. et JEULIN, J. (2007). Measurement system for gesture characterization during chest physiotherapy act on newborn babies suffering from bronchiolitis. In *IEEE International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pages 5770–5773, Lyon.
- MIGLIORE, S., BROWN, E. et DEWEERTH, S. (2005). Biologically inspired joint stiffness control. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 4508–4513, Barcelona.
- MOREAU, R. (2007). *Le simulateur d'accouchement BirthSIM : un outil complet pour la formation sans risque en obstétrique*. Thèse de doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. Thèse de Doctorat en Automatique industrielle.
- MOREAU, R., PHAM, M., BRUN, X., REDARCE, T. et DUPUIS, O. (2011). Simulation of an instrumental childbirth for the training of the forceps extraction : control algorithm and evaluation. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 15(3):364–372.
- MORITA, T. et SUGANO, S. (1995). Design and development of a new robot joint using a mechanical impedance adjuster. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, volume 3, pages 2469–2475, Nagoya.
- MORITA, T. et SUGANO, S. (1997). Development of an anthropomorphic force-controlled manipulator WAM-10. In *IEEE International Conference on Advanced Robotics*, pages 701–706, Monterey.
- MOTHES, S. et VADCARD, L. (2014). Analyse des gestes d'extraction instrumentale et premières préconisations pour la conception d'exercices. Rapport technique, Laboratoire des Sciences de l'Éducation.
- MOTHES, S. et VADCARD, L. (2015). Trajectoire et autres lois de couplage. Rapport technique, Laboratoire des Sciences de l'Éducation.

- NORDMANN, A. (2008). Remote center of compliance. https://commons.wikimedia.org/wiki/File%3ARemote_Center_of_Compliance.svg [visité le 14/03/2016].
- OBST, T., BURBKART, R., RUCKHABERLE, E. et RIENER, R. (2004). The delivery simulator : A new application of medical VR. *In Medicine Meets Virtual Reality*, volume 98, pages 281–287, Newport Beach.
- OH, J. et LEE, J. (1997). Control of flexible joint robot system by backstepping design approach. *In IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, volume 4, pages 3435–3440, Albuquerque.
- OLABY, O. (2006). *Robotique pour l'apprentissage de gestes médicaux. Mise en œuvre de séquences d'accouchement automatisées*. Thèse de doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. Thèse de Doctorat en Automatique industrielle.
- OLABY, O., MOREAU, R., BRUN, X., REDARCE, T. et DUPUIS, O. (2006). Automatic childbirth procedures implanted on the birthsim simulator. *In IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 2370–2375, Beijing.
- OPENSTAX, C. (2014). *Anatomy & Physiology*.
- OURY, J.-F., SIBONY, O., LUTON, D., BLOT, P., SCHAAL, J.-P. et RENNER, J.-P. (2000). *Mécanique obstétricale : Tome III : Extractions instrumentales*. Laboratoires Guigoz.
- PARK, K., SUNG, T., LEE, M. et KYUNG, J. (2006). Study on kinematic optimization of a combined parallel-serial manipulator. *In IEEE International Joint Conference SICE-ICASE*, pages 1212–1216, Busan.
- PATEL, C., POGGI, S., C.Y., S. et ALLEN, R. (2002). Measuring hand-applied forces during childbirth. *In IEEE International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, volume 3, pages 1799–1800, Houston. IEEE.
- PAUL, R. P. (1982). *Robot Manipulators : Mathematics, Programming, and Control*. MIT Press, Cambridge, MA, USA, 1st édition.
- PETERLIK, I., NOUCER, M., DURIEZ, C., COTIN, S. et KHEDDAR, A. (2011). Constraint-based haptic rendering of multirate compliant mechanisms. *IEEE Transactions on Haptics*, 4(3):175–187.
- PETERNEL, L., PETRIČ, T. et BABIČ, J. (2015). Human-in-the-loop approach for teaching robot assembly tasks using impedance control interface. *In IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 1497–1502, Washington.
- PETIT, F., DAASCH, A. et ALBU-SCHAFFER, A. (2015a). Backstepping control of variable stiffness robots. *IEEE Transactions on Control Systems Technology (T-CST)*, 23(6):2195–2202.
- PETIT, F., FRIEDL, W., HOPFNER, H. et GREBENSTEIN, M. (2015b). Analysis and synthesis of the bidirectional antagonistic variable stiffness mechanism. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 20(2):684–695.

- PETITCOLAS, J. (2006). Le mannequin de Mme du Coudray : ou comment former les accoucheuses au XVIIIe siècle. *La revue du praticien*, 56(2):226–229.
- PRELLE, C. (1997). *Contribution au contrôle de la compliance d'un bras de robot à actionnement électropneumatique*. Thèse de doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. Thèse de Doctorat en Automatique industrielle.
- RIENER, R. et BURGKART, R. (2007). Birth simulator. Brevet US 7241145 B2.
- RIETHMULLER, D., RAMANAH, R., MAILLET, R. et SCHAAL, J.-P. (2009). Ventouses : description, mécanique, indications et contre-indications. *La Revue Sage-Femme*, 8(2):117 – 129.
- SAKAI, S. et SHINTANI, T. (2016). Experiment of a casimir based impedance control for hydraulic arms. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Seattle. [accepted].
- SAKAI, S. et STRAMIGIOLI, S. (2012). Casimir based impedance control. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 1384–1391, Saint Paul.
- SALISBURY, K., CONTI, F. et BARBAGLI, F. (2004). Haptic rendering : introductory concepts. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 24(2):24–32.
- SCHMITT, P.-M., RAMON, C., GEHIN, C. et DITTMAR, A. (2006). « FORSAFE » forceps et capteurs souples bio-inspirés. *ITBM RBM*, 27:212–216.
- SHEARER, J. L. (1956). Study of pneumatic processes in the continuous control of motion with compresses air part i. *Transaction on ASME*, 78:233–242.
- SHEN, X. et GOLDFARB, M. (2007). Simultaneous force and stiffness control of a pneumatic actuator. *ASME Journal of Dynamic Systems Measurement and Control*, 129(4):425–434.
- SICILIANO, B. et KHATIB, O. (2007). *Springer Handbook of Robotics*. Springer-Verlag New York, Inc.
- SIELHORST, T., BLUM, T. et NAVAB, N. (2005). Synchronizing 3D movements for quantitative comparison and simultaneous visualization of actions. In *IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality*, pages 38–47, Vienna.
- SIELHORST, T., OBST, T., BURGKART, R., RIENER, R. et NAVAB, N. (2004a). An augmented reality delivery simulator for medical training. In *Augmented environments for Medical Imaging including Augmented Reality in Computer-aided Surgery*, pages 11–20, Rennes.
- SIELHORST, T., TRAUB, J. et NAVAB, N. (2004b). The AR apprenticeship : Replication and omnidirectional viewing of subtle movements. In *ACM International Symposium on Mixed and Augmented Reality*, pages 290–291, Arlington.
- SILVEIRA, R. (2004). *Modélisation et conception d'un nouveau simulateur d'accouchement (Birth-SIM) pour l'entraînement et l'enseignement des jeunes obstétriciens et des sages-femmes*. Thèse de doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. Thèse de Doctorat en Automatique industrielle.

- SILVEIRA, R., PHAM, M. T., REDARCE, T., BETEMPS, M. et DUPUIS, O. (2004). A new mechanical birth simulator : Birthsim. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, volume 4, pages 3948–3953, Sendai.
- SOBCZYK, M., GERVINI, V., PERONDI, E. et CUNHA, M. (2016). A continuous version of the lugre friction model applied to the adaptive control of a pneumatic servo system. *Journal of the Franklin Institute*.
- SPONG, M. W. (1987). Modeling and control of elastic joint robots. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 109:310–318.
- STANDRING, S. (2015). *Gray's anatomy : the anatomical basis of clinical practice*, chapitre 80, pages 1349–1386. Elsevier, 40 édition.
- SUGAR, T. et HOLLANDER, K. (2011). Adjustable stiffness jack spring actuator. US Patent 7,992,849.
- TAHERI, B., CASE, D. et RICHER, E. (2014). Force and stiffness backstepping-sliding mode controller for pneumatic cylinders. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19(6):1799–1809.
- TURKI, K. (2010). *Nouvelles approches pour la synthèse de lois de commande non linéaires robustes. Application à un actionneur électropneumatique et proposition d'une solution au problème de redécollage*. Thèse de doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. Thèse de Doctorat en Énergie des Systèmes Énergie des Systèmes.
- UGURLU, B., FORNI, P., DOPPMANN, C. et MORIMOTO, J. (2015). Torque and variable stiffness control for antagonistically driven pneumatic muscle actuators via a stable force feedback controller. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 1612–1618, Hamburg.
- VAN HAM, R., SUGAR, T., VANDERBORGHT, B., HOLLANDER, K. et LEFEBER, D. (2009). Compliant actuator designs. *IEEE Robotics Automation Magazine*, 16(3):81–94.
- VAN HAM, R., VANDERBORGHT, B., VAN DAMME, M., VERRELST, B. et LEFEBER, D. (2006). MACCEPA : the mechanically adjustable compliance and controllable equilibrium position actuator for 'controlled passive walking'. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 2195–2200, Orlando.
- VLACHOS, K. et PAPADOPOULOS, E. (2006). Using force control for fidelity in low-force medical haptic simulators. In *IEEE International Conference on Control Applications*, pages 181–186, Munich.
- WANG, W., LOH, R. N. K. et GU, E. Y. (1998). Passive compliance versus active compliance in robot-based automated assembly systems. *Industrial Robot : An International Journal*, 25(1):48–57.
- WATSON, P. (1978). Remote center compliance system. US Patent 4098001 A.
- ZABÉO, L., BALZING, M., TRAMIER, D., DESBIÈRE, R. et CRAVELLO, L. (2008). La rotation des variétés postérieures et transverses en occipito-sacré : Étude dynamique du travail. *La Lettre du Gynécologue*, 334:30–33.

ZHU, Y. et BARTH, E. (2005). Impedance control of a pneumatic actuator for contact tasks. *In IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2005 (ICRA)*, pages 987–992, Barcelona.

ANNEXES

Annexe A

Étude des singularités cinématiques du BirthSIM 4DDL

L'étude des singularités cinématiques a été faite à partir de la Jacobienne $\mathbf{J}(q)$ obtenue au chapitre 4 à l'équation (3.15) :

$$\mathbf{J}(q) = \begin{pmatrix} -\frac{r_3 r_6 \cos \theta_1}{d_5 d_8 \cos(\gamma_5 - \theta_1)} & \sin \theta_1 & 0 & 0 \\ -\frac{r_3 r_6 \sin \theta_1}{d_5 d_8 \cos(\gamma_5 - \theta_1)} & -\cos \theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \sin \theta_1 & -\sin \theta_2 \cos \theta_1 \\ 0 & 0 & -\cos \theta_1 & -\sin \theta_2 \sin \theta_1 \\ -\frac{r_6}{d_5 d_8 \cos(\gamma_5 - \theta_1)} & 0 & 0 & \cos \theta_2 \end{pmatrix} \quad (\text{A.1})$$

avec $\theta_1 = \gamma_5 - \arcsin\left(\frac{r_6^2 - d_5^2 - d_8^2}{2d_5 d_8}\right)$ et $\cos(\gamma_5 - \theta_1) = \sqrt{1 - \left(\frac{r_6^2 - d_5^2 - d_8^2}{2d_5 d_8}\right)^2}$.

Les singularités cinématiques du robot sont obtenues lorsqu'il y a perte de rang de la matrice $\mathbf{J}(q)$. Ainsi d'après les dimensions de cette dernière, on peut affirmer que $\text{rang}(\mathbf{J}(q)) \leq 4$.

Pour étudier le rang de cette matrice, nous allons raisonner sur le déterminant des sous-matrices de dimension 4×4 engendrées par $\mathbf{J}(q)$. Ainsi si on note L_i la $i^{\text{ème}}$ ligne de $\mathbf{J}(q)$, nous étudierons les cinq matrices suivantes :

$$A = \begin{pmatrix} L_1 \\ L_2 \\ L_4 \\ L_5 \end{pmatrix} \quad B = \begin{pmatrix} L_1 \\ L_2 \\ L_4 \\ L_6 \end{pmatrix} \quad C = \begin{pmatrix} L_1 \\ L_2 \\ L_5 \\ L_6 \end{pmatrix} \quad D = \begin{pmatrix} L_1 \\ L_4 \\ L_5 \\ L_6 \end{pmatrix} \quad E = \begin{pmatrix} L_2 \\ L_4 \\ L_5 \\ L_6 \end{pmatrix} \quad (\text{A.2})$$

L'étude des sous-matrices engendrées comportant la ligne L_3 n'est pas nécessaire, car le rang de ces matrices est nécessairement inférieur à 4. Les déterminants des matrices exprimées dans (A.2) sont :

$$\begin{aligned} \det(A) &= -\frac{r_3 r_6 \sin \theta_2}{d_5 d_8 \cos(\gamma_5 - \theta_1)} \\ \det(B) &= \frac{r_3 r_6 \cos \theta_2 \sin \theta_1}{d_5 d_8 \cos(\gamma_5 - \theta_1)} \\ \det(C) &= -\frac{r_3 r_6 \cos \theta_1 \cos \theta_2}{d_5 d_8 \cos(\gamma_5 - \theta_1)} \\ \det(D) &= -\frac{r_6 \sin \theta_1 \sin \theta_2}{d_5 d_8 \cos(\gamma_5 - \theta_1)} \\ \det(E) &= \frac{r_6 \cos \theta_1 \sin \theta_2}{d_5 d_8 \cos(\gamma_5 - \theta_1)} \end{aligned} \quad (\text{A.3})$$

Les positions singulières du robot sont les valeurs pour lesquelles ces cinq déterminants sont nuls. Les deux seules conditions permettant de vérifier $\det(A) = \det(B) = \det(C) = \det(D) = \det(E) = 0$ sont $r_6 = 0$ ou $r_3 = 0$ et $\theta_2 = 0(\pi)$. Or les limites mécaniques du BirthSIM empêchent d'atteindre ces points de fonctionnement. On peut donc affirmer que pour n'importe quelles valeurs de coordonnées articulaires de l'espace de travail, $\text{rang}(\mathbf{J}(q)) = 4$ et donc qu'il n'y a pas de singularités cinématiques.

N.B. : La démonstration ici vaut seulement pour les singularités cinématiques, selon le choix de représentation de l'orientation de l'organe terminal, il peut apparaître des singularités dites « mathématiques » [Siciliano et Khatib, 2007]. Dans le cas du simulateur d'accouchement, cela ne pose pas de problème particulier, car la rotation de l'organe terminal (*i.e.* la tête fœtale) est pilotée directement à partir des coordonnées articulaires. En effet, θ_2 correspond à la rotation intrapelvienne et θ_4 correspond à la flexion.

Annexe B

Frottements d'adhérence

Le coefficient d'adhérence n'est pas employé dans ce manuscrit, mais les essais de caractérisation réalisés au chapitre 3 permettent d'obtenir ce paramètre pour les vérins du BirthSIM. Ce paramètre intervient dans certains modèles de frottement, en particulier les modèles prenant en compte le phénomène de Stribeck [Armstrong-Hélouvry *et al.*, 1994] :

$$F_{frot} = \left(F_c + (F_s - F_c) \exp(-\gamma v) \right) \text{signe}(v) + F_v v \quad (\text{B.1})$$

Où v désigne la vitesse du piston, F_c , F_v et F_s sont respectivement les coefficients de frottement de Coulomb, visqueux et d'adhérence. γ est un coefficient obtenu de manière empirique. Ce dernier permet d'ajuster le domaine de vitesse sur lequel le phénomène de Stribeck intervient. La figure B.1 présente l'évolution des efforts de frottement en fonction de la vitesse pour un modèle prenant en compte le phénomène de Stribeck. Les figures B.2 et B.3 montrent les valeurs du coefficient d'adhérence mesurées lors de la caractérisation des vérins du BirthSIM.

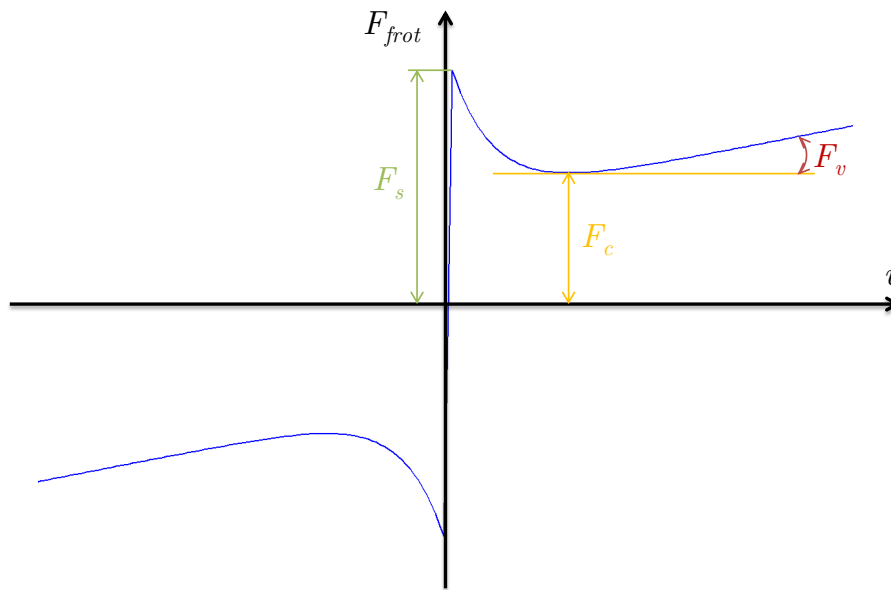


FIGURE B.1 – Modèle de frottement avec effet Stribeck

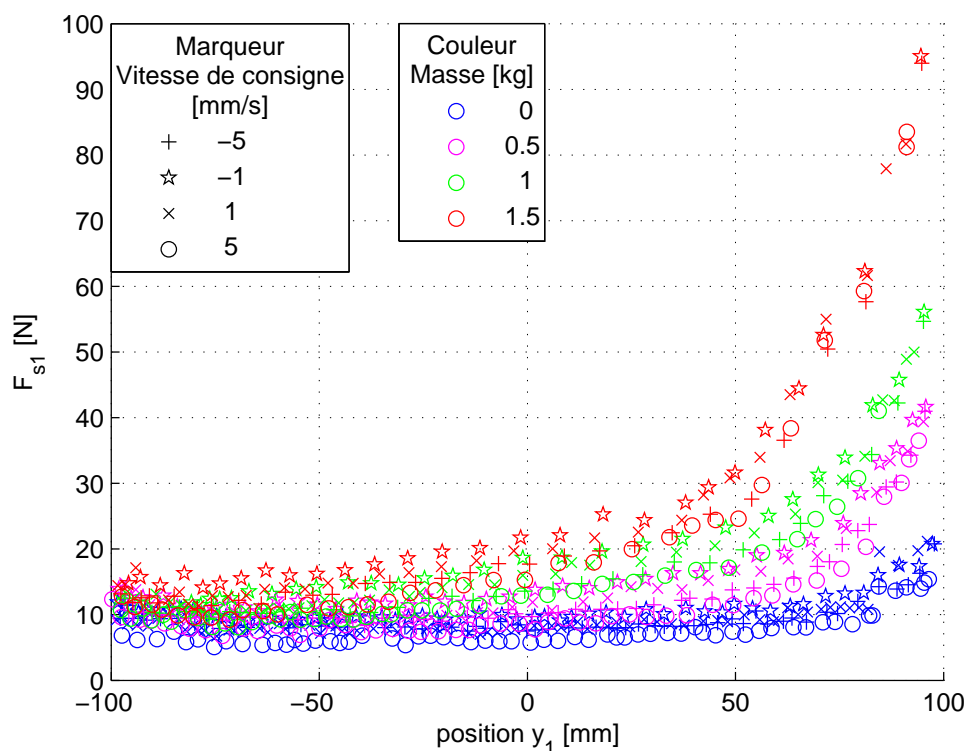


FIGURE B.2 – Caractérisation du coefficient de frottement d'adhérence du vérin 1 (200 mm)

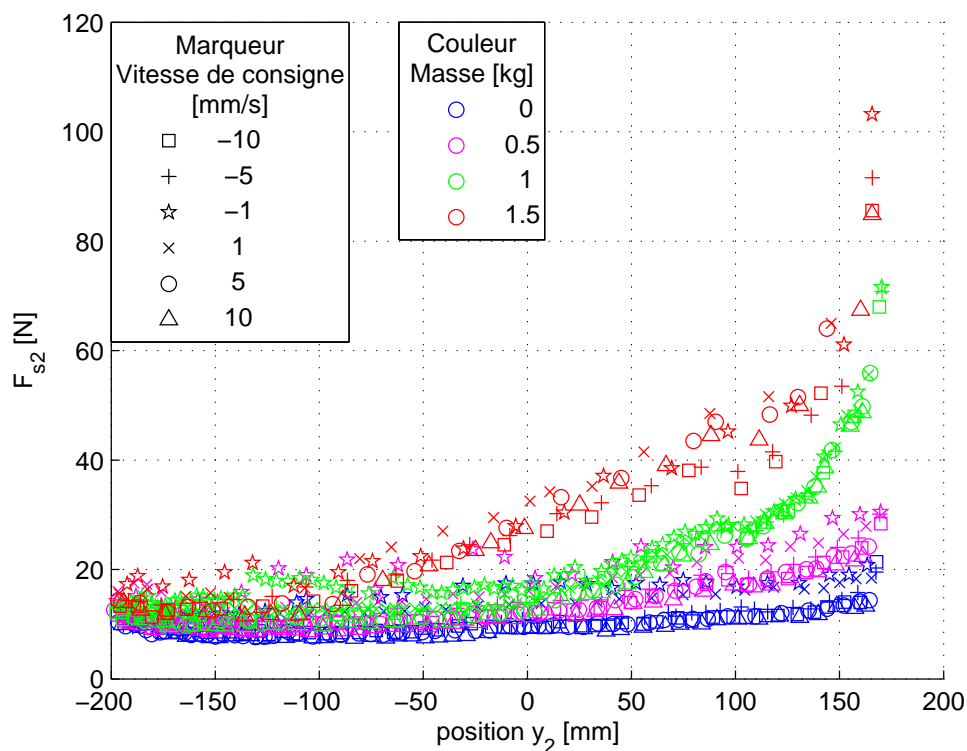


FIGURE B.3 – Caractérisation du coefficient de frottement d'adhérence du vérin 1 (400 mm)

Annexe C

Calcul de la dérivée temporelle de l'effort pneumatique du vérin 1

Cette annexe donne l'expression de la dérivée par rapport au temps de l'effort pneumatique virtuel du vérin 1. Pour rappel, F_{pneu1}^* obtenu dans l'équation (4.24) s'exprime comme suit :

$$F_{pneu1}^* = F_{pext1} + F_{f1} + \frac{M(y_2 + k_2)^2}{d_8^2 \cos \theta_7} (a_{d1} + (C_5^2 - 1)z_5 - (C_5 + C_6)z_6) + \frac{Mv_1v_2(y_2 + k_2)}{d_8^2 \cos \theta_7} - \frac{Mg \sin \theta_1 (y_2 + k_2)}{d_8 \cos \theta_7}$$

On en déduit après dérivation :

$$\begin{aligned} \dot{F}_{pneu1}^* = & \frac{Mv_2d_8^2 \cos \theta_7 + M(y_2 + k_2)d_8^2\dot{\theta}_5}{d_8^4 \cos^2 \theta_7} \left[-gd_8 \sin \theta_1 + 2v_1v_2 + (y_2 + k_2)(a_{d1} + (C_5^2 - 1)z_5 \right. \\ & \left. - (C_5 + C_6)z_6) \right] + \frac{M(y_2 + k_2)}{d_8^2 \cos \theta_7} \left[-gd_8\dot{\theta}_1 \cos \theta_1 + 2 \left(\frac{d_8}{y_2 + k_2} \left(g \sin \theta_1 \right. \right. \right. \\ & \left. \left. \frac{d_8 \cos \theta_7}{M(y_2 + k_2)} (F_{f1} + F_{pext1} - F_{pneu1}) \right) - \frac{v_1v_2}{y_2 + k_2} \right) v_2 + 2v_1 \left(\frac{F_{pneu2} - F_{pext2} - F_{f2}}{M} \right. \\ & \left. + g \cos \theta_1 + \frac{4(y_2 + k_2)(y_1 + k_1)^2v_1^2}{4d_5^2d_8^2 - ((y_1 + k_1)^2 - d_5^2 - d_8^2)^2} \right) + v_2 (a_{d1} + (C_5^2 - 1)z_5 - (C_5 \\ & \left. + C_6)z_6) + (y_2 + k_2) \left(j_{d1} + (C_5^2 - 1)(z_6 - C_5z_5) - (C_5 + C_6) \left(\frac{d_8}{y_2 + k_2} (g \sin \theta_1 \right. \right. \right. \\ & \left. \left. \left. - \frac{d_8 \cos \theta_7}{M(y_2 + k_2)} (F_{f1} + F_{pext1} - F_{pneu1}) \right) - \frac{v_1v_2}{y_2 + k_2} - a_{d1} + C_5\dot{z}_5 \right) \right) \left. \right] \end{aligned} \quad (C.1)$$



FOLIO ADMINISTRATIF

THÈSE DE L'UNIVERSITÉ DE LYON OPÉRÉE AU SEIN DE L'INSA LYON

NOM : HERZIG

DATE de SOUTENANCE : 24/06/2016

Prénoms : Nicolas

TITRE : De la Conception à la Commande d'une Nouvelle Interface Haptique 4 Axes Hybride Pneumatique Électrique pour la Simulation d'Accouchement : le BirthSIM

NATURE : Doctorat

Numéro d'ordre : 2016LYSEI064

École doctorale : Électronique, Électrotechnique, Automatique (EEA)

Spécialité : Automatique

RÉSUMÉ :

Les simulateurs d'accouchement sont des outils dédiés à la formation du personnel médical en gynécologie obstétrique. Le BirthSIM développé au laboratoire Ampère constitue une interface haptique de simulateur d'accouchement permettant de reproduire divers scénarios d'accouchement et de former les jeunes sages-femmes et obstétriciens aux différents gestes techniques nécessaires dans le cadre de leurs professions.

Dans ce manuscrit, les récentes améliorations apportées au prototype du BirthSIM seront présentées. Parmi ces améliorations, deux sont particulièrement remarquables. La première concerne l'augmentation du nombre de degrés de liberté pilotés de l'interface. Ainsi, les travaux ayant permis le passage d'une interface ne comptant qu'un seul degré de liberté à quatre seront détaillés. Le BirthSIM est le seul simulateur d'accouchement qui intègre à la fois des actionneurs électriques et pneumatiques. La seconde évolution concerne le développement de lois de commande permettant d'améliorer le rendu haptique de l'interface. Les lois de commande retenues permettent d'asservir en position le BirthSIM, mais également de régler la raideur de l'interface. Ce réglage de raideur en coordonnées cartésiennes a pour objectif de reproduire le comportement de la tête fœtale en contact avec les tissus mous du bassin au cours d'une contraction.

La loi de commande présentée dans ces travaux de thèse est une loi de commande non-linéaire synthétisée par backstepping. En effet, cette méthode permet de prendre en compte les phénomènes non-linéaires agissant sur le comportement des actionneurs pneumatiques. Cette commande, assurant le suivi d'une consigne de position et une modification de la raideur en temps réel à partir d'une stratégie de réglage de gain, a été testée à la fois en simulation et sur le prototype du BirthSIM. Les performances de cette commande sont également comparées à celles de lois de commande plus classiquement utilisées en robotique.

MOTS-CLÉS :

Robotique médicale, Simulateurs médicaux, Modélisation, Commande non-linéaire, Robots compliants, Commande en raideur, Actionneurs pneumatiques.

Laboratoire (s) de recherche : Laboratoire Ampère UMR CNRS 5005

Directeur de thèse: Tanneguy REDARCE

Président de jury :

Composition du jury :

Guillaume MOREL (Rapporteur), Pierre RENAUD (Rapporteur), Christine BARTHOD, Olivier DUPUIS, Jacques LOTTIN, Florence ZARA, Richard MOREAU, Tanneguy REDARCE